

# Formation de l'image et artéfacts en échographie

Pr Léandre Pourcelot

Pr Frédéric PATAT

# 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.**

# 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**
- **Artéfacts**

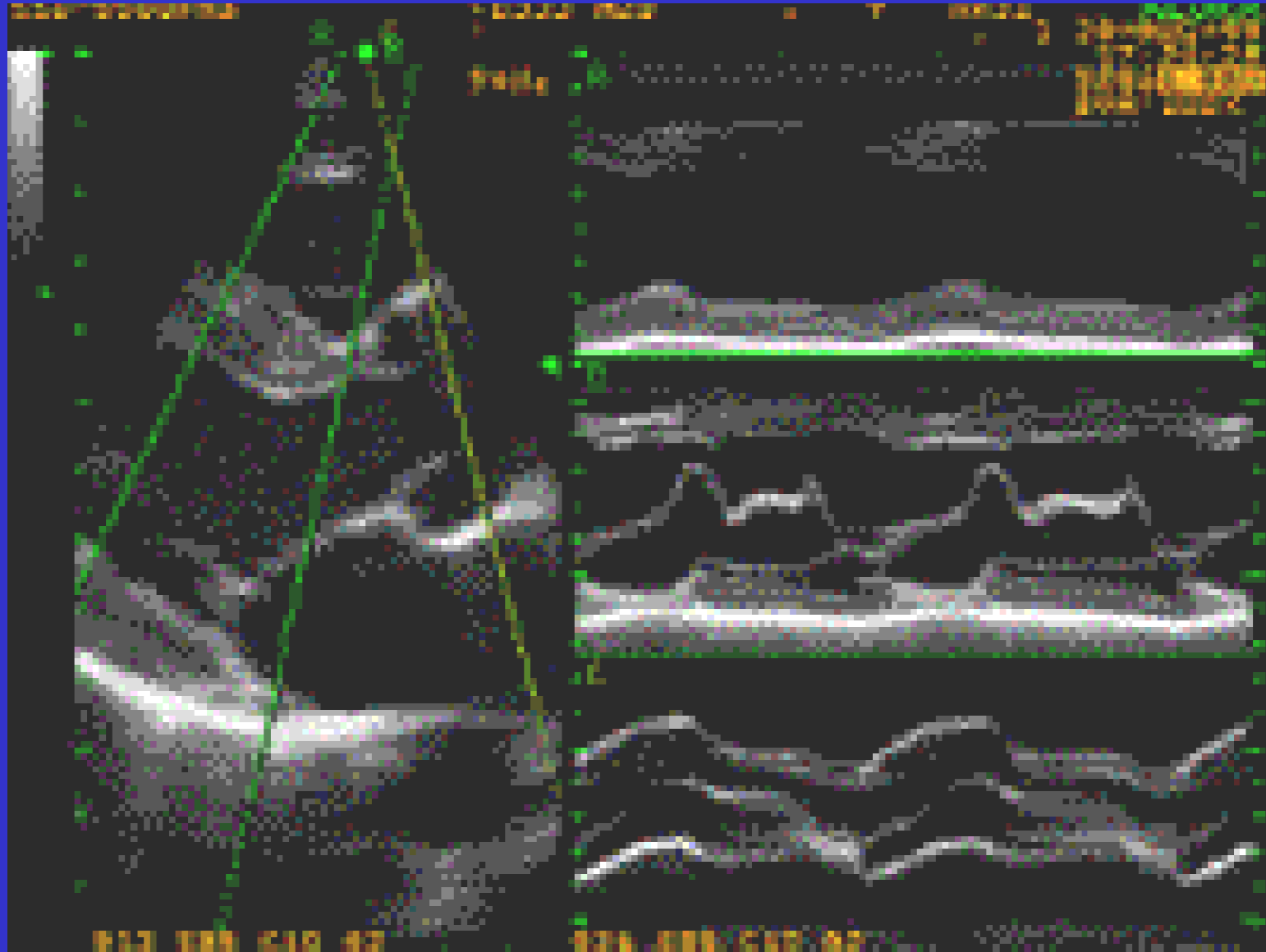
# Examen Echographie - Doppler

- On utilise toujours tous les outils à disposition
- Echo Doppler vasculaire ou Echo Doppler abdominal
- Regarder large pour commencer : on peut passer à côté d'une grosse masse en focalisant la vésicule

# Passage en revue des modes de

- Mode de balayage :
  - Linéaire, courbe
  - Sectoriel électronique
  - Compound
  - 3D ou bi-plan
- Mode Echo-Doppler :
  - B
  - TM
  - Doppler (Imagerie, énergie, pulsé, continu)
  - Elastographie

# Echocardiographie et TM



PHILIPS

TOPO 2

01231220151026

CHU BRETONNEAU

26/10/2015

12:28:23

ITm0.4 IM 1.0

X5-1/OPTIMAL CARD

CI 31Hz

14cm

2D / TM

51% 38%

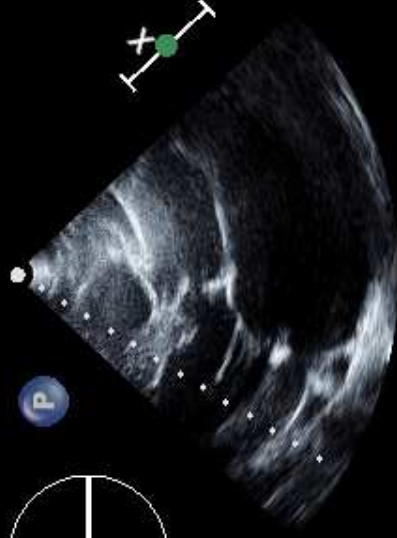
C 56

P Bas

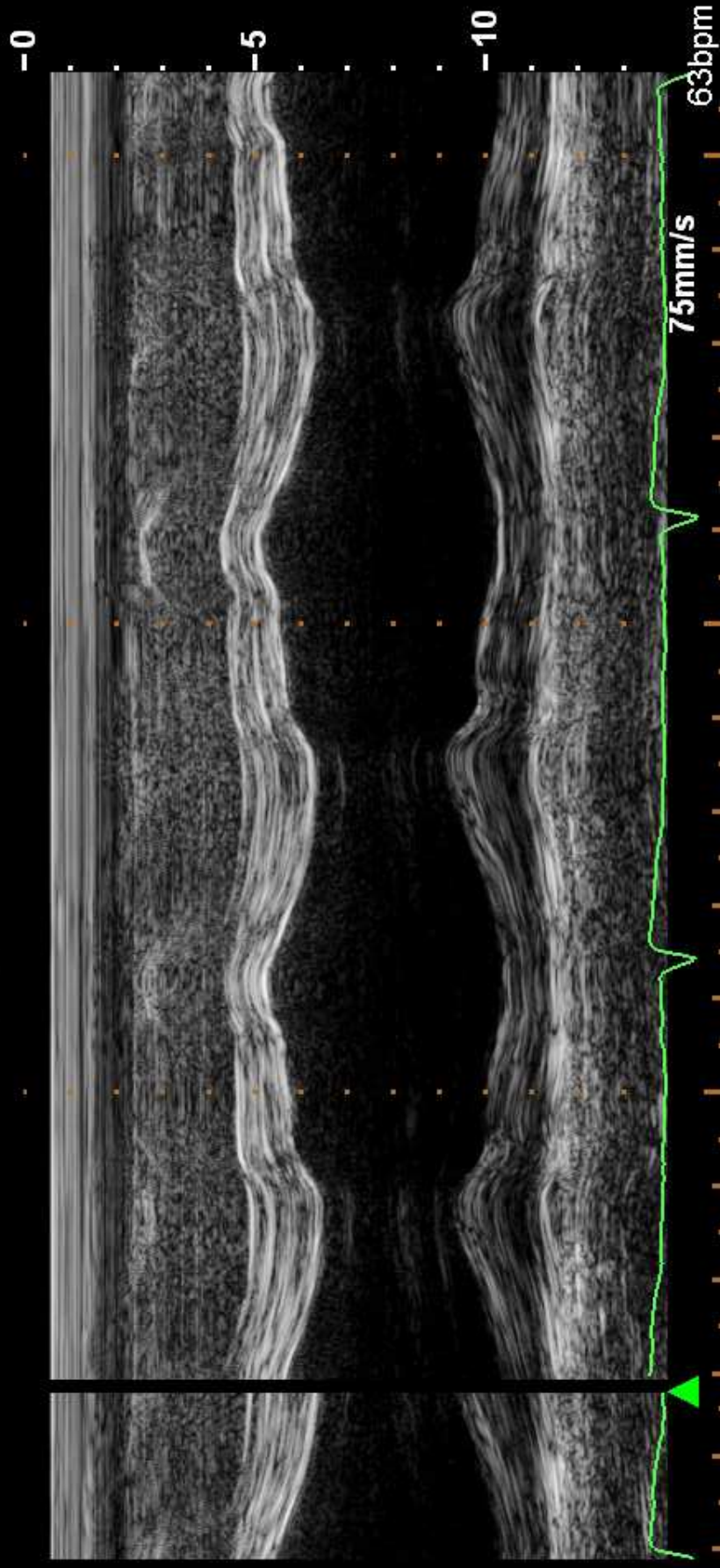
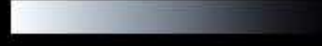
HRés



P



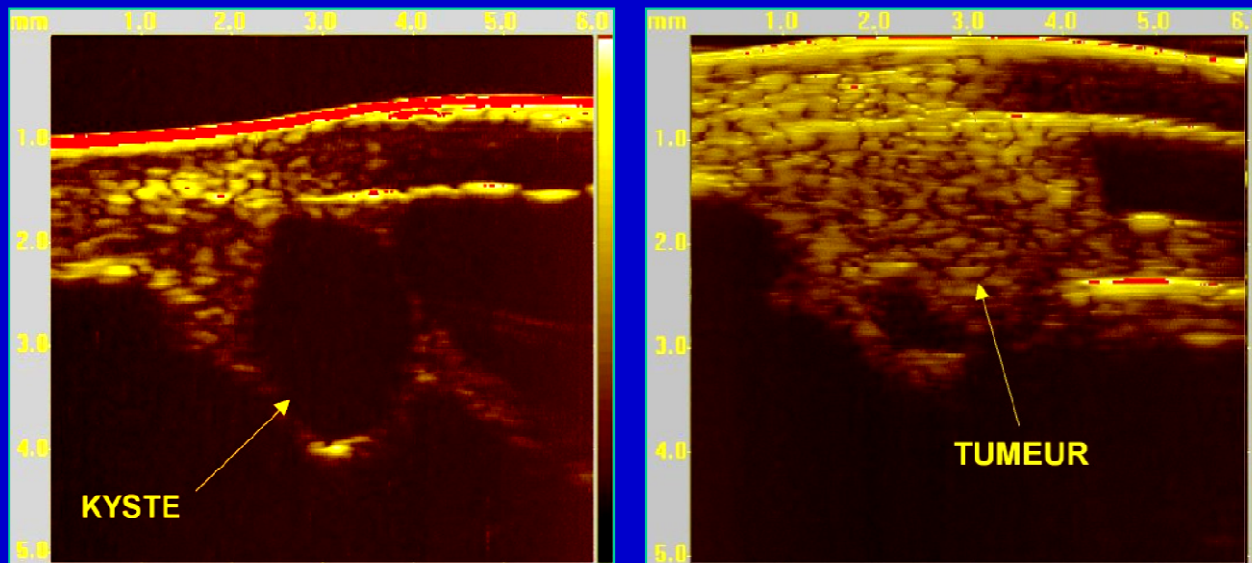
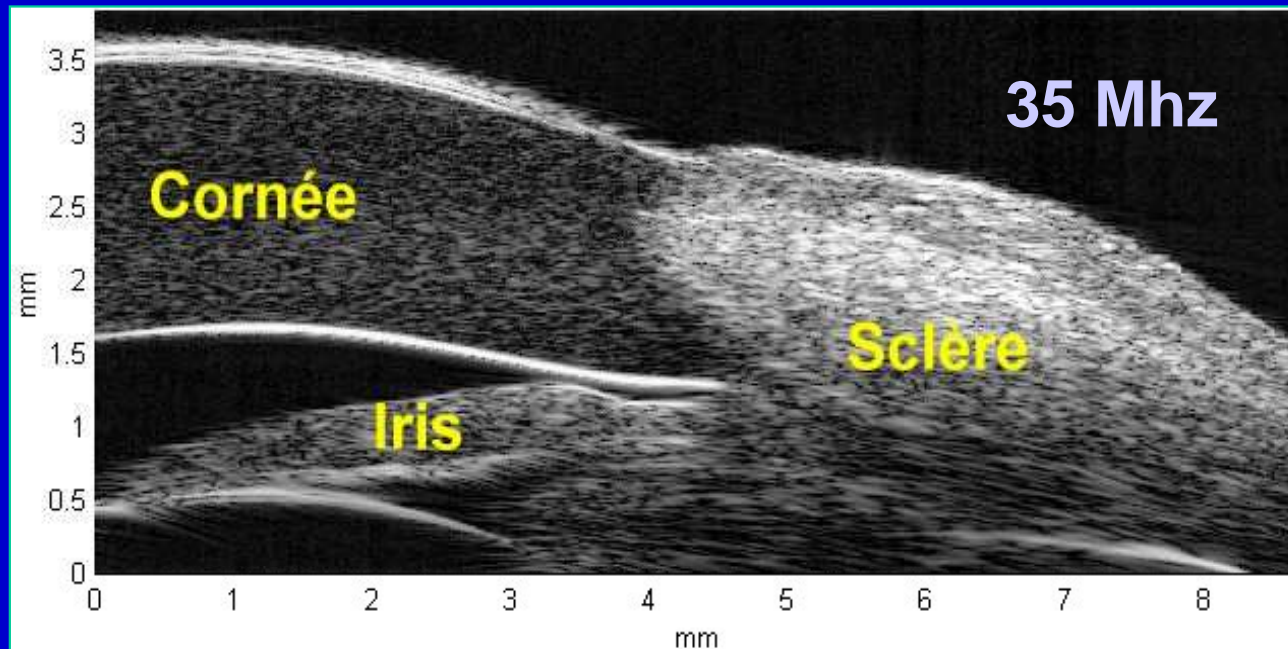
C4



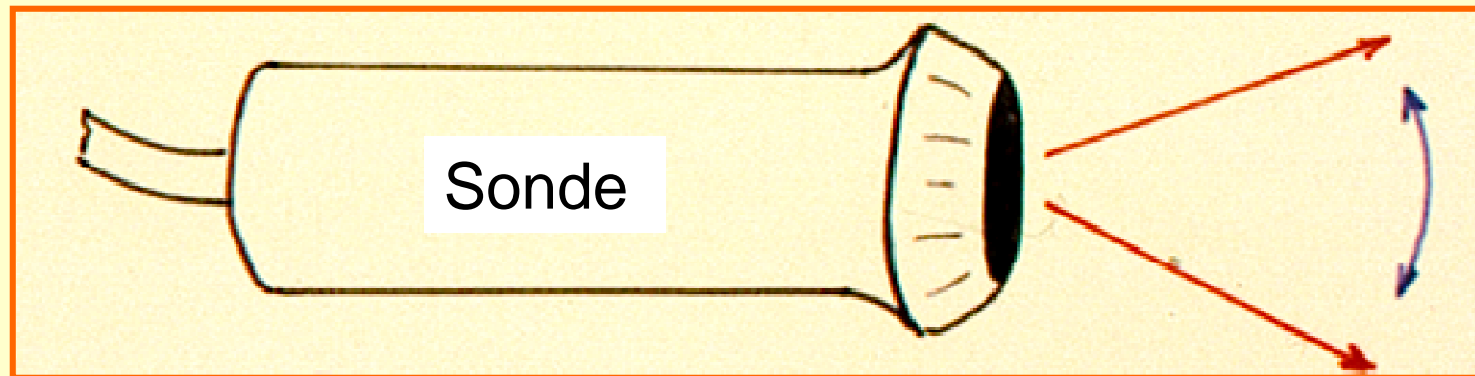
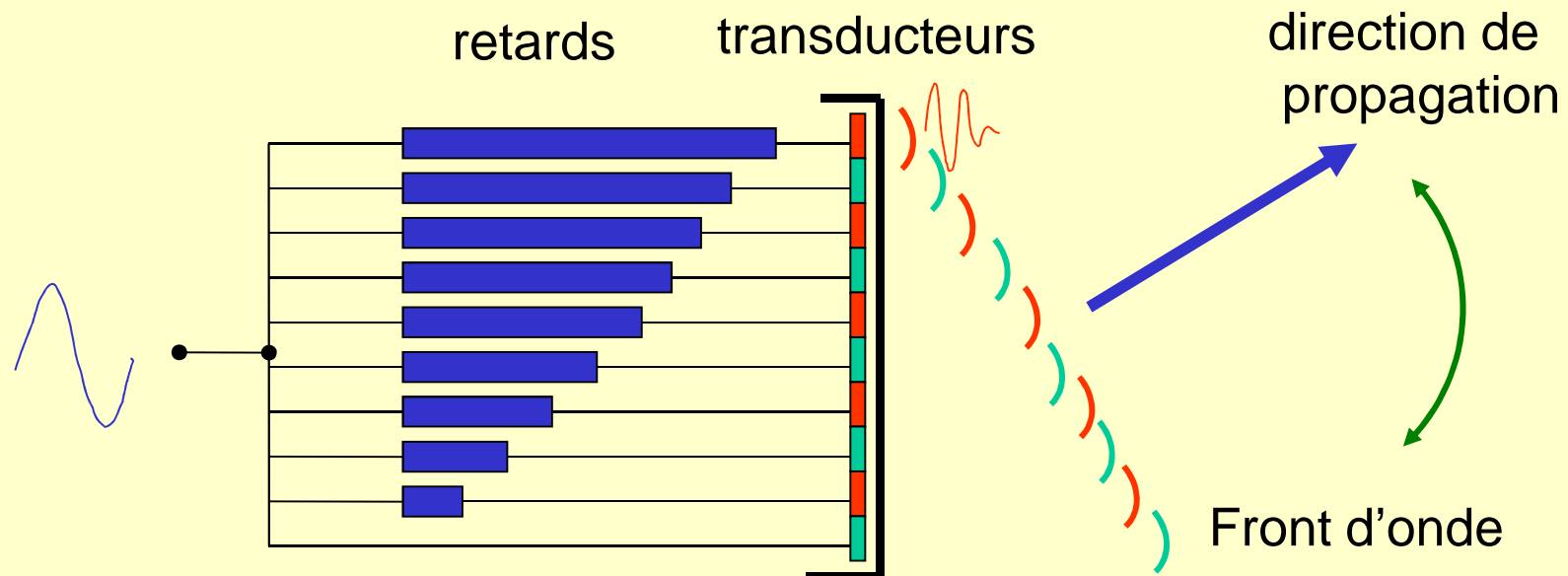


**Balayage mécanique**  
**Appareil et sonde d'imagerie haute résolution**  
**20 à 45 MHz**

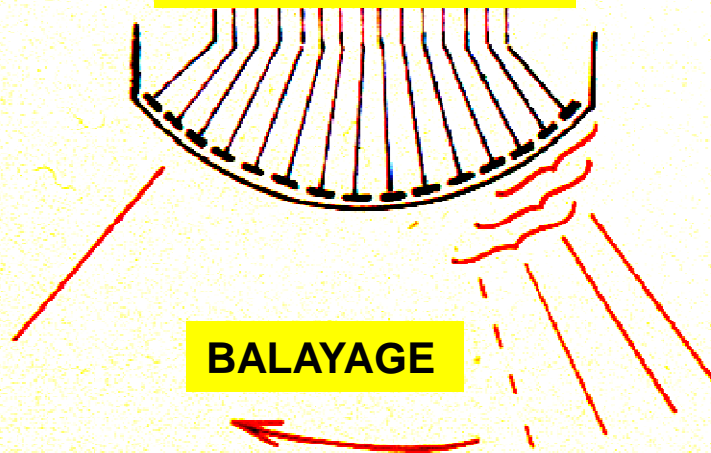
# Echographie de l'œil



# BALAYAGE ELECTRONIQUE PAR DEPHASAGE



**TRANSDUCTEURS**



**BALAYAGE**

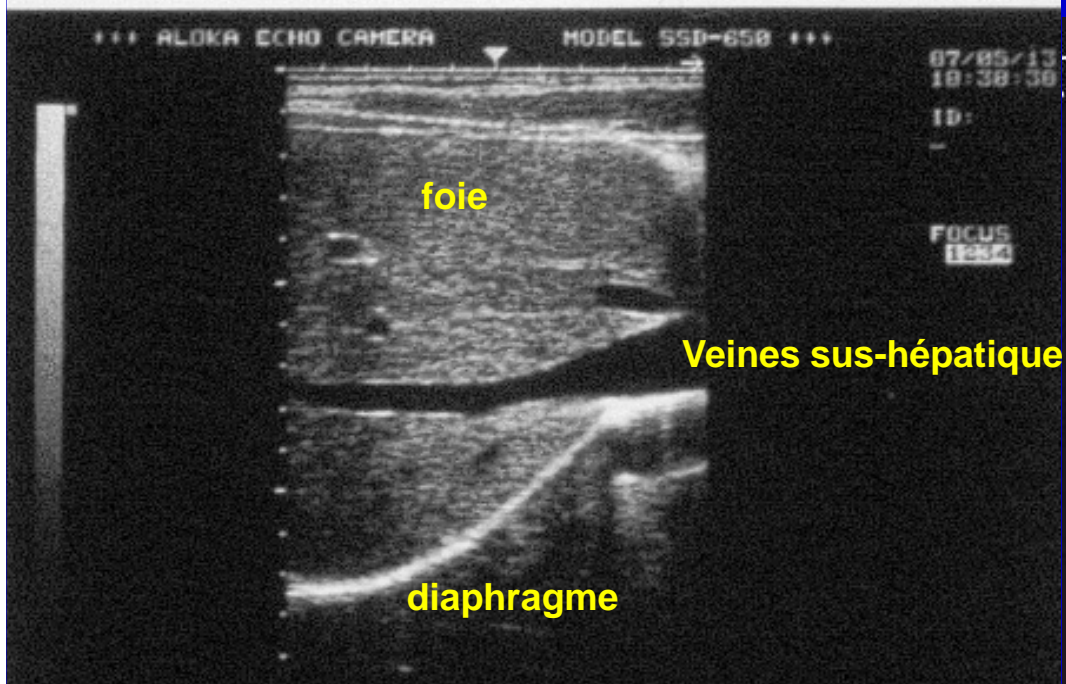
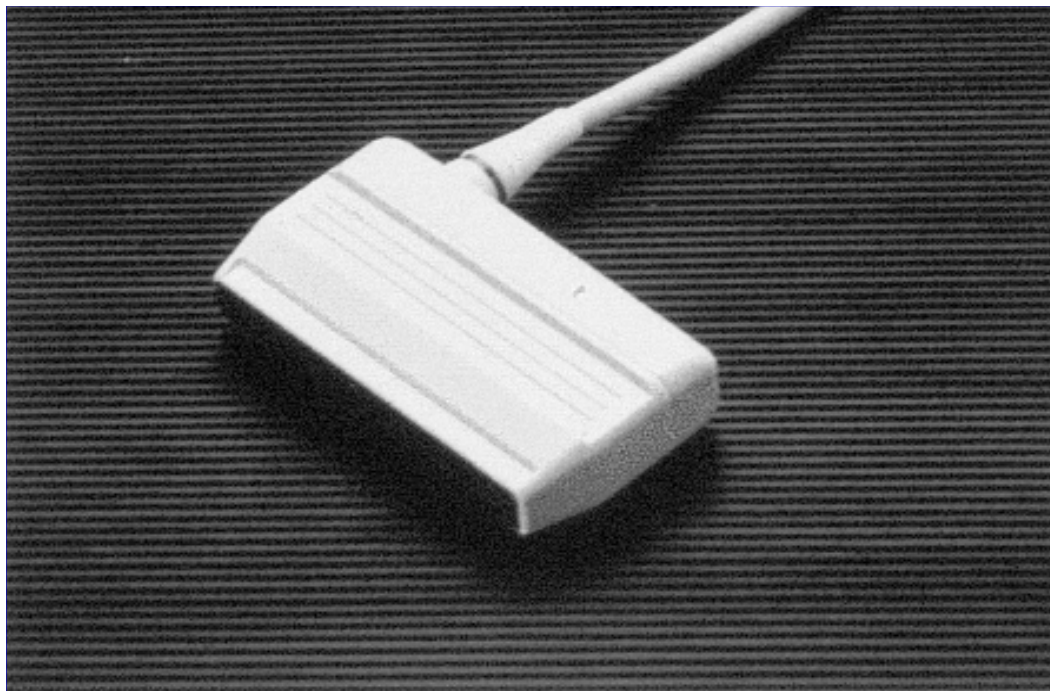


