

UNIVERSITÉ DE NICE - SOPHIA ANTIPOLIS

FACULTÉ DE MÉDECINE

Année Universitaire 2011-2012

**L'IMAGERIE
PAR ULTRASONS**

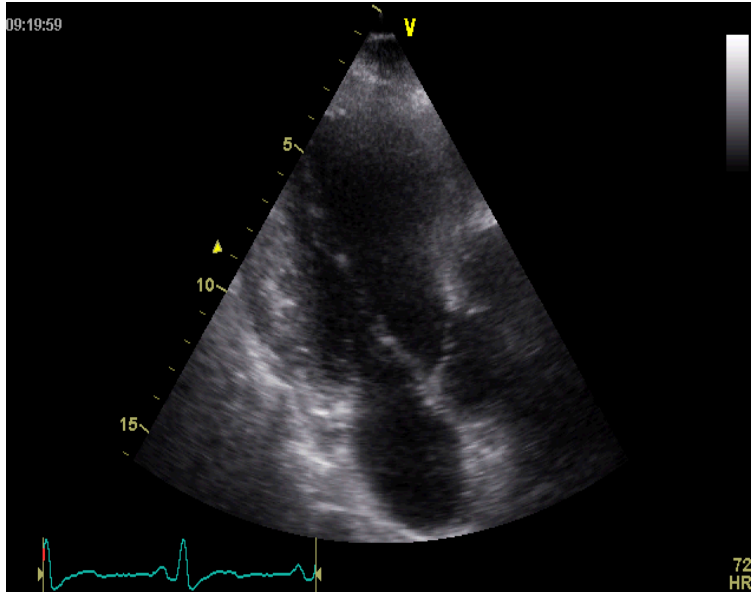
Philippe FRANKEN

L'IMAGERIE MEDICALE

Le vecteur de l'information est une onde

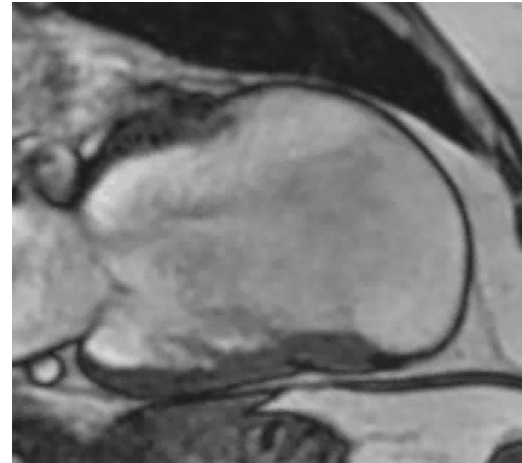
acoustique

électromagnétique

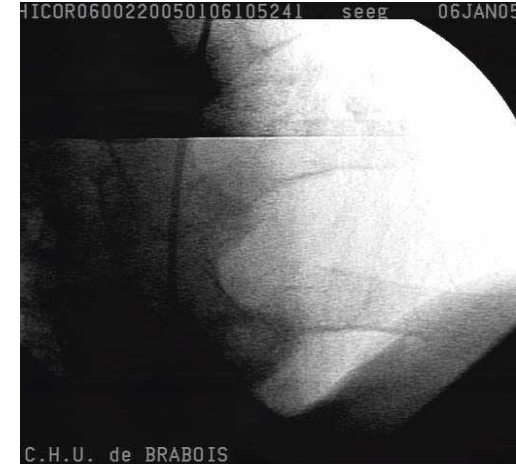


ultrasons

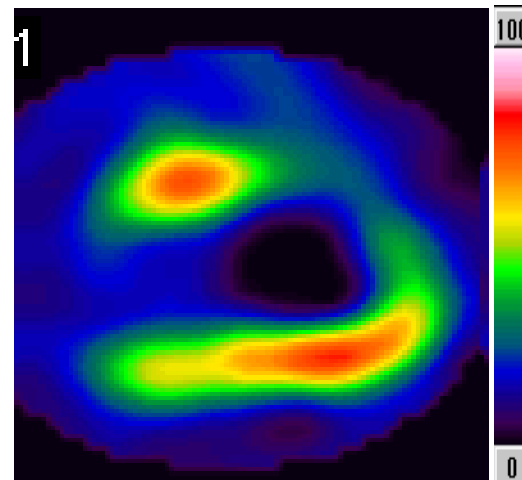
Echographie



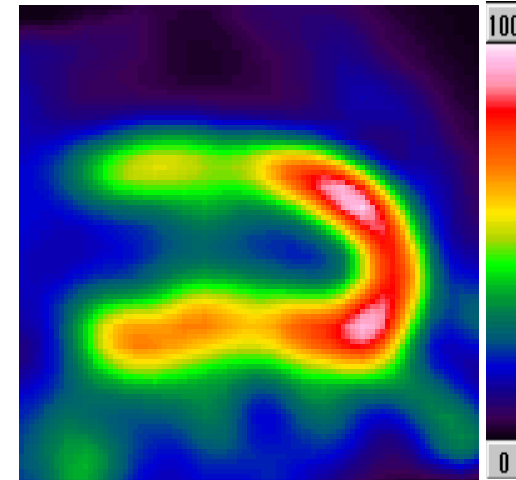
résonance magnétique



rayons X

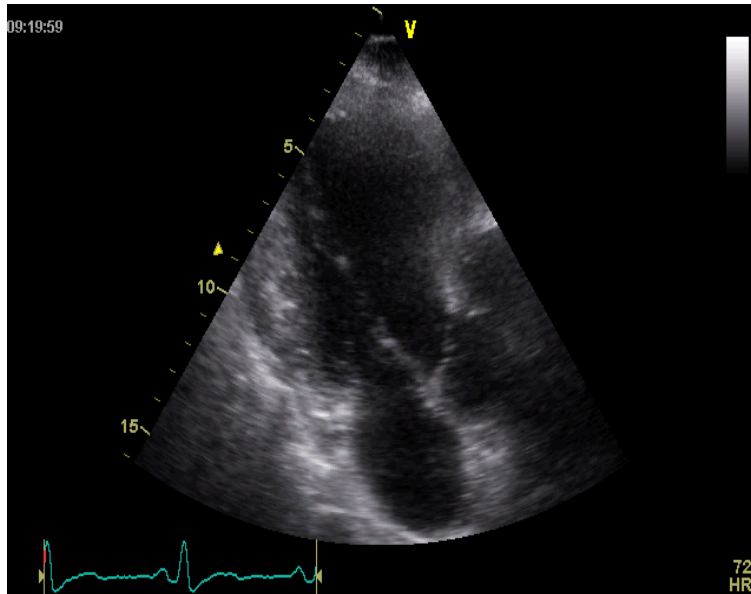


photons gamma

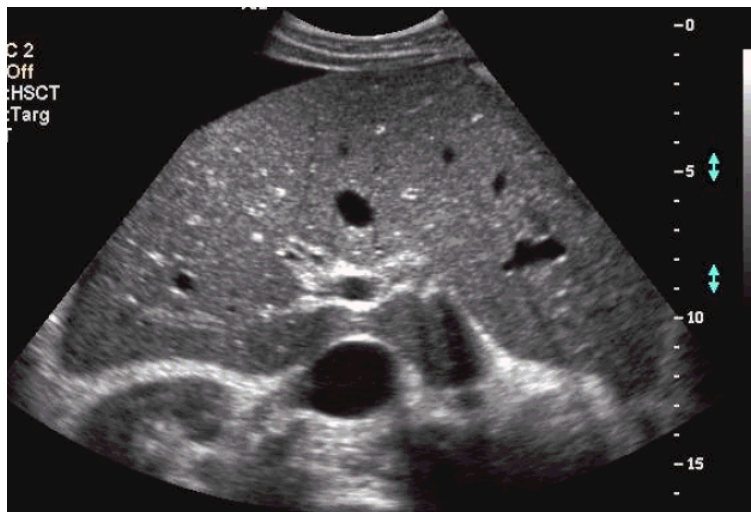


positons

L' ECHOGRAPHIE



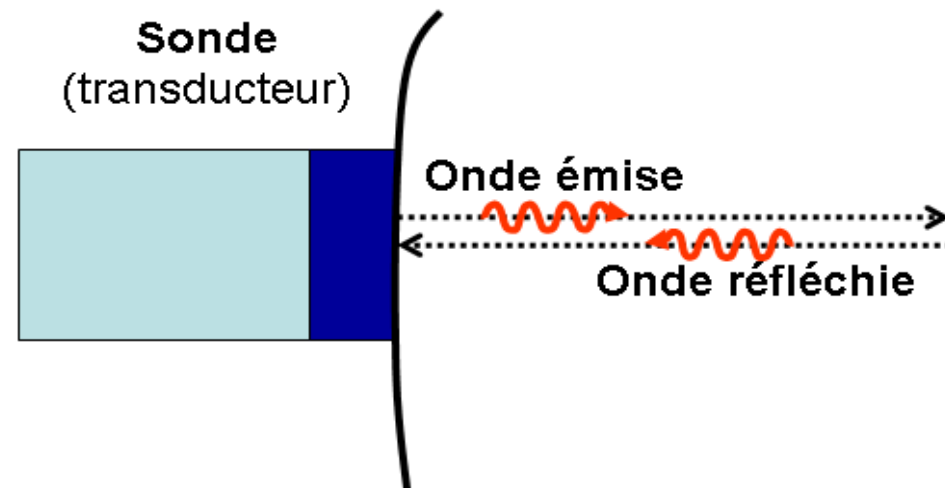
Échographie cardiaque



Échographie hépatique

Définition :

Technique d'imagerie basée sur la réflexion d'ondes ultrasonores au niveau de l'interface de milieu ayant des impédances acoustiques différentes.



L' ECHOGRAPHIE

1965 : Apparition des premiers échographes à usage médical

- Application à de nombreux domaines :
 - cardiologie
 - obstétrique
 - radiologie
 - dermatologie, ophtalmologie, ...

- Avantages de l'échographie
 - non ionisante
 - rapide (temps réel)
 - peu coûteuse

Propriétés physiques des ultrasons

Définitions des ultrasons

Ondes acoustiques dont la fréquence (F) est comprise entre 20 KHz et 200 MHz

■ onde acoustique : transport d'énergie sous forme de vibrations (compression - relaxation périodiques des molécules) qui se propagent de proche en proche dans un milieu matériel élastique.

■ < 20 Hz	infrasons
20 Hz - 20 KHz	sons
20 KHz - 200 MHz	<u>ultrasons</u>
> 200 MHz	hypersons

■ En échographie clinique les fréquences de 1 à 10 MHz sont le plus souvent utilisées.

