

UE 832

Ultrasons et échographie (2)

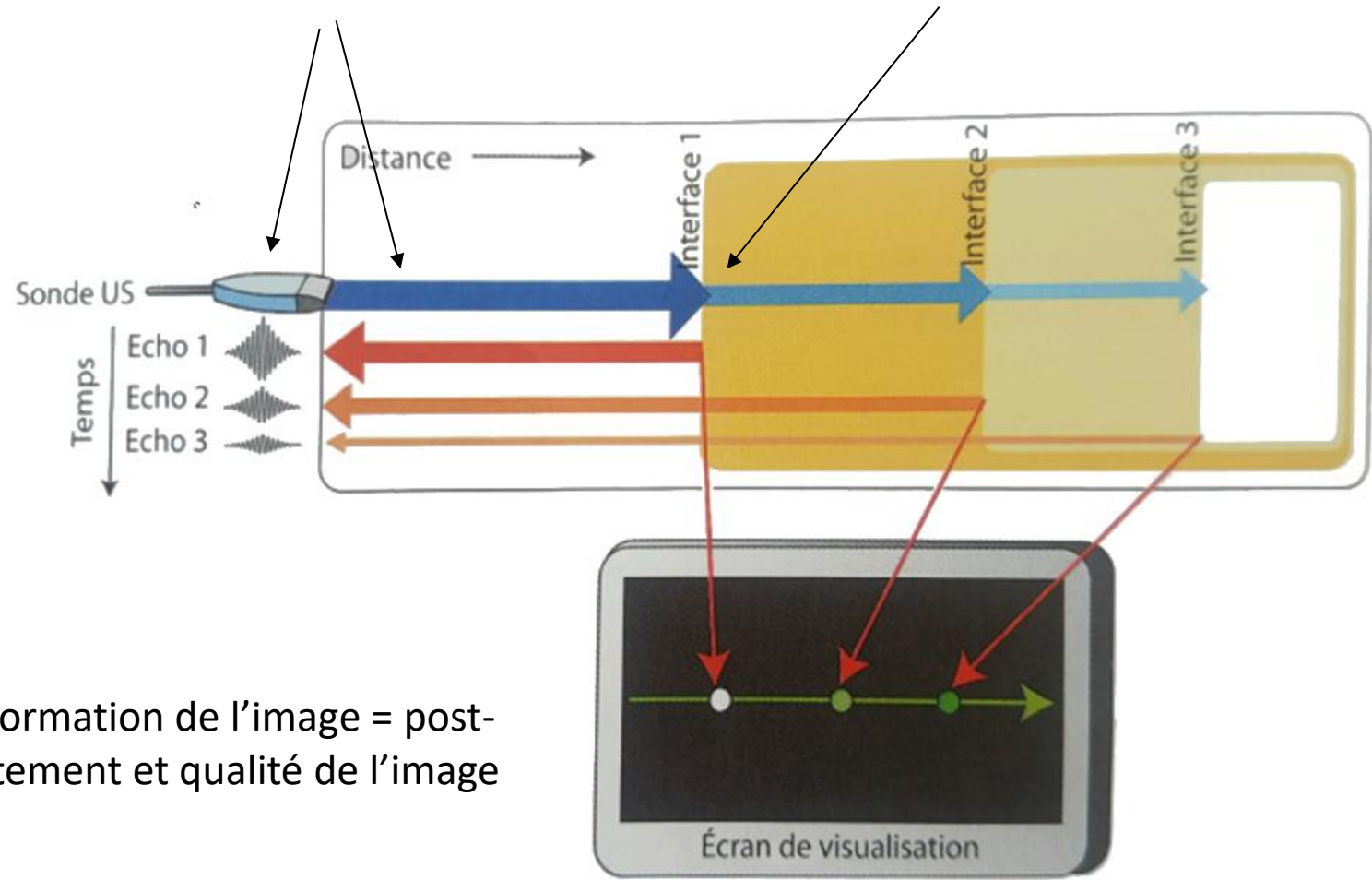
Pauline Lefebvre
Pauline.lefebvre@univ-lorraine.fr

Mars 2026

Rappel

2. Aspects matériels = sonde, faisceau ultrasonore

1. Phénomène physique = interaction des ondes avec les tissus



3. Formation de l'image = post-traitement et qualité de l'image

1. Rappels physiques sur l'échographie
2. Aspects matériels
- 3. Formation de l'image**
4. Effets biologiques des ultrasons et recommandations/normes officielles
5. Méthodes avancées en échographie

Formation de l'image en échographie

- a. Post-traitement : quelques éléments
- b. Qualité de l'image

Formation de l'image en échographie

- a. Post-traitement : quelques éléments
- b. Qualité de l'image

Schéma général de fonctionnement

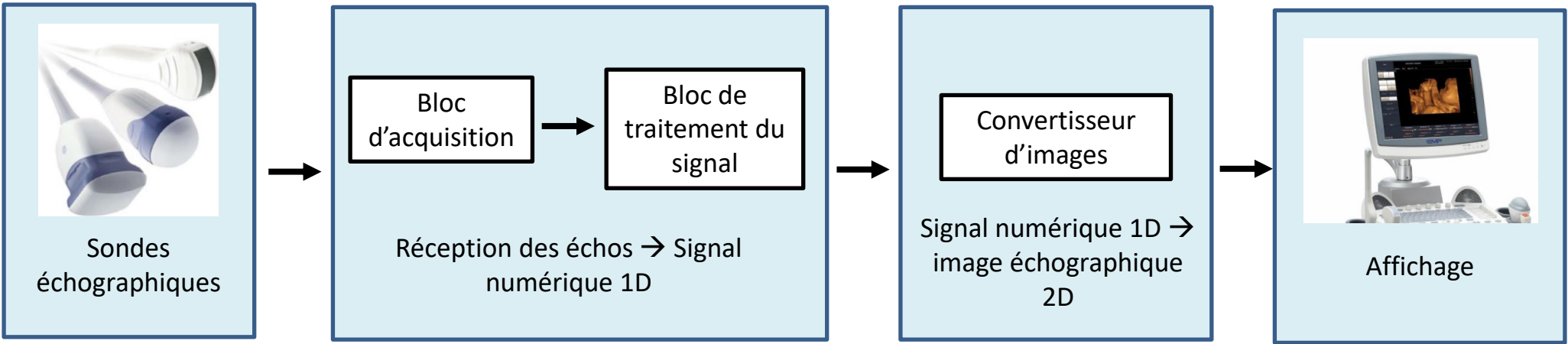
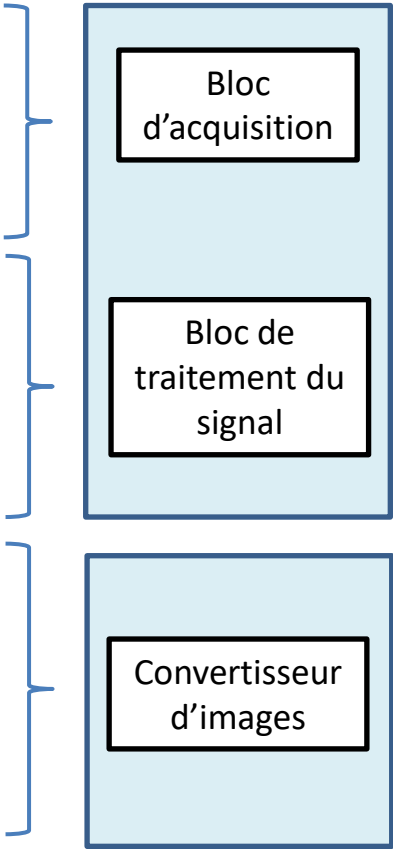
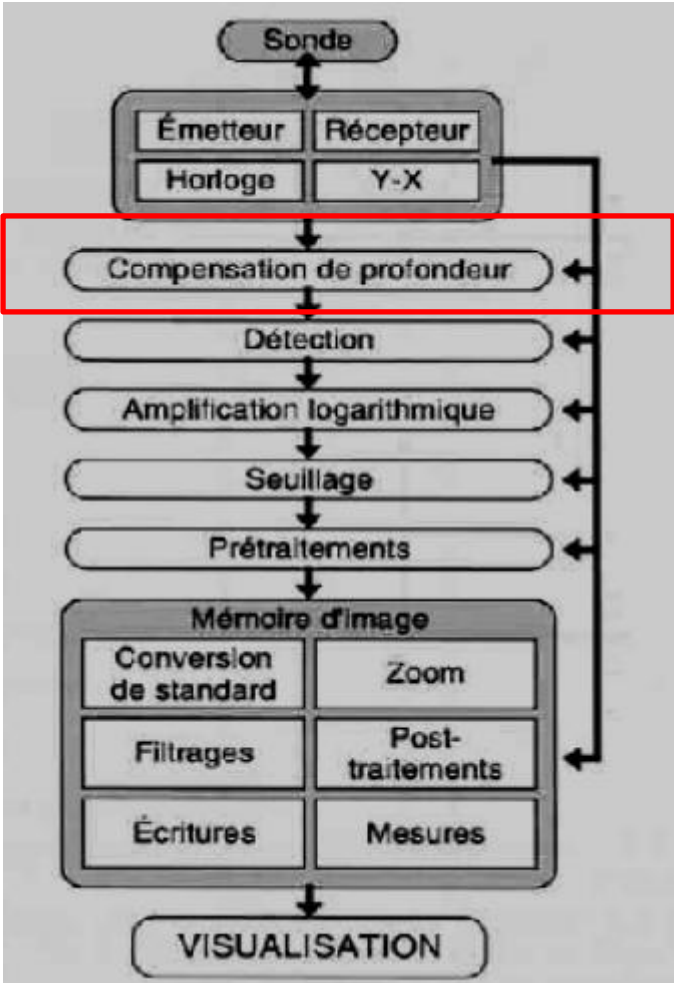


Schéma général de fonctionnement



signal électrique haute fréquence (MHz)

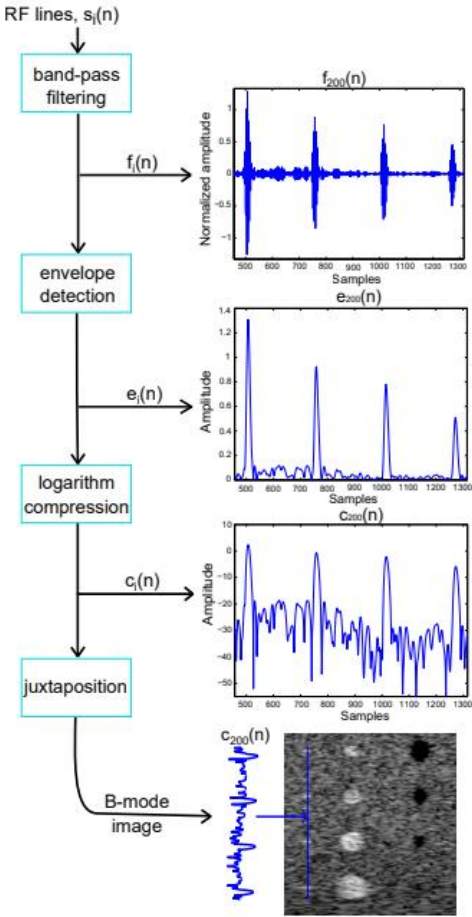
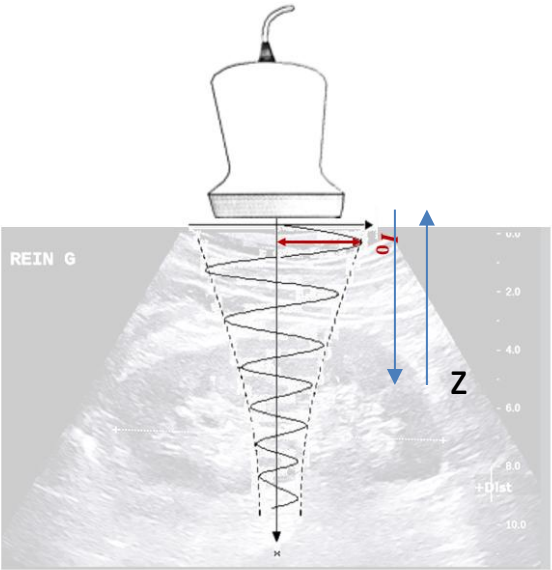
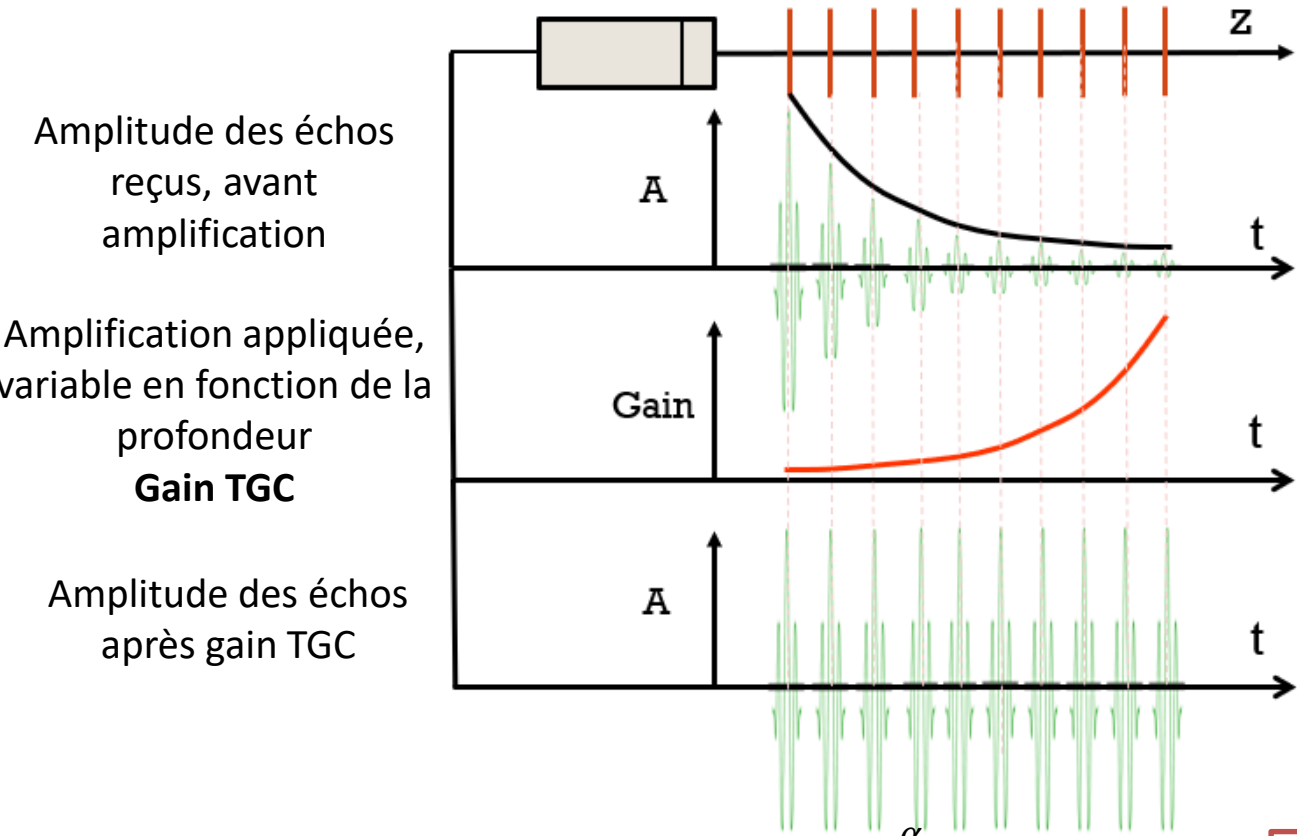


Figure 1.8: Reconstruction of B-mode image from RF signals. Intermediate data is illustrated in the right side of the figure.