**BALAYAGE ELECTRONIQUE  
SUR SONDE CONVEXE**

# PRINCIPE DU BALAYAGE ELECTRONIQUE PAR COMMUTATION



# BALAYAGE ELECTRONIQUE SUR BARETTE PLANE



**Sein-Fibroadenome**

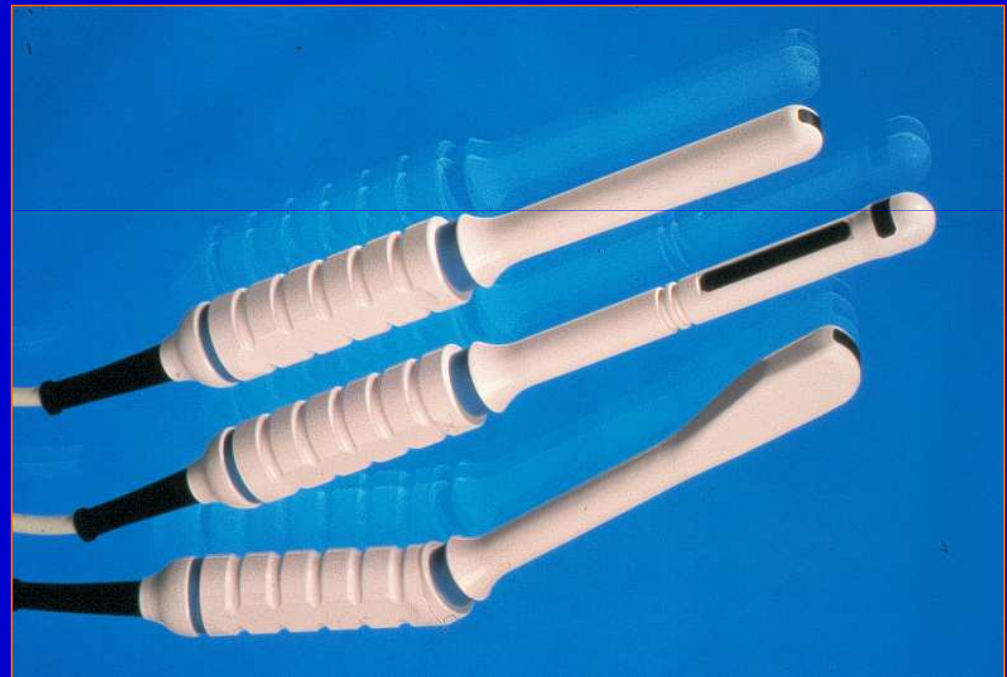
SonoCT™ IMAGING WITH XRES™ TECHNOLOGY

# SONDES D'ECHOGRAPHIE A BALAYAGE ELECTRONIQUE



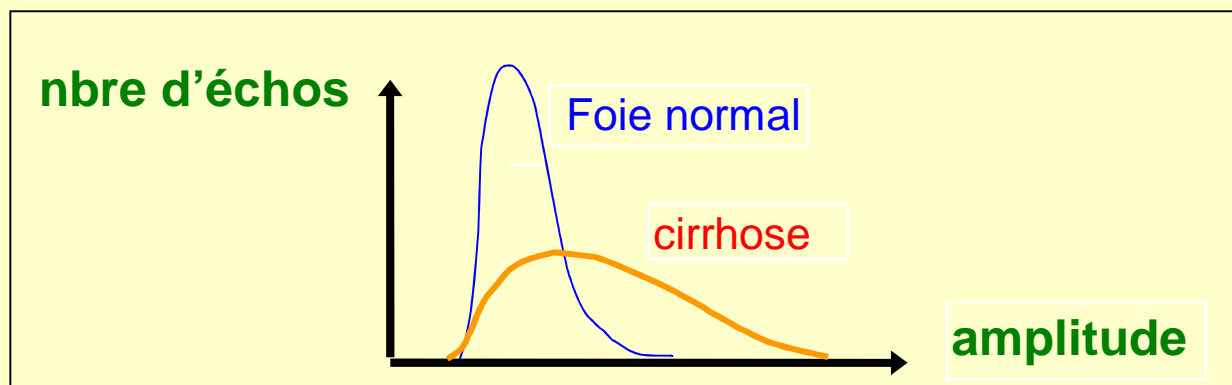
Déphasage

Commutation

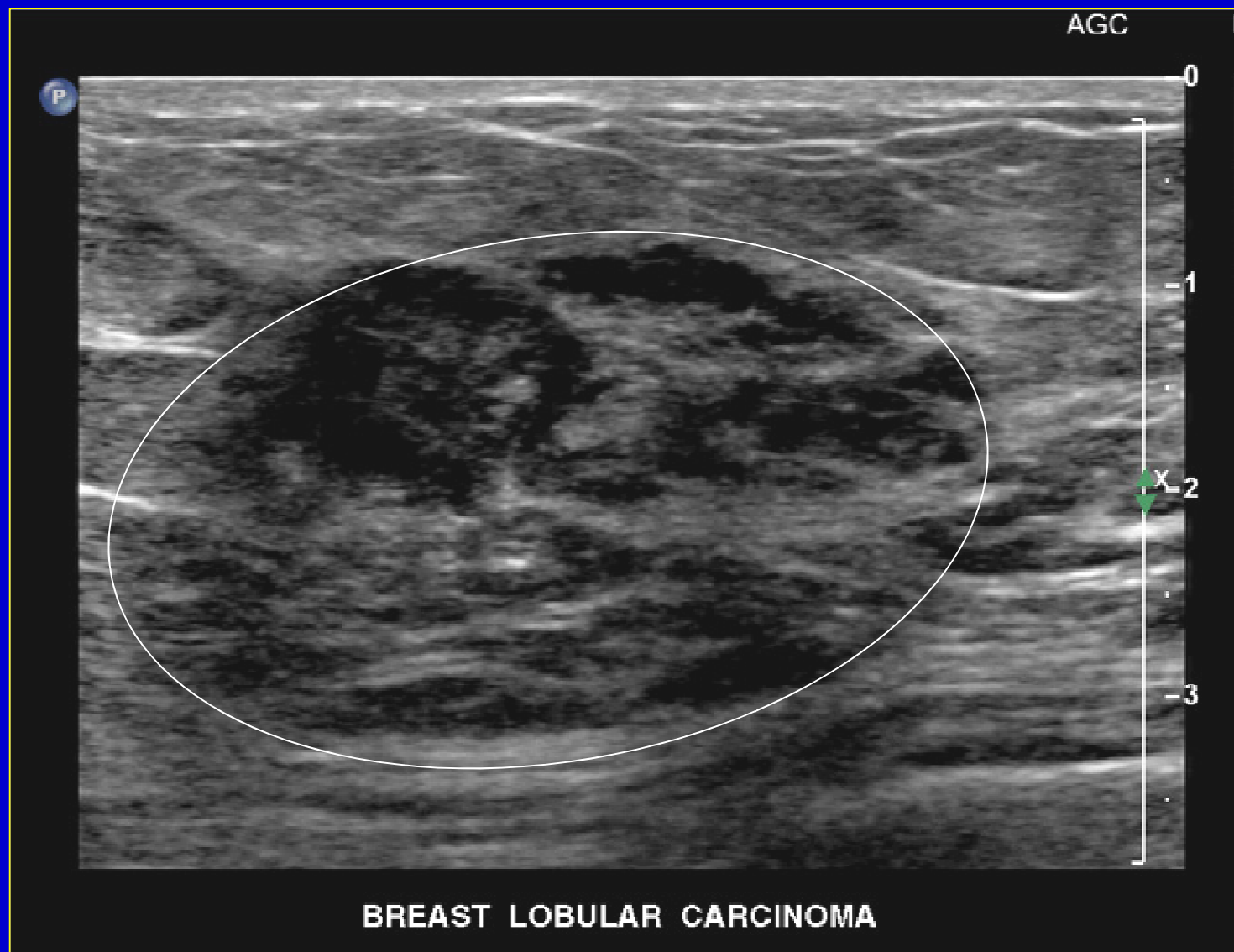


Endocavitaire

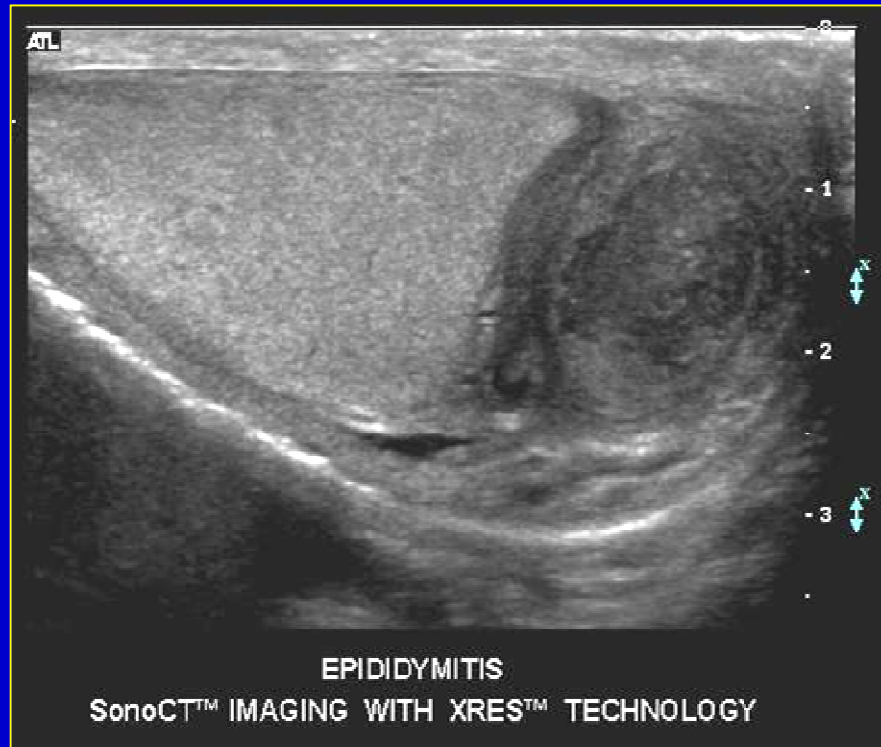
- **milieu homogène** : variations d'impédance acoustique rapides devant  $\lambda$  : sang, graisse, solide homogène.
- **milieu hétérogène** : nombreuses interfaces individualisées avec  $Z1 \neq Z2 \neq Z3$ .
- **milieu anéchogène** : pas d'énergie rétrodiffusée ou énergie de niveau constant quelle 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)



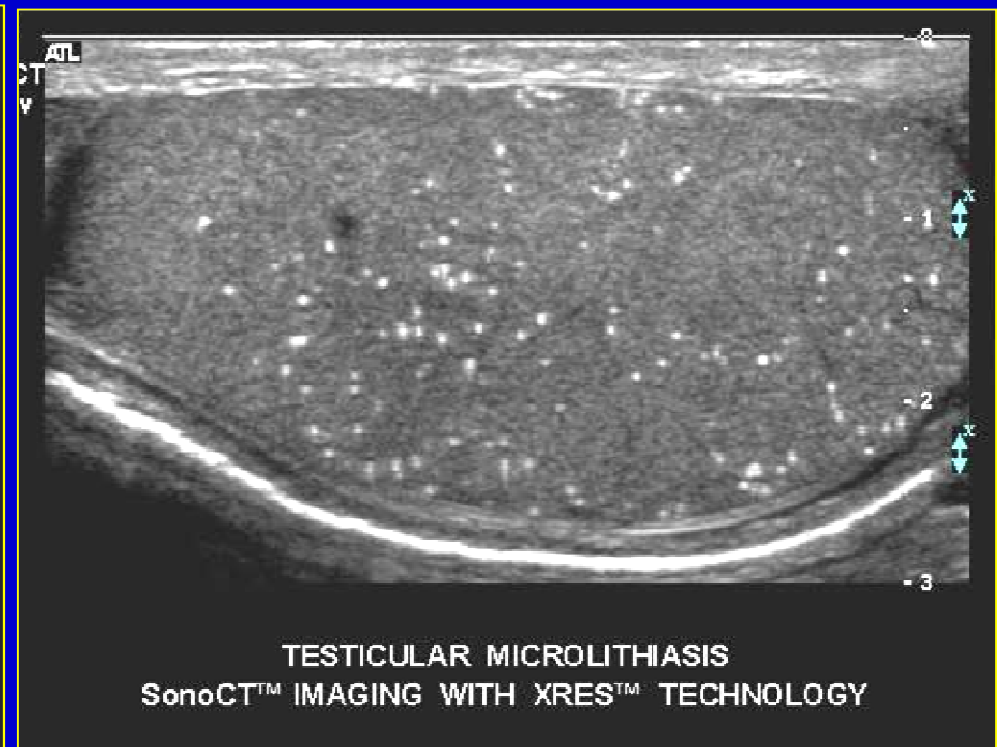
# Tumeur du sein



# Epididymite



# Microlithiases

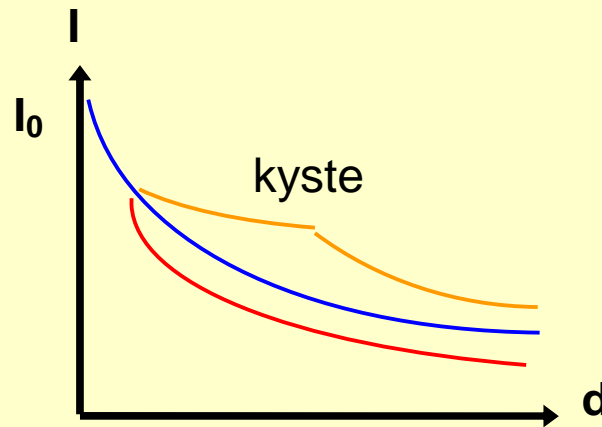


## ATTENUATION

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

$$\alpha \neq \alpha_0, F$$

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



Ex:  $d = 10 \text{ cm}$ ,  $F = 3 \text{ MHz} \rightarrow \alpha = 20 \times 3 = 60 \text{ dB} \rightarrow I = \frac{I_0}{1000}$

## ECHOGENEITE ET ATTENUATION

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

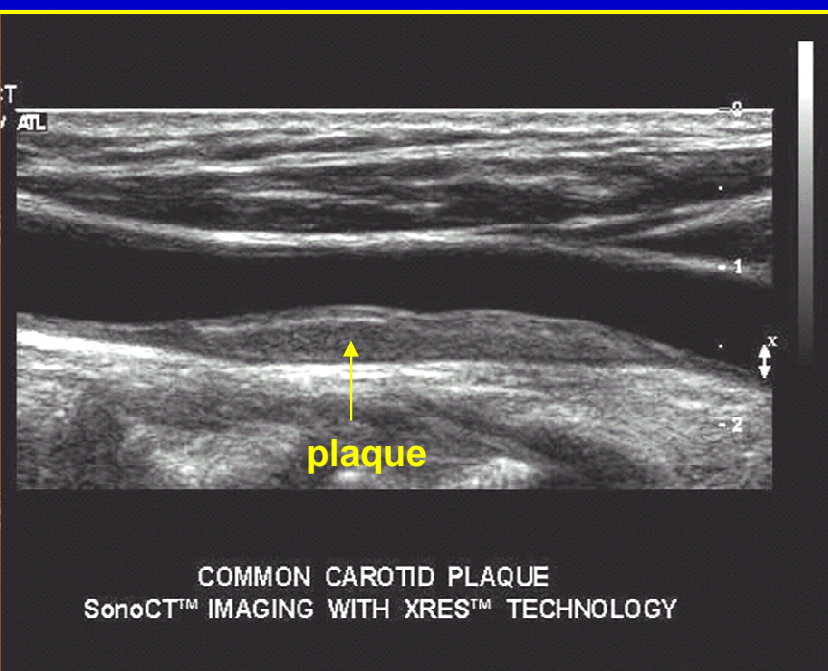
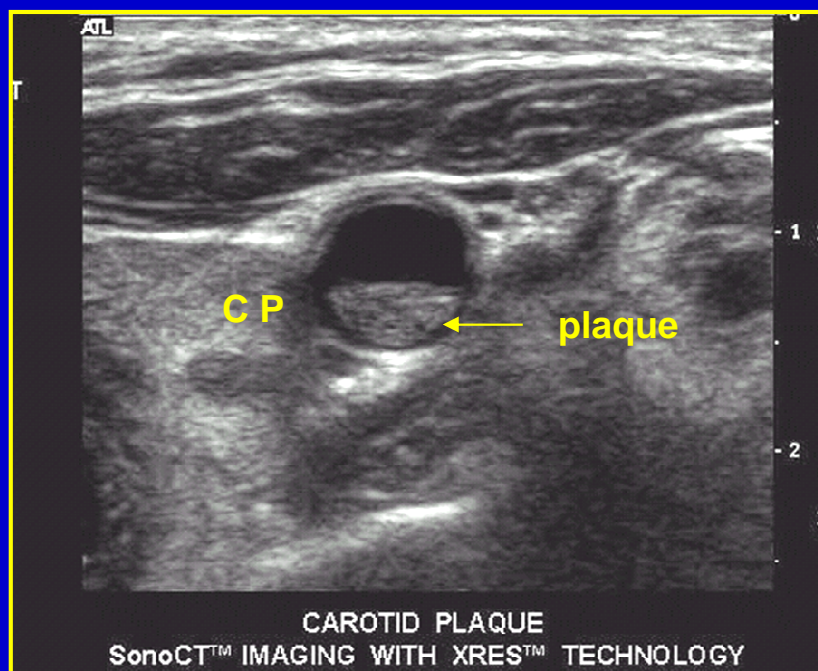
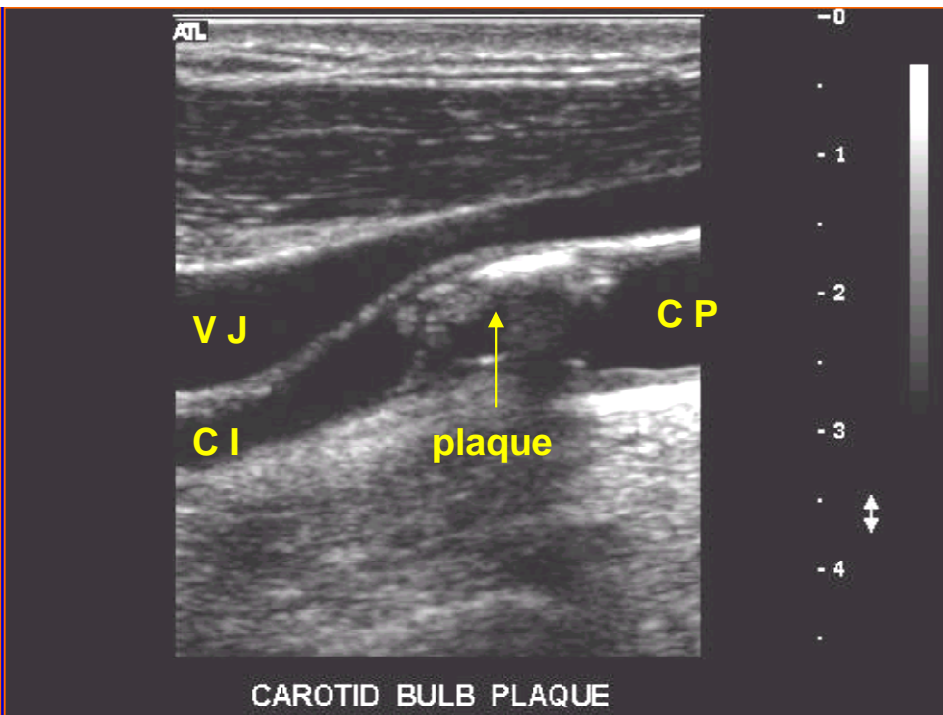
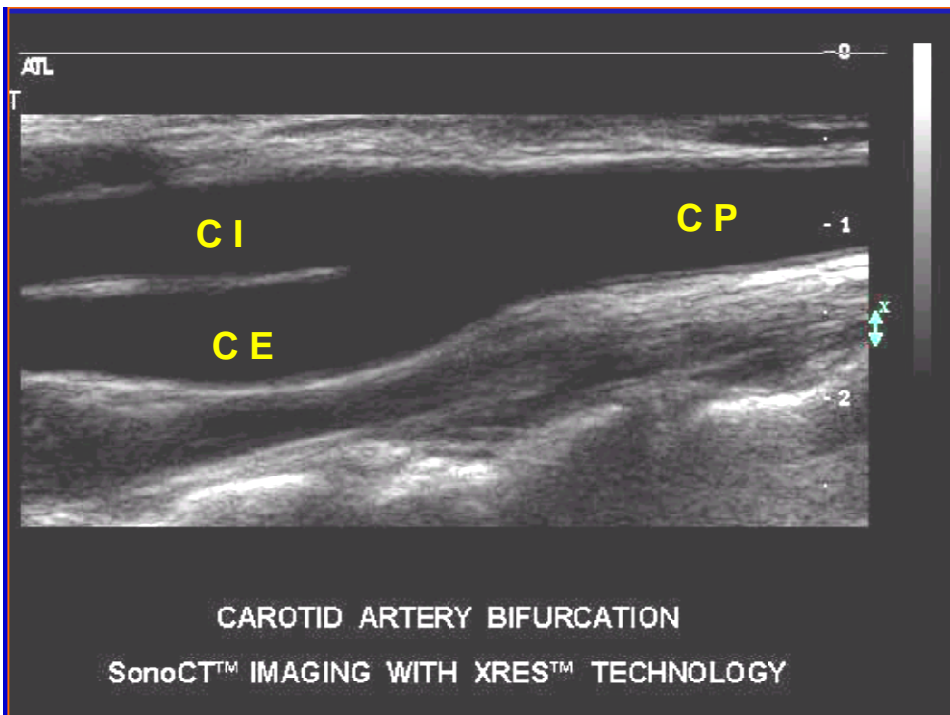
## *Correction d'atténuation*

**La correction d'atténuation est faite globalement pour toute l'image, ce qui entraîne des différences du niveau d'énergie US d'une ligne d'exploration à l'autre à une profondeur donnée.**

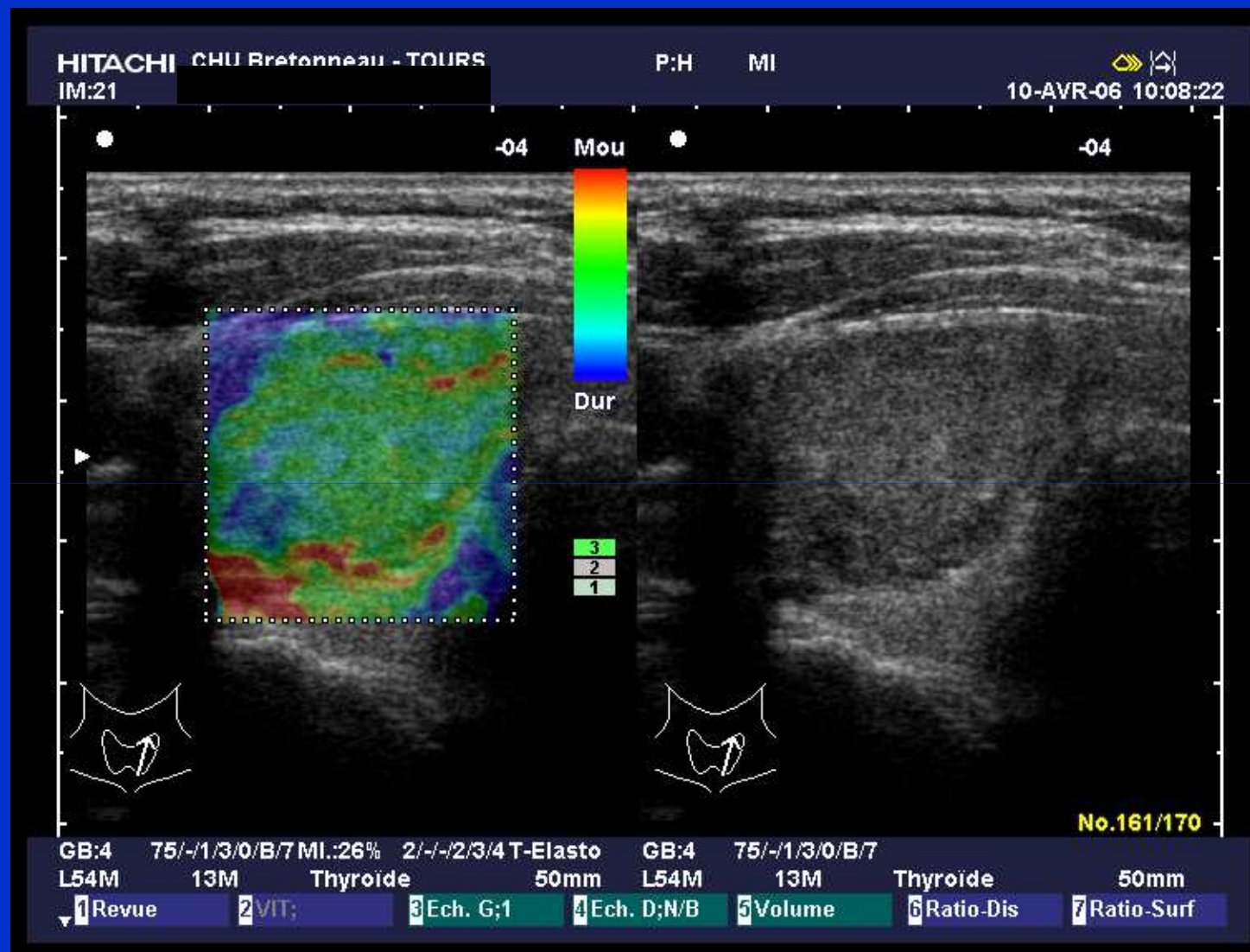
**⇒ Attention en cas de reconstruction de plans de coupe à partir d'acquisition 3D**