Propriétés physiques des ultrasons

Propagation des ultrasons

■ La vitesse de propagation des sons dans la matière dépend essentiellement des caractéristiques du milieu :

■ élasticité E (Pa) NB: compressibilité $K = 1 / E$ (Pa⁻¹)

■ densité ρ (kg. m⁻³)

➔ célérité $c = \sqrt{E / \rho} = \sqrt{1 / K \cdot \rho}$ (m. s⁻¹)

la vitesse de propagation ne dépend que de la nature du milieu : os > tissus mous ≈ eau > air

Milieu	Vitesse de propagation (*) (m/s)
Air	330
Eau	1480
Tissus mous	1540
Os	4080

() pour information*

Propriétés physiques des ultrasons

Propagation des ultrasons

■ La vitesse de propagation des sons dans la matière dépend essentiellement des caractéristiques du milieu :

■ élasticité E (Pa) NB: compressibilité $K = 1 / E$ (Pa⁻¹)

■ densité ρ (kg. m⁻³)

➔ célérité $c = \sqrt{E / \rho} = \sqrt{1 / K \cdot \rho}$ (m. s⁻¹)

la vitesse de propagation ne dépend que de la nature du milieu : os > tissus mous ≈ eau > air

➔ impédance acoustique $Z = \rho \cdot c$ (Rayleigh)

caractérise la « résistance » du milieu au passage de l'onde sonore

➔ longueur d'onde $\lambda = c / F$ (m)

détermine la résolution spatiale

Propriétés physiques des ultrasons

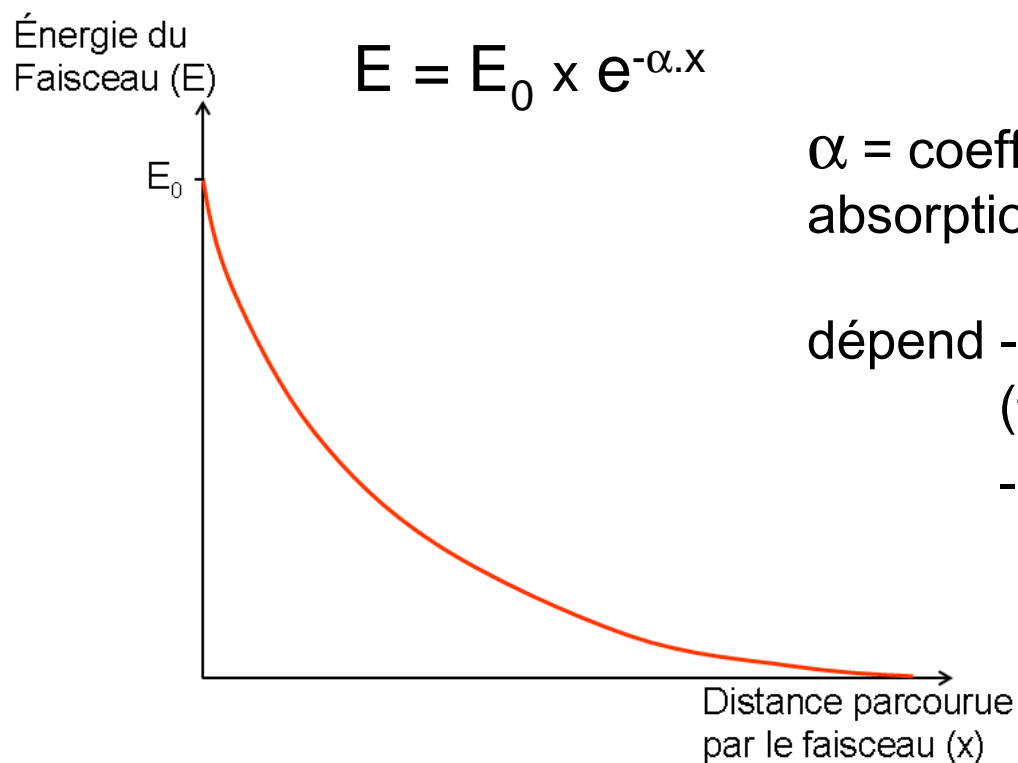
Atténuation du faisceau d'ultrasons

1. Absorption
2. Réflexion
3. Réfraction
4. Diffusion

Propriétés physiques des ultrasons

Atténuation du faisceau d'ultrasons : 1. Absorption

■ L'énergie dissipée sous forme de chaleur : décroissance exponentielle dans un milieu homogène.



α = coefficient d'atténuation par absorption (m^{-1})

dépend - de la nature des tissus (β)
(très important pour l'air et les os)
- de la fréquence des US (F)

$$\alpha = \beta F^2$$

Propriétés physiques des ultrasons

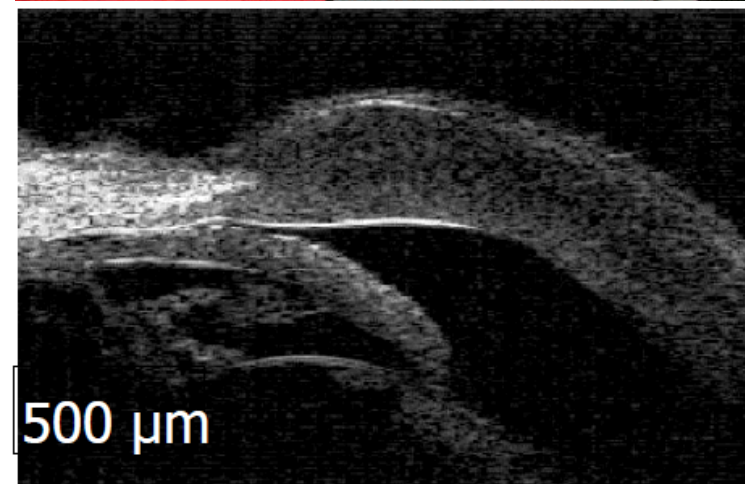
Résolution spatiale : distance minimale séparant 2 points pour que leurs images soient séparées.

Limite théorique de résolution est donnée par la longueur d'onde

$$\lambda = c / F \quad (m)$$

1. La résolution spatiale est meilleure quand la fréquence (F) augmente.
2. L'atténuation est proportionnelle à la fréquence (F²).

→ La profondeur d'exploration diminue quand on augmente la fréquence : → compromis !



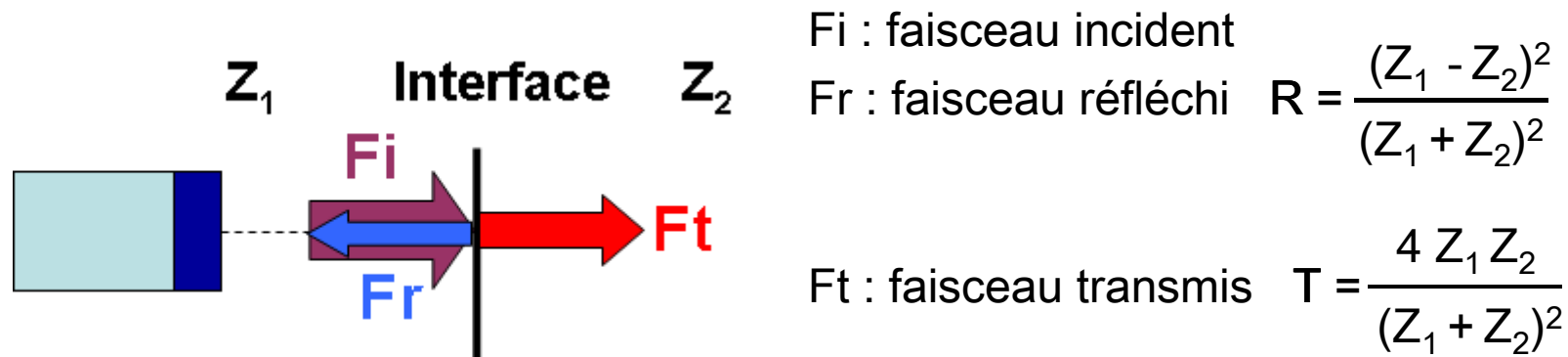
Propriétés physiques des ultrasons

Atténuation du faisceau d'ultrasons : 2. Réflexion

■ Survient au niveau d'une interface acoustique = surface séparant 2 milieux ayant des impédances acoustiques différentes

$$Z = \rho \cdot c$$

Faisceau perpendiculaire à l'interface



C'est le faisceau réfléchi (« écho ») qui sera capté par la sonde et qui permettra de définir les limites des structures imagées.

Echographie dite « morphologique » entre la 20^{ème} et la 22^{ème} semaine de grossesse.



Propriétés physiques des ultrasons

Atténuation du faisceau d'ultrasons par réflexion

■ coefficient de réflexion R : c'est le déterminant du contraste en imagerie par ultrasons

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

Impédance acoustique (*)
dans les tissus biologiques

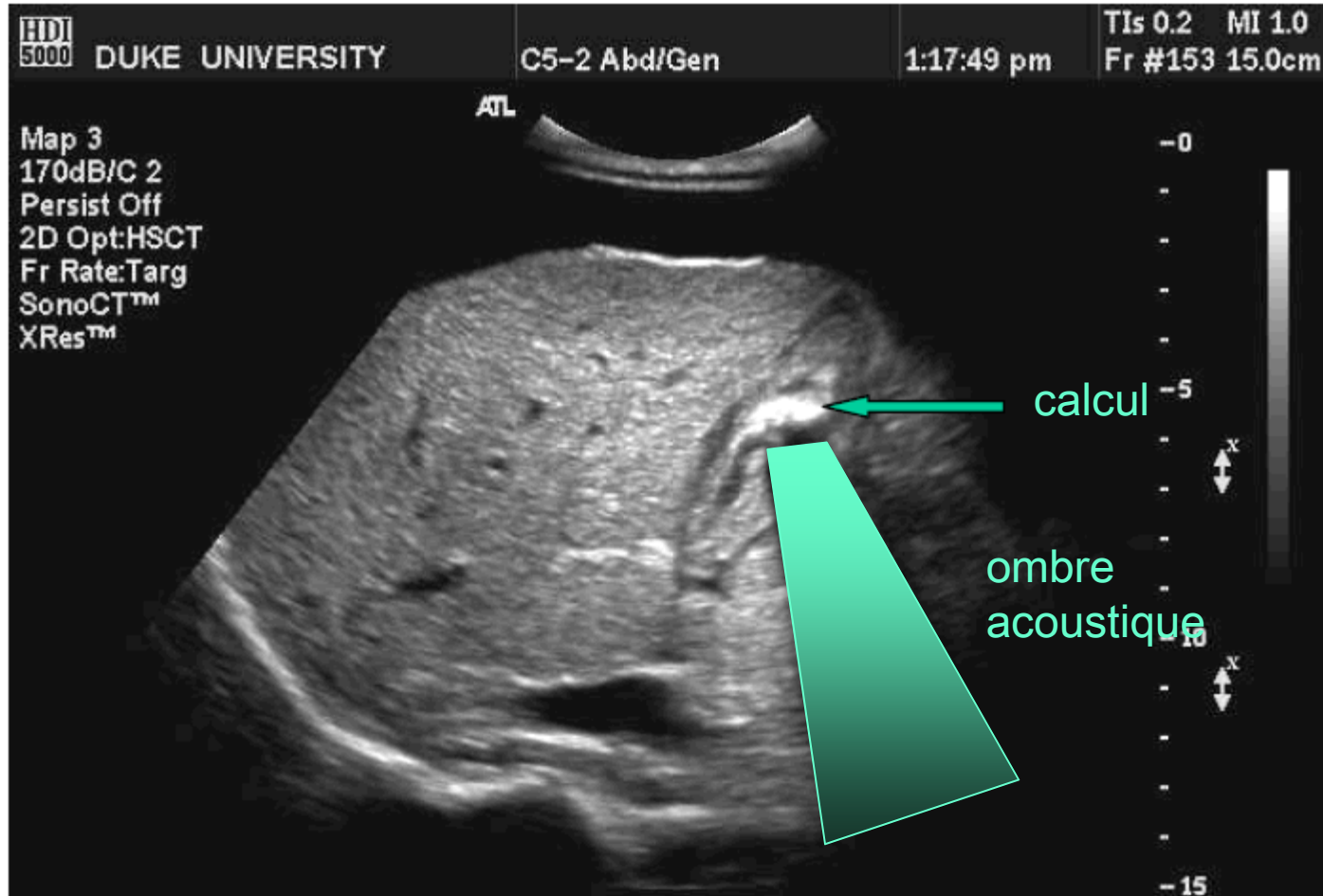
Milieu	Z (MRayl)
Eau	1.48
Air	4.4 10⁻⁴
Sang	1.66
Graisse	1.35
Foie	1.65
Muscle	1.70
Os cortical	7

