

Pratique de l'échographie et du Doppler

Bases physiques

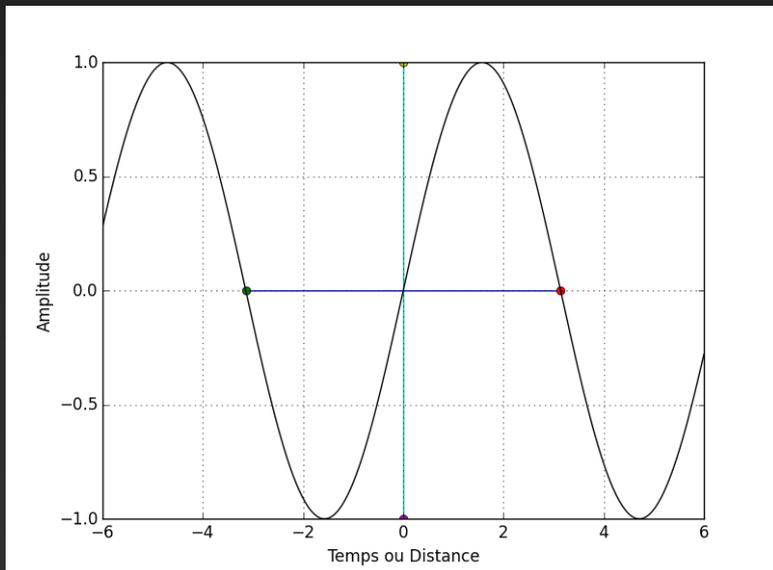
Optimisation des paramètres d'acquisition

D. Van Gansbeke

Hôpital Erasme Bruxelles

***Bases physiques des ultrasons
et des ondes ultrasonores***

Caractéristiques des ondes ultrasonores



Une onde ultrasonore est caractérisée par

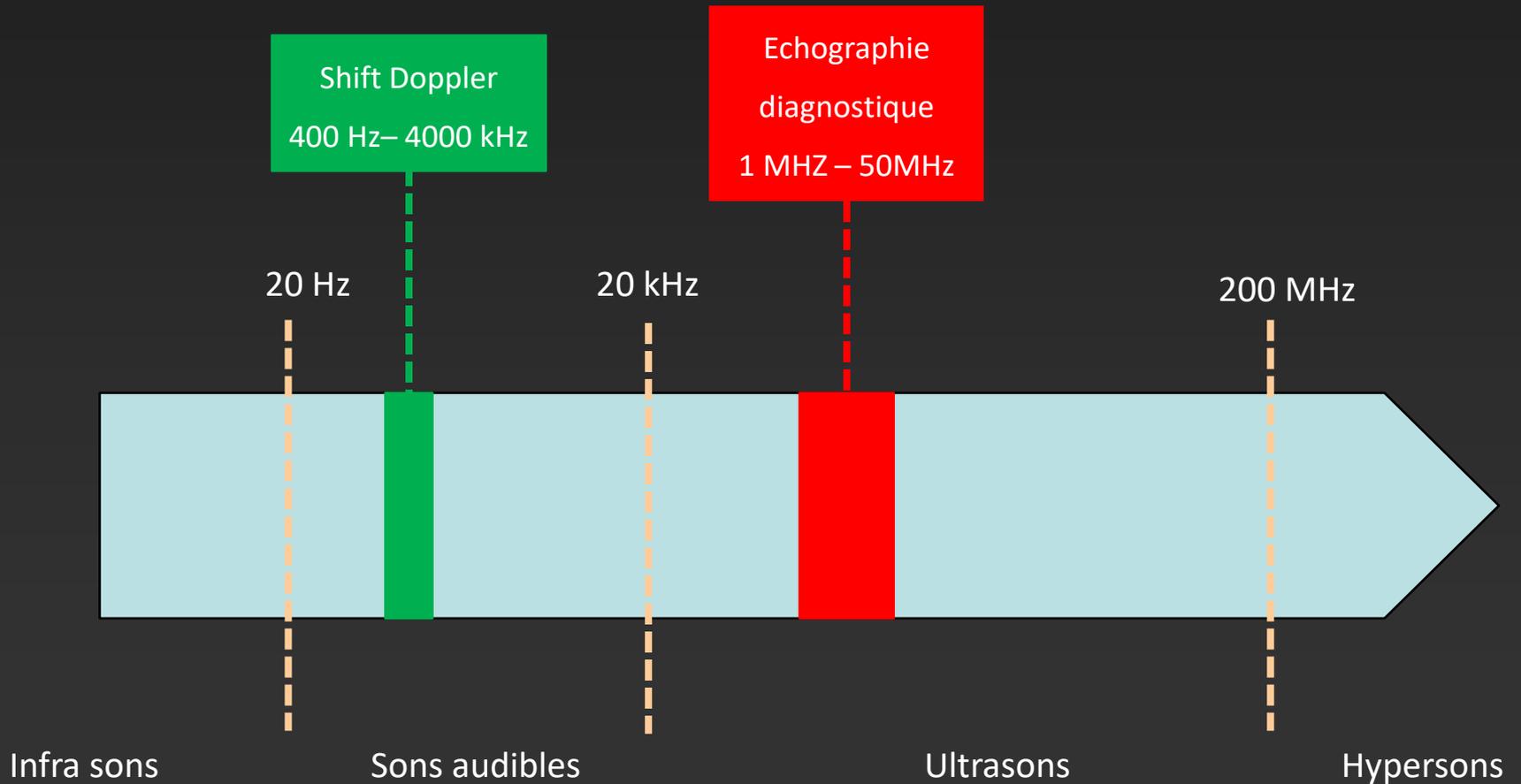
- Fréquence (F)
- Longueur d'onde (λ)

$$\lambda = \frac{C}{F}$$

- *C*: vitesse moyenne de propagation des ultrasons dans les tissus (1540 m/sec)

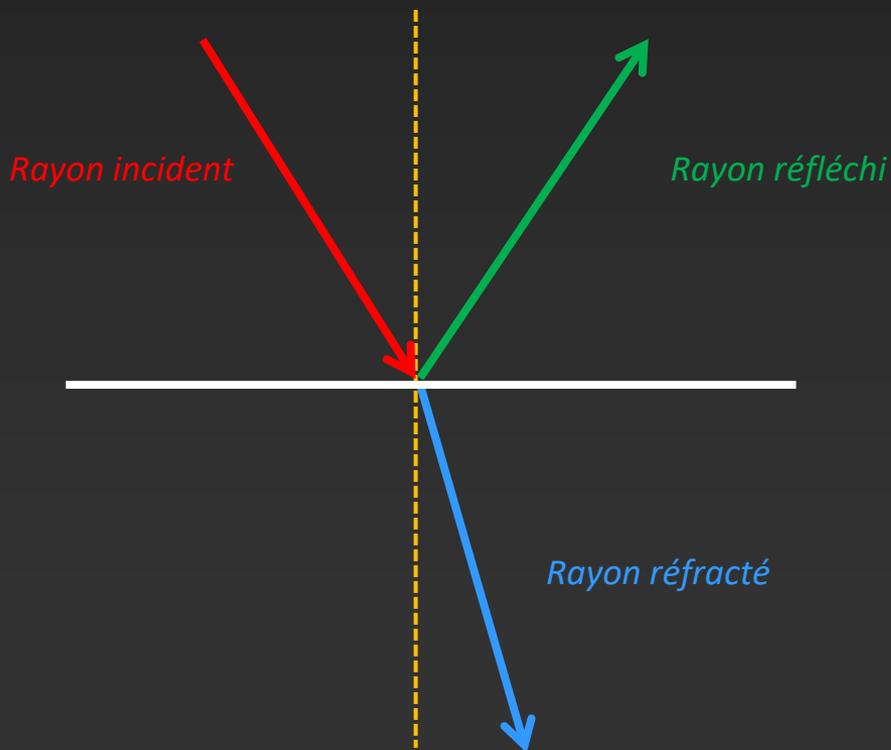
Exemples: la longueur d'onde d'une sonde abdominale (4 MHz) est de 0.385 mm
la longueur d'onde d'une sonde superficielles (18 MHz) est de 0.09 mm

Caractéristiques des ondes ultrasonores



Bases physiques de l'imagerie ultrasonore

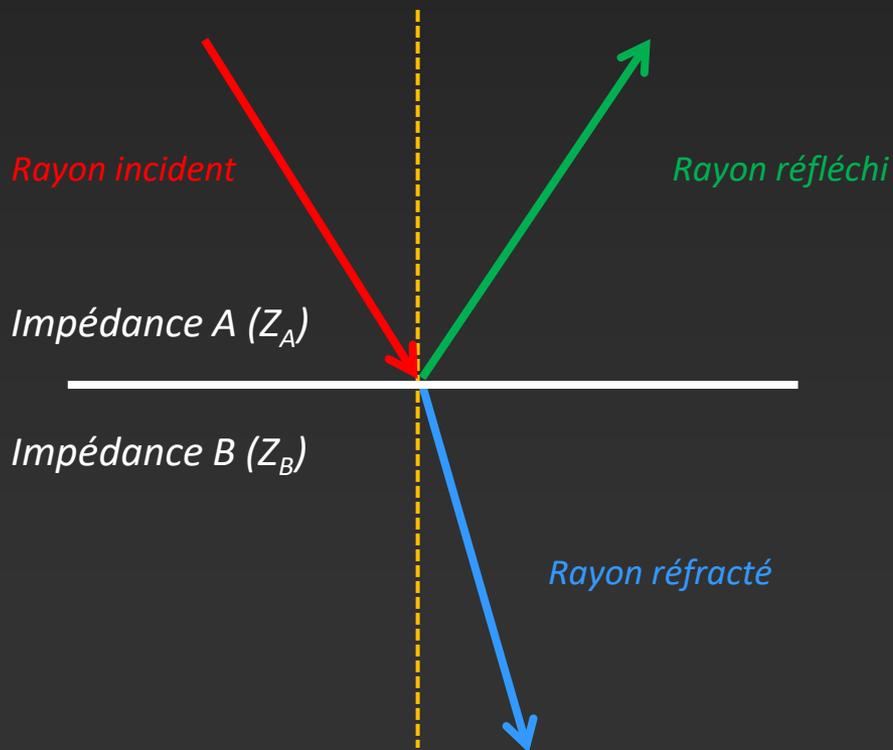
Lois de la réflexion/réfraction d'un rayon lumineux



- Rayon incident
- Rayon réfléchi
- Rayon réfracté
- Interface (dioptré)
- Angle d'incidence
- Angle de réfraction
- Angle de réflexion

Bases physiques de l'imagerie ultrasonore

Réflexion d'un faisceau ultrasonore



- Rayon incident
- Rayon réfléchi
- Rayon réfracté
- Interface
 - spéculaire
 - non spéculaire
- Angle d'incidence
- Angle de réfraction
- Angle de réflexion

Bases physiques de l'imagerie ultrasonore

L'impédance acoustique

Tissu	Impédance acoustique (10 ⁶ Rayls)
-------	---

air	0,0004
poumon	0,18
graisse	1,34
foie	1,65
Sang	1,65
Rein	1,63
Muscle	1,71
Os	7,8

L'impédance acoustique (Z)

d'un milieu caractérise la résistance du milieu à la propagation d'une onde acoustique

$$Z = \rho \cdot c$$

Z: impédance

ρ : densité

c: vitesse des ultrasons

Bases physiques de l'imagerie ultrasonore

Les réflecteurs en échographie

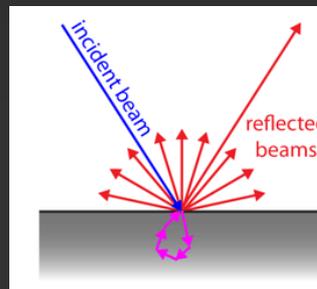
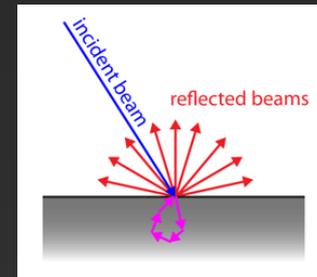
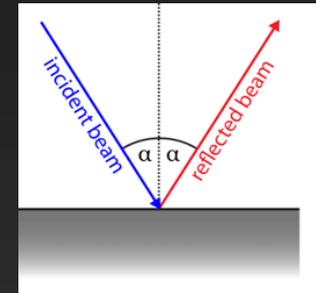
Réflecteurs spéculaires

- Interfaces larges et lisses séparant deux milieux d'impédance acoustique différente

Réflecteurs non spéculaires

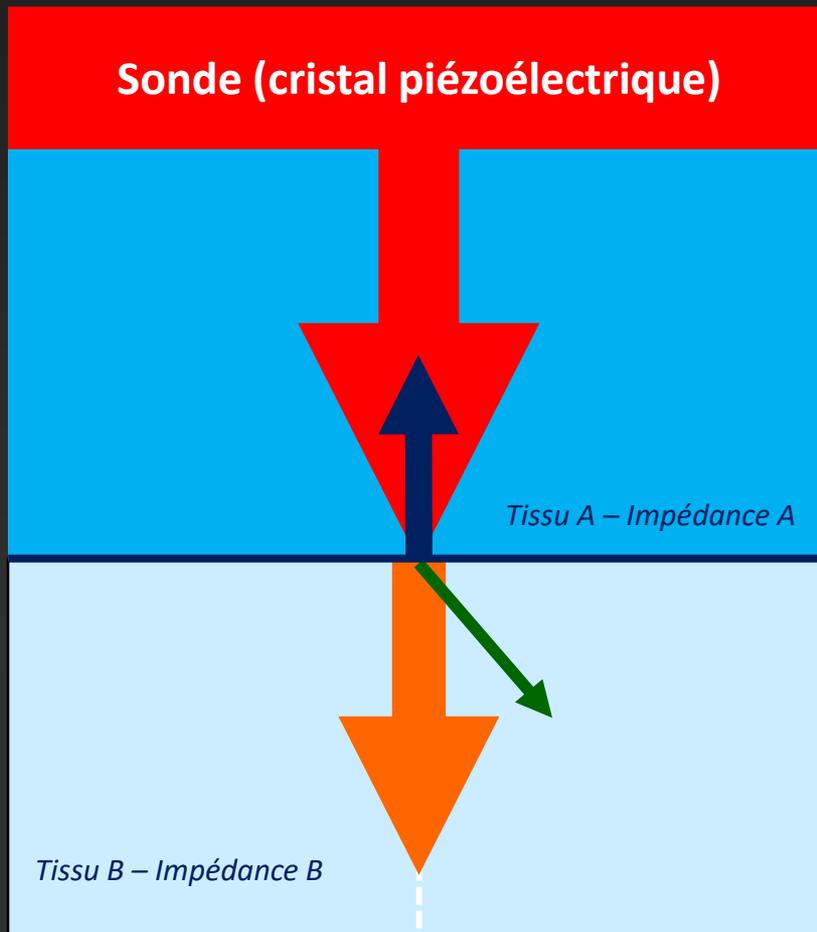
- Interfaces plus petits que la longueur d'onde
- Surfaces rugueuses et irrégulières

Réflecteurs mixtes



Bases physiques de l'imagerie ultrasonore

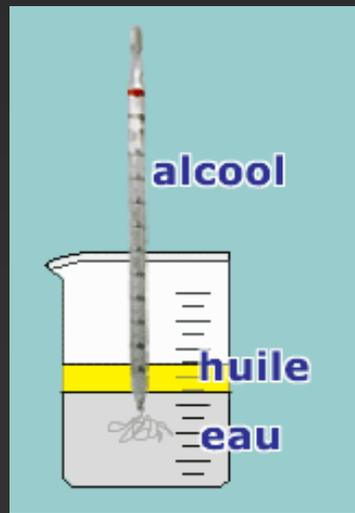
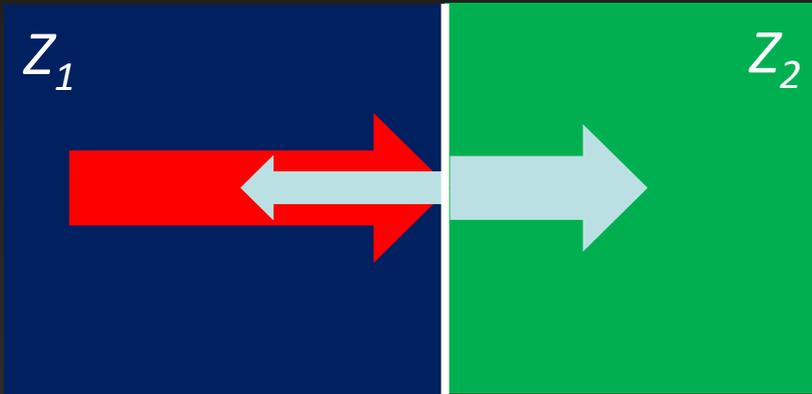
Transmission, réflexion et réfraction



Réflecteurs spéculaires

- Le faisceau ultrasonore est orthogonal à la sonde (cristal piézo-électrique)
- La réflexion utile (vers la sonde) survient si l'angle d'incidence est proche de 0°
- Le pourcentage de réflexion dépend de la différence d'impédance

Les réflecteurs spéculaires en échographie



Coefficient de réflexion

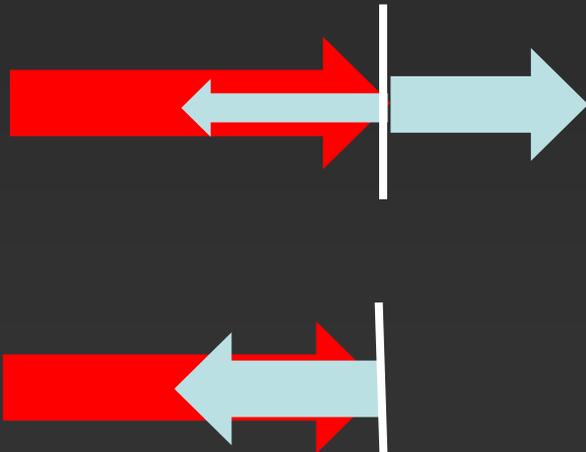
$$R = \frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2} \right)^2$$

Les réflecteurs spéculaires en échographie

La réflexion dépend de la différence d'impédance

Coefficient de réflexion

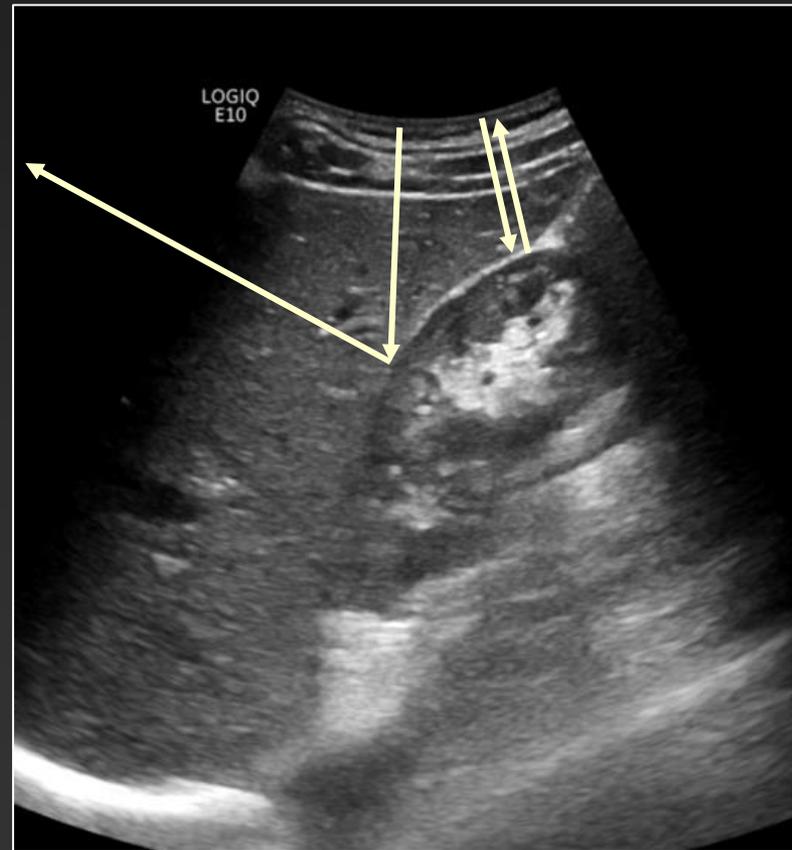
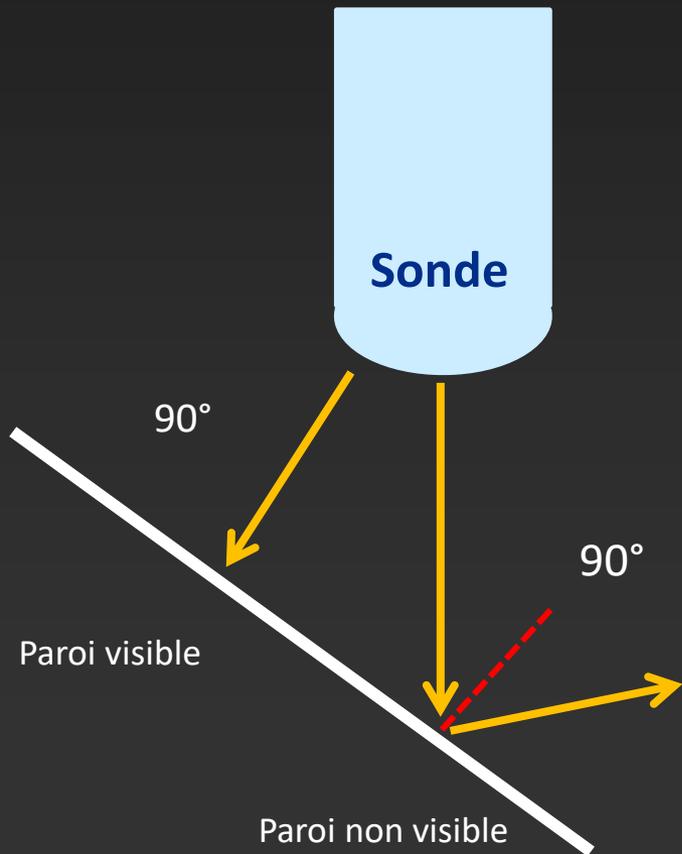
$$R = \frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_1 + Z_2} \right)^2$$



Interface	Coefficient de Réflexion (R)
Foie-Rein	0,006
Rein-Rate	0,003
Sang-Rein	0,009
Foie-Graisse	0,11
Foie-Os	0,59
Foie-Air	0,9995

