

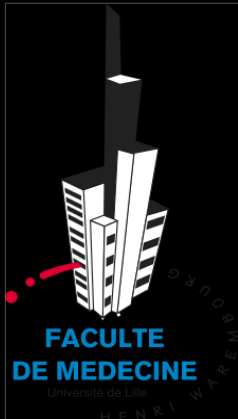
Jeudi 20 et Vendredi 21 Octobre 2016
DIU Echographie - Lille

Physique Acoustique

Bases de l'échographie

Corinne Gautier

Service des EFCV - Hôpital Cardiologique
CHRU Lille

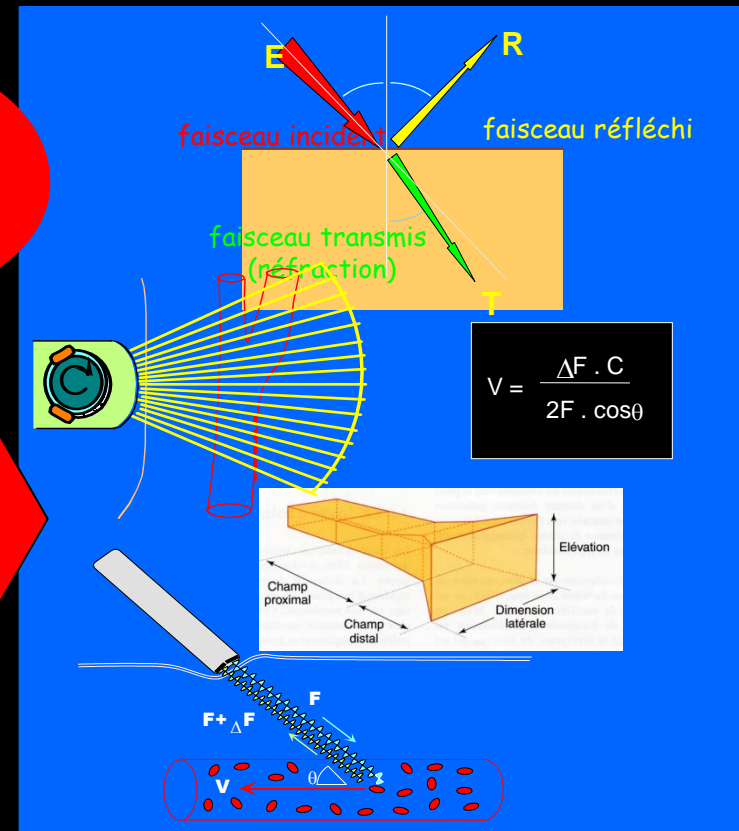


Introduction

- Imagerie: indispensable à la prise en charge des patients
 - Imagerie ultrasonore: très nombreuses applications en pratique quotidienne, dans toutes les spécialités !
 - Technologie complexe et évolution rapide
 - Nombreux paramètres accessibles pour optimiser la qualité des examens
- Connaissance indispensable des principes physiques élémentaires

POURQUOI ???

Optimisation réglages en échographie et en Doppler
nécessite **UN MINIMUM** de connaissances
sur les ultrasons et le fonctionnement des échographes



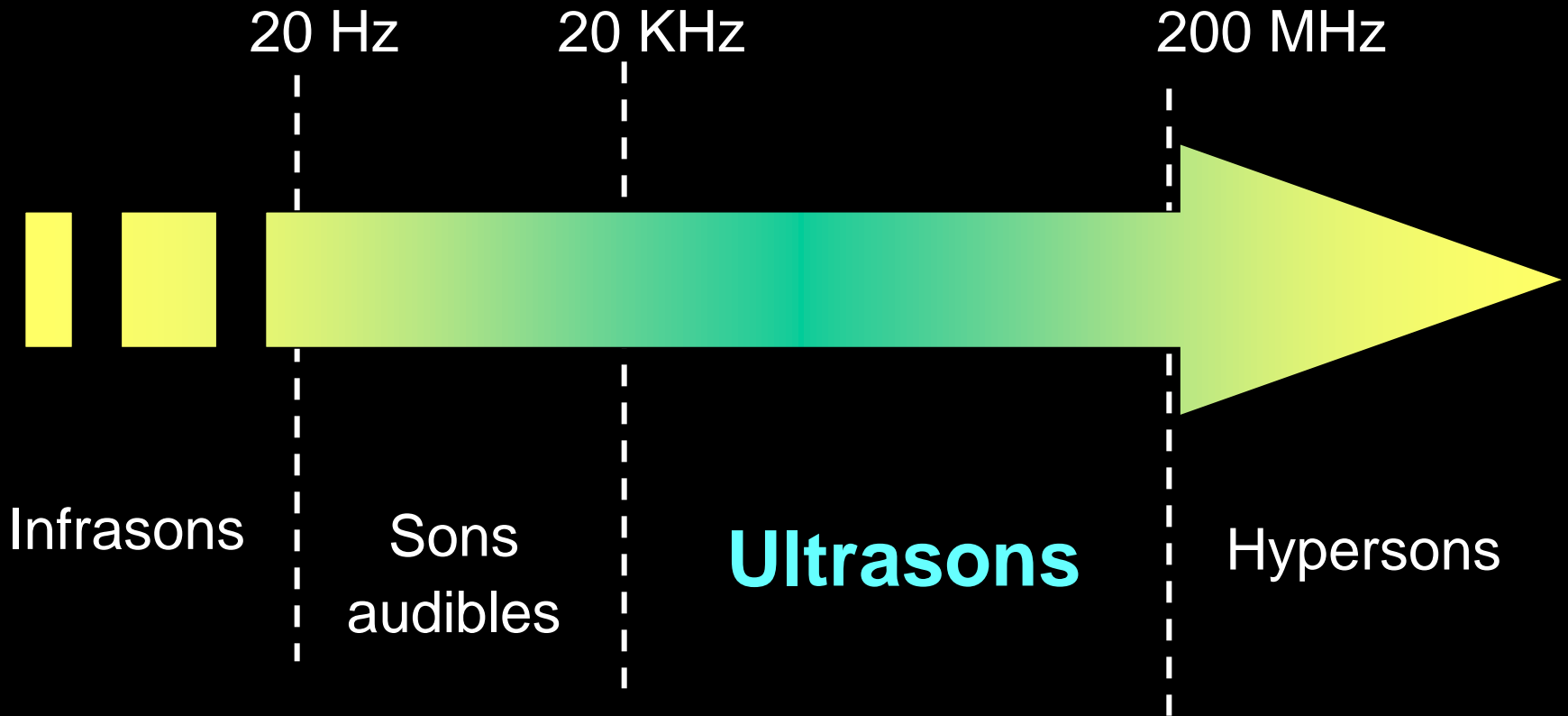
$$V = \frac{\Delta F \cdot C}{2F \cdot \cos\theta}$$

Communiquer avec ingénieurs, commerciaux, constructeurs

Notions de physique acoustique

Les ondes acoustiques sont des ondes élastiques

Classification selon leur fréquence F (Hertz)



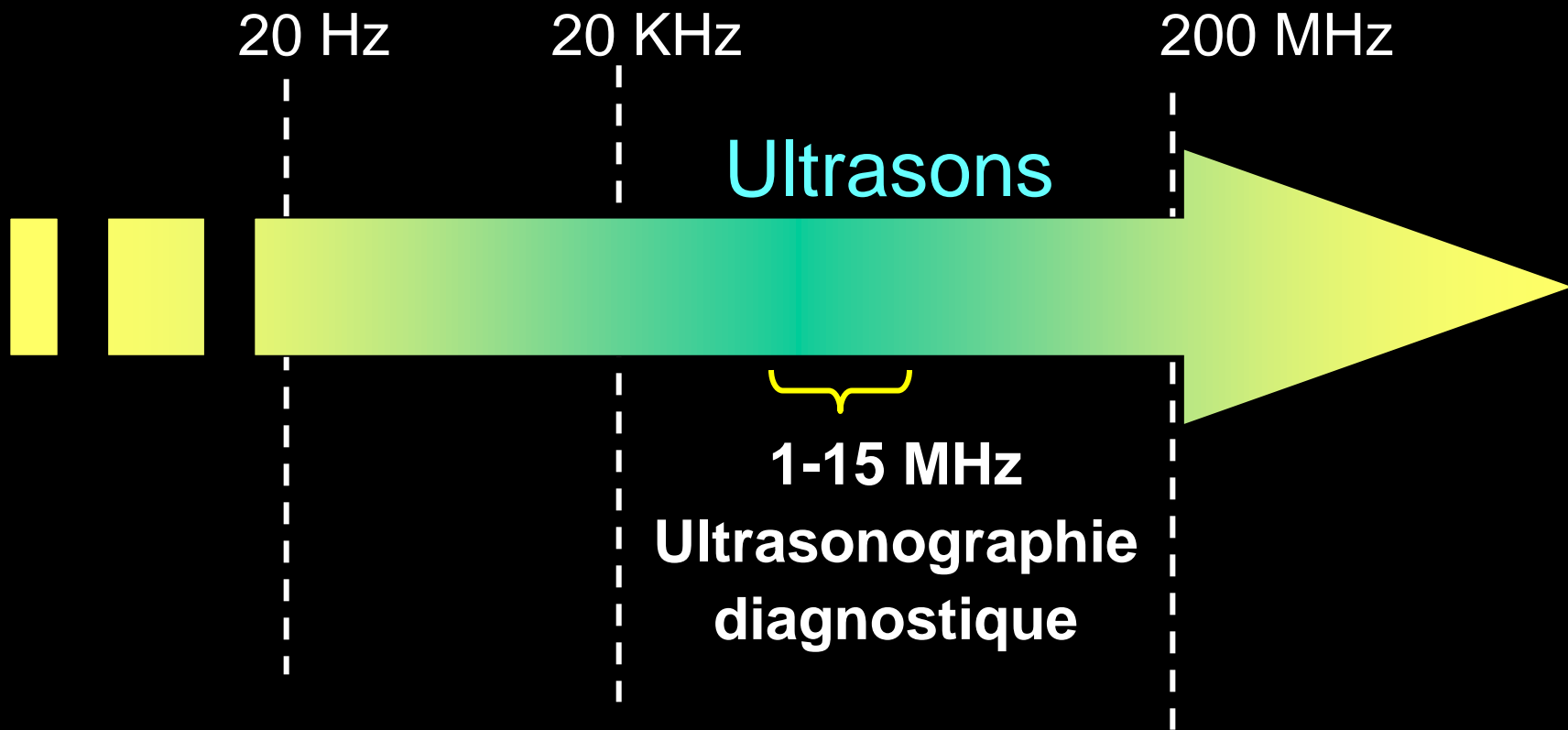
1 Hz = 1 cycle / seconde

1 KHz = 10^3 = 1000 Hz

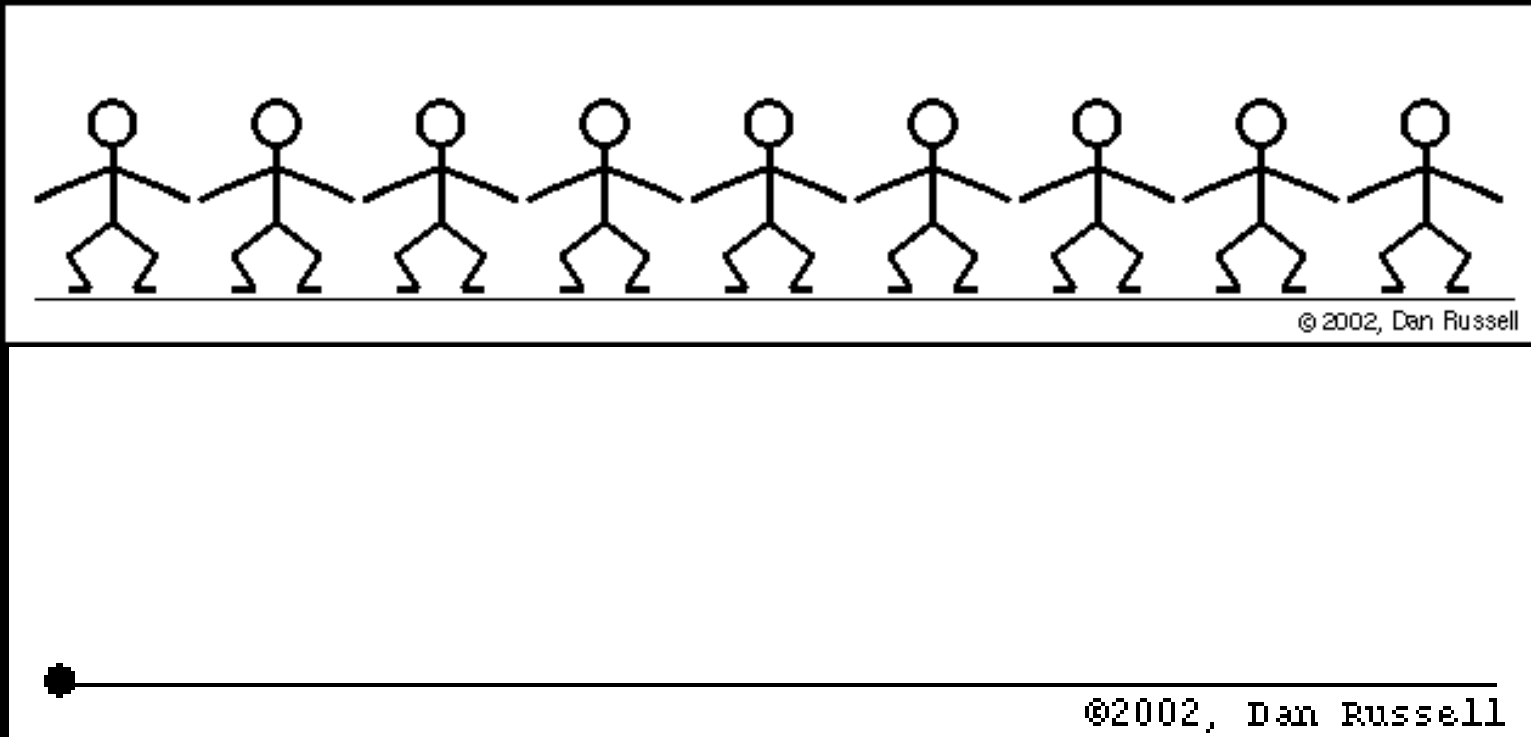
1 MHz = 10^6 = 1000 000 Hz

1 GHz = 10^9 = 1000 000 000 Hz

Hz = unité de mesure de la fréquence

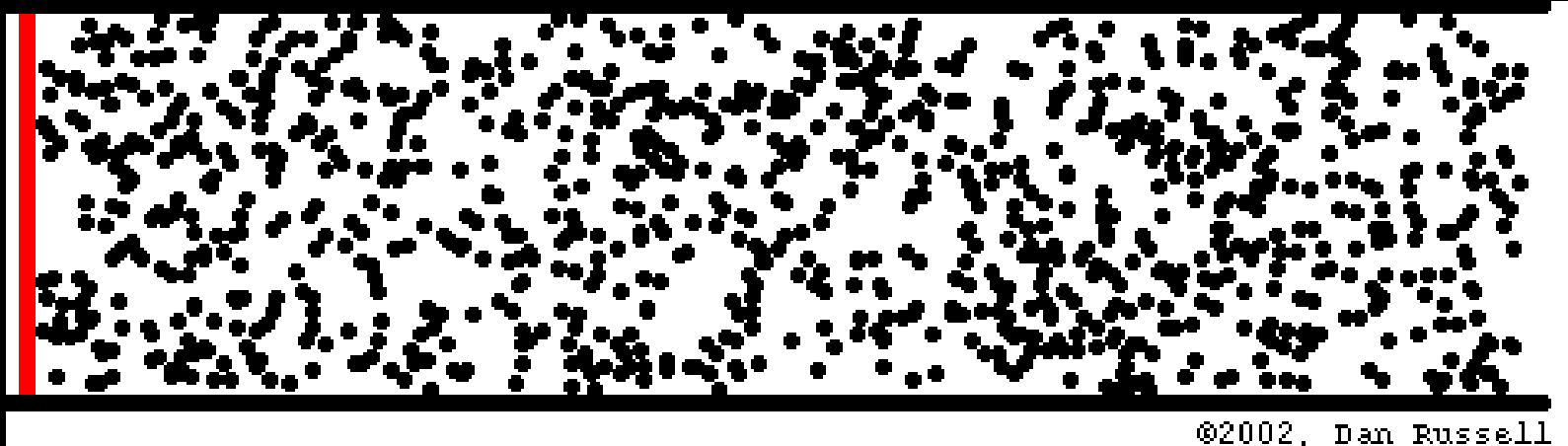


Propagation d'une onde



Une onde de pression est une déformation localisée de l'espace matériel qui se propage **sans transport de matière**

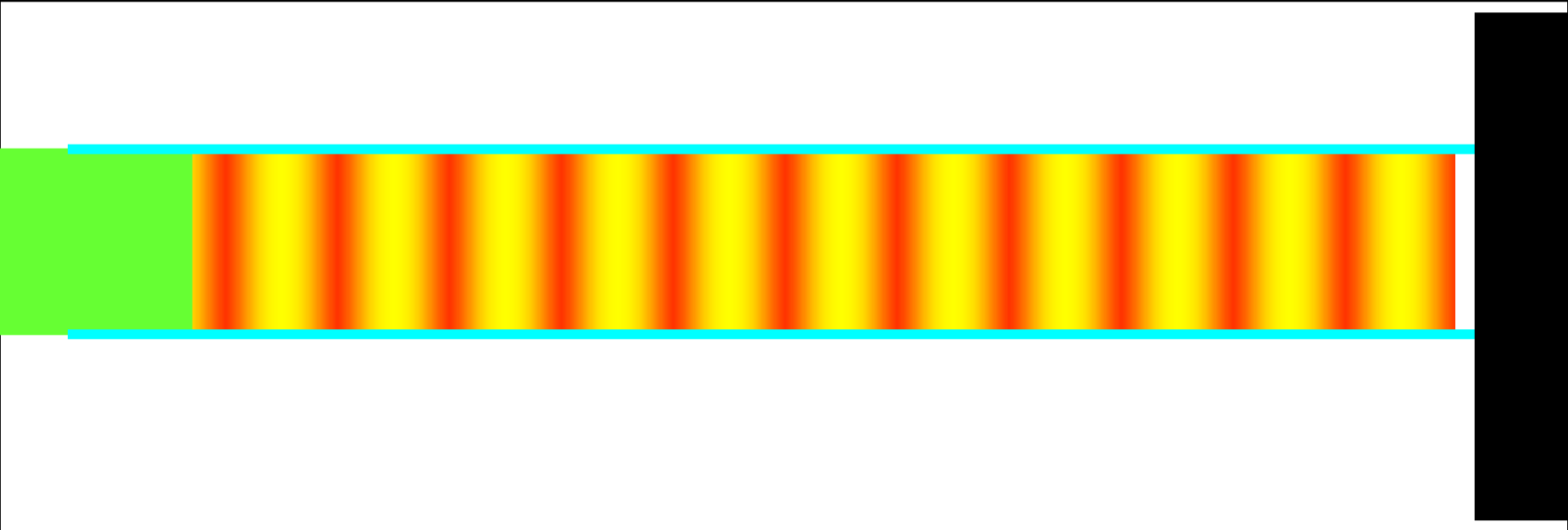
Onde sonore



L'onde (ultra)sonore est une variation de pression qui se propage dans le milieu considéré

Pression exercée alternative, sinusoïdale: présence de zones de compression et de raréfaction de la matière

Onde sonore



Dans un milieu élastique, la pression acoustique se propage comme une onde, à une vitesse (ou célérité) qui dépend de la nature du milieu.