Bloc d'acquisition : compensation de l'atténuation



Distance parcourue = 2z
Cf partie 1, absorption des US

$$I(z) = I_0 e^{-2z(\frac{\alpha}{4.34})}$$

$$\Rightarrow I(t) = I_0 e^{-\frac{\alpha}{4.34}ct}$$

$$\Rightarrow \boxed{Gain = e^{\frac{\alpha}{4.34}ct}}$$

Avec $\alpha = 4.34 * \mu$

$(dB.cm^{-1})$

(cm^{-1})

$\alpha = \beta . f$

$(dB.cm^{-1})$

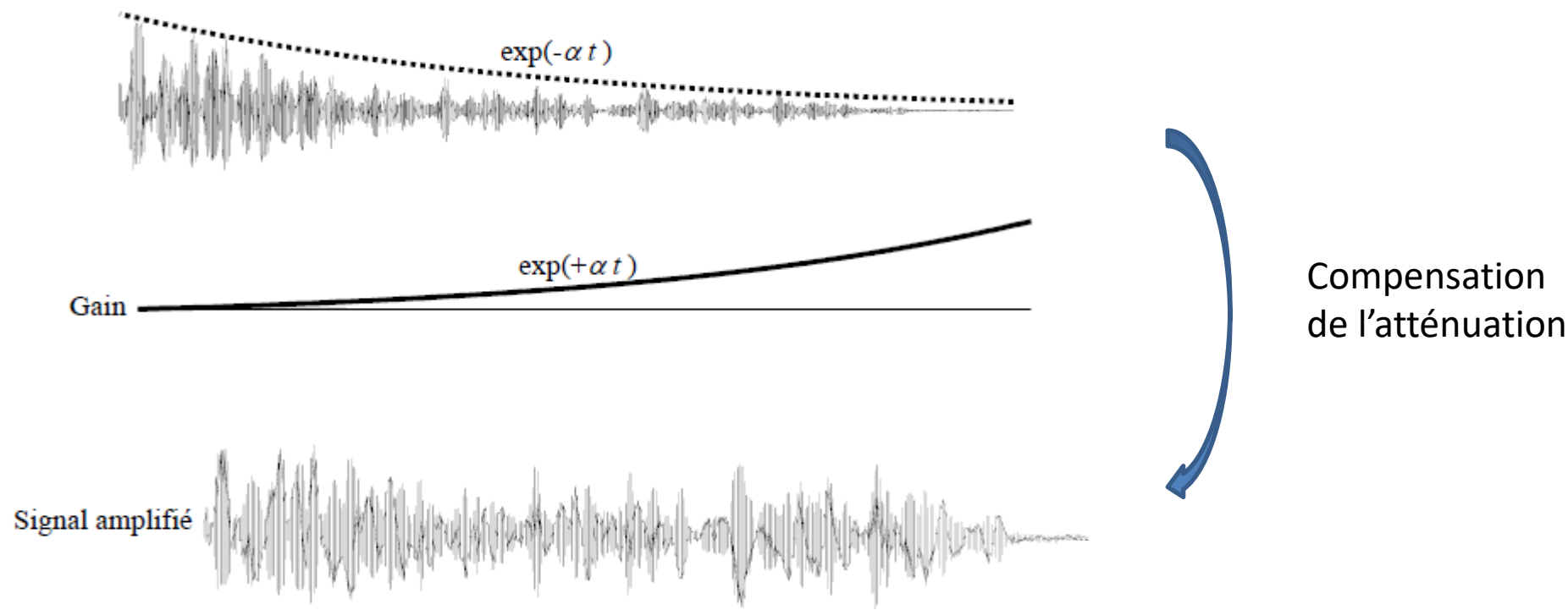
$(dB.cm^{-1}.MHz^{-1})$

(Hz)

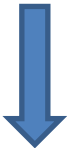
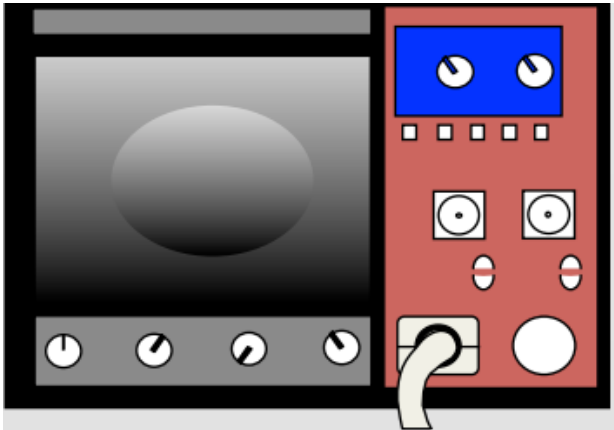
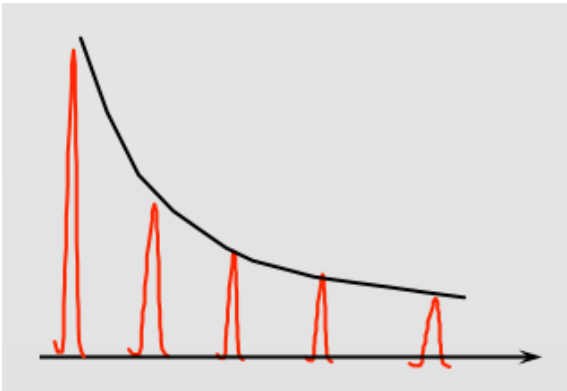
En moyenne dans les tissus β de l'ordre de **1 dB.cm⁻¹.MHz⁻¹**

Bloc d'acquisition : compensation de l'atténuation

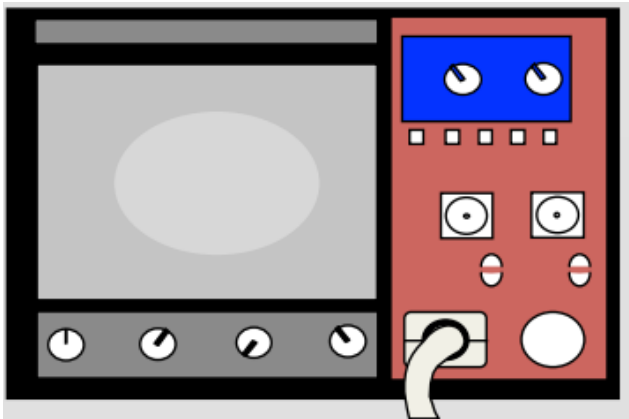
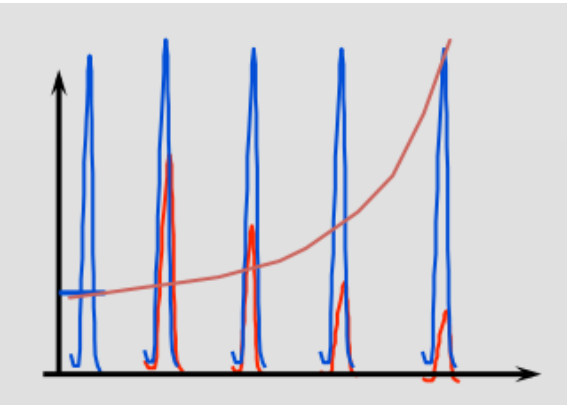
Signal « réel » = Signal échographique (dit signal radiofréquence) d'une ligne :



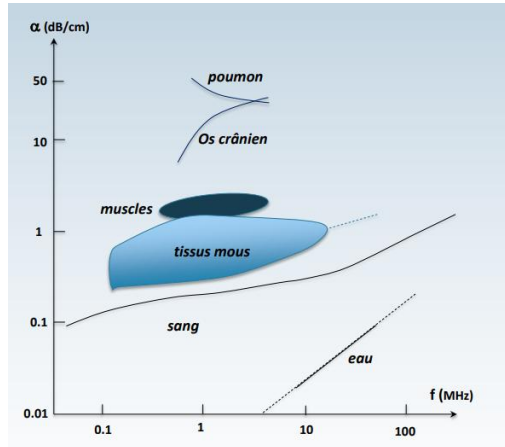
Bloc d'acquisition : compensation de l'atténuation



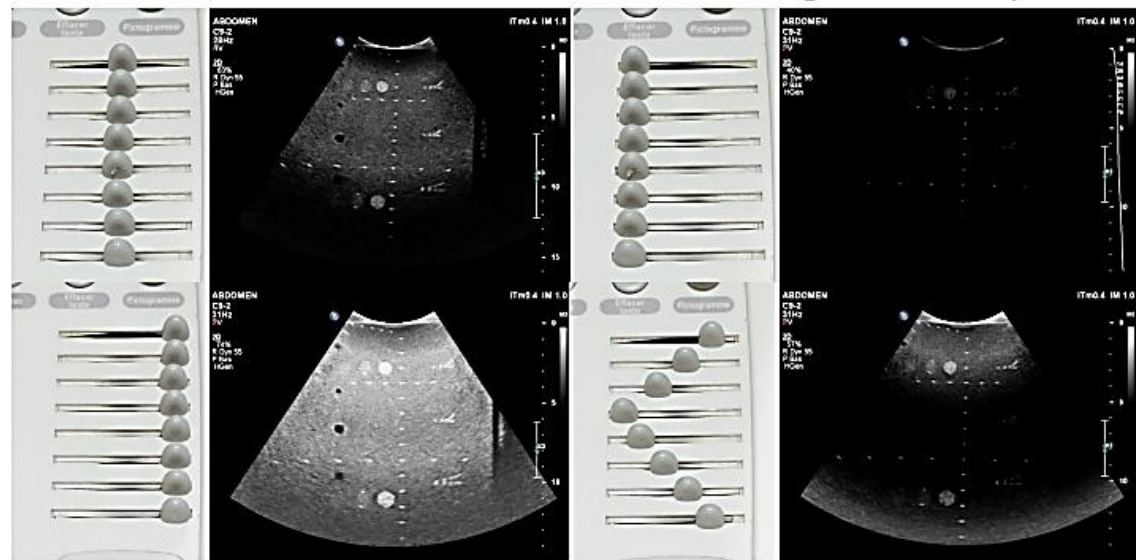
Courbe de gain : TGC (Time Gain Compensation)



Bloc d'acquisition : compensation de l'atténuation, en pratique

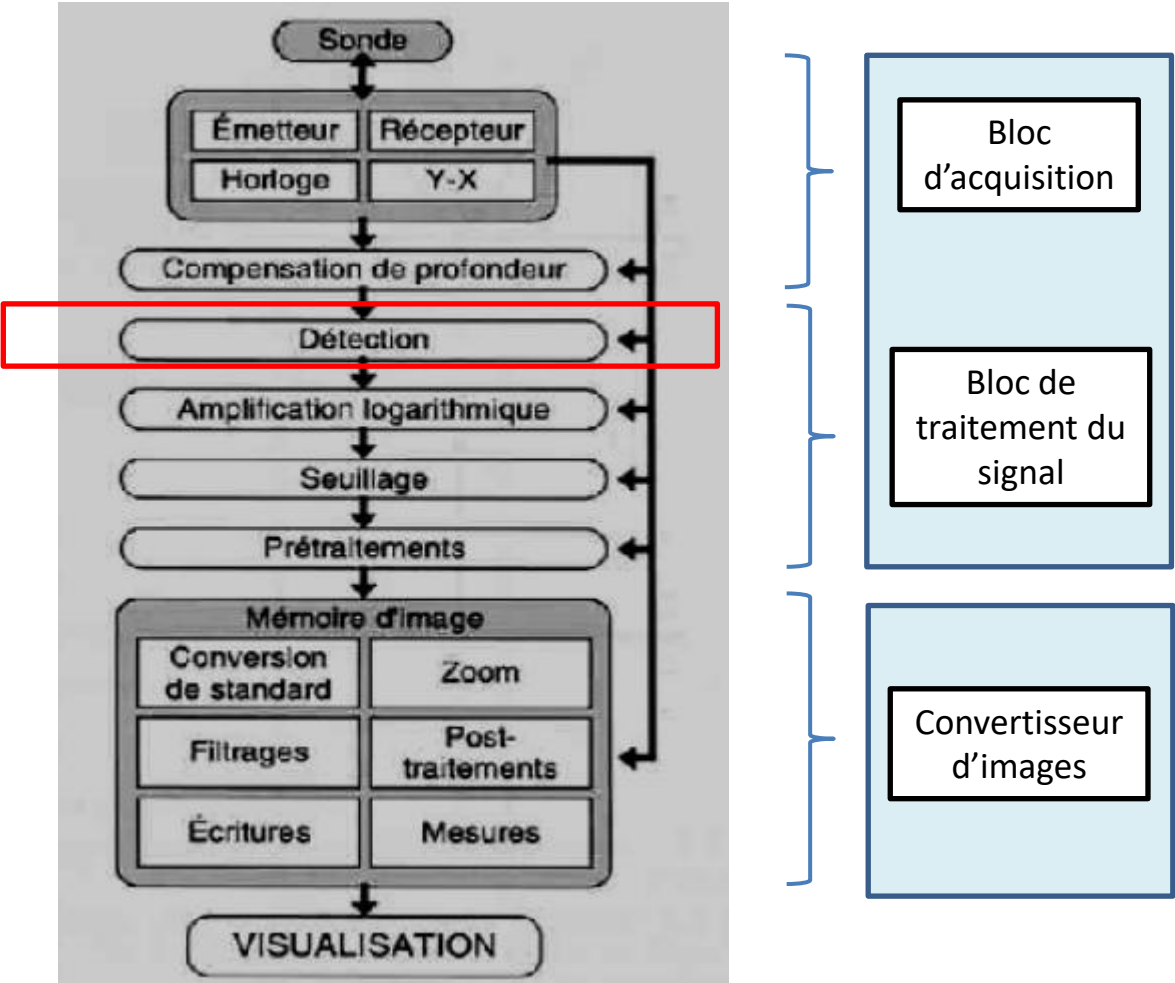


Réglages
choisis par
l'échographe



→ La TGC, réglable sur la console, amplifie sélectivement le signal à une **profondeur choisie** par l'opérateur et permet de tenir compte des organes rencontrés sur le parcours des US.

Schéma général de fonctionnement



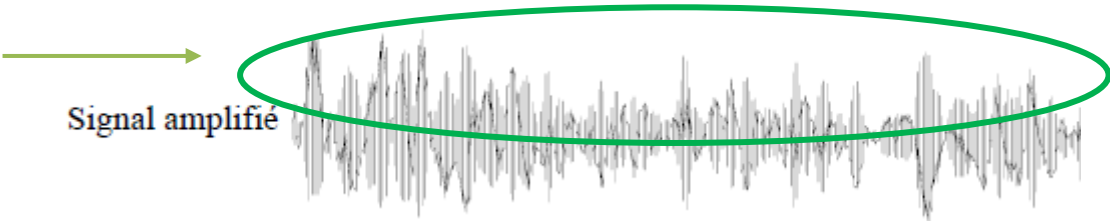
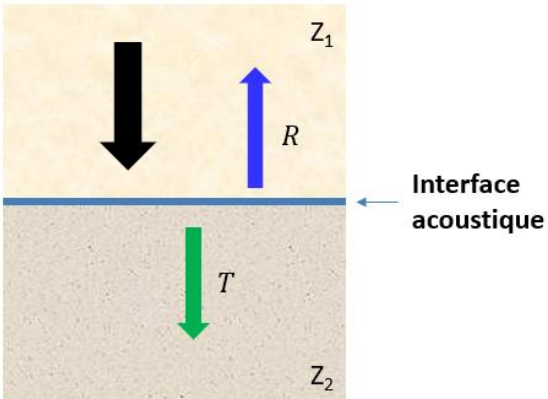
Traitement du signal : détection d'enveloppe

Comment aller du signal à une image en noir et blanc ?

- Après la compensation de l'atténuation effectuée, la pondération de l'amplitude des échos ne dépend plus que du **coefficient de réflexion aux interfaces** (+ phénomène de diffusion entre 2 échos)

L'amplitude, après TGC, dépend de l'interface acoustique, ie de R

$$R = \frac{\text{Intensité Réfléchie}}{\text{Intensité Incidente}} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$



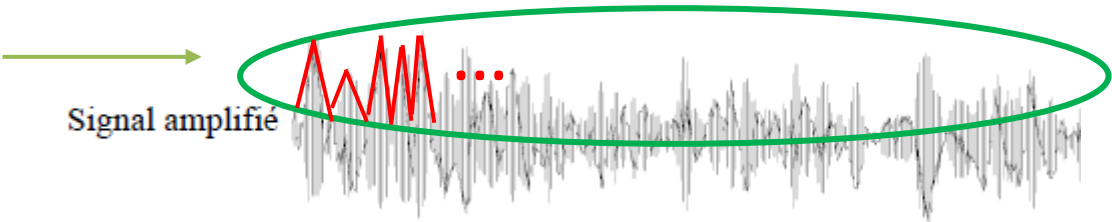
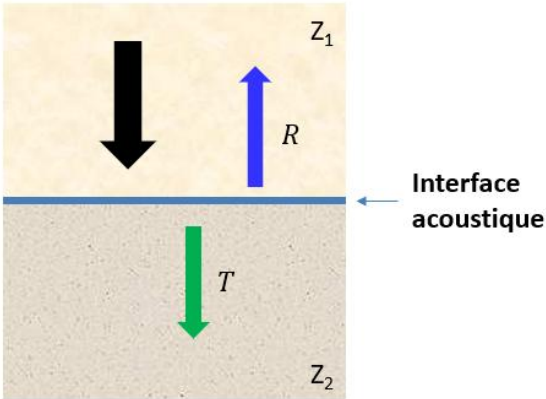
Il faut alors détecter l'enveloppe du signal écho (=démodulation)

Traitement du signal : détection d'enveloppe

Comment aller du signal à une image en noir et blanc ?