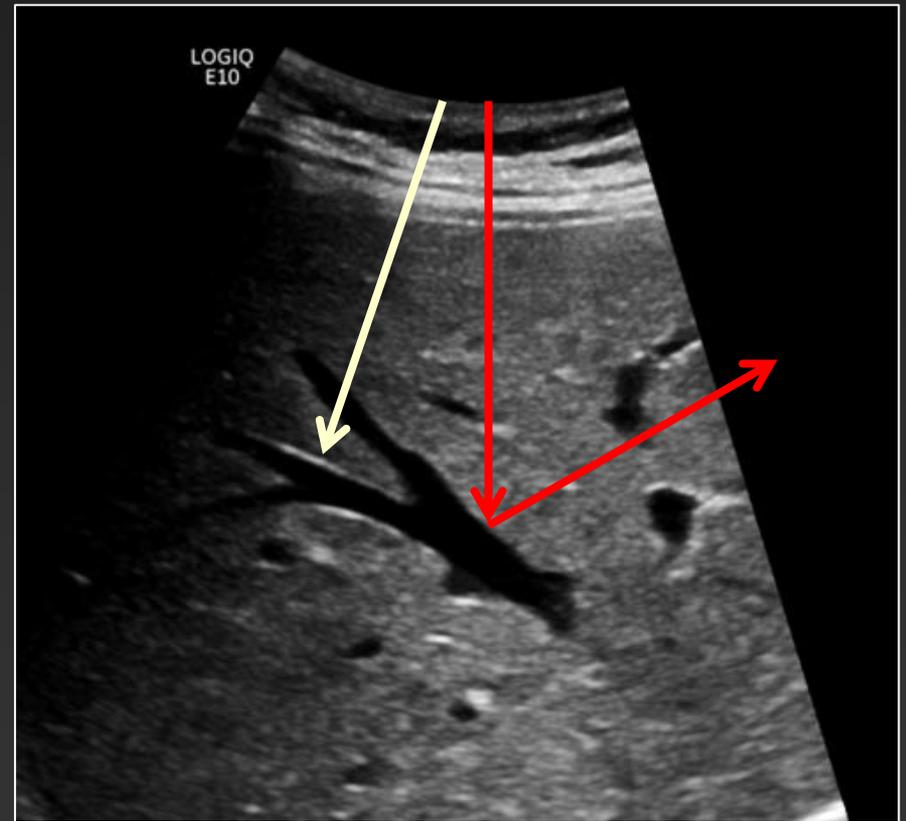
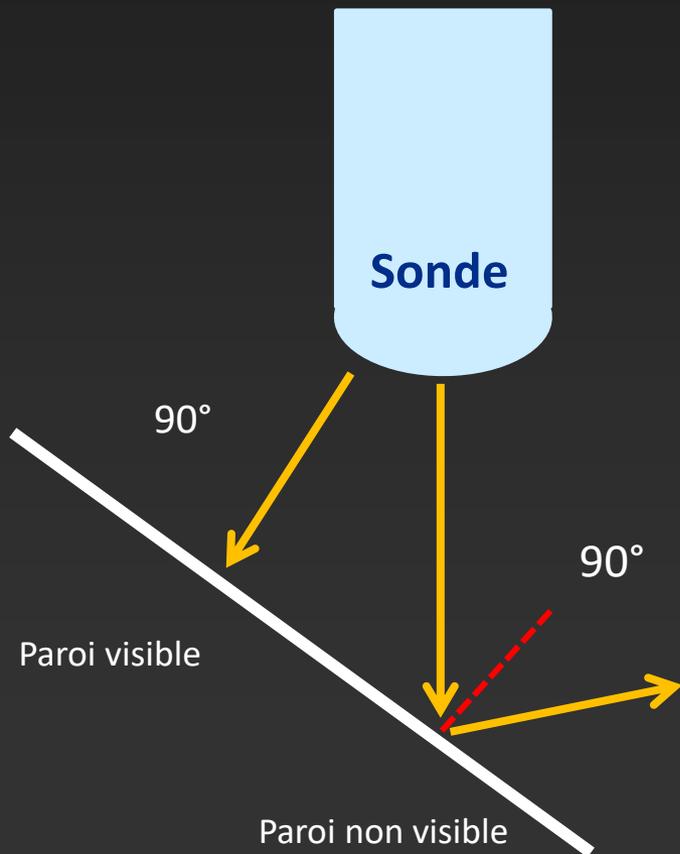
Les réflecteurs spéculaires

Effet de l'inclinaison du réflecteur



Les réflecteurs spéculaires

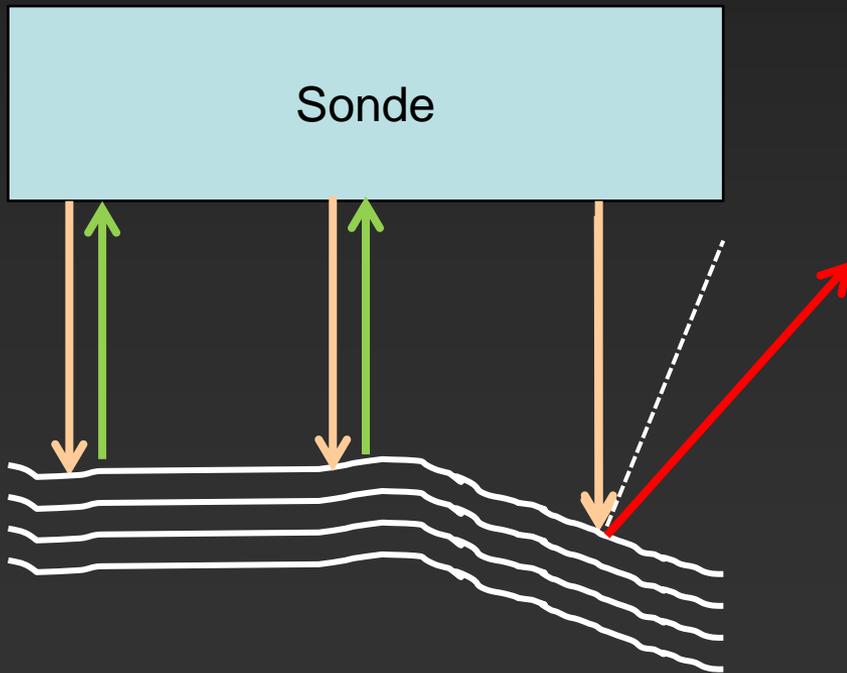
Effet de l'inclinaison du réflecteur



Réflecteur oblique: la veine sus-hépatique

Les réflecteurs spéculaires

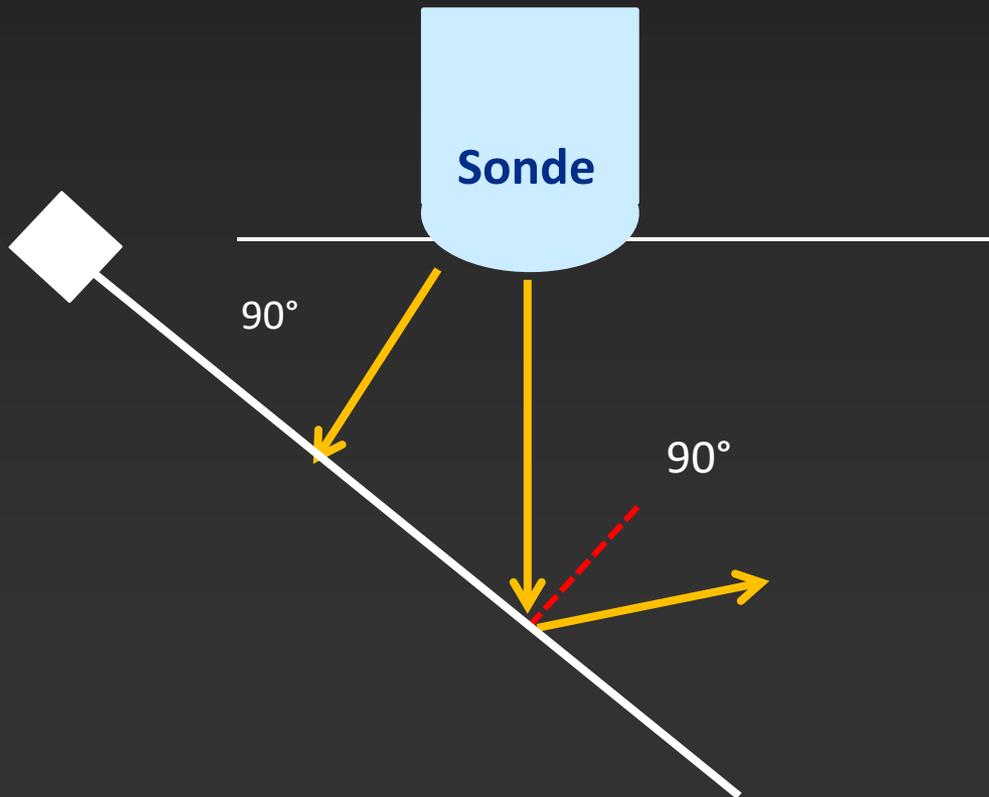
Anisotropie en Echographie Musculo-Squelettique



Pratique de l'échographie et du Doppler

Ponction échoguidée

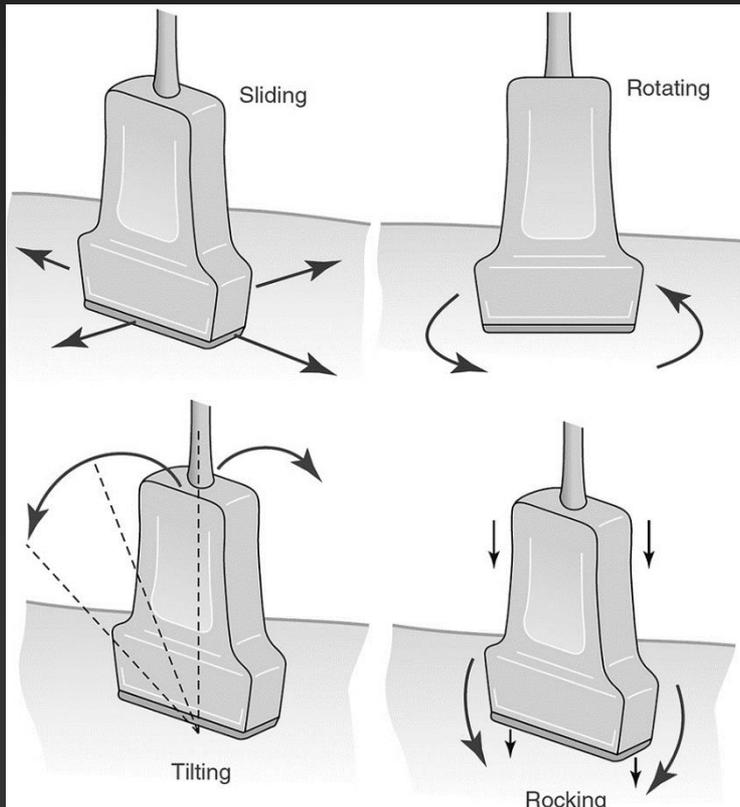
Effet de l'angle d'incidence sur la visibilité de l'aiguille



Pratique de l'échographie et du Doppler

Optimisation de la qualité d'image

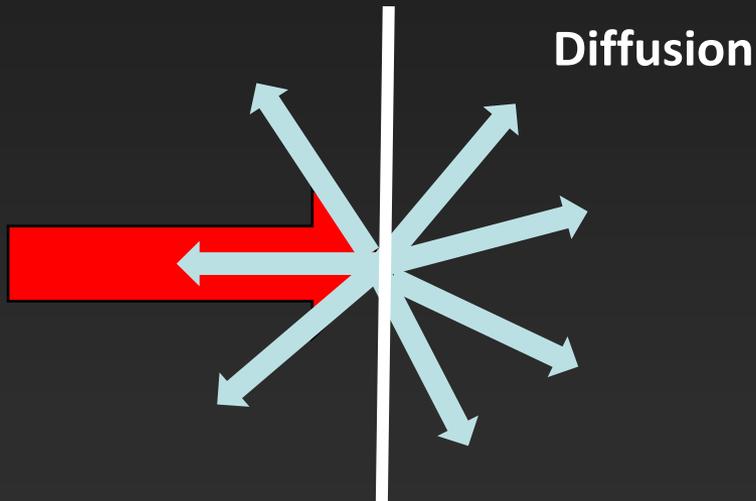
par les mouvements de la sonde



- Faire glisser la sonde
- Faire tourner la sonde
- Incliner la sonde
- Exprimer une pression suffisante
- Modifier la pression exprimée à la peau par la sonde
- Mettre une quantité suffisante de gel sur la peau

Pratique de l'échographie et du Doppler

Les réflecteurs non spéculaires



Réflecteurs non spéculaires

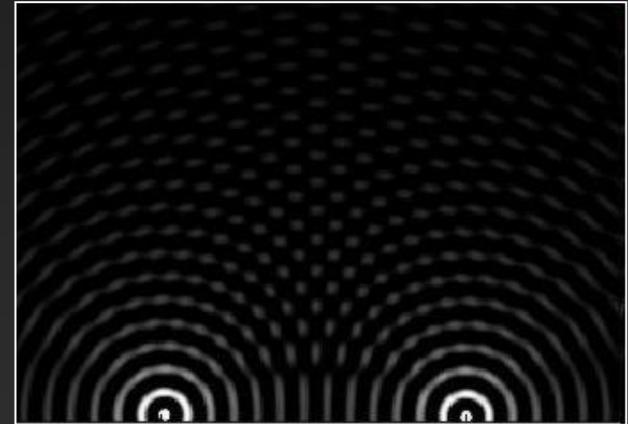
- Interfaces plus petits que la longueur d'onde
- Interfaces rugueuses et irrégulières
- Responsables un phénomène de diffusion pluri directionnelle
- La réflexion vers la sonde (**back-scattering** **rétro-diffusion**) ne dépend pas de l'angle d'incidence

Pratique de l'échographie et du Doppler

Les réflecteurs non spéculaires

Effet de rétrodiffusion dans les tissus

- Se renforce grâce à un phénomène d'interférences positives
- Donne naissance au « speckle » d'une image
- Caractérise l'échogénicité et l'échostructure de chaque tissu



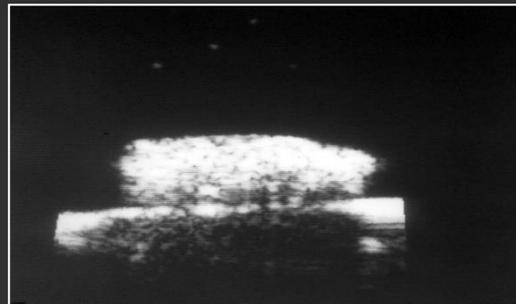
Pratique de l'échographie et du Doppler

Physique des ultrasons – Réflecteurs non spéculaires



Bloc de beurre

Milieu de graisse homogène



Margarine animale

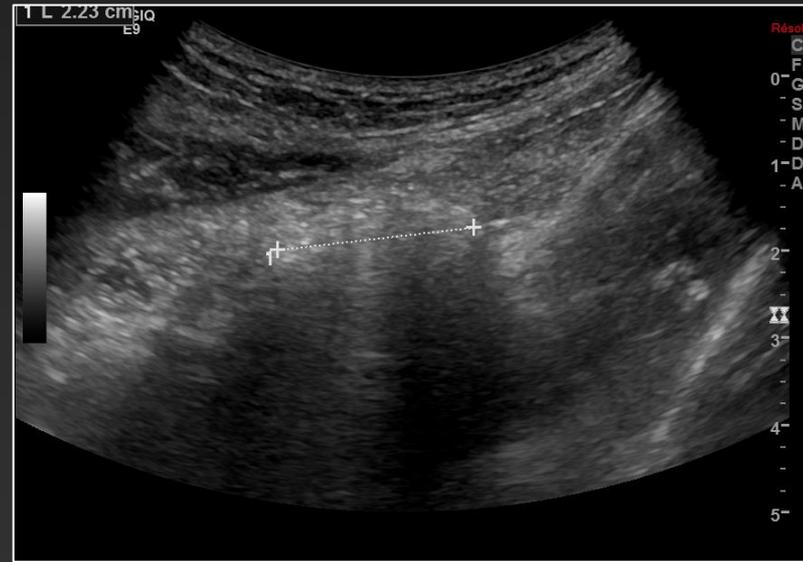
Emulsion d'eau et de graisse

Pratique de l'échographie et du Doppler

Physique des ultrasons – Réflecteurs non spéculaires



Appendicite



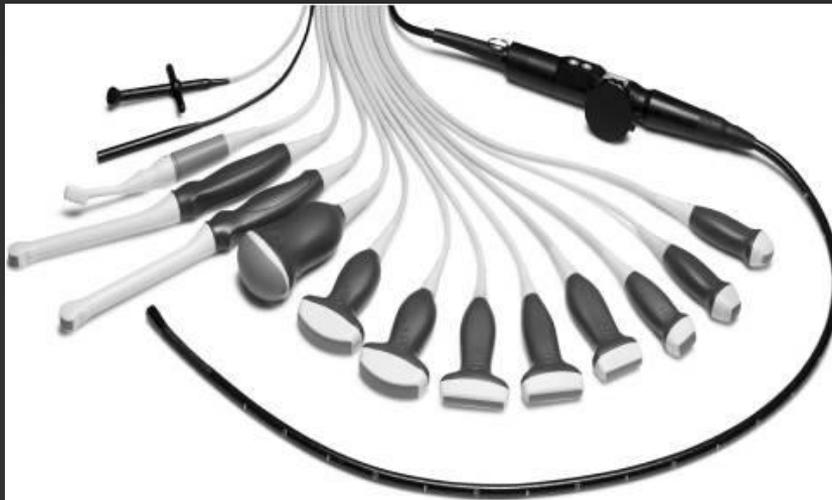
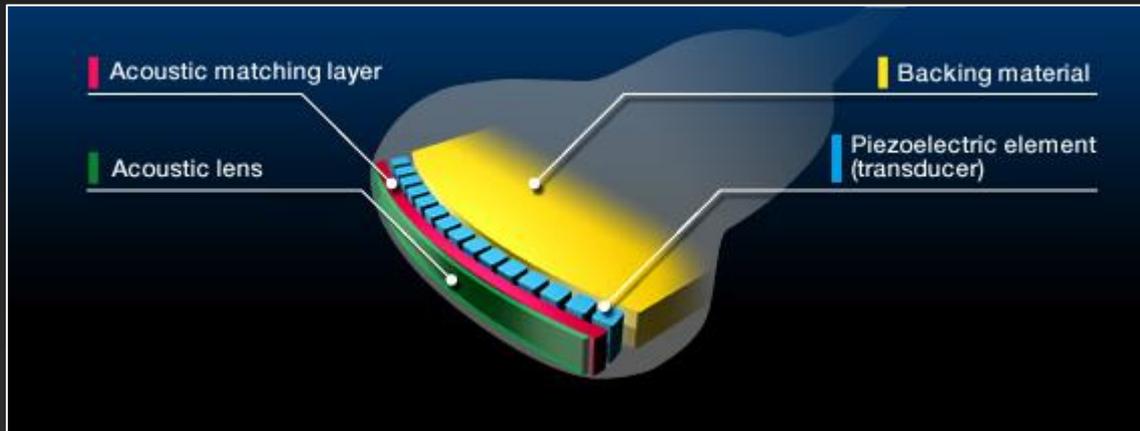
Appendagite épiploïque

La sonde échographique

Le formateur de faisceau

Pratique de l'échographie et du Doppler

Sonde échographique



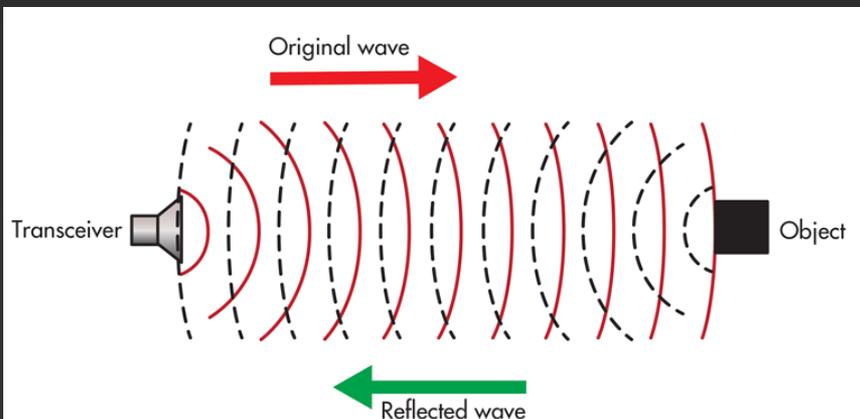
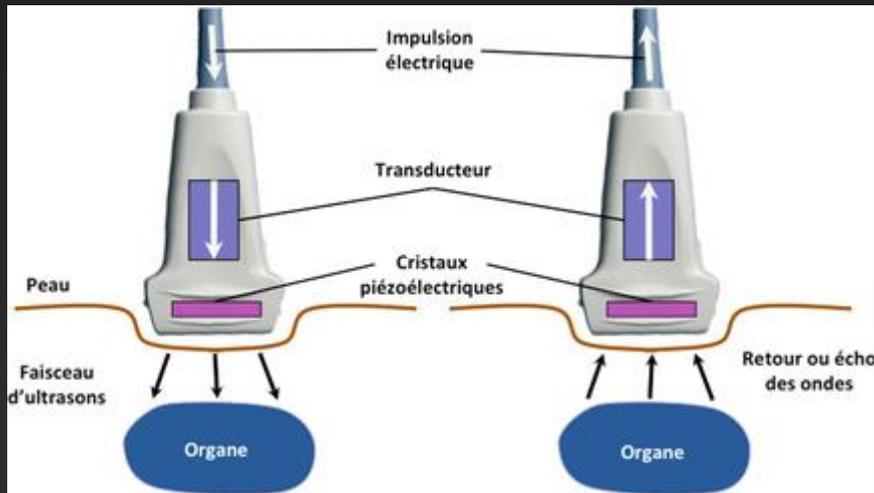
Pratique de l'échographie et du Doppler

Bris de sonde – Ecrasement du câble



Pratique de l'échographie et du Doppler

Le cristal pyézo-électrique

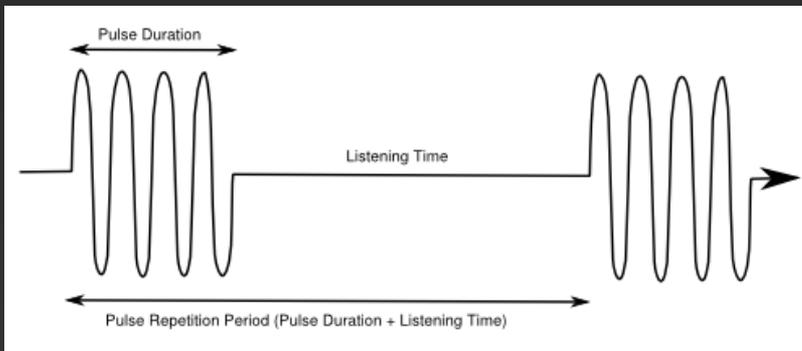
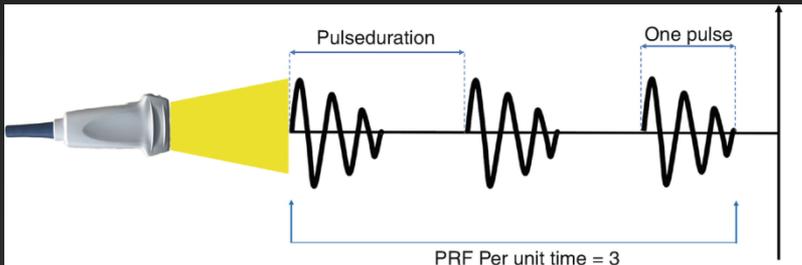


Cristal Piézoélectrique d'une sonde échographique

- Successivement
 - Emetteur
 - Récepteur
- Discontinuité de l'émission des ultrasons (trains d'onde)

Pratique de l'échographie et du Doppler

Le train d'onde



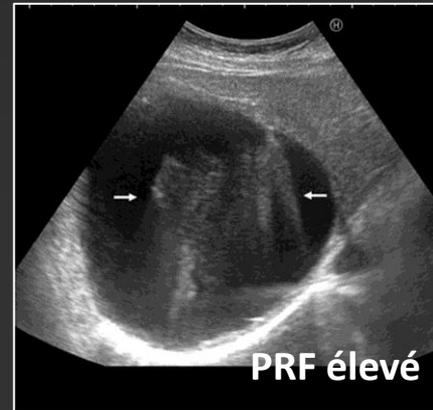
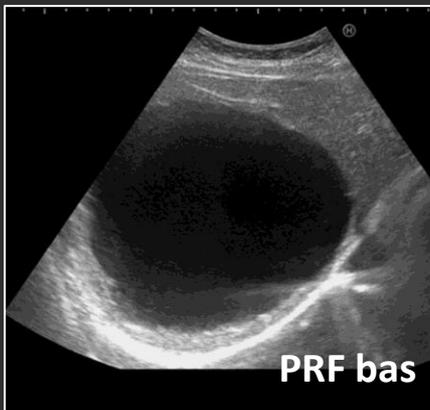
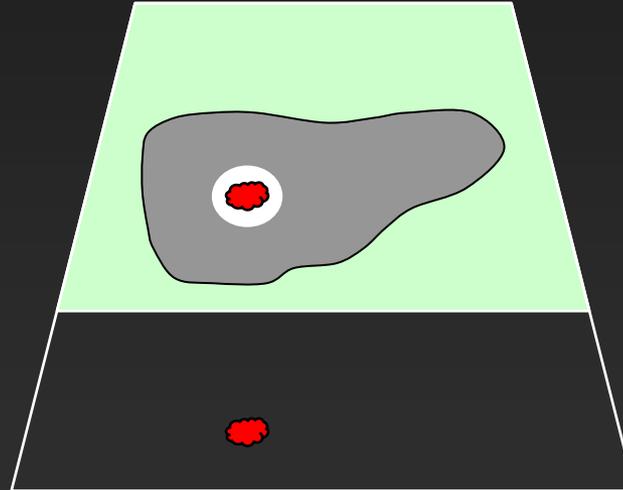
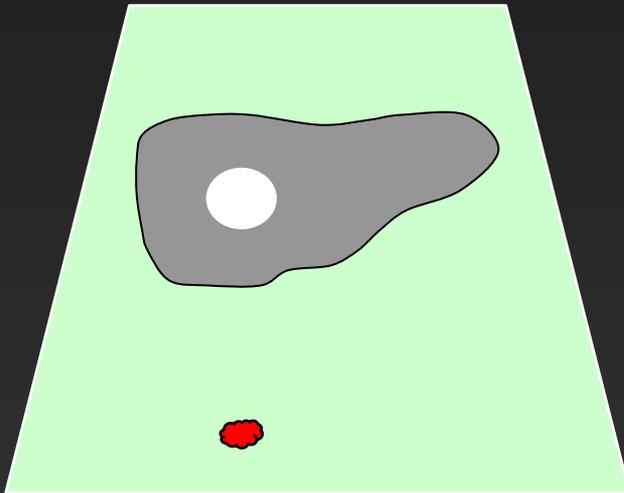
PRF: Pulse Repetition frequency