## *Images en mode compound*

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

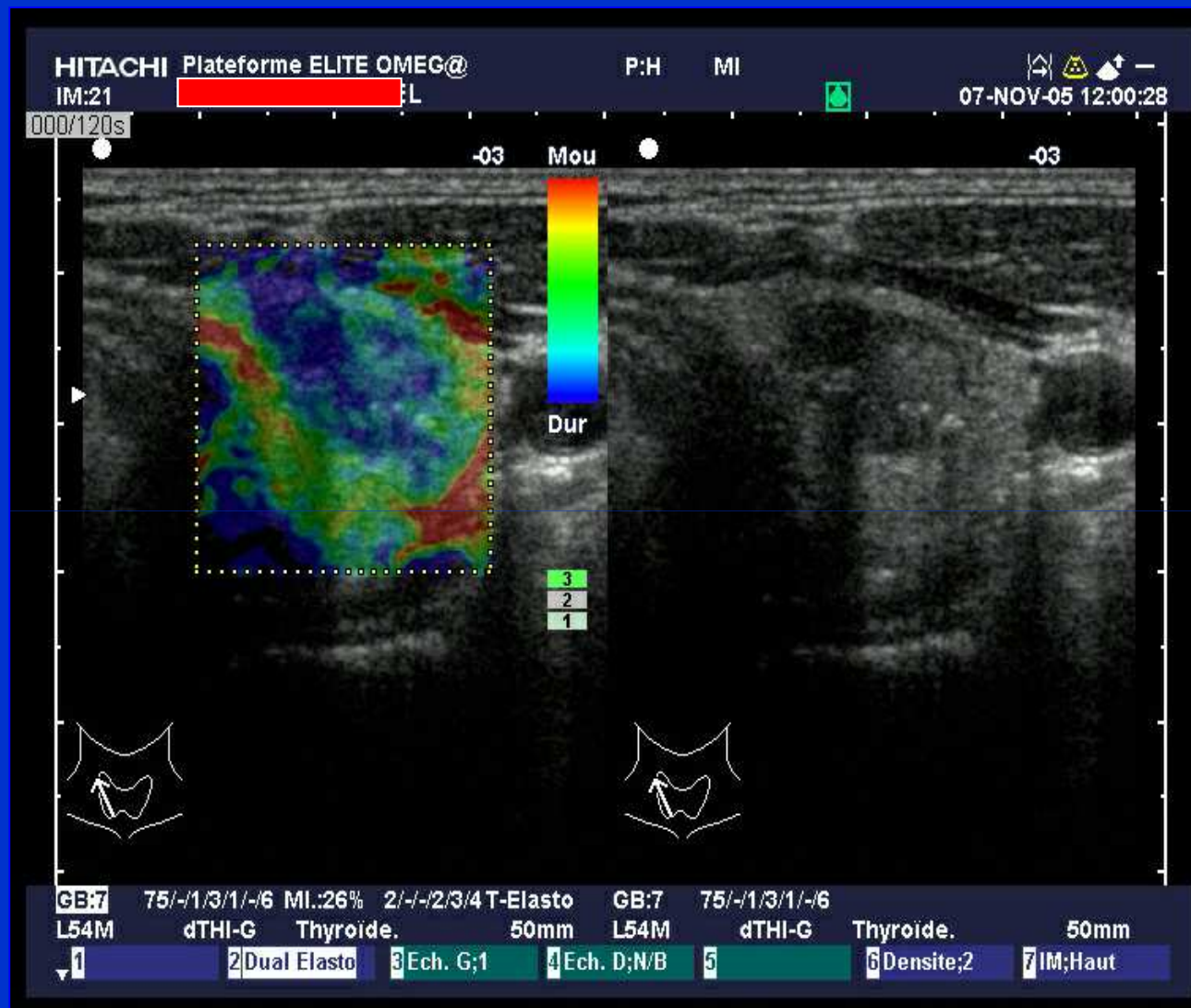


## Elastographie de la thyroïde



Aspect 1: bénin

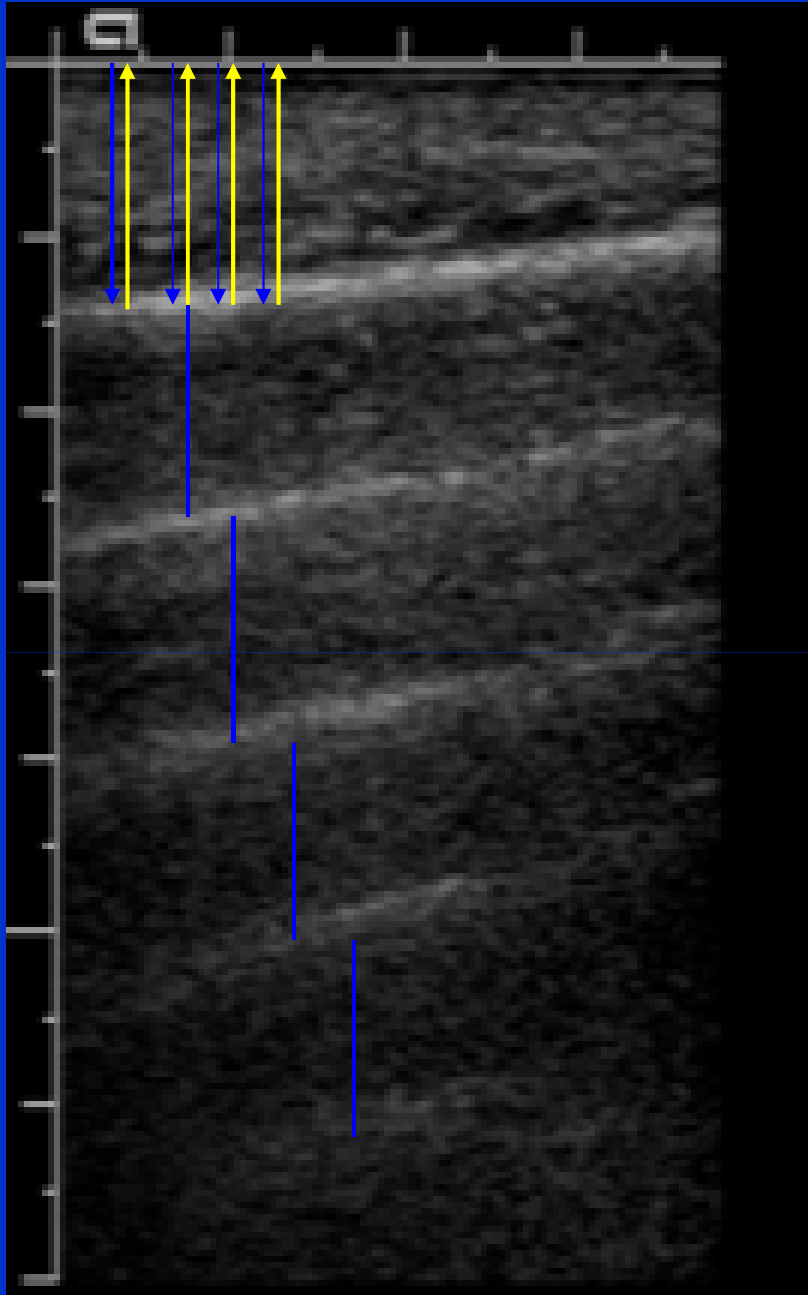
# Elastographie de la thyroïde



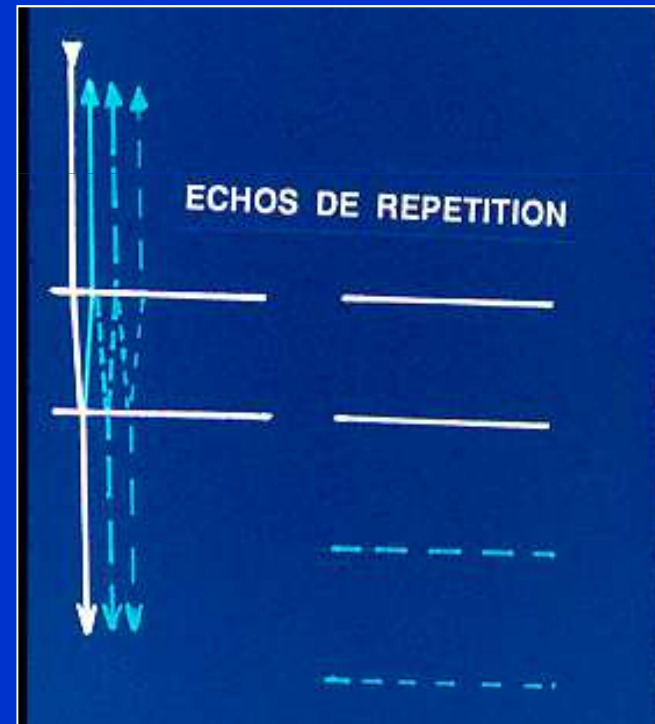
Aspect 4: cancer médullaire

# Artéfacts en échographie

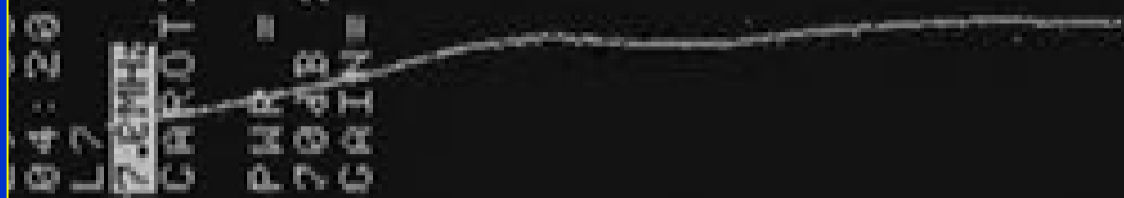
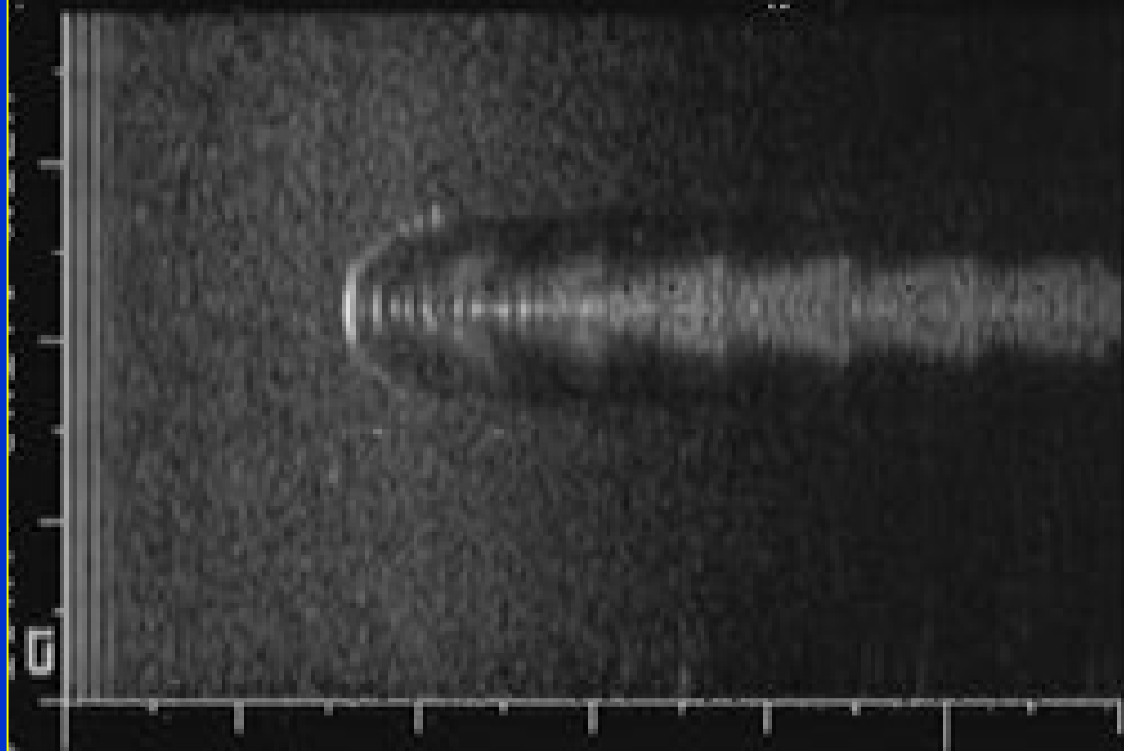
- FLOU DU CHAMPS PROCHE
- ECHOS DE REPETITION
- ECHOS LIES AUX LOBES LATERAUX
- RENFORCEMENTS D'ECHOS
- OMBRES ACOUSTIQUES
- IMAGES EN MIROIR
- IMAGES DEDOUBLEES



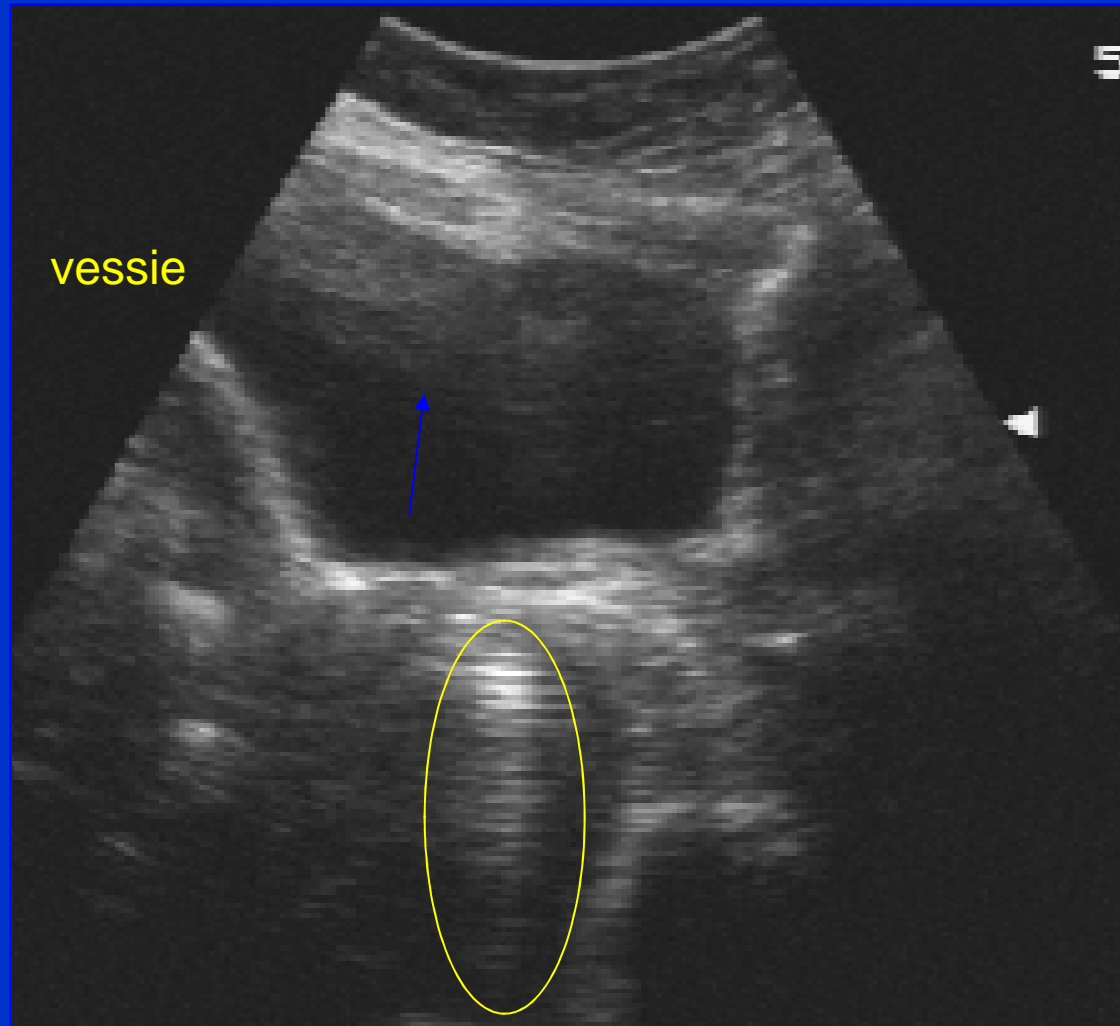
## Echos de répétition



04:20:01PM  
L2 16HZ  
7.6MR 60mm  
CAROTIS /Y  
PWR = 0dB  
70dB 1/3/4  
GAIN= 20dB



# Echos de répétition



Air dans le vagin (tampon)