L'amplitude, après TGC, dépend de l'interface acoustique, ie de R

$$R = \frac{\text{Intensité Réfléchie}}{\text{Intensité Incidente}} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$



Il faut alors détecter l'enveloppe du signal écho (=démodulation)

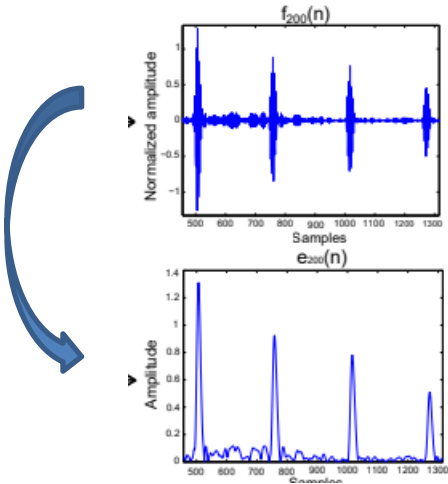
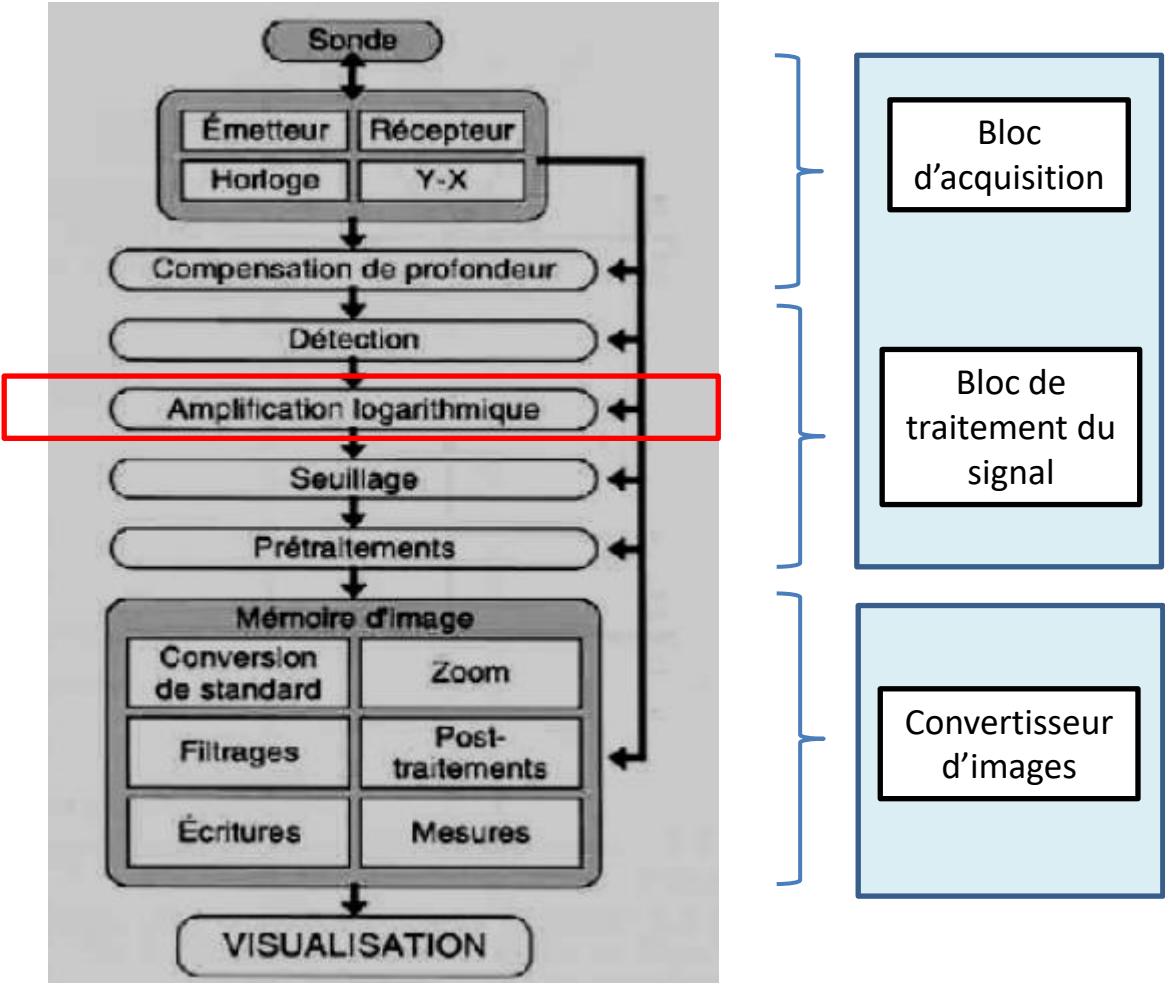
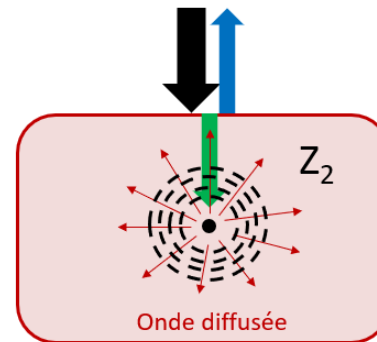


Schéma général de fonctionnement



Traitement du signal : amplification logarithmique

- **Rappel** : l'information (speckle) provenant de la structure interne des tissus vient du phénomène de diffusion, et donne lieu à des échos beaucoup plus faibles



- **Compression logarithmique** pour réduire la dynamique du signal puisque l'amplitude des échos produits par la diffusion est beaucoup plus faible que celle des échos produits par la réflexion (ordre de grandeur de 100).
- Pour rehausser les faibles échos au même niveau (=même ordre de grandeur) que les plus forts, on utilise une compression logarithmique

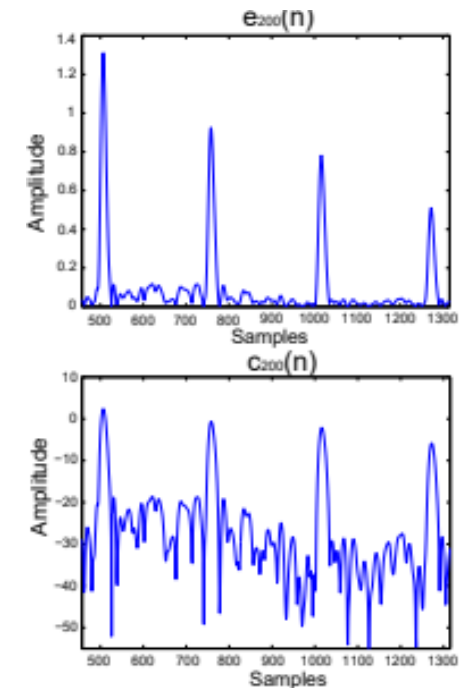
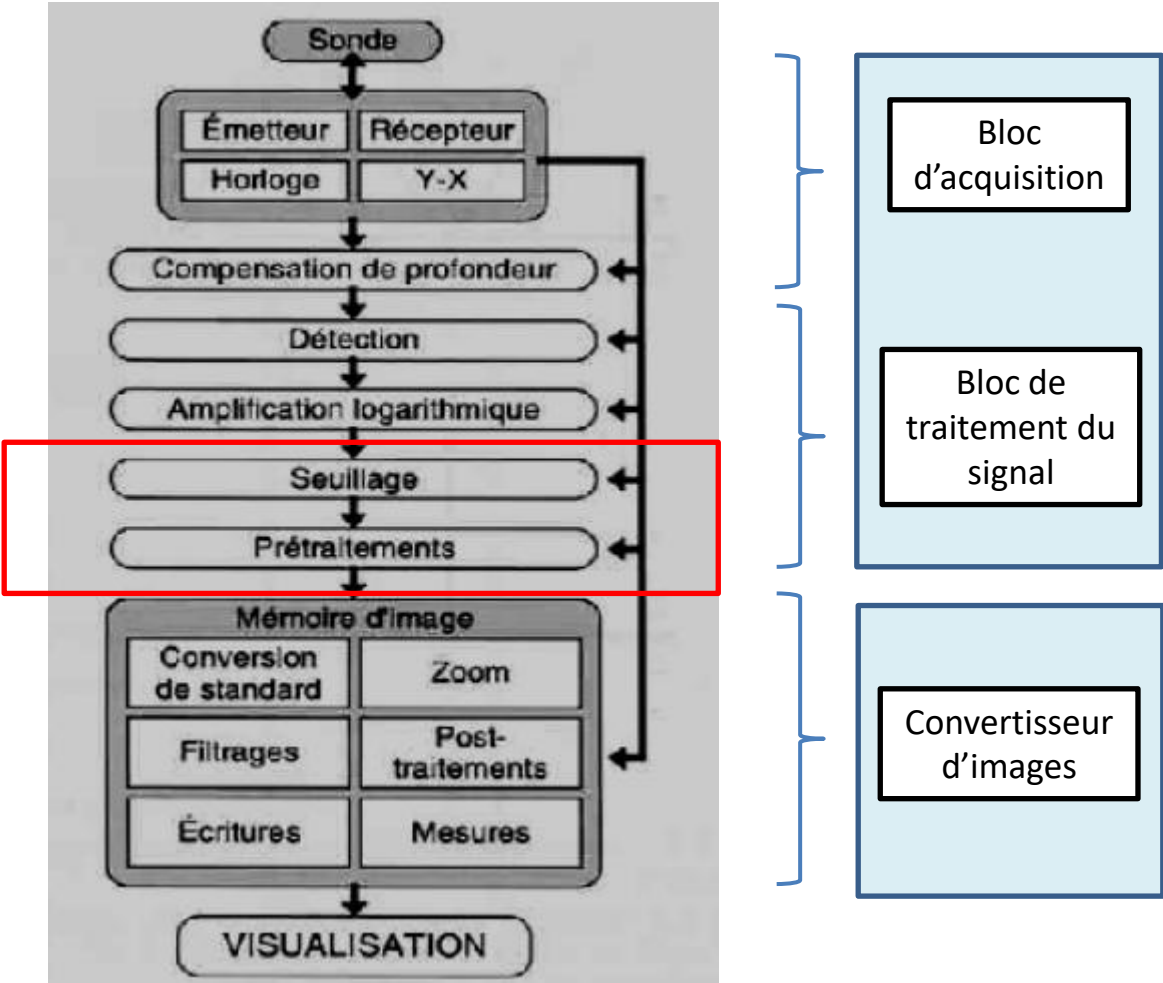


Schéma général de fonctionnement

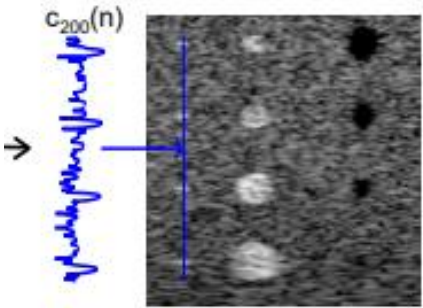
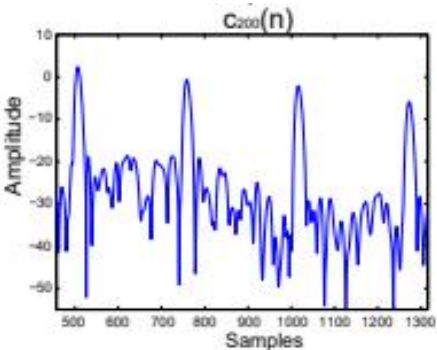
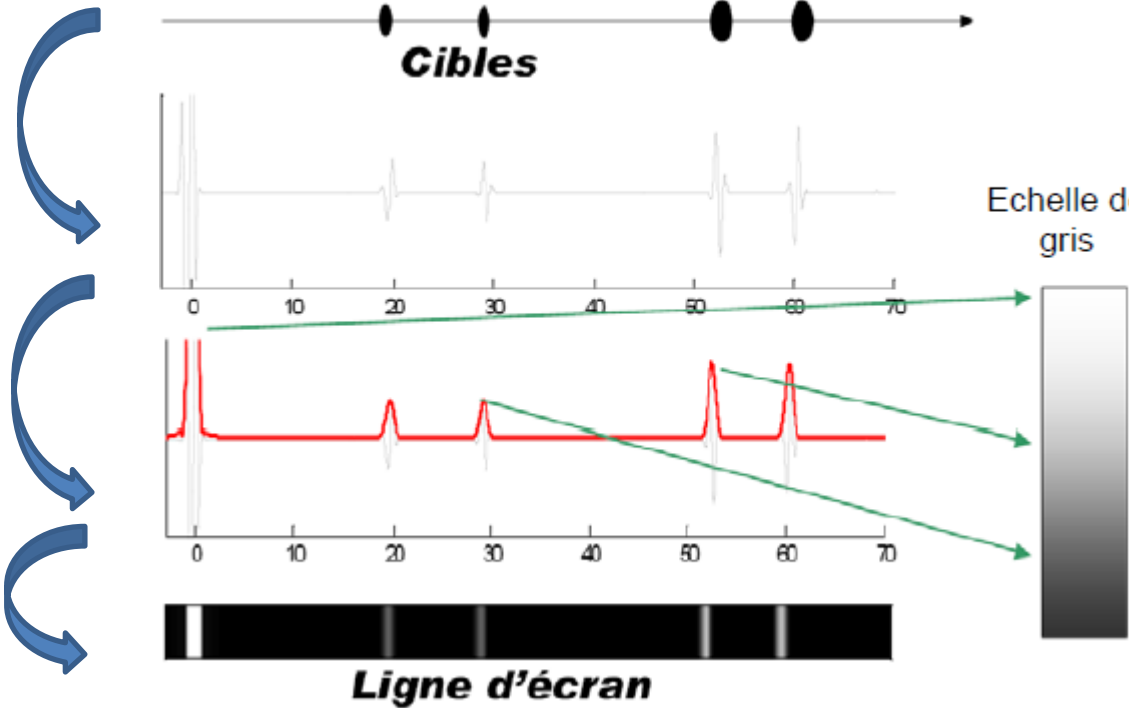


Traitement du signal : codage en niveaux de gris

Signal après TGC

Détection
d'enveloppe (+
amplification
/compression
logarithmique)

Codage en
niveaux de gris

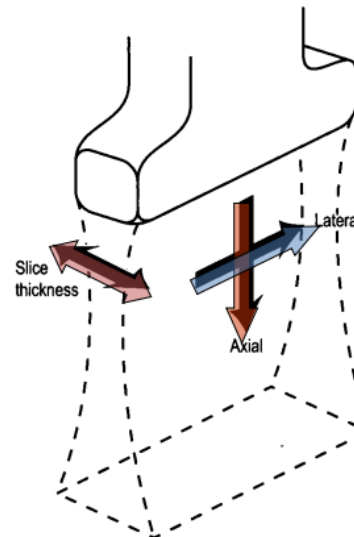


Formation de l'image en échographie

- a. Post-traitement : quelques éléments
- b. Qualité de l'image

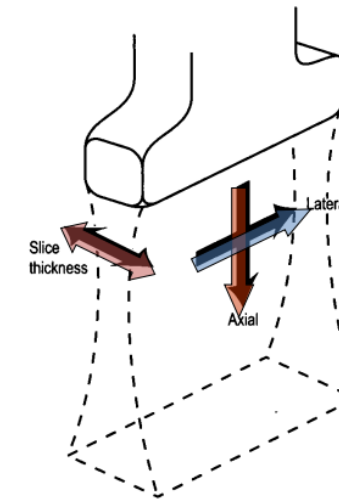
Résolutions spatiales en échographie

- La qualité de l'image en échographie repose sur ses résolutions spatiales
- Résolution spatiale = capacité à identifier et séparer des cibles côte-à-côte
- Résolutions spatiales dans les trois directions :
 - **Résolution axiale** = selon l'axe du faisceau US
 - **Résolution latérale**
 - **Résolution en épaisseur** (slice thickness)



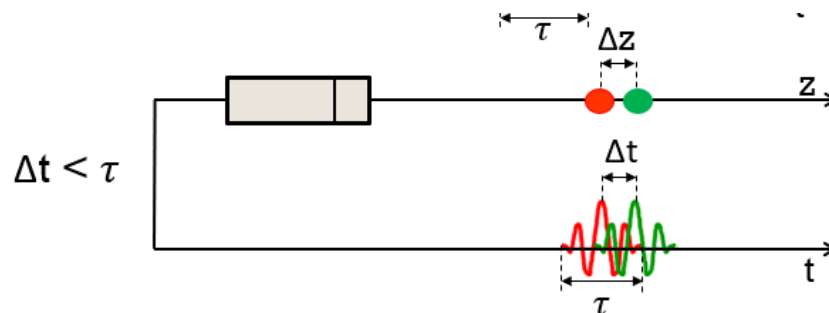
Qualité de l'image finale : résolution axiale

Résolution spatiale (RS) : Capacité d'un détecteur à distinguer deux structures proches l'une de l'autre.



➤ Résolution axiale :

- Elle dépend de la durée (longueur) de l'impulsion US et reste constante sur toute la longueur explorée

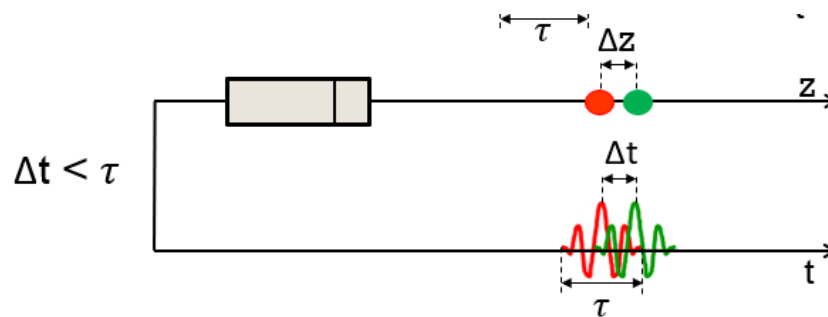


Plus la fréquence augmente, plus l'impulsion est brève, meilleure est la résolution axiale
+ Amortissement élevé de l'onde

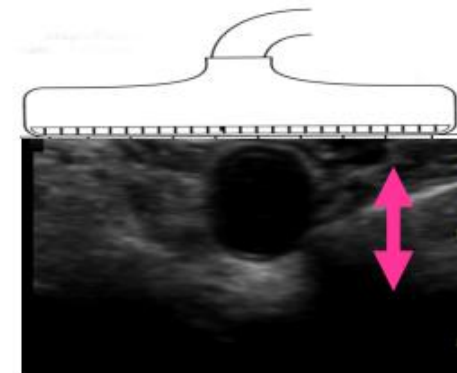
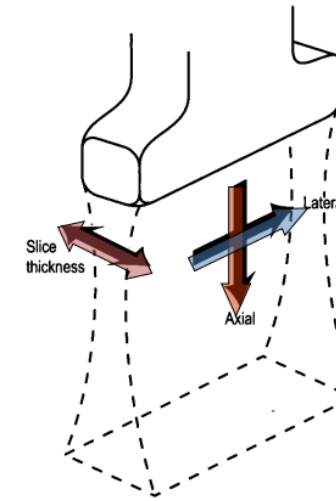
Qualité de l'image finale : résolution axiale

➤ Résolution axiale :

- Elle dépend de la durée (longueur) de l'impulsion US et reste constante sur toute la longueur explorée



Plus la fréquence augmente, plus l'impulsion est brève, meilleure est la résolution axiale
+ Amortissement élevé de l'onde

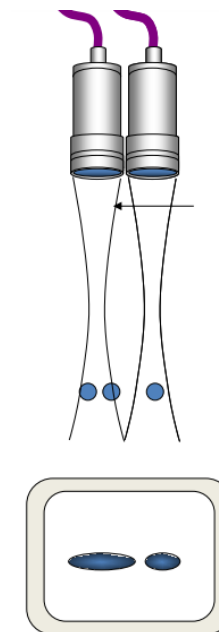
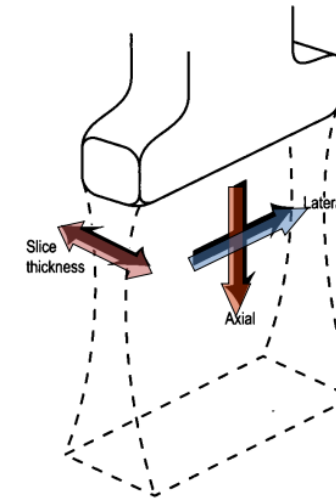
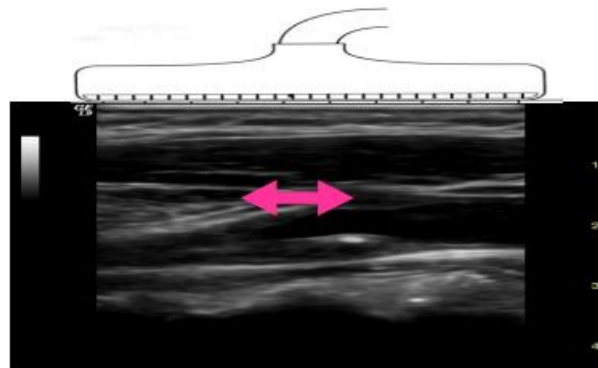


Qualité de l'image finale : résolution latérale

Résolution spatiale (RS) : Capacité d'un détecteur à distinguer deux structures proches l'une de l'autre.