Les Ultrasons

- Ondes mécaniques → transfert d'énergie mécanique entre les différentes molécules du milieu propagateur
- Pas de propagation dans le vide
- Propagation seulement dans un milieu matériel
- Ondes *sinusoïdales* caractérisées par fréquence: **F** en Hz (s^{-1})

$$\mathbf{F} = \mathbf{1} / \mathbf{T}$$

T : période

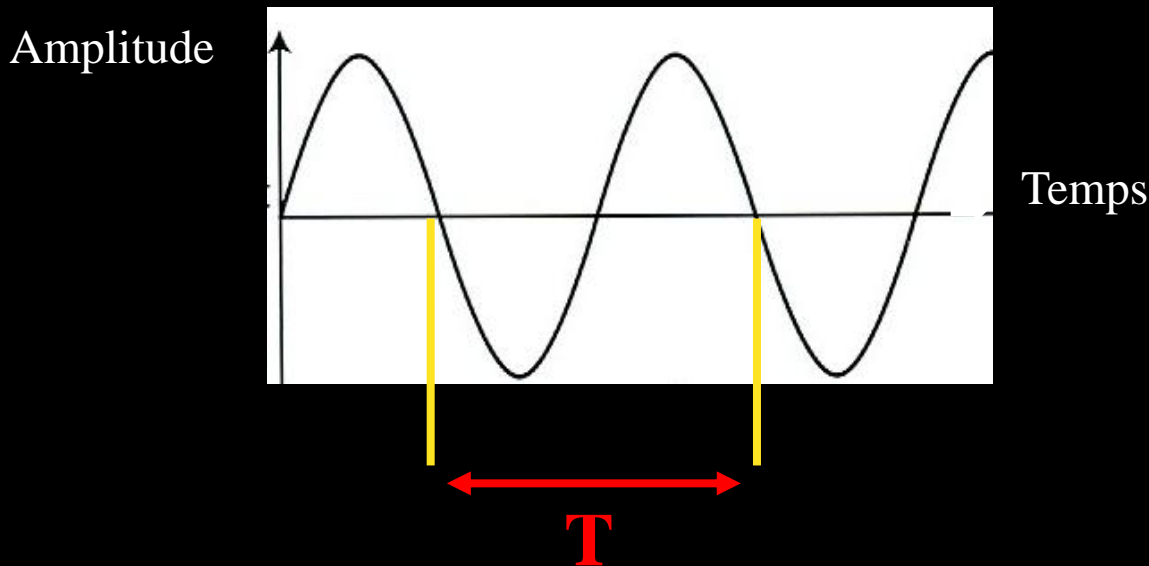
Les Ultrasons

F = nombre de fois qu'un phénomène périodique se reproduit

F = nombre de variations de pression par seconde

T = période : inverse de la fréquence

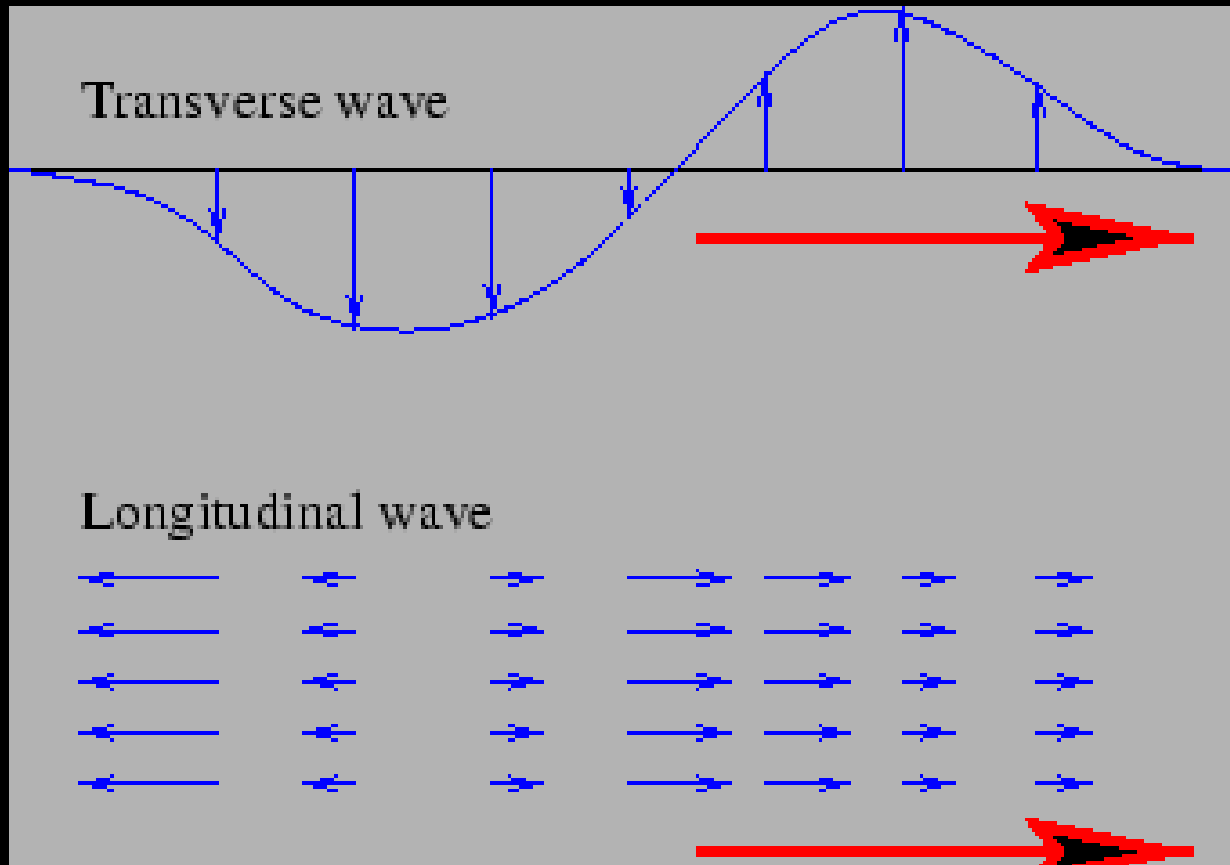
T = temps, en secondes, qui sépare les deux instants les plus proches où l'onde a les mêmes caractéristiques



I) Propagation des ultrasons

- Propagation **en ligne droite** dans un milieu **homogène**, transport d'énergie **sans transport de matière**
- Distinguer : vitesse de vibration des US **V** ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$) et vitesse de propagation ou **célérité C** ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)
- **C** dépend **uniquement** des caractéristiques du **milieu** biologique traversé, de sa capacité à transmettre plus ou moins vite les US
- Onde acoustique : **onde longitudinale**, mouvements des particules dans la direction de la propagation (mais il existe aussi des ondes transversales, mouvement perpendiculaire mais vite atténué)

Deux types d'ondes



Transverse wave

Transversale
Cisaillement

Longitudinal wave

Longitudinale
Compression



Mouvement des particules



Direction de la propagation

Célérité des Ultrasons

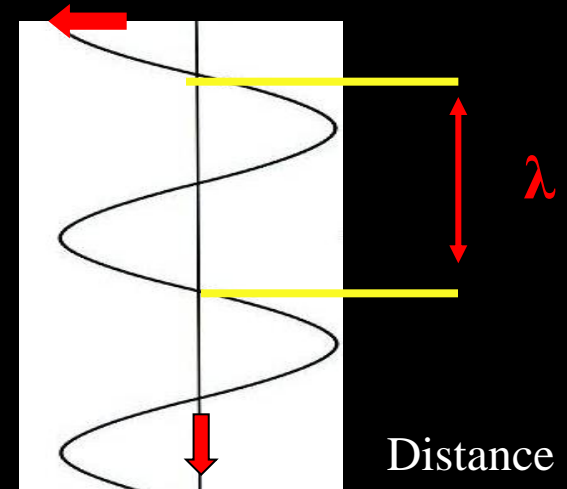
Milieu	C (m .s ⁻¹)
Air	330
Graisse	1450
Eau	1480
Tissus mous (moyenne)	1540
Os	3500

En pratique, tissus mous, **C ~1500 m .s⁻¹ (1540 m .s⁻¹)**

Longueur d'onde

$$\lambda = C / F \quad \text{ou} \quad \lambda = C T$$

Pression



- Lien entre la longueur d'onde λ et C
- Lien entre λ et fréquence F (Hz)
- λ (mm) : **distance** séparant deux points du trajet de l'onde ayant la même pression à un instant donné
- λ dépend des caractéristiques mécaniques du milieu
- Pour un milieu donné, λ **diminue si F augmente**

$$\lambda = C / F \quad \text{ou} \quad \lambda = C T$$

Exemple: tissus mous $C = 1500 \text{ m/s}$

- si $F = 1 \text{ MHz} \rightarrow \lambda = 1,5 \text{ mm}$
- si $F = 2 \text{ MHz} \rightarrow \lambda = 0,75 \text{ mm}$
- si $F = 5 \text{ MHz} \rightarrow \lambda = 0,3 \text{ mm}$

Si $F = 1 \text{ MHz}$, détection détails = limitée à $1,5 \text{ mm}$

$$\lambda = 1500 / 10^6 = 1,5 \cdot 10^{-3} \text{ m} = 1,5 \text{ mm}$$

$$\lambda = C / F \quad \text{ou} \quad \lambda = C T$$

Exemple: tissus mous $C = 1540$ m/s

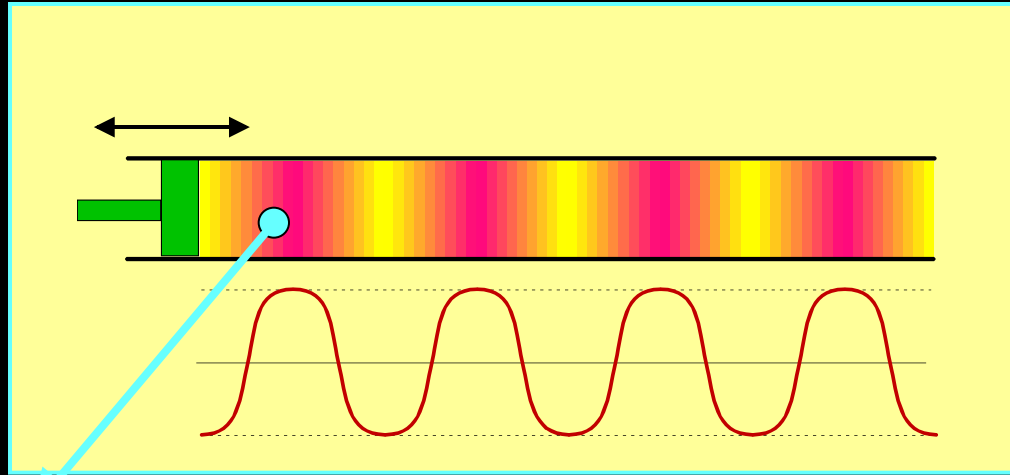
Sonde émettant à une fréquence $F = 7,5$ MHz

$$\lambda = 1540 / 7\,500\,000 = 0,2 \text{ mm}$$

La fréquence de la sonde a un effet direct sur la résolution de l'image échographique.

Si $F = 7,5$ MHz, détection détails à 0,2 mm

Energie transportée par l'onde US



En un point donné, **l'intensité acoustique (I)** est exprimée en en
watts.cm⁻²

Elle est d'autant plus grande que la densité du milieu est faible et
que la vitesse de propagation est lente

$$\mathbf{I = p_0^2 / 2 \rho c}$$

p_0 = pression acoustique maximale (Pascal)

ρ = densité du milieu (Kg.m⁻³)

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

Intensité = Energie par unité de surface

Ultrasonographie Diagnostique :

I = quelques mW/cm²

à quelques dizaines de mW/cm²

Effets Biologiques :

I > 1 W/cm²

Les conditions usuelles d'utilisation de l'échographie impliquent des intensités acoustiques << au seuil d'apparition d'effets biologiques

- Les **différences d'intensité** s'expriment en **décibels** (dB) (unité relative)
→ l'**atténuation** de l'intensité US s'exprime sur une échelle logarithmique en dB

- Soit **deux ondes** US dont les intensités absolues sont A et B,
et soit **D** la **différence de leurs niveaux d'intensité sonore**:
D s'exprime en décibels (dB)

$$\mathbf{D = 10 \log B/A}$$

- *Exemple* : traversée d'un milieu avec I passant de 10^{-2} à 10^{-5} →
 $D = 10 \log 10^{-5} / 10^{-2} = 10 \log 10^{-3} = -30 \text{ dB}$

Donc l'atténuation de l'intensité est de -30 dB

II) Interaction des US avec la matière

Dans un milieu **hétérogène** (corps humain) : 3 mécanismes distincts sont responsables de l'**atténuation** globale du faisceau.

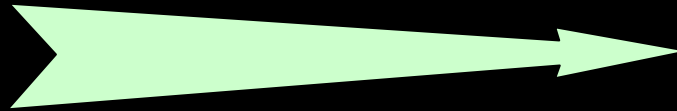
- Absorption
- Réflexion- réfraction
- Diffusion

1) Atténuation par absorption

- Lors de la propagation de l'onde, une partie de l'énergie US est **absorbée par le milieu** → diminution de l'intensité acoustique

- Absorption variable en fonction :

→ de la **distance** parcourue par l'onde (loi exponentielle décroissante, intensité diminue + vite dans les premiers cm)



→ de la **fréquence**: transfert d'énergie vers les tissus augmente avec la fréquence, **coefficient d'absorption α**

$$\alpha = k F^2$$

$$\alpha = k F^2$$

→ L'atténuation augmente lorsque la fréquence augmente

Choix de la fréquence des US en fonction de la profondeur de l'organe

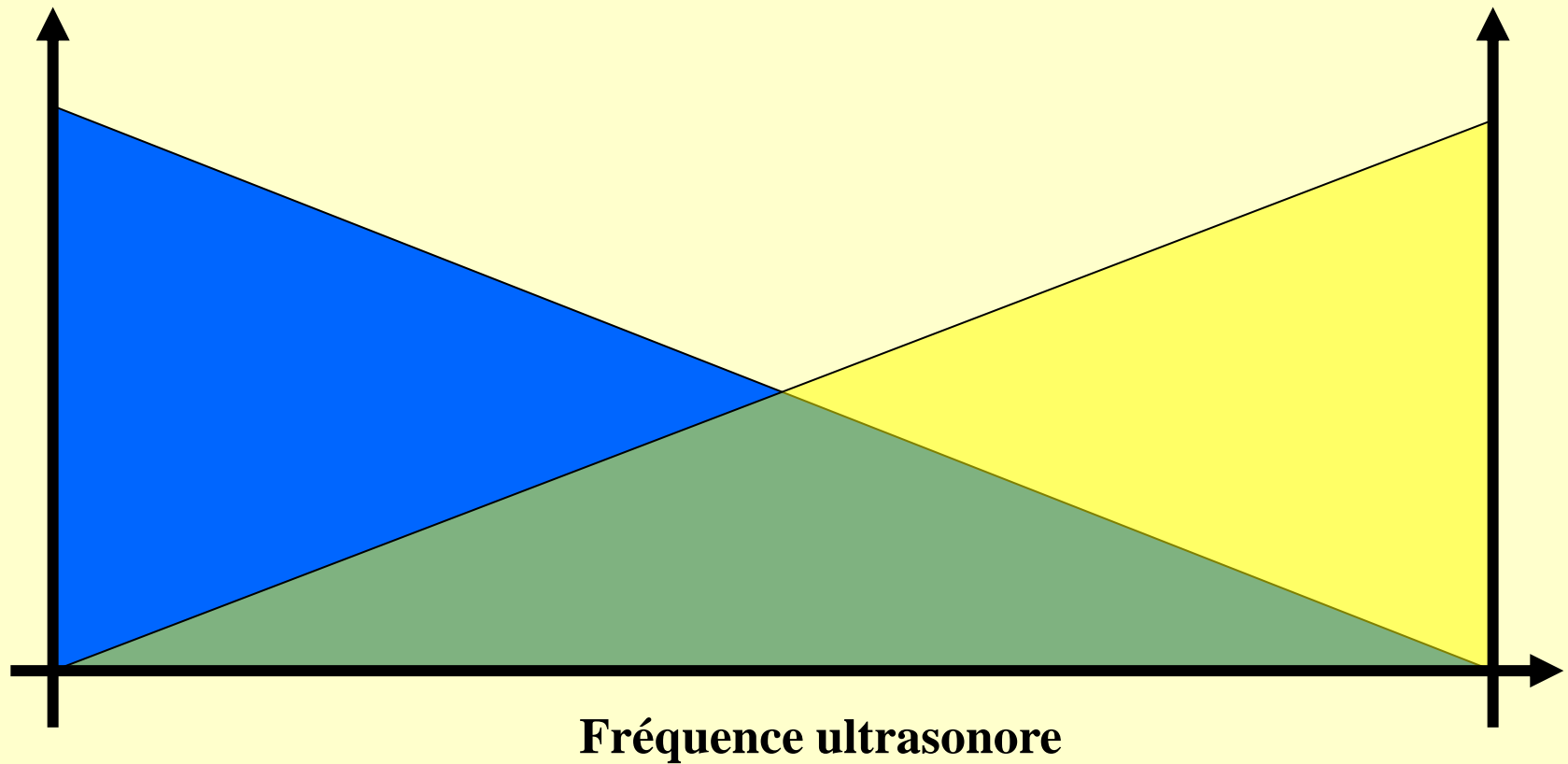
- *Basses fréquences pour l'exploration des organes profonds*
- *Hautes fréquences pour l'exploration des organes superficiels*

→ α dépend des caractéristiques biophysiques des tissus

L'atténuation de l'énergie acoustique

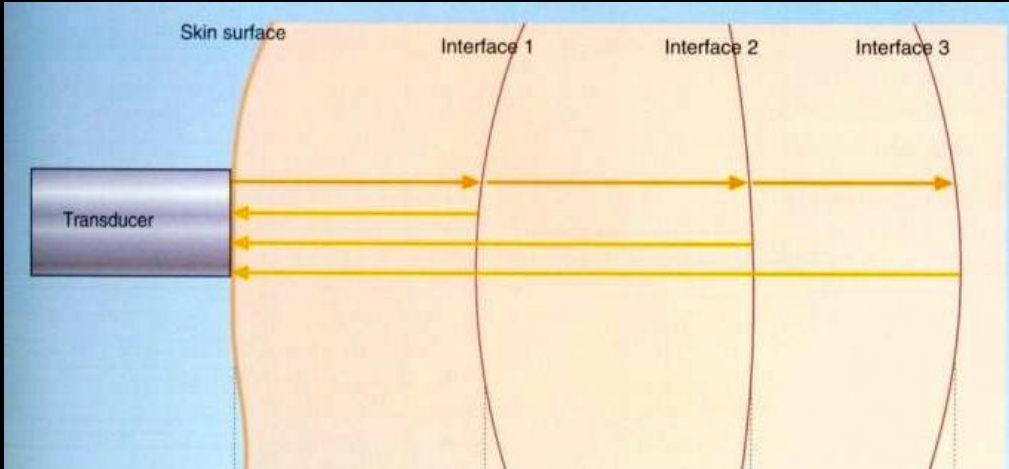
Profondeur de Pénétration

Résolution Spatiale



2) Atténuation par réflexion- réfraction

- **Interface** acoustique : frontière entre deux milieux d'impédance acoustique différente (virtuelle ou non)
- Pas d'interface → pas de réflexion → pas d'image
- Détection de la partie réfléchi : principe de l'échographie

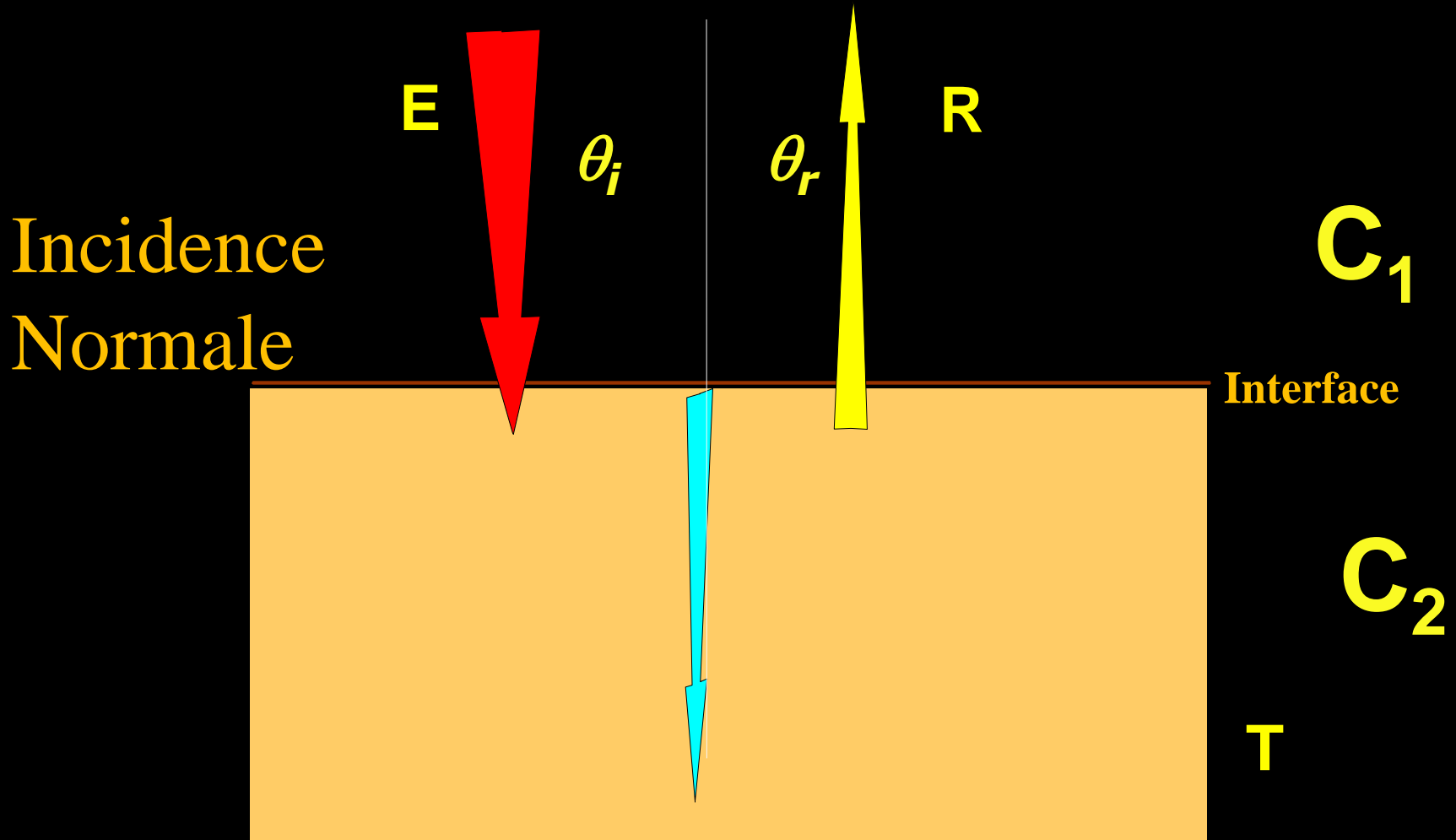


Echographie = imagerie d'interfaces

Mesure le temps → donne information sur la distance à laquelle se trouve l'interface

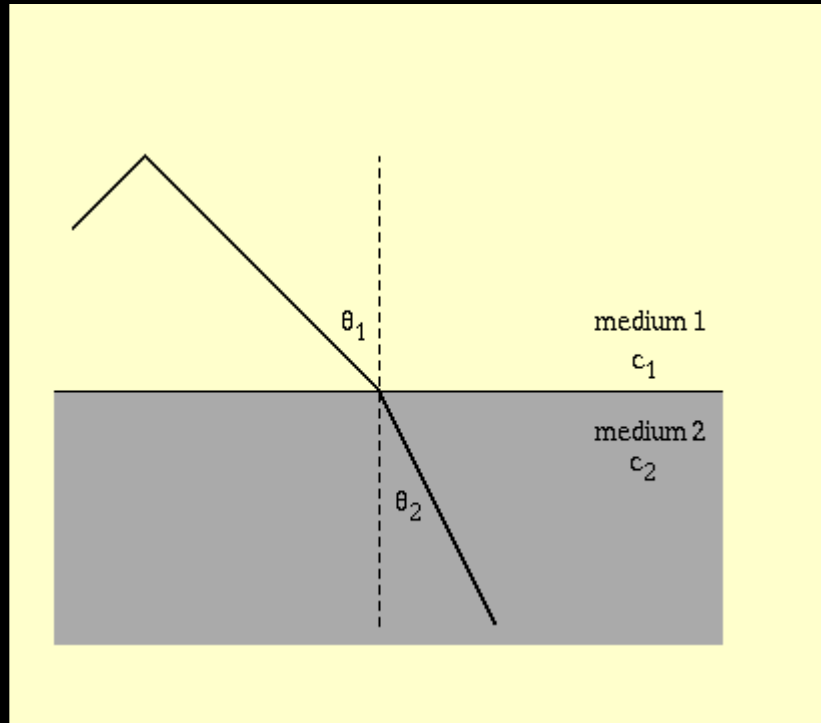
$$t = 2 \times d / c$$

Réflexion (R) et Réfraction (T)