- Mode imagerie (Mode B)
- Mode Doppler (pulsé ou en codage couleur)
- $PRF \searrow$ si le FOV (Field of View) \nearrow

L'utilisation d'une PRF inadéquate peut être à la source d'artéfacts en mode B et en Doppler

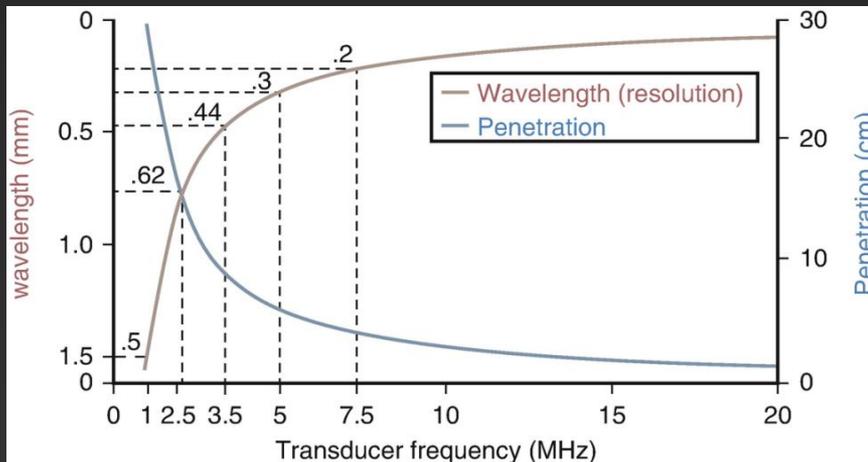
Pratique de l'échographie et du Doppler

« Range ambiguity artifact »



Pratique de l'échographie et du Doppler

Résolution versus Pénétration



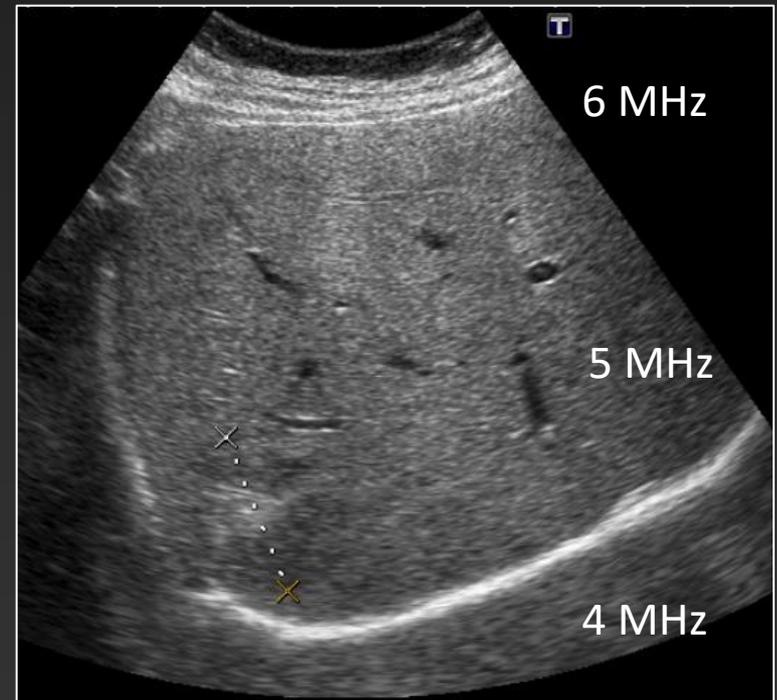
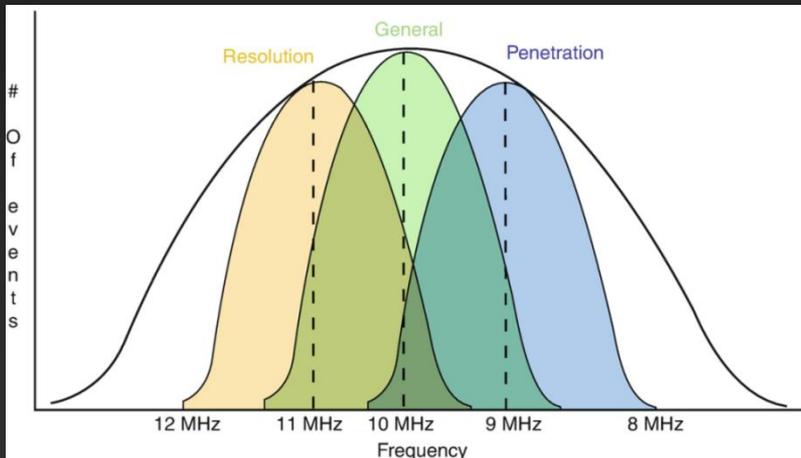
↗ fréquence ↗ résolution axiale

↗ fréquence ↗ absorption

↗ fréquence ↘ pénétration

Pratique de l'échographie et du Doppler

Sondes à large bande



- Adapter la fréquence au tissu à explorer (superficiel versus profond)
- Utilisation de sonde à large bande (multifréquence)
- Fréquences élevées pour la superficie
- Fréquences basses pour la profondeur

*Principes de base de la formation
de l'image échographique*

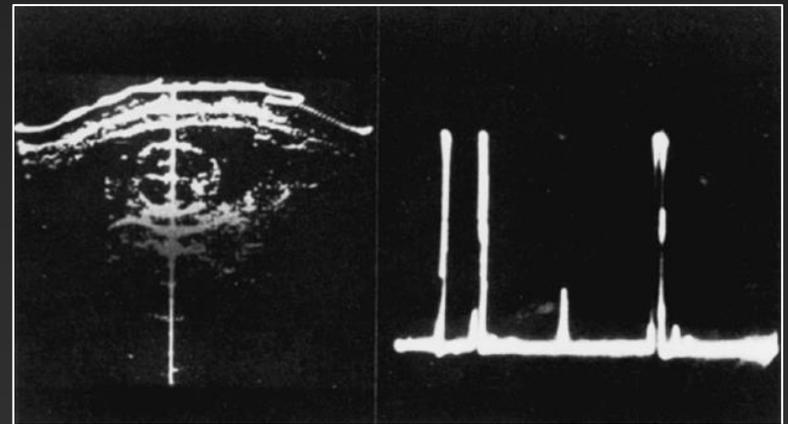
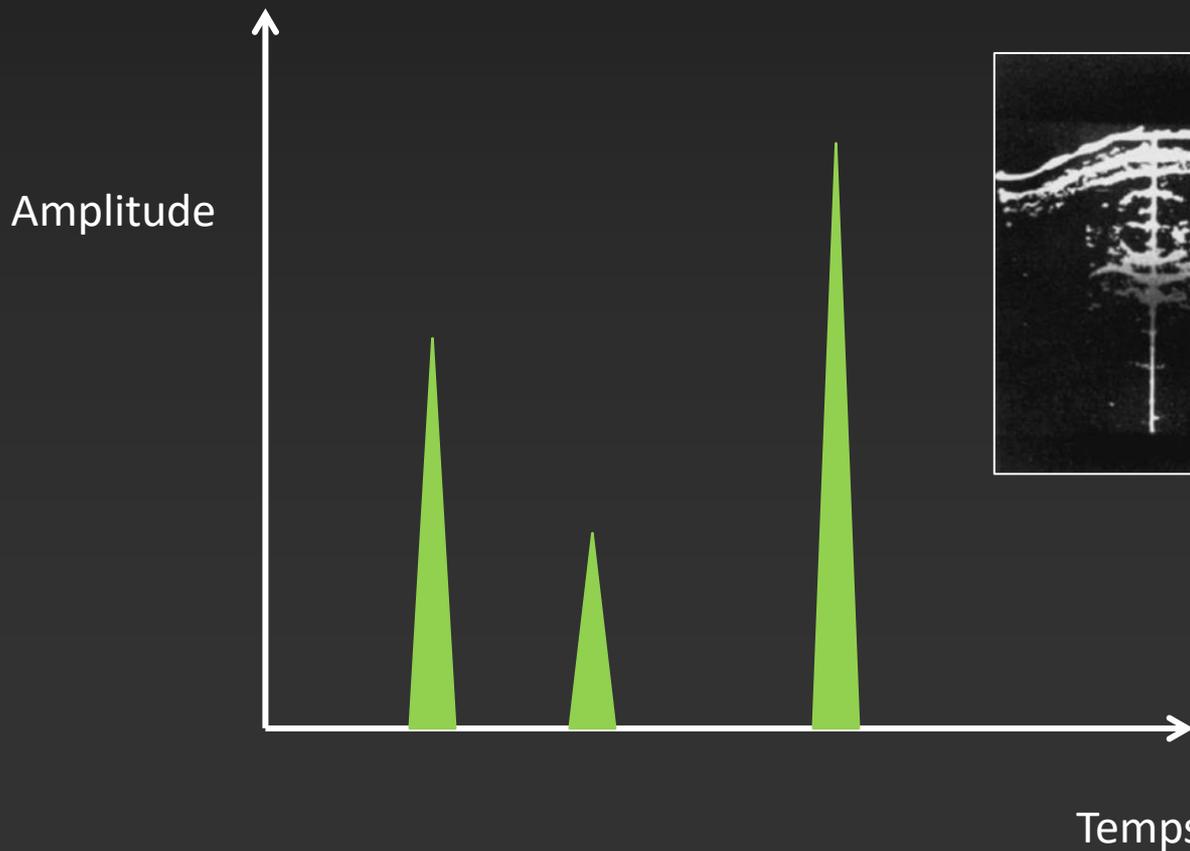
Pratique de l'échographie et du Doppler

Modes d'imagerie

- Mode A (amplitude)
- Mode B (Brillance)
- Mode M (Mouvement)
- Imagerie Harmonique
- Imagerie Doppler

Pratique de l'échographie et du Doppler

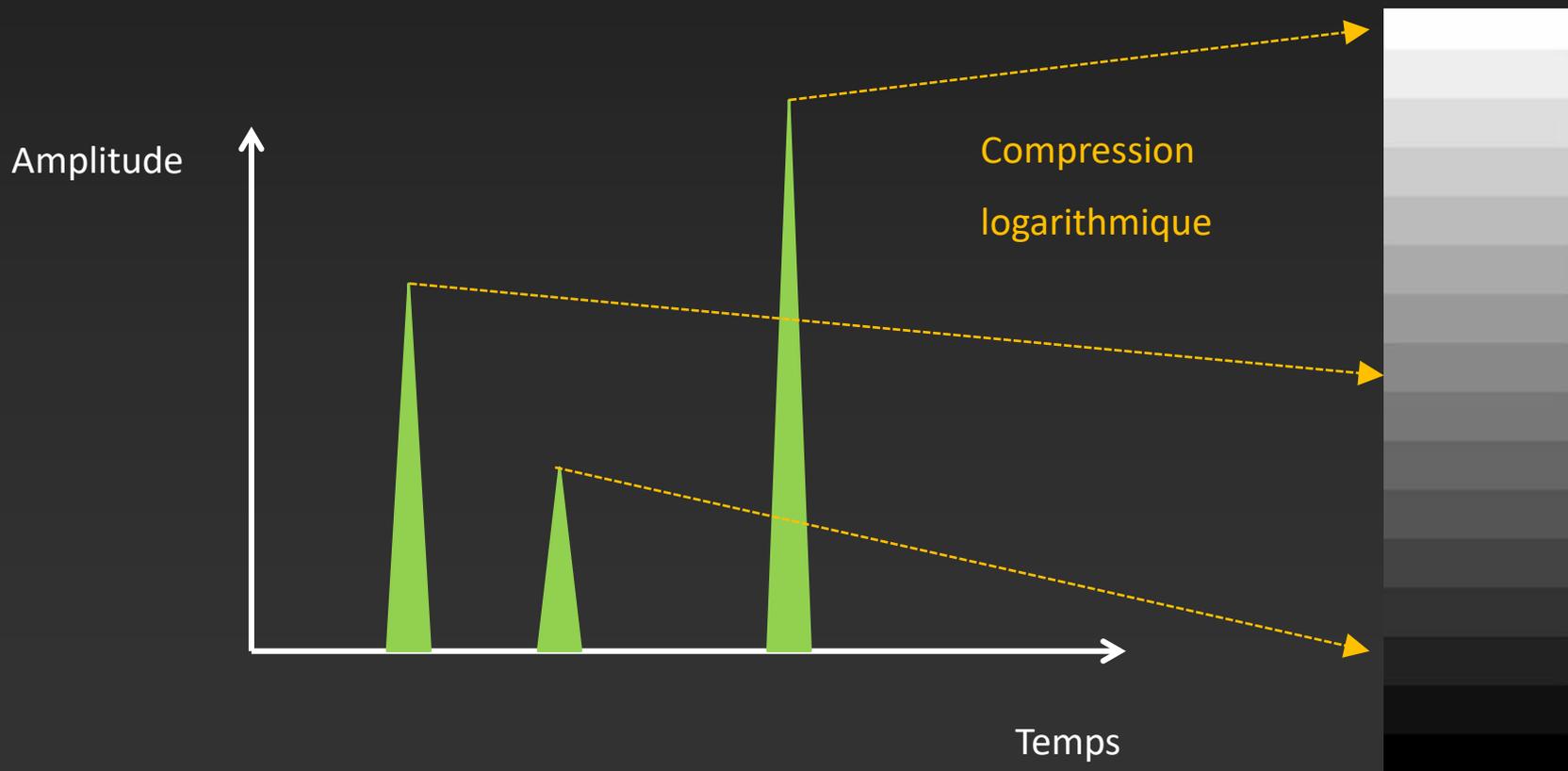
Mode A (Amplitude)



Diamètre bipariétal foetal – A mode

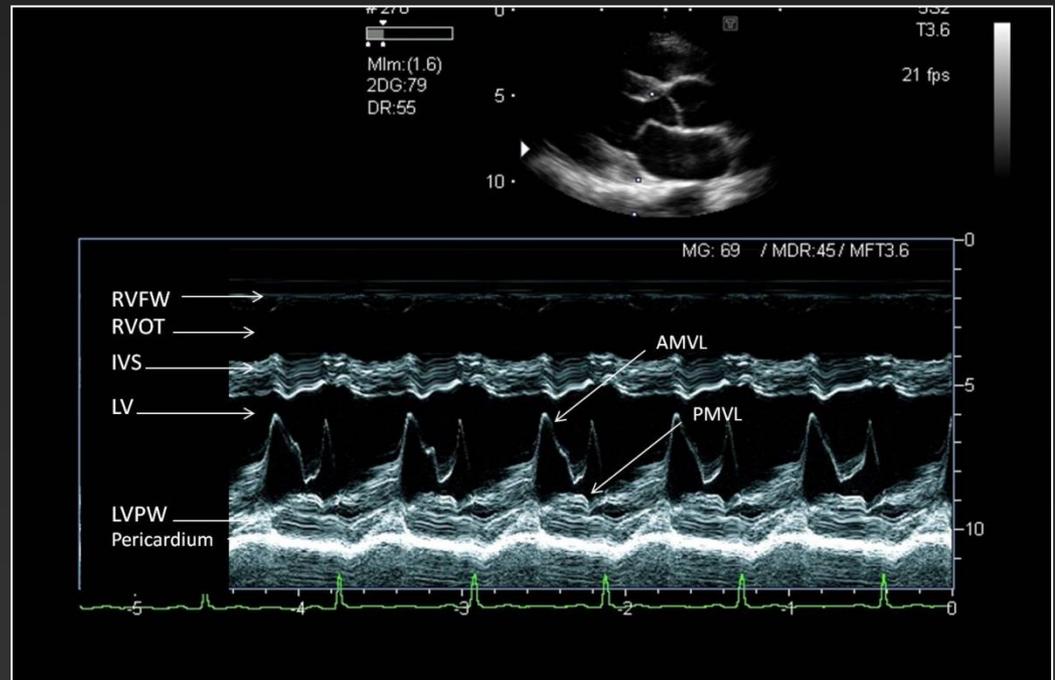
Pratique de l'échographie et du Doppler

Mode B (Brillance)



Pratique de l'échographie et du Doppler

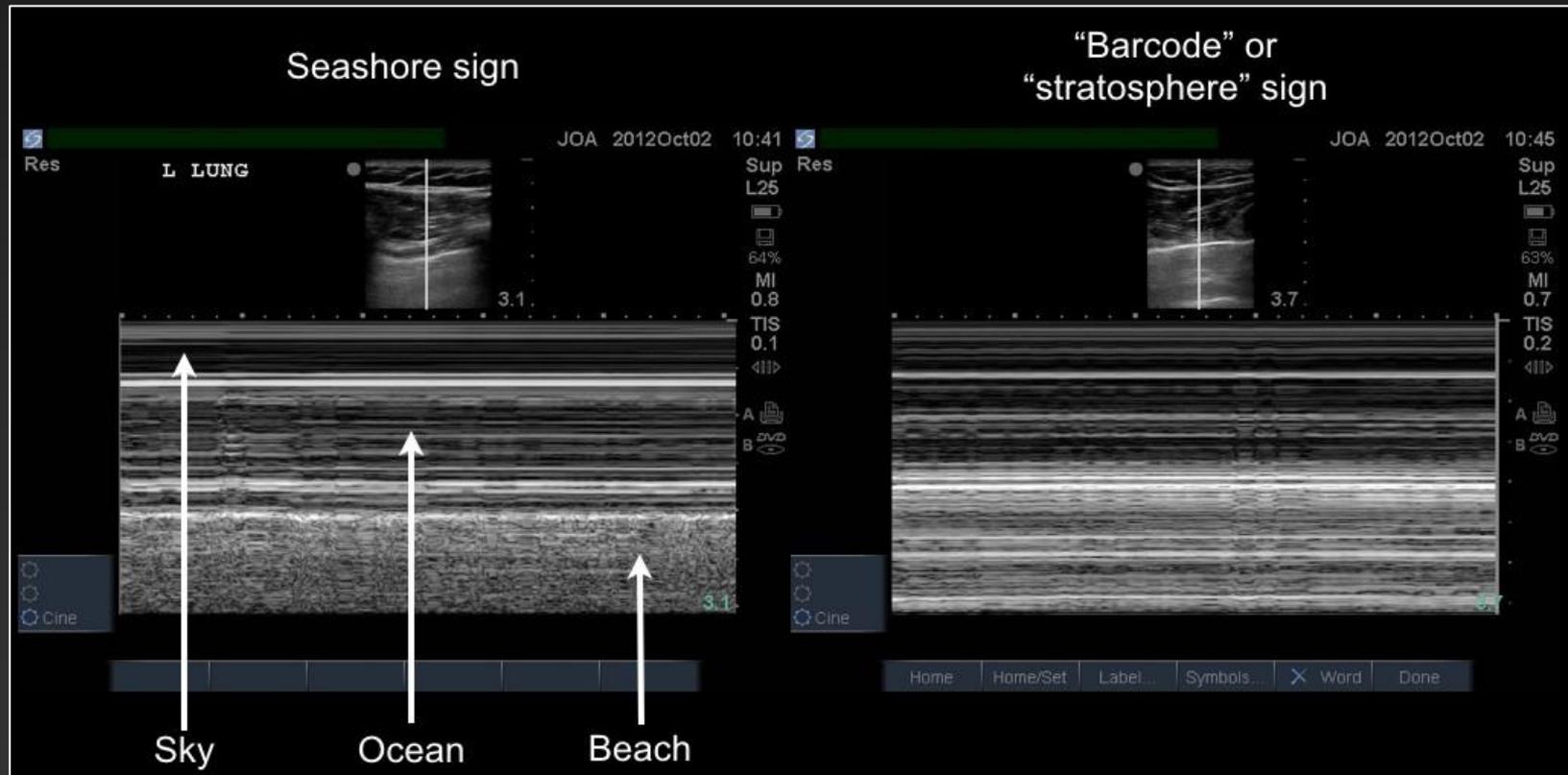
Mode M (Mouvement)



temps

Pratique de l'échographie et du Doppler

Mode M (Mouvement)



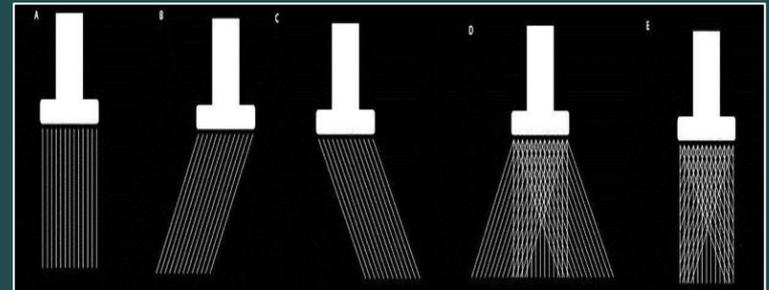
Poumon normal: signe de la plage

Pneumothorax: signe du « code bar »

Pratique de l'échographie et du Doppler

Spatial compound

- Addition d'axes de tir inclinés à l'axe orthogonal
- Classiquement +20° et -20°

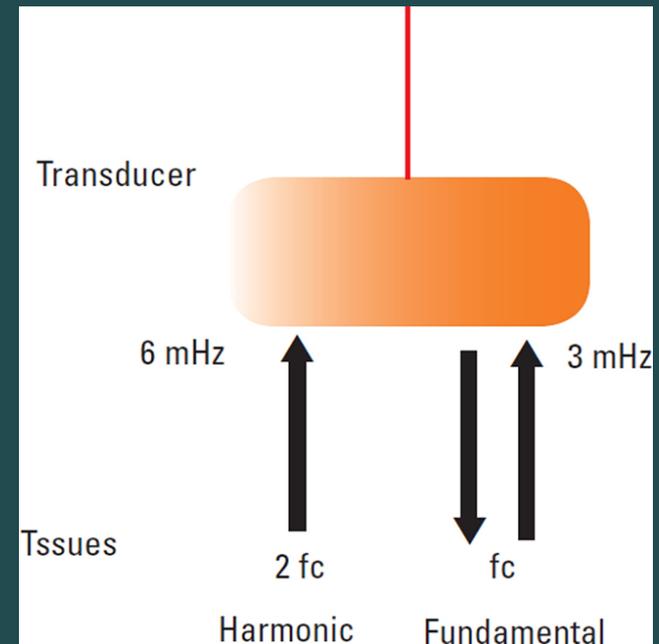
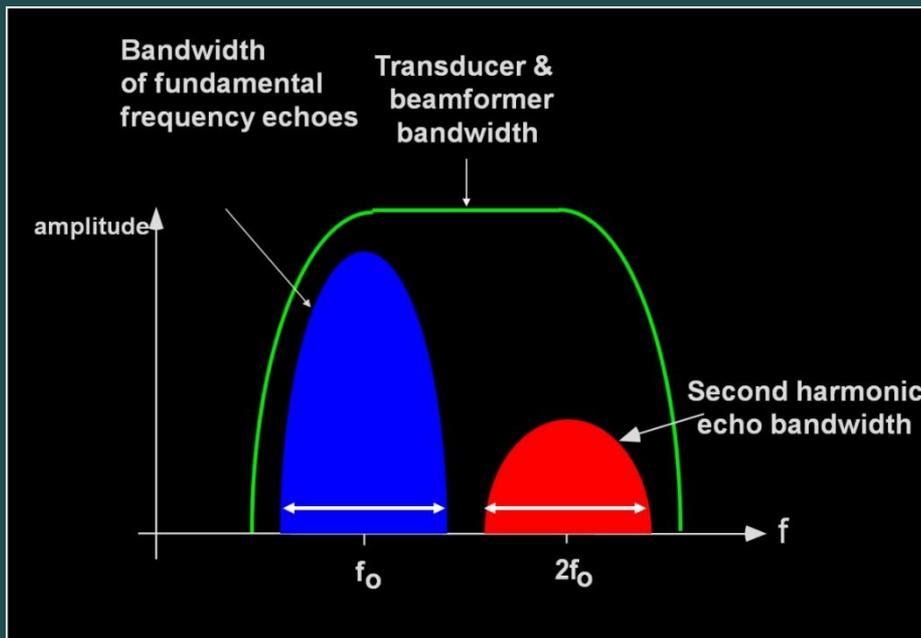