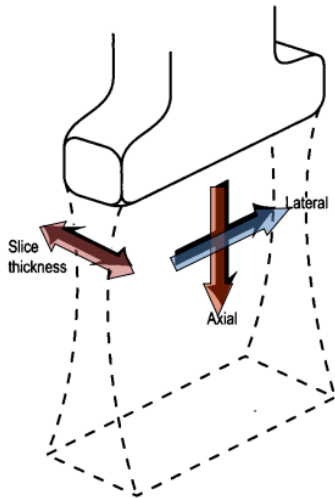
➤ **Résolution latérale :**

- La largeur du faisceau US détermine la résolution latérale



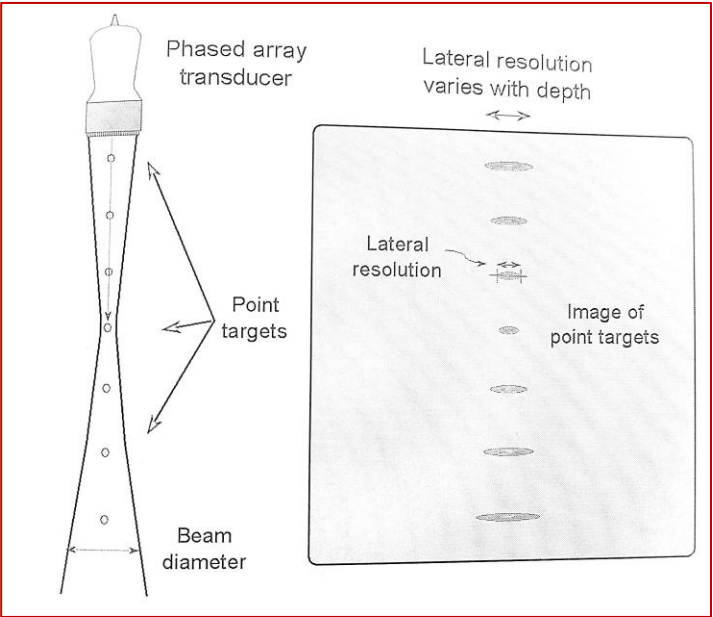
Qualité de l'image finale : résolution latérale

Résolution spatiale (RS) : Capacité d'un détecteur à distinguer deux structures proches l'une de l'autre.



➤ **Résolution latérale :**

- La largeur du faisceau US détermine la résolution latérale



La résolution latérale dépend de la profondeur, de la position de la focalisation et du nombre de lignes tirées.

Meilleure résolution latérale dans la zone de

focalisation : $R = 1,22 \cdot F \cdot \frac{\lambda}{a}$

La largeur du faisceau **R** à la distance focale **F** est d'autant plus étroite que la longueur d'onde **λ** est courte (fréquence haute) et que l'épaisseur **a** de la sonde est grande.

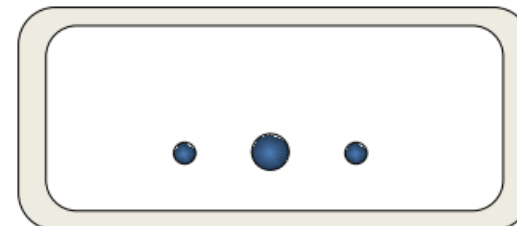
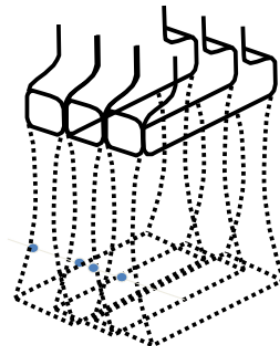
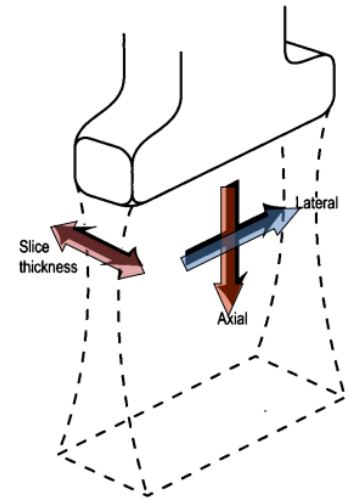
Qualité de l'image finale : épaisseur de coupe

Résolution spatiale (RS) : Capacité d'un détecteur à distinguer deux structures proches l'une de l'autre.

➤ **Résolution verticale = épaisseur de coupe**

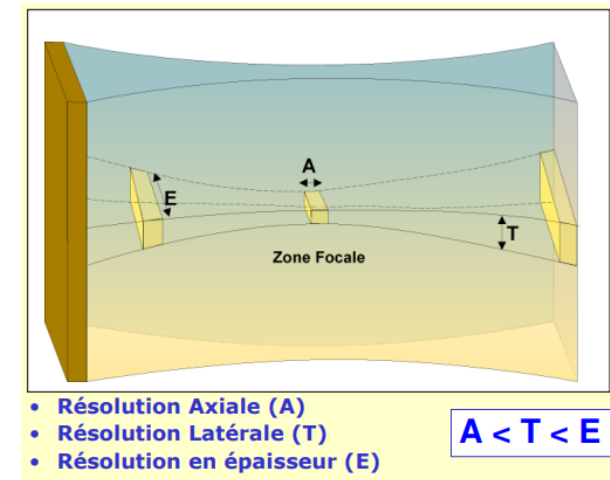
- Similaire à la résolution latérale

La résolution verticale dépend de la profondeur et de la position de la focalisation.
Meilleure résolution verticale dans la zone de focalisation



Résolutions spatiales en échographie : en résumé

- La qualité de l'image en échographie repose sur ses résolutions spatiales
- Résolutions spatiales dans les trois directions :
 - **Résolution axiale** = selon l'axe du faisceau US
 - ✓ La meilleure généralement
 - ✓ Dépend surtout de la durée de l'onde US
 - **Résolution latérale**
 - ✓ Dépend du nombre de lignes composant l'image
 - ✓ Dépend de la focalisation du faisceau US
 - **Résolution en épaisseur**
 - ✓ La moins bonne
 - ✓ Dépend de la focalisation du faisceau dans cette direction

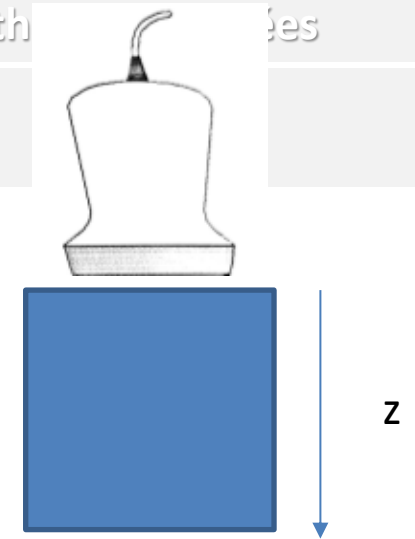


Résolution temporelle en échographie

Exercice : Calculer la cadence

- Profondeur d'exploration : $z = 10 \text{ cm}$
- Célérité dans les tissus : $\sim 1500 \text{ m/s} = 1,5 \text{ mm}/\mu\text{s}$
- Image de 256 lignes

Cadence d'images max ?



- Temps de vol total des échos : $t = \frac{2z}{c} = 133 \mu\text{s}$

- Pour une image formée de 256 lignes de tirs, durée de formation de l'image :

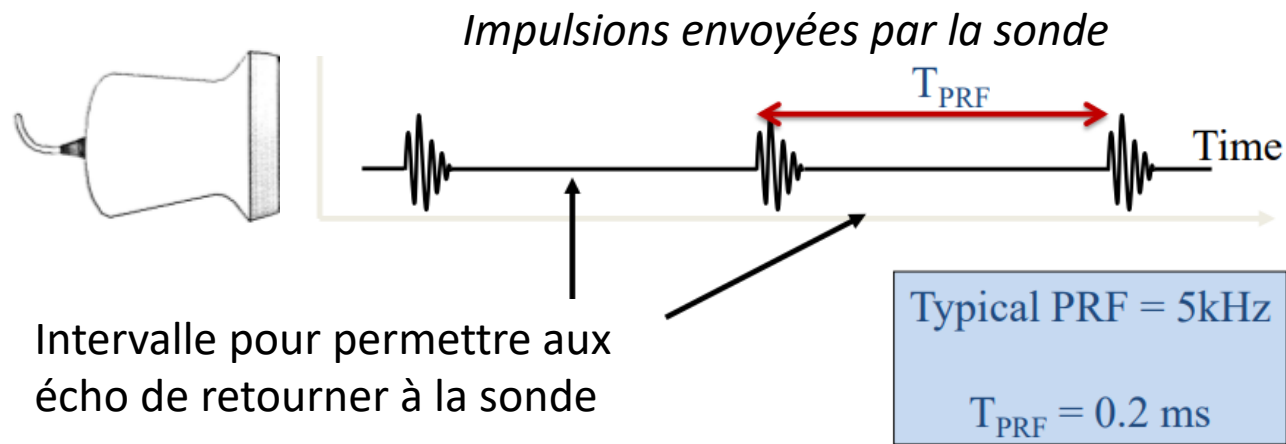
$$t_{image} = 256 * 133 * 10^{-6} = 3,4 * 10^{-2} \text{ secondes}$$

Cadence maximale = 29 images / secondes

Résolution temporelle en échographie

Résolution temporelle = nombre d'images acquises par seconde (cadence)

Paramètre caractéristique : T_{PRF} (Pulse Repetition Frequency)



→ T_{PRF} : choisie de manière à permettre aux échos les plus lointains de revenir à la sonde avant de renvoyer une nouvelle impulsion

Résolution temporelle en échographie

Résolution temporelle = nombre d'images acquises par secondes (cadence)

La résolution temporelle dépend :

1. Du T_{PRF}
2. Du nombre d'éléments piézoélectriques utilisés par coupe
3. De la célérité des US dans les tissus (~ 1500 m/s)
4. De la profondeur d'exploration Z
5. Du nombre de focale lors d'une acquisition en focalisation dynamique
6. De la vitesse de balayage de la sonde

En échographie « classique », on est à peu près entre 30 et 50 images/s $\rightarrow$ temps réel

1. Rappels physiques sur l'échographie
2. Aspects matériels
3. Formation de l'image
- 4. Effets biologiques des ultrasons et recommandations/normes officielles**
5. Méthodes avancées en échographie

Effets biologiques des ultrasons

- a. Intensité du faisceau
- b. Risque thermique
- c. Risque mécanique

Principaux effets biologiques

- Les effets biologiques des US se classent en **plusieurs catégories**
 - **Effets Thermiques**
 - Absorption/atténuation des US par les tissus qu'ils traversent
 - Les mouvements des particules produits par le passage de l'onde US induit des forces de friction = échauffement
 - **Effets Mécaniques**
 - Cavitation
 - Lithotritie
 - Modification de la perméabilité cellulaire
- Ils peuvent être voulus (US thérapeutiques) ou à éviter à tout prix (diagnostiques)
- Diagnostic : 2 applications « à risque » en raison de la fragilité des tissus :
 - L'examen par voie orbitaire (ophtalmologique ou Doppler transcrânien)
 - L'examen obstétrical chez la femme enceinte ou susceptible de l'être
 - Les constructeurs doivent respecter des **normes d'intensité acoustique** et les adapter pour chaque application

Intensité du faisceau US

$$\langle I \rangle = \frac{p_0^2}{2 \cdot \rho \cdot C}$$

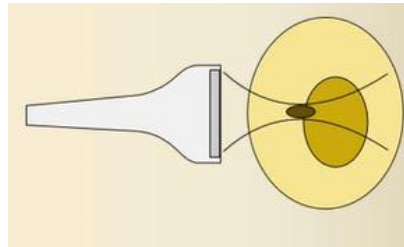
p_0 : Pression acoustique maximale (en Pa)

ρ : densité du milieu (kg/m³)

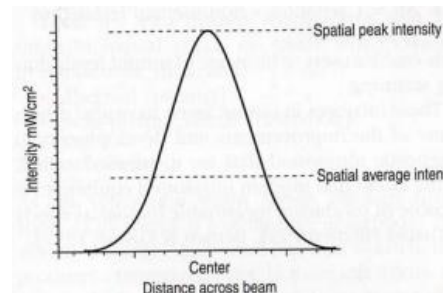
C : Vitesse (célérité) de propagation dans le milieu (m/s)

Exprimée en W/m² (ou W/cm² usuellement en échographie)

- Répartition spatiale de l'intensité dans le faisceau :
 - Dans la direction axiale** : l'intensité maximale se situe dans la région de focalisation



- Dans la direction latérale** : l'intensité maximale se situe au centre du faisceau



Intensité du faisceau US

$$\langle I \rangle = \frac{p_0^2}{2 \cdot \rho \cdot C}$$

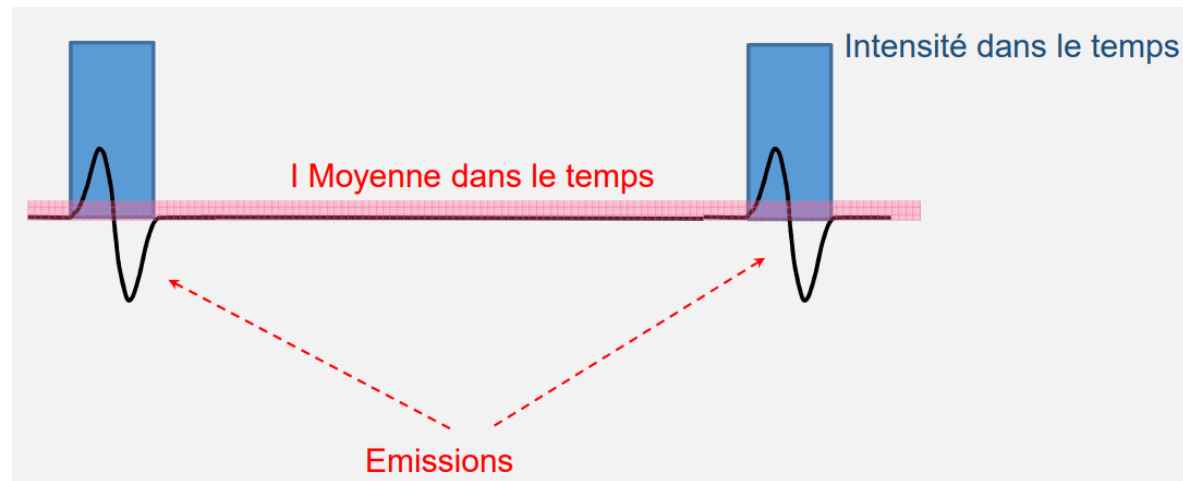
p_0 : Pression acoustique maximale (en Pa)

ρ : densité du milieu (kg/m³)

C : Vitesse (célérité) de propagation dans le milieu (m/s)

Exprimée en W/m² (ou W/cm² usuellement en échographie)

- Répartition temporelle de l'intensité dans le faisceau :
 - Les ultrasons sont générés sous forme de *pulses*



Quantification de l'intensité du faisceau US

- Grandeurs théoriques d'intensité :
 - En fonction **des variations spatiales** :
 - Intensité maximale au centre du faisceau (point focal) **SP** : I_{SP} (spatial peak intensity)
 - Intensité moyenne du faisceau **SA** : I_{SA} (spatial average intensity)
 - En fonction **des variations temporelles** :
 - Intensité moyenne pendant le pulse **PA** : I_{PA} (pulse average intensity)
 - Intensité moyenne au cours du temps **TA** : I_{TA} (temporal average intensity)