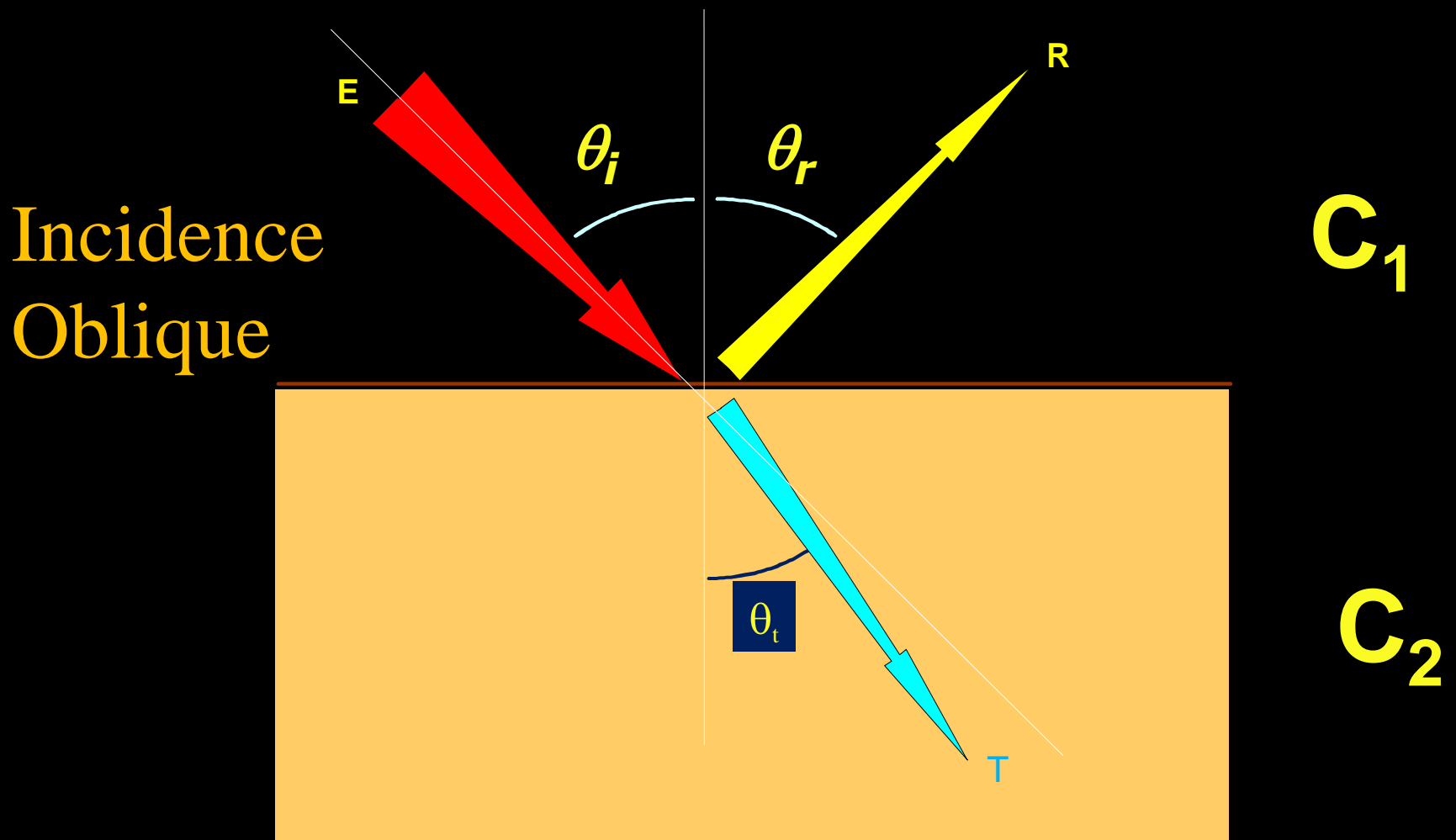
$$\theta_i = \theta_r \quad R+T=1$$

Réfraction



Incidence oblique: déviation du faisceau lors du passage dans un milieu d'impédance acoustique différente

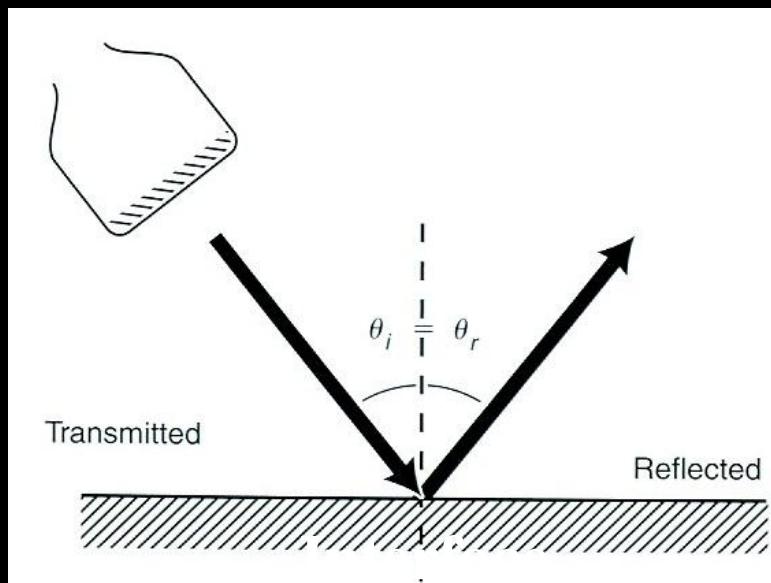
Réflexion (R) et Réfraction (T)



$$\theta_i = \theta_r \quad \sin \theta_i / \sin \theta_t = c_1 / c_2$$

Onde incidente

C_1



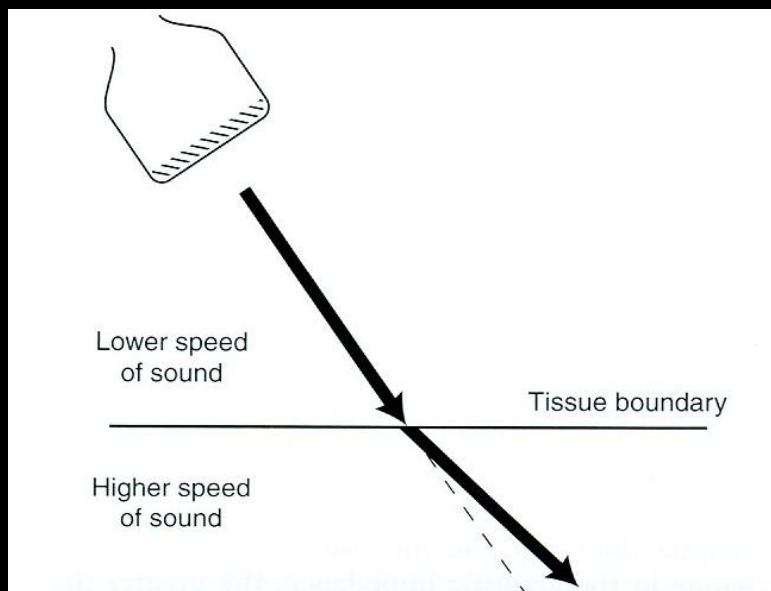
Onde réfléchi
= réflexion

$$\theta_i = \theta_r$$

C_2

Onde incidente

C_1



$$\theta_i \neq \theta_t$$

$$\sin \theta_i / \sin \theta_t = C_1 / C_2$$

C_2

Onde transmise
= réfraction

Tissus humains: célérités proches \rightarrow faible déviation du faisceau

- Coefficient de réflexion **R** : rapport entre énergie réfléchie **I_r** et énergie incidente **I_i**

$$\mathbf{R} = \mathbf{I}_r / \mathbf{I}_i$$

R varie en fonction :

- des angles incidents et réfléchis : énergie réfléchie **maximale** si incidence normale donc **angle égal à 90°**
- de l'impédance acoustique des tissus **Z**

Impédance acoustique **Z**

Z : grandeur caractéristique du milieu

$$\mathbf{Z} = \rho \mathbf{C}$$

- \mathbf{C} : m.s^{-1}

- ρ : Kg.m^{-3}

- \mathbf{Z} : $\text{Kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}$ ou **RAYL** (Rayleigh)

$$\mathbf{C} = \mathbf{Z} / \rho$$

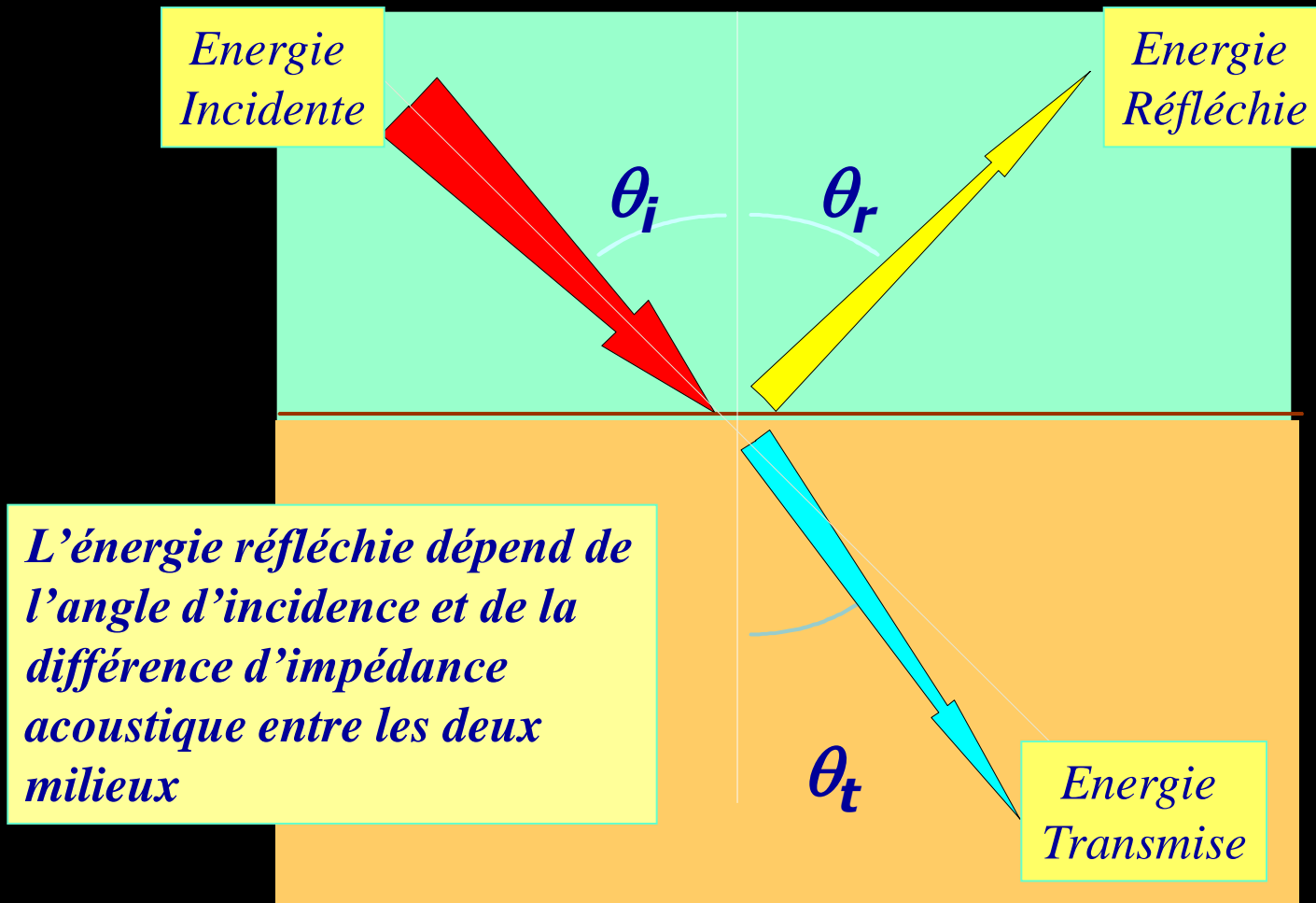
$$\mathbf{R} = \mathbf{I}_r / \mathbf{I}_i = (\mathbf{Z}_2 - \mathbf{Z}_1)^2 / (\mathbf{Z}_2 + \mathbf{Z}_1)^2$$

➤ Coefficient de transmission **T**

$$\mathbf{T = 1 - R}$$

$$\mathbf{T = I_t / I_i}$$

$$\mathbf{T = 4 Z_1 Z_2 / (Z_2 + Z_1)^2}$$



Energie Réfléchie (R) et Transmise (T)

Exemple : calcul du coefficient de réflexion R entre une interface foie et graisse

Graisse : $Z_1 = 1,35$ Mrayls

Foie : $Z_2 = 1,65$ Mrayls

$$R = (Z_2 - Z_1)^2 / (Z_2 + Z_1)^2$$

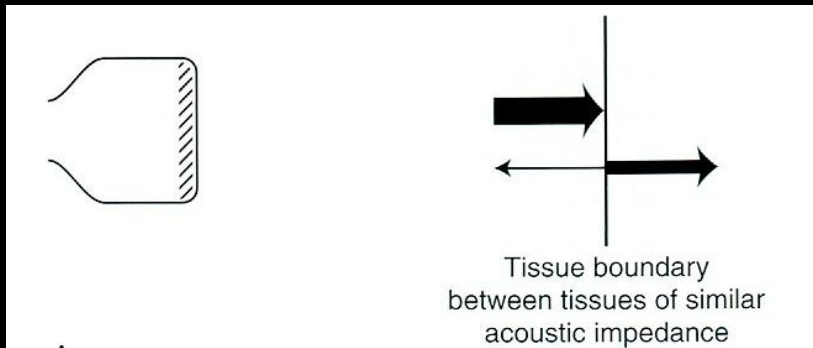
$$R = (1,65 - 1,35)^2 / (1,65 + 1,35)^2 = (0,3)^2 / (3,0)^2$$

$$R = (0,3/3,0)^2 = (0,1)^2 = 0,01 = 1\%$$

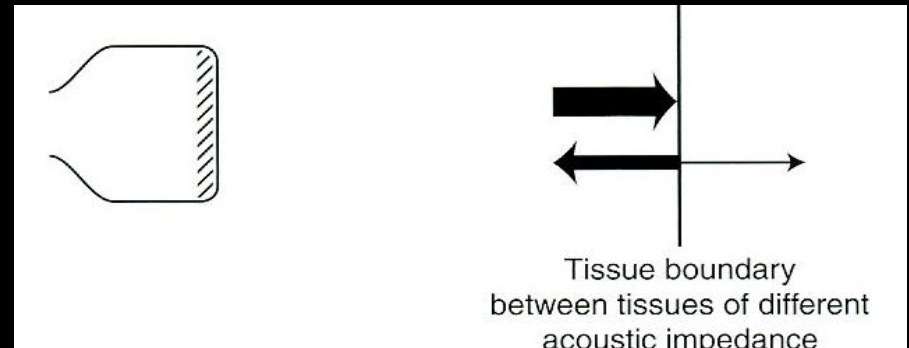
Impédance Acoustique

$$Z = \rho C$$

Intensité réfléchie varie selon valeur de l'interface



CAS 1

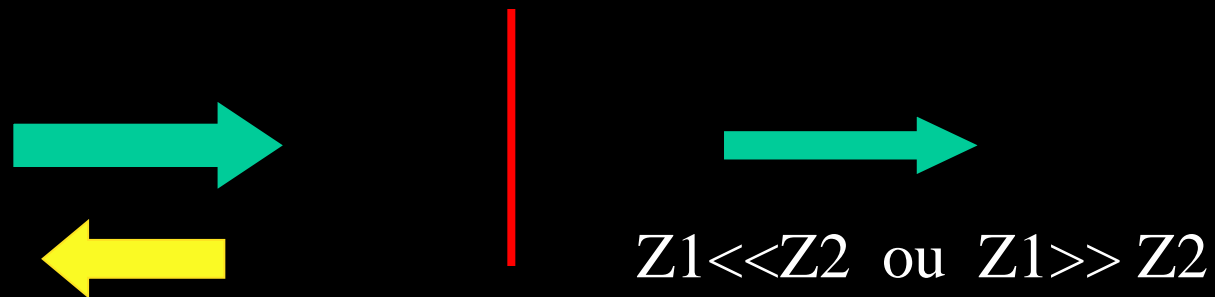
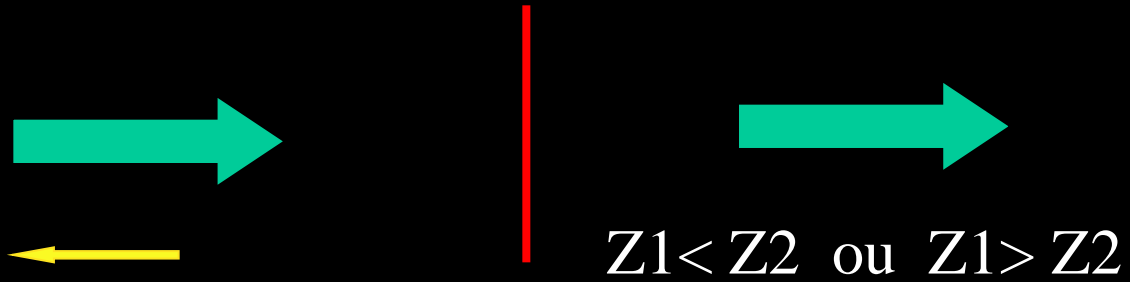
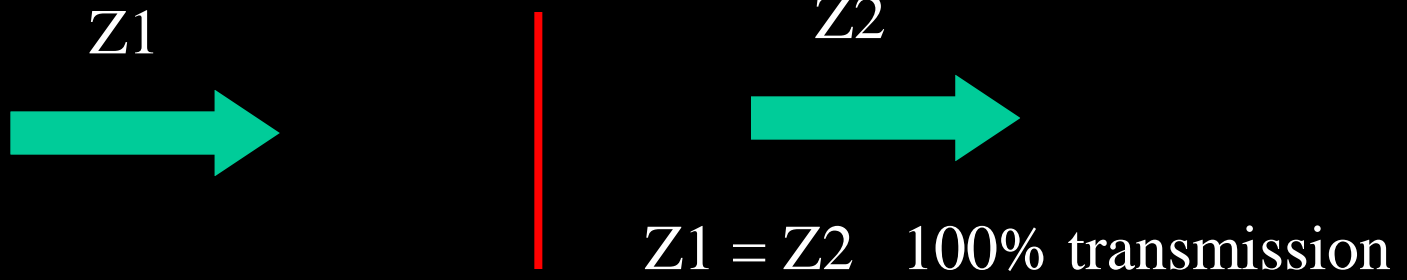


CAS 2

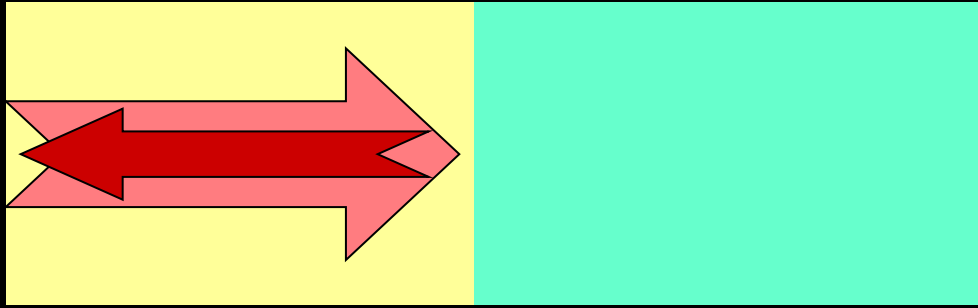
Deux tissus de densité proche : Z proches et R faible (milieu homogène)
→ la plus grande partie de l'onde est transmise (tissus mous) **CAS 1**

Deux tissus ou milieux très différents : Z différents et R élevé
→ le nombre d'interfaces acoustiques détectables est réduit **CAS 2**

Interface



Réflexion



1. La **construction d'une image** échographique par réflexion implique de pouvoir **détecter des facteurs de réflexion de l'ordre de 1%**.
2. Si 1% de l'énergie incidente est réfléchi, 99% est transmise et permet de **visualiser les tissus plus profonds**.
3. Les interfaces à facteurs de réflexion élevée « éblouissent » l'échographe, et l'énergie disponible en profondeur est faible.

Impédance acoustique des principaux tissus biologiques

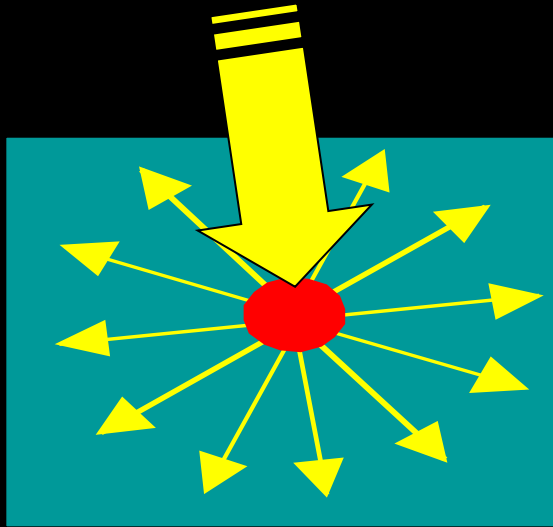
$$Z = \rho C$$

Tissu	Masse spécifique ρ : Kg/m ³ 10 ³	Impédance caractéristique Z : Kg/m ² /s 10 ⁶
Sang	1,06	1,62
Squelette	1,38 - 1,81	3,75 - 7,38
Cerveau	1,03	1,55 - 1,66
Tissu Adipeux	0,92	1,35
Reins	1,04	1,62
Foie	1,06	1,64 - 1,68
Poumons	0,40	0,26
Muscle	1,07	1,65 - 1,74
Rate	1,06	1,65 - 1,67
Eau	1,00	1,52

Exemple : eau $Z = 1,52 \text{ kg/m}^2/\text{s} \cdot 10^6 = 1,52 \text{ Mégarayl}$

3) Atténuation par diffusion

Quand la taille de la **cible est petite par rapport à λ** l'énergie de l'onde ultrasonore est diffusée, avec réémission dans toutes les directions de l'espace.