(*) *pour information*

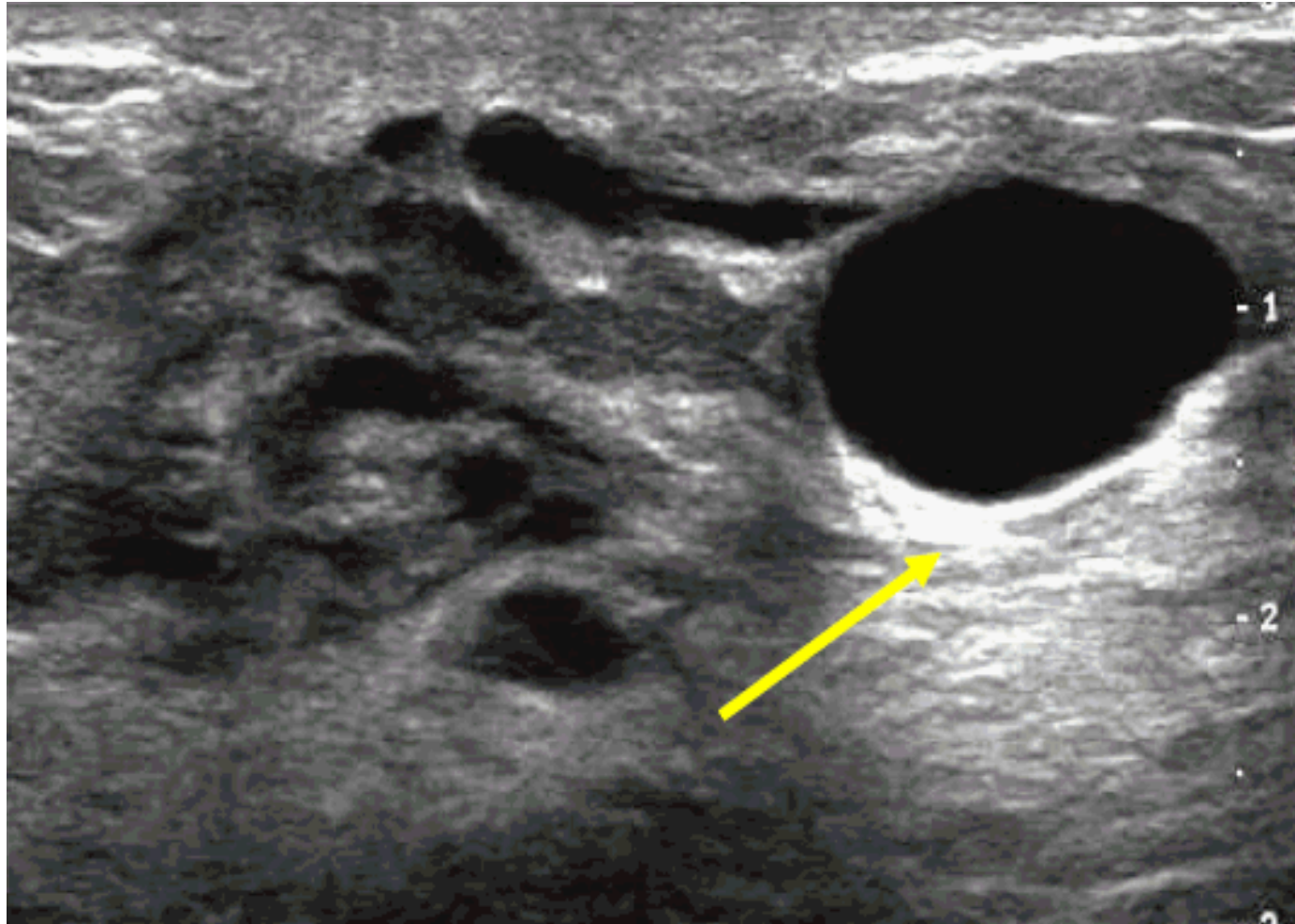
Plus ΔZ augmente, plus le coefficient de réflexion est important :

- aux interfaces tissu mou / tissu mou, la proportion réfléchi est faible (<1%) ;
- aux interfaces tissu mou / air, la réflexion est quasi-totale (99,9%) ;
- aux interfaces tissu mou / os, la réflexion est importante (40%).

Ombre acoustique en cas de réflexion très intense
(calcul dans la vésicule biliaire, très riche en calcium)



Renforcement postérieur en cas de zone d'hypo-atténuation
(kyste liquidien au niveau du sein)

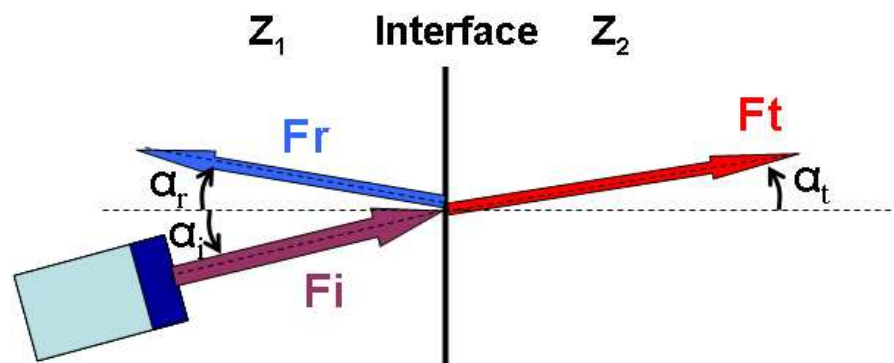


Propriétés physiques des ultrasons

Atténuation du faisceau d'ultrasons : 3. Réfraction

■ Atténuation par réfraction.

Faisceau non perpendiculaire à l'interface



- le signal réfléchi (écho) ne peut être directement détecté par la sonde ;

- le faisceau transmis est dévié (faisceau réfracté) et perdu pour l'imagerie.

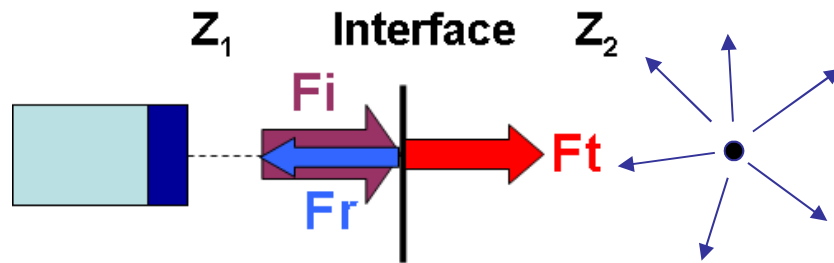
$$\alpha_i = \alpha_r \text{ et } \frac{\sin \alpha_i}{\sin \alpha_t} = \frac{c_1}{c_2}$$

→ il est impératif d'orienter le faisceau d'US perpendiculairement aux structures que l'on veut imager !

Propriétés physiques des ultrasons

Atténuation du faisceau d'ultrasons :

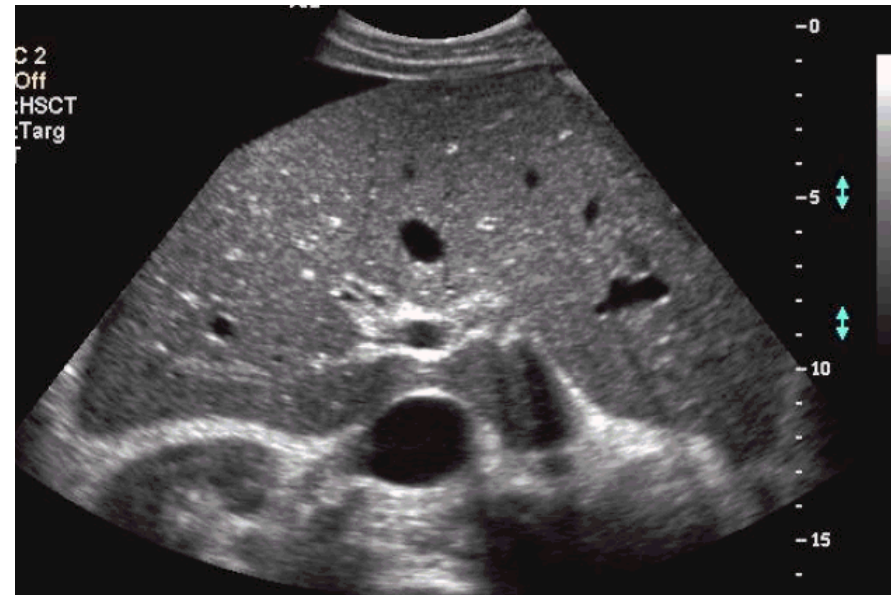
4. Diffusion



L'atténuation par diffusion est responsable du signal échographique observé au sein des organes (grain de l'image).

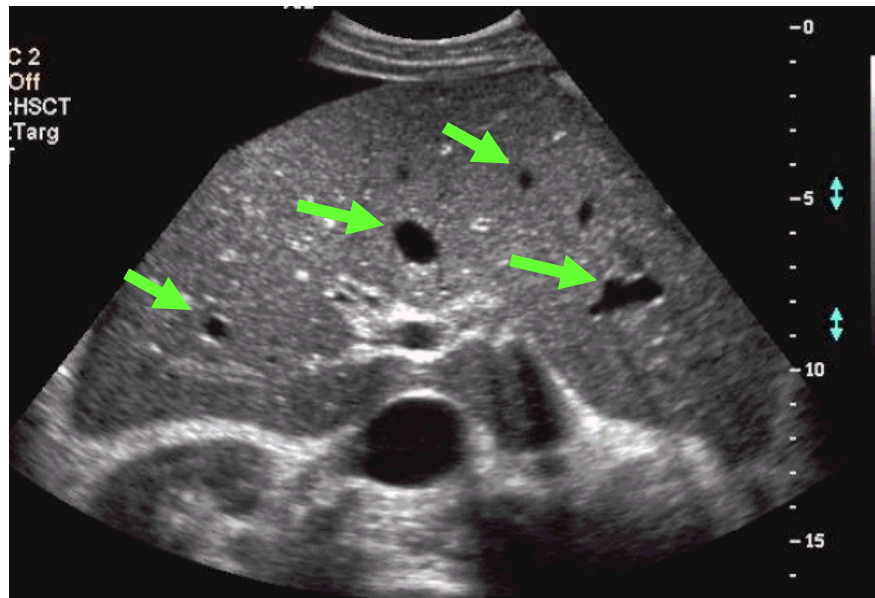
Un espace liquidien pur (sans cellules) est vide d'écho (anéchoïque).

Les microstructures (innervation, vaisseaux, fibres, ...) vibrent sous l'effet des US transmis et réémettent les US dans toutes les directions. Une partie est rétro-diffusée et captée par la sonde.