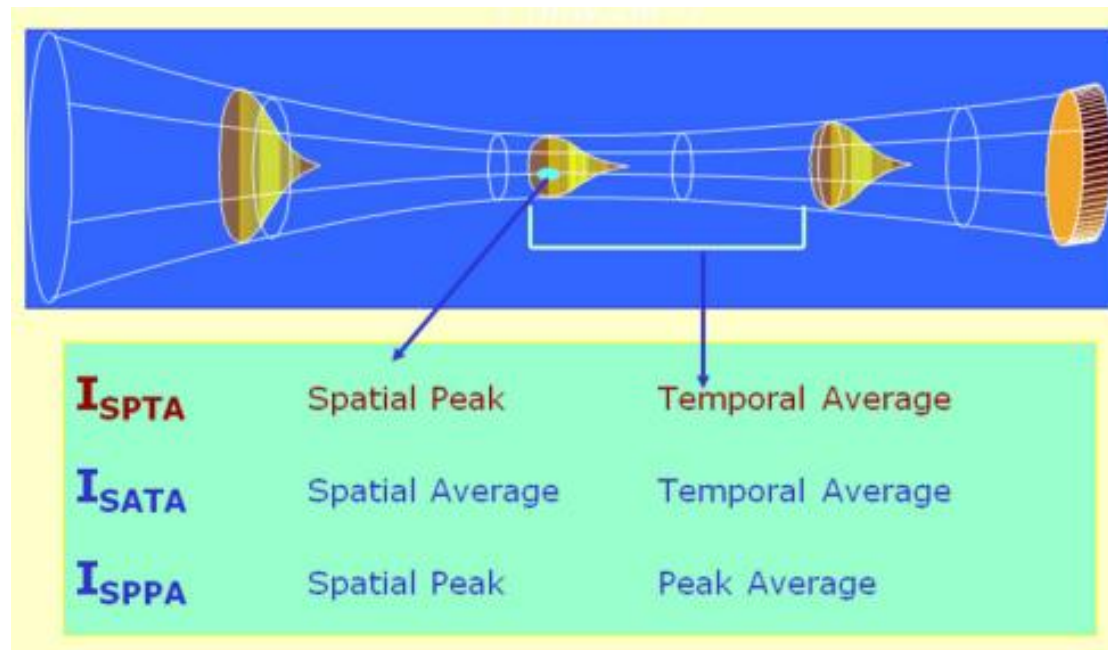
→ Les constructeurs utilisent I_{SPTA} , I_{SATA} , I_{SPPA} , (I_{SAPA})



Intensité	Au niveau du point focal (<i>spatial peak, SP</i>)	Sur l'ensemble du faisceau (<i>spatial average, SA</i>)
<i>lors du pulse (pulse average, PA)</i>	I_{SPPA}	I_{SAPA}
<i>moyennée temporellement (temporal average, TA)</i>	I_{SPTA}	I_{SATA}

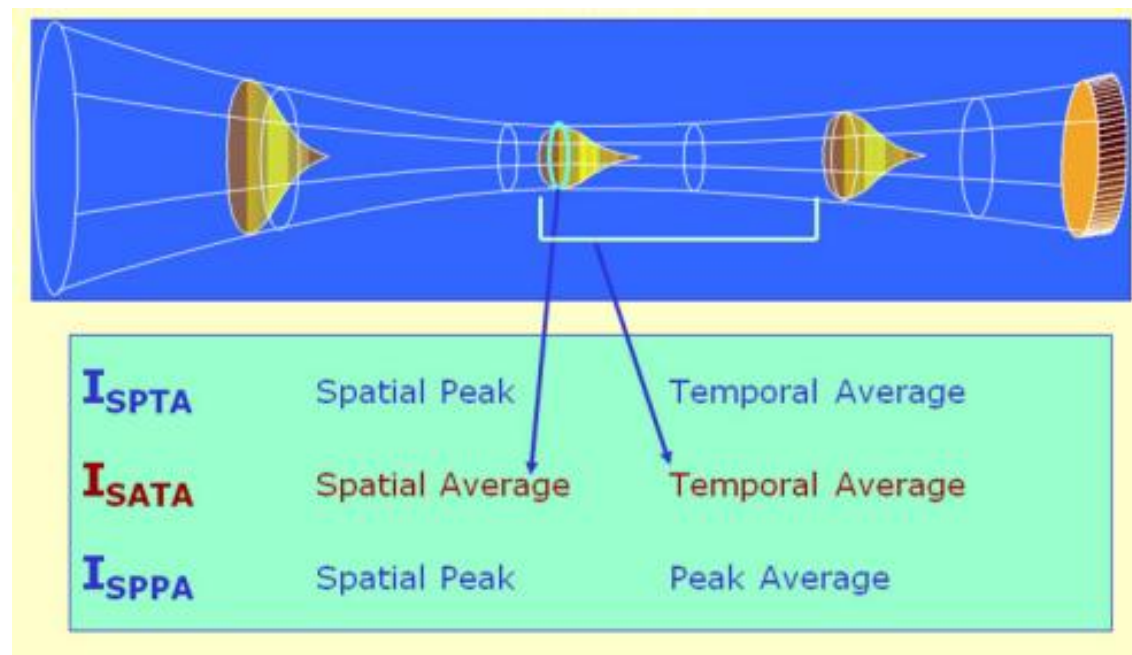
Quantification de l'intensité du faisceau US

- Grandeur théorique d'intensité : I_{SPTA} (spatial peak – temporal average Intensity)
 - Zone spatiale où le faisceau est le plus focalisé
 - Moyennée sur chaque période
 - La plus proche des effets thermiques



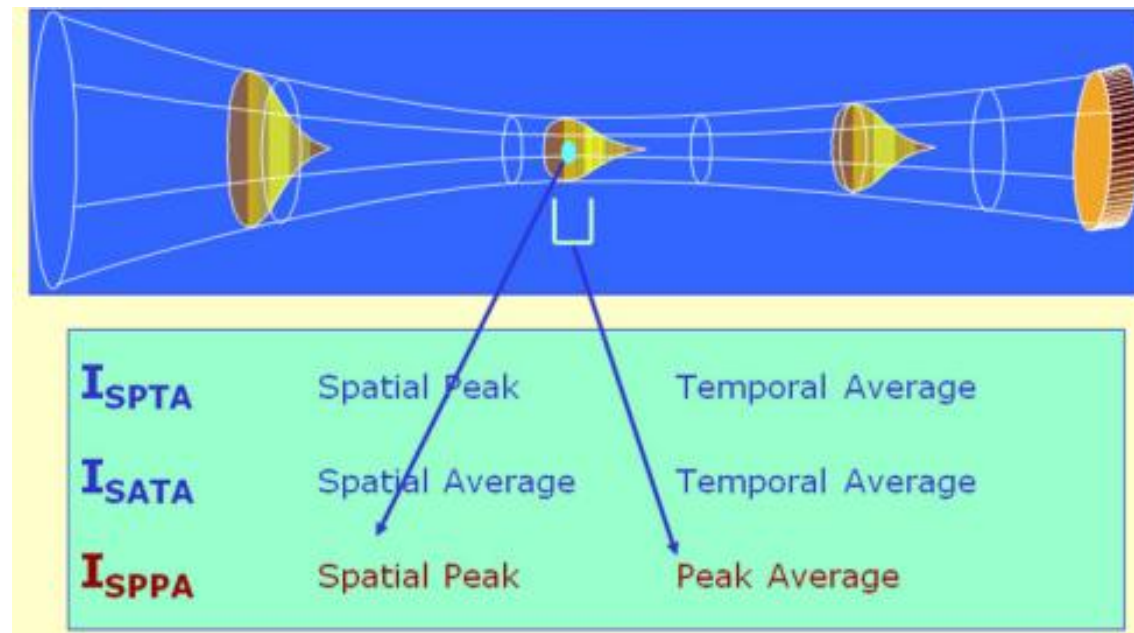
Quantification de l'intensité du faisceau US

- Grandeur théorique d'intensité : I_{SATA} (spatial average – temporal average Intensity)
 - Moyennée dans l'espace et dans le temps
 - Sur toute la surface du faisceau



Quantification de l'intensité du faisceau US

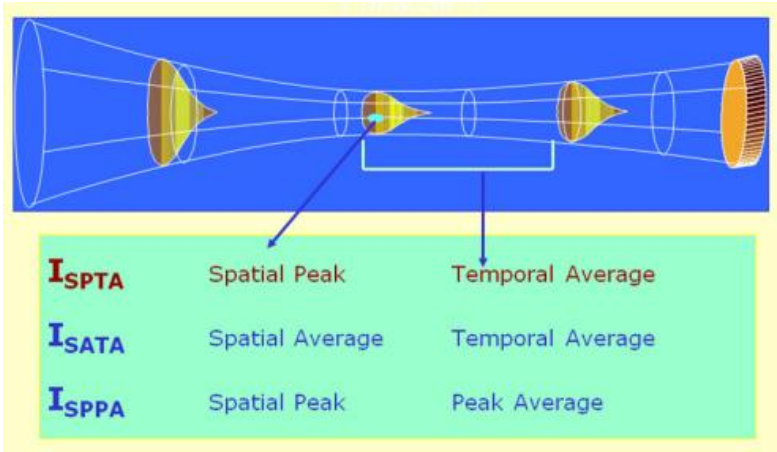
- Grandeur théorique d'intensité : I_{SPPA} (spatial peak – peak average Intensity)
 - Intensité maximale instantanée locale
 - La plus grande en valeur
 - Permet d'évaluer le risque de cavitation



Quantification de l'intensité du faisceau US : recommandations

- Exemple : Grandeur théorique d'intensité : I_{SPTA} (spatial peak – temporal average Intensity)
 - Recommandations de la FDA :

Utilisations	I_{SPTA} MAX
Vaisseau périphérique	720 mW/cm ²
Cœur	430 mW/cm ²
Imagerie fœtale	94 mW/cm ²
Ophtalmologie	17 mW/cm ²



Quantification de l'intensité du faisceau US : ordre de grandeur

- Grandeur d'intensité : I_{SPTA} (spatial peak – temporal average Intensity)
 - Echographie en mode B :
 - les impulsions sont brèves et espacées
 - $I_{\text{SPTA}} \sim 200 \text{ mW/cm}^2 \rightarrow$ risque négligeable dans les conditions normales d'utilisation
 - Doppler Couleur :
 - $I_{\text{SPTA}} \sim 450 \text{ mW/cm}^2$
 - Risque modéré
 - Doppler pulsé :
 - $I_{\text{SPTA}} \sim 1700 \text{ mW/cm}^2$
 - Impulsions longues de forte puissance, dans un volume de mesure fixe le long d'un faisceau focalisé
 - Risques d'effets thermiques
 - Usage prudent sur l'embryon et le fœtus

Effets biologiques des ultrasons

- a. Intensité du faisceau
- b. Risque thermique
- c. Risque mécanique

Effets thermiques : et en pratique



Effets thermiques : et en pratique

- **Paramètres favorisant l'échauffement :**

- L'intensité ultrasonore I
- La durée de l'exposition
- La fréquence de l'onde US utilisée
- Le type de tissu (son coefficient d'atténuation α)

$$\frac{dT}{dt} \approx 0.5 * \alpha * I$$

- La **circulation sanguine** favorise la **dissipation** de la majeure partie de la chaleur
- Un échauffement peut être observé à la **surface de la sonde**, et chauffer les tissus par conduction = échauffement possible en échographie transvaginale ou en échographie transoesophagienne
 - Par exemple, échographie transoesophagienne → thermistor qui permet d'interrompre automatiquement l'émission lorsqu'on atteint 41°C.
- Les intensités acoustiques définies précédemment ne sont pas monitorées lors d'un examen

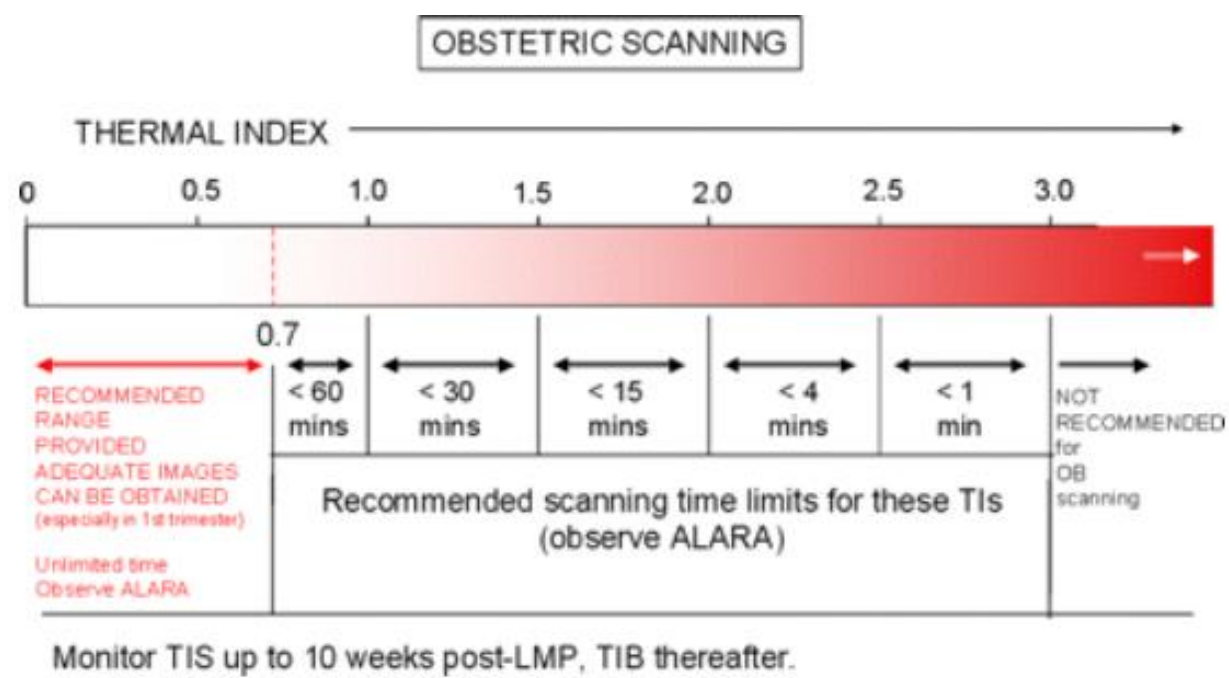
Effets thermiques : et en pratique

- **Index Thermique TI**

- Définition : rapport de la moyenne temporelle de puissance acoustique émise de la sonde (P_0 , dépendant notamment de la focalisation, atténuation et du mode écho) sur la puissance acoustique théorique nécessaire à l'élévation de la température du milieu de 1°C (P_{deg}) :
$$T.I. = P_0 / P_{deg}$$
- P_{deg} dépend de la fréquence ultrasonore et du coefficient d'absorption du milieu traversé (déterminé dans l'interface par l'échographe) → peut s'écarter de la réalité si mauvais réglages
- $TI = 1$ signifie que la température peut s'élever de 1°C au cours de l'examen
- Le coefficient d'absorption de l'os est beaucoup plus élevé → distinction entre indice thermique spécifique à l'os TI_B et indice thermique des tissus mous TI_S
- Calculé à partir de modèles d'échauffement des tissus standards issus de situations cliniques et de propriétés directement mesurables du champ ultrasonore déterminées dans l'eau dans des conditions standards puis adaptés à chaque application et réglage utilisateur pour être **monitoré**

Effets thermiques : et en pratique

- Principe : ALARA = « As Low As Reasonably achievable »
 - Le BMUS (British Medical US Society) fixe la limite supérieure du TI à 0.7 pour le fœtus en particulier dans la période embryonnaire (avant 10 sem)
 - Si la mère est fébrile → limites abaissées



Effets biologiques des ultrasons

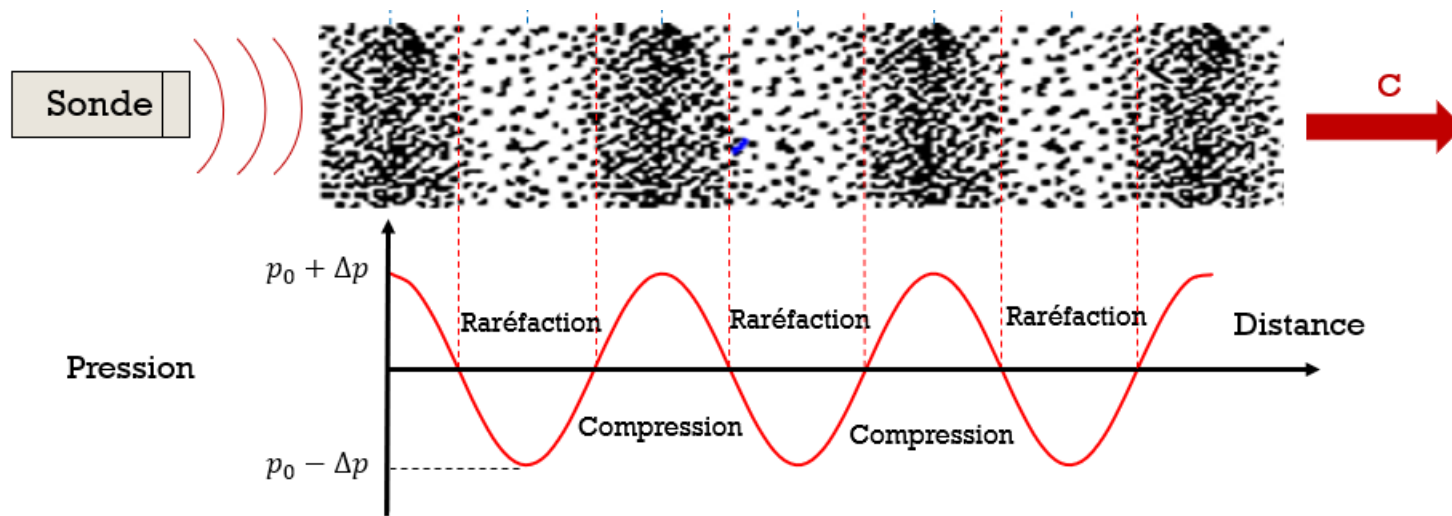
- a. Intensité du faisceau
- b. Risque thermique
- c. Risque mécanique