Exemple : pour une fréquence d'émission de 5 MHz

$$\lambda = C/F \quad \lambda = 1540\ 000 / 5\ 000\ 000 = 0,308\ \text{mm}$$

($F = 5\ 10^6\ \text{Hz}$ et $C = 1540\ 10^3\ \text{mm/s}$)

Taille du globule rouge = $7\ \mu\text{m} = 0,007\ \text{mm} \rightarrow$ Diffusion

Attention aux unités

- La diffusion est à l'origine de **l'image échographique des parenchymes**
- L'intensité diffusée est en général plus faible que l'intensité réfléchie
- L'intensité non diffusée, c'est à dire transmise, permet de faire l'image des tissus situés plus en profondeur
- La proportion **d'intensité diffusée dépend de la fréquence de l'onde ultrasonore**

III) La Piézo-électricité



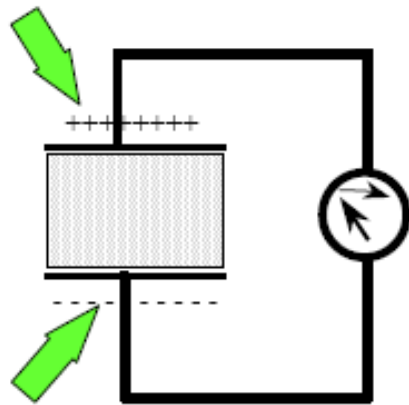
Energie Mécanique \longleftrightarrow Energie Electrique

Production des ultrasons

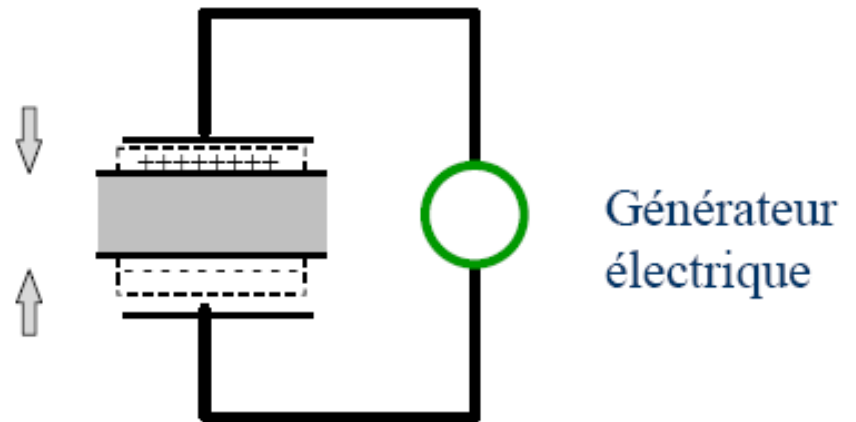
- **Effet piézo-électrique direct**: phénomène caractérisé par l'apparition d'une polarisation électrique à la surface de certains cristaux quand ils sont soumis à une contrainte mécanique
- **Effet piézo-électrique indirect**: variation d'épaisseur de certains cristaux quand ils sont soumis à une différence de potentiel

La Piézo-électricité

1-Effet Piézoélectrique direct
(réception)



2-Effet Piézoélectrique inverse
(émission)



L'effet piézo-électrique est réversible

IV) Sonde et Faisceau

Sonde ultrasonore

Sonde = 3 éléments principaux au sein d'un boîtier isolant et protecteur :
la céramique, l'amortisseur, et l'isolant

- Céramique

- émettrice et réceptrice des US
- sondes actuelles = cristaux de synthèse
- chaque céramique se caractérise par une **fréquence de résonance** qui est fonction de son épaisseur et de la nature du matériau

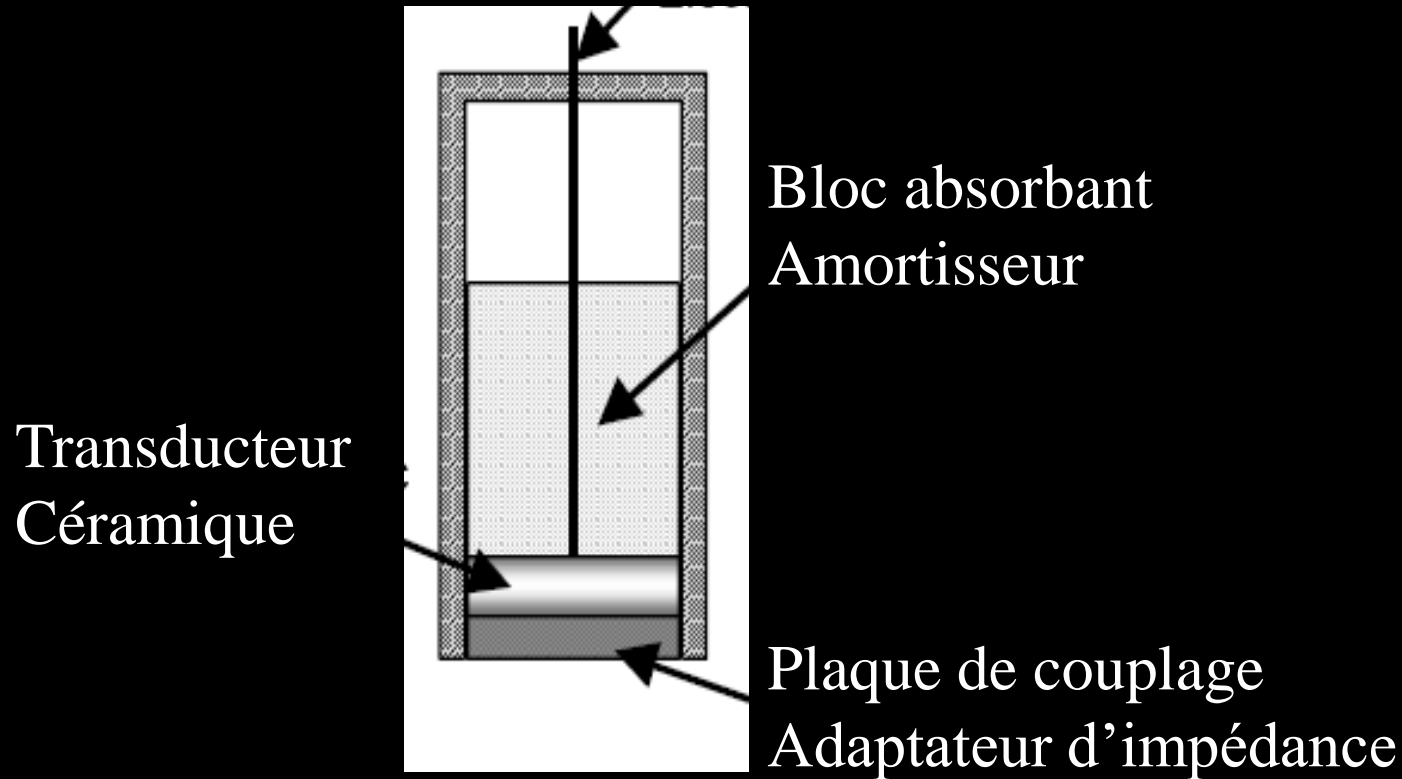
- Amortisseur

- placé en arrière de la céramique
- 2 buts : amortir les vibrations de la céramique et absorber le rayonnement émis en arrière, **conditionne la brièveté du signal donc la résolution**

- Adaptateur d'impédance

Matériau non conducteur, isole de la peau et protège la céramique
Optimise la transmission d'énergie entre la sonde et le corps

Vue en coupe d'un transducteur ultrasonore



Sondes à transducteurs multiples

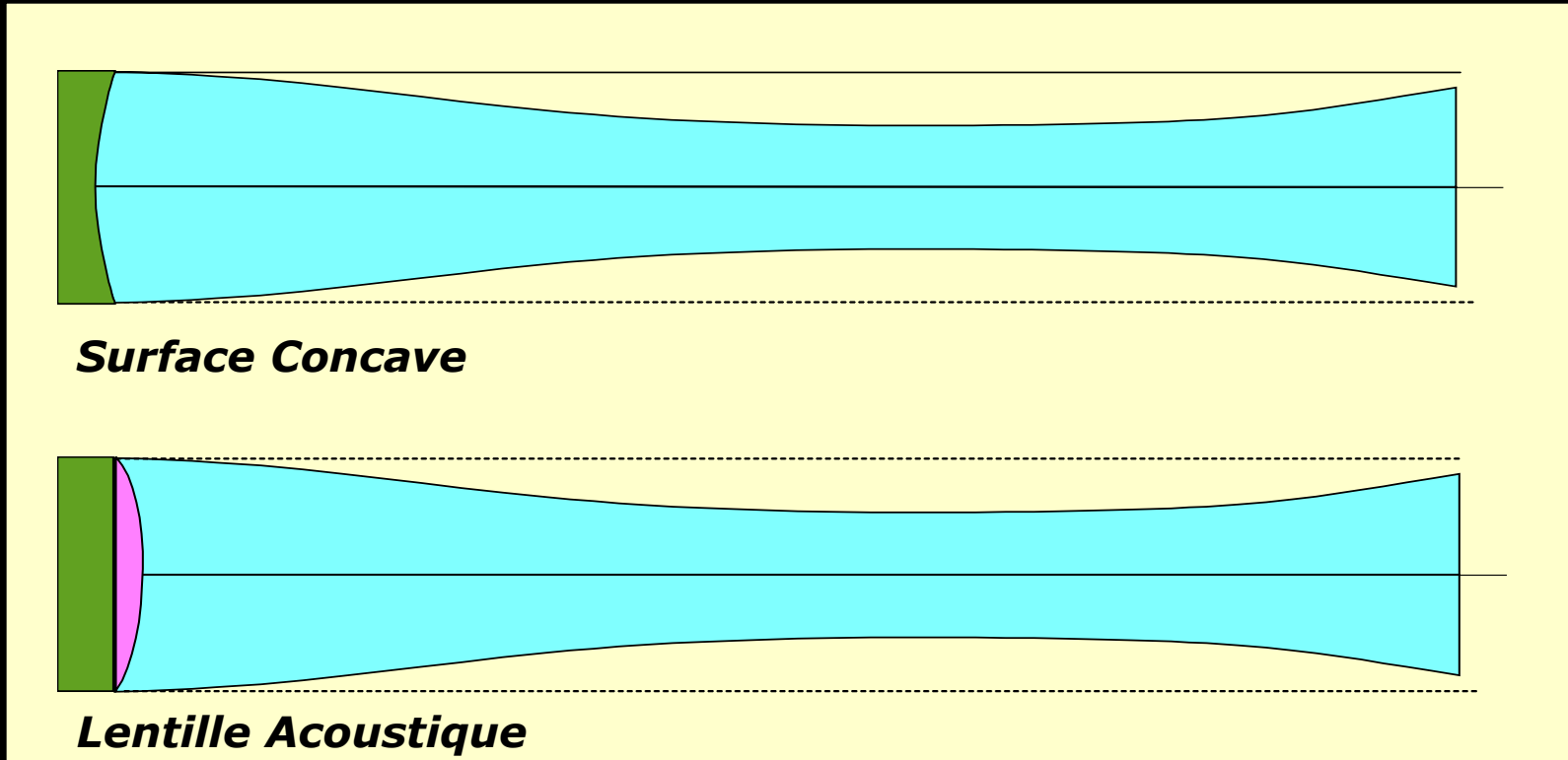
Faisceau ultrasonore

Faisceau d'une onde plane



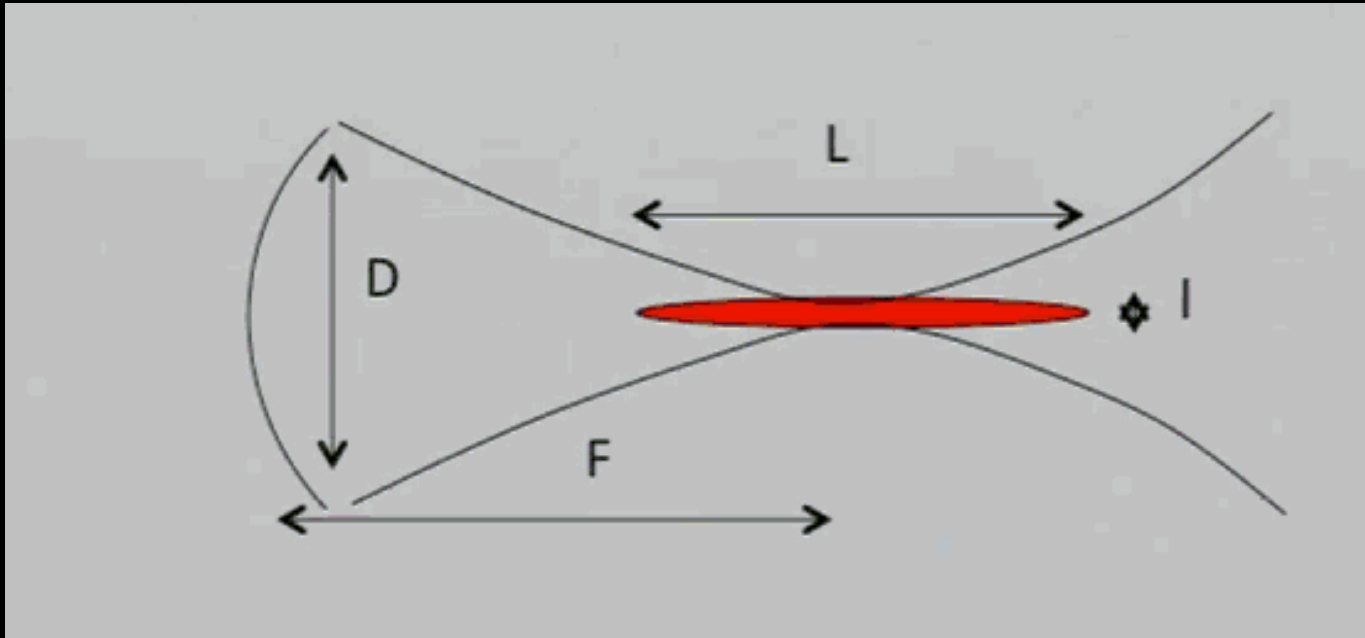
←→ ←→
Champ proche Champ lointain
(Zone de Fresnel) (Zone de Fraunhofer)

Faisceau focalisé



Focalisation à focale fixe par concavité de la sonde, ou plus généralement, par interposition d'une lentille acoustique

La Focalisation Acoustique



- Source de diamètre D , en forme de lentille permet une focalisation des US à une certaine profondeur qui est la distance focale (F) qui a une largeur (l)

$$l = \lambda F/D$$

$$L = \mathcal{N} (F/D)^2$$

La Focalisation Acoustique

$$l = \lambda F/D$$

$$L = 7\lambda (F/D)^2$$

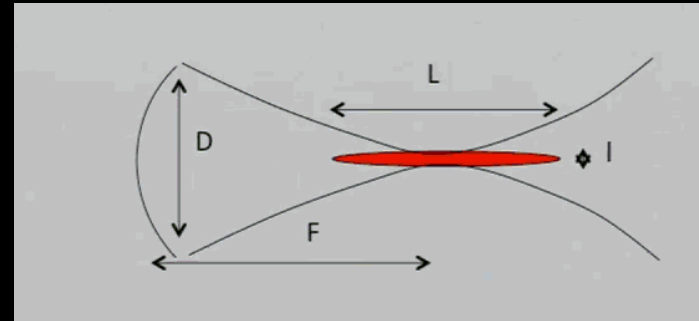
L = tâche focale

Exemple:

Fréquence = 3.5 MHz

D = 3 cm de diamètre

F = 7 cm de profondeur

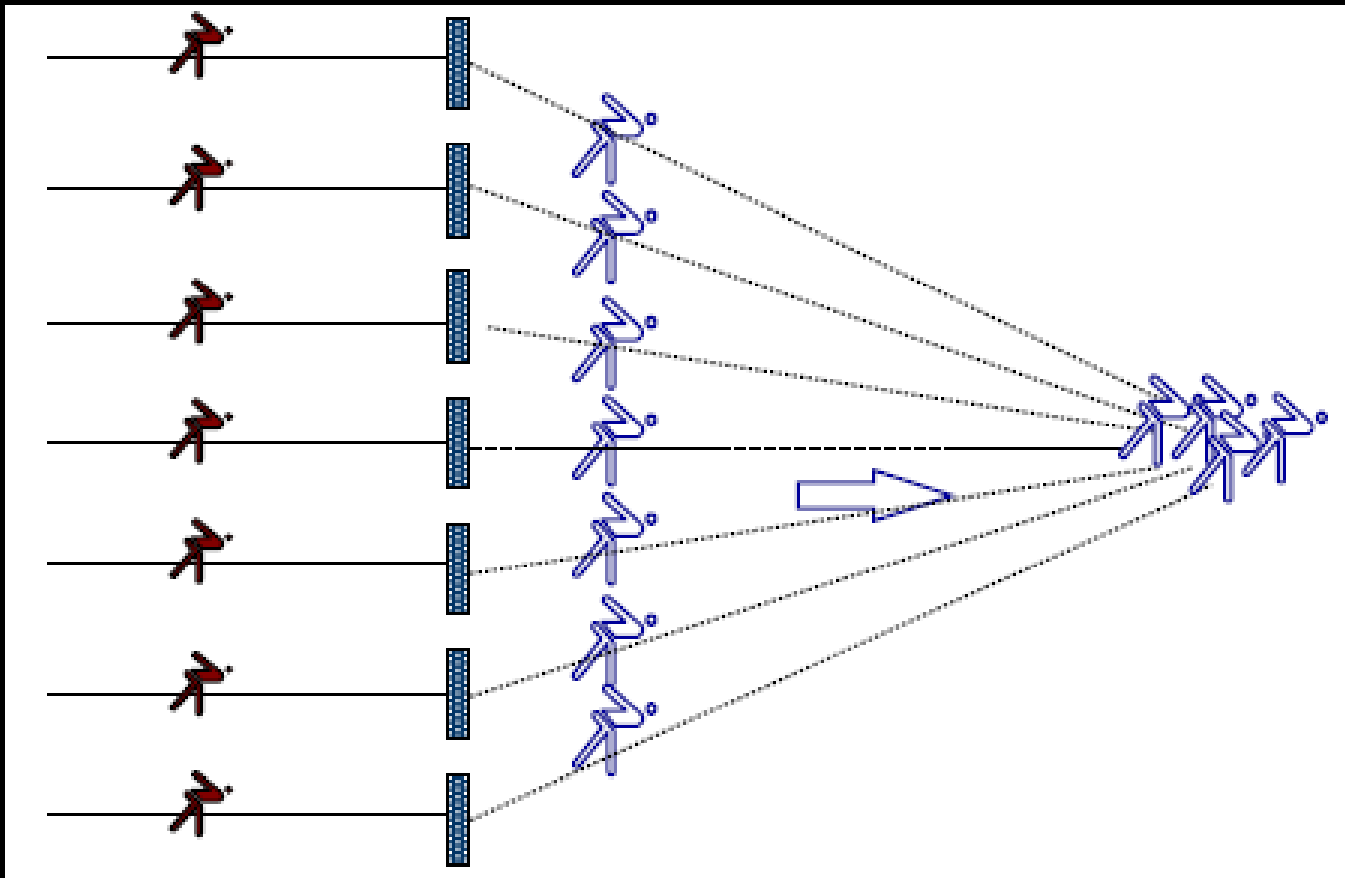


$$l = 1 \text{ mm}$$

$$L = 16 \text{ mm}$$

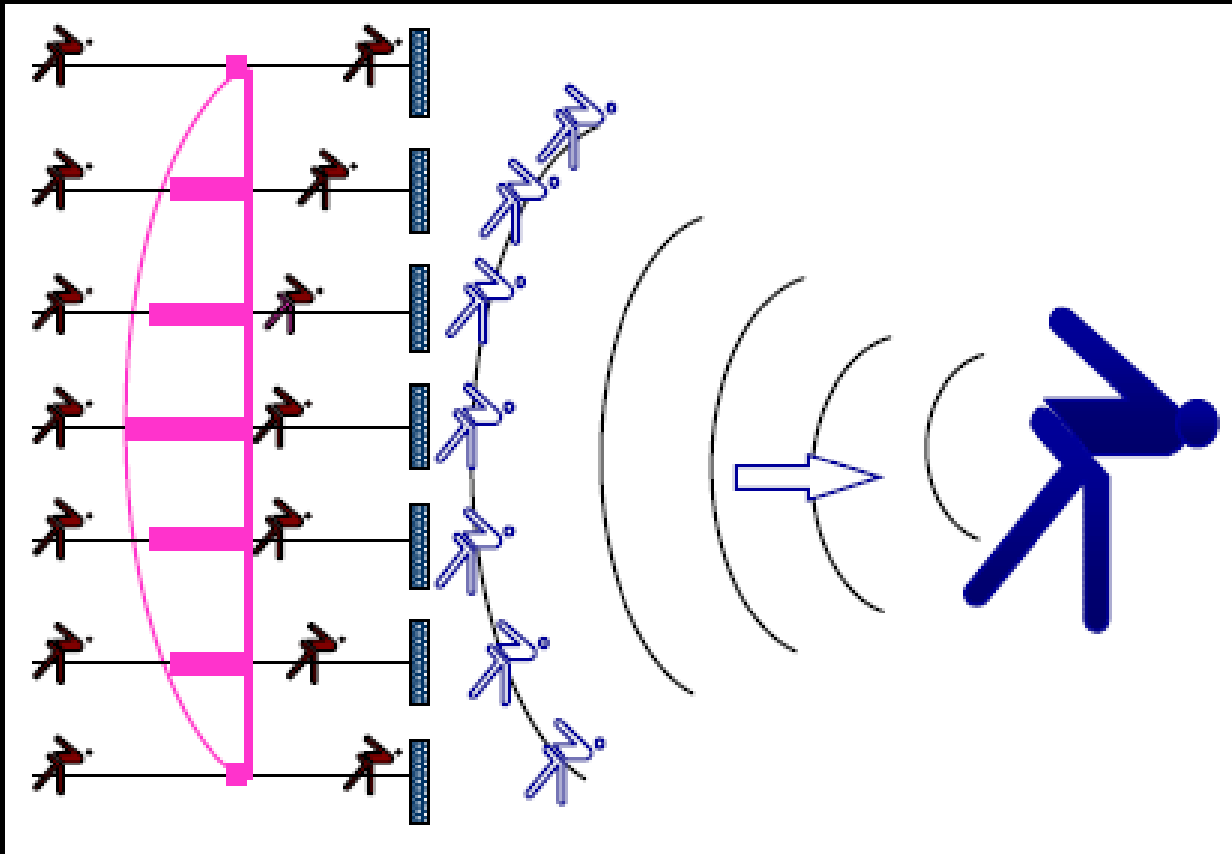
Donc mon faisceau est focalisé sur une longueur de 16mm sur une largeur de 1mm

La Focalisation électronique



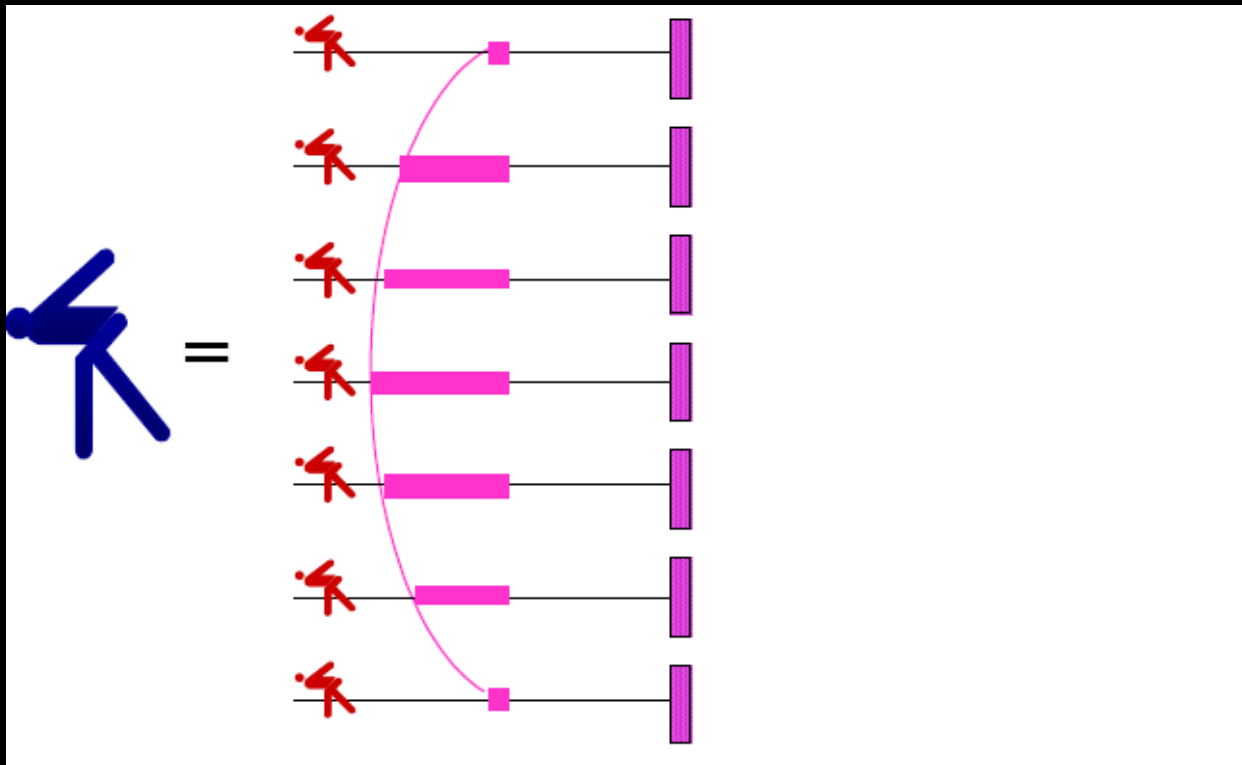
Impulsions électriques **simultanées, sans focalisation** :
les impulsions acoustiques ne parviennent pas simultanément au
point M