- **Bénéfices**
 - Réduction des artéfacts d'incidence de rayon (échographie MSK)
 - Réduction du « speckle » des parenchymes et augmentation du contraste lésion/parenchyme
- **Inconvénient**
 - Modification de signes échographiques
 - Cône d'ombre postérieur
 - Renforcement postérieur

Pre-Processing

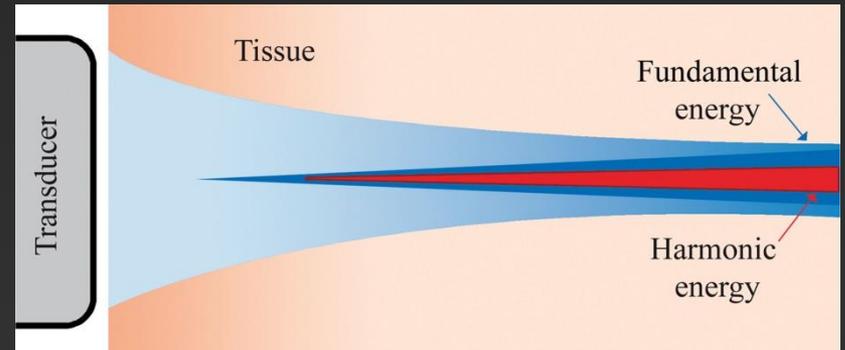
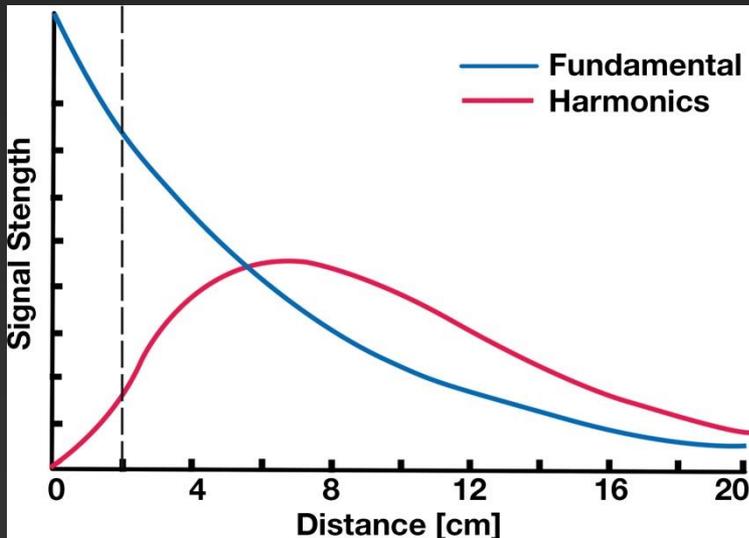
Pratique de l'échographie et du Doppler

Imagerie Harmonique



Pratique de l'échographie et du Doppler

Imagerie Harmonique



Pratique de l'échographie et du Doppler

Avantages de l'imagerie harmonique

- **Meilleure résolution latérale**
 - Meilleure focalisation
 - Réduction des lobes accessoires
- **Réduction des artéfacts**
 - Réduction des artéfacts de réverbération
 - Réduction des lobes accessoires
- **Plus grand contraste – Meilleur rapport signal/bruit**

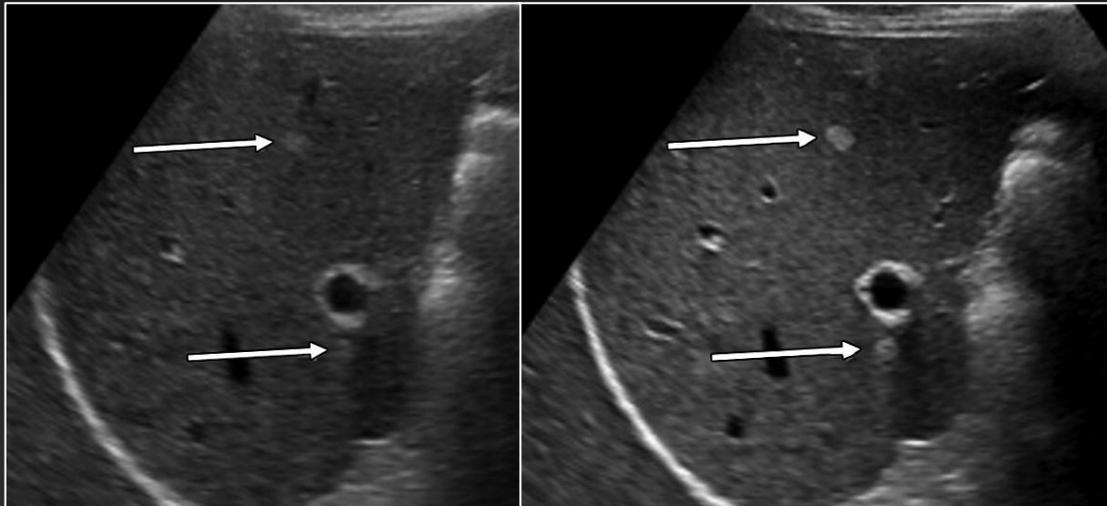
Pratique de l'échographie et du Doppler

Avantages de l'imagerie harmonique

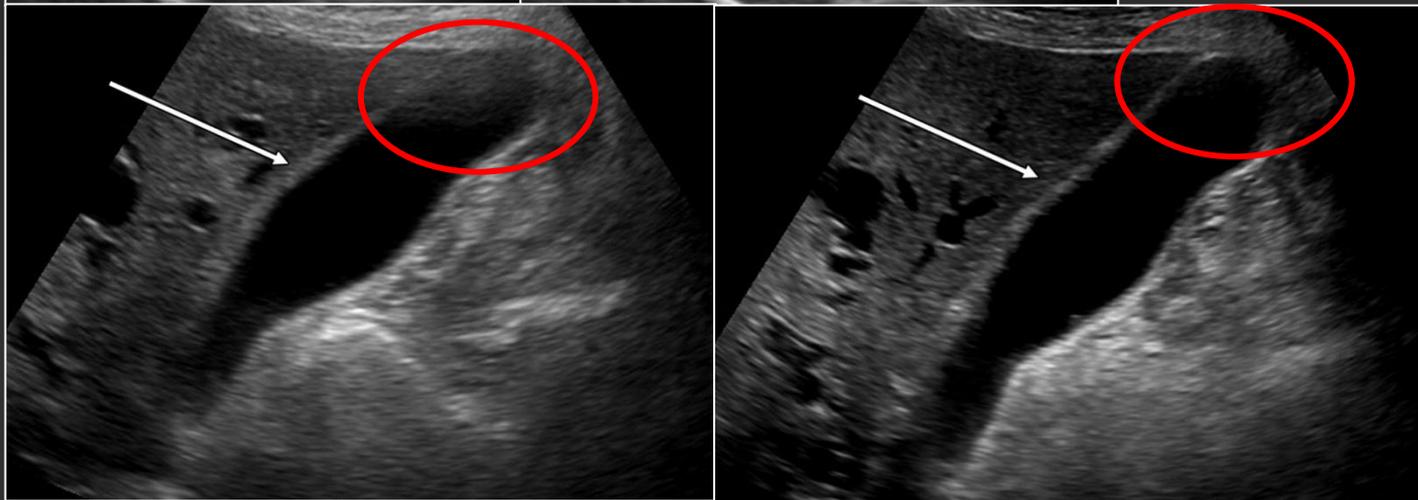
- **Plus grande sensibilité de détection des lésions focales**
 - Lésions kystiques
 - Nodules hyperéchogènes
 - Structures vasculaires
 - Calculs
- **Renforcement de signes échographiques**
 - Artéfact en queue de comète
 - Cône d'ombre postérieur
 - Renforcement postérieur

Pratique de l'échographie et du Doppler

Avantages de l'imagerie harmonique



*A primer on the physical principles
of tissue harmonic imaging*
Anvari A, Forsberg F, Samir A
Radiographics 2015

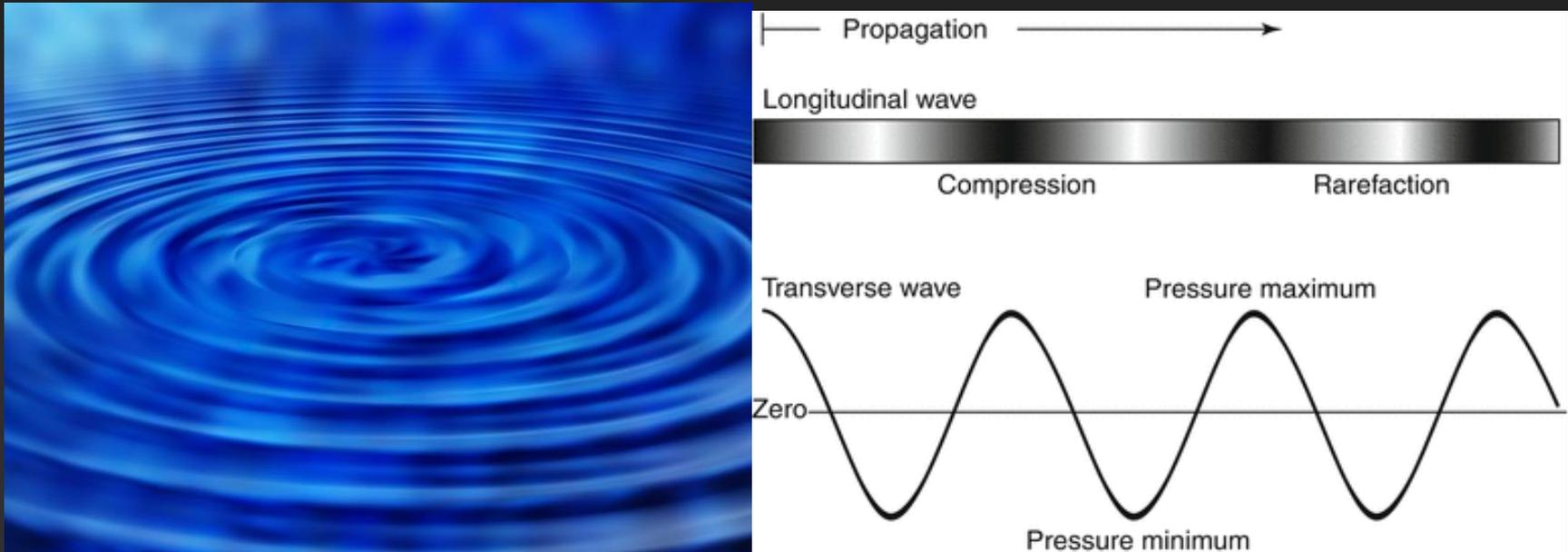


Pratique de l'échographie et du Doppler

Amplification et gain

Caractéristiques des ondes ultrasonores

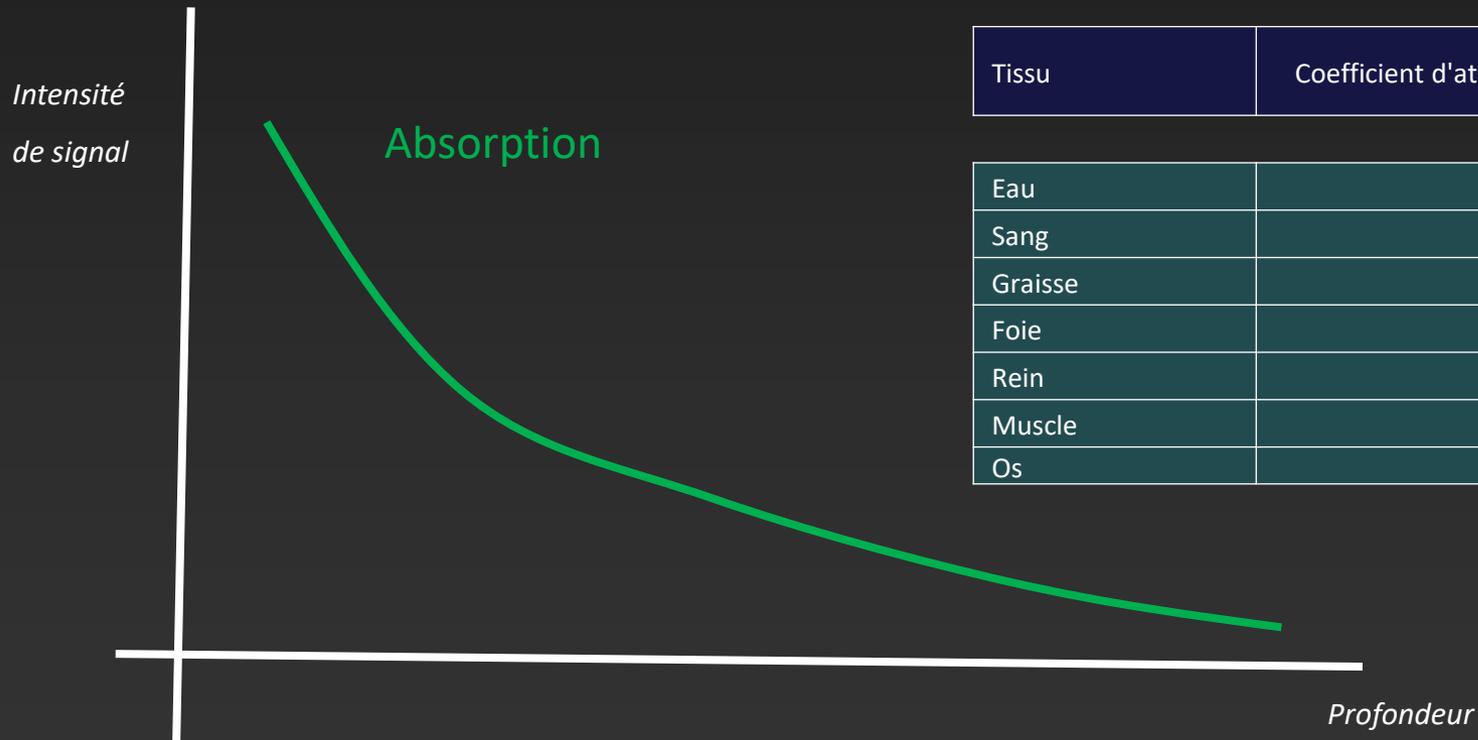
Absorption - pénétration



- Une onde ultrasonore est un transfert d'énergie aux tissus traversés
- Indice mécanique

Pratique de l'échographie et du Doppler

L'absorption et l'atténuation

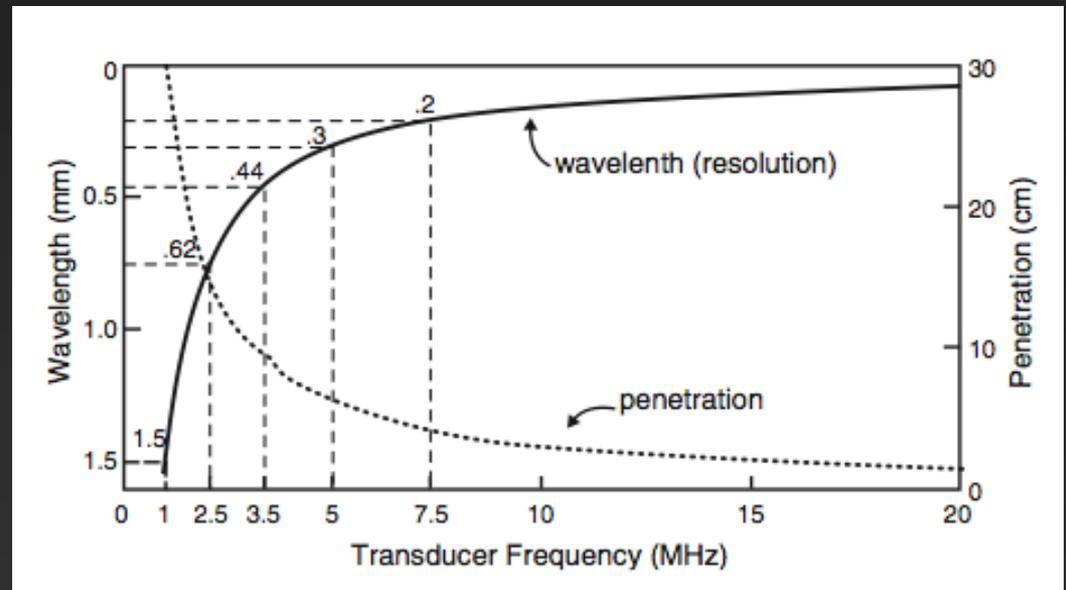
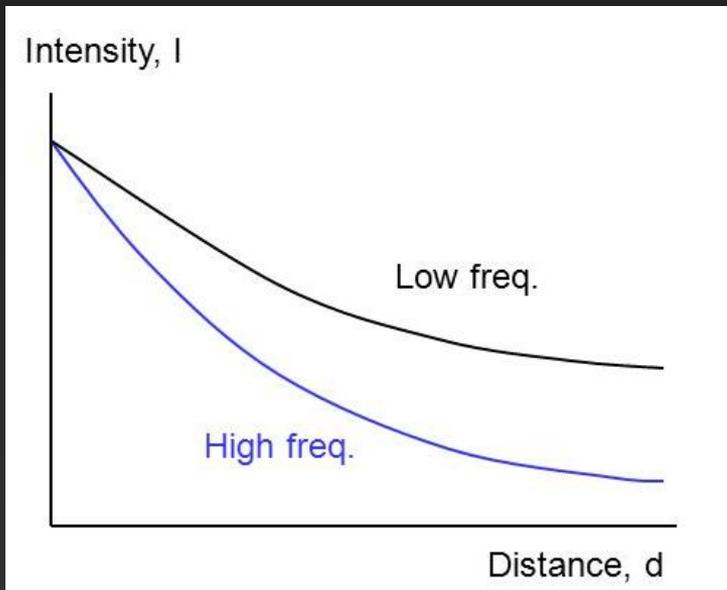


Tissu	Coefficient d'atténuation (dB/cm à 1 MHz)
Eau	0,02
Sang	0,18
Graisse	0,63
Foie	0,5-0,94
Rein	1
Muscle	1,3-3,3
Os	5

Atténuation proportionnelle à la profondeur
fonction du tissu

Pratique de l'échographie et du Doppler

Absorption et fréquence d'émission

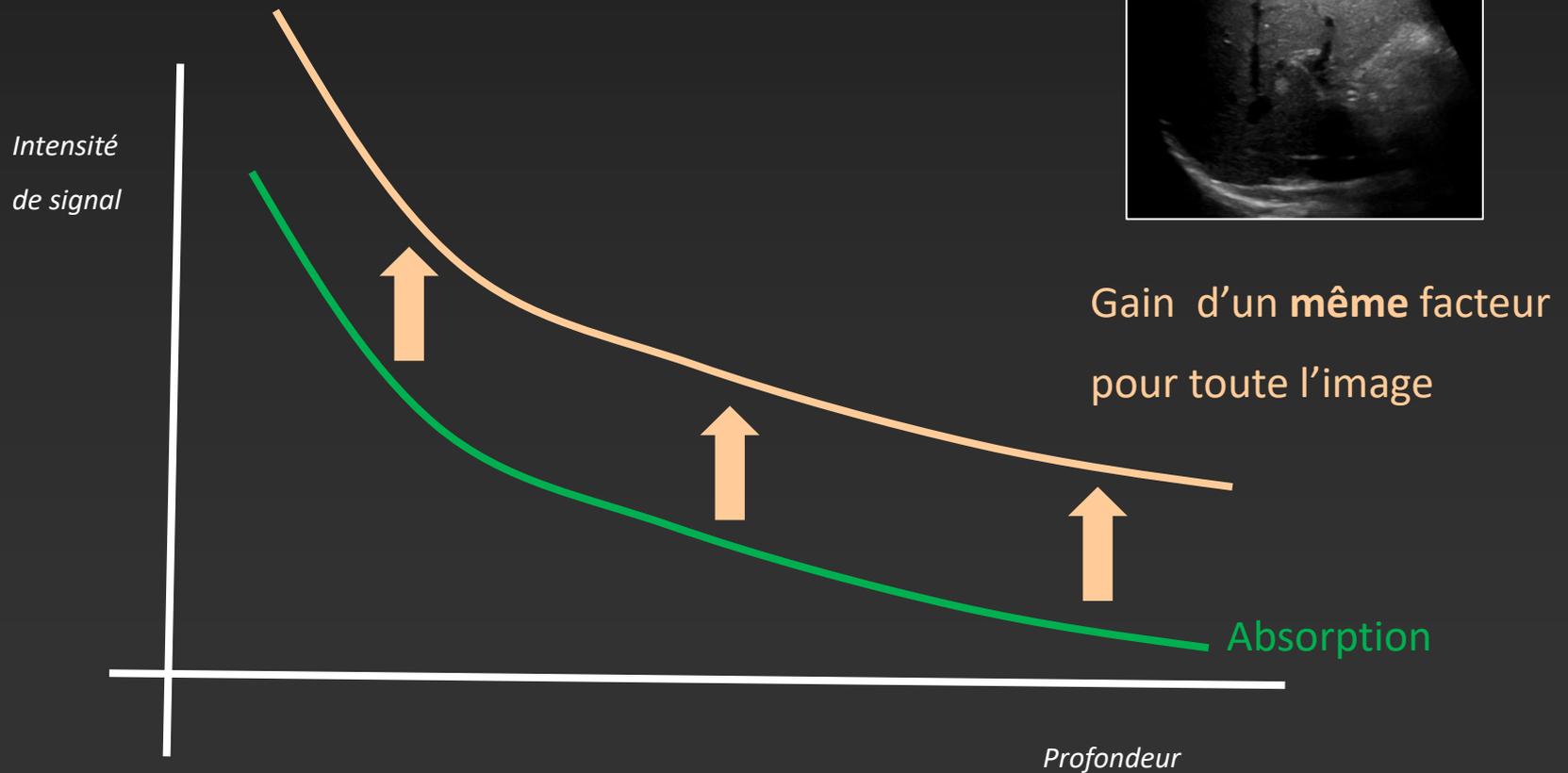


Relation directe entre atténuation et fréquence

Relation directe entre résolution et atténuation

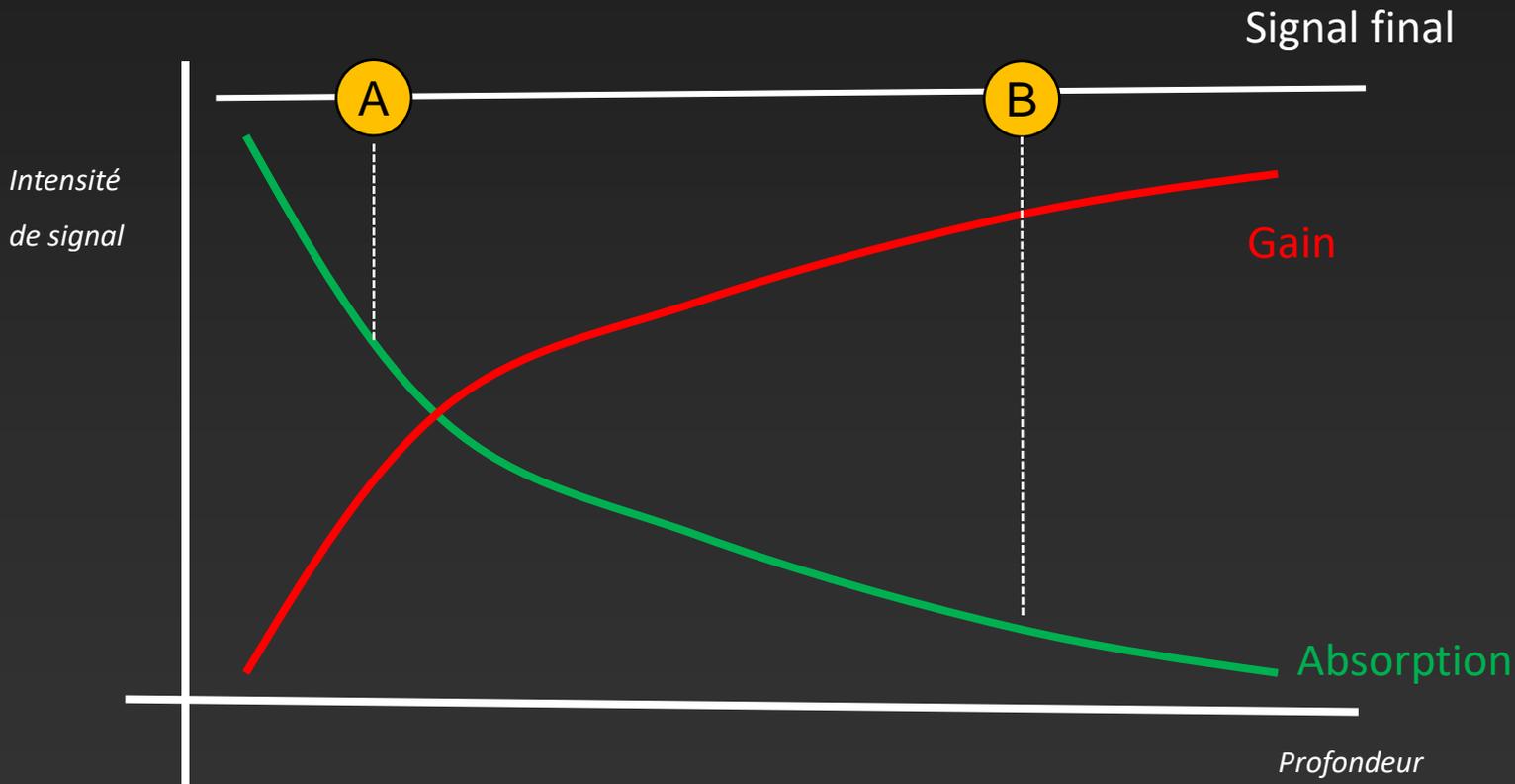
Pratique de l'échographie et du Doppler

Le Gain



Pratique de l'échographie et du Doppler

La TGC Curve (Time Gain Compensation Curve)