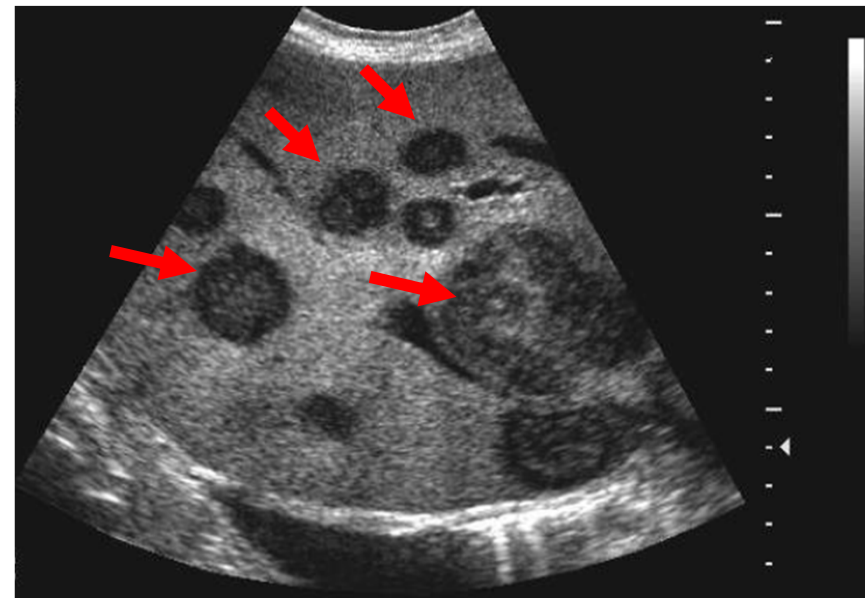
Aspect échographique des masses intra-hépatiques

Masses non cellularisées



Kystes (bénin)

Masses cellularisées



Métastases (cancer)

Atténuation du faisceau d'ultrasons

Énergie ultrasonore incidente est atténuée par

Absorption

chaleur

thérapie

**Réflexion-
réfraction**

échos
réfléchis

Diffusion

échos
rétrodiffusés

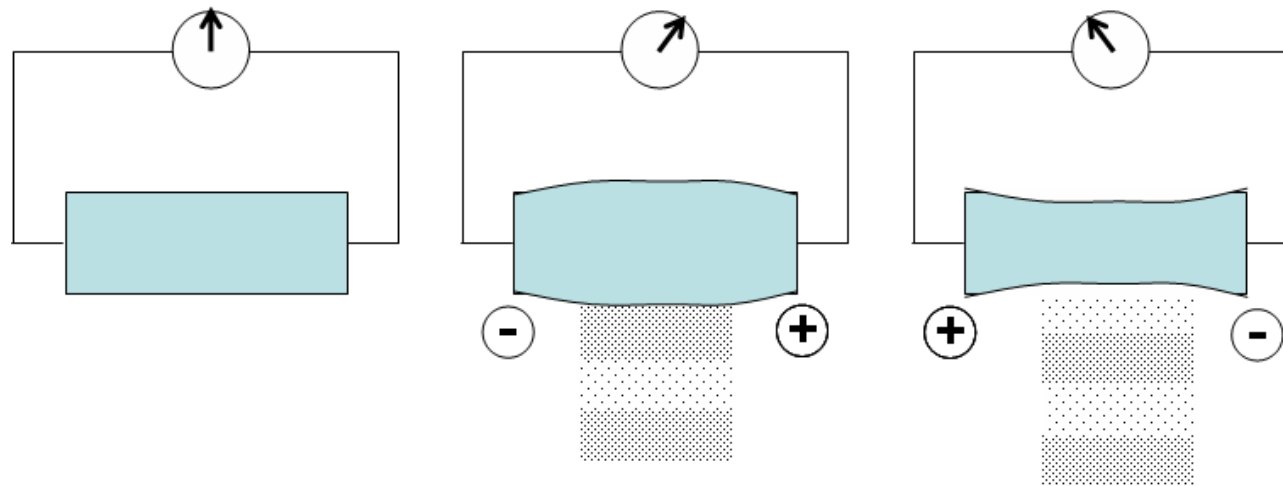
image



Production et réception des ondes US

Principe de la piezo-électricité

Certains cristaux (quartz) se déforment si on leur applique une DDP



Une DDP alternative de fréquence F génère une onde acoustique de fréquence F → **émission de l'onde US**

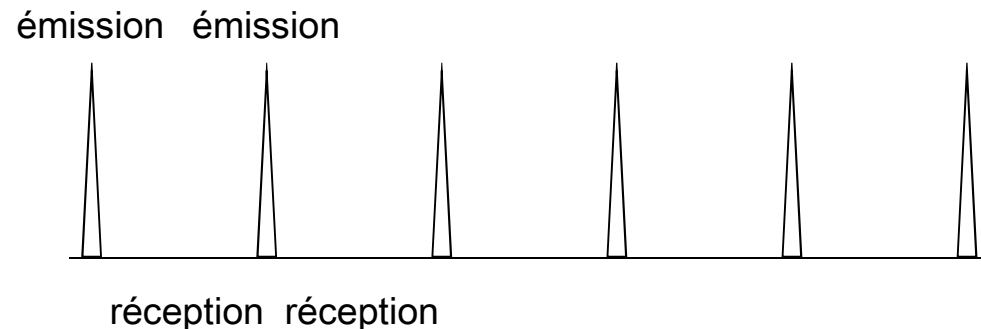
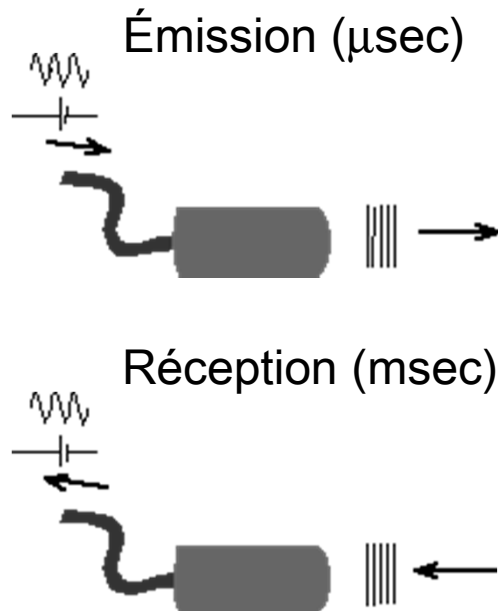
Réciproquement : les déformations mécaniques générées par le faisceau réfléchi (écho) induisent une DDP alternative de même fréquence → **enregistrement des échos**

Production et réception des ondes US

Sonde d'échographie

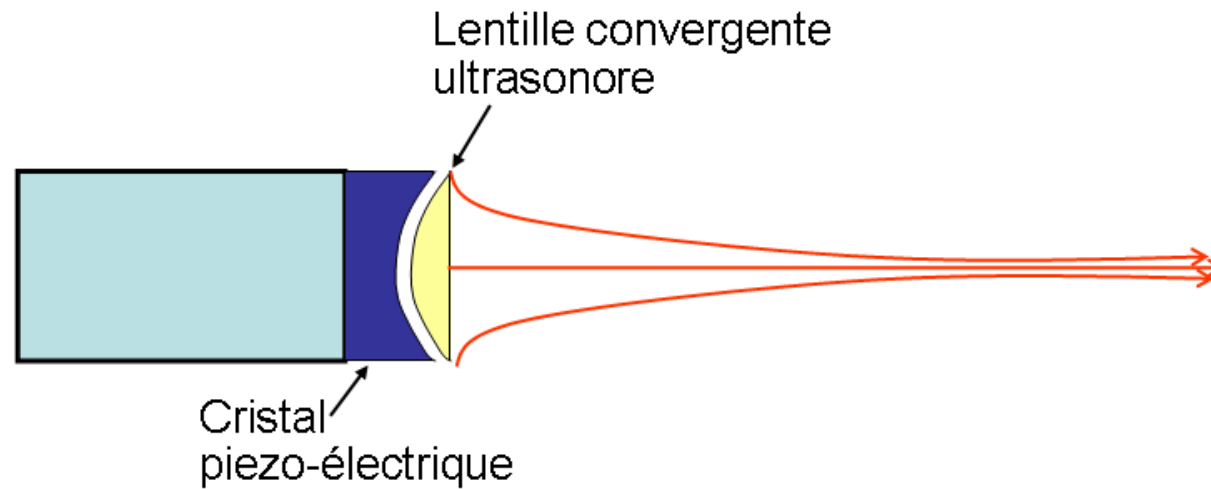


- Transducteur ultrasonore = transforme l'énergie électrique en ultrasons et vice versa.
- Cristal piezoélectrique (céramique) de qqes 1/10ème de mm recouvert d'électrodes.
- Émission (μsec) : le cristal entre en résonance (cf une cloche) par une brève impulsion électrique et émet des US.
- Réception (msec) : période d'attente pendant laquelle le cristal recueille les US réfléchis.
- Fréquence de répétition de l'ordre du kHz



Production et réception des ondes US

Sonde d'échographie

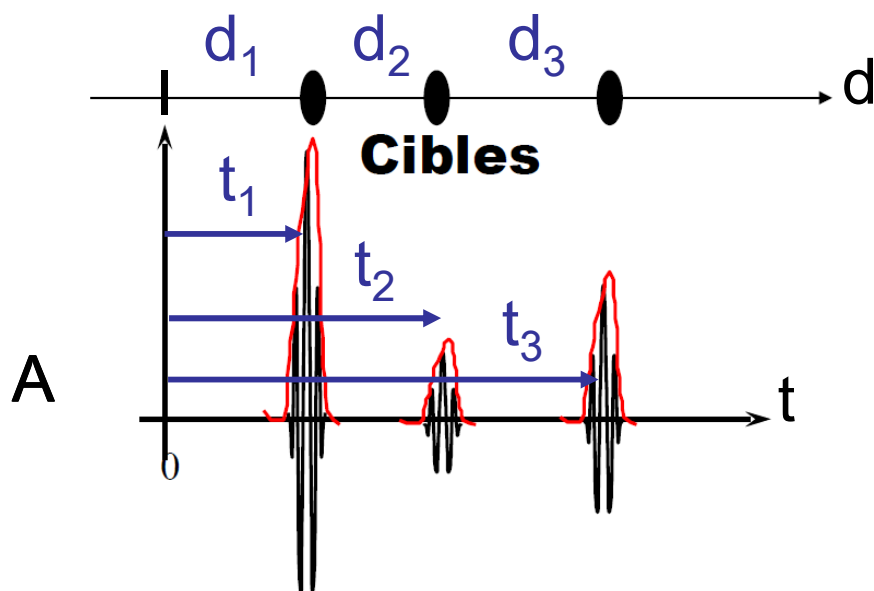


Les faisceaux d'US sont focalisés.

Un gel est interposé entre la sonde et la peau afin d'éliminer l'air.

Modes d'échographie

1) Mode A : échographie d'Amplitude



$$\text{Temps de vol } t = \frac{2 d}{c}$$

$$\text{Distance } d = \frac{t \times c}{2}$$

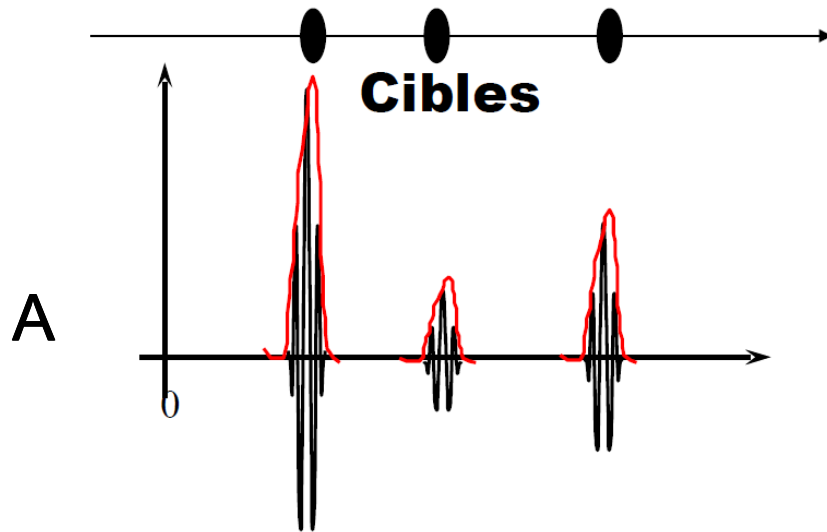
Représentation graphique de l'amplitude des échos recueillis en fonction du délai émission - réception (t).

La célérité des US (c) est presque constante dans les différents tissus mous (1540 m/s).