La Focalisation électronique

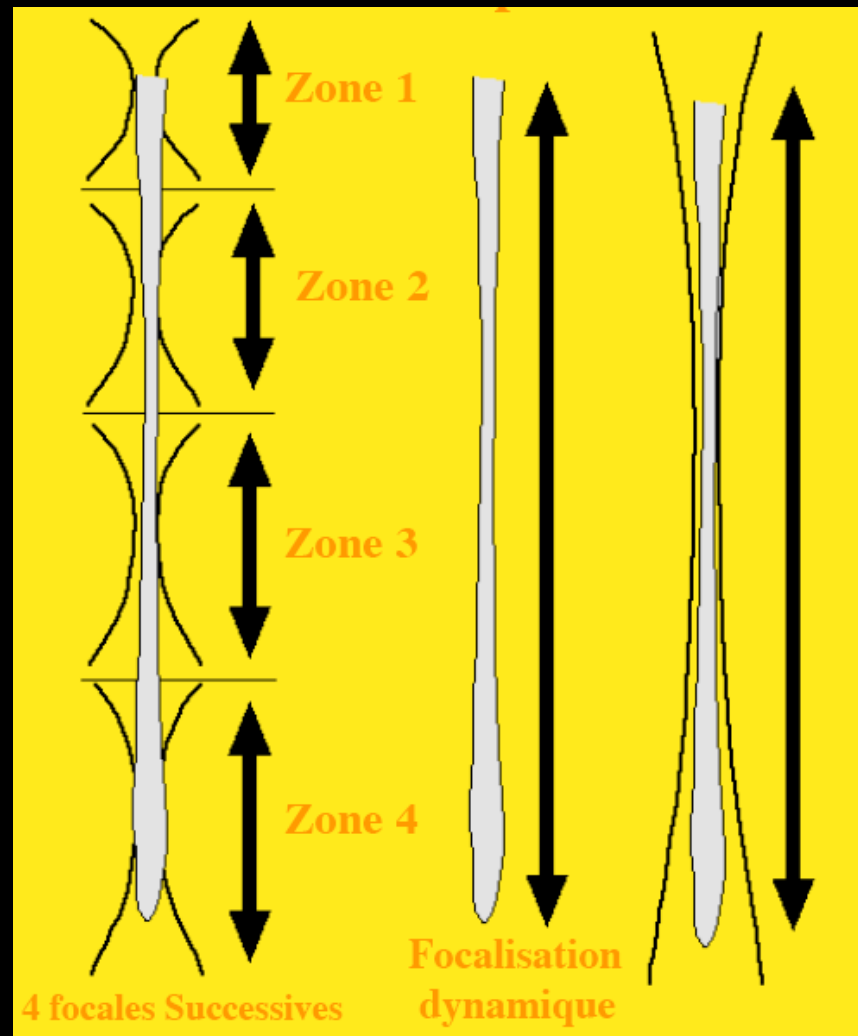


Impulsions électriques **déphasées** (lignes à retard) : les impulsions acoustiques parviennent simultanément en un point de la zone focale où elles s'additionnent pour former une seule onde de forte amplitude

La Focalisation électronique



Le même principe est utilisé en réception



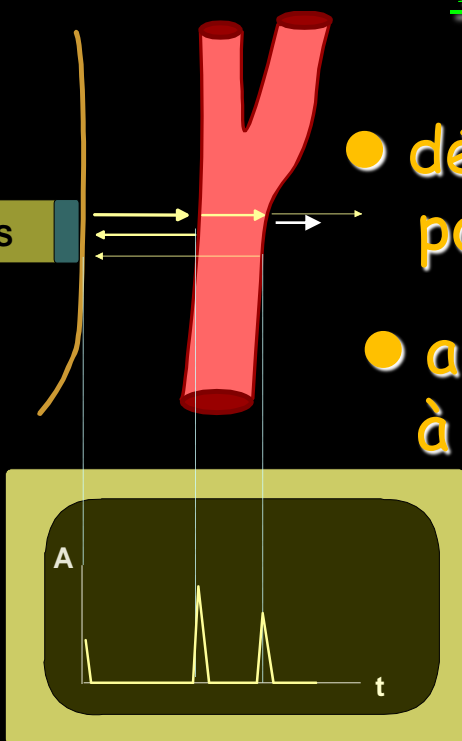
L'augmentation du nombre de zones de focalisation électronique permet de maintenir la géométrie du faisceau mais ralentit la cadence d'imagerie

Les différentes techniques de l'échographie

Les différentes modalités de l'échographie

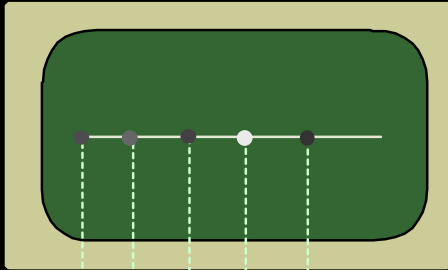
1. MODE A (amplitude)

- déviation de la ligne de base d'un oscilloscope pour chaque écho réceptionné
- amplitude proportionnelle à l'échogénicité de l'interface

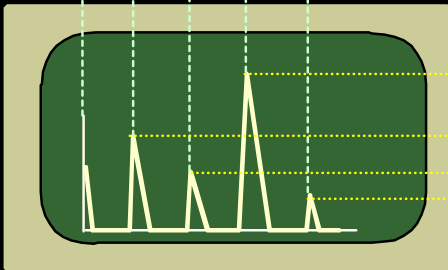


→ abandonné (ophtalmologie)

2. MODE B (brillance)



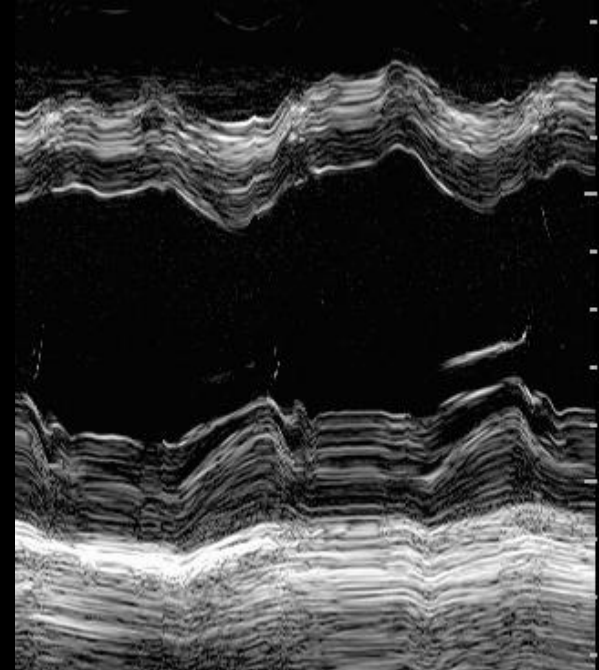
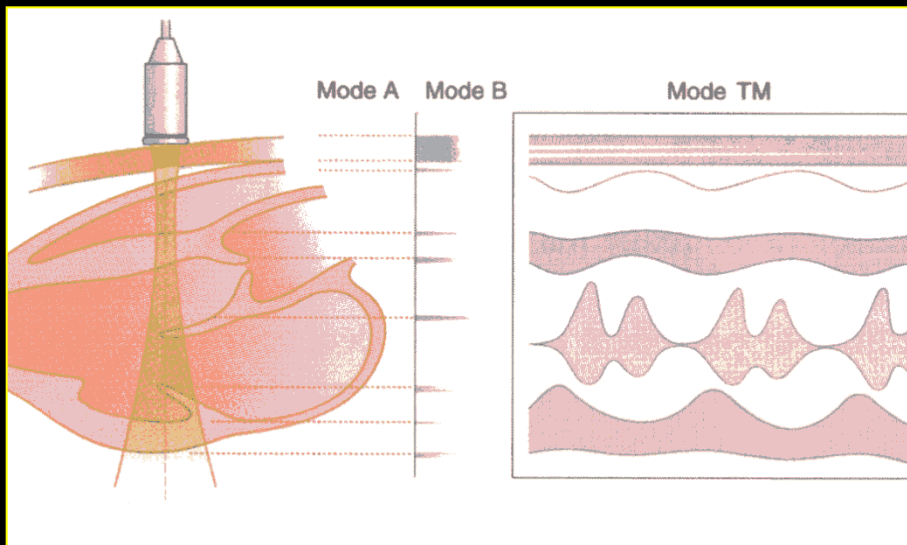
- amplitude des échos codée en échelle de gris:
+ A est élevée + la brillance est forte



3. MODE TM (temps-mouvement)

- permet de suivre une ligne d'exploration dans le temps
- mode de référence / résolution spatiale + temporelle

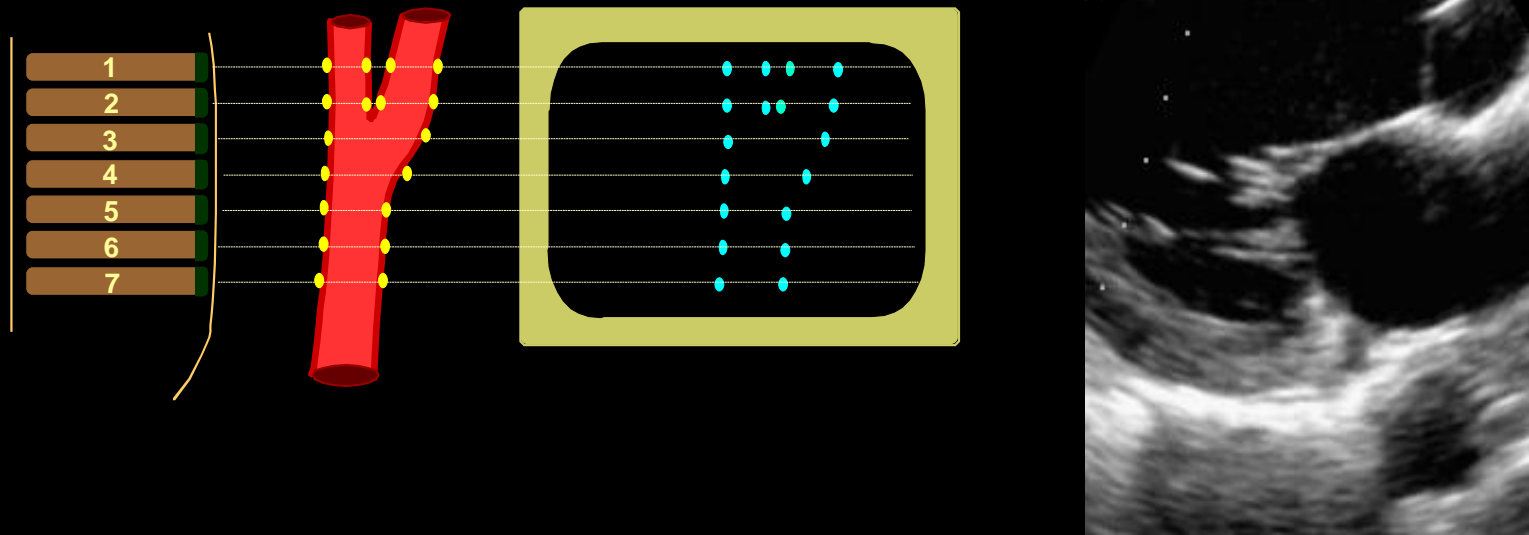
→ mesure dimensions cavités cardiaques et épaisseurs pariétales



4. MODE BD (bidimensionnel)

- juxtaposition d'un grand nombre de lignes d'explorations dans un même plan

→ analyse morphologique et dynamique



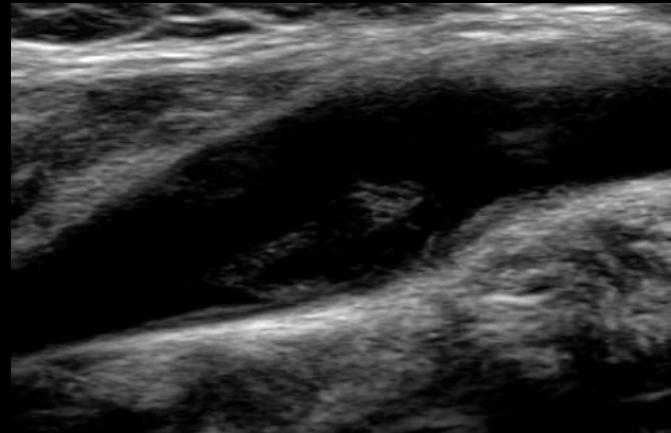
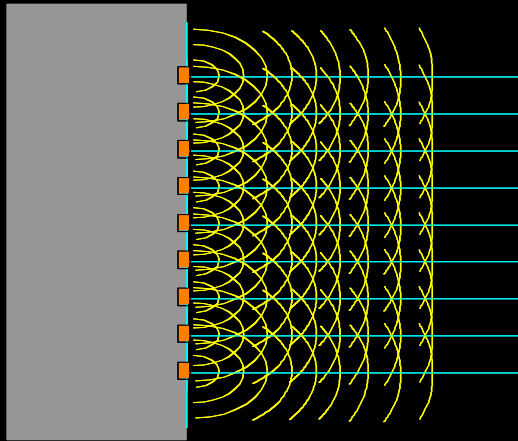
Les différents types de balayage

dépend de la fenêtre acoustique disponible

1. BALAYAGE ELECTRONIQUE LINEAIRE

sonde de type barrette

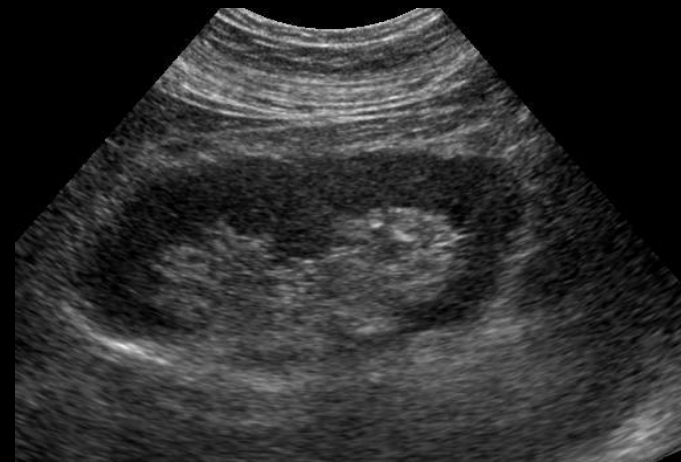
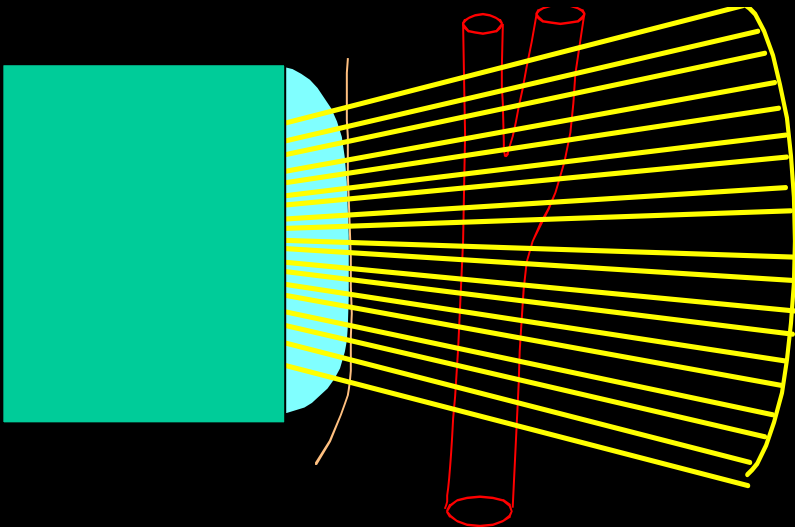
- image rectangulaire formée par juxtaposition de plusieurs lignes parallèles d'exploration



- idéal si pas de problème de fenêtre acoustique
car résolution homogène sur toute la profondeur
- exploration organes et vaisseaux superficiels

2. BALAYAGE ELECTRONIQUE CONVEXE

- surface d'émission convexe → lignes divergentes avec élargissement du champ en profondeur
 - moins bonne résolution en profondeur en raison de la divergence des lignes
 - exploration organes et vaisseaux profonds

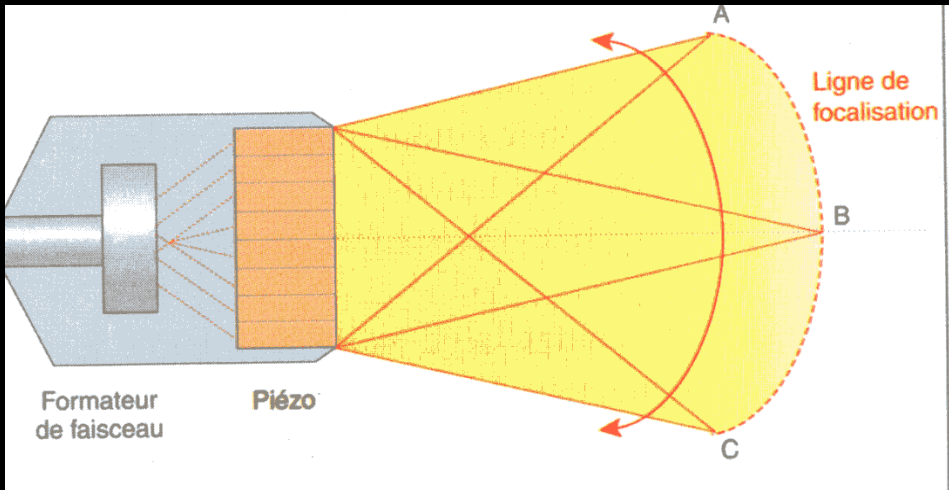


3. BALAYAGE ELECTRONIQUE SECTORIEL

sonde « phased array »

- décalage de phase des faisceaux

→ faisceau global décrit secteur angulaire

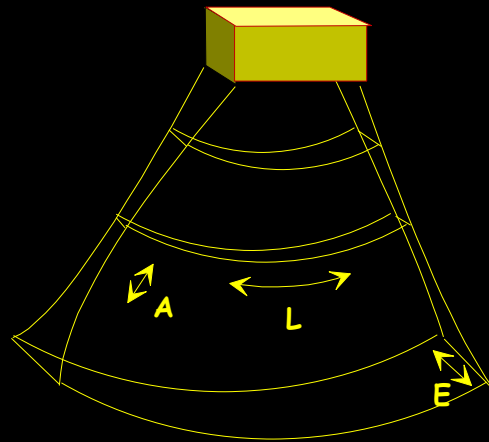


→ incontournable si fenêtre acoustique étroite: ETT, EDTC

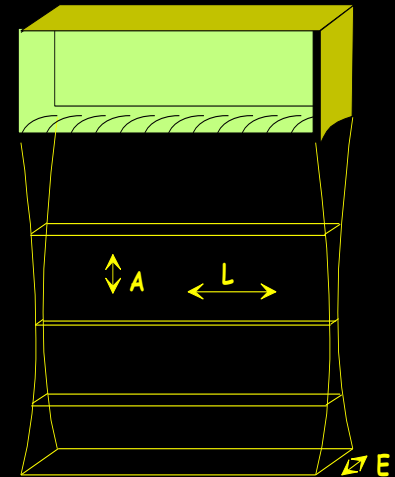
Qualité de l'image échographique

1. RESOLUTION SPATIALE

= aptitude de l'appareil à représenter sous forme de 2 points distincts les échos provenant de 2 structures anatomiques très proches



variable
dans les 3 plans de l'espace



- **axiale:** dans l'axe du faisceau
- **latérale:** dans plan de coupe écho
- **en épaisseur:** \perp aux 2 précédentes

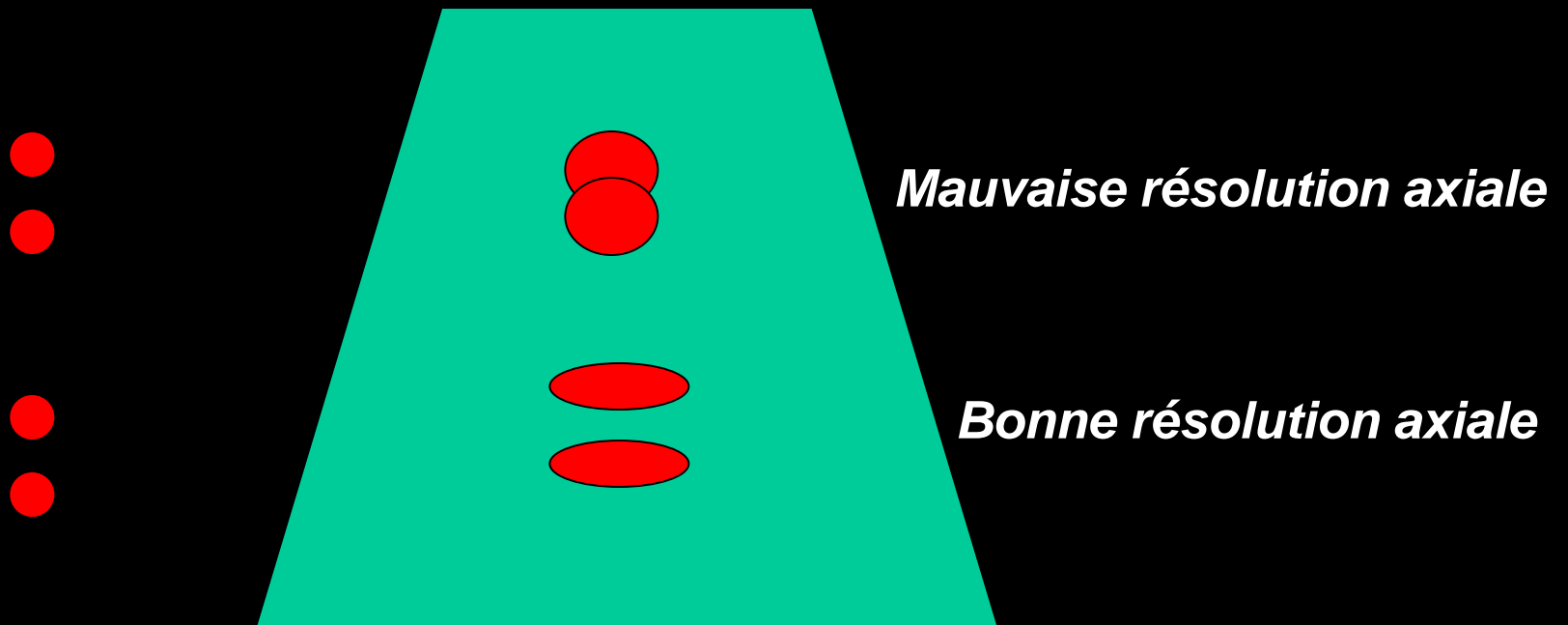
Résolution axiale

- Aptitude à différencier deux points placés dans l'axe de propagation du faisceau ultrasonore
- Elle est de l'ordre du mm
- Elle dépend de la **longueur d'onde** et de la **durée d'impulsion**
 - λ : plus λ diminue (= plus f augmente) meilleure est la résolution axiale
 - durée d'impulsion : si augmente, la résolution axiale diminue