Principe : un tissu de même nature et composition **A** **B**
doit être représenté par le même niveau de gris, indépendamment de sa profondeur

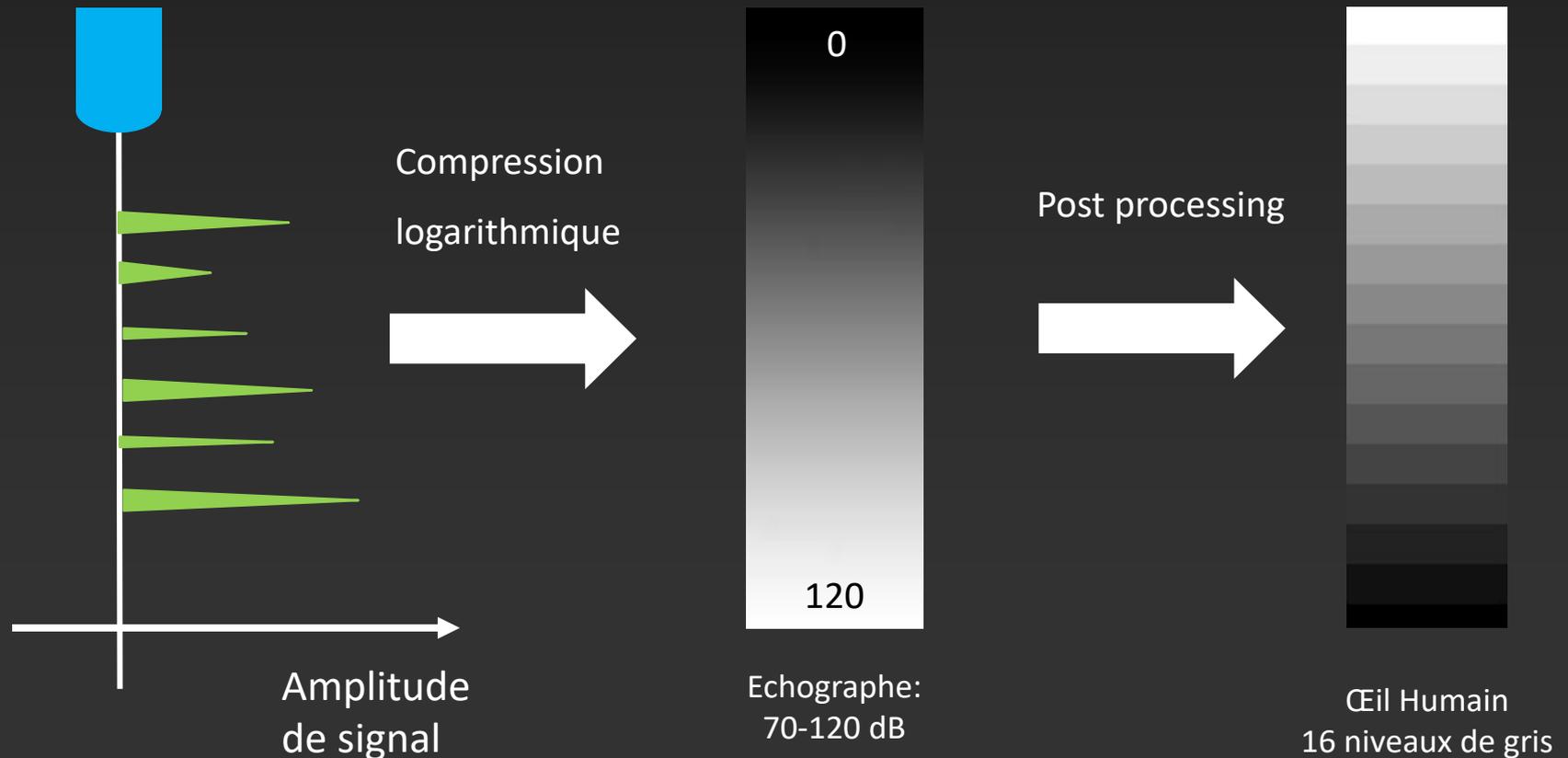
Pratique de l'échographie et du Doppler

La TGC Curve (Time Gain Compensation Curve)

- **Principe général :**
 - un tissu de même nature et composition doit être représenté par un même niveau de gris (échogénicité) indépendamment de sa profondeur
 - réduire le signal de retour des tissus superficiels
 - amplifier le signal de retour des tissus profonds
- **Problèmes**
 - Considère que les tissus explorés sur le champ de vision sont homogènes en terme d'absorption des échos
 - Source d'un artéfact (renforcement postérieur)

Pratique de l'échographie et du Doppler

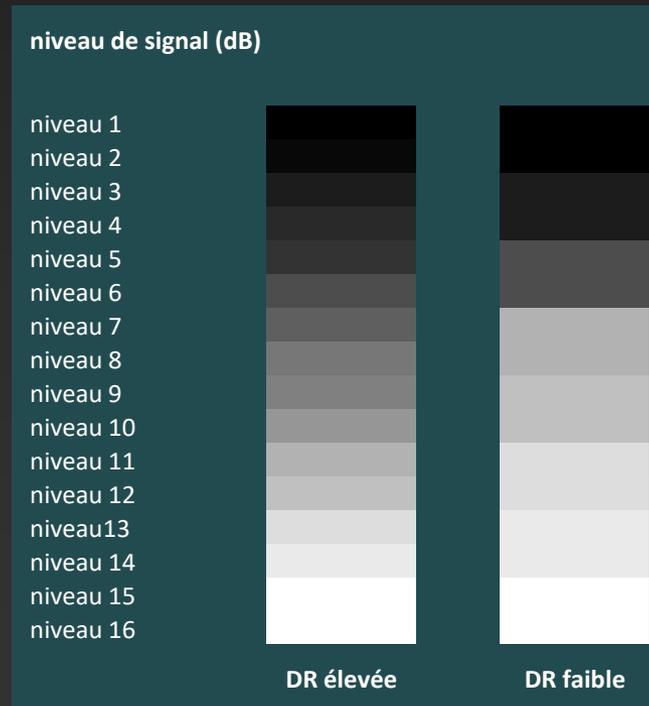
Affichage de l'imagerie en mode B - Etape 1



Pratique de l'échographie et du Doppler

Post Processing: Dynamic Range (DR)

- Attribuer un niveau de gris à un pixel pour une gamme d'intensité d'écho donnée.
- Similaire à la fenêtre du CT scan
- Utiliser une gamme de gris (Dynamic Range) en fonction des structures anatomiques explorées.
 - Un DR bas affichera une gamme de gris plus faible et une image plus contrastée
 - Un DR élevé affichera une gamme de gris plus large et une image plus douce



Post-Processing

Pratique de l'échographie et du Doppler

Dynamic Range (DR)



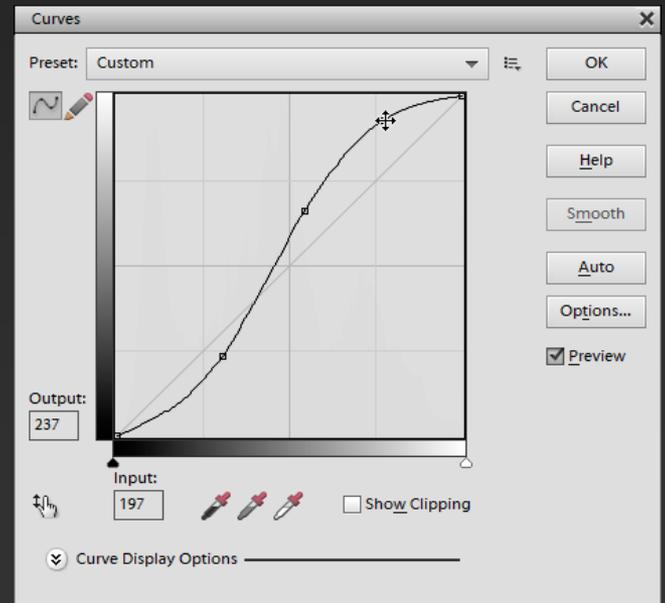
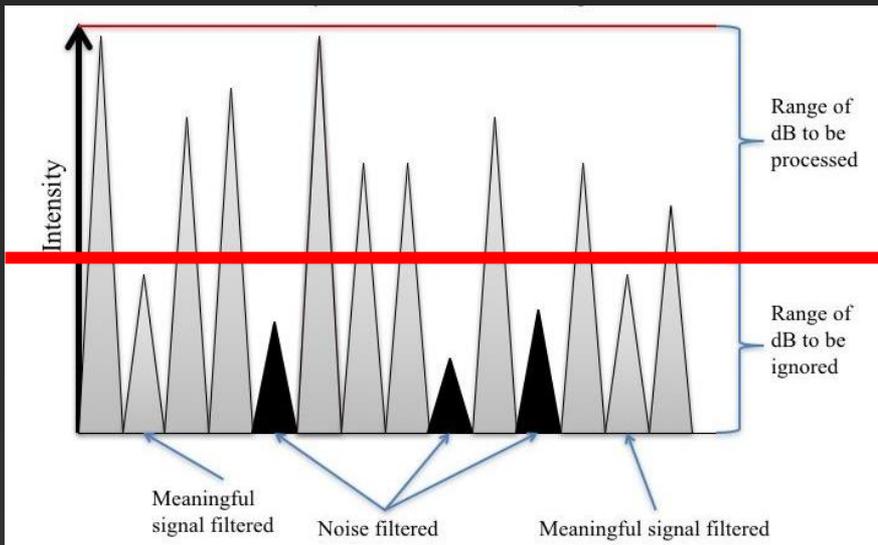
Post Processing

Peut se modifier sur une image acquise (RAW Data)

Pratique de l'échographie et du Doppler

Post Processing

La courbe de contraste (Gamma Curve)

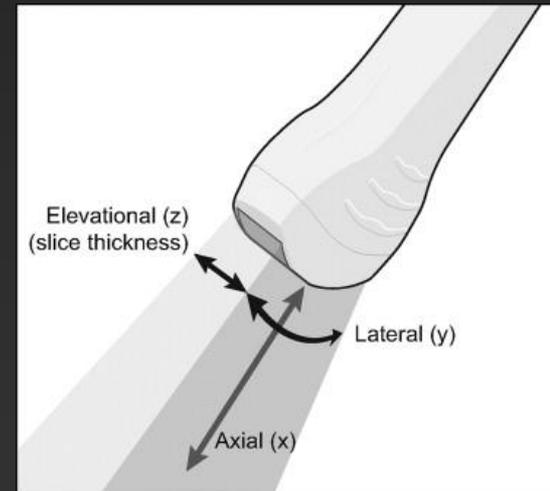


Post-Processing

Pratique de l'échographie et du Doppler

Résolution de l'image échographique

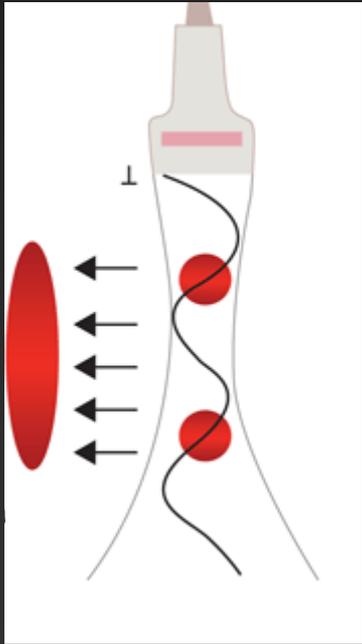
- Résolution axiale
- Résolution latérale
- Résolution en épaisseur(élévationnelle)
- Résolution temporelle



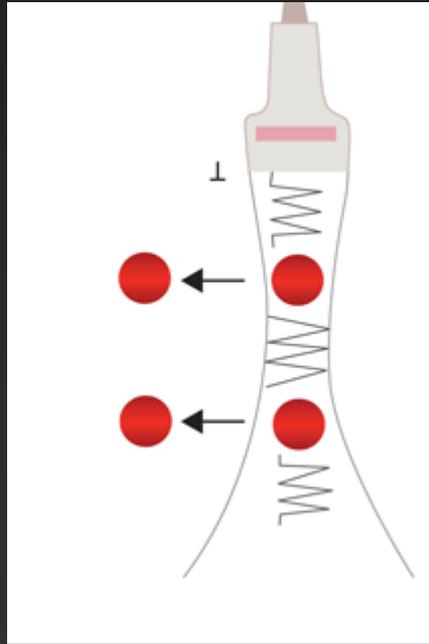
Résolution axiale > résolution latérale > résolution en épaisseur

Pratique de l'échographie et du Doppler

Résolution axiale



Basse fréquence

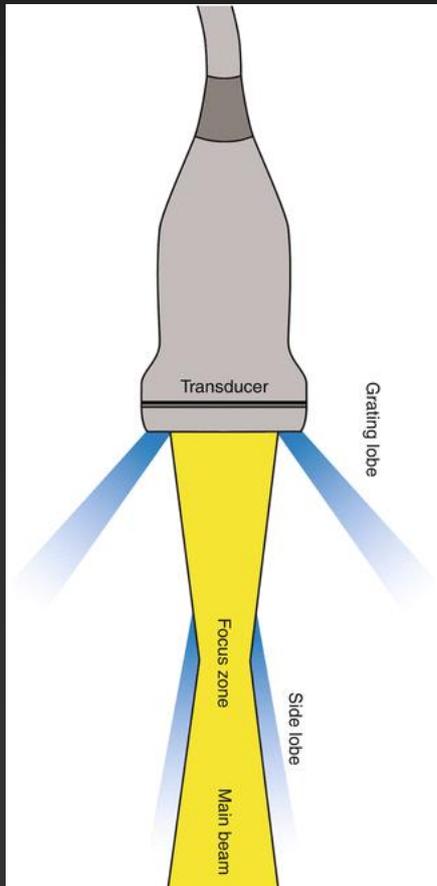


Haute fréquence

- La résolution axiale dépend de la fréquence de la sonde
- Longueur d'onde 4 Mhz : 0.385 mm
Résolution sonde 4 Mhz : 0.77 mm
- Longueur d'onde 18 Mhz : 0.085mm
Résolution sonde 18 Mhz : 0.171 mm

Pratique de l'échographie et du Doppler

Focale



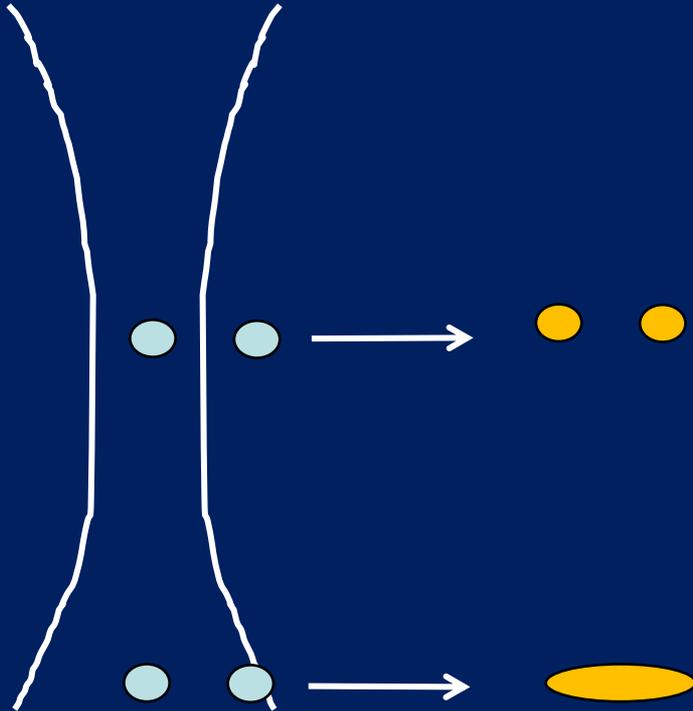
Zone focale

- Zone où les faisceaux ultrasonores sont parallèles
- Zone où la résolution latérale est maximale
- Zone où la puissance des faisceau ultrasonores est la plus forte

Pratique de l'échographie et du Doppler

Résolution latérale

Dans le plan de la sonde



La résolution latérale dépend:

- de la focalisation (largeur du faisceau)
- du nombre de lignes de tir
- de la profondeur de la cible

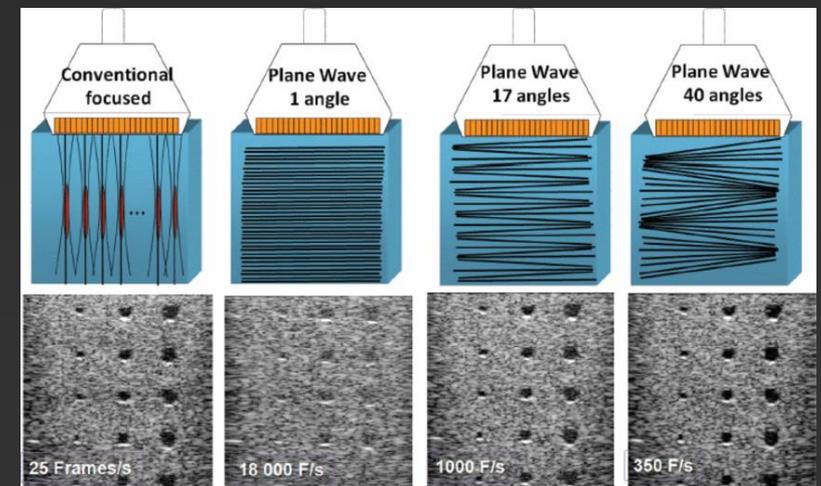
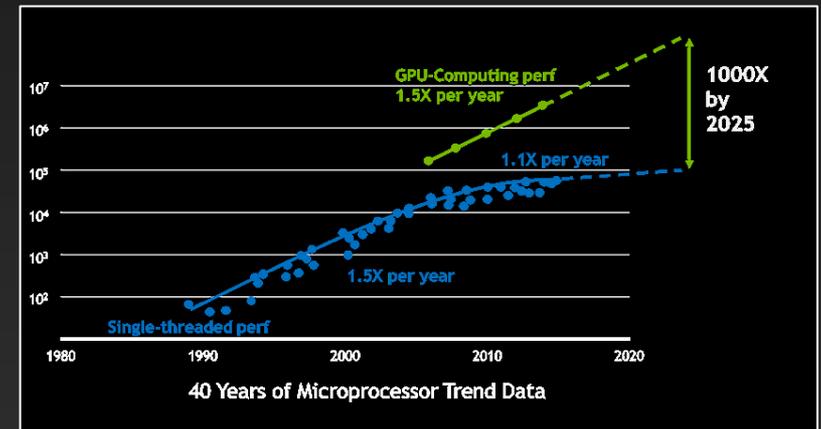
Résolution axiale \gg résolution latérale

- ☞ Les mesures dans l'axe du faisceau échographique sont plus précises que les mesures latérales

Pratique de l'échographie et du Doppler

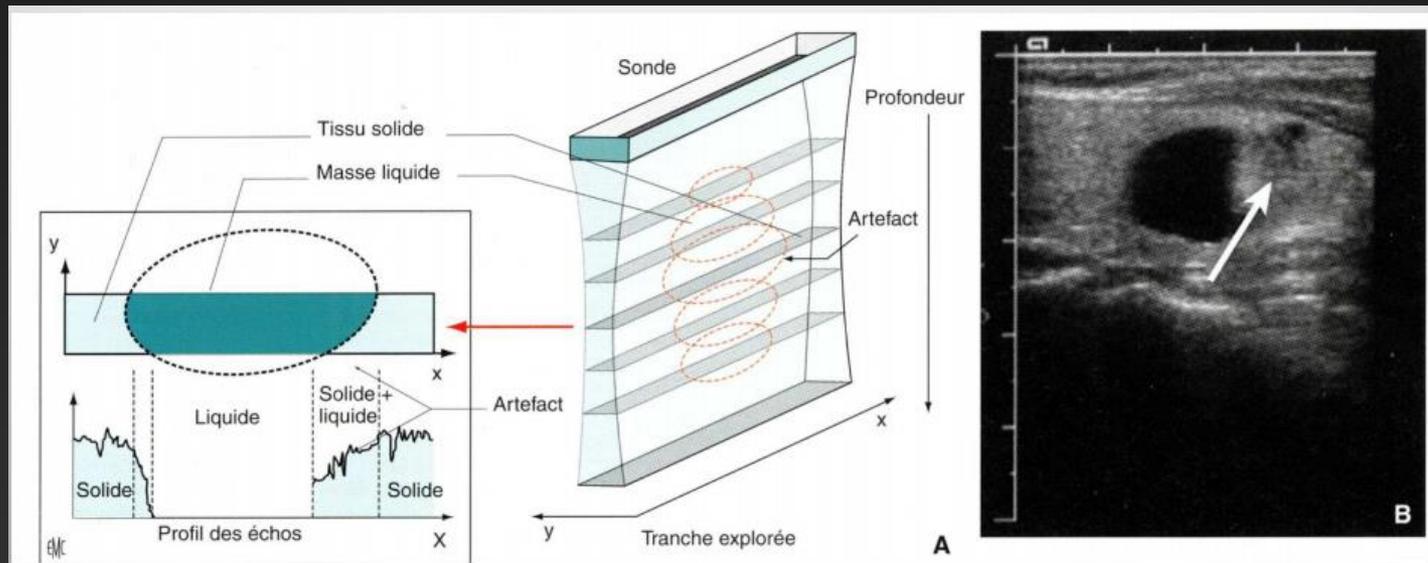
Focalisation et onde plane

- **Imagerie ultra rapide:** addition d'un processeur graphique (GPU) au coprocesseur (CPU) du formateur de faisceau
- Génération d'ondes planes angulées
- Plus de zone focale