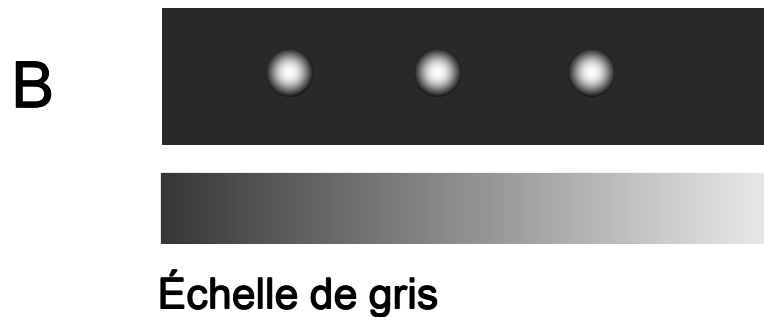
Les délais émission - réception (temps de vol) permettent de calculer des distances (taille d'un organe, ...).

Modes d'échographie

2) Mode B : échographie de Brillance



Les échos sont représentés sur un oscilloscope en fonction de la distance sous la forme de points lumineux, d'autant plus lumineux que le coefficient de réflexion est important (Échelle de gris).

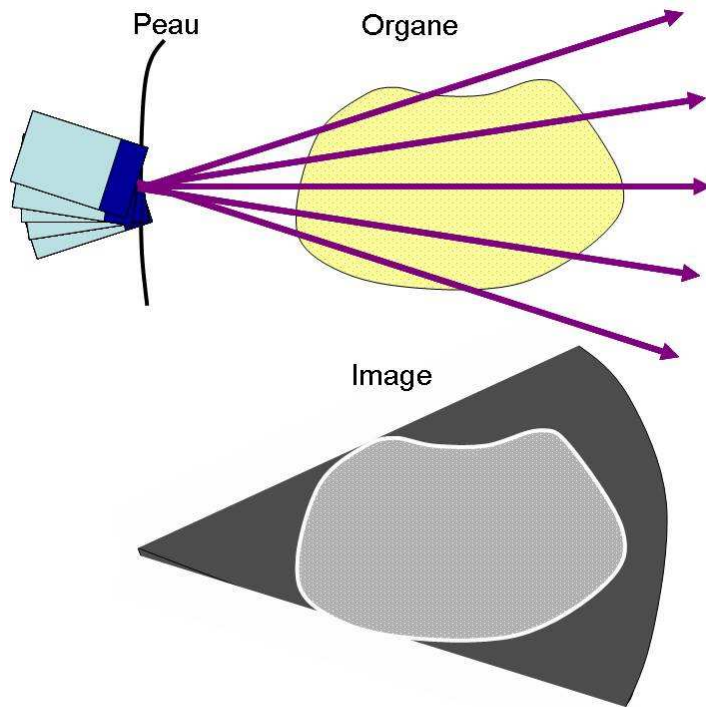


2 applications du mode B

- imagerie bi-dimensionnelle
- mode TM (temps-mouvement)

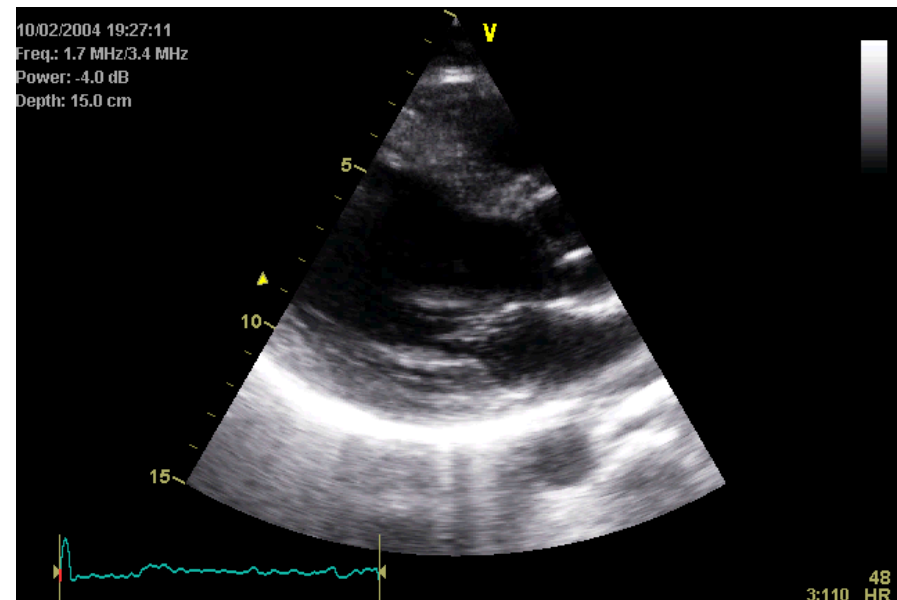
Modes d'échographie

3) Mode 2D : mode bidimensionnel



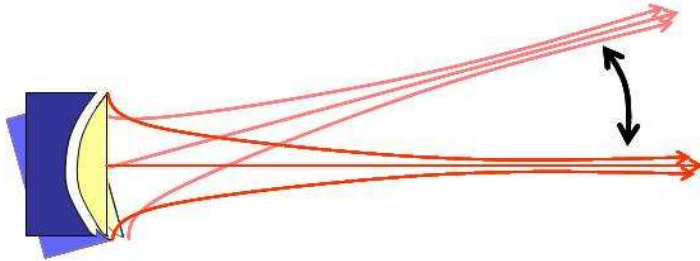
Principe :

Le déplacement du faisceau dans un plan permet d'obtenir une « image » du plan en temps réel (30 à 100 images /s)



Modes d'échographie

3) Mode 2D : mode bidimensionnel



Le déplacement du faisceau peut être mécanique ou électronique :

■ Mécanique : rotation du cristal émetteur.

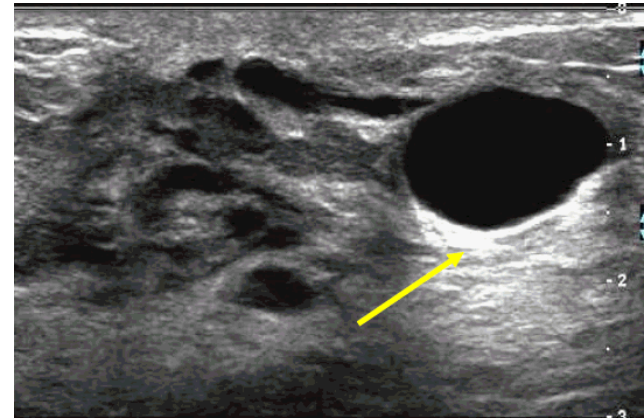


■ Électronique : des cristaux placés côte à côte, émettent des US à tour de rôle.

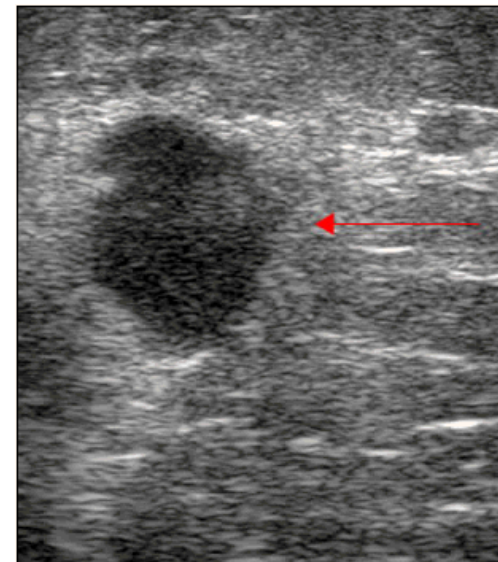
Exemples d'échographie bidimensionnelle



Carcinome papillaire de la thyroïde



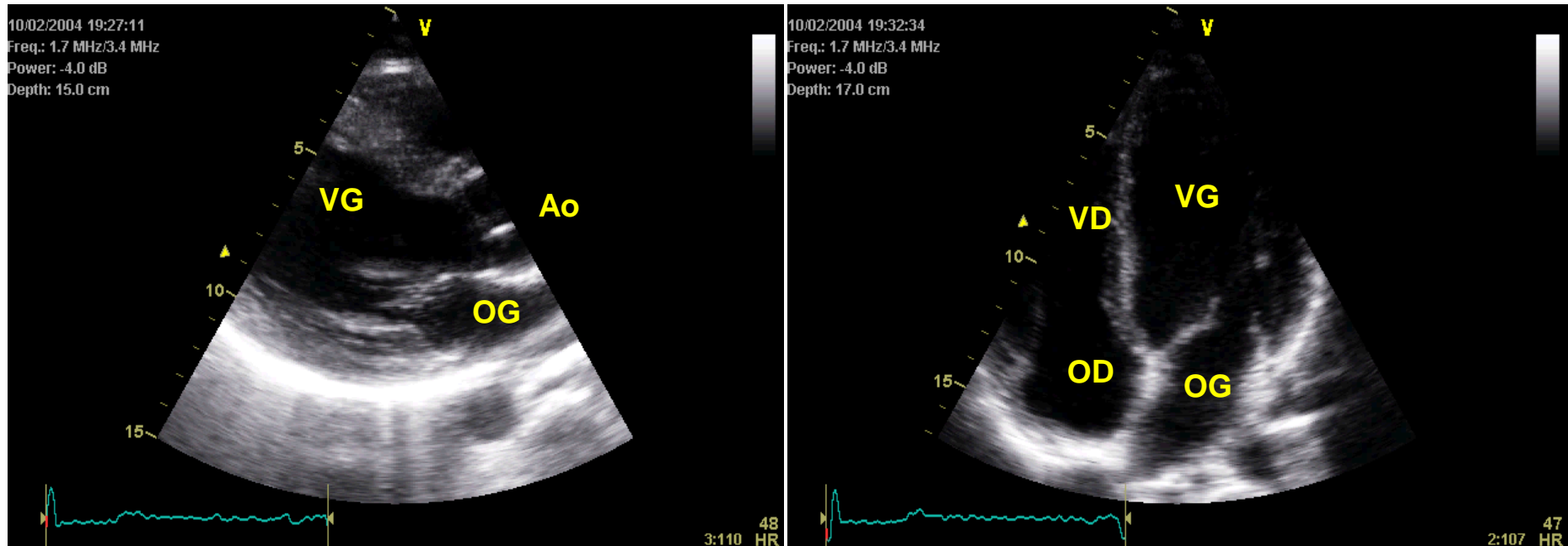
Sein (masse liquidienne)



Sein (masse cellularisée)

Exemples d'échographie bidimensionnelle

Échocardiogramme



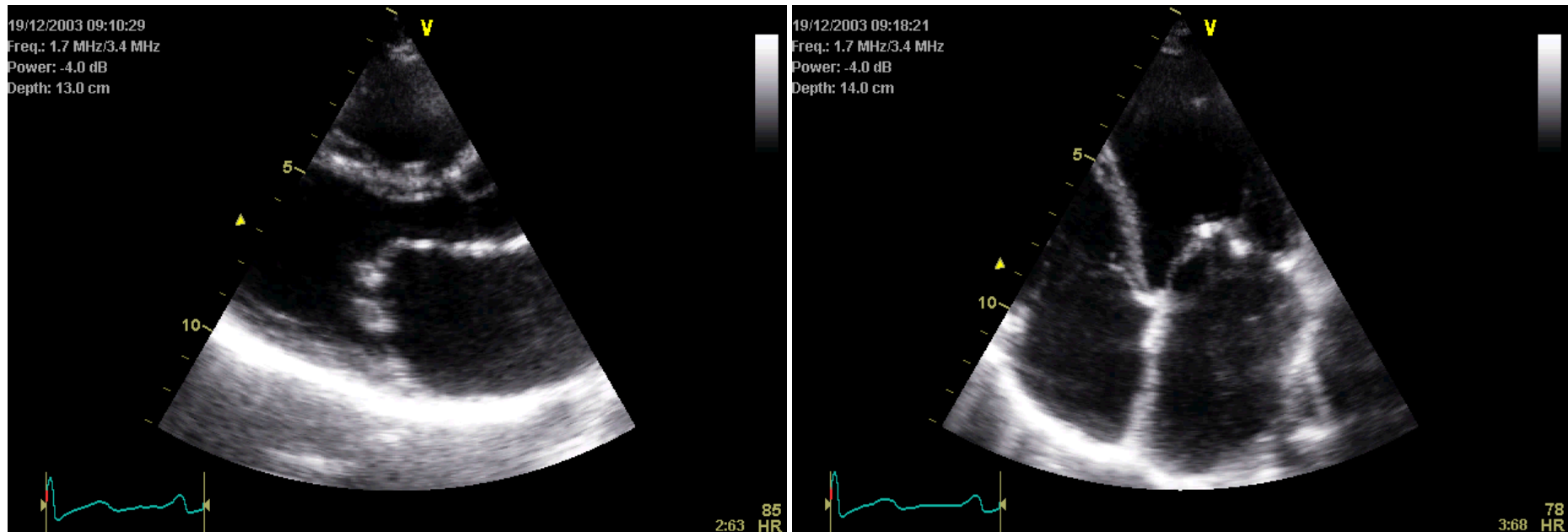
Vue parasternale gauche

Vue apicale

VG : ventricule gauche ; VD : ventricule droit
OG : oreillette gauche ; OD : oreillette droite

