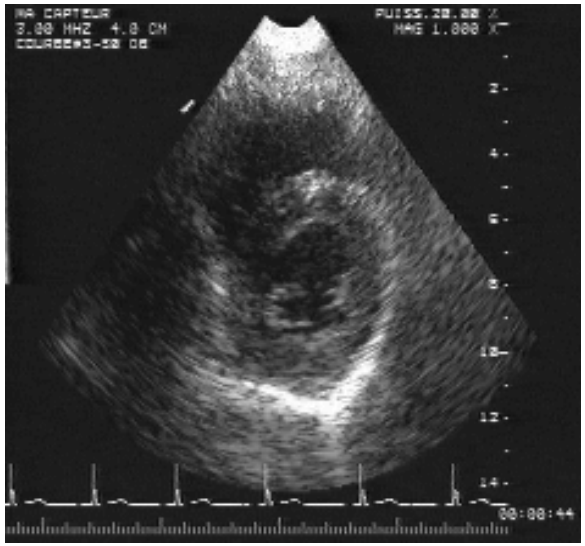
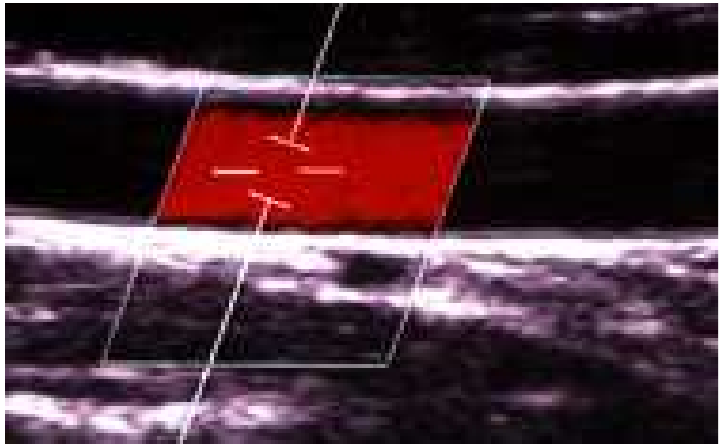
Creatis

IMAGERIE ECHOGRAPHIQUE





p1

Centre de Recherche Et d'Application en Traitement de l'Image et du Signal (Creatis)

www.creatis. insa-lyon.fr

Philippe.delachartre@creatis.insa-lyon.fr

Diapositive 1

p1 ajouter un paragraphe sur la tomographie ultrasonore
philippe; 17/10/2009

Creatis

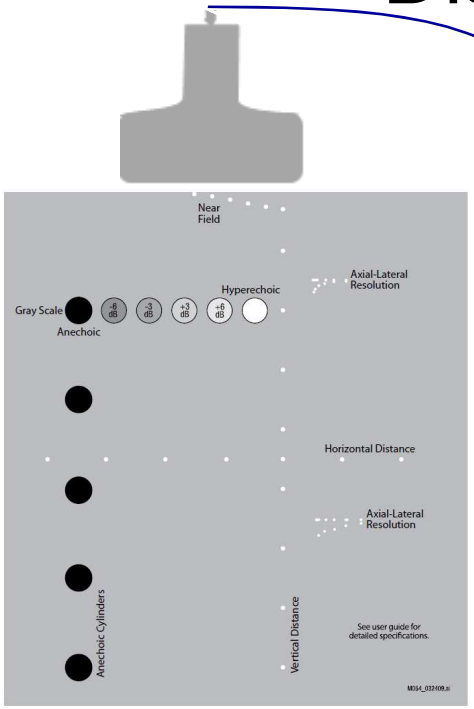
Organisation

- Le cours en 3 parties
  - Bases des ultrasons
  - Les sondes échographiques et l'imagerie
  - La vélocimétrie Doppler
- Le TP

Creatis

En TP : Influence des différents paramètres d'imagerie sur la qualité de l'image

Dispositif expérimental





Acquisition sur un objet test de calibration (= fantôme) avec un échographe clinique

Objectifs :

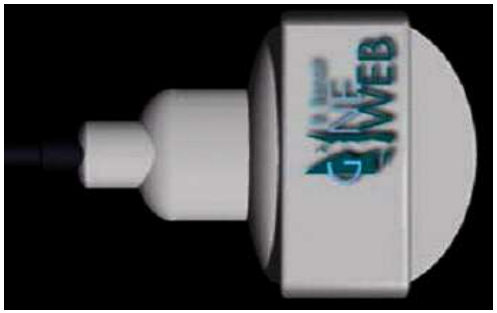
Tester l'influence :