Effets mécaniques : en pratique



Effets mécaniques : cavitation

- Ultrasons dans un milieu → variations de pression



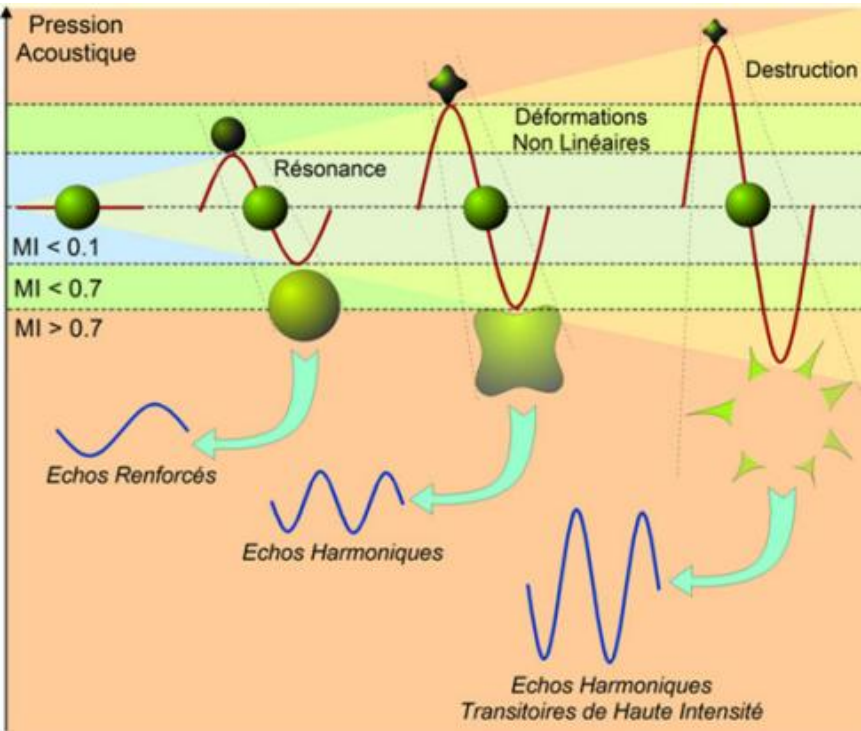
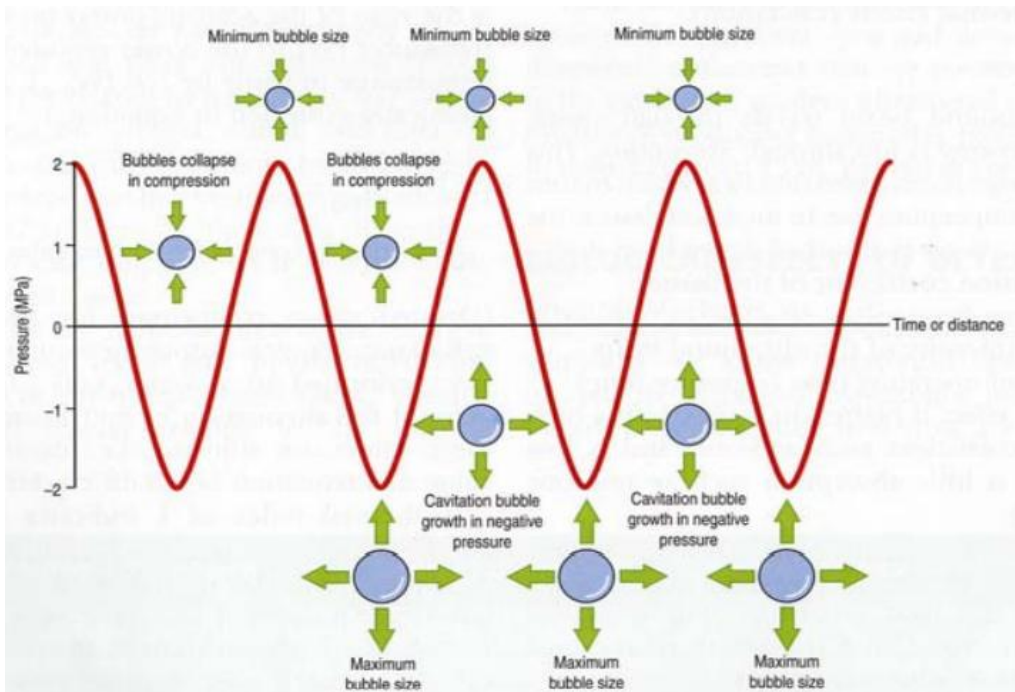
- La variation maximale de pression exercée localement est directement liée à l'intensité I (mW.cm^{-2}) de l'onde ultrasonore générée par la sonde.

$$\langle I \rangle = \frac{p_0^2}{2 \cdot \rho \cdot c}$$

→ Effet de cavitation

Effets mécaniques : cavitation

- **La cavitation :**
 - Si les tissus comportent une certaine quantité de gaz dissoute (intestins, poumons ou agent de contraste ...)
 - Les variations de pression peuvent provoquer la formation de microbulles dans les tissus qui peuvent grossir, osciller, voire se rompre.
- Cet effet peut aller jusqu'à la destruction des tissus (lithotritie)



Effets mécaniques : cavitation

- **Paramètres favorisant la cavitation :**

- Fréquence basse
- Intensité acoustique élevée
- Température
- Taux de gaz dissous / impuretés

- **Conséquences de la cavitation :**

- Micro-courants locaux → accélération de réactions chimiques
- Effondrement brutal des microbulles → phénomènes à des vitesses supersoniques avec une surpression qui peut aller jusqu'à 10 000 Atm et un échauffement de 1000 °C + formation de radicaux libres

- **Effets néfastes** à l'échelle moléculaire

- Effet sur l'ADN (rupture simple/double brin, oxydation ...)
- Rupture membranaire des cellules
- élévation de température avec dégradation de la structure des protéines

Effets mécaniques : indice mécanique

- On monitore l'**indice mécanique** lors d'un examen

$$MI = \frac{P}{f^{0.5}}$$

P = Pression acoustique (kPa)

f = fréquence de la sonde (MHz)

- Traduit le **risque** de cavitation
- Dans la **pratique** :
 - MI varie de 0.05 à 1.9
 - FDA = pas au-delà de 1.9, et seuil beaucoup plus faible pour les applications à des tissus sensibles (par exemple, $MI < 0.23$ pour l'œil)
 - Valeur indicative à l'échographe
 - Surveillance particulière lors de l'utilisation de produits de contraste, et certains tissus avec bulles (intestin, poumons ...)

Gestion de risques

Acteurs	Obligations
Constructeur d'équipements US	• Respecter les normes d'intensité acoustique • Les adapter à chaque situation clinique → pré-réglages • Afficher sur l'écran les TI et MI
Opérateur (échographe)	• Respecter les pré-réglages pour chaque application • Respecter les règles et normes d'exposition • Vérifier TI et MI

Annexe : recommandations officielles

- Recommandations officielles pour les constructeurs et utilisateurs :

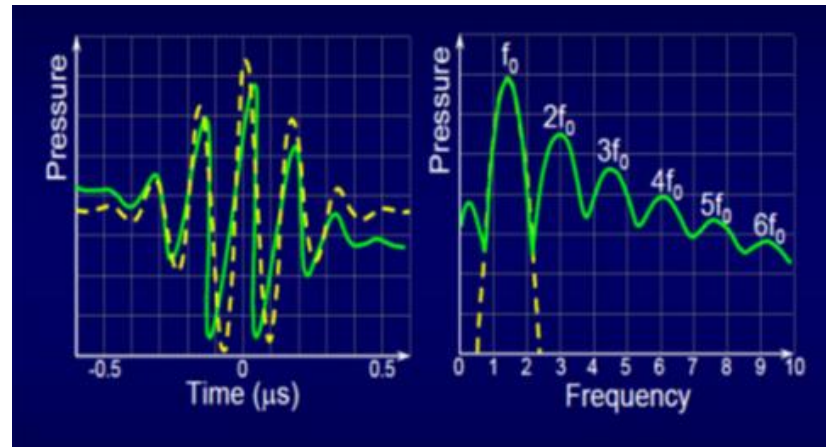
Société	Site internet
Fédération Mondiale pour les Ultrasons et Médecine et Biologie (WFUMB)	www.wfumb.org
American Institute of Ultrasound in Medicine	www.aium.org
Fédération Européennes des Sociétés pour les Ultrasons et Médecine et Biologie (EFSUMB)	www.efsumb.org
British Medical Ultrasound Society	www.bmus.org
Société francophone pour l'application des ultrasons à la médecine et à la biologie	www.sfaumb.org

Méthodes d'imageries avancées

- a. Imagerie d'harmoniques
- b. Compound imaging
- c. Elastographie

Imagerie d'harmoniques

- Emission d'une onde ultrasonore à une fréquence f_0
- Apparition d'échos à des fréquences plus élevées, multiples de la fréquence d'émission ($2f_0$, $3f_0$...), dus à des comportements non-linéaires : fréquences harmoniques.



L'impulsion US subit au fur et à mesure de sa propagation une distorsion (effet de la non-linéarité des tissus) : le spectre fréquentiel s'enrichit en fréquences multiples de la fréquence fondamentale = les harmoniques

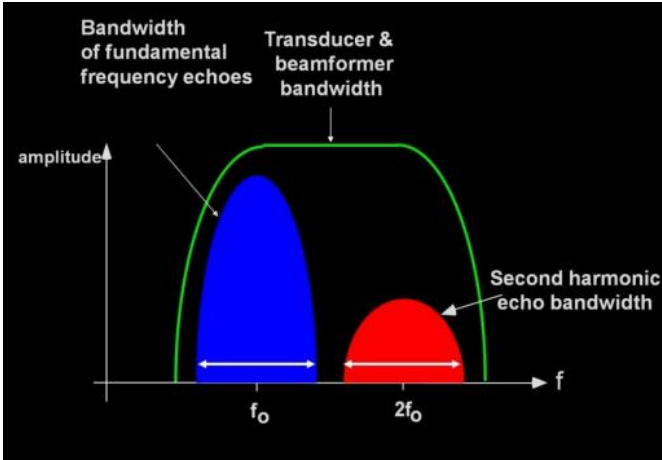
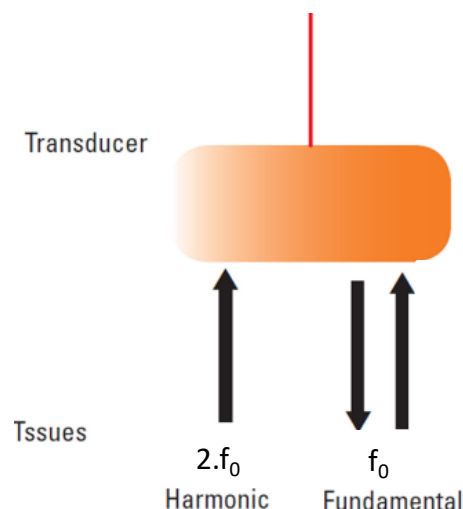
→ basée sur la physique non linéaire de la propagation ultrasonore

On parle couramment de THI : tissue harmonic imaging

Imagerie d'harmoniques

On émet à f_0 , on réceptionne à $2.f_0$

- Emission d'une onde ultrasonore à une fréquence f_0
→ Génération d'échos à des fréquences plus élevées, multiples de la fréquence d'émission ($2.f_0, 3.f_0 \dots$), dus à des comportements non-linéaires : fréquences harmoniques.
- Imagerie harmonique : réception des échos « harmoniques » afin de
 - Rehausser le signal et améliorer le RSB
 - Améliorer la résolution spatiale latérale

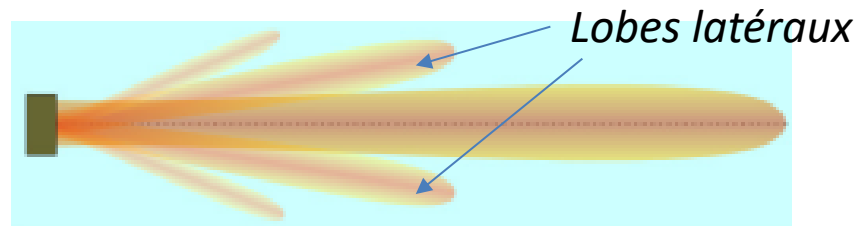


Le signal réceptionné est filtré de manière à ne garder que des fréquences harmoniques ($2.f_0$ généralement)

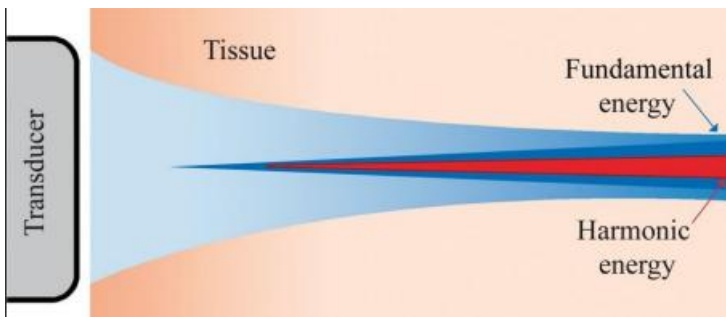
Imagerie d'harmoniques

• Avantages :

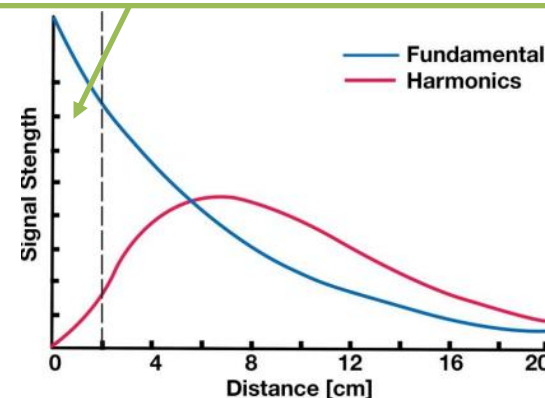
- Pas d'échos harmoniques dans les lobes « latéraux » (imperfection du faisceau US, « éclaboussures » menant à du bruit et altération du contraste à la fondamentale)



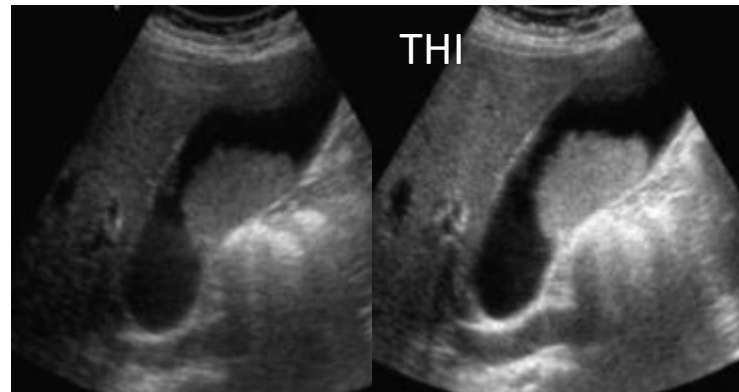
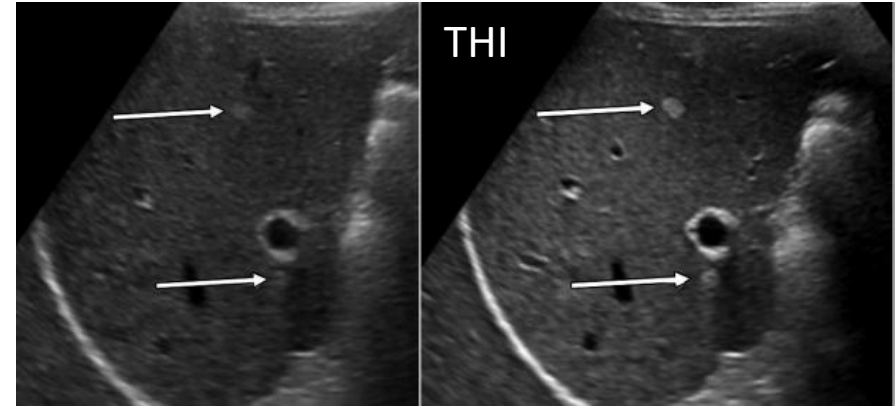
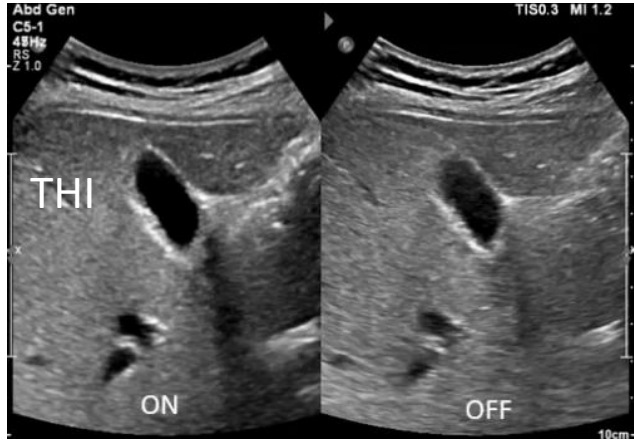
- Echos harmoniques faibles dans le champ proche (meilleure résolution en profondeur)