CI 50Hz  
19cm

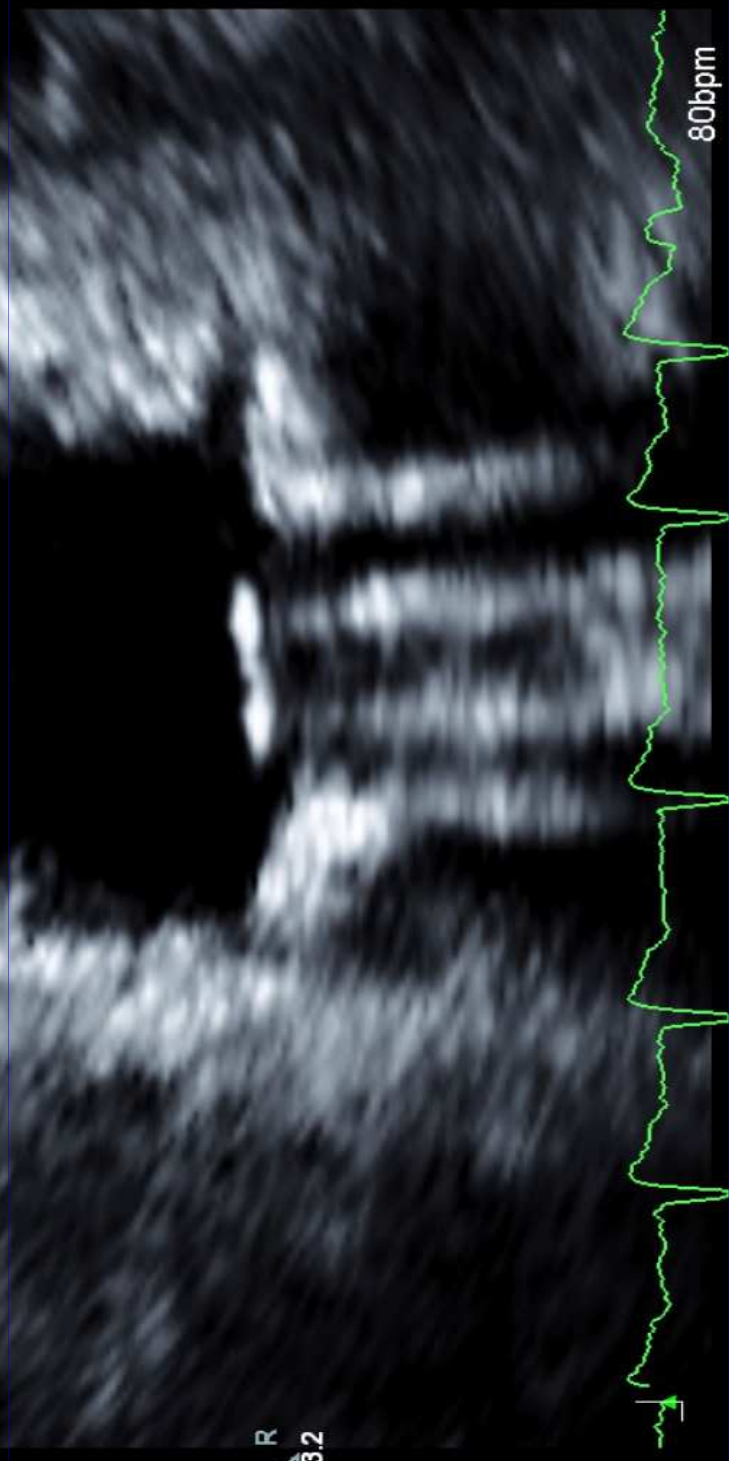
P

2D  
55%  
C 52  
P Bas  
HGén

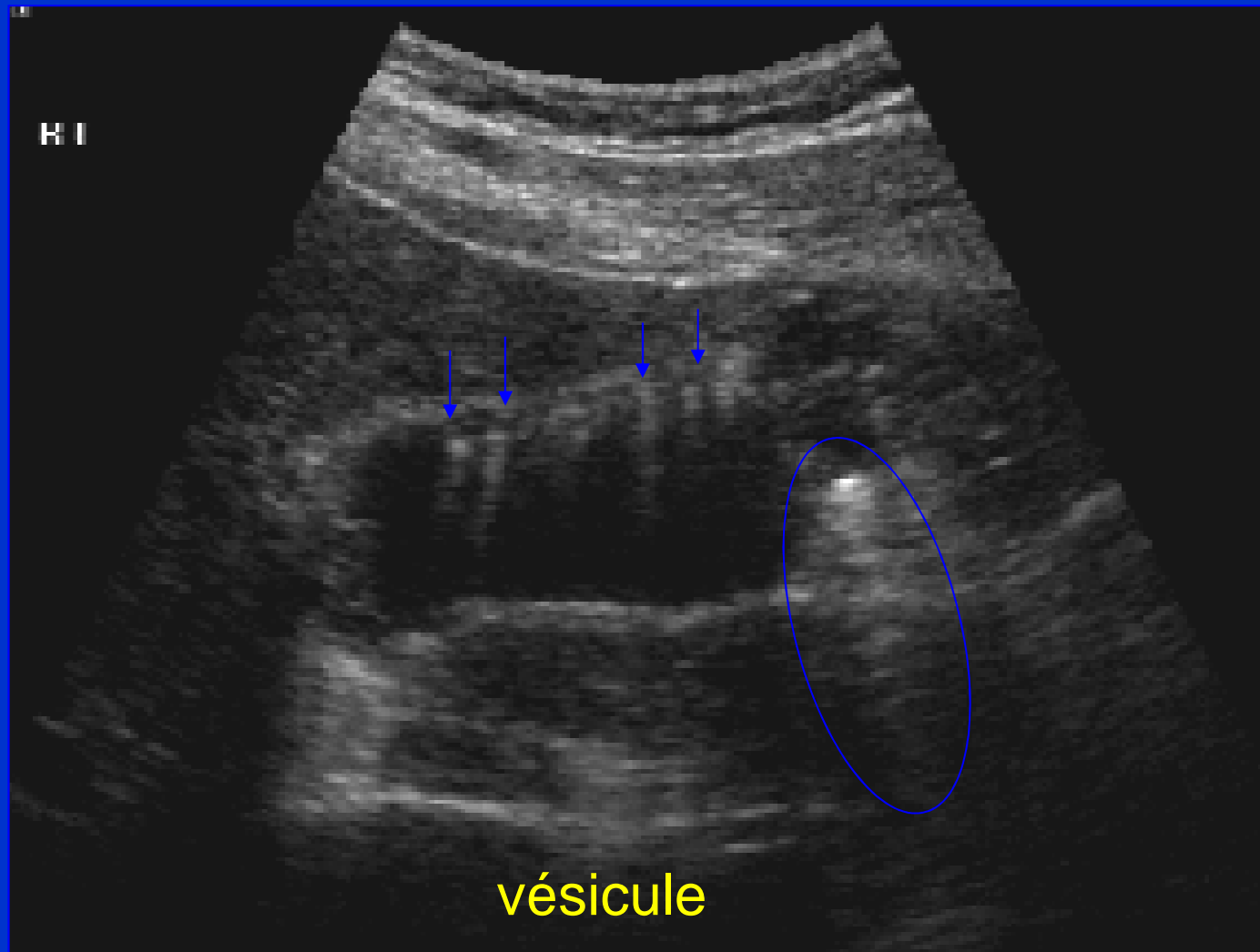
C4



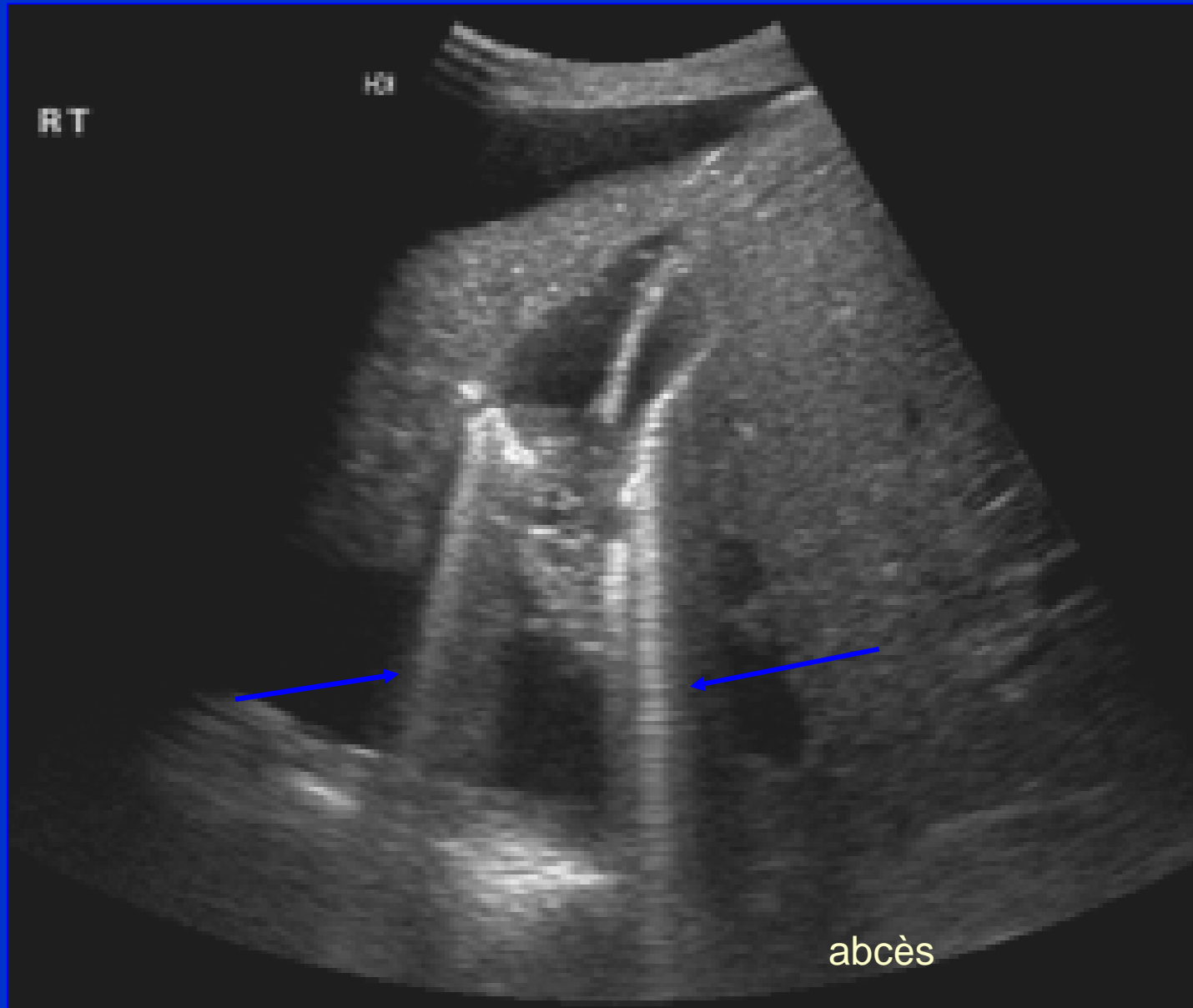
Ⓒ  
P 1.6  
R 3.2



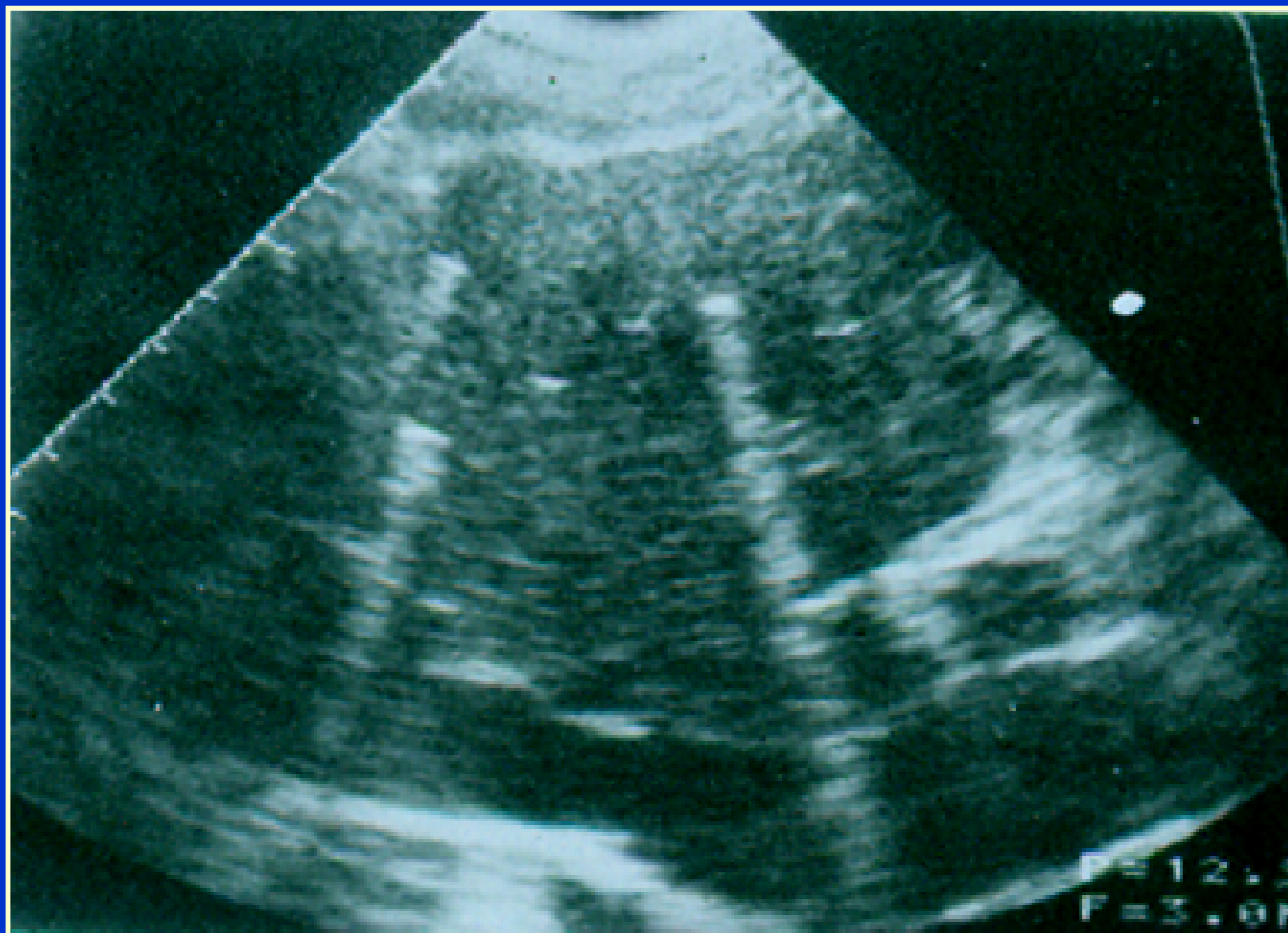
# Echos de répétition



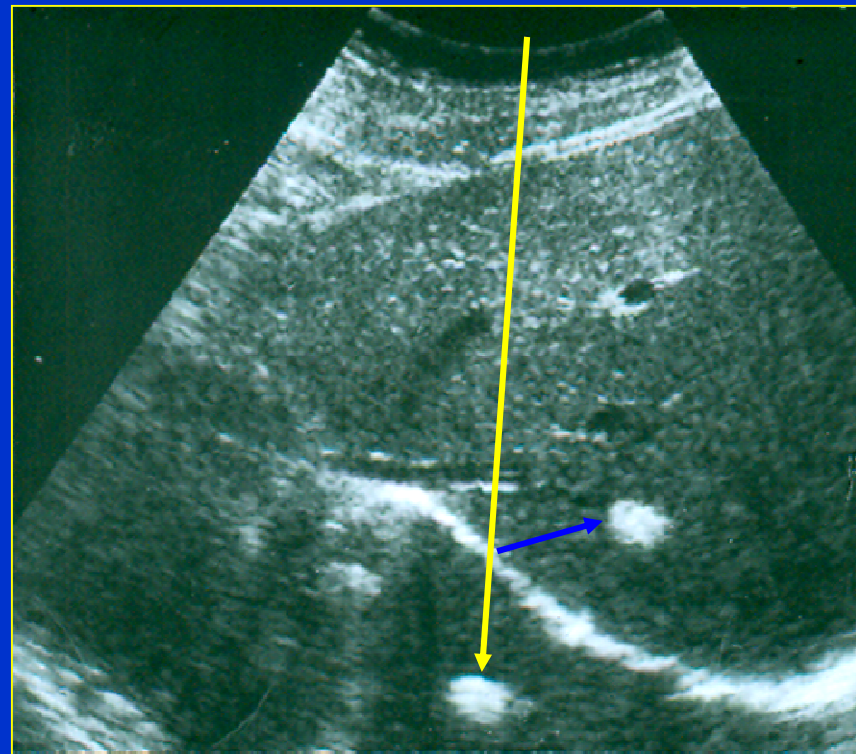
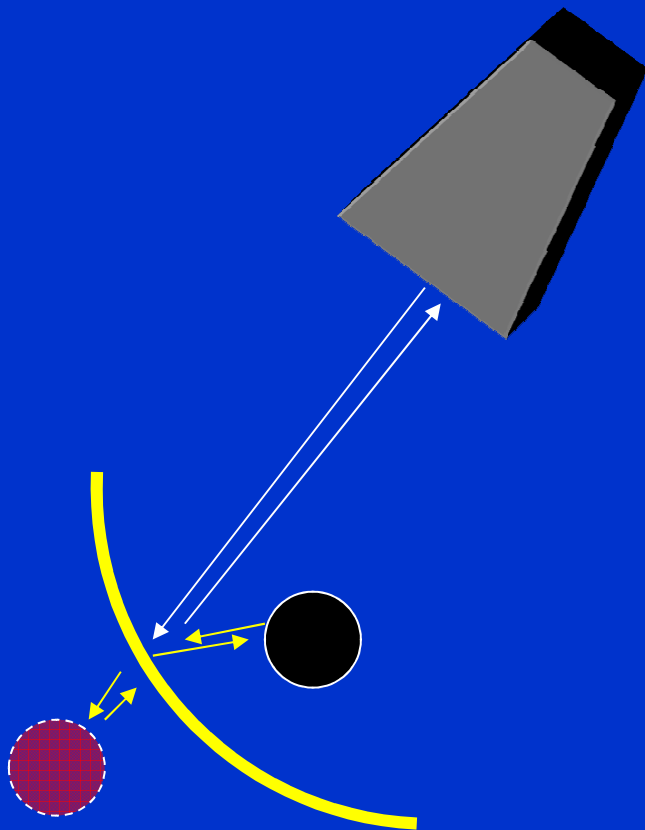
# Echos de répétition



# Plombs de chasse



# Les artéfacts 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

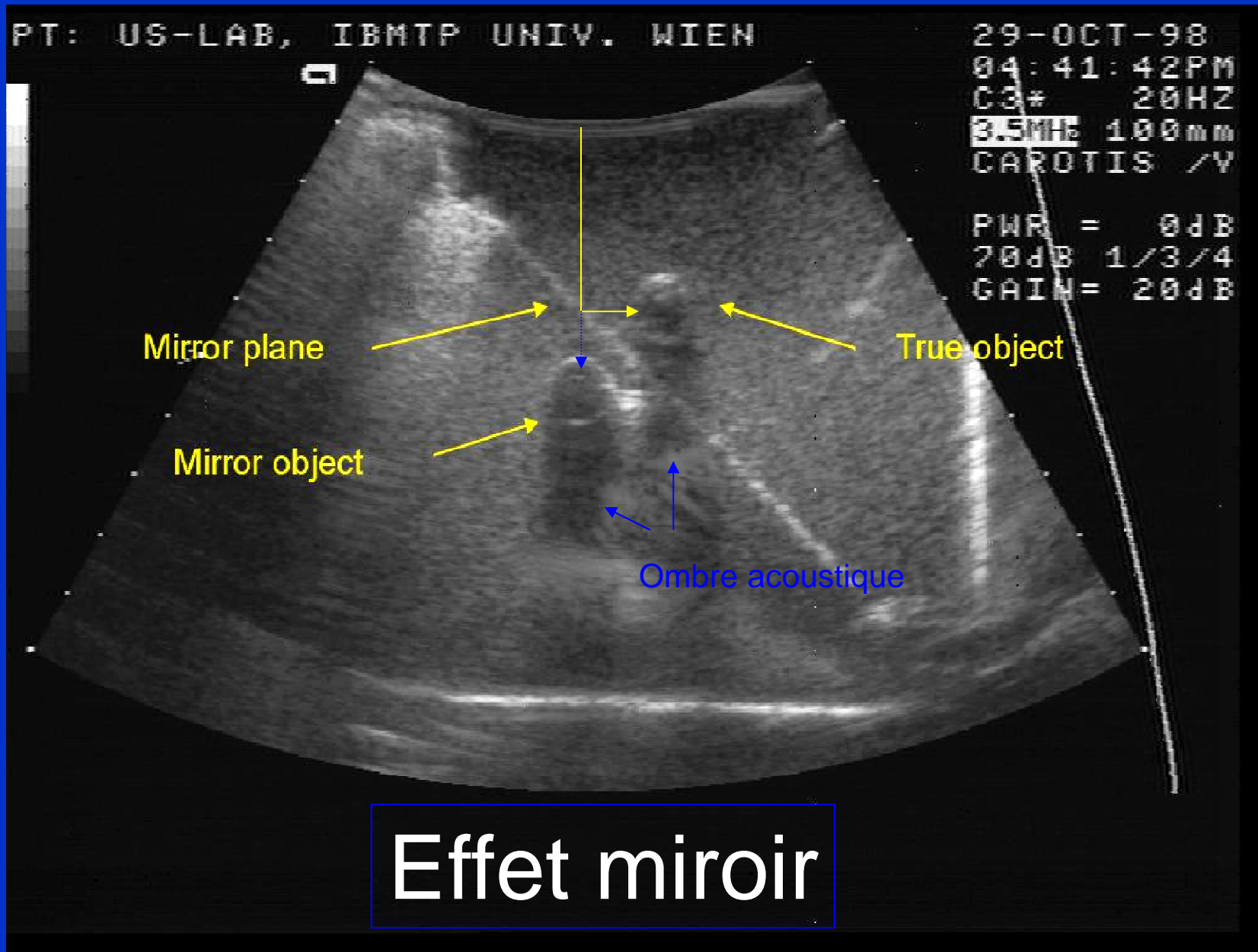
Mirror plane

True object

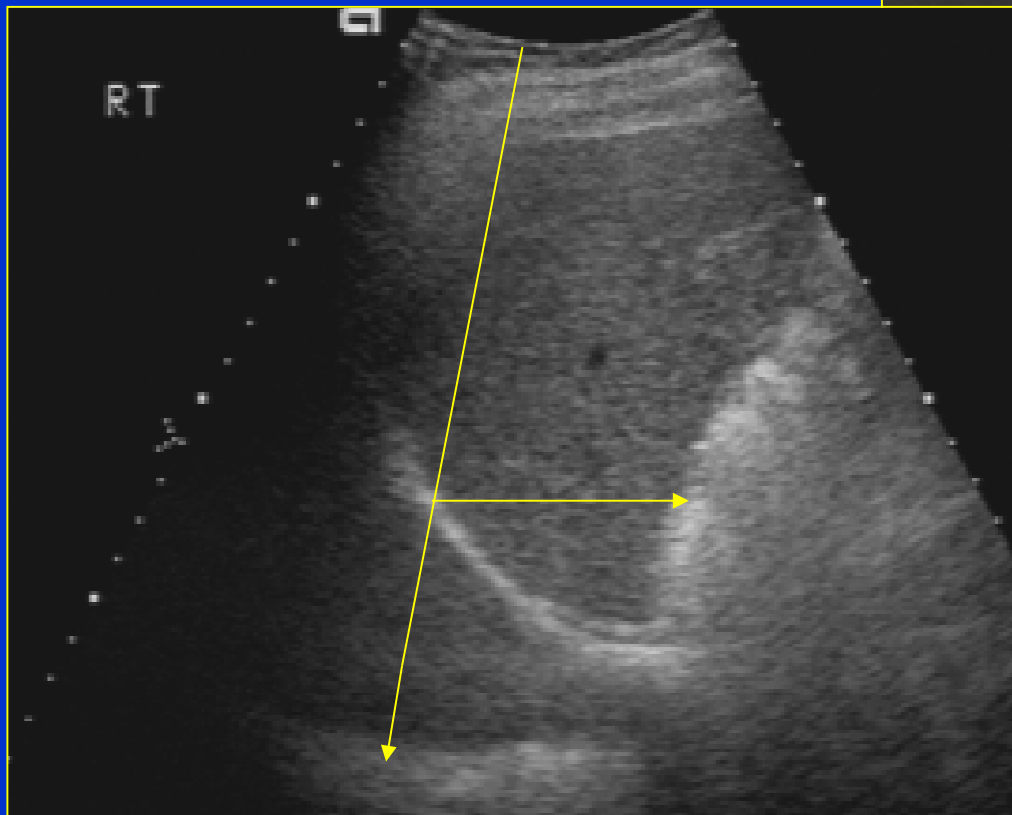
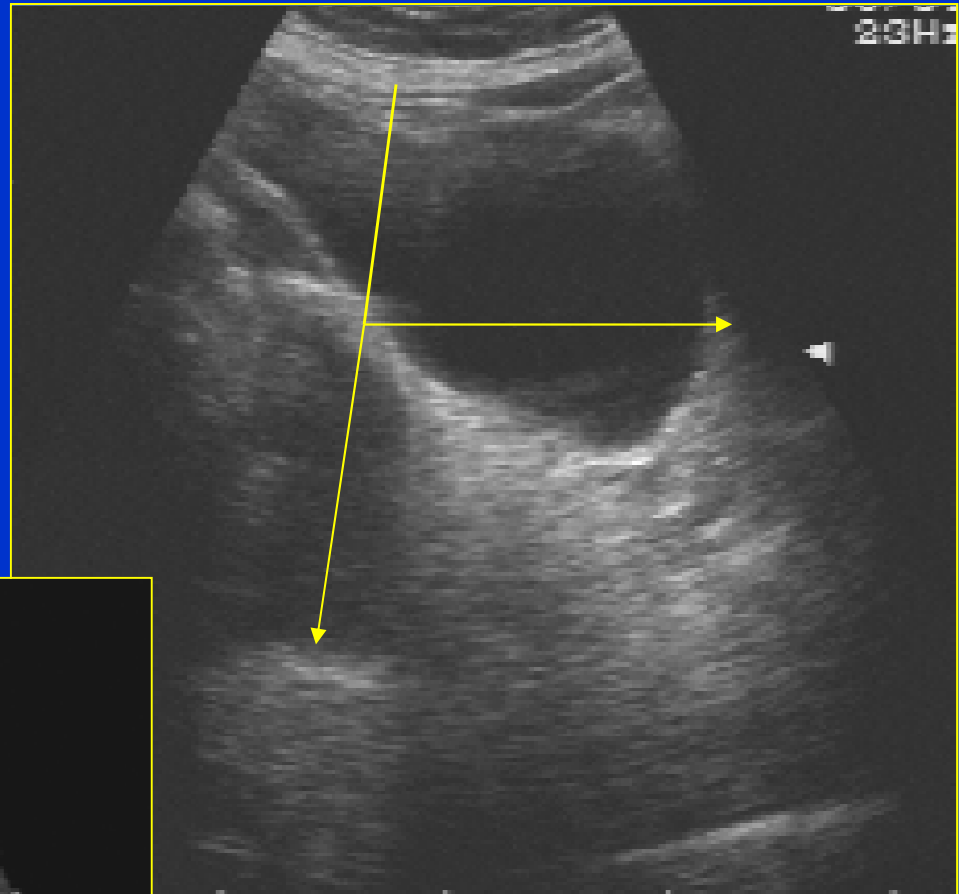
Mirror object