Résolution latérale

- Capacité à différencier deux points placés perpendiculairement à l'axe de propagation du faisceau ultrasonore
- Liée à la **géométrie du faisceau**, **largeur du faisceau**
(Intérêt de la focalisation)

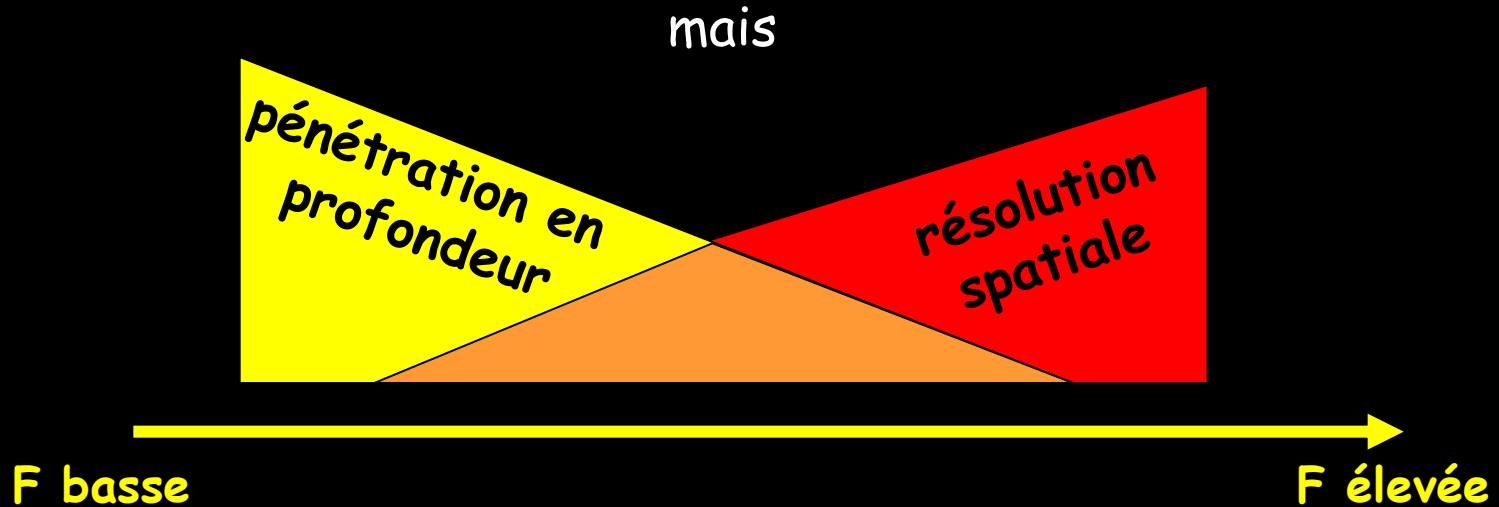
1. Résolution axiale



La résolution axiale est limitée par la durée de l'impulsion ultrasonore

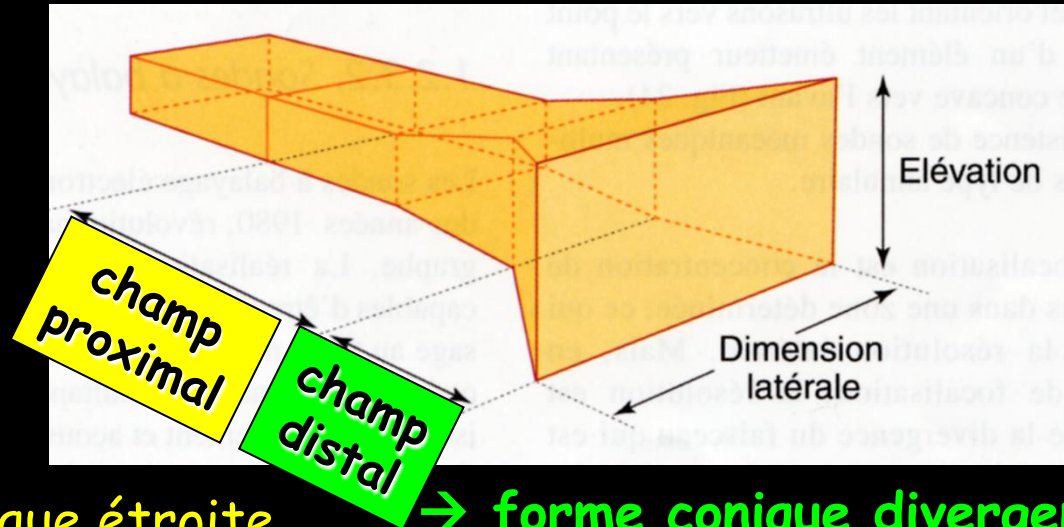
Résolution axiale

- la meilleure (de l'ordre de 1 mm)
- ↗ si
 - durée d'impulsion brève (qualité d'amortissement)
 - F d'émission élevée (longueur d'onde courte: $\lambda = c/F$)



2. Résolution latérale

- moins bonne que l'axiale
- liée à la géométrie du faisceau:

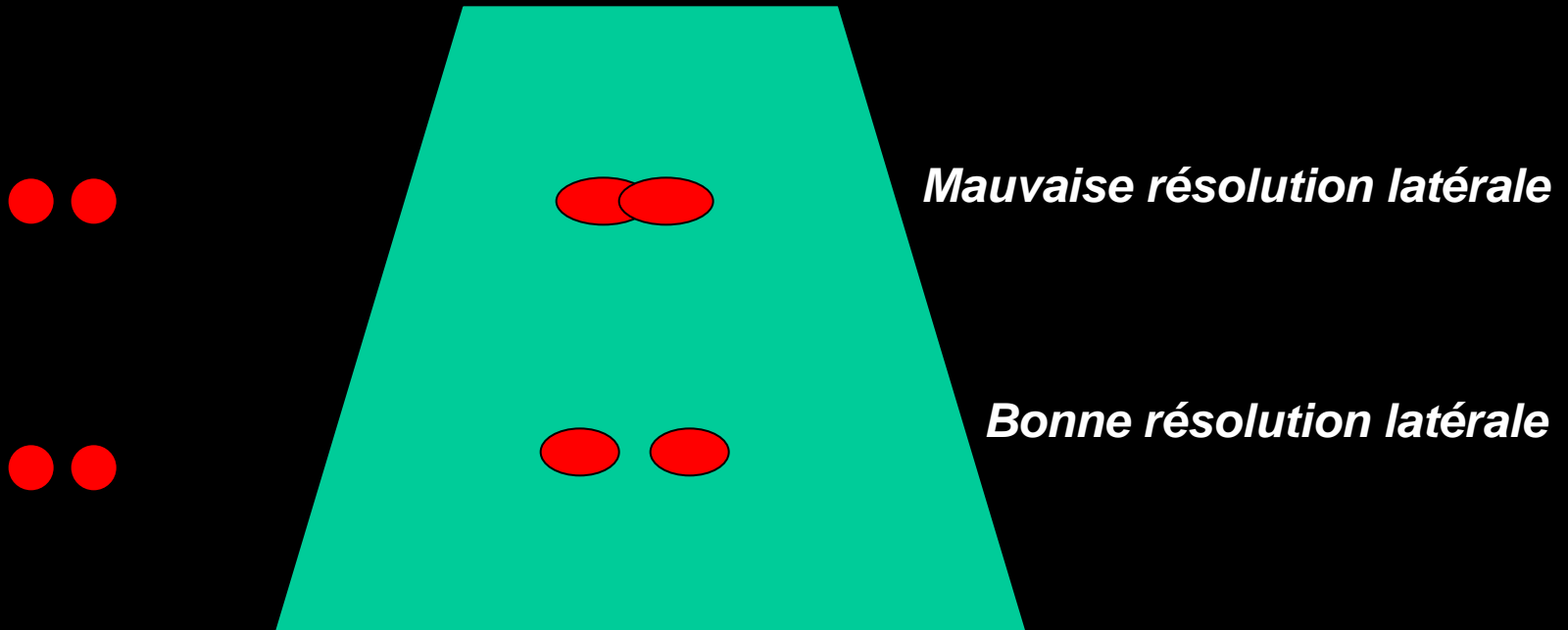


→ forme cylindrique étroite
→ bonne résolution

→ forme conique divergente
→ ↘ résolution

- ↗ si - F d'émission élevée
- procédés de focalisation

Résolution latérale



La résolution latérale dépend de la largeur du faisceau ultrasonore
Plus le faisceau est fin, meilleure sera la résolution latérale

3. Résolution en épaisseur

- la moins bonne
- se dégrade avec la divergence du faisceau
- peu maîtrisable (dépend forme transducteur, lentille acoustique)
→ focalisation possible avec sondes matricielles

2. RESOLUTION EN CONTRASTE

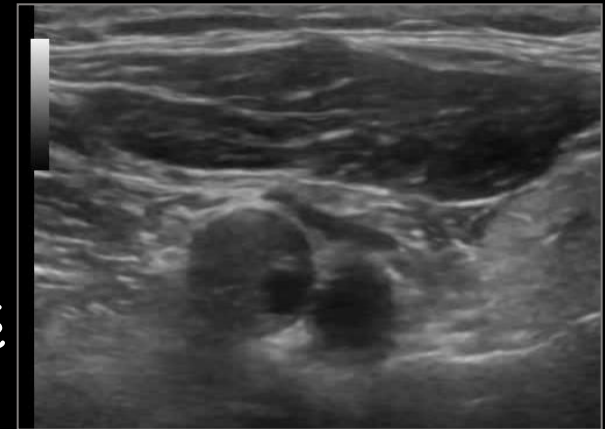
Aptitude de l'appareil à distinguer des structures d'échogénicité \neq

1. Gamme dynamique

= rapport de la plus faible à la plus forte intensité d'un écho

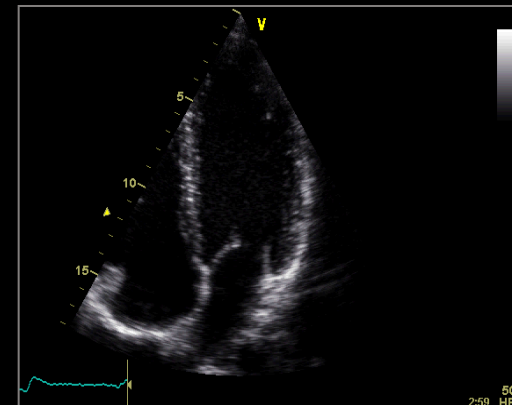
- **Gamme large (élevée):**

- utilise toute l'étendue de l'échelle de gris
- permet analyse fine paroi vasculaire, plaques d'athérome
- avec distinction des échos de faible intensité (ex. plaque hypoéchogène - sang circulant)

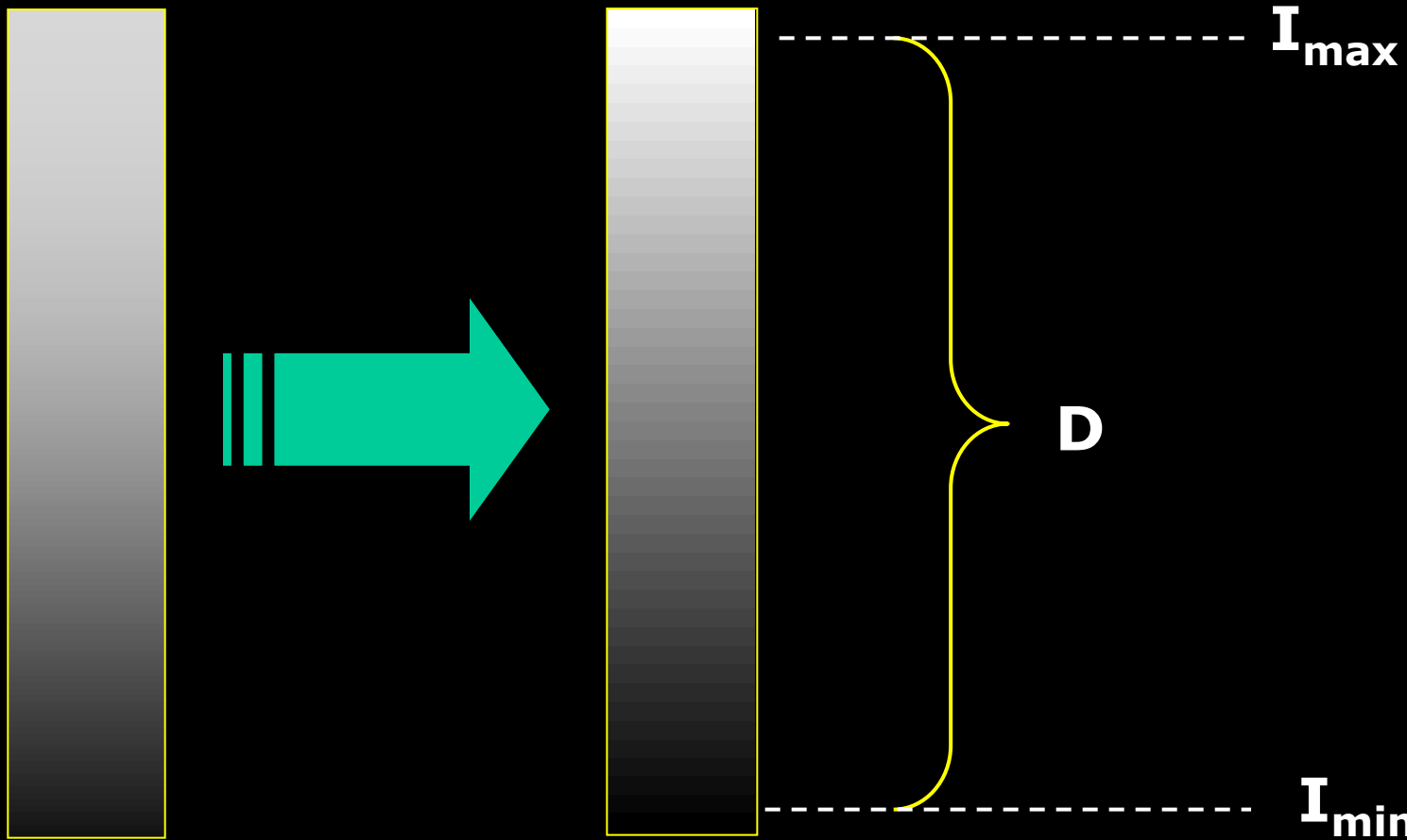


- **Gamme comprimée (basse):**

- image plus contrastée
- imagerie cardiaque, vasculaire plus rarement (limites d'une lésion calcifiée)



Notion de Dynamique



La « dynamique » d'un système est le rapport de la plus grande à la plus petite valeur détectable de la variable considérée

Elle est notée en décibels (dB) : $D = 10 \log[I_{\max}/I_{\min}]$

La « dynamique » traduit l'ampleur du système de gris choisie

Influence de la gamme dynamique sur la qualité de l'image



Gamme dynamique élevée



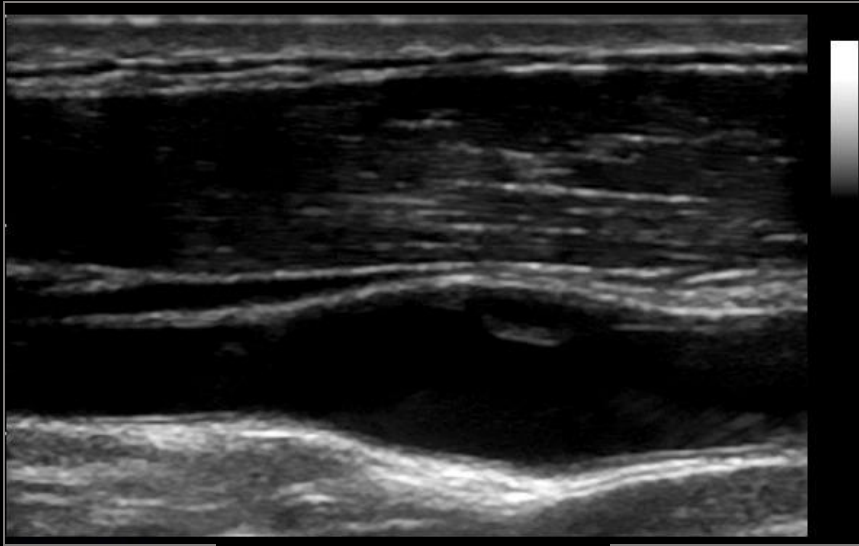
Gamme dynamique basse

Dynamique élevée: petits échos dans la lumière (échos des GR)

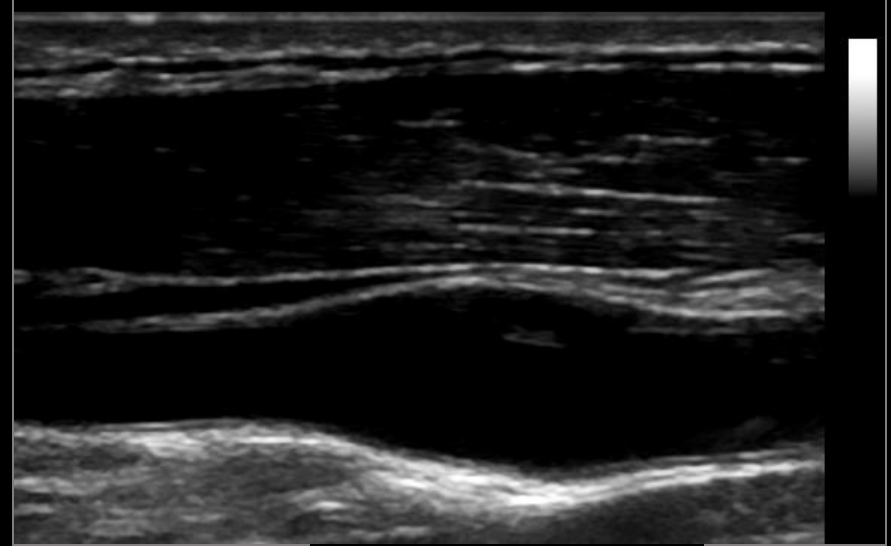
Dynamique basse: image plus contrastée, lumière du vaisseau anéchogène

2. Rejet

Fixe un seuil en dessous duquel un signal est considéré comme « bruit de fond » au risque d'éliminer des échos de faible intensité



Standard



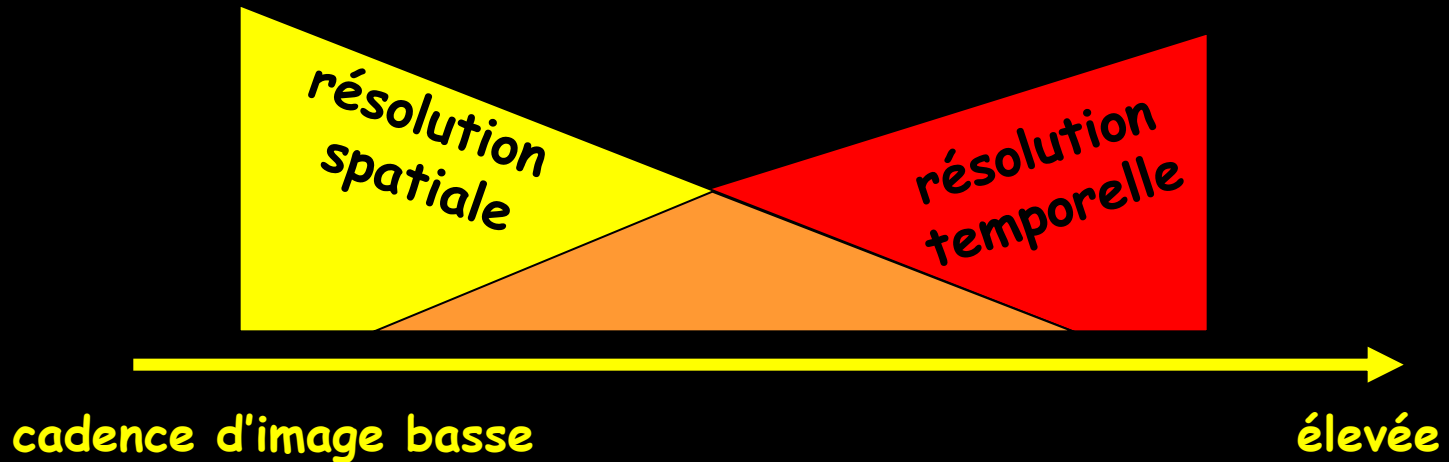
Réjection

3. RESOLUTION TEMPORELLE

= nombre d'images par seconde (« frame rate »)