Peu d'harmoniques générées (peu de tissus traversés)



Imagerie d'harmoniques



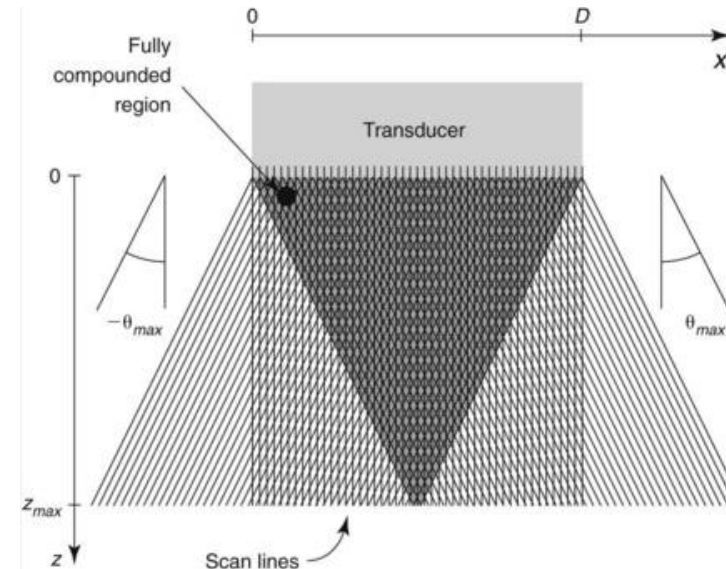
Ce mode est désormais d'emblée sélectionné sur les échographes cliniques
Possibilité de revenir au mode fondamental pour certaines applications (par ex pour des profondeurs d'exploration grandes car mode harmonique fait perdre un peu de pénétration tissulaire)

Méthodes d'imageries avancées

- a. Imagerie d'harmoniques
- b. Compound imaging
- c. Elastographie

Compound imaging

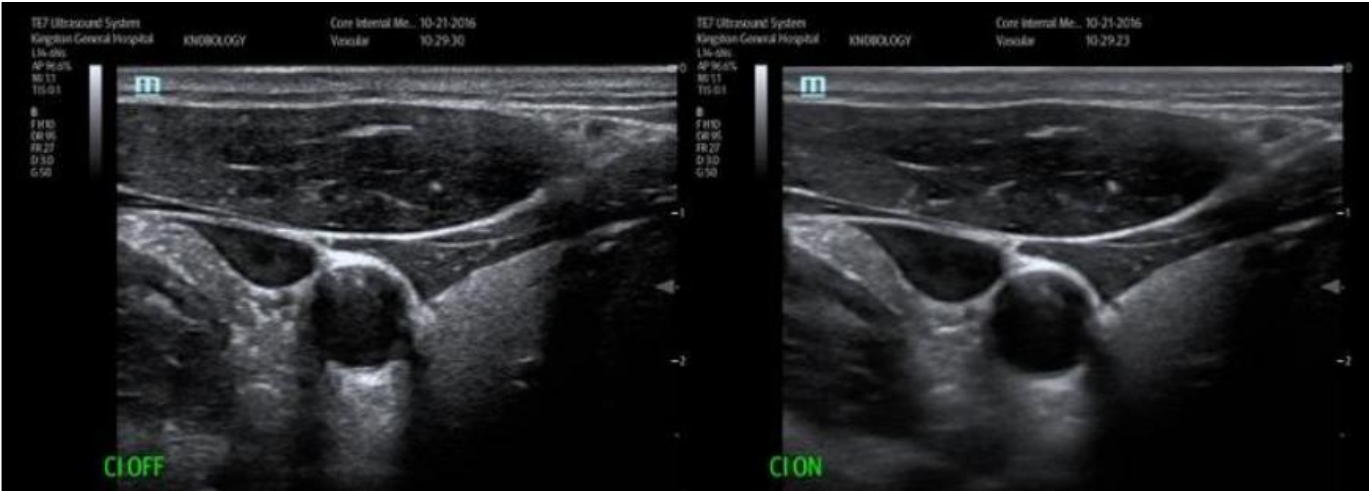
- Imagerie par combinaison d'ondes plane, ou plane wave compound imaging
 - Avec une sonde en réseau phasé
 - Acquisitions à différents angles $\rightarrow$ moyennage des images obtenues
- $\rightarrow$ Champ de vue composite



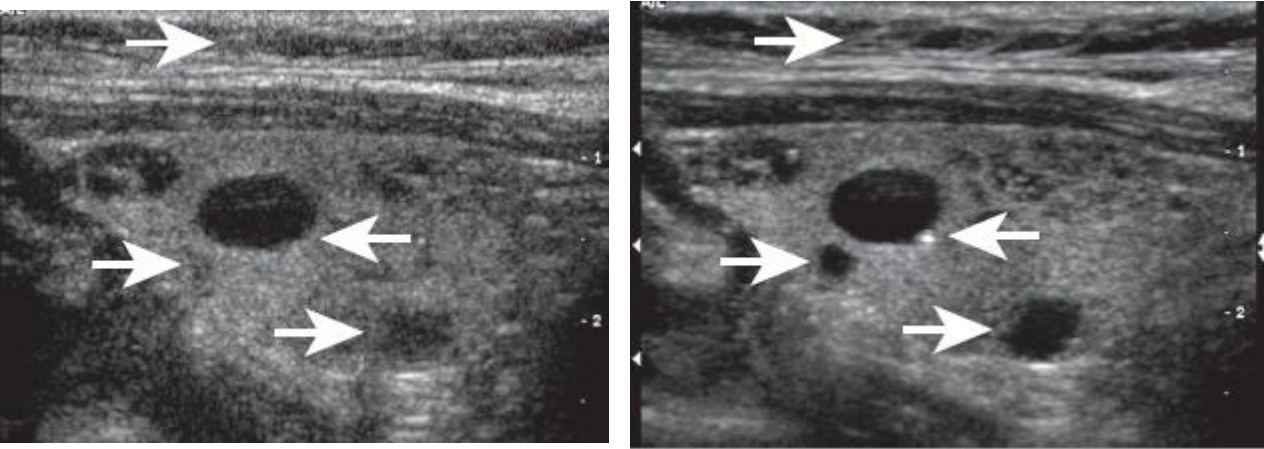
$\rightarrow$ Amélioration du RSB, au détriment de la cadence d'images par contre

Compound imaging

Vaisseaux cervicaux



Thyroïde



Méthodes d'imageries avancées

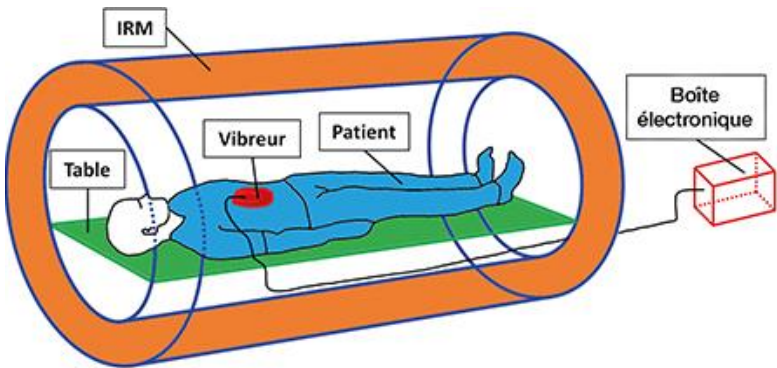
- a. Imagerie d'harmoniques
- b. Compound imaging
- c. Elastographie

Les méthodes d'élastographie

Par Imagerie par Résonance Magnétique



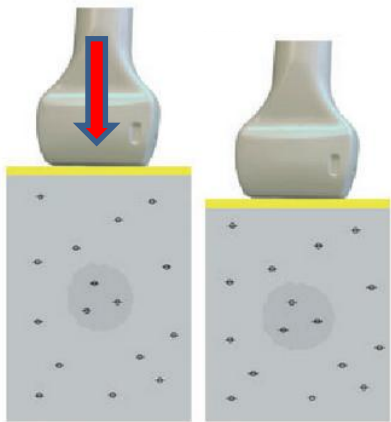
Elastographie par Résonance Magnétique (ERM)



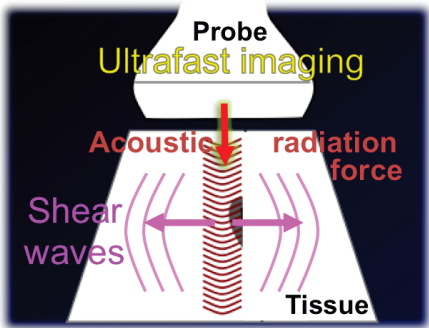
Par Ultrasons (échographie)



Strain elastography (élastographie de contrainte)

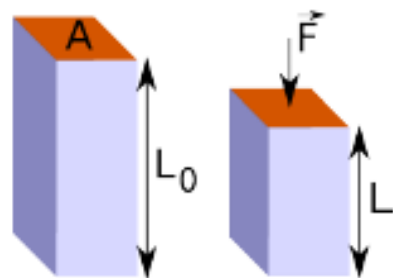


Shear Wave Elastography (SWE – élastographie par ondes de cisaillement)



Quelques notions de mécanique

La Loi de Hooke décrit le comportement d'un matériau élastique (**déformation**) quand celui-ci est soumis à une **contrainte**, dans le **domaine élastique linéaire**



Contrainte uniaxiale σ (Pa)

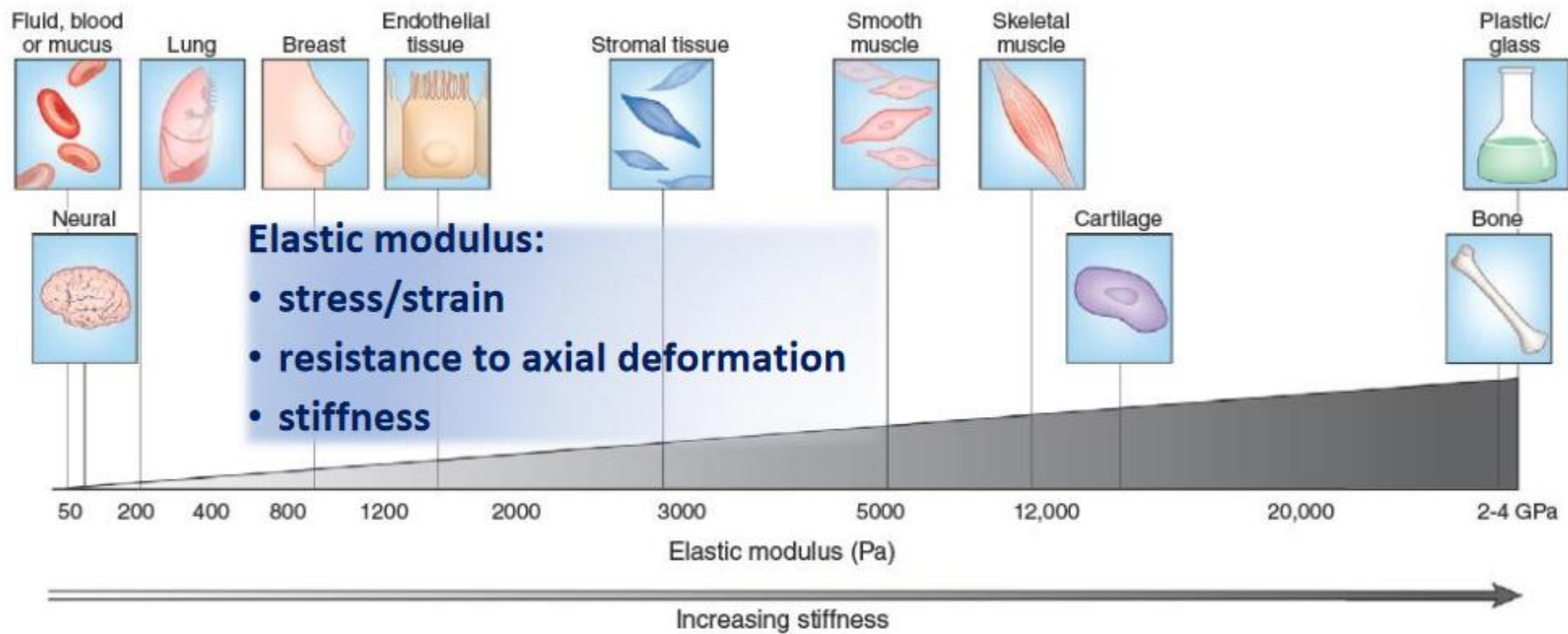
Déformation ε

$$\sigma = \frac{F}{A} \qquad \varepsilon = \frac{L - L_0}{L_0}$$

$$\sigma = E \varepsilon$$

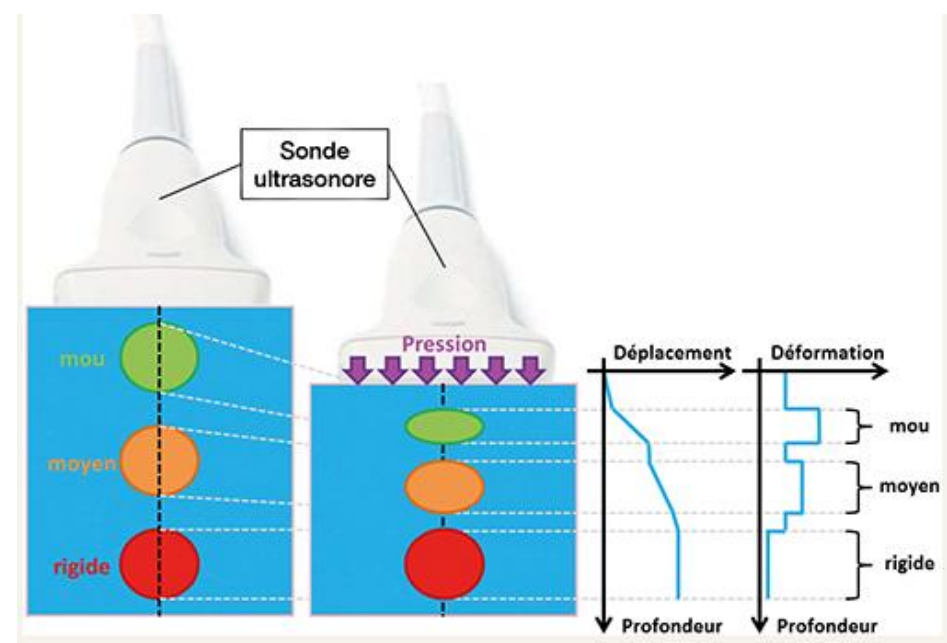
E : module de Young (Pa) = propriété intrinsèque du matériau

Quelques notions de mécanique



Strain elastography

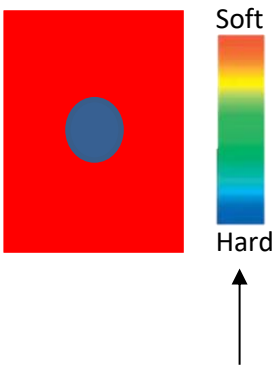
Elastographie statique = fondée sur les déformations. Une compression uniforme est appliquée par l'opérateur/la sonde/mouvements physiologiques, et les images avant et après compression sont comparées à l'aide d'algorithmes spécifiques



$$\sigma = E \varepsilon$$



Cartographie de déformation



Colorbar qualitative

- Zones très déformées apparaissent **rouges** = zones les - rigides
- Zones peu déformées apparaissent **bleues** = zones les + rigides

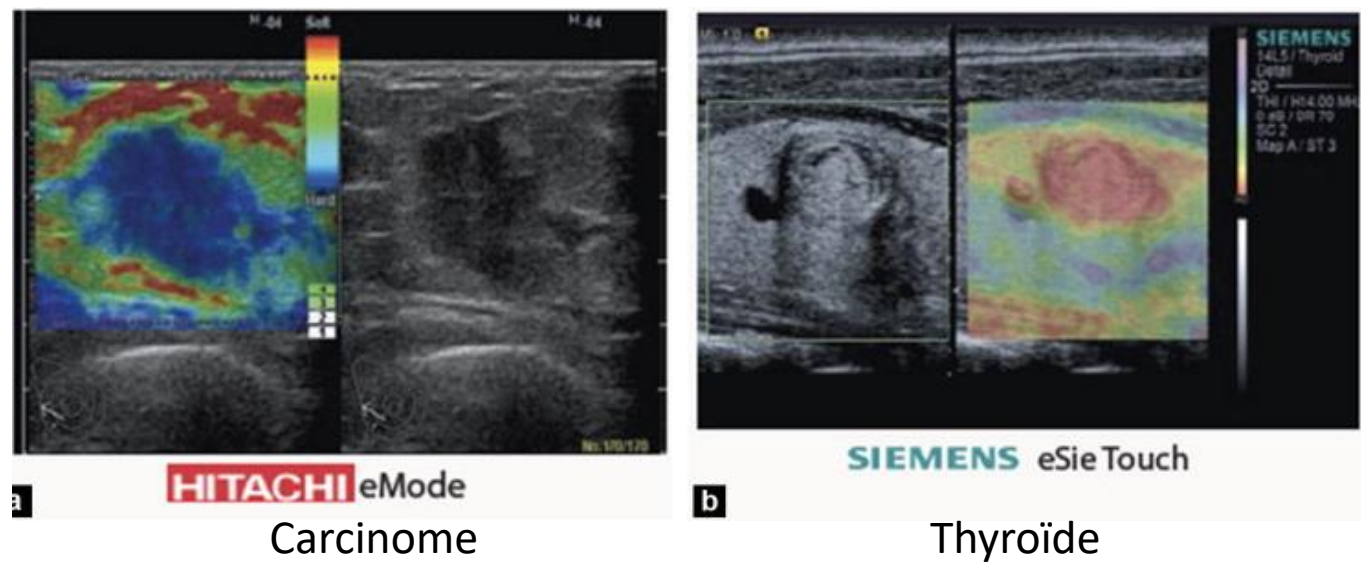
→ Valeurs qualitatives

Strain elastography

Plusieurs constructeurs proposent cette technique:

- Hitachi : real time tissue elastography
- Siemens : eSie Touch elastography imaging
- General electrics : Ultrasound elastography imaging
- Philips : strain based elastography
- Toshiba : Real-time elastography

...