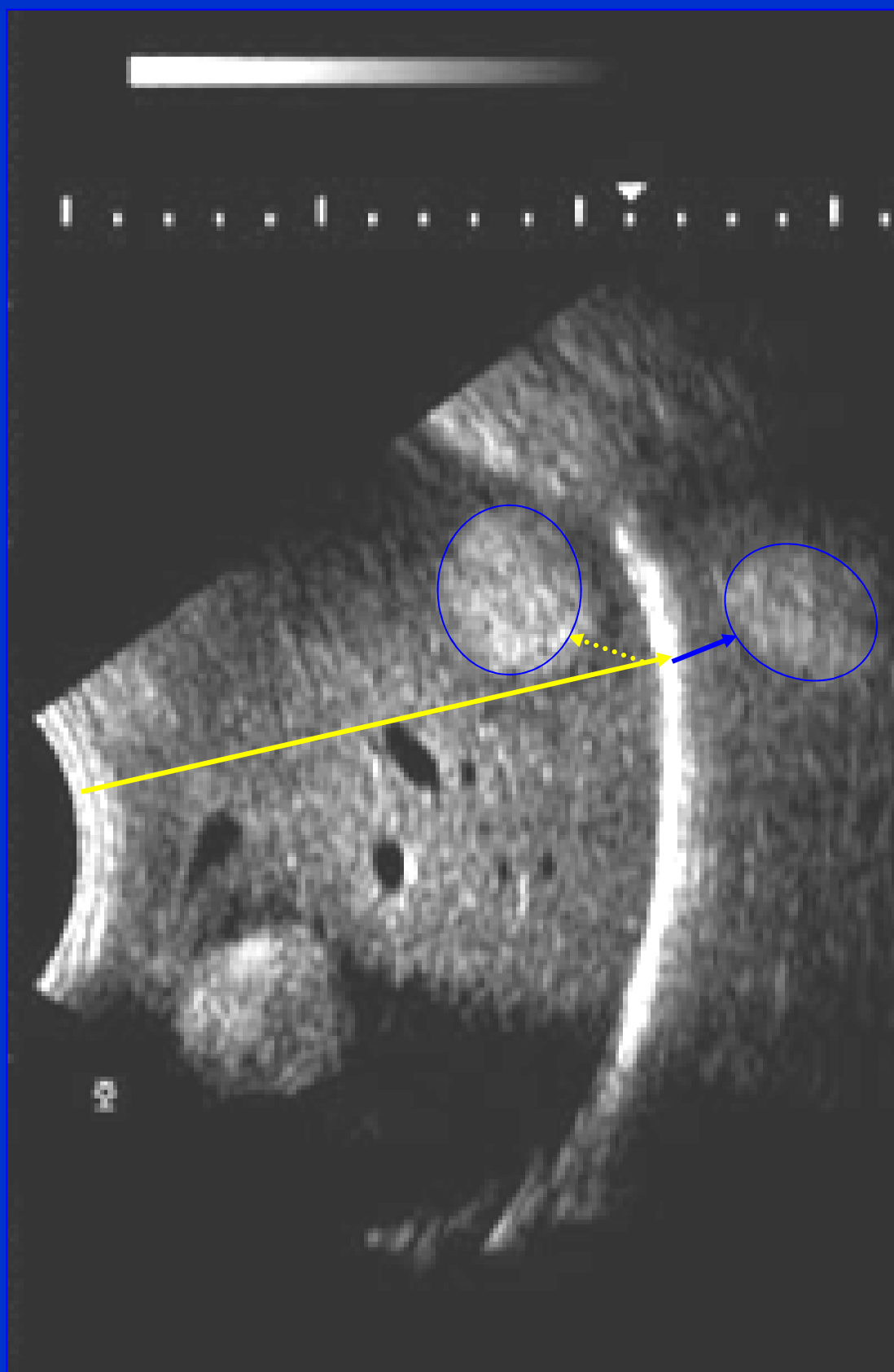
Ombre acoustique

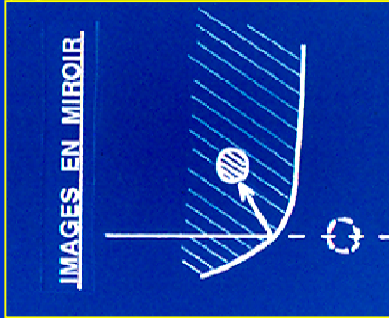
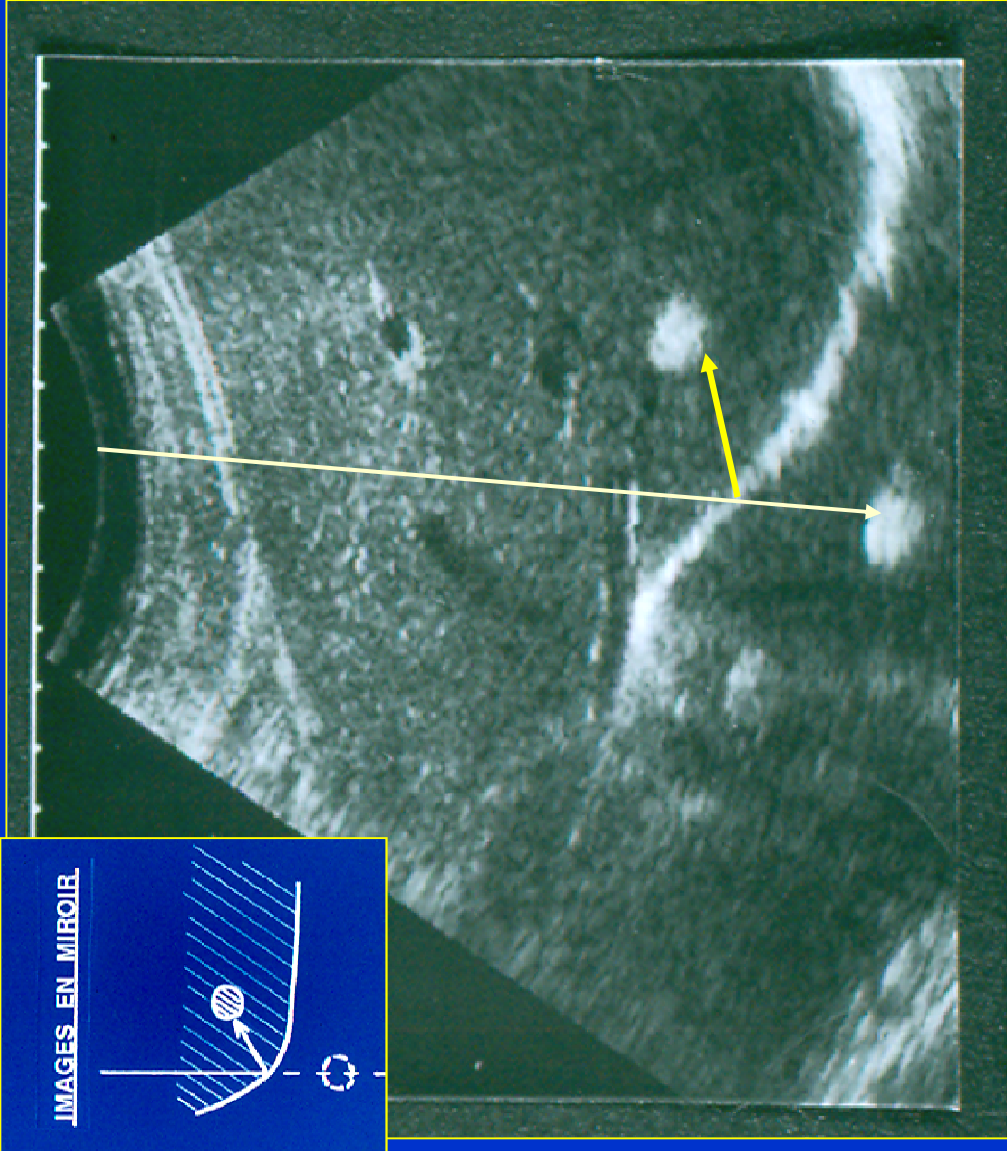
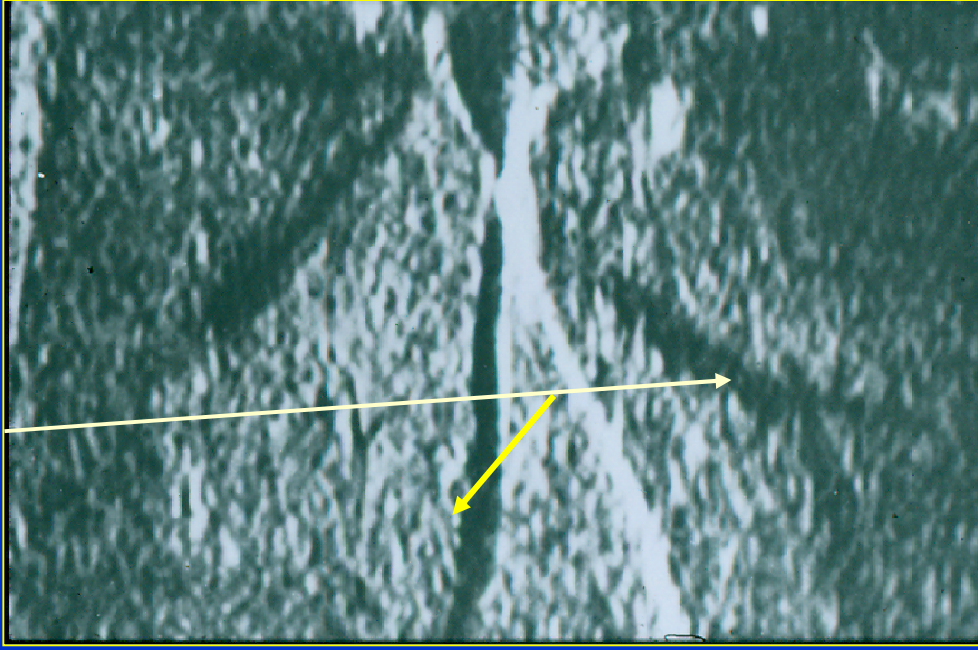
Effet miroir



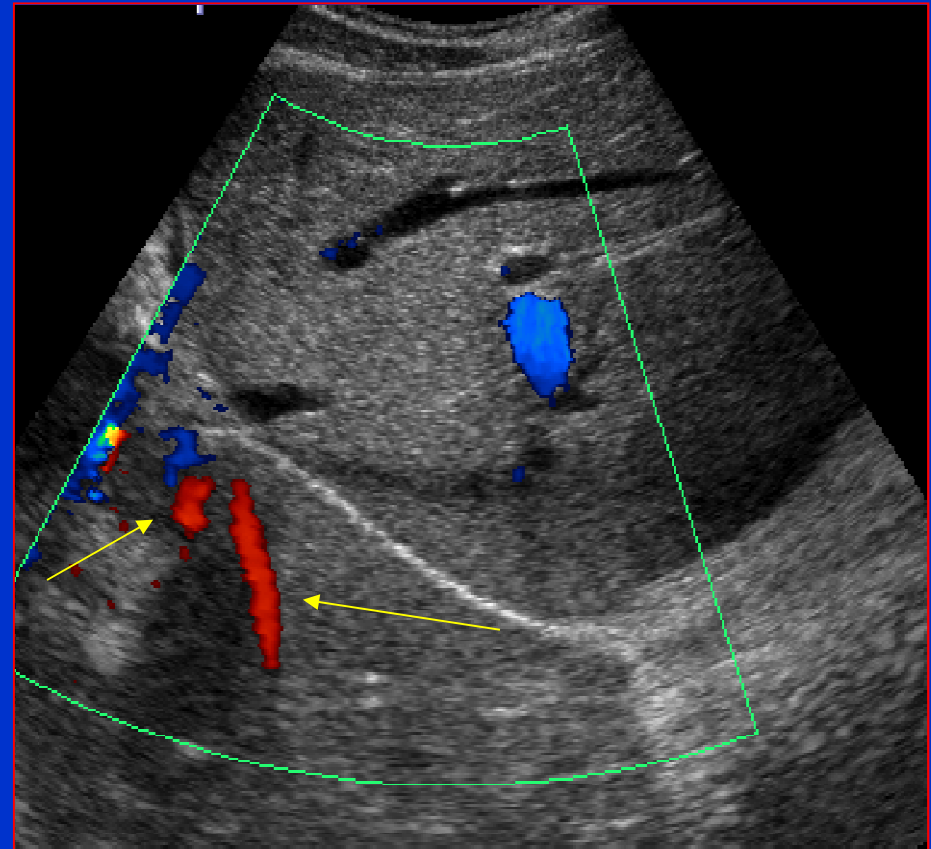
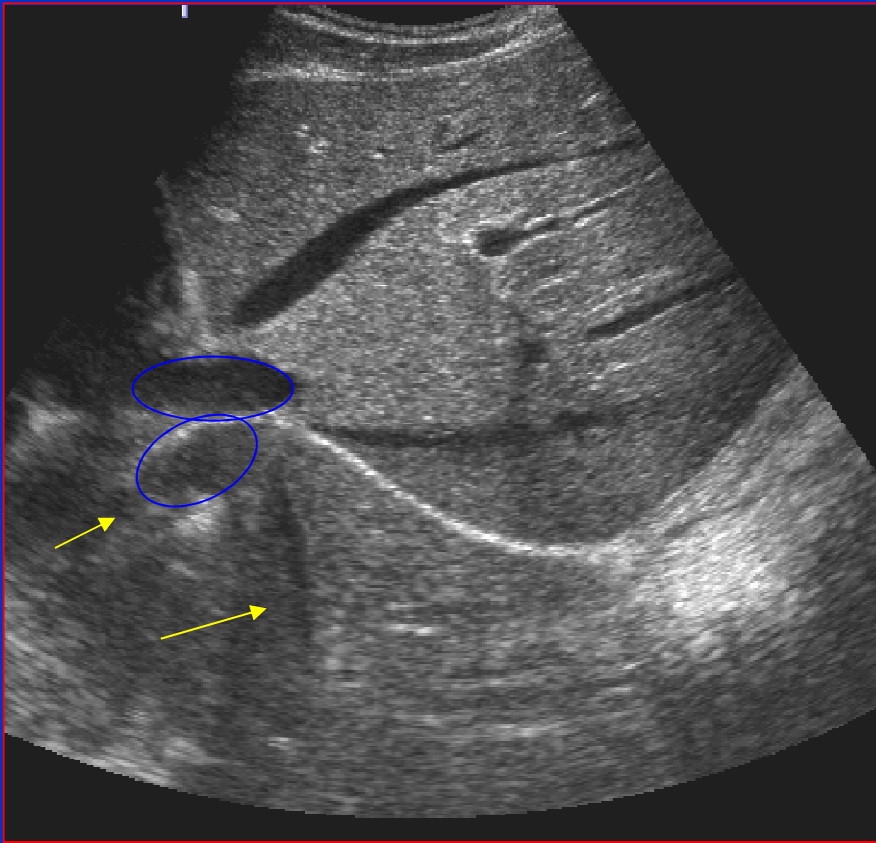
## Effet miroir



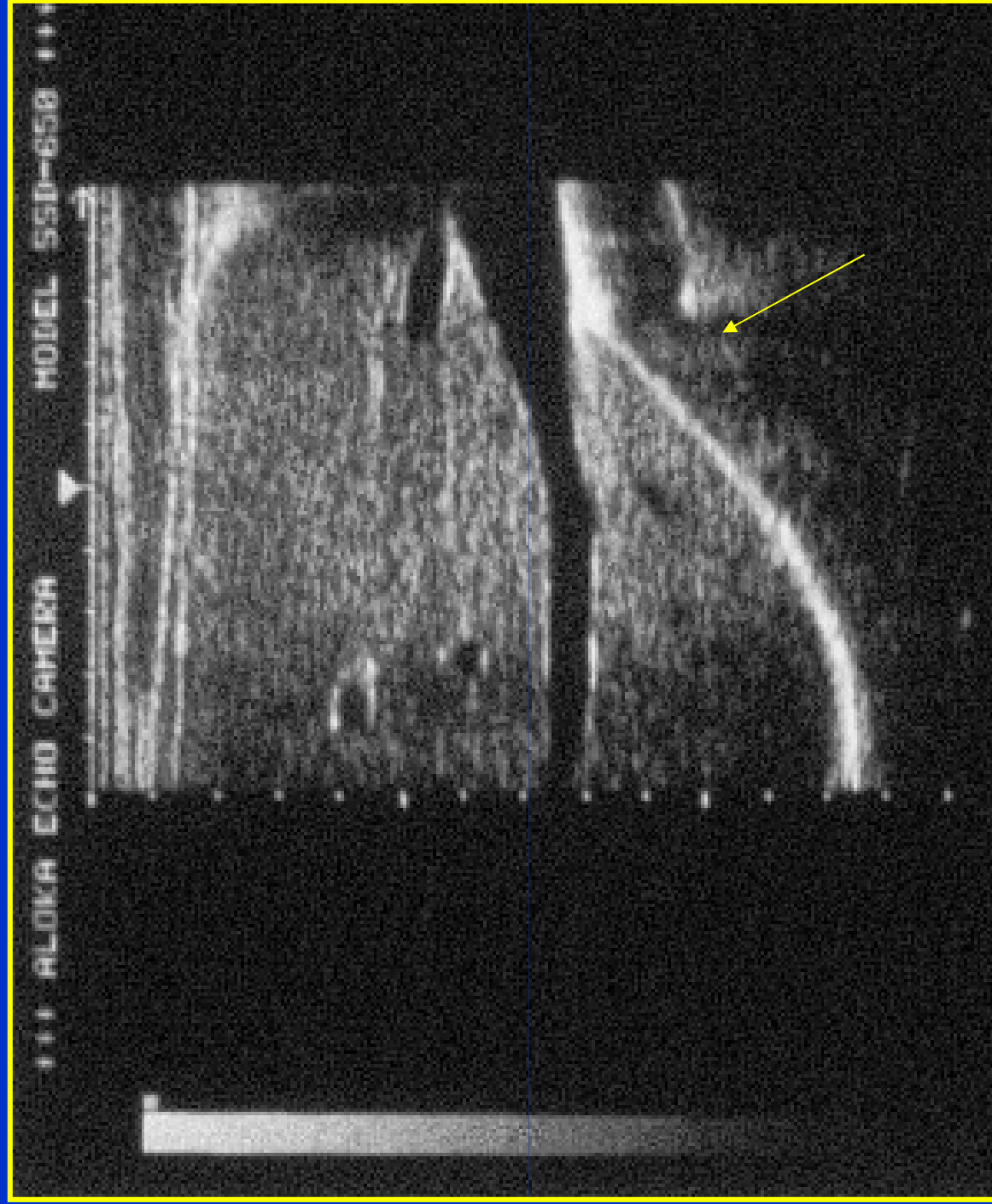




## Effet miroir et Doppler couleur







PHILIPS TOPO 2

01231220151026

26/10/2015

12:31:28

ITm0.5 IM 1.0

X5-1/OPTIMAL CARD

CI 50Hz

14cm

2D

52%

C 56

P Bas

HRès



C4



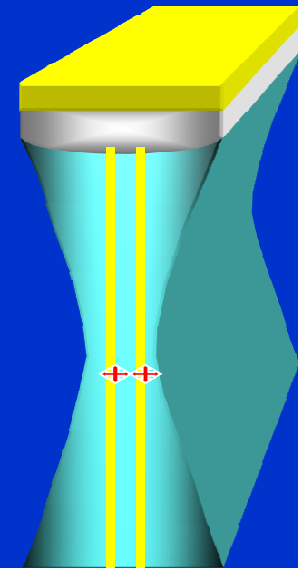
P 1.9  
G 3.8  
(R)

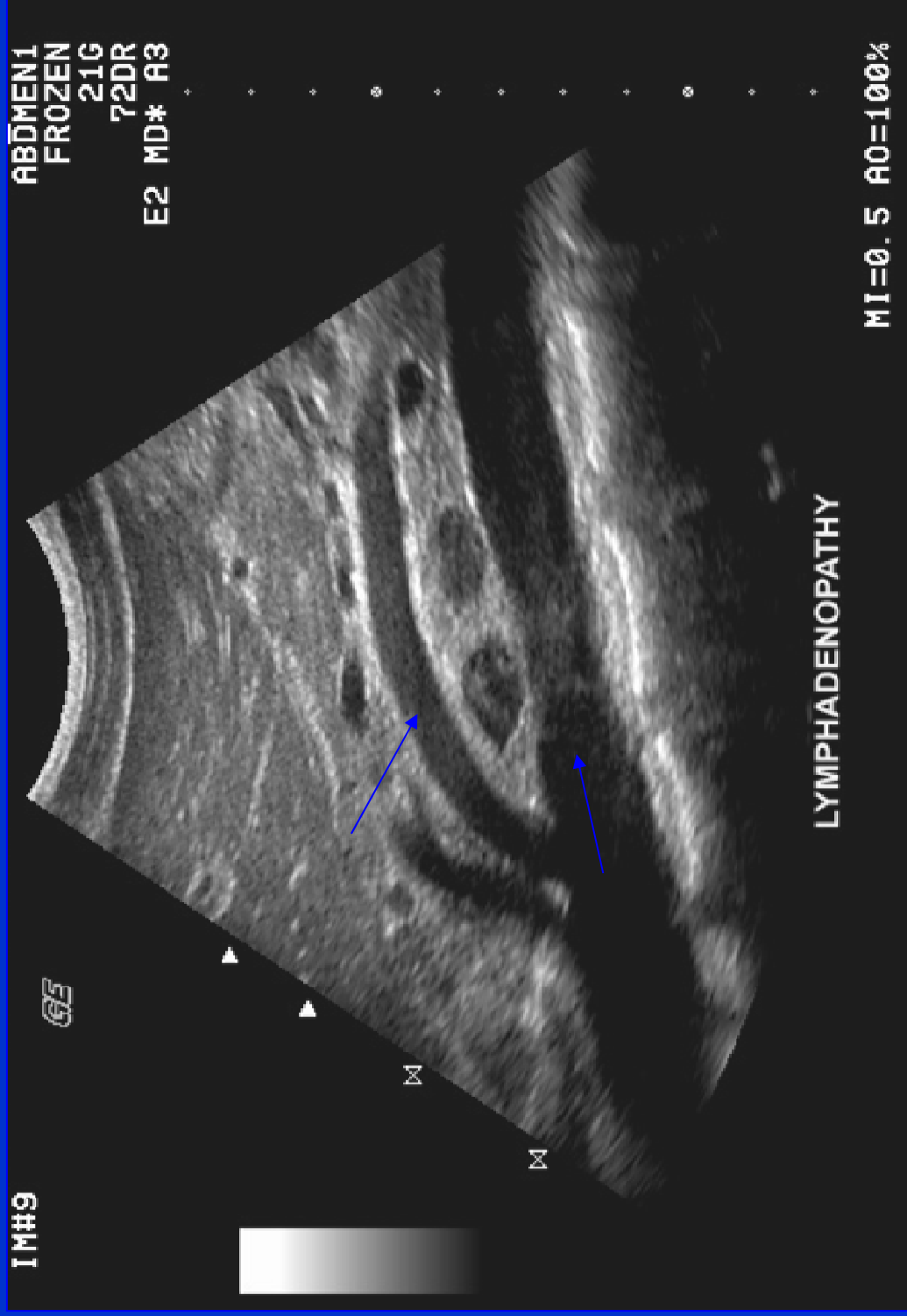
JPEG

70 bpm

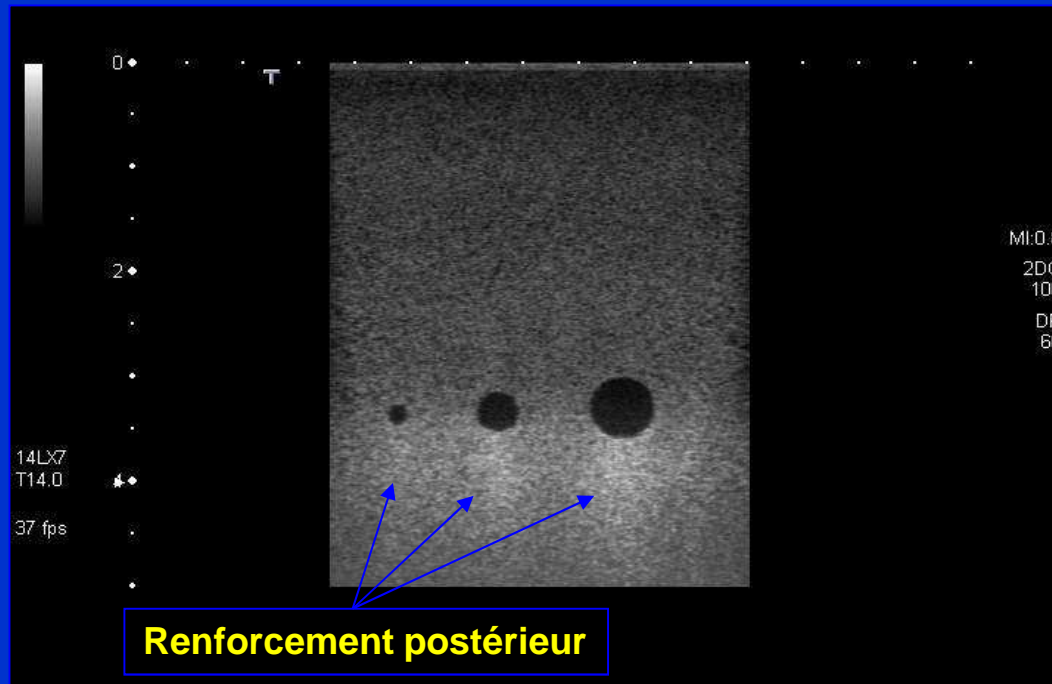
## Artéfacts d'épaisseur de coupe (volume partiel)