Exemples d'échographie bidimensionnelle

Échocardiogramme

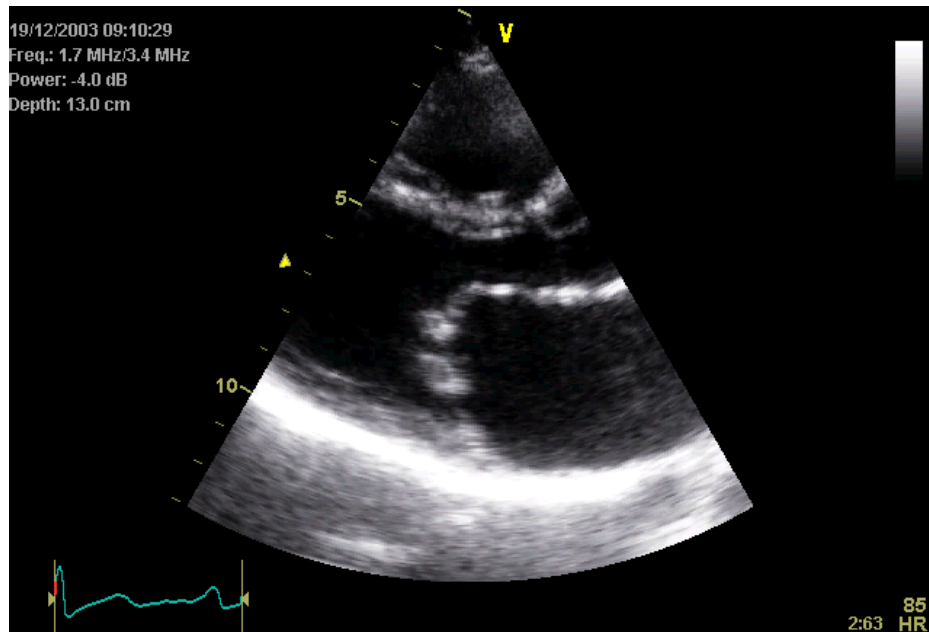


Vue parasternale gauche

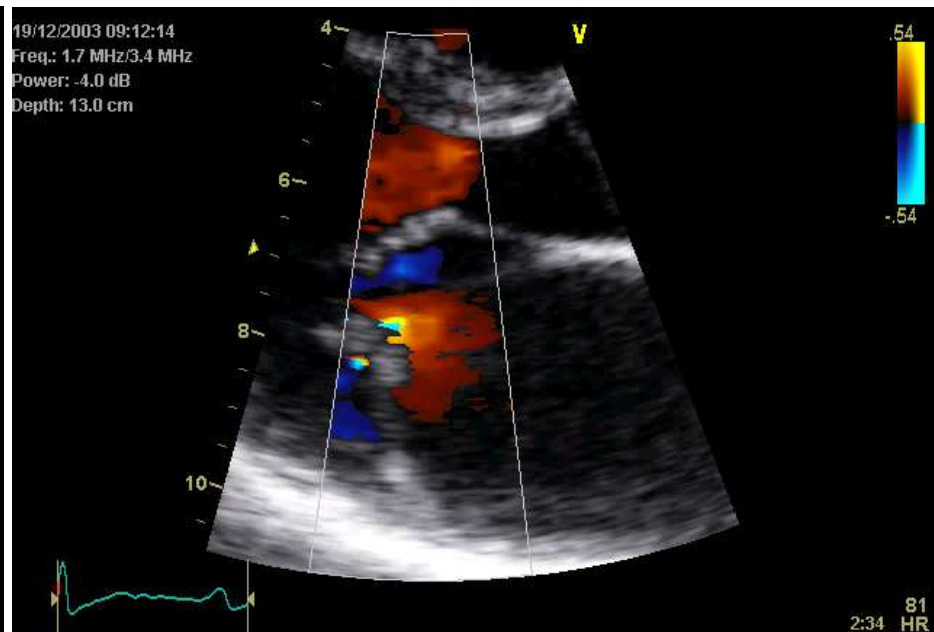
Vue apicale

Exemples d'échographie bidimensionnelle

Échocardiogramme

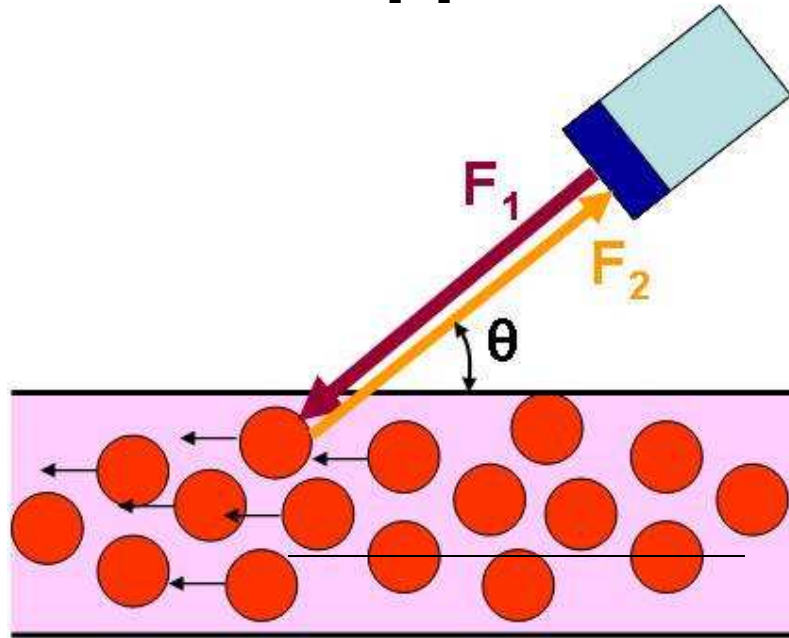


Échocardiographie bidimensionnelle



Échocardiographie Doppler

Effet Doppler



$$F_1 - F_2 = \frac{2 \cdot F_1 \cdot V \cdot \cos \theta}{c}$$

F_1 : fréquence du faisceau incident

F_2 : fréquence du faisceau réfléchi et/ou diffusé (GR)

V : vitesse de déplacement de l'interface (m/s)

θ : angle entre les directions du faisceau d'US et du déplacement de l'interface.

c : vitesse des US dans les tissus biologiques (m/s)

Principe :

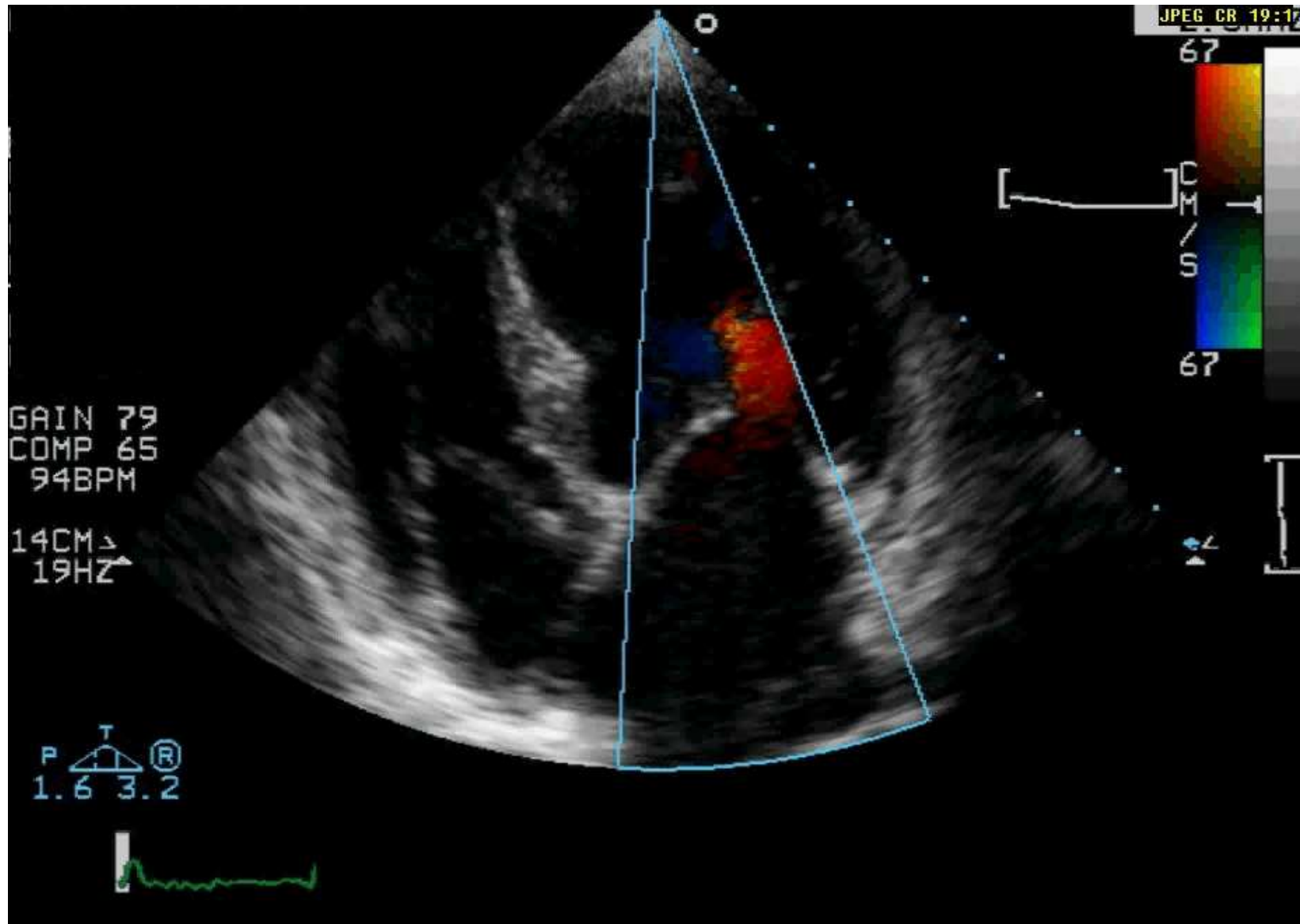
un faisceau d'US, réfléchi par une interface acoustique mobile, change de fréquence.

Cette variation de fréquence caractérise l'effet Doppler.