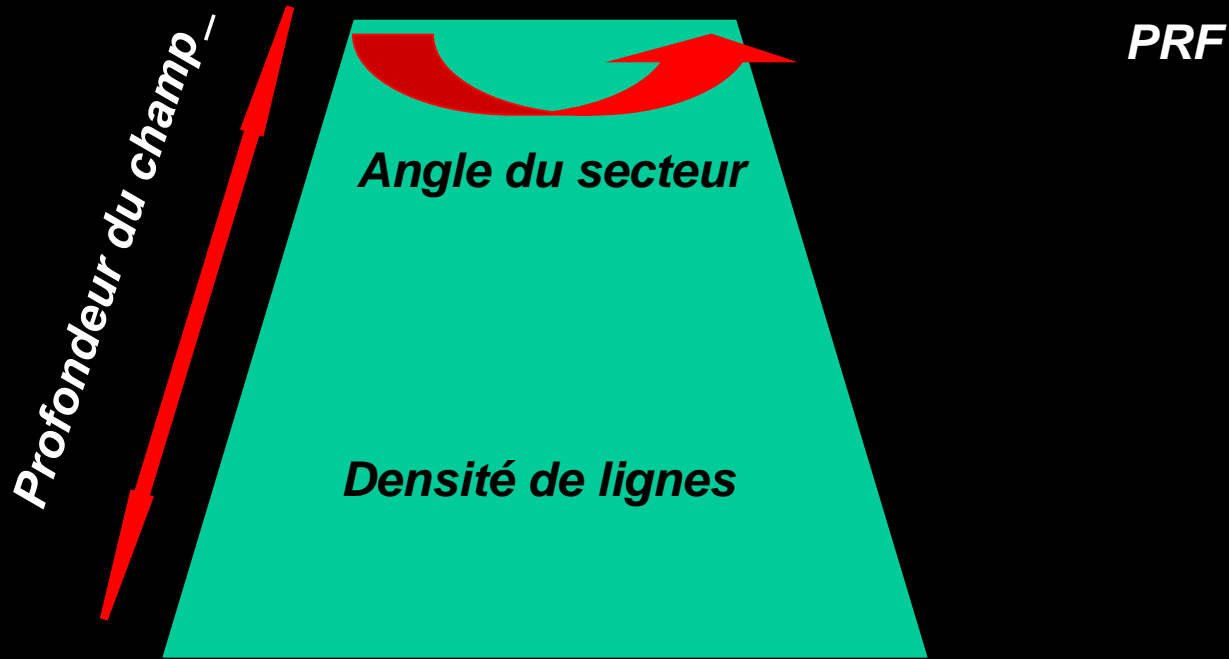
+ on ↗ la cadence d'image + la résolution spatiale ↘



↗ cadence d'images si:

- ↘ largeur de l'image
- ↘ profondeur explorée
- ↘ nombre de focales

Résolution temporelle



$$\text{Cadence image} = \text{PRF} / \text{densité de lignes}$$

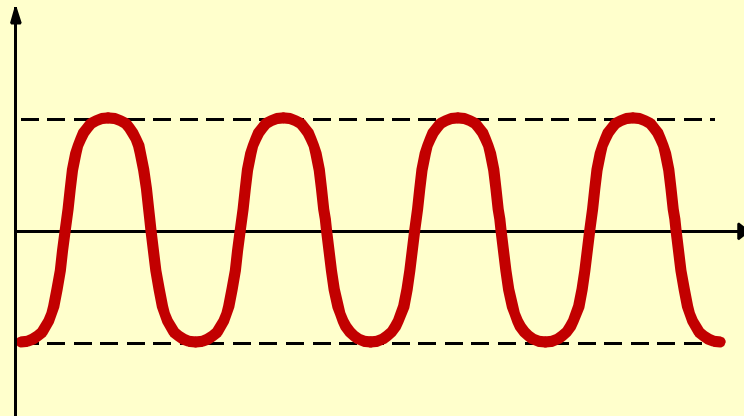
Exemple : PRF = 1000 pulses / s 100 lignes par image

Cadence image = $1000 / 100 = 10$ images /s

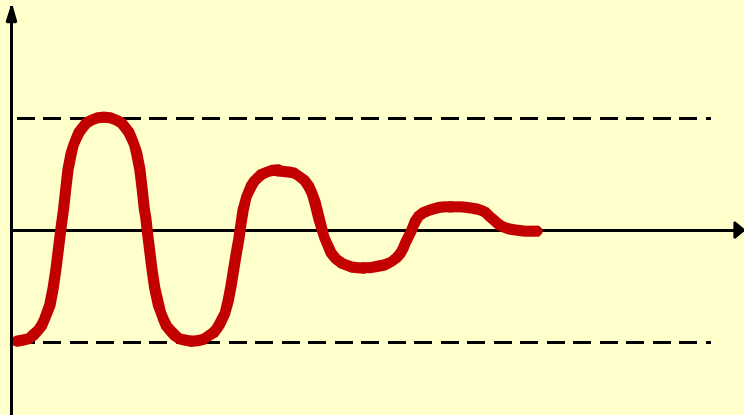
Résolution temporelle

- Propriétés de renouvellement des images dans le temps
 - Capacités à identifier les déplacements des structures dans l'espace
 - Paramètre = cadence image = nombre d'images par unité de temps
(images / s) ++ en ETT
 - Rôle de la profondeur du champ d'exploration : ajuster selon les éléments à visualiser
 - Rôle de l'angle du secteur sur la cadence image : > si secteur étroit
- Compromis entre résolution spatiale et temporelle , adapte selon l'information à analyser

L'émission Ultrasonore



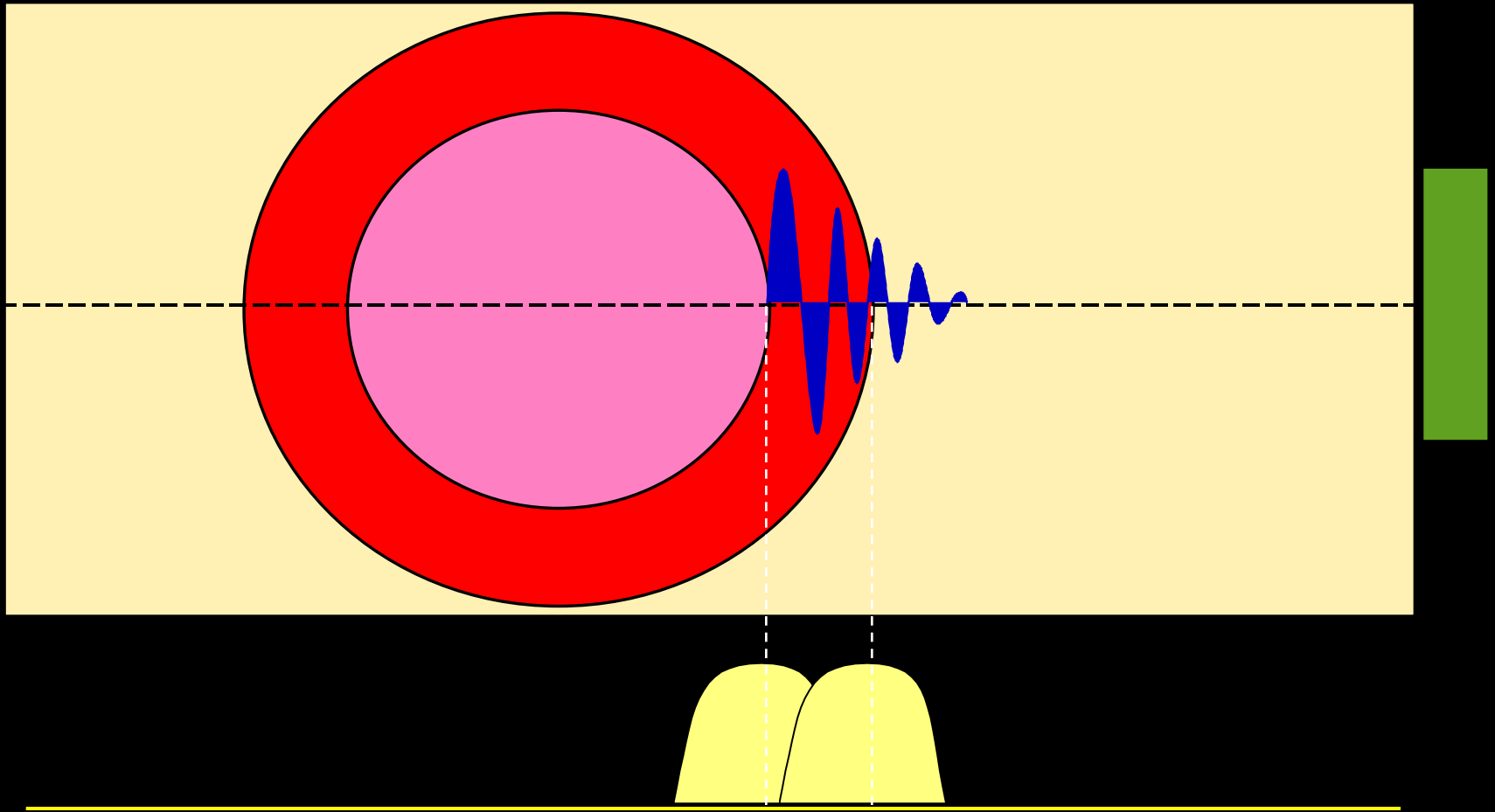
Emission Continue (Sinusoïde)



Emission Discontinue (Impulsions)

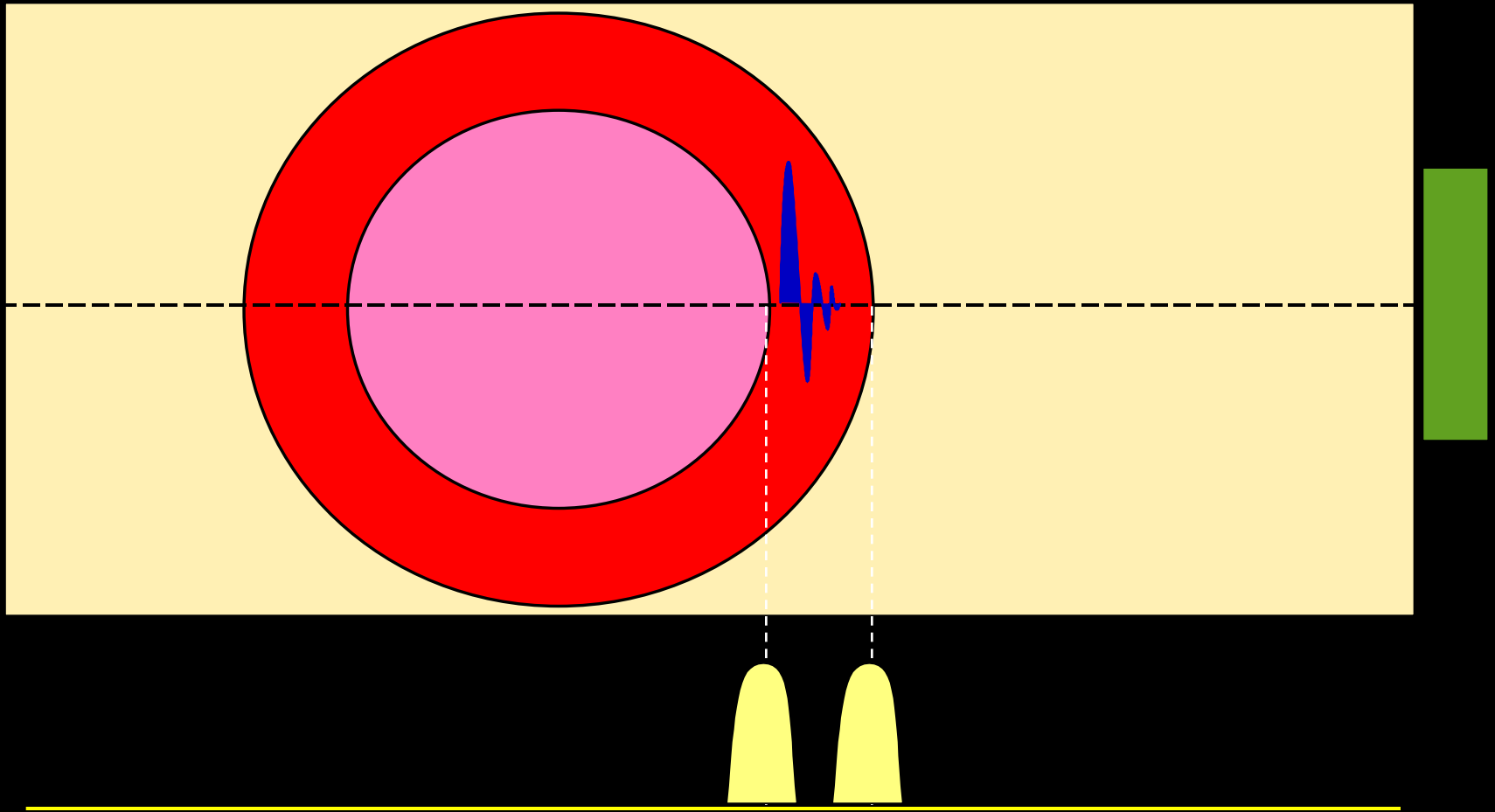
L'émission des Ultrasons en Mode Echographique : **Impulsions**

L'Impulsion Ultrasonore



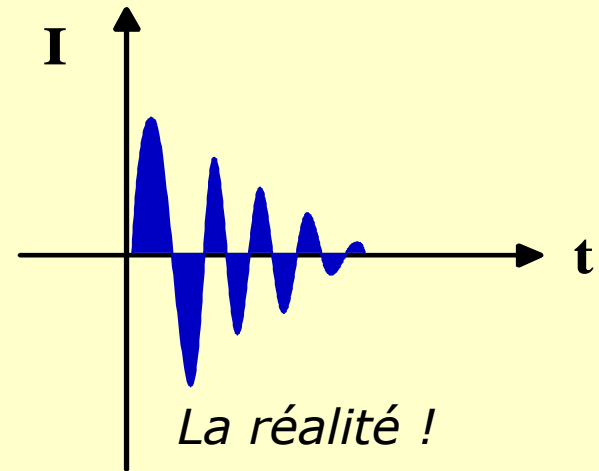
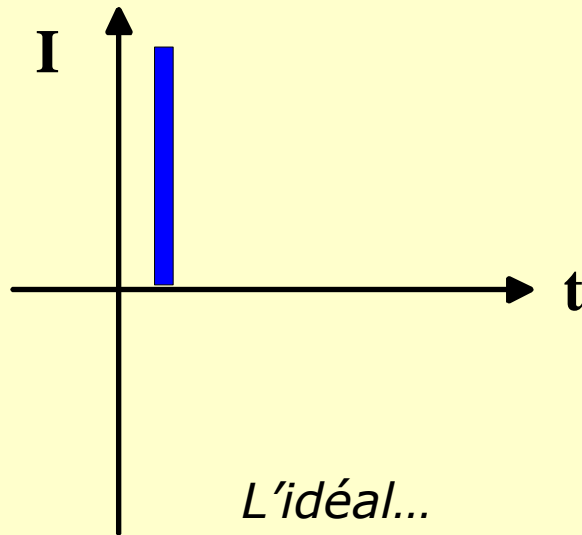
Deux interfaces proches ne peuvent être « résolues » que si la durée de l'impulsion est inférieure à la distance qui les sépare

L'Impulsion Ultrasonore



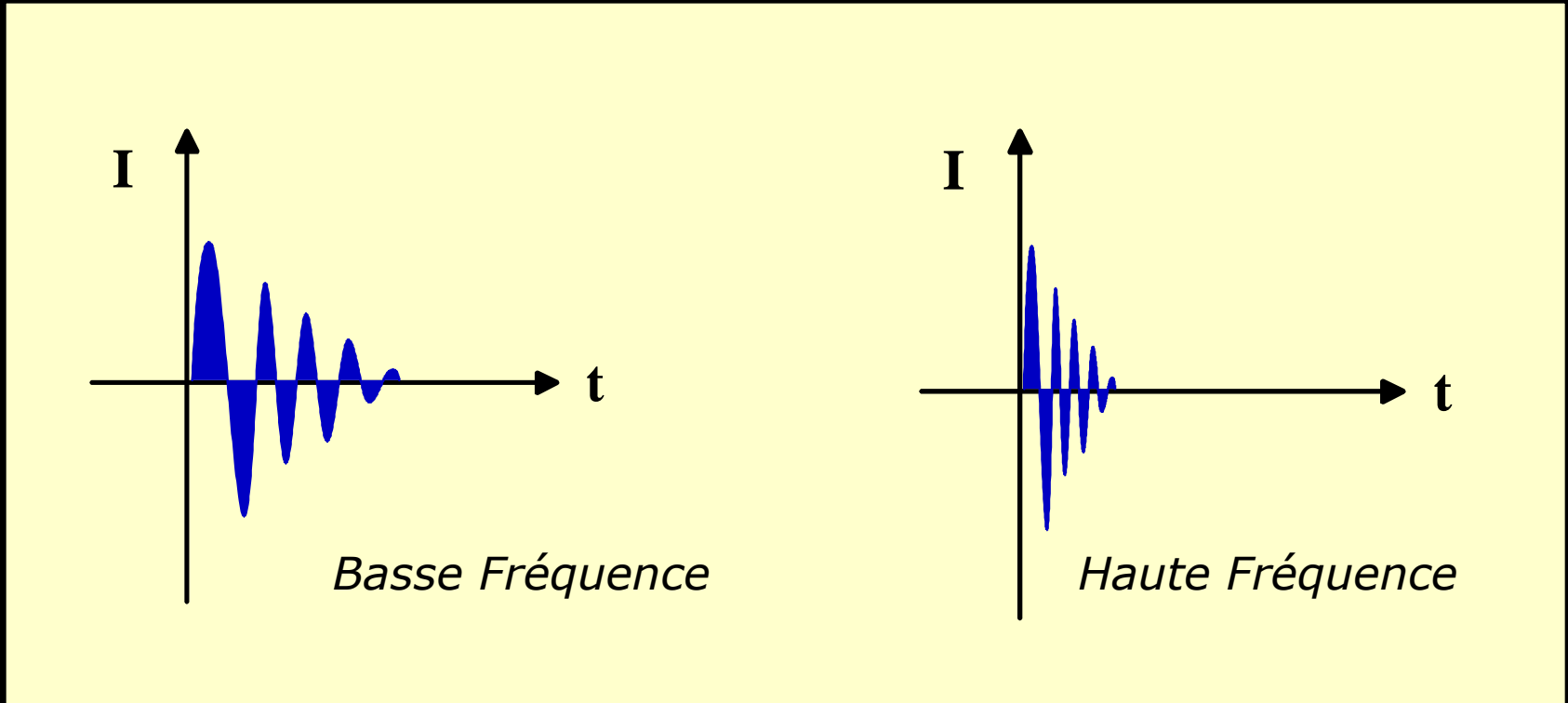
Deux interfaces proches ne peuvent être « résolues » que si la durée de l'impulsion est inférieure à la distance qui les sépare

L'Impulsion Ultrasonore



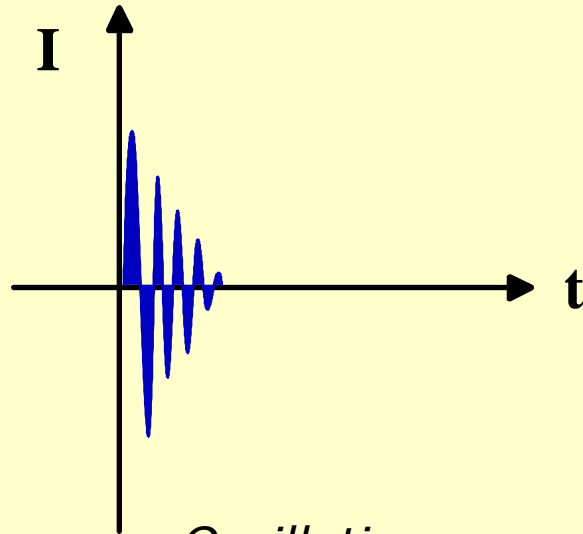
L'impulsion idéale (en mode échographique) est ample et brève.
En pratique, les oscillation secondaires du cristal la prolongent, et dégradent la résolution axiale.

L'Impulsion Ultrasonore

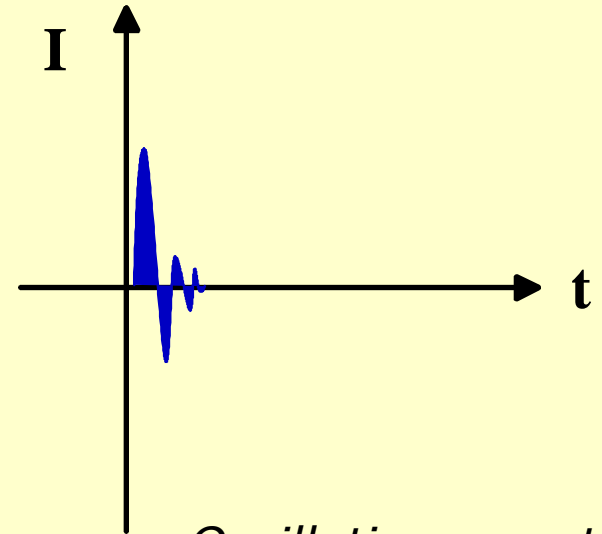


L'utilisation d'une plus haute fréquence d'émission permet d'obtenir une impulsion plus brève, donc une meilleure résolution spatiale axiale

L'Impulsion Ultrasonore



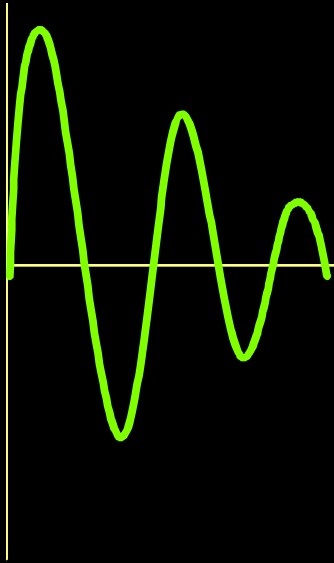
Oscillation non amortie



Oscillation amortie

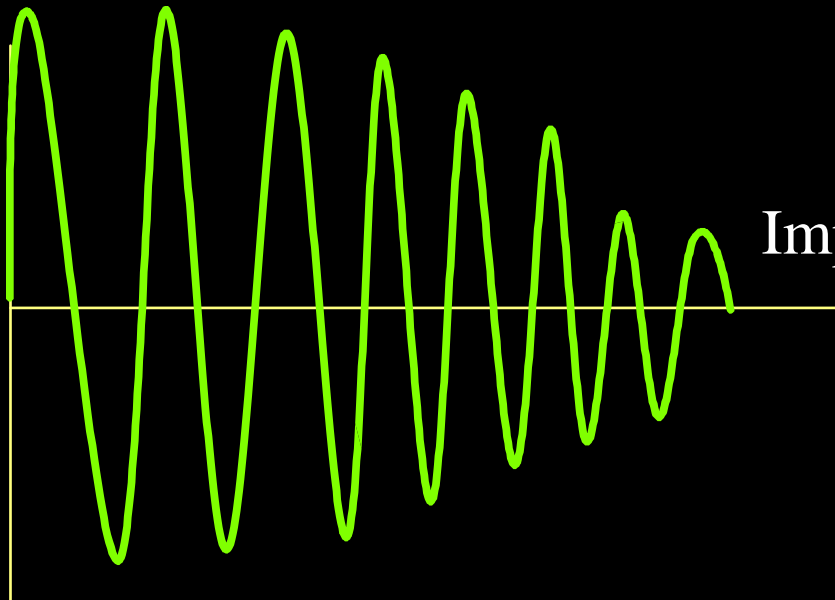
Pour une même fréquence d'émission, l'amortissement des oscillations secondaires par le collage du cristal sur un matériau adapté permet d'obtenir une impulsion plus courte