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

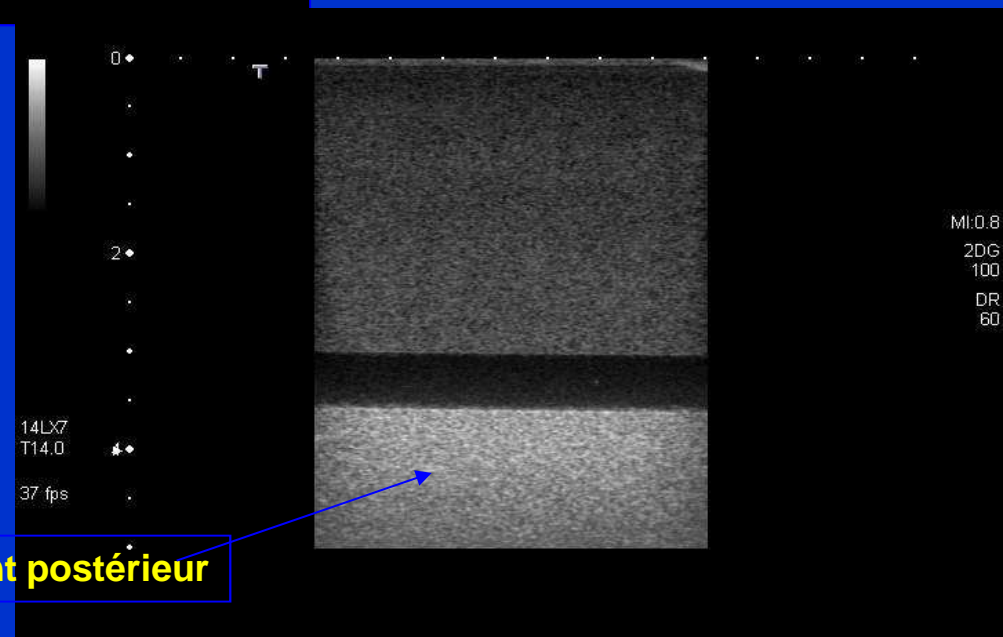




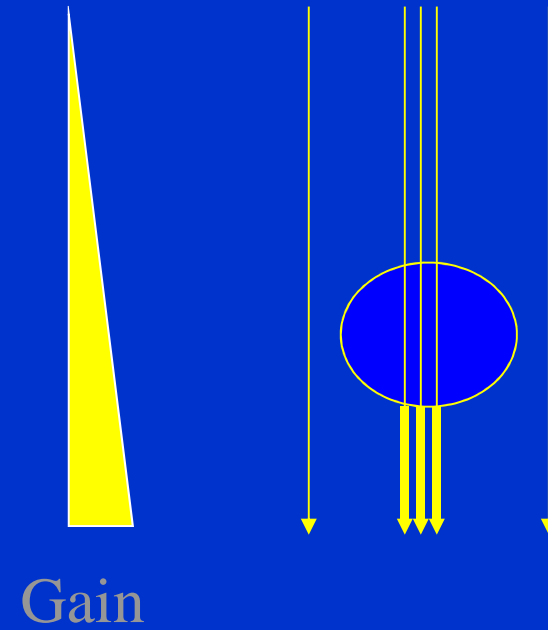
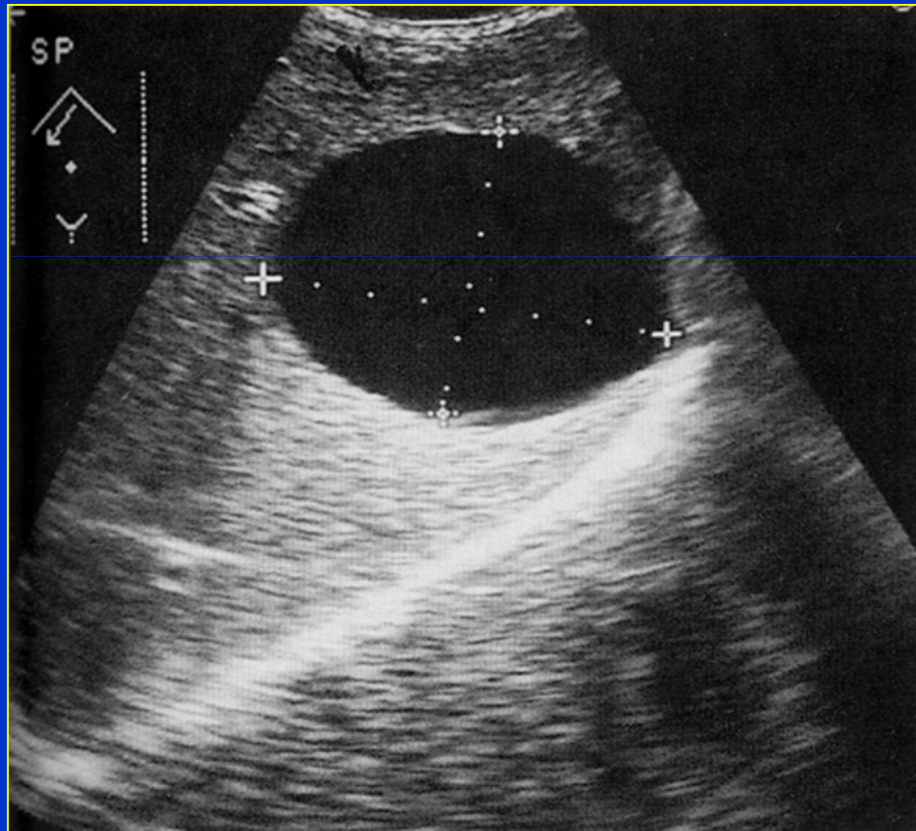
# Renforcement postérieur



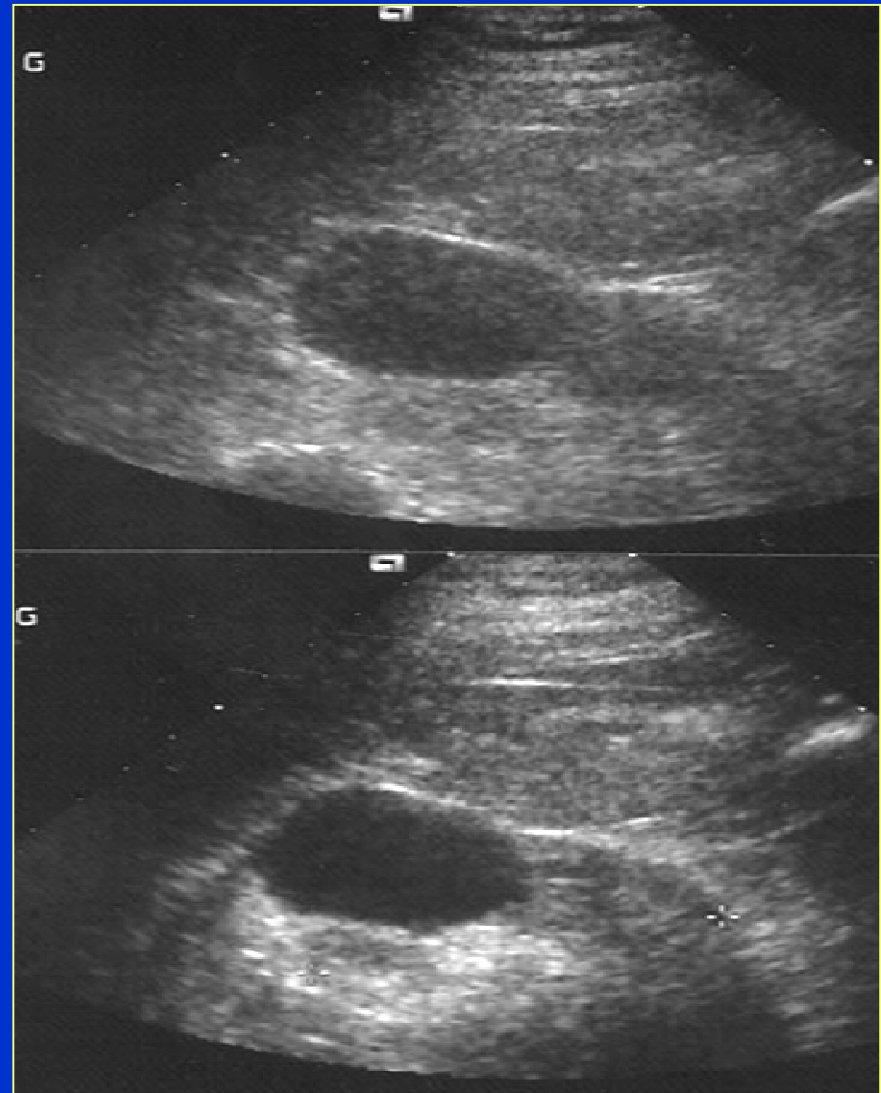
Renforcement postérieur



# Renforcement postérieur

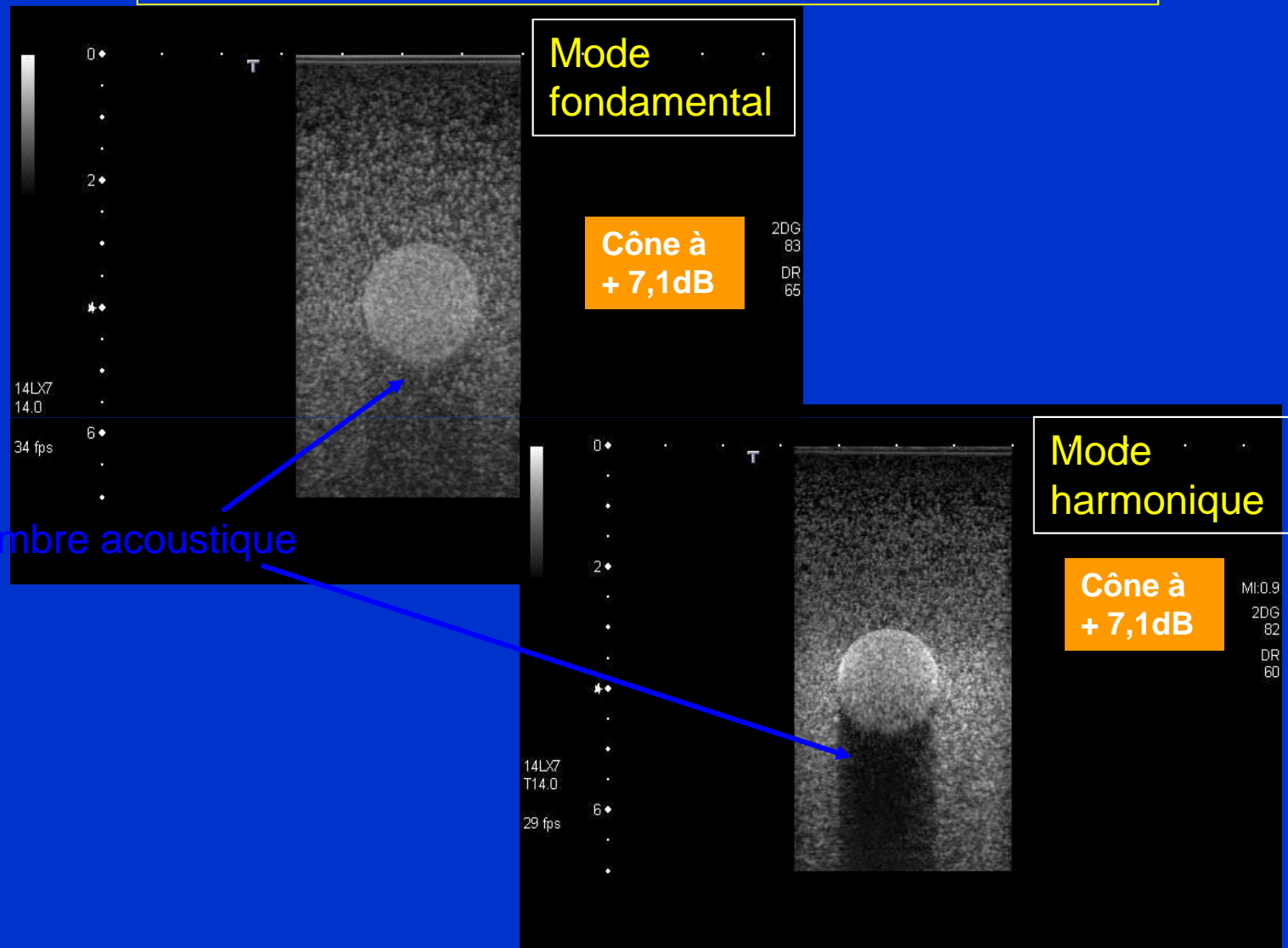


L'imagerie harmonique accentue le renforcement acoustique en arrière d'une structure liquidienne (fonction de l'énergie du faisceau)



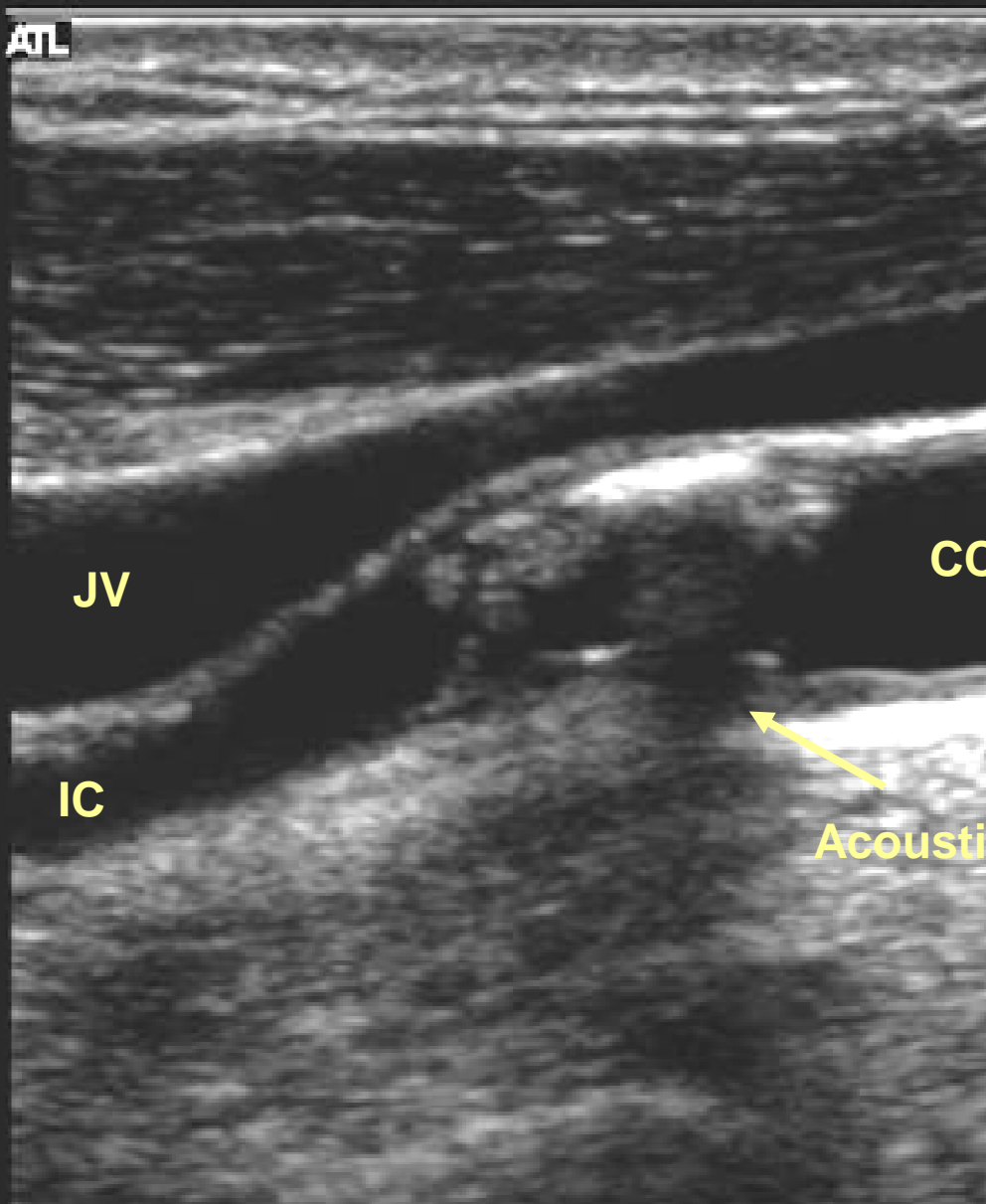
# Le phénomène d'ombre acoustique

(majoré par l'utilisation du mode harmonique)



2  
ff  
SCT  
URV  
M

ATL



-0

-1

-2

-3

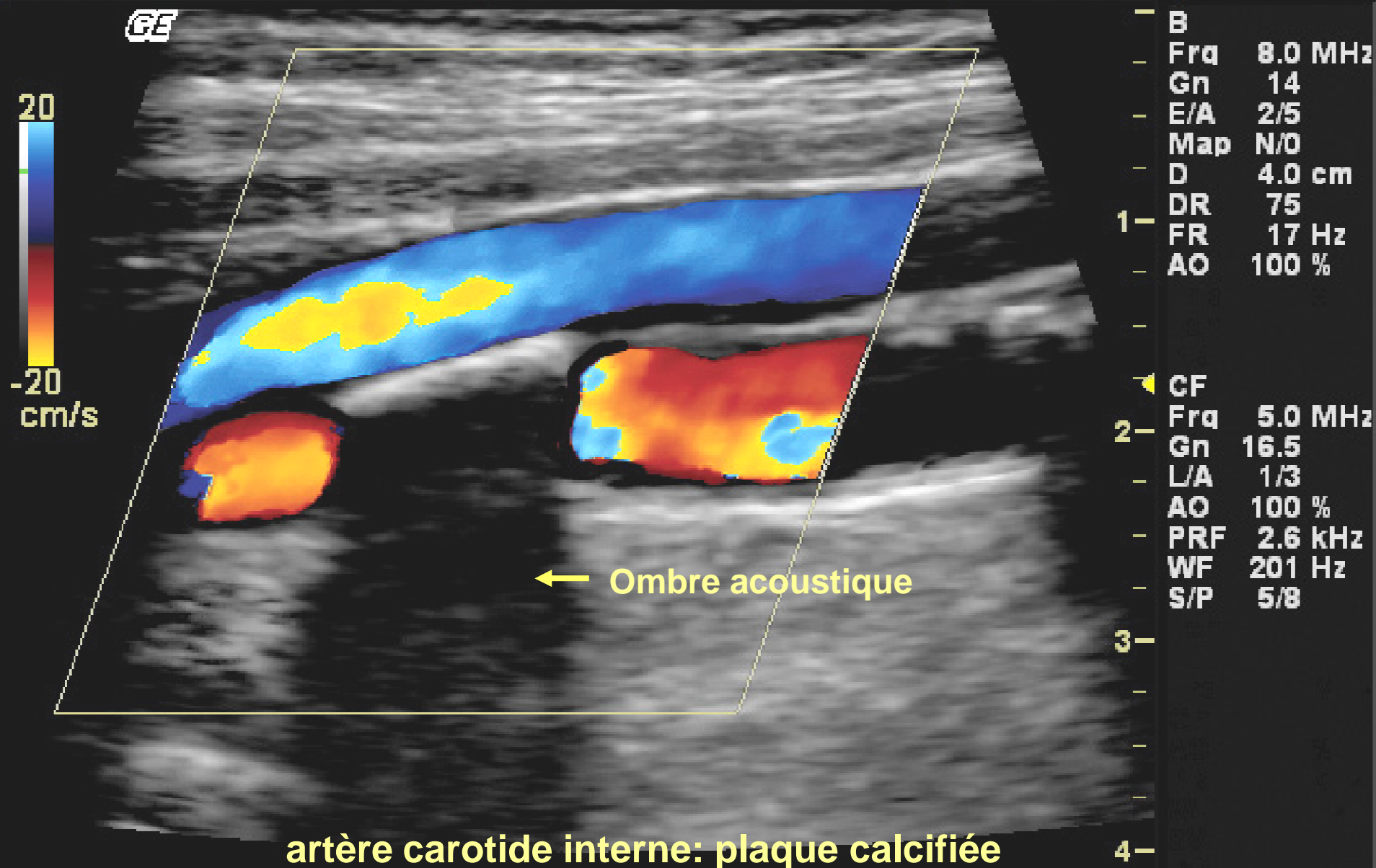
-4



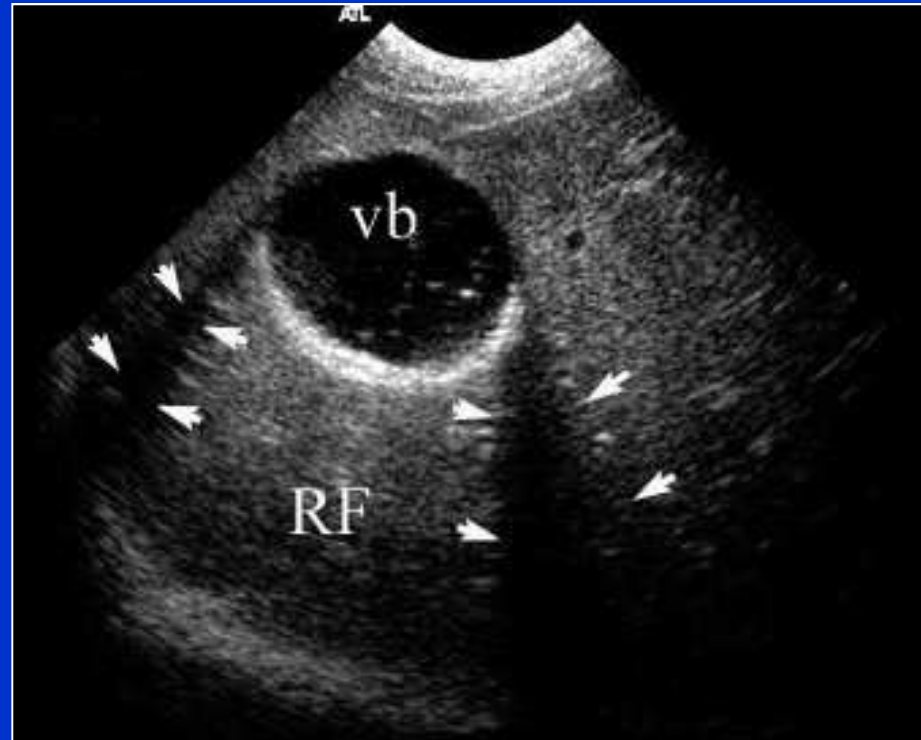
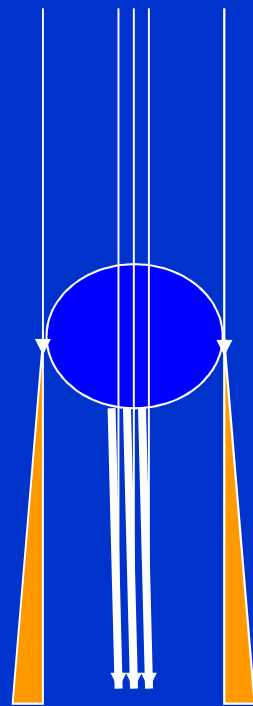
CAROTID BULB PLAQUE  
SonoCT™ IMAGING



MI 1.0 TIs 0.5 10L  
Carotid

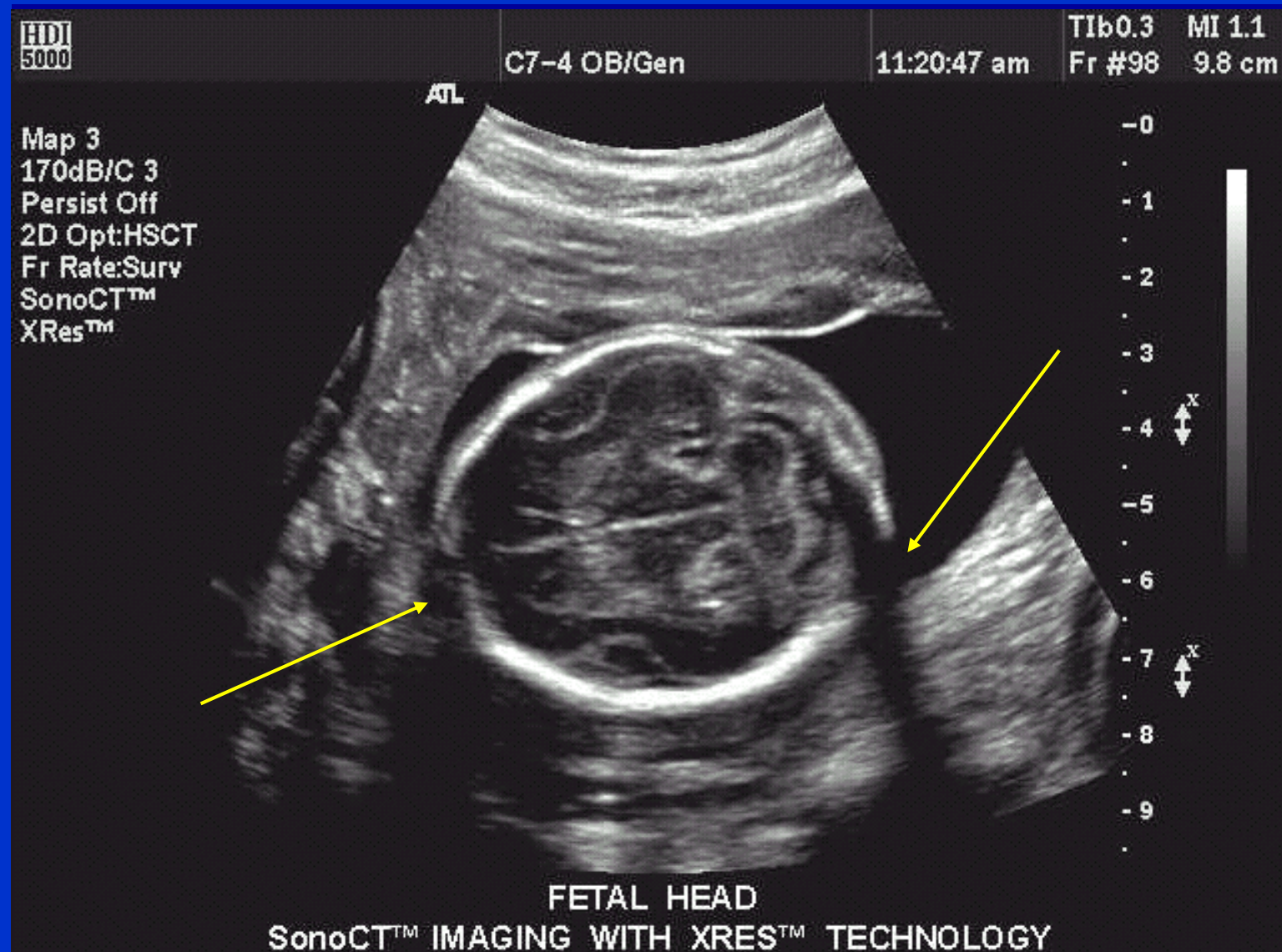


## Ombre de bord (réflexion oblique, réfraction)



- 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....