Principales utilisations cliniques :

- Représentation cartographique des flux sanguins (Doppler couleur)
- Évaluation du gradient de pression au travers d'une sténose vasculaire ou valvulaire ($\approx 4 \cdot V^2$)
- Étude de la vitesse de déplacement de certaines structures mobiles (ex : parois cardiaques)

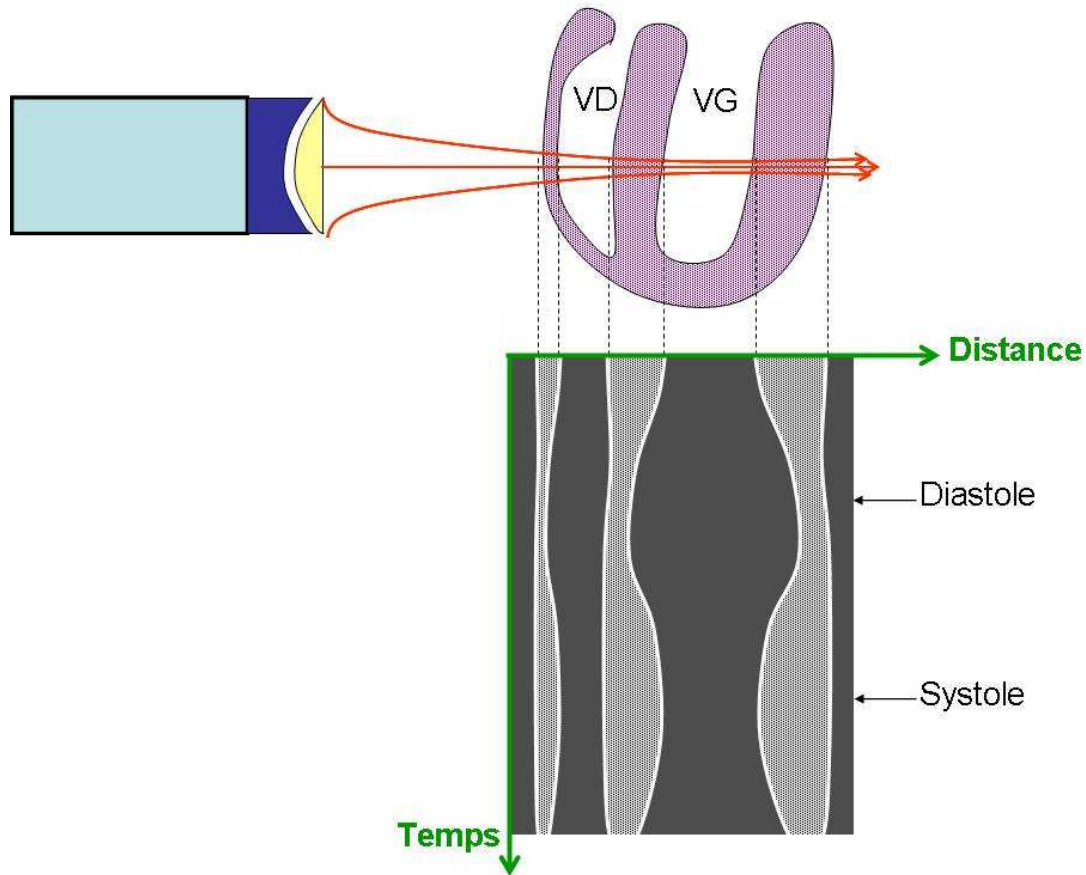
Fuite (insuffisance) de la valve mitrale



Echo doppler

Modes d'échographie

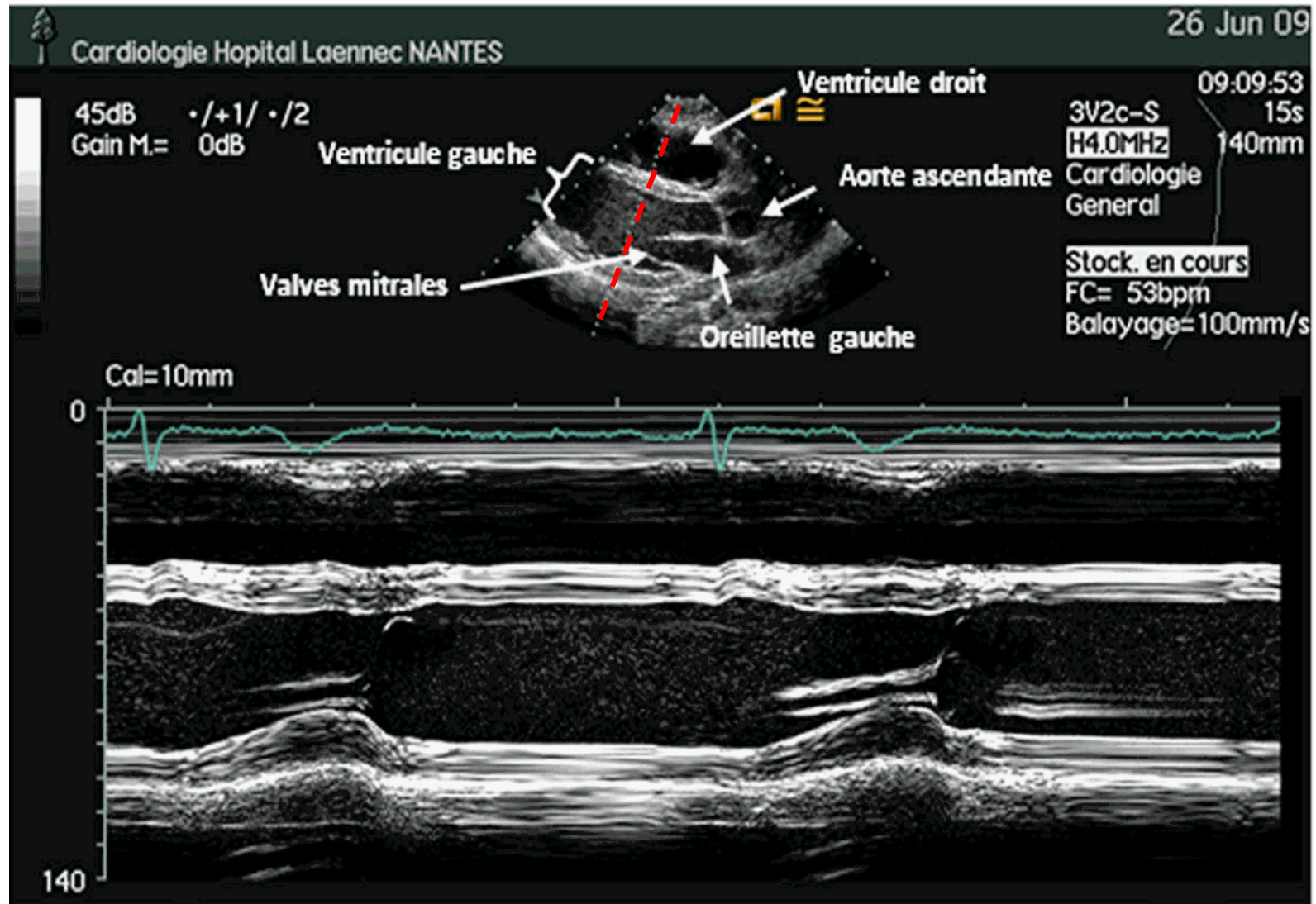
4) Mode TM : mode Temps - Mouvement



La direction du faisceau est invariable : on enregistre les échos en fonction du temps.

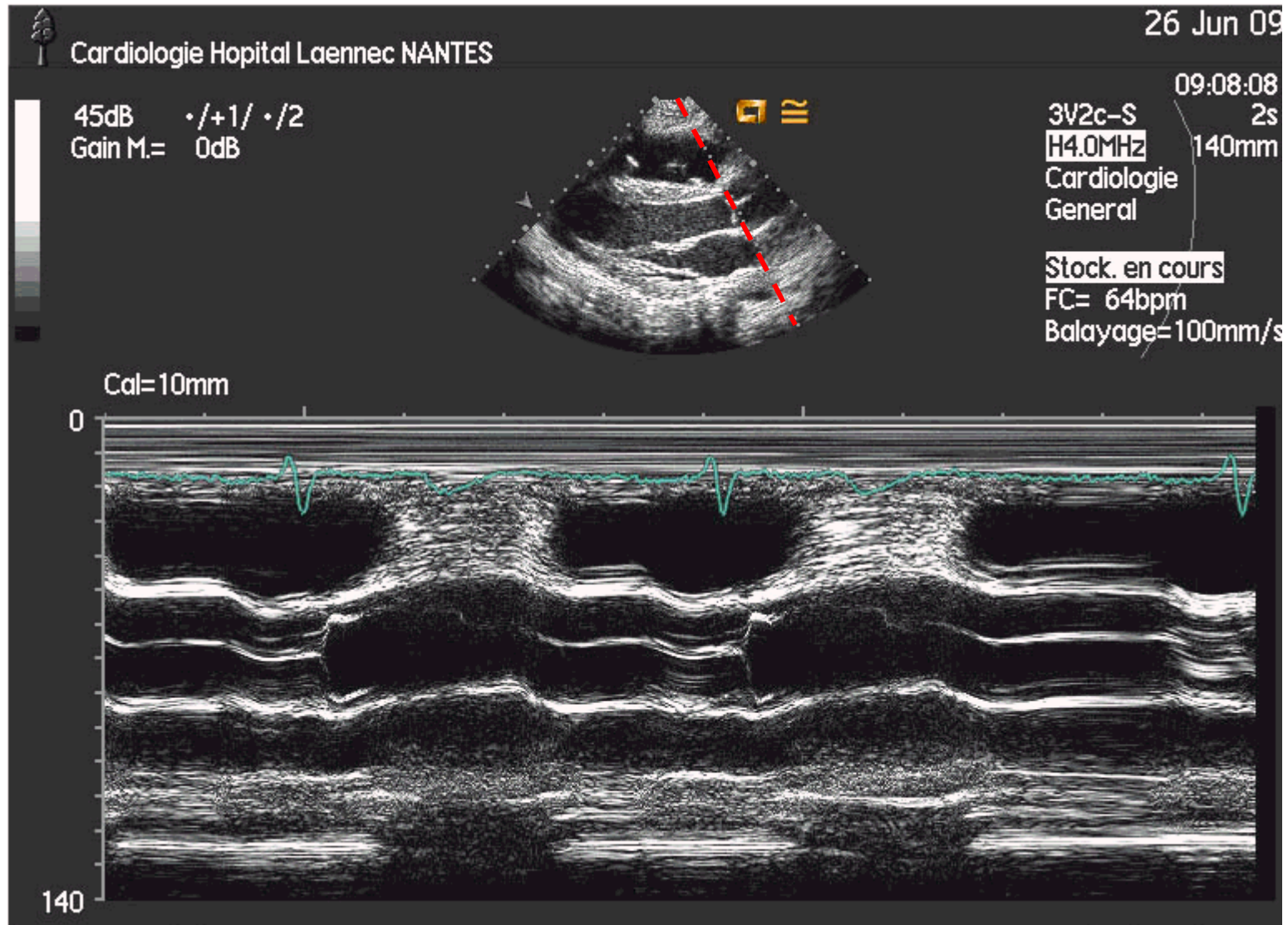
Très utilisé en cardiologie

Échocardiographie en mode TM



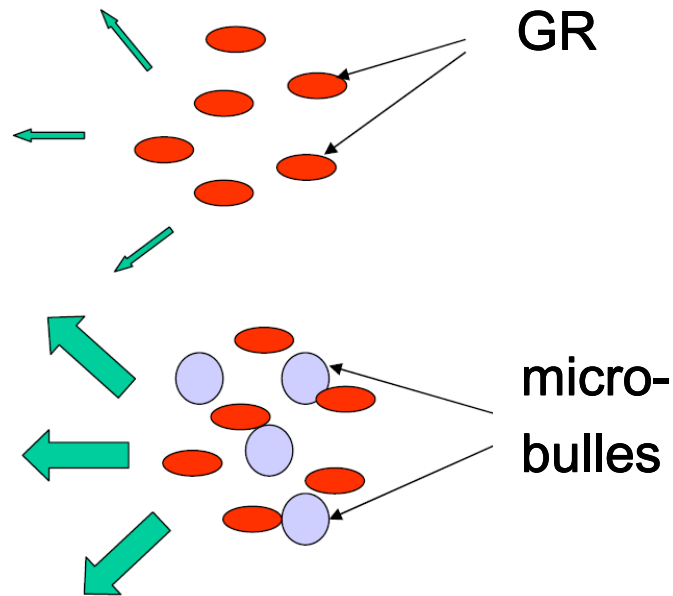
Vue parasternale grand axe passant par le VG