Pratique de l'échographie et du Doppler

Résolution en épaisseur



La résolution en épaisseur dépend:

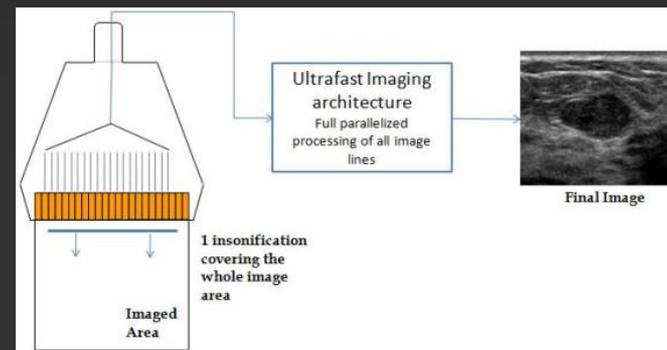
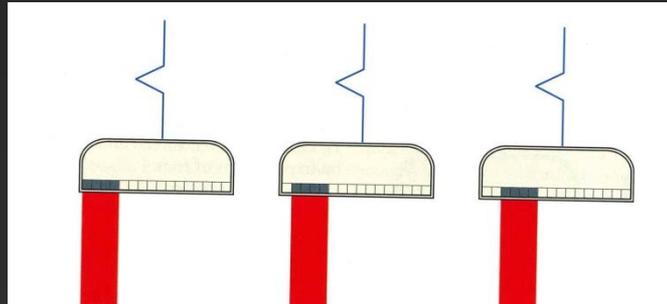
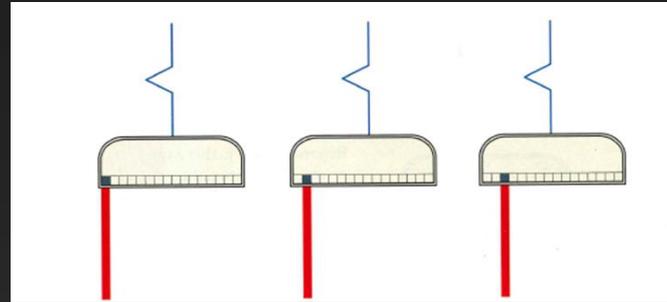
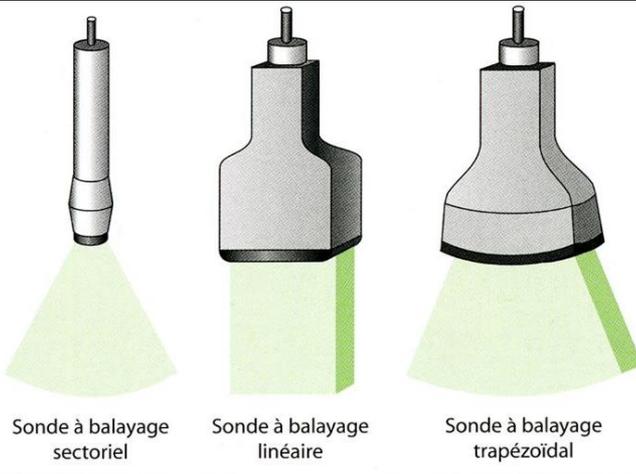
- de la qualité et de la construction de la sonde
- du nombre de couche de cristaux (sonde 1D versus sonde matricielle)
- de la profondeur et de la focalisation

Pratique de l'échographie et du Doppler

Résolution temporelle

Balayage en temps réel

- Balayage par ligne
- Balayage par zone
- Onde plane



Rapidité

Pratique de l'échographie et du Doppler

Résolution temporelle et Frame Rate (FR)

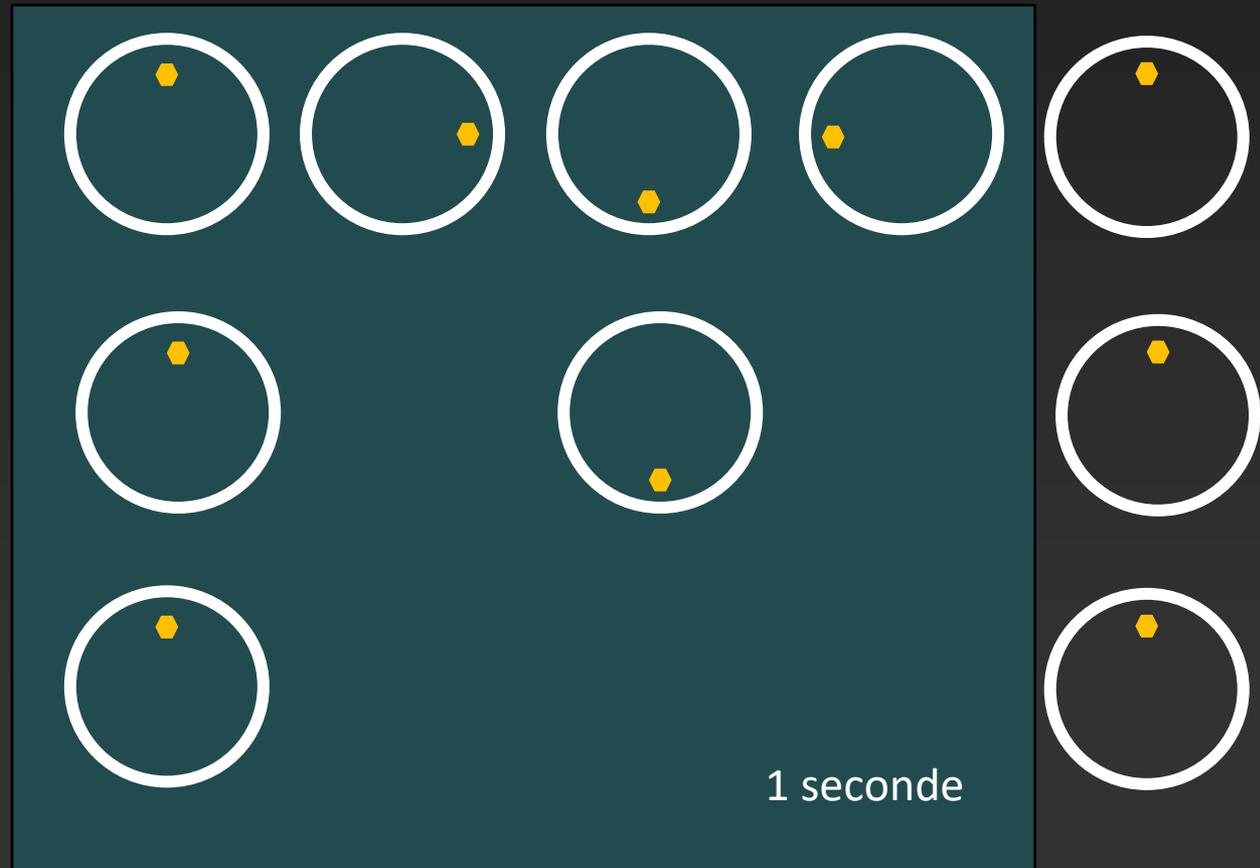


1 rotation
complète par
seconde

FR: 4
4 images/sec

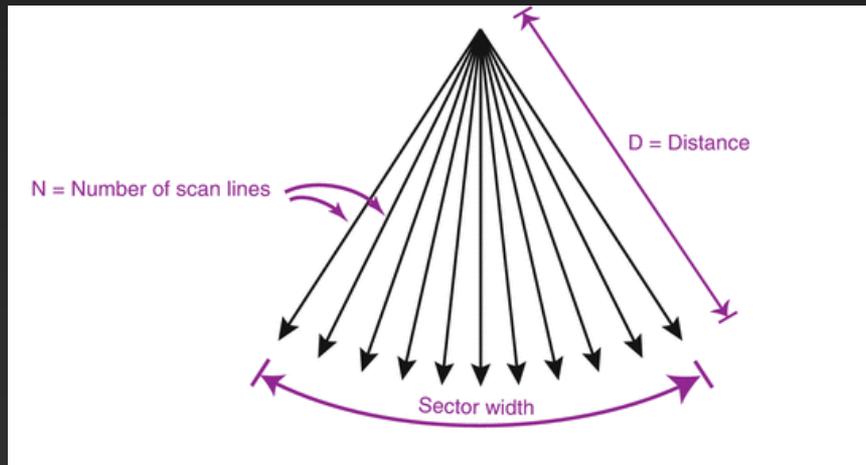
FR: 2
2 images/sec

FR: 1
1 image/sec



Pratique de l'échographie et du Doppler

Résolution temporelle et Frame Rate (FR)



La résolution temporelle dépend:

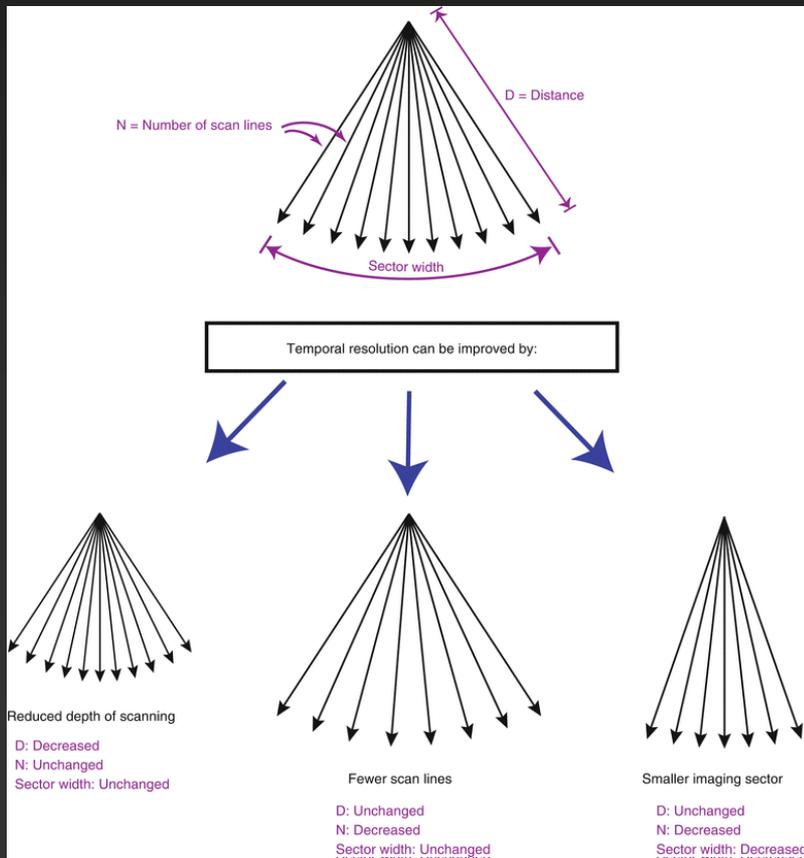
- du champ de vision
- du nombre de lignes de tir
- de la profondeur

Le Frame Rate (fréquence d'image)

- Est l'expression du nombre d'image reconstruite par secondes
- Est le reflet de la résolution temporelle du système d'imagerie

Pratique de l'échographie et du Doppler

Résolution temporelle et Frame Rate (FR)

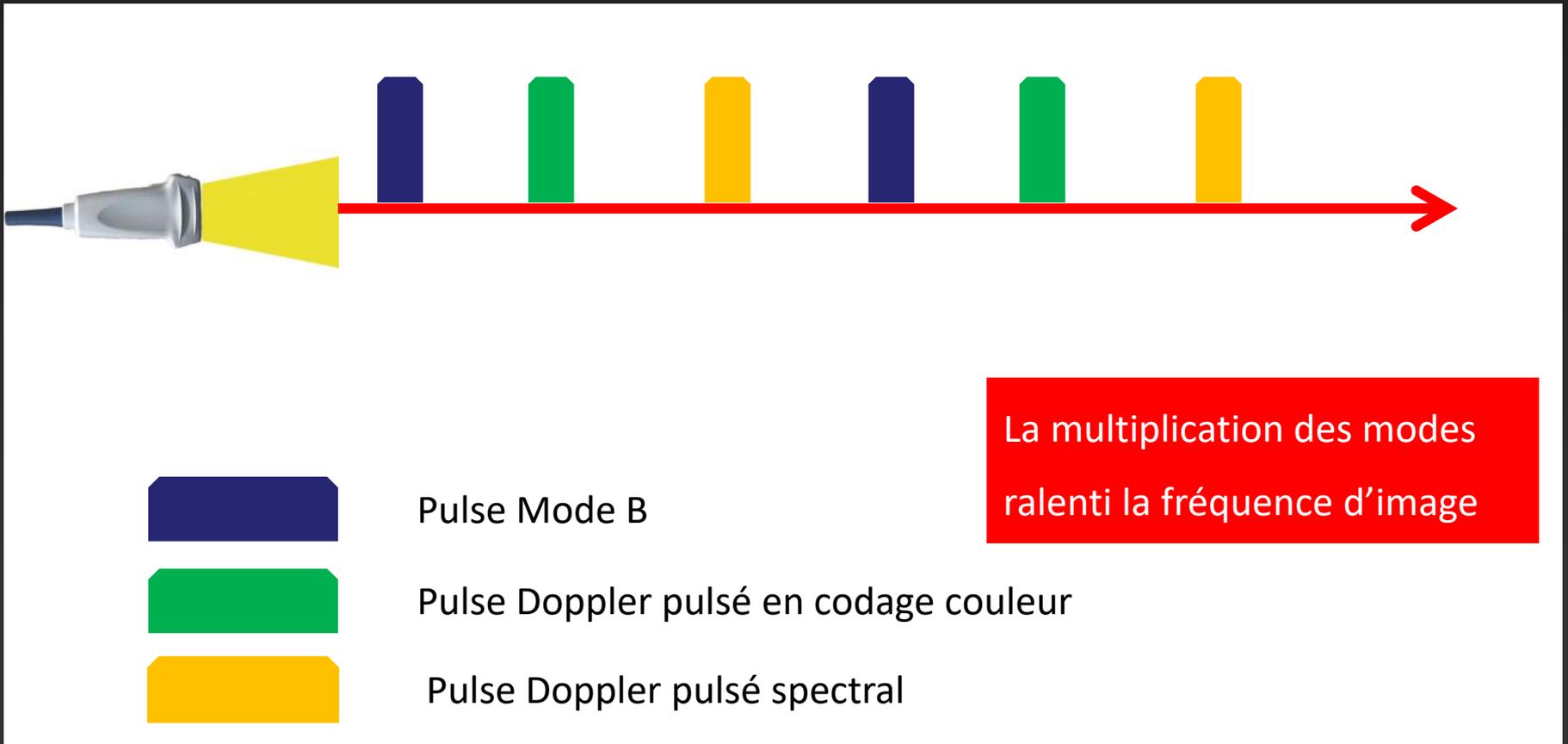


Augmenter la résolution temporelle:

- ↘ champ de vision
- ↘ nombre de lignes de tir
- ↘ la profondeur
- ↘ la multiplication des modes utilisés en simultané (Triplex Doppler)

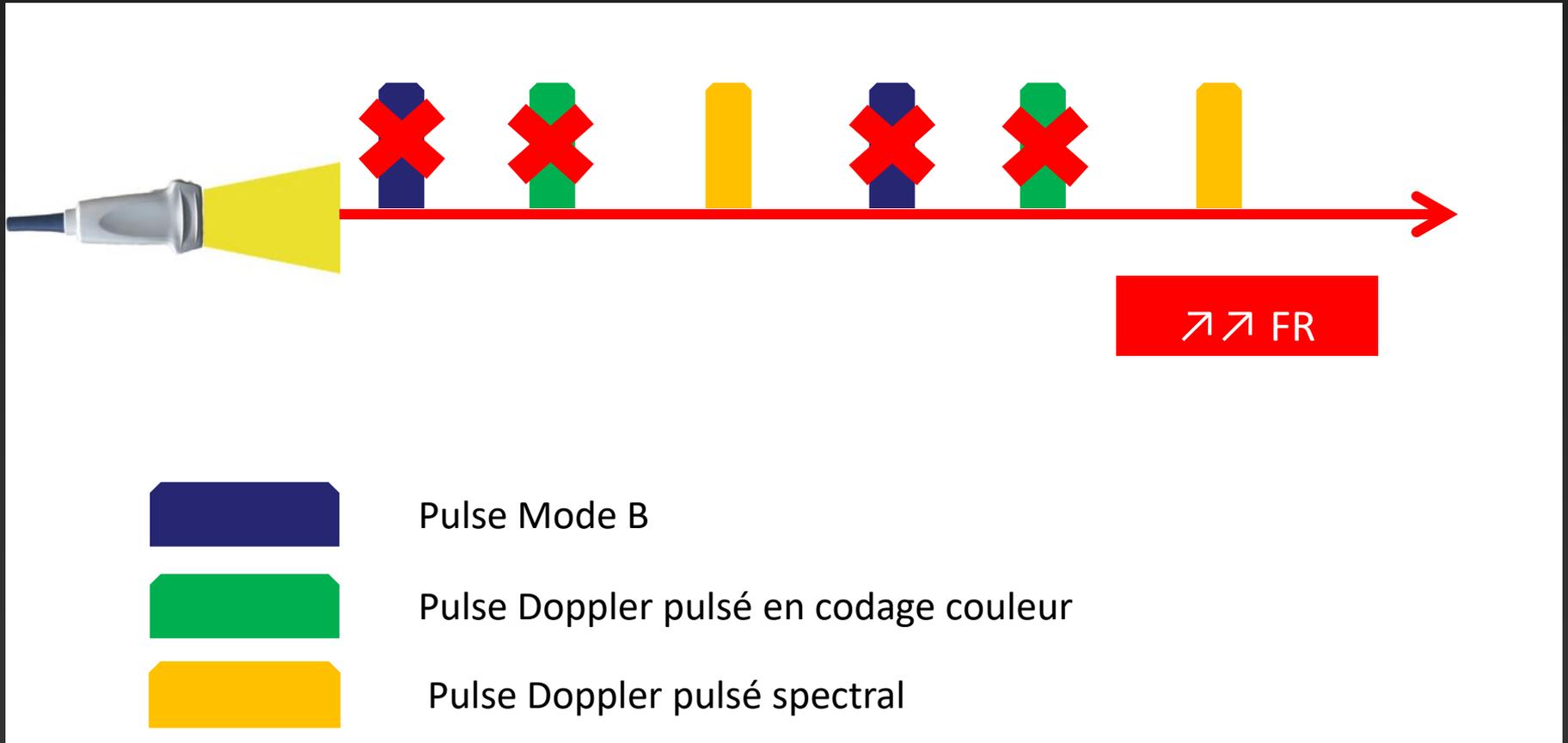
Pratique de l'échographie et du Doppler

Résolution temporelle



Pratique de l'échographie et du Doppler

Résolution temporelle



Pratique de l'échographie et du Doppler

Les « presets »

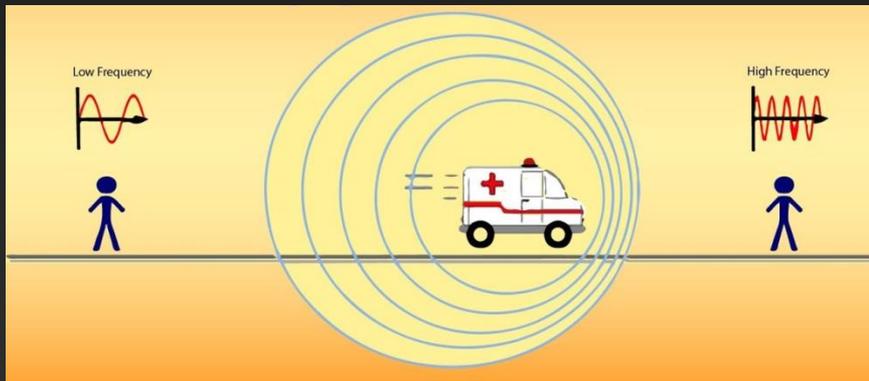
- Un « preset » regroupe tous les réglages de l'appareillage nécessaires à une application, à l'examen d'une région, ou à une utilisation personnalisée
- Les « preset d'usine » nécessitent le plus souvent une optimisation

Conséquences

- Nécessité de la connaissance des paramètres de réglage par l'utilisateur médical
- Interaction avec le spécialiste d'application du fournisseur de l'échographe

Pratique de l'échographie et du Doppler

Effet Doppler (1842)



$$f' = \left(\frac{v \pm v_0}{v \mp v_s} \right) f_0$$

Décalage de fréquence entre la fréquence d'émission et la fréquence de réception dû au déplacement relatif entre l'émetteur et le récepteur.



Pratique de l'échographie et du Doppler

Fréquence Doppler

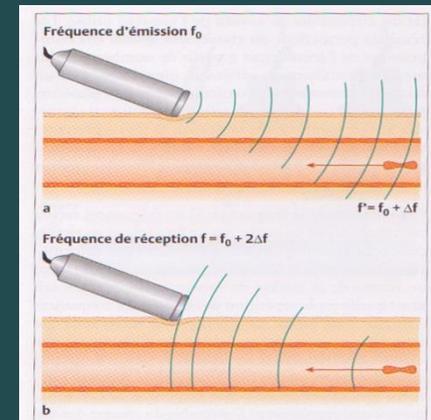
$$Df = 2 f_0 \times V/C \times \cos \alpha$$

Directement proportionnelle

- à la fréquence d'émission
- à la vitesse des érythrocytes

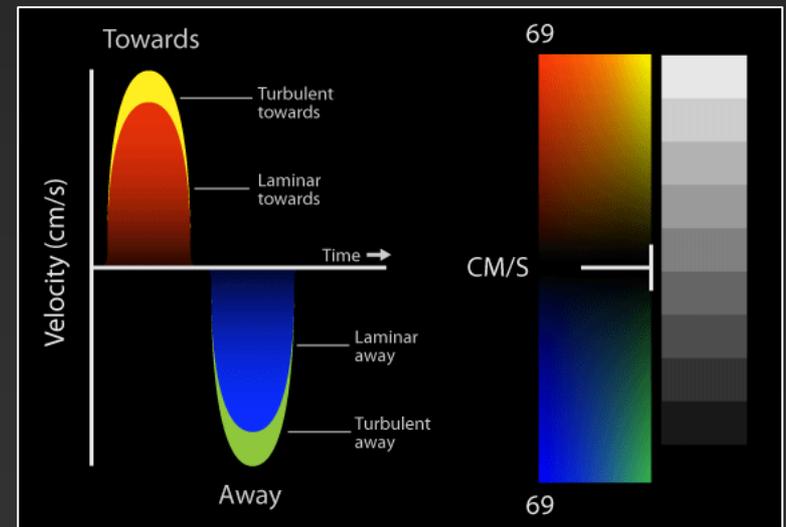
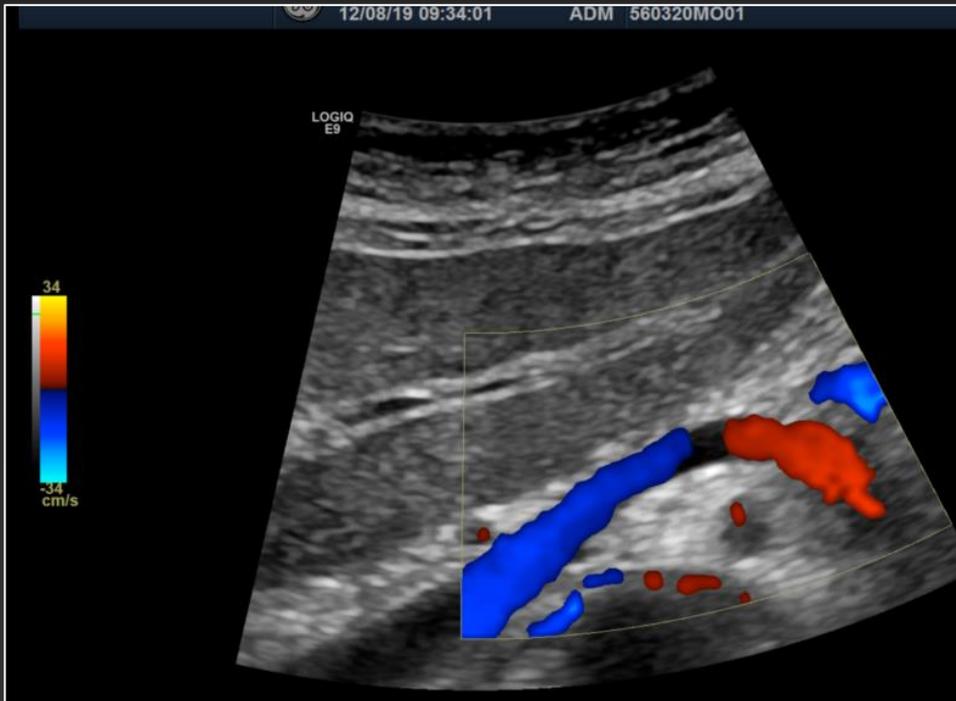
Inversément proportionnelle

- à l'angle formé par le faisceau ultrasonore et l'axe du vaisseau.