Impulsion Ultrasonore et Résolution



Impulsion brève :

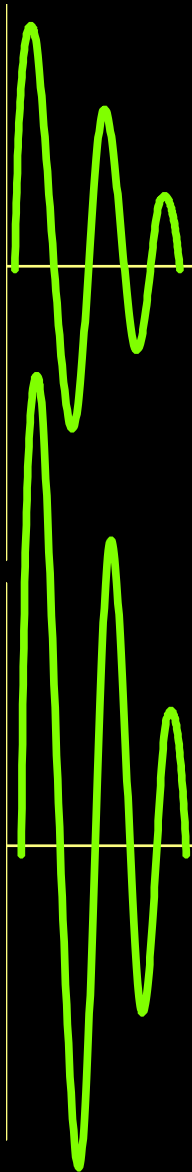
- bonne résolution axiale
- médiocre rapport signal / bruit



Impulsion longue :

- mauvaise résolution axiale
- bon rapport signal / bruit

Impulsion Ultrasonore et Résolution



Haute Fréquence : Impulsion + brève :

- très bonne résolution axiale
- médiocre rapport signal / bruit
- faible profondeur d'exploration

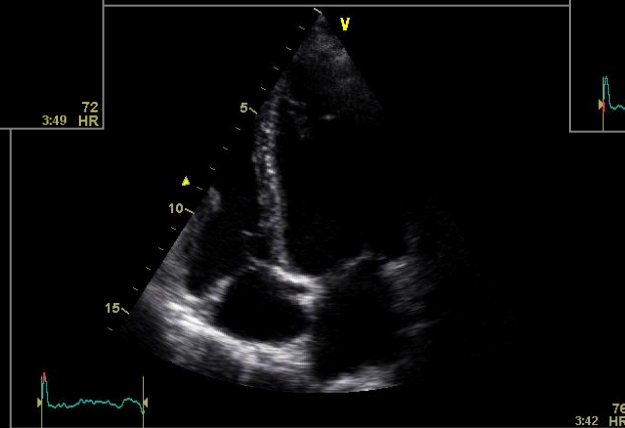
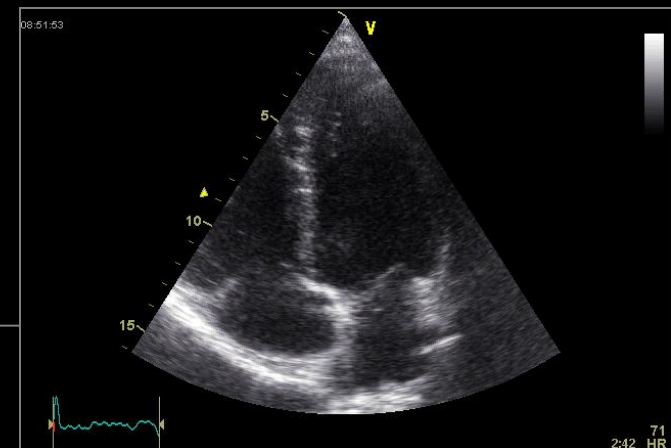
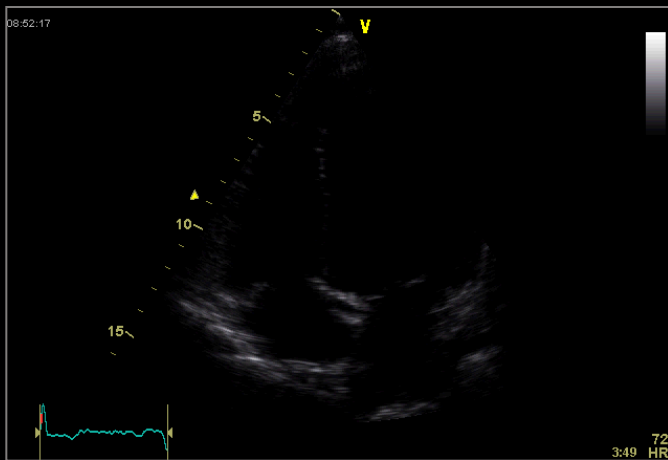
Impulsion plus ample, même fréquence :

- bonne résolution axiale
- bon rapport signal / bruit
- Effets Biologiques !

4. GAIN

1. Gain général

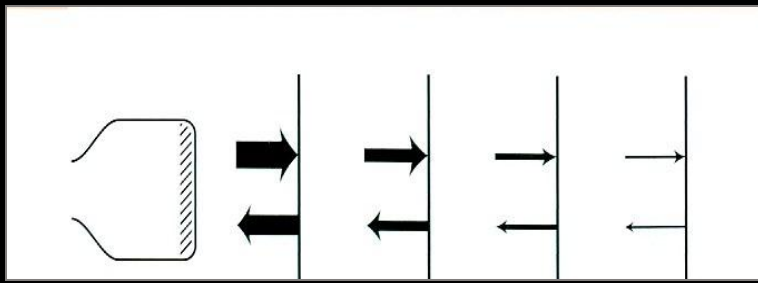
- réglage global de l' amplitude (intensité) des échos
- attention: ↗ gain ↗ également le « bruit »



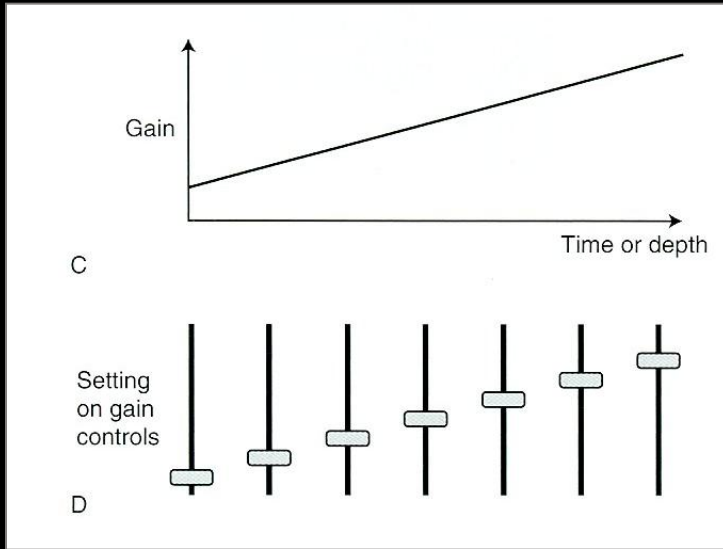
2. Gains locaux

- même structure réfléchissante donne échos + faibles si elle est + profonde
- TGC (time gain compensation): permet compensation de l'atténuation en profondeur

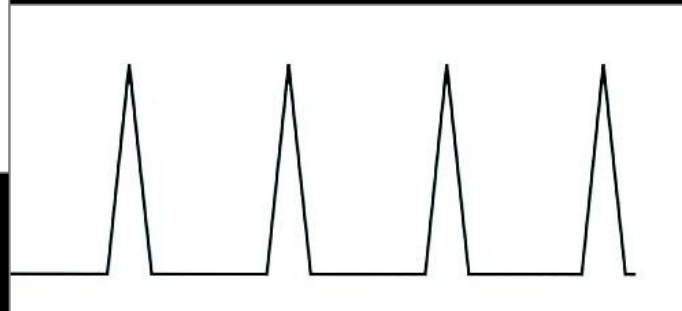




Echos provenant de la profondeur plus faibles

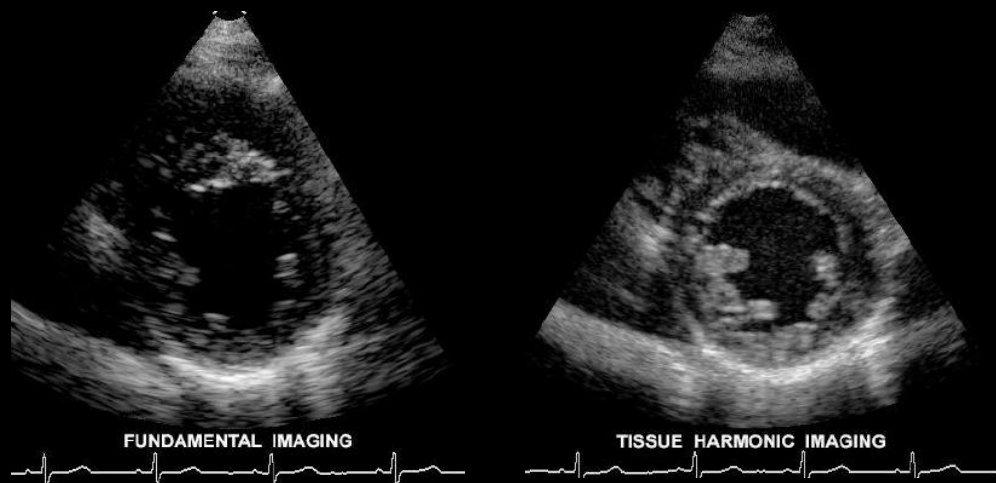


Amplification compensatrice de l'atténuation



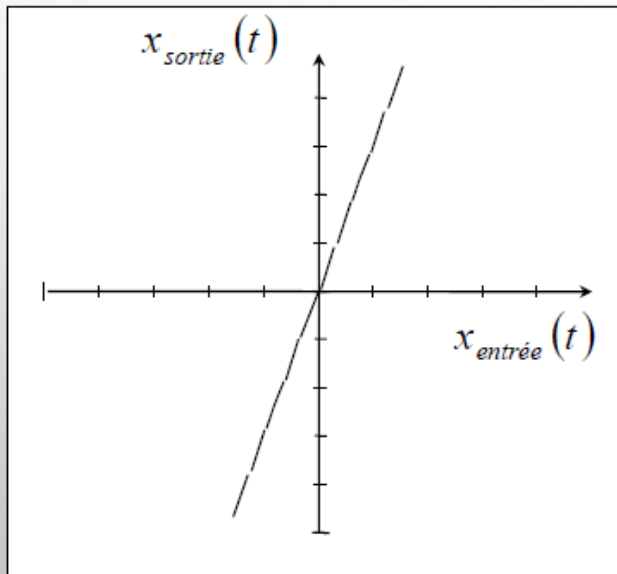
Imagerie non linéaire

- Imagerie de base des échographes en 2016
- Si souhait de travailler en mode B en imagerie conventionnelle, il faut désactiver le mode harmonique
- Pourquoi ce choix de l'imagerie non linéaire ?
 - Image beaucoup moins artéfactée
 - Nette amélioration du rapport signal /bruit



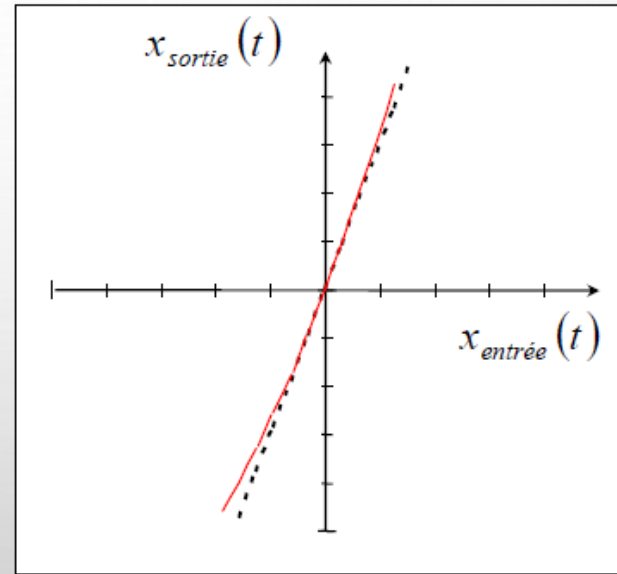
Réponses linéaires et non linéaires

Linéaire



$$x_{\text{sortie}}(t) = K \cdot x_{\text{entrée}}(t)$$

Non linéaire



$$x_{\text{sortie}}(t) = K \left[x_{\text{entrée}}(t) + \varepsilon \cdot x_{\text{entrée}}^2(t) \right]$$

- Réponse linéaire: entrée et sortie identique sans déformation
- Réponse non linéaire: petite différence, petite déformation en plus

Imagerie non linéaire

- Intérêt: imagerie beaucoup moins artéfactée, meilleur rapport signal sur bruit
- Explication: fréquences harmoniques, fréquences non linéaires, ont un profil de répartition moins sensible aux artefacts

Imagerie non linéaire

Réduire l'amplitude des fréquences fondamentales

-> si transmission impulsion à 3MHz, la plupart du signal rétrodiffusé est aussi à 3MHz = la fréquence fondamentale

-> et apparition d'autres fréquences (production d'imagerie non linéaire) On aura un peu de signal à 6 MHz et ce signal à 6 MHz va être utilisé pour améliorer la qualité de l'image

-> problème: intensité du signal à 3MHz très forte et intensité du signal à 6MHz très faible, besoin de diminuer la part de signal revenant à 3MHz pour voir ce qui se passe à 6 MHz

Imagerie non linéaire

Réduire l'amplitude des fréquences fondamentales

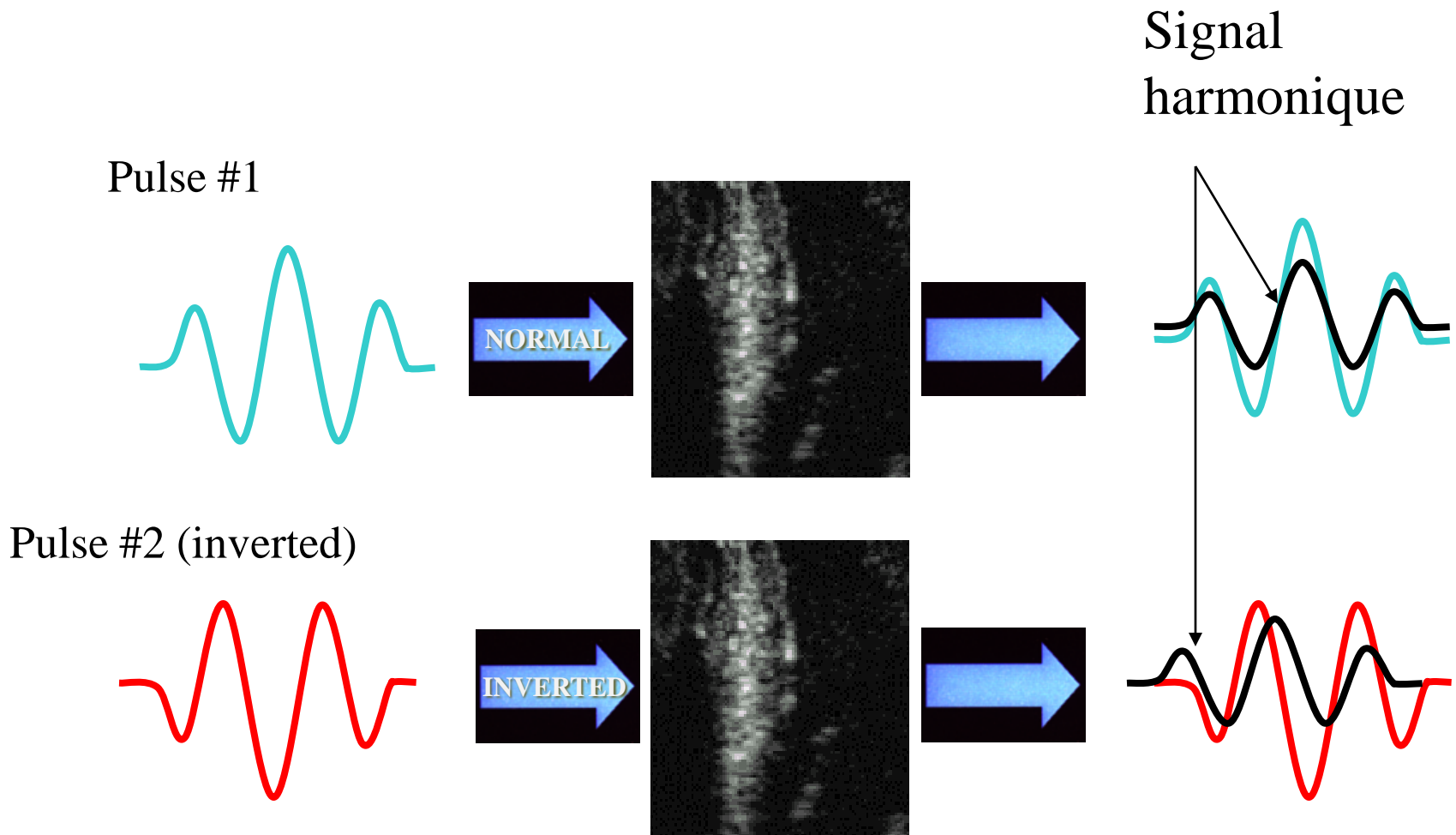
-> Filtrage du signal (abandonné)

Imagerie harmonique conventionnelle, mono-impulsion

-> Techniques de soustraction en inversion de phase +++
« imagerie harmonique en inversion de phase »

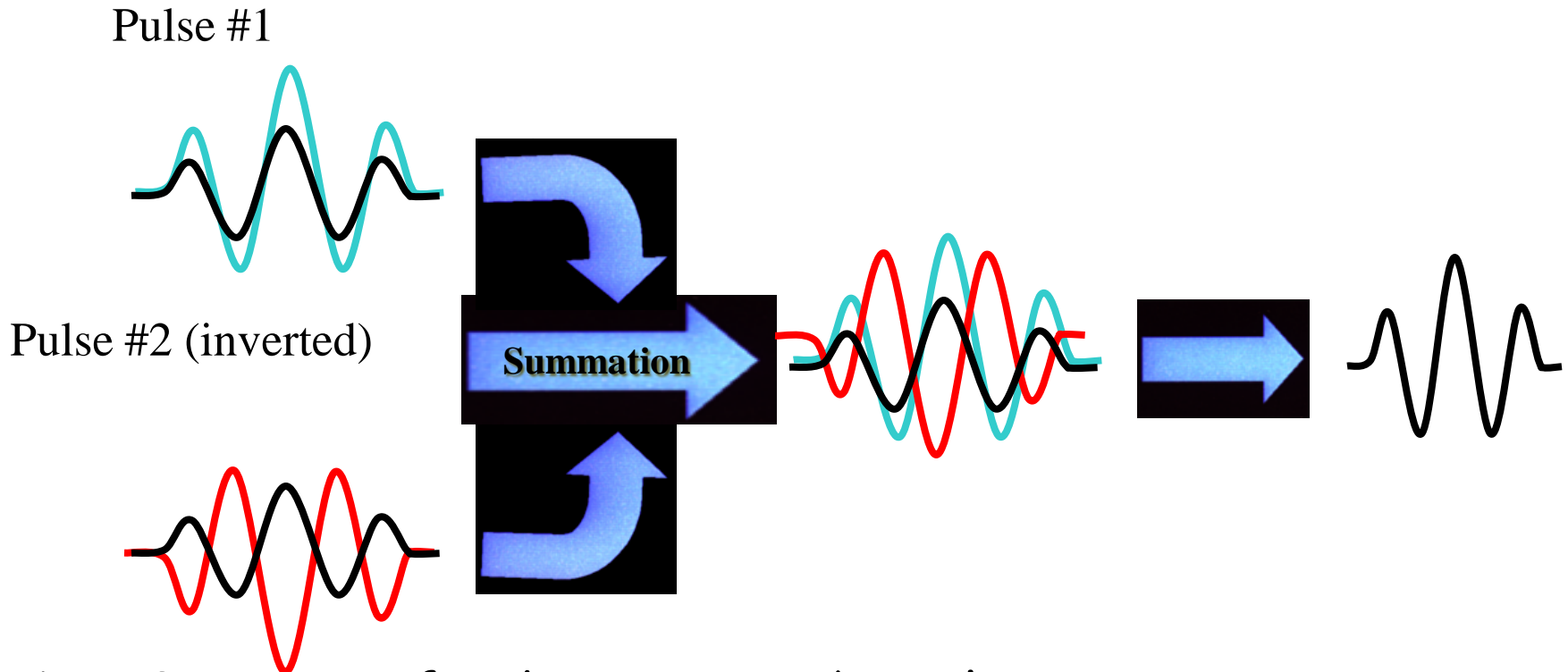
-> Combinaison d'impulsions

Imagerie non linéaire



Les 2 pulses génèrent une réponse fondamentale et harmonique

Imagerie non linéaire



Les 2 signaux fondamentaux s'annulent point par point tandis que la réponse harmonique se trouve renforcée

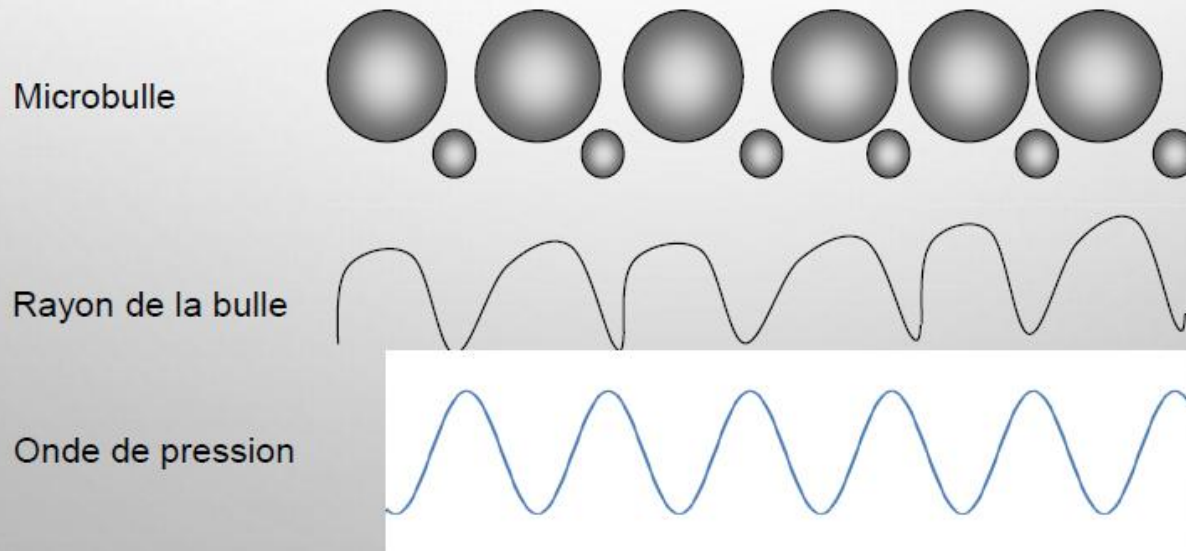


Imagerie non linéaire

- Intérêt: imagerie beaucoup moins artéfactée, meilleur rapport signal sur bruit
- Limite: exploration moins en profondeur, donc pour explorer les structures profondes il faut penser à repasser en mode fondamental

Non linéarité locale: les microbulles

- **Puissance intermédiaire ($> \sim 100$ kPa, $< \sim 1$ MPa)**
 - vibration non linéaire (rétrodiffusion à des fréquences harmoniques)



Merci