Échocardiographie en mode TM



Vue parasternale grand axe passant par l'aorte et l'OG

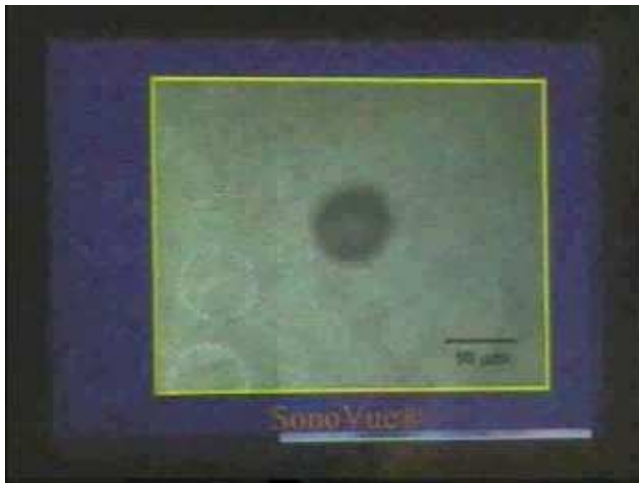
Agents de contraste ultrasonores



Micro-bulles gazeuses qui peuvent être injectées dans la circulation par voie veineuse.

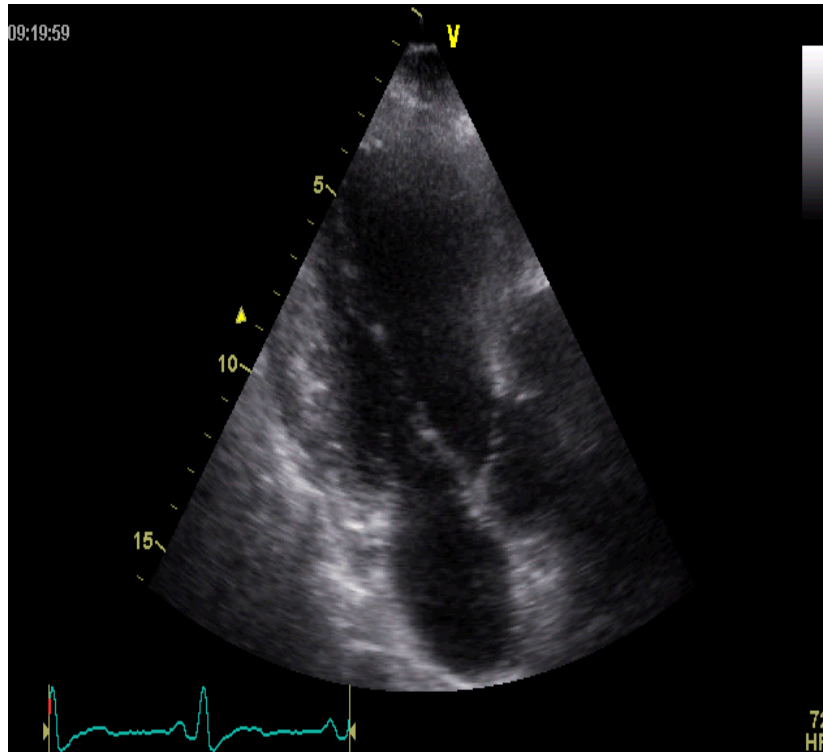
Ces micro-bulles ont des propriétés acoustiques (densité, compressibilité) très différentes de celles du sang et diffusent fortement les ultrasons.

Indication : compartiment vasculaire
étude de la perfusion

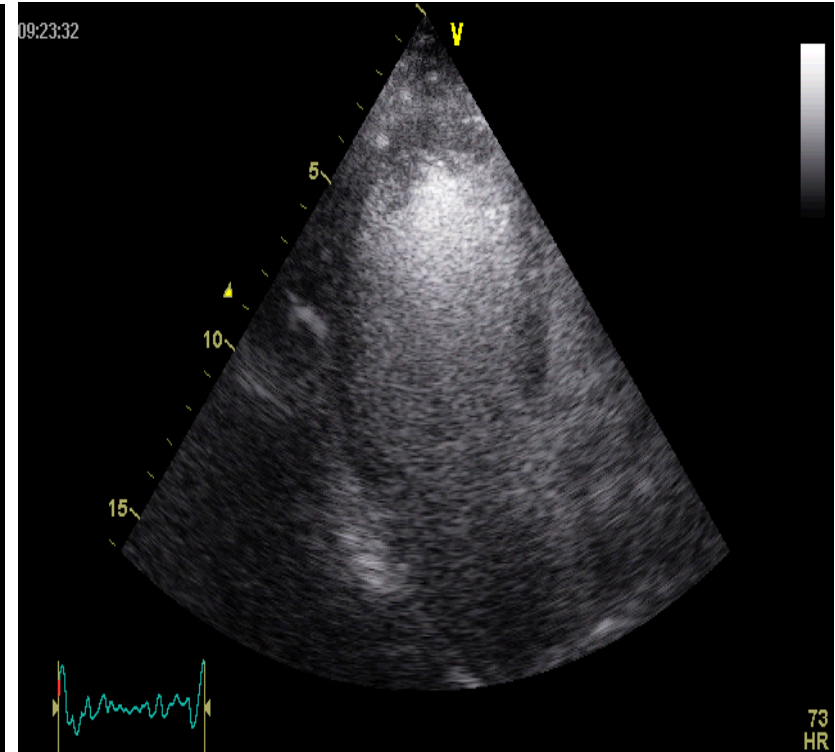


Agents de contraste ultrasonores

Étude de la cavité ventriculaire gauche



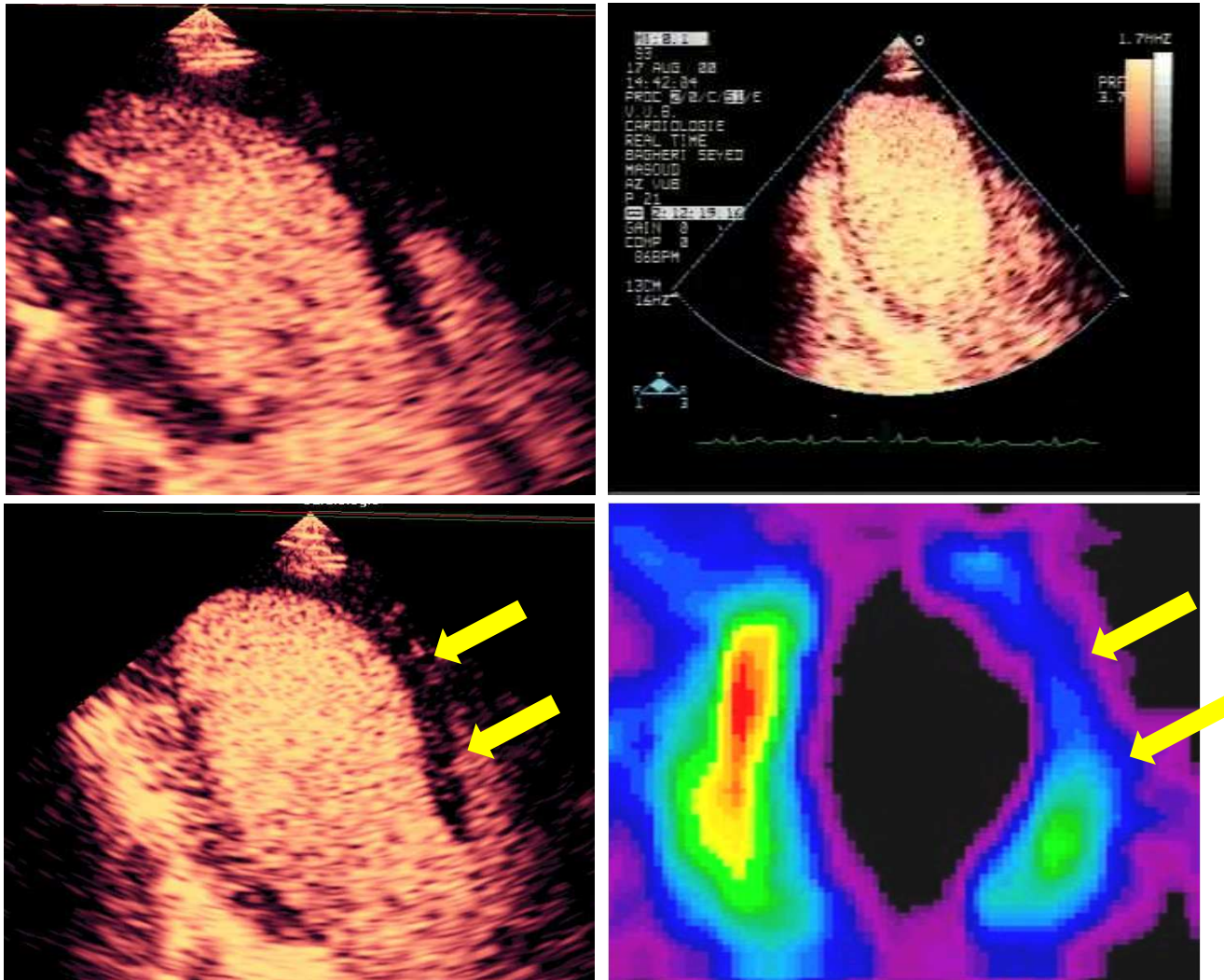
Echo 2D



Echo 2D + contraste

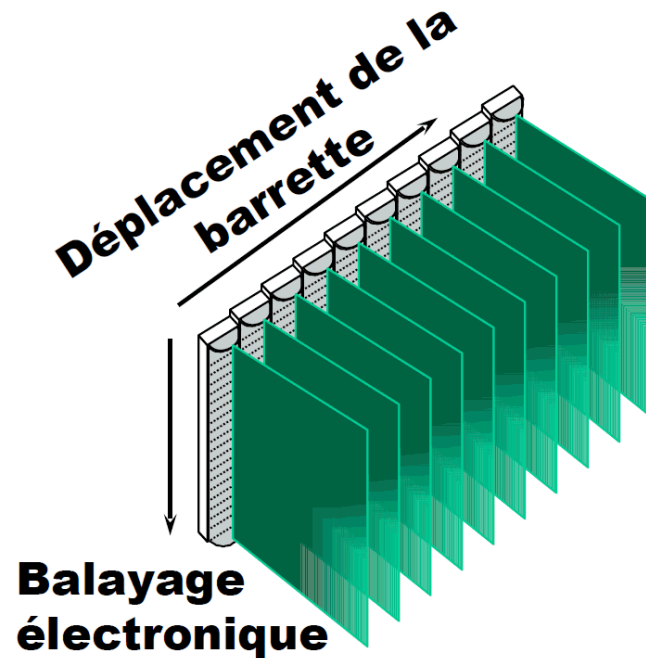
Agents de contraste ultrasonores

Étude de la perfusion myocardique



Modes d'échographie

4) Mode tri-dimensionnel



Acquisition de plusieurs plans de coupe régulièrement espacés.
Reconstruction de l'image d'un volume par ordinateur.