Pratique de l'échographie et du Doppler

Polarité du Shift Doppler



Pratique de l'échographie et du Doppler

Modes de Doppler

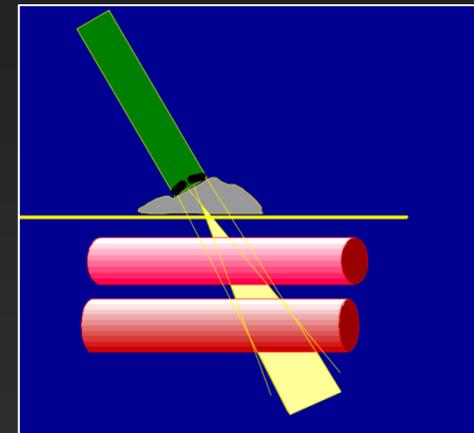
- Doppler continu
- Doppler puissance
- Doppler pulsé en codage couleur
- Doppler pulsé spectral (Duplex ou triplex)

Pratique de l'échographie et du Doppler

Doppler spectral versus Doppler continu

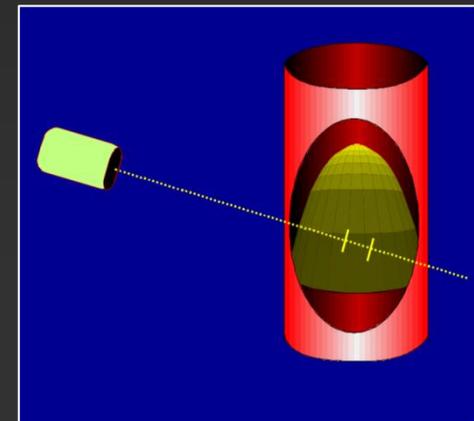
Doppler continu

- Emission continue d'une onde émettrice et d'une onde réceptrice par deux cristaux différents
- Zone d'échantillonnage : croisement des deux ondes
- Ambiguïté de profondeur



Doppler pulsé

- Succession d'émission et de réception de pulses par le même cristal
- Détermination d'une zone d'échantillonnage placée dans le vaisseau à explorer
- Ambiguïté de vitesse (aliasing)



Pratique de l'échographie et du Doppler

Doppler puissance (énergie)

Codage du signal basé sur l'intensité du signal
(et non sur la modification de fréquence)

Avantages

- Quasi indépendance de l'angle d'incidence
- Absence d'aliasing
- Sensibilité supérieure au doppler fréquentiel



Pratique de l'échographie et du Doppler

Doppler puissance (énergie)

- **Inconvénients**
 - Pas d'information sur le sens du flux
 - Très sensible aux artéfacts de mouvement (battements cardiaques ou aortiques, gaz digestifs)
- **Variante:** Doppler énergie directionnel

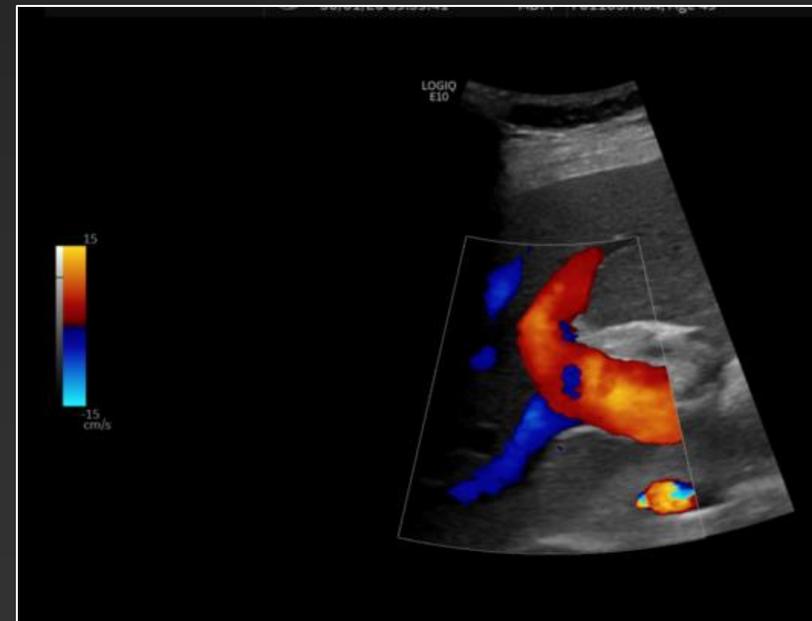


Pratique de l'échographie et du Doppler

Doppler pulsé en codage couleur

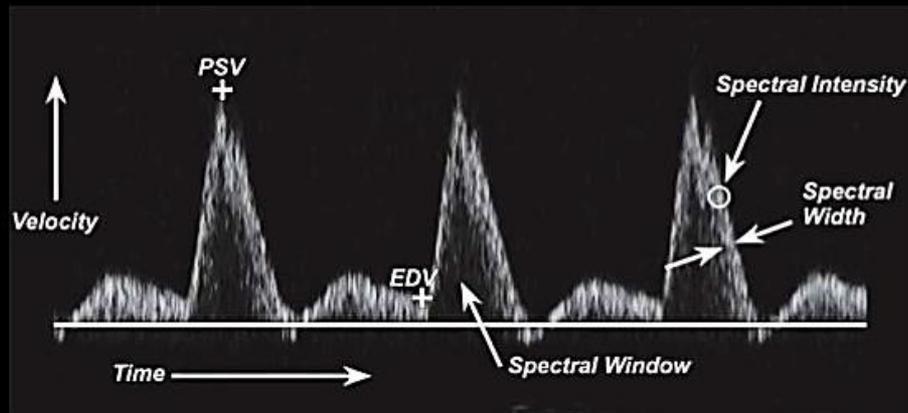
Codage du signal basé sur la modification de fréquence et sur la polarité du signal

- Dépend de l'angle d'incidence
- Risque d'aliasing
- Manque de sensibilité pour les flux lents et profonds



Pratique de l'échographie et du Doppler

Doppler pulsé spectral



- Vitesse systolique maximale
- Temps de montée systolique
- Vitesse en fin de diastole
- Largeur du spectre de vitesses
- Fenêtre sombre systolique

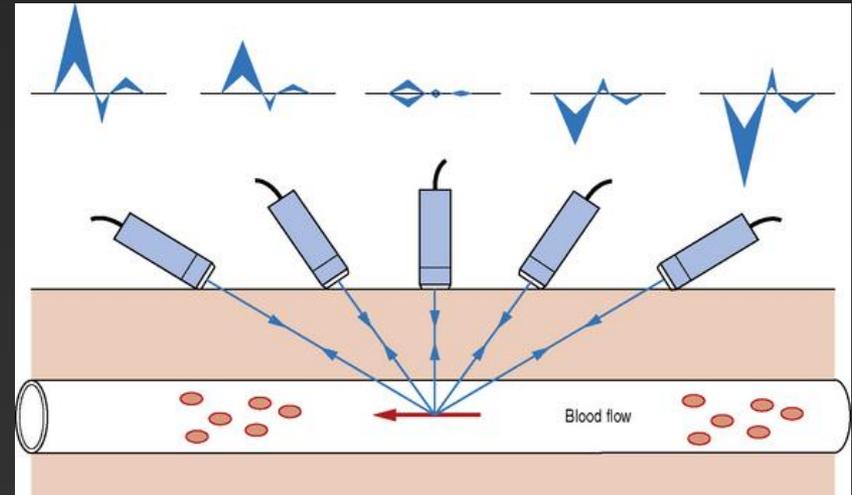
Spectre des vitesses

Pratique de l'échographie et du Doppler

Angle d'insonation et polarité du signal

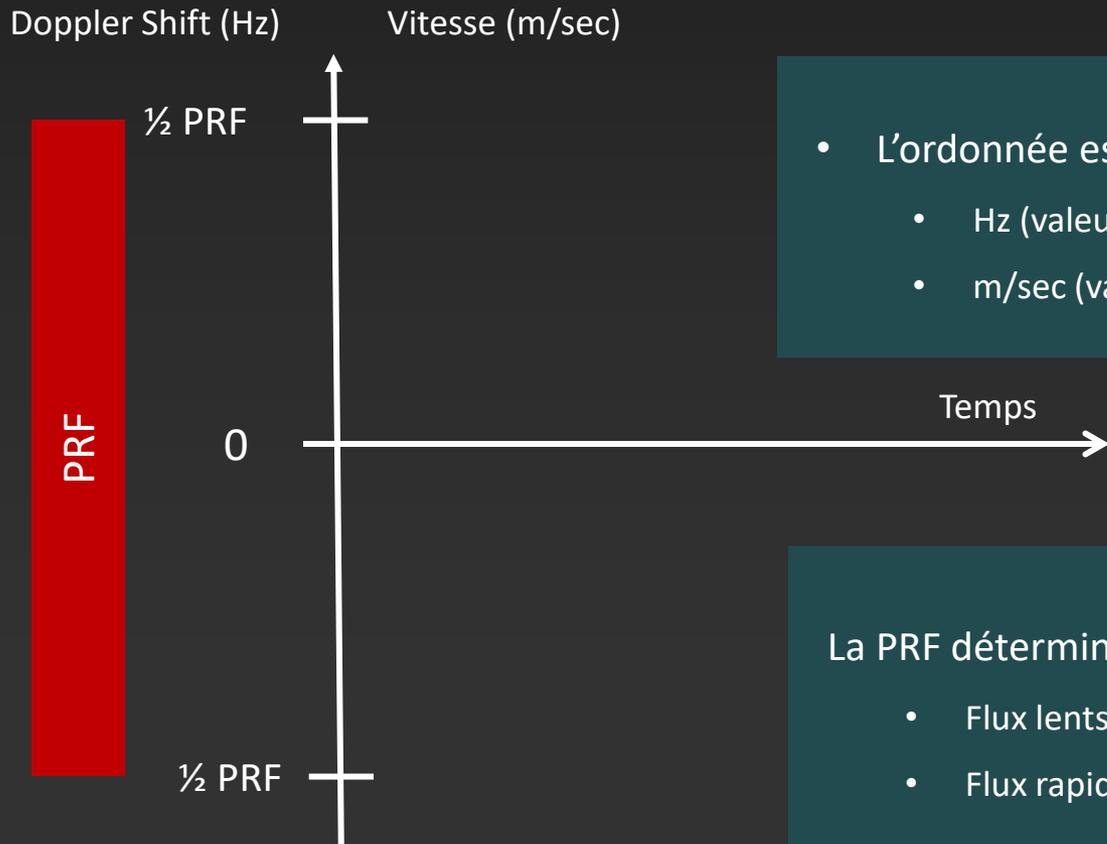
La polarité du signal doppler est fonction:

- Du sens du flux
- De l'angle d'insonation



Pratique de l'échographie et du Doppler

PRF (Pulse Repetition Frequency)



- L'ordonnée est exprimée
 - Hz (valeurs brutes du Doppler Shift)
 - m/sec (valeurs corrigés en fonction de l'angle)

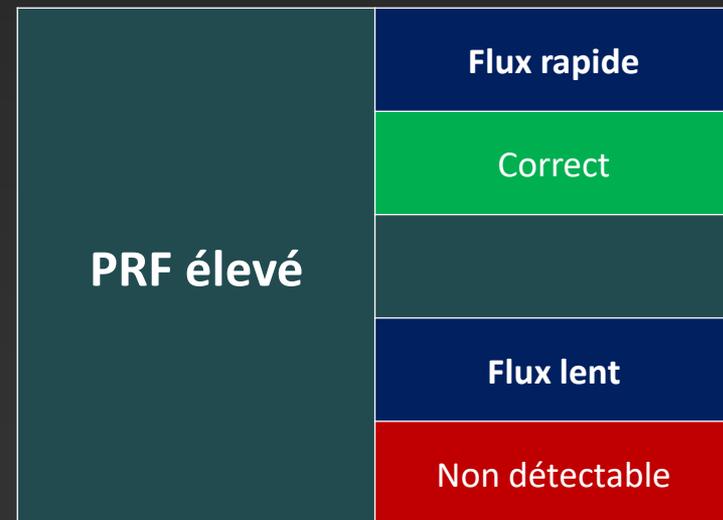
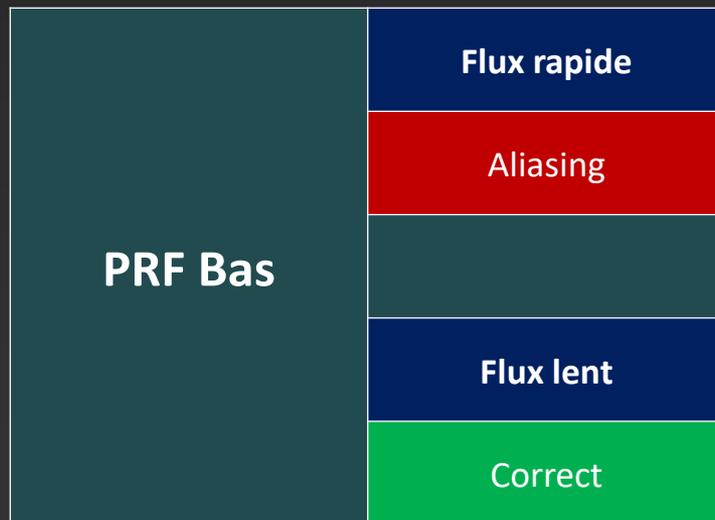
La PRF détermine la sensibilité au flux

- Flux lents \rightarrow PRF: 700-800 Hz
- Flux rapides \rightarrow PRF: 2.000 - 4.000 Hz

Pratique de l'échographie et du Doppler

Réglage du PRF en Doppler pulsé

En fonction de la vitesse circulatoire



Pratique de l'échographie et du Doppler

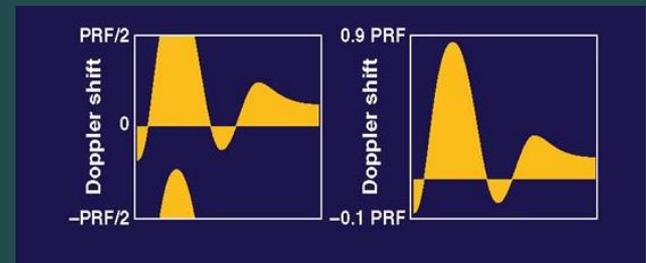
Theorème d'échantillonnage de Nyquist

$$F_{\text{échantillonnage}} \geq 2 \times F_{\text{signal}}$$

L'échantillonnage d'un signal exige un nombre d'échantillons par unité de temps supérieur **au double** de l'écart entre les fréquences minimale et maximale qu'il contient

Exemples: si la fréquence Doppler est de 3kHz

- la PRF doit être $\geq 6\text{kHz}$ (ligne de base = 0)
- La ligne de base doit être déplacée pour utiliser la totalité de la PRF 3kHz



Pratique de l'échographie et du Doppler

Comment s'affranchir de l'aliasing

- Abaisser la ligne de base (en cas de signal positif)
- Monter la ligne de base (signal négatif)
- Augmenter le PRF (échelle des vitesses)
- Réduire le Doppler Shift
 - Diminuer la fréquence d'insonation Doppler (fréquence distincte de la fréquence mode B)
 - Augmenter l'angle d'insonation (en restant $\leq 60^\circ$)

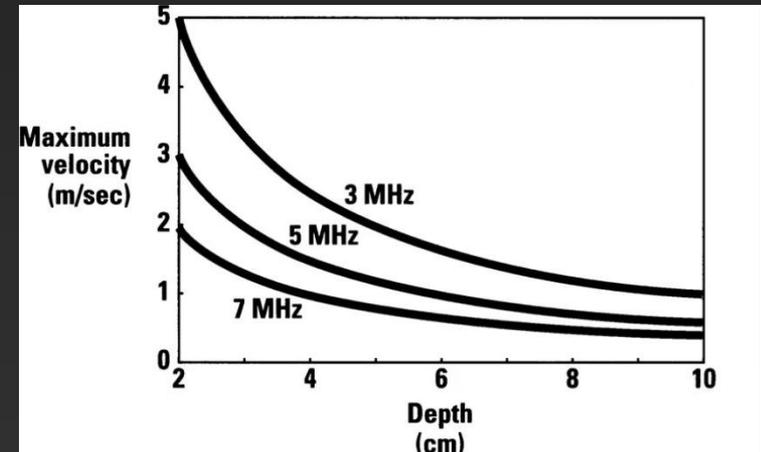
Pratique de l'échographie et du Doppler

Réglage de la PRF et de la fréquence en Doppler pulsé

En fonction de la profondeur

Vitesse maximale mesurable (cm/sec)			
Profondeur (cm)	2 MHz	5 MHz	10 MHz
1	2096	838	419
5	419	168	84
10	210	84	42
15	140	56	28
20	105	42	21