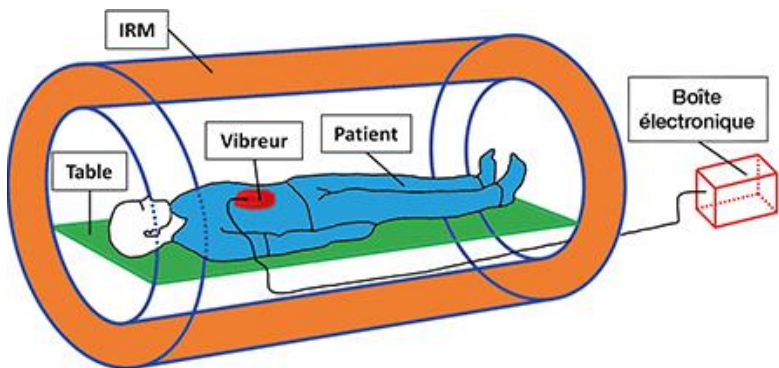
Inconvénients : Reproductibilité faible, variabilité inter-opérateur, organes superficiels

Les méthodes d'élastographie

Par Imagerie par Résonance Magnétique



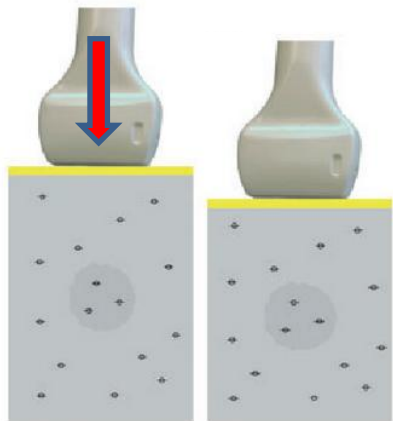
Elastographie par Résonance Magnétique (ERM)



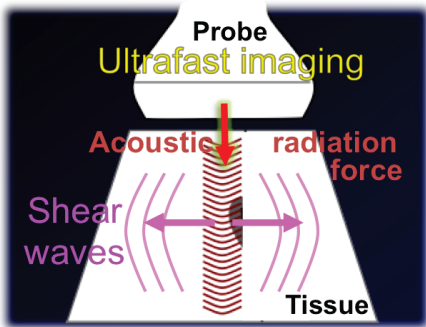
Par Ultrasons (échographie)



Strain elastography (élastographie de contrainte)

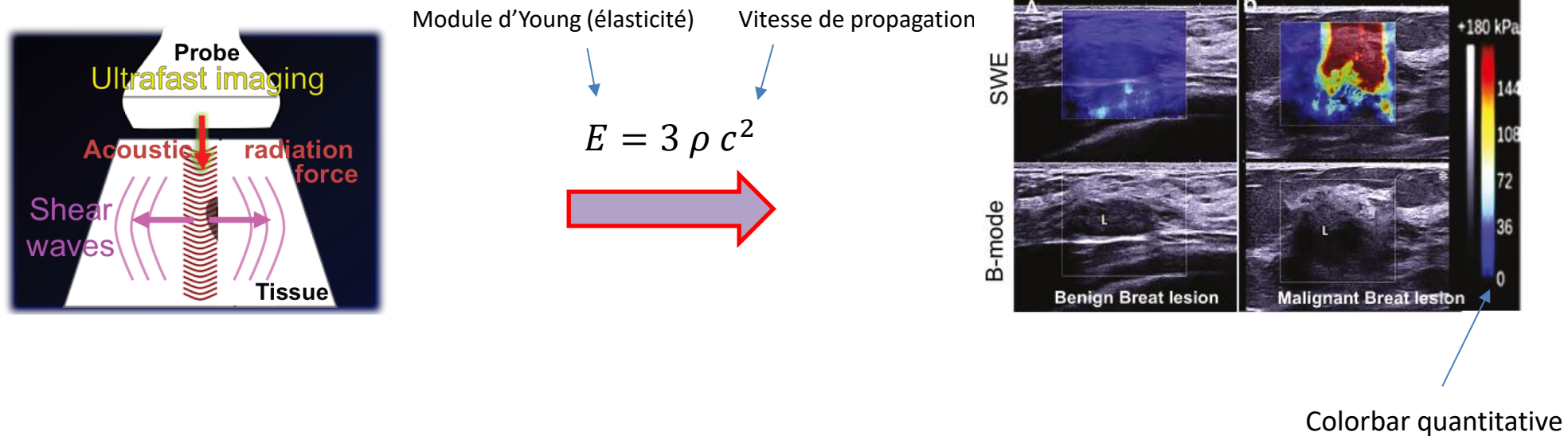


Shear Wave Elastography (SWE – élastographie par ondes de cisaillement)



Shear wave elastography

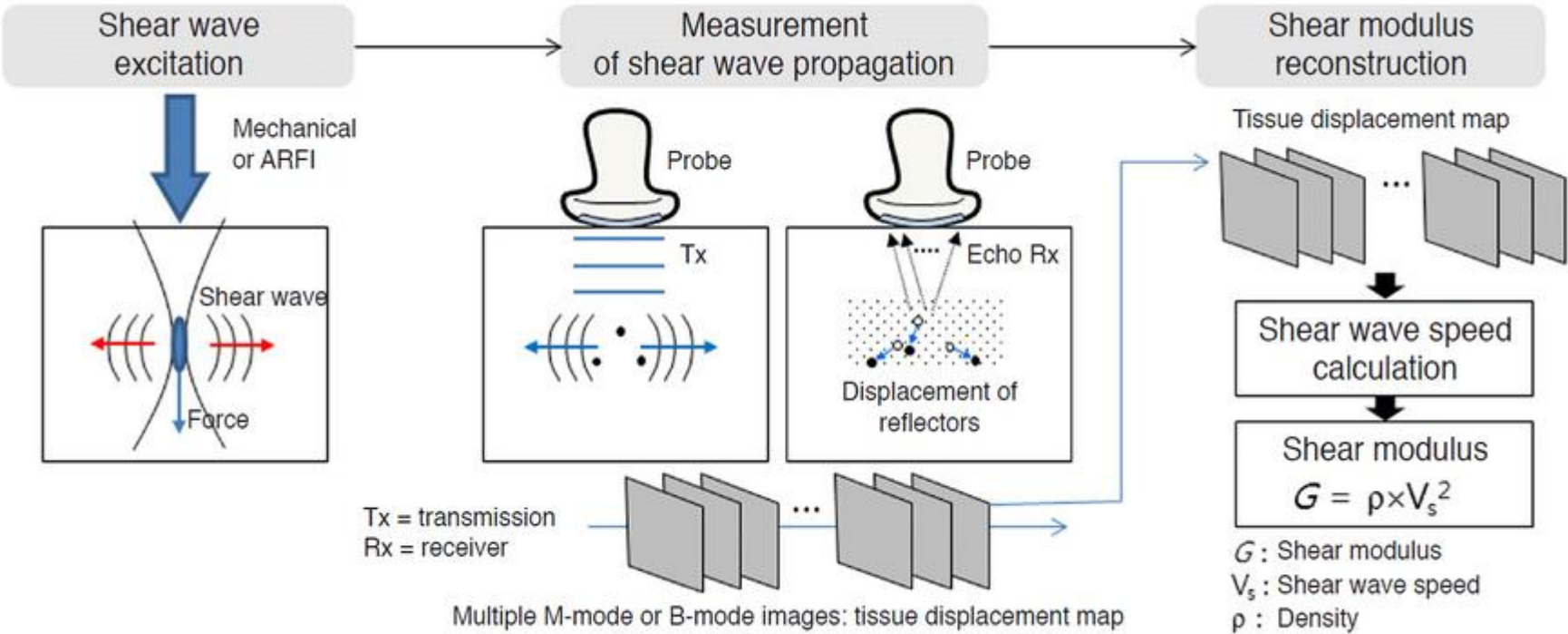
Elastographie dynamique = fondée sur la propagation d’une onde. Une onde de cisaillement est générée par la sonde qui image en même temps sa propagation, permettant ainsi d’obtenir la **vitesse** locale de propagation de l’onde



- Module d'Young élevé = zones **rouges** = zones les + rigides
- Module d'Young faible = zones **bleues** = zones les - rigides

→ Valeurs quantitatives, permettant d’extraire des moyennes sur des régions d’intérêt et de comparer les valeurs inter-individus

Shear wave elastography



e-ultrasonography.org

➤ Génération des ondes de cisaillement : le faisceau d’ultrasons est focalisé à différentes profondeurs, à une vitesse supersonique

➤ Propagation des ondes de cisaillement : visualisation à haute fréquence

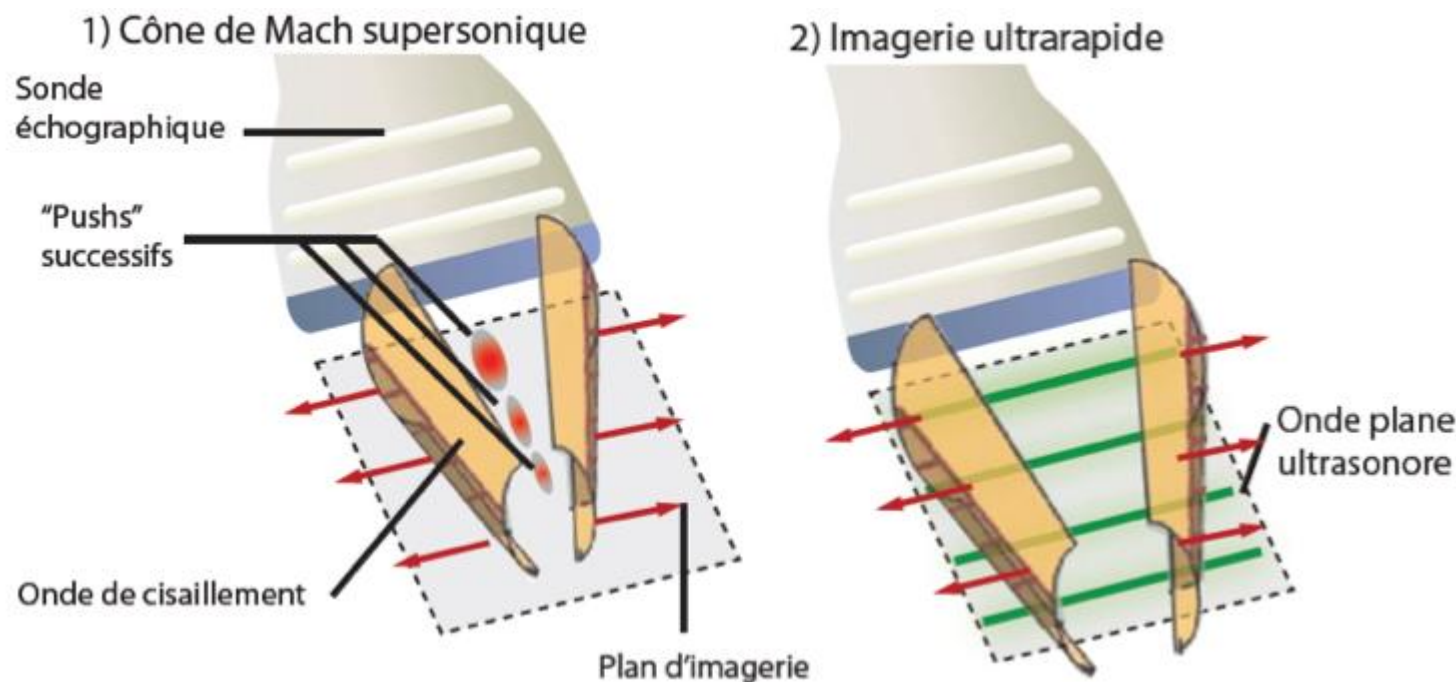
➤ Reconstruction de la carte d’élasticité à partir de la célérité de l’onde

$$E = 3 \rho c^2$$

(E = 3 G)

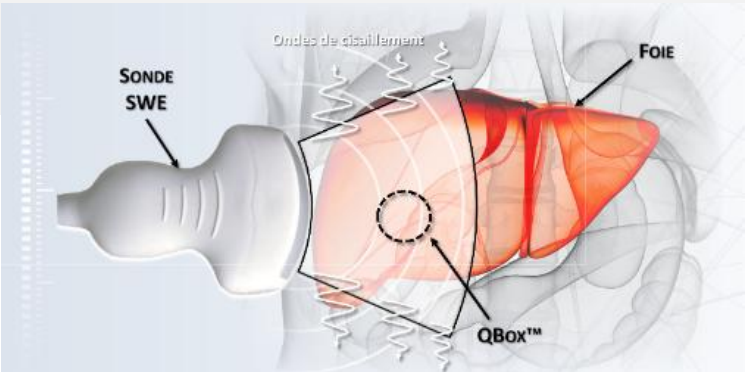
Shear wave elastography

- 1) **Génération des ondes de cisaillement** : le faisceau d'ultrasons est focalisé à différentes profondeurs, à une vitesse supersonique
- 2) **Propagation des ondes de cisaillement** : visualisation à haute fréquence



Shear wave elastography

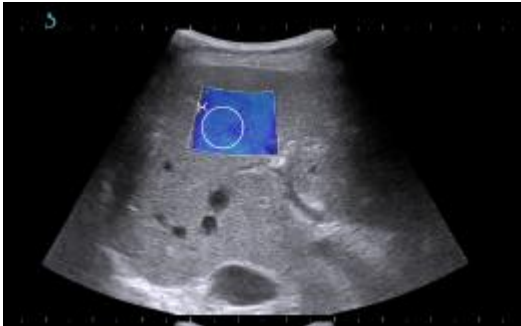
- Principales applications
 - Foie : fibrose hépatique



$\langle E \rangle = 4.94 \text{ kPa}$
F0



$\langle E \rangle = 6.5 \text{ kPa}$
F1



$\langle E \rangle = 8.17 \text{ kPa}$
F2



$\langle E \rangle = 36.74 \text{ kPa}$
F4

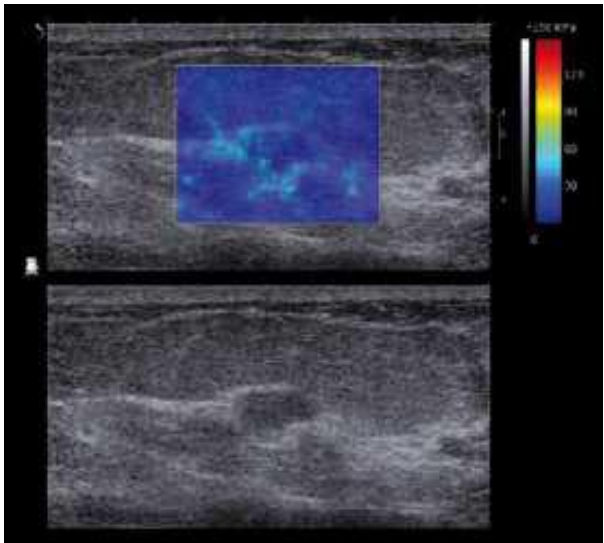
Score METAVIR	≥F2	≥F3	=F4
Valeur-seuil SWE™ (kPa)	7.1* - 7.1**	7.9* - 8.7**	10.1* - 10.4**

Supersonic

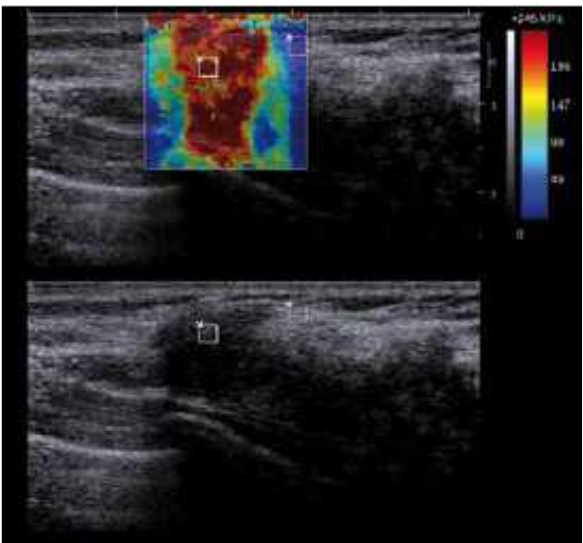
Shear wave elastography

↪ Principales applications

- Sein



Fibroadénome qui présente une élasticité moyenne faible (28kPa) mais un contour légèrement plus dur (moyenne de 40 Kpa).



La lésion, classée ACR4 dans la classification BI-RADS apparaît, sur l'image élastographique, comme très dure (moyenne de 270 Kpa) et entourée de tissus mous (environs 30 Kpa).