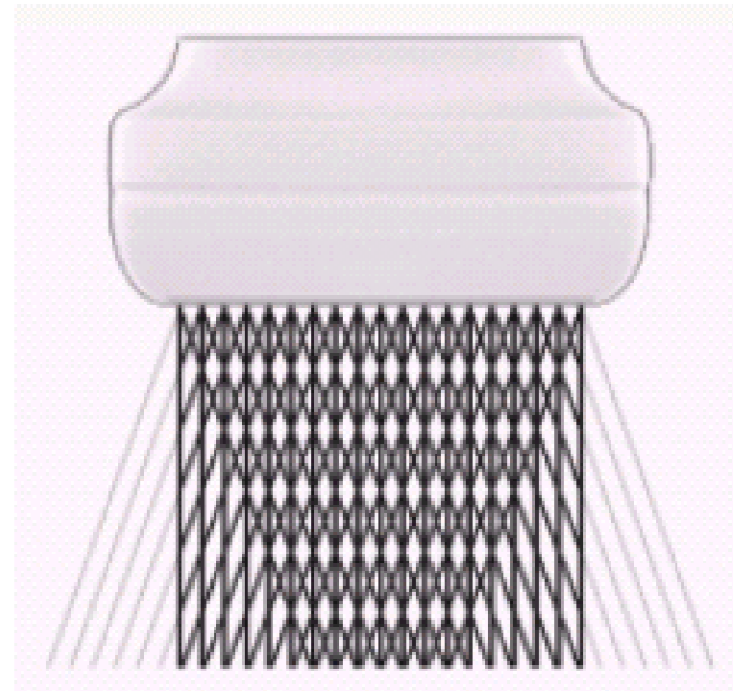
# Cônes d'ombre latéraux



# Mode composite (compound)



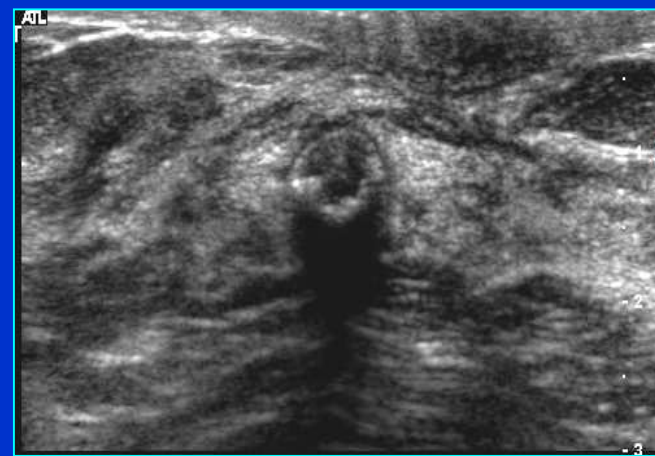
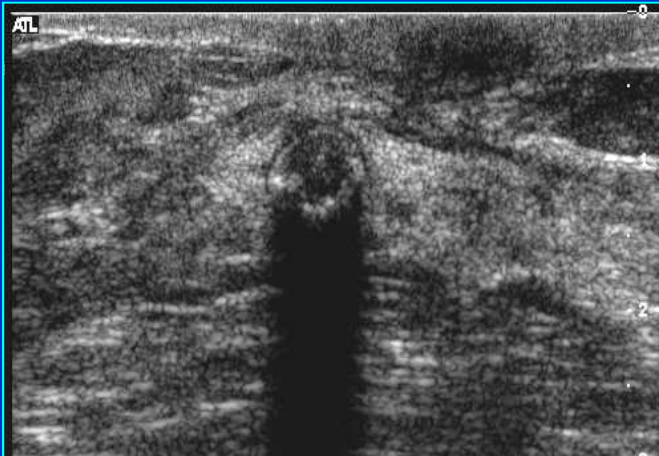
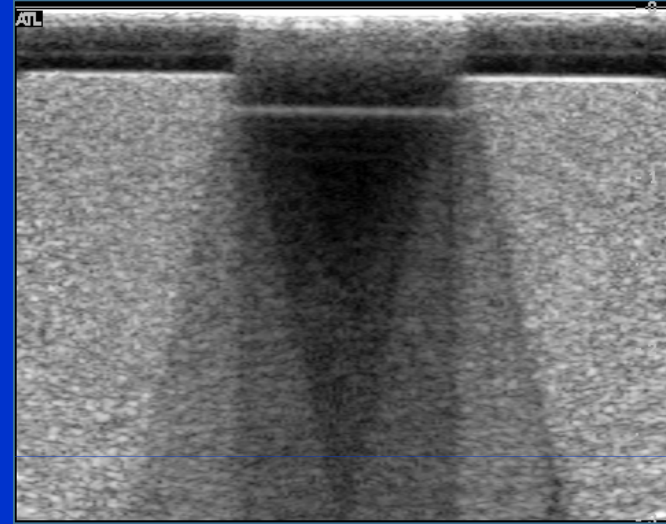
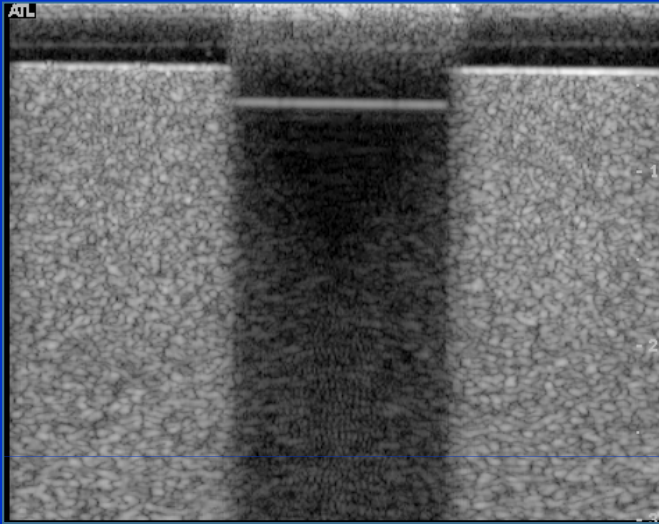
*Fig. 1. Comparison of conventional and compound acquisition with a linear-array transducer.  
Fig. 1a. Conventional acquisition: all scan lines are parallel to each other, and perpendicular to the face of the transducer.*



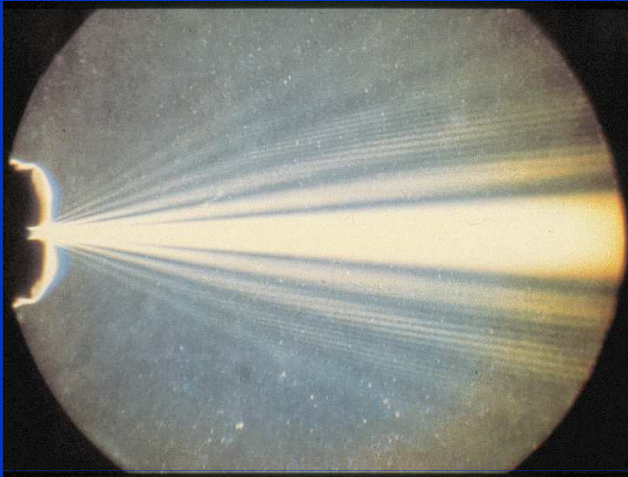
*Fig. 1b. Compound acquisition: successive frames use different steering angles. The outermost regions of the compound image may not be included in the display.*

# Le phénomène d'ombre acoustique

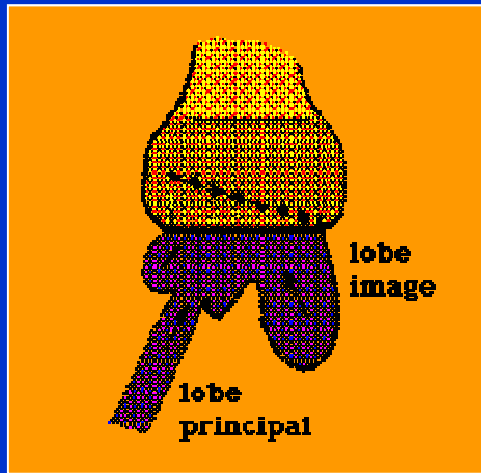
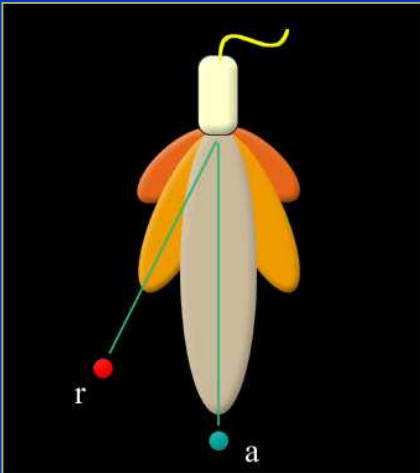
(minoré par l'utilisation du mode composite (SonoCT®))



# Artefacts de lobes latéraux



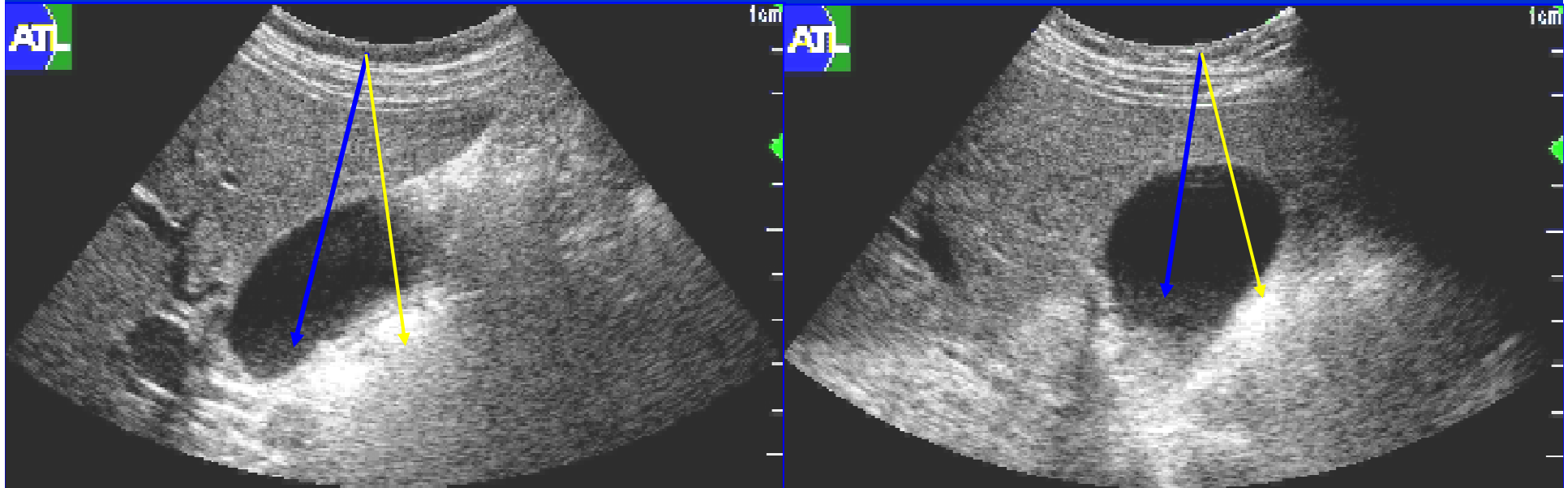
Cet artefact est lié à l'émission simultanée d'un faisceau d'ultrasons principal et de faisceaux latéraux.



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**

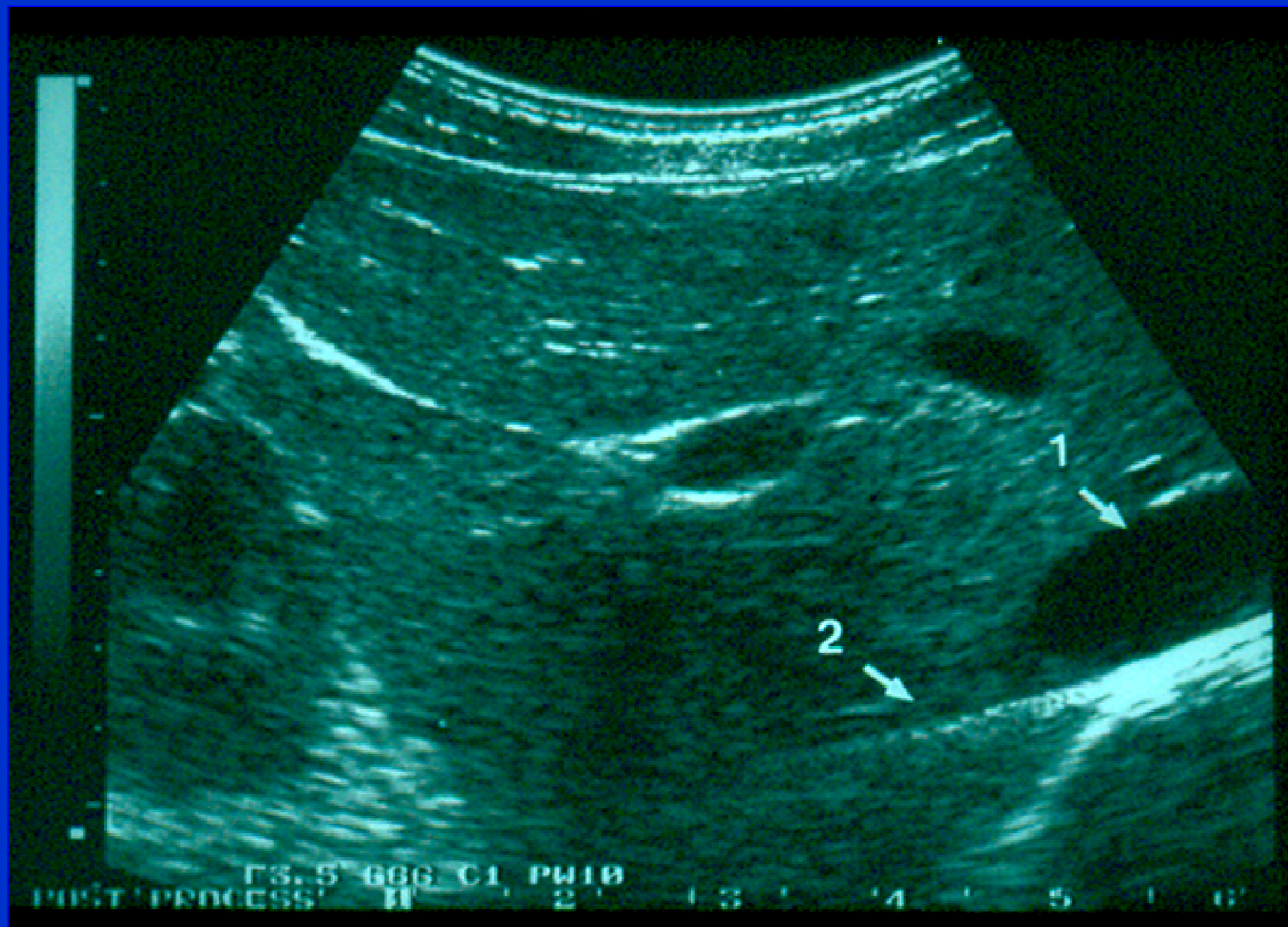
*Distribution de l'intensité ultra-sonore pour les sondes à balayage sectoriel*

# Lobes latéraux



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

# Lobe latéral



PHILIPS TOPO 2

01231220151026

26/10/2015 12:31:28

ITm0.5 IM 1.0

X5-1/OPTIMAL CARD

CI 50Hz  
14cm

2D  
52%  
C 56  
P Bas  
HRes



C4



P 1.9  
G 3.8  
R

JPEG

70 bpm

VASCULAR  
TSA

LA523 10-5  
CONN : C



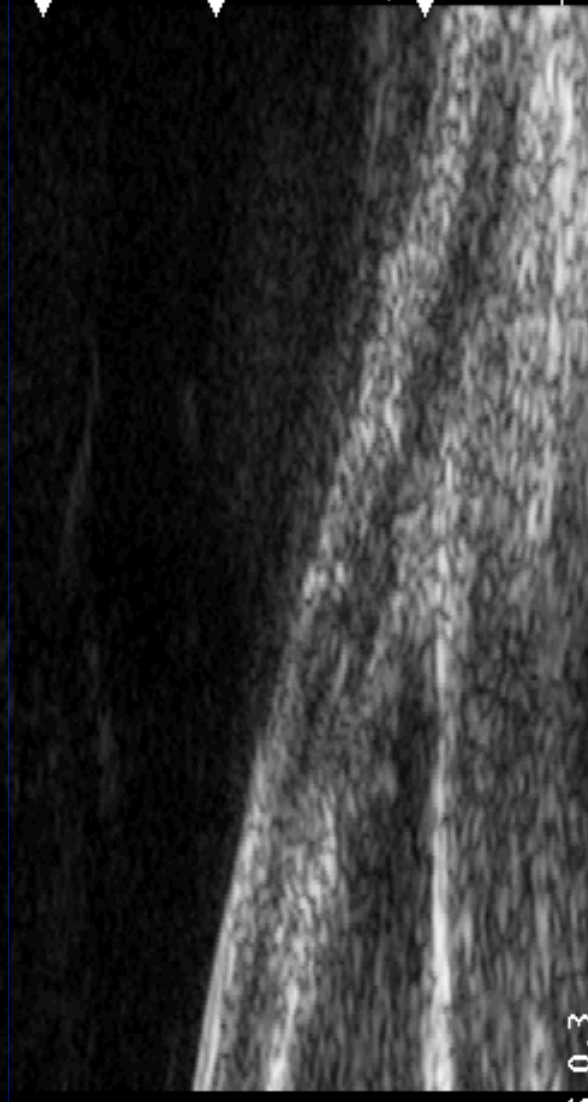
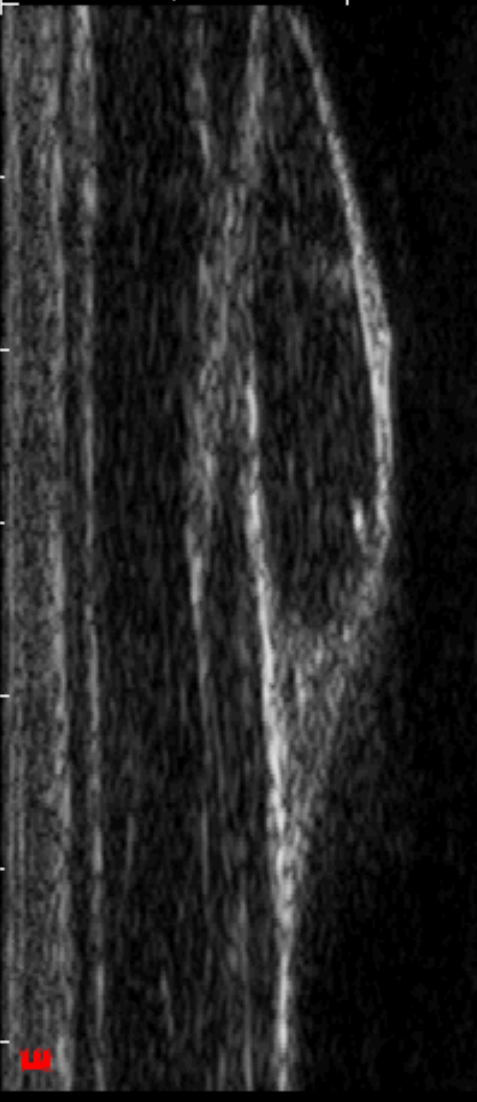
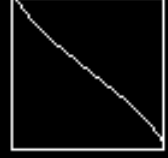
*Technos*

TEST

B:10.0/ DPT 31 mm / G 95

V 5.0A

16/10/2001 PB 6  
04:10:43 AM SCC 9  
ENH 2



-2.0dB MI 0.7 TIS 0.3

D1 Last 16

D2 Last 32

D3 Last 64

D4

D5

D6



20281120150831

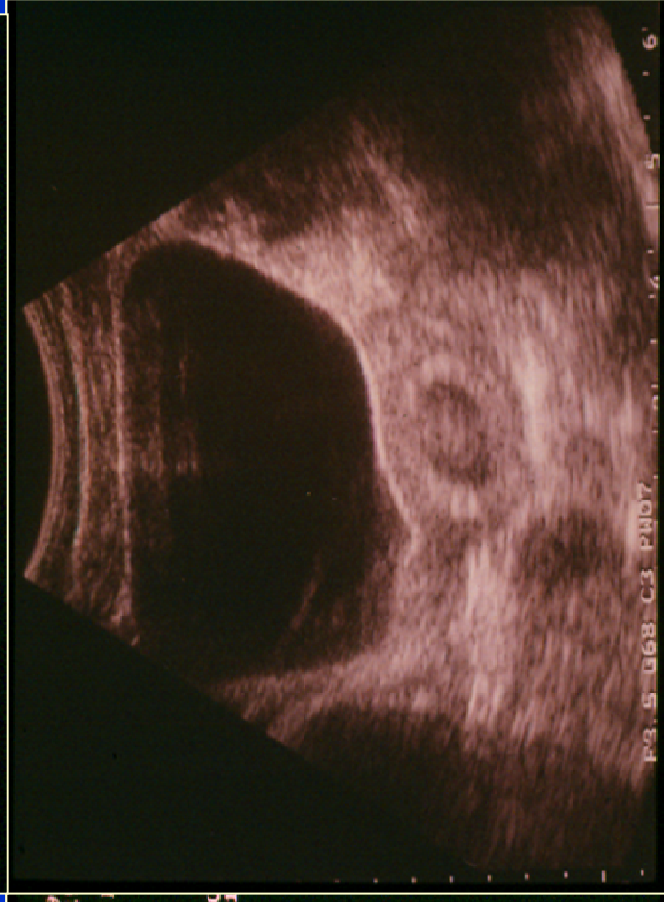
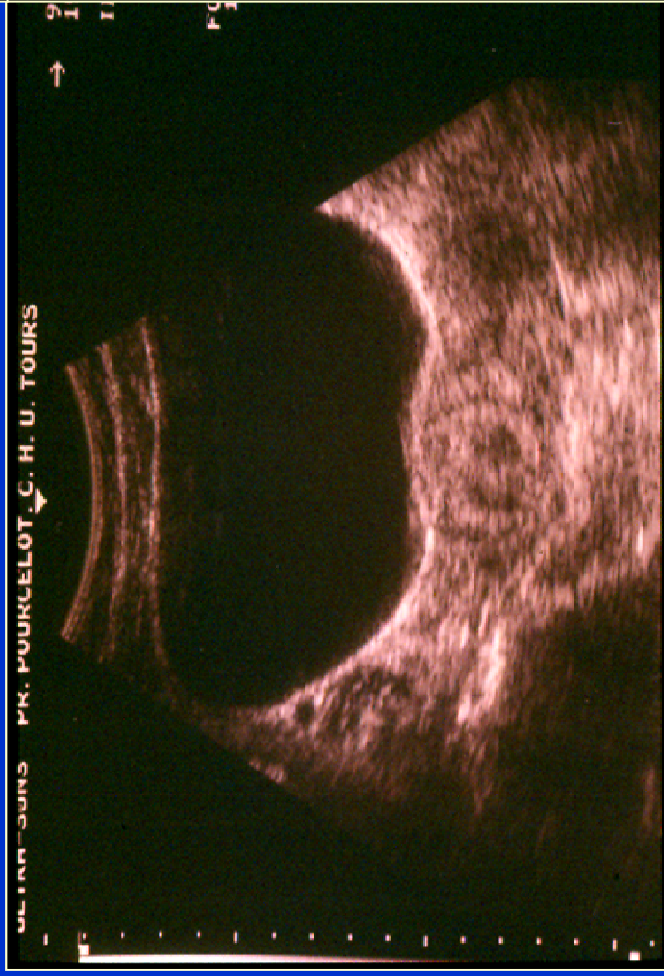
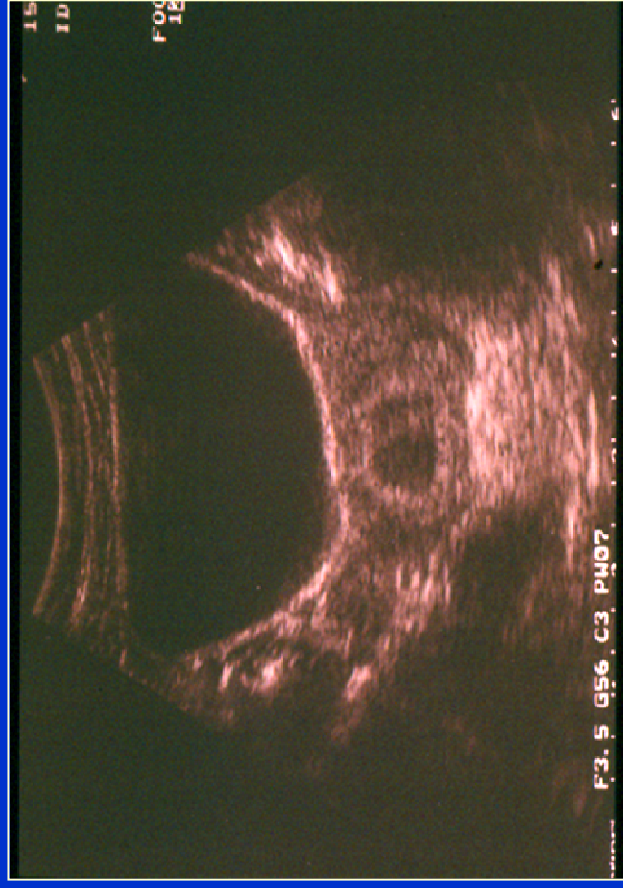
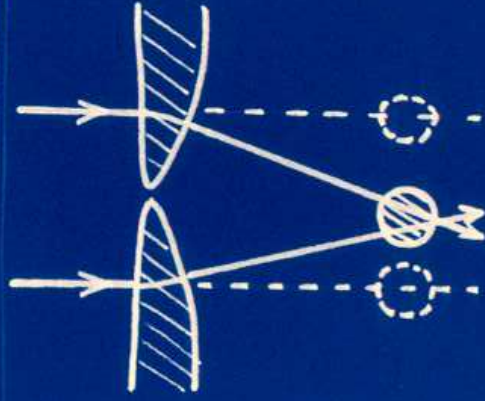
X5-1/OPTIMAL CARD