angle Doppler: 45°

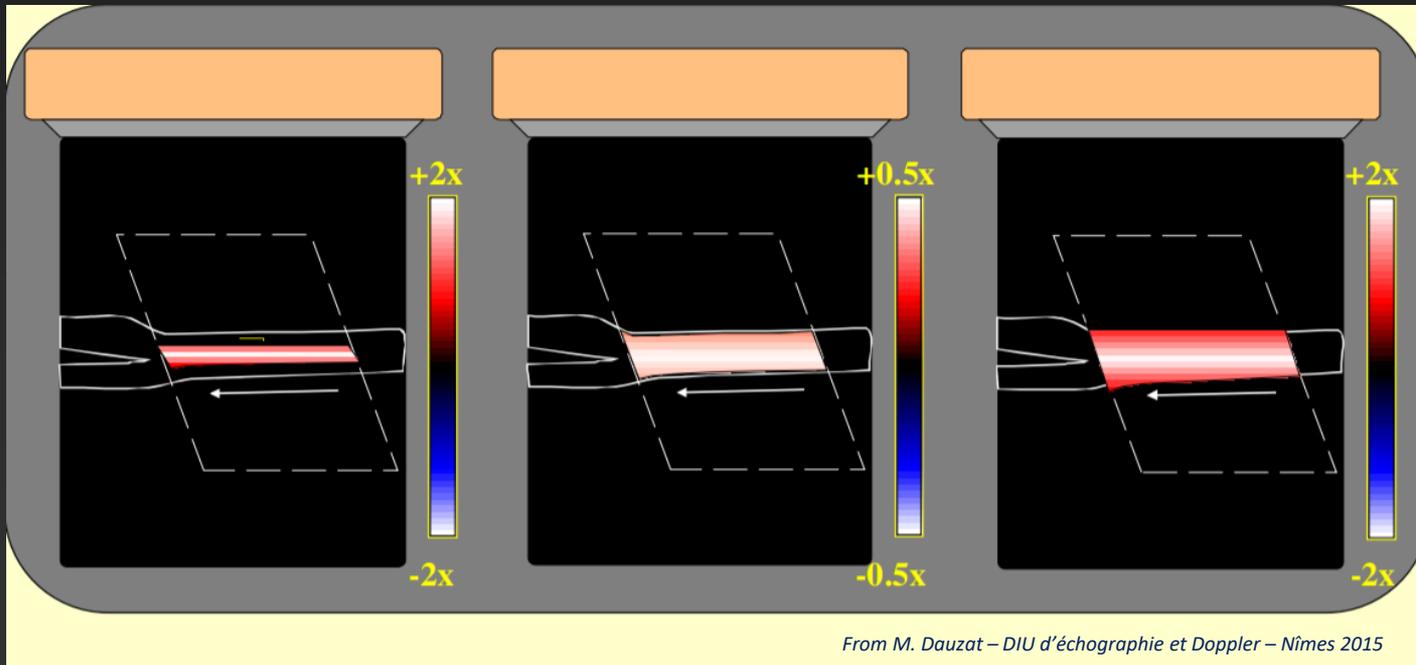


$$Df = 2 f_0 \times V/C \times \cos \alpha$$

Flux rapides: Si la profondeur ↗ : ↘ Fréquence Doppler pulsé

Pratique de l'échographie et du Doppler

Gain en mode Doppler en codage couleur

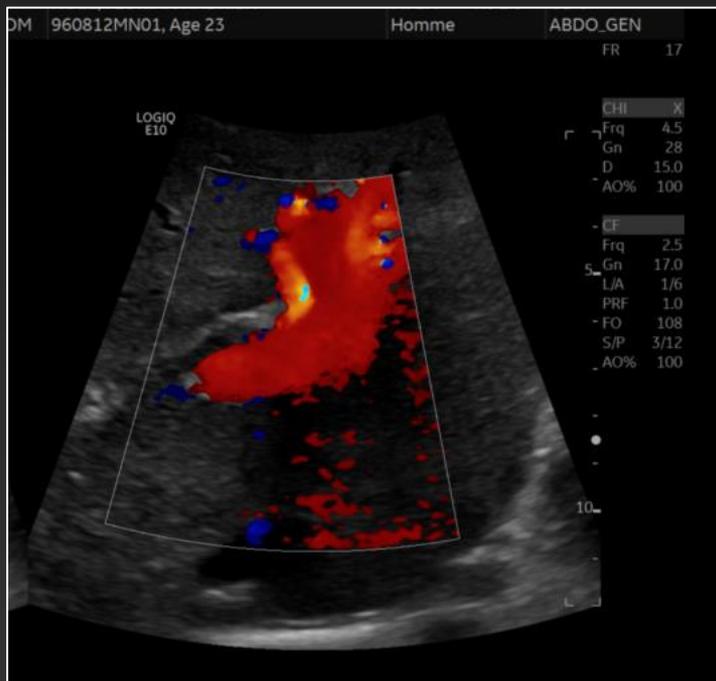


Gain insuffisant
Remplissage incomplet

Gain excessif
Blooming artefact

Pratique de l'échographie et du Doppler

Doppler en codage couleur – Réglage du PRF et du gain



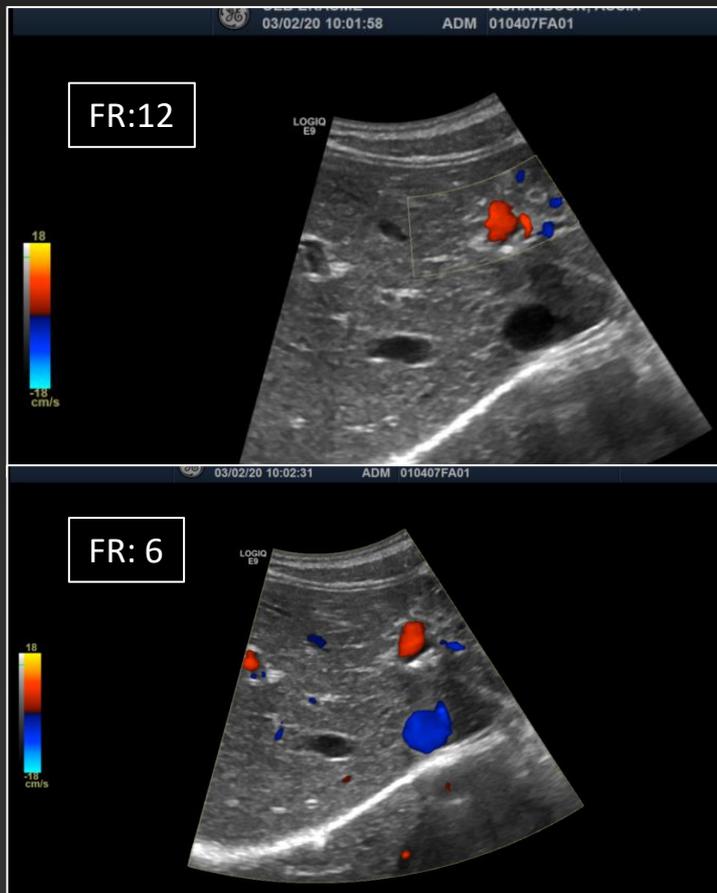
PRF Basse
Gain élevé



PRF élevée
Gain bas

Pratique de l'échographie et du Doppler

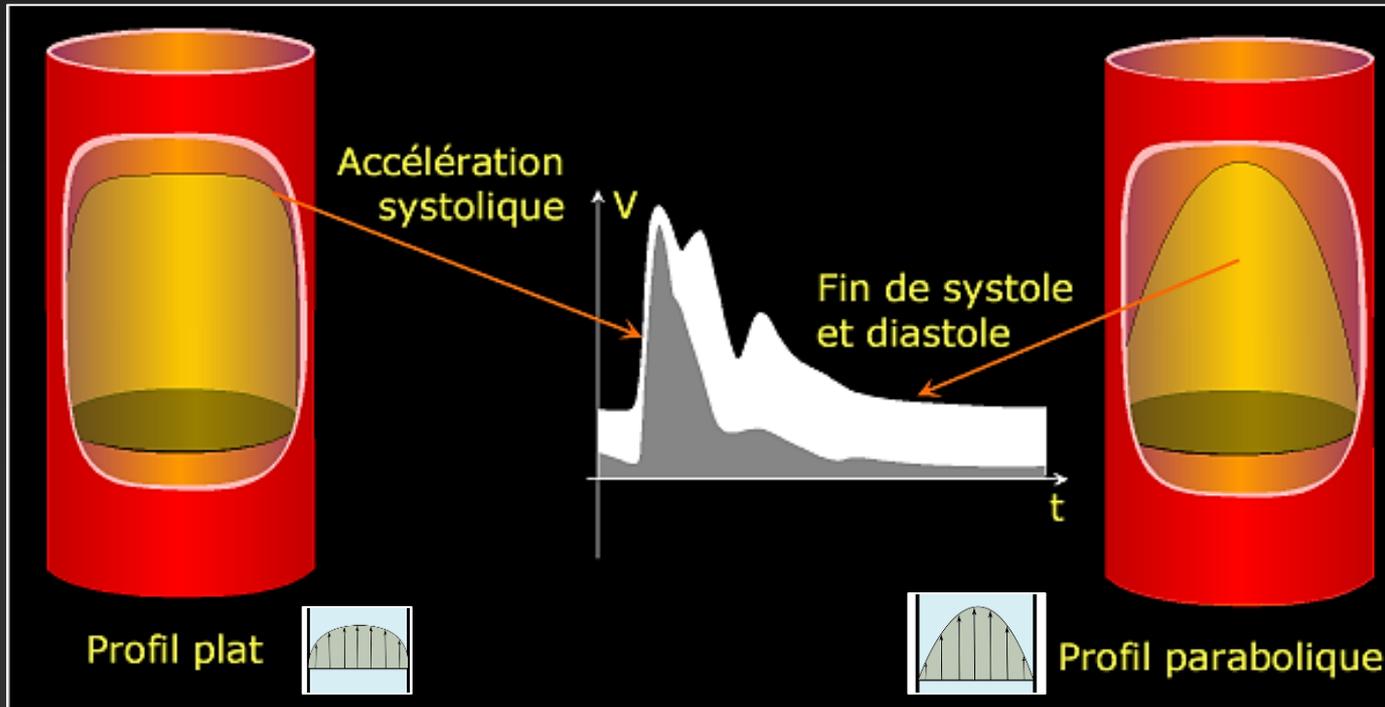
Doppler en codage couleur et résolution temporelle



- L'augmentation des dimensions du box couleur réduit la résolution temporelle (FR)
- Conséquences: certaines structures vasculaires peuvent ne pas être identifiées

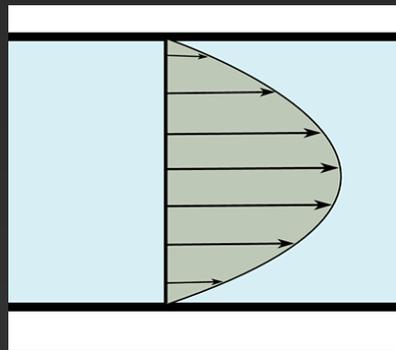
Pratique de l'échographie et du Doppler

Spectre des vitesses – Cycle cardiaque

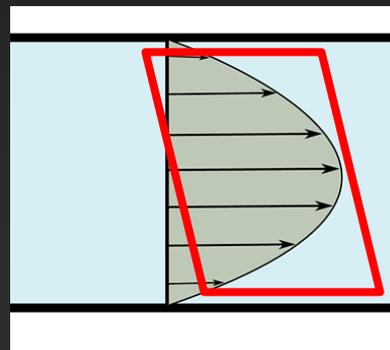


Pratique de l'échographie et du Doppler

Volume d'échantillonnage d'un flux

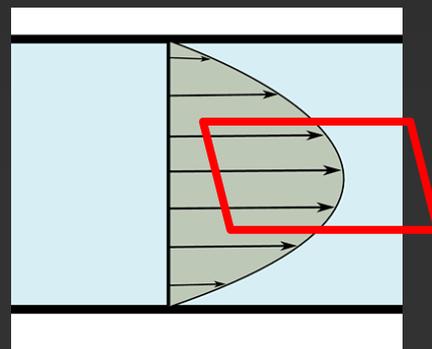


Flux laminaire



Grand volume de mesure

- Evaluation du profil d'écoulement
- Mesure du débit

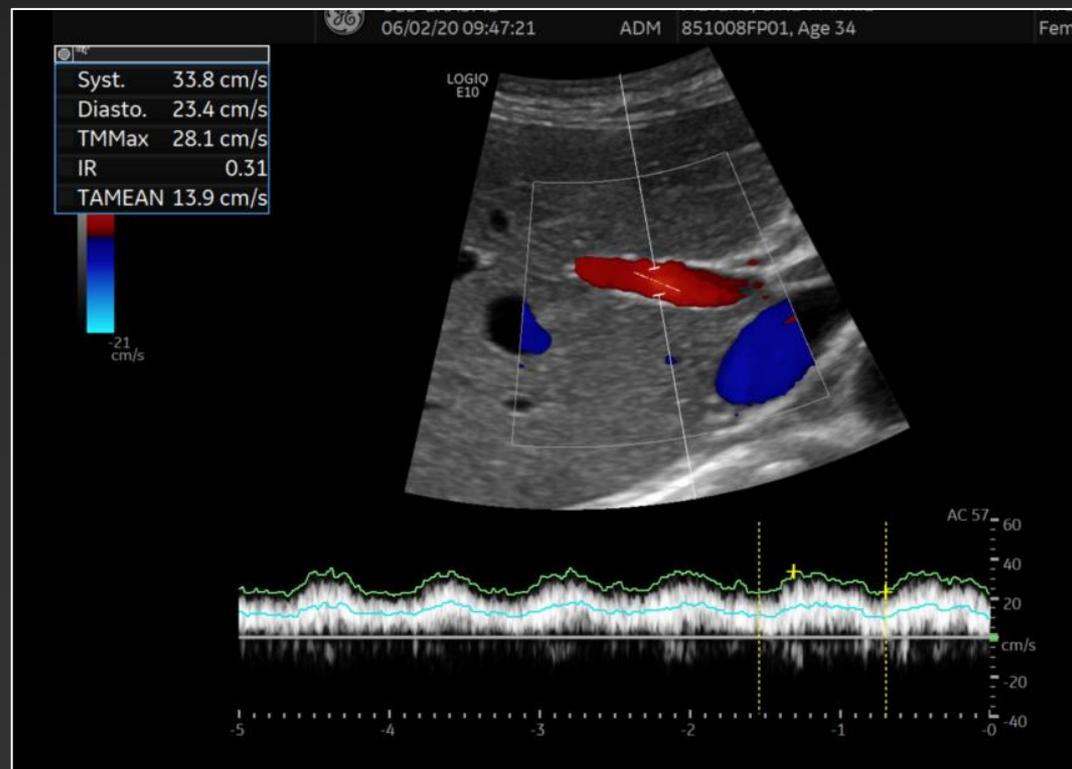
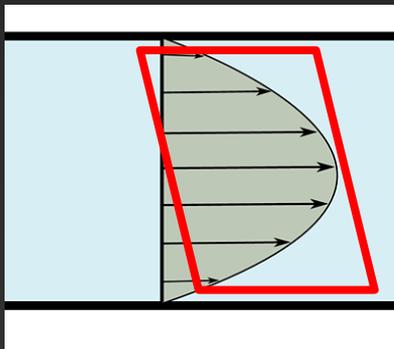


Petit volume de mesure

- Mesure des vitesses maximales
- Mesure des indices (Pourcelot)

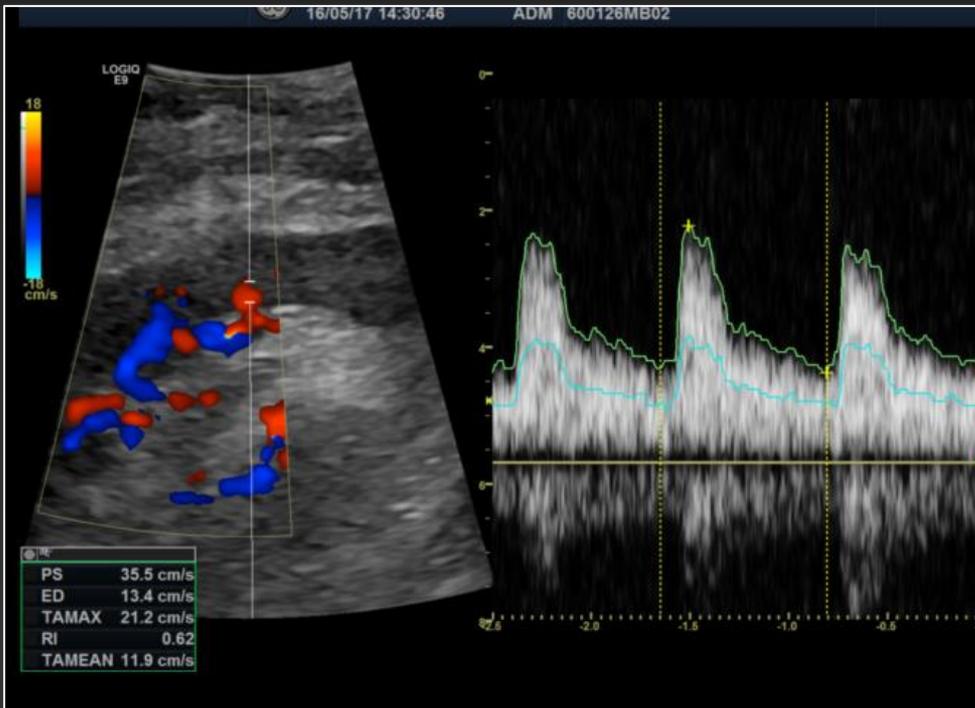
Pratique de l'échographie et du Doppler

Vitesse maximale et vitesse moyenne



Pratique de l'échographie et du Doppler

Indices de résistance (indice de Pourcelot –RI)



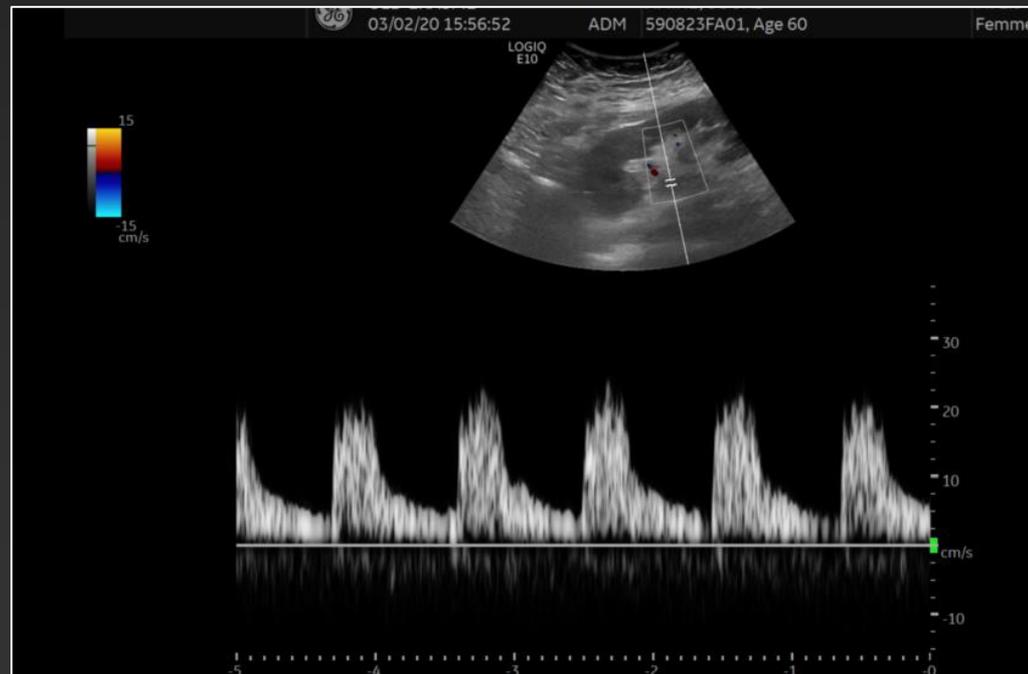
$$IR = \frac{\text{Vitesse systolique} - \text{Vitesse diastolique}}{\text{Vitesse Systolique}}$$

Correction d'angle d'insonation non nécessaire

Pratique de l'échographie et du Doppler

Utilisation des filtres

Filtrage des mouvements
des parois de vaisseaux

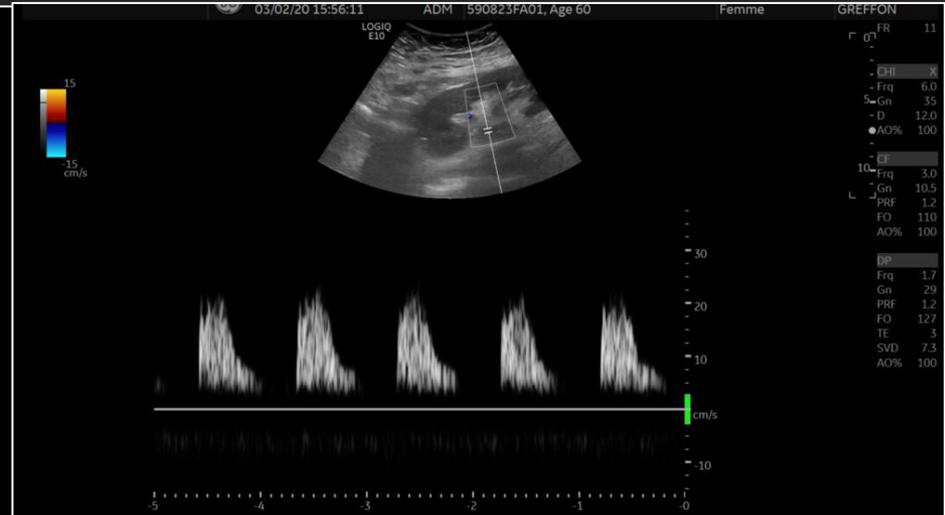


Pratique de l'échographie et du Doppler

Utilisation des filtres



Pas de filtre de paroi



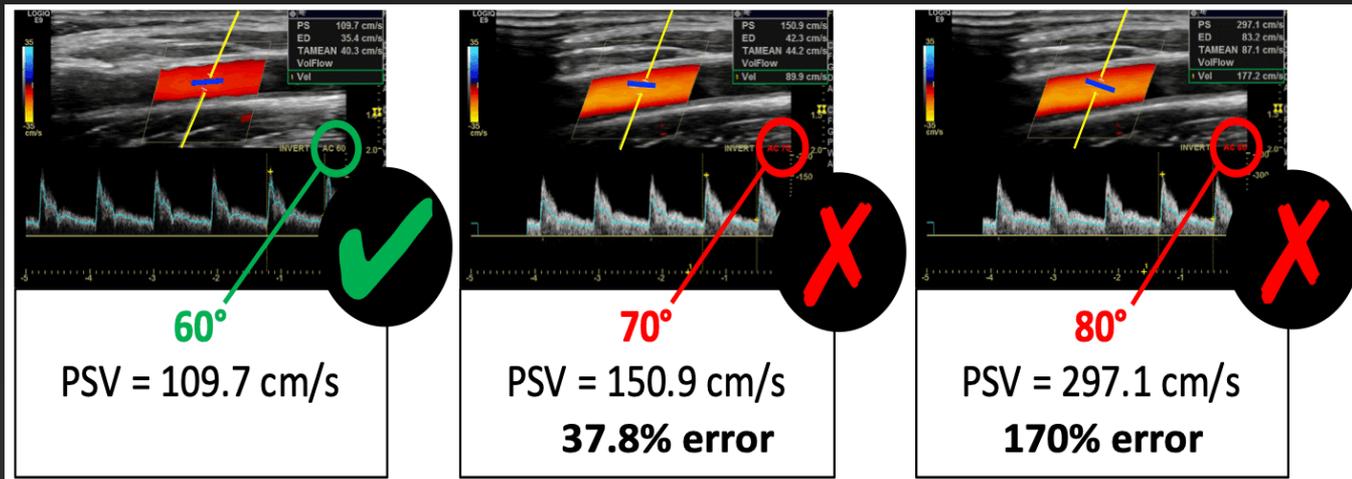
Filtre de paroi trop haut

Amputation du flux diastolique

IR abusivement élevé

Pratique de l'échographie et du Doppler

Détermination de la vitesse et correction d'angle



$$\text{Vitesse circulatoire} = \frac{f_{\text{Doppler}} \times C}{2f_0 \times \text{COS}\alpha}$$

Mesure de la vitesse (maximale ou moyenne)

Corriger l'angle

Pratique de l'échographie et du Doppler

Angle d'insonation

Actual Angle	Assumed Angle	Estimated Velocity
0°	5°	50.2 cm/s
20°	25°	51.8 cm/s
40°	45°	54.2 cm/s
60°	65°	59.2 cm/s
80°	85°	99.6 cm/s

Conséquences de 5° d'erreur dans la correction d'angle

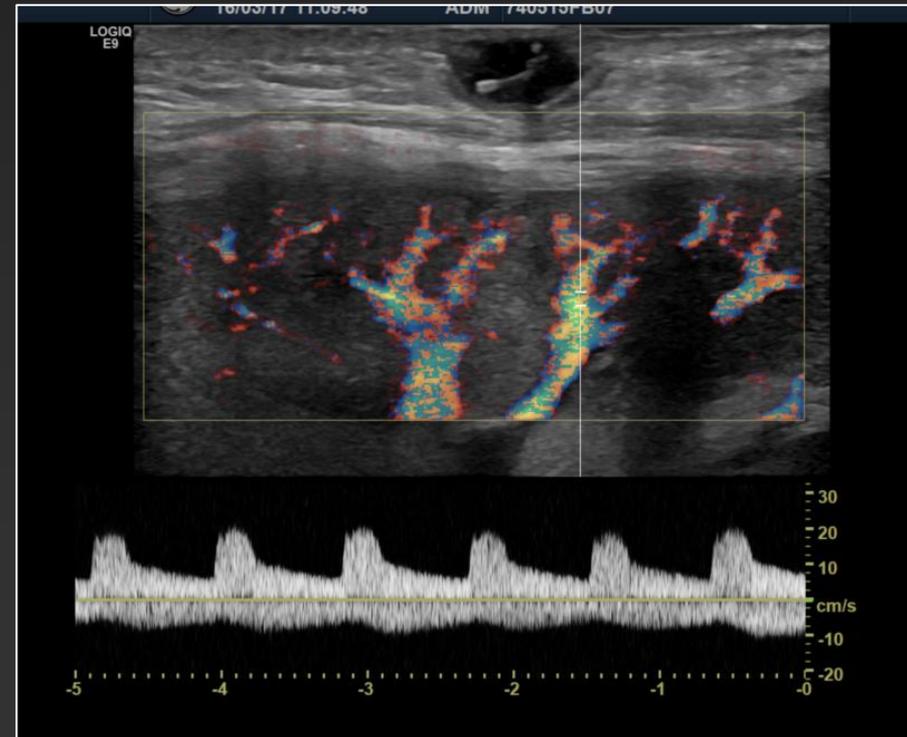
Vitesse des globules rouges: 50 cm/sec

Pratique de l'échographie et du Doppler

Résolution spatiale et spectre Doppler

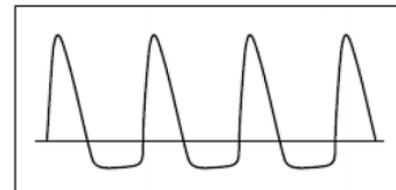
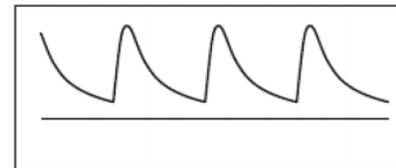
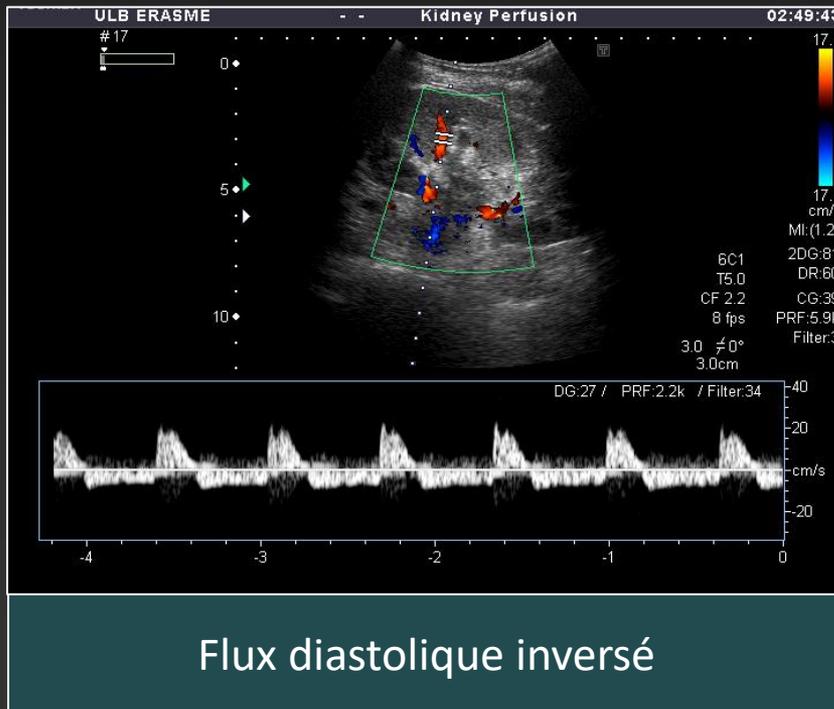
Exploration de vaisseaux de petit calibre

- Déficit de résolution spatiale
- Addition possible du signal artériel et veineux
(le plus souvent de sens contraire)



Pratique de l'échographie et du Doppler

Flux diastolique inversé



Pratique de l'échographie et du Doppler

Guidelines pour un examen de qualité

- Ajuster le gain et le filtre
- Ajuster l'échelle de vitesse (PRF) et la ligne de base
- Utiliser une fréquence pour le Doppler pulsé en fonction de la profondeur (peut être différente de la fréquence en mode B)
- Utiliser un angle d'insonation Doppler $\leq 60^\circ$
- Ajuster le filtre de paroi
- Ajuster le gain pour le Doppler en codage couleur et Doppler spectral

Pratique de l'échographie et du Doppler

Guidelines pour un examen de qualité

- Utiliser un volume d'échantillonnage correspondant à 2/3 de la section du vaisseau (toute la section du vaisseau si mesure du débit)
- Centrer le volume d'échantillonnage sur le centre du vaisseau
- Eviter les mouvements de sonde
- Optimiser la résolution temporelle
 - Utiliser le box couleur le plus petit possible
 - Diminuer le Field of View du mode B