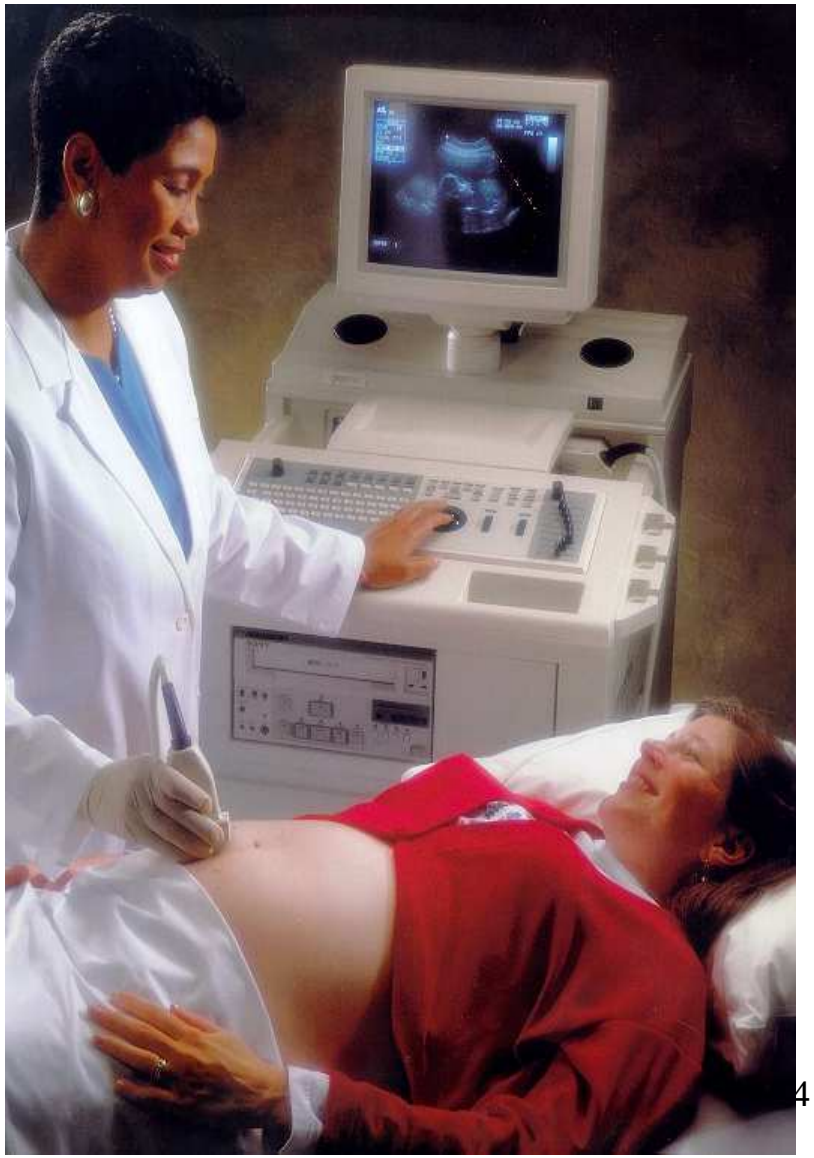
- De la focalisation
- De la fréquence de transmission
- Du gain

Creatis

L ’ECHOGRAPHIE





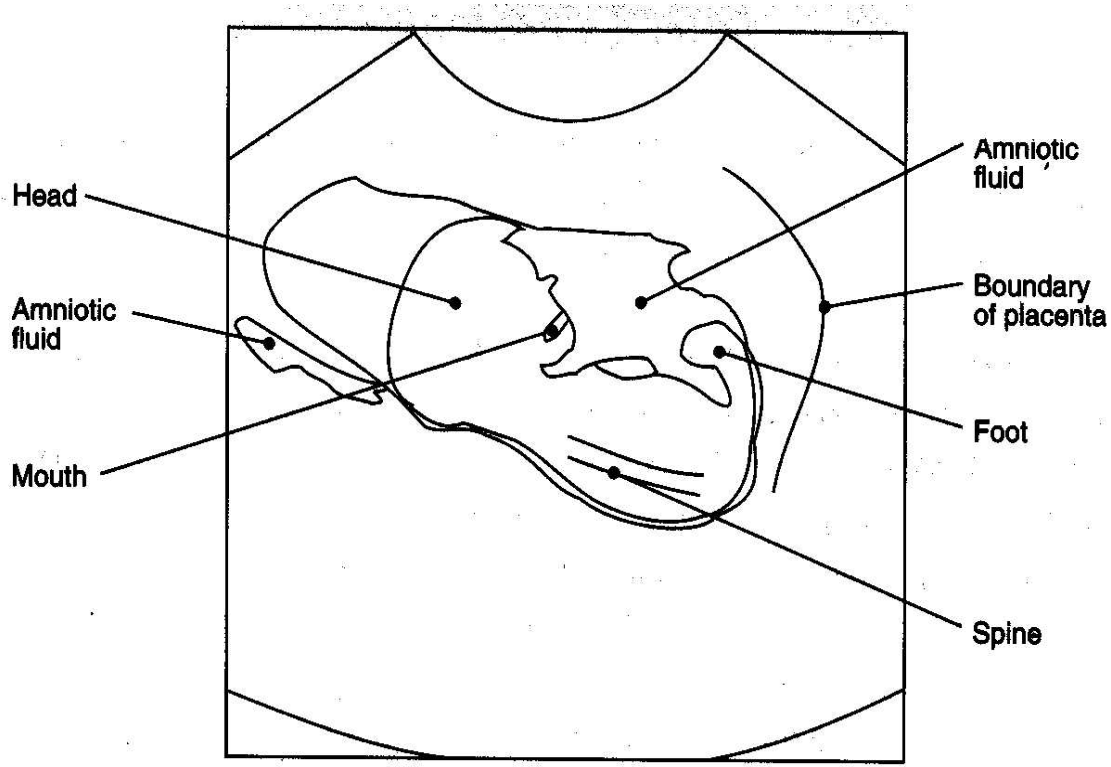


Plan

- Echographie médicale : présentation
- Nature physique d'une onde acoustique
- Caractéristiques acoustiques du milieu observé
- Propagation d'une onde acoustique
- Les ultrasons dans le corps humain
- La génération et la détection des ultrasons
- Les sondes échographiques
- La formation de l'image

Creatis

Image mode B