P

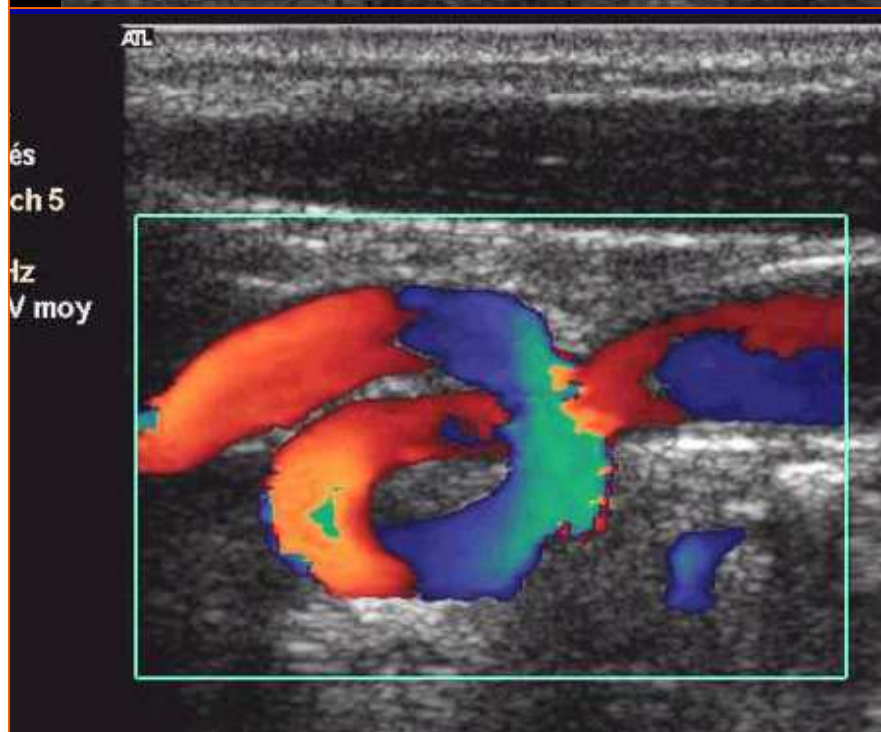
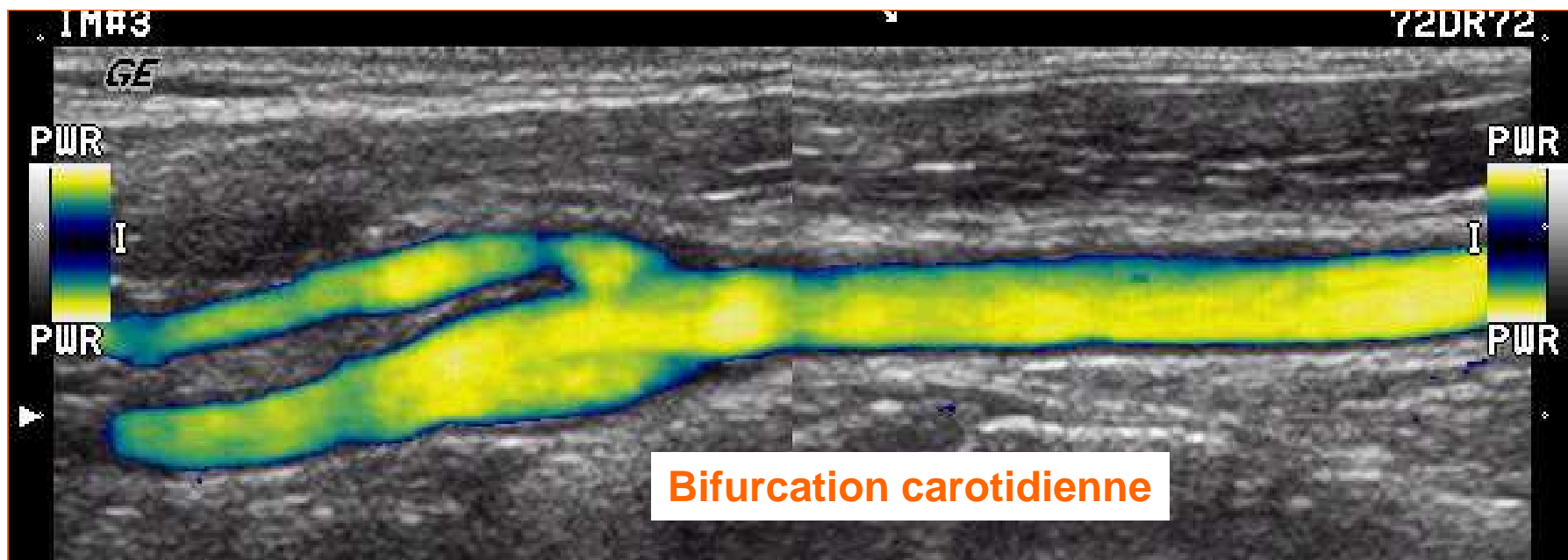


# DIFFRACTION DE FAISCEAU

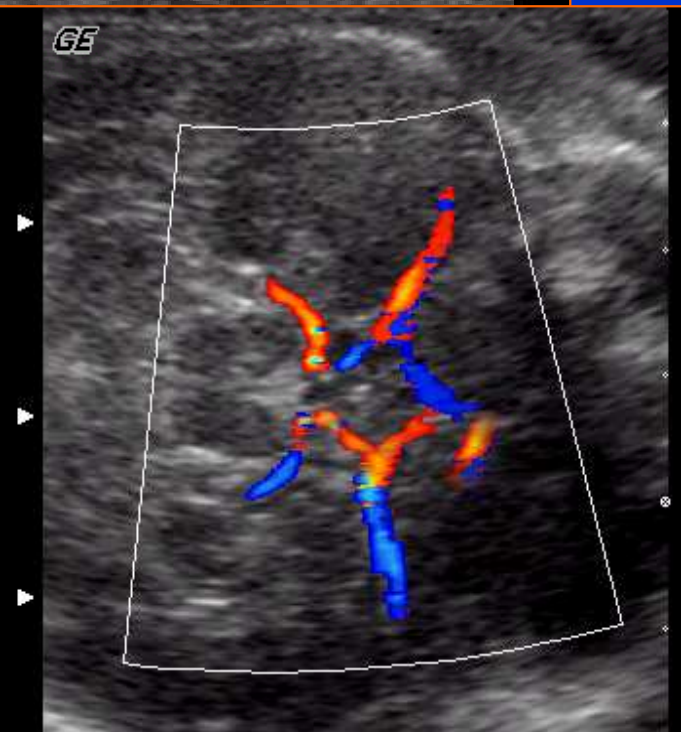
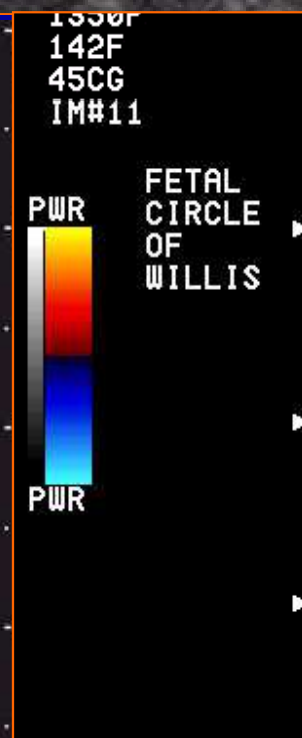


# Artéfacts et exploration Doppler

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

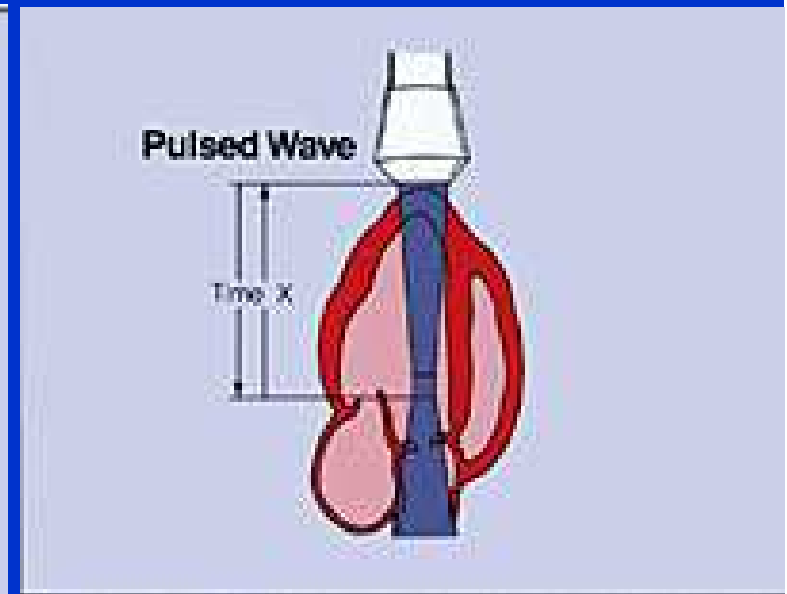
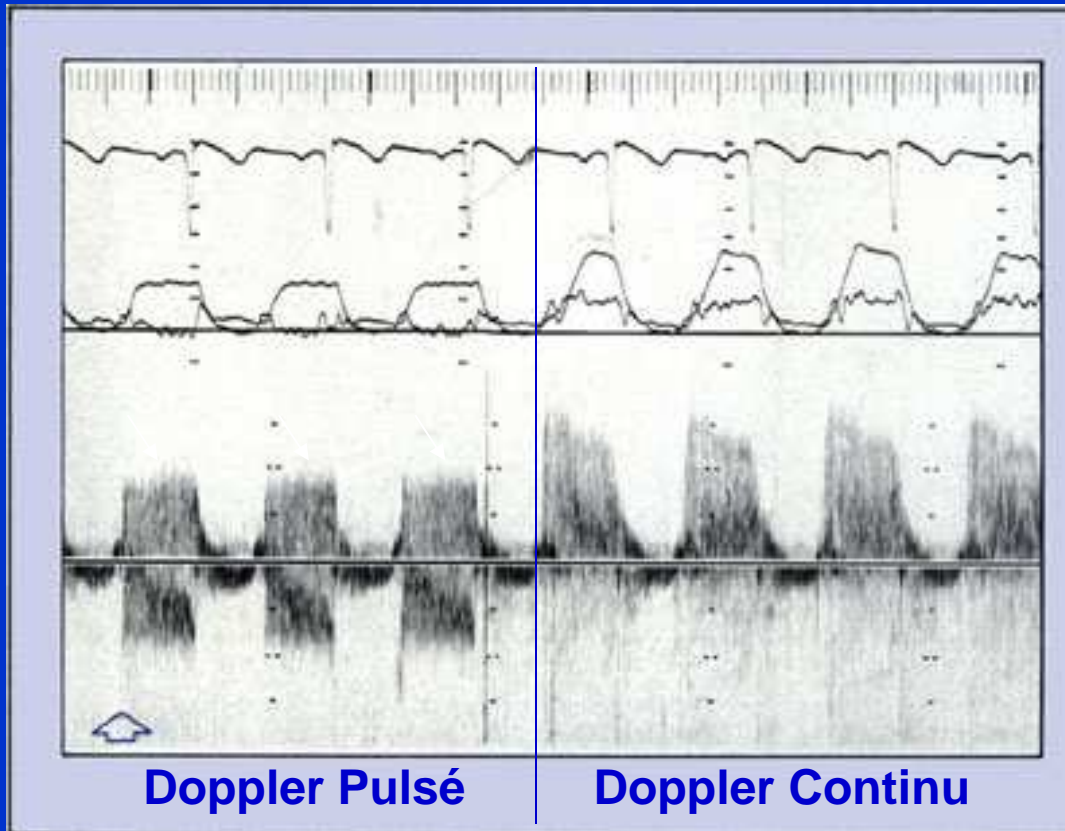


**Carotide interne tortueuse**



**Artères cérébrales foetales**

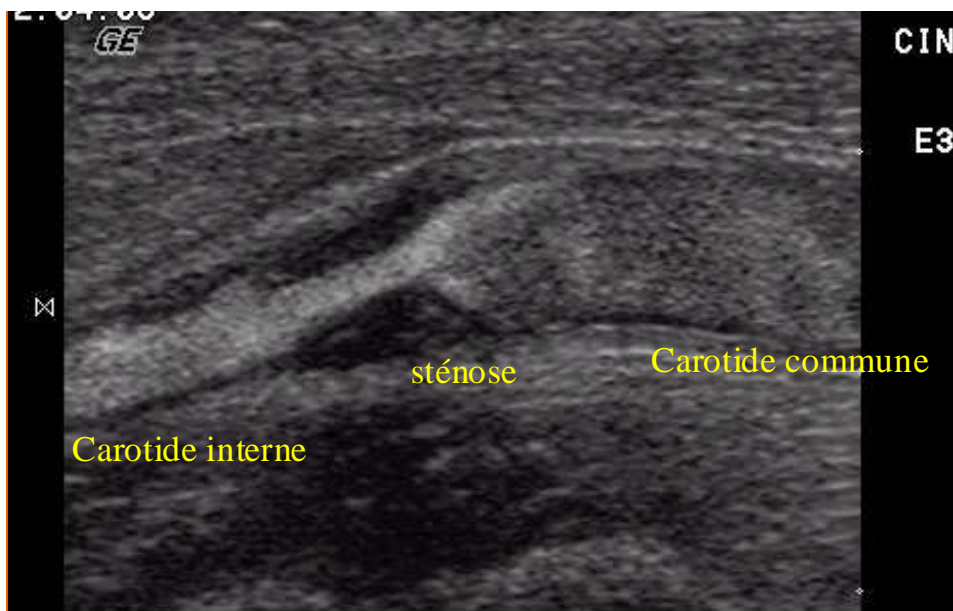
## Aliasing: Doppler pulsé et Doppler continu



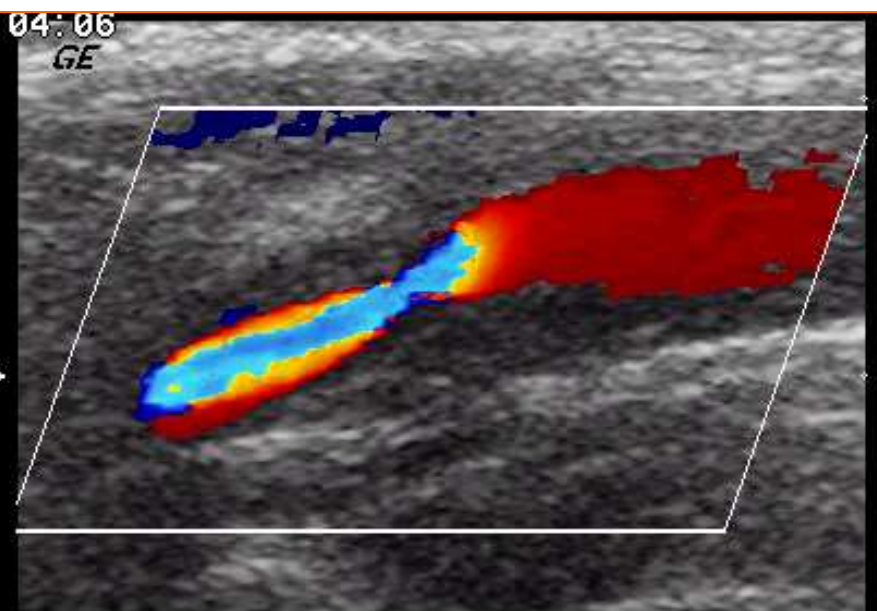
**Flux aortique  
Insuffisance aortique**

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**



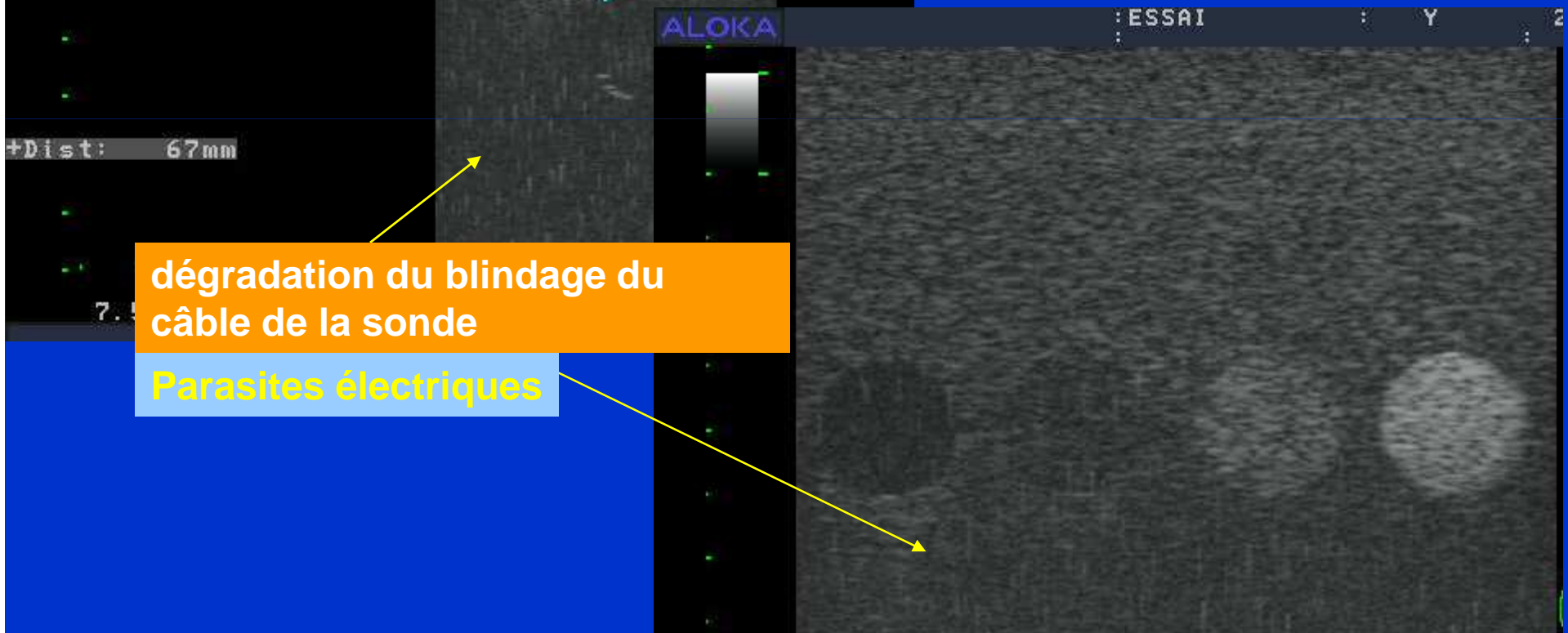
**B-Flow-Ulcération de la carotide commune**

**COMPARAISON  
DOPPLER  
COULEUR/B FLOW**



Décollement de membrane

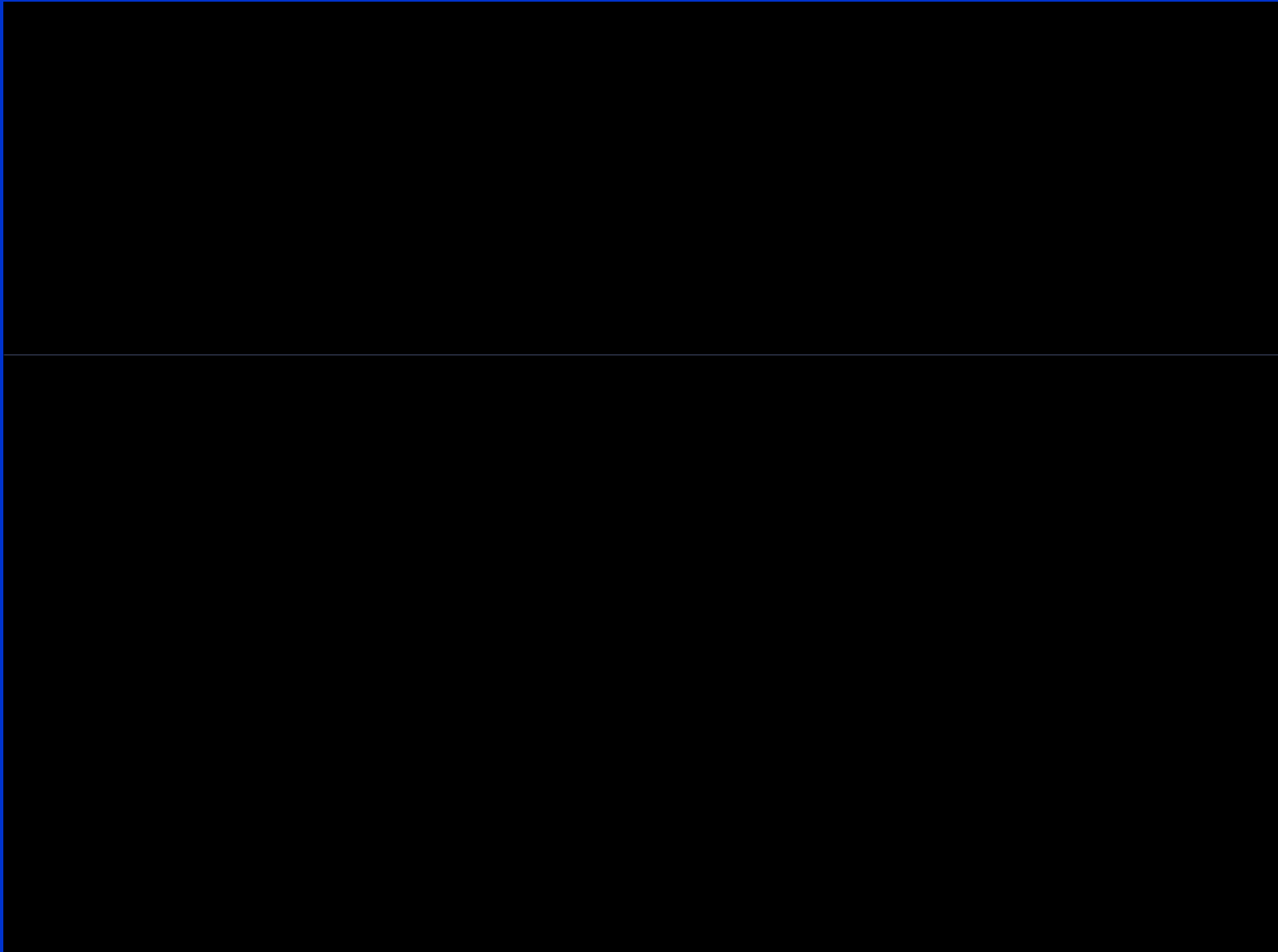
Cône d'ombre



dégradation du blindage du  
câble de la sonde

Parasites électriques

Il existe aussi des images surprenantes !  
82 ans, pas antcdt, AC/FA bilan AVC



# 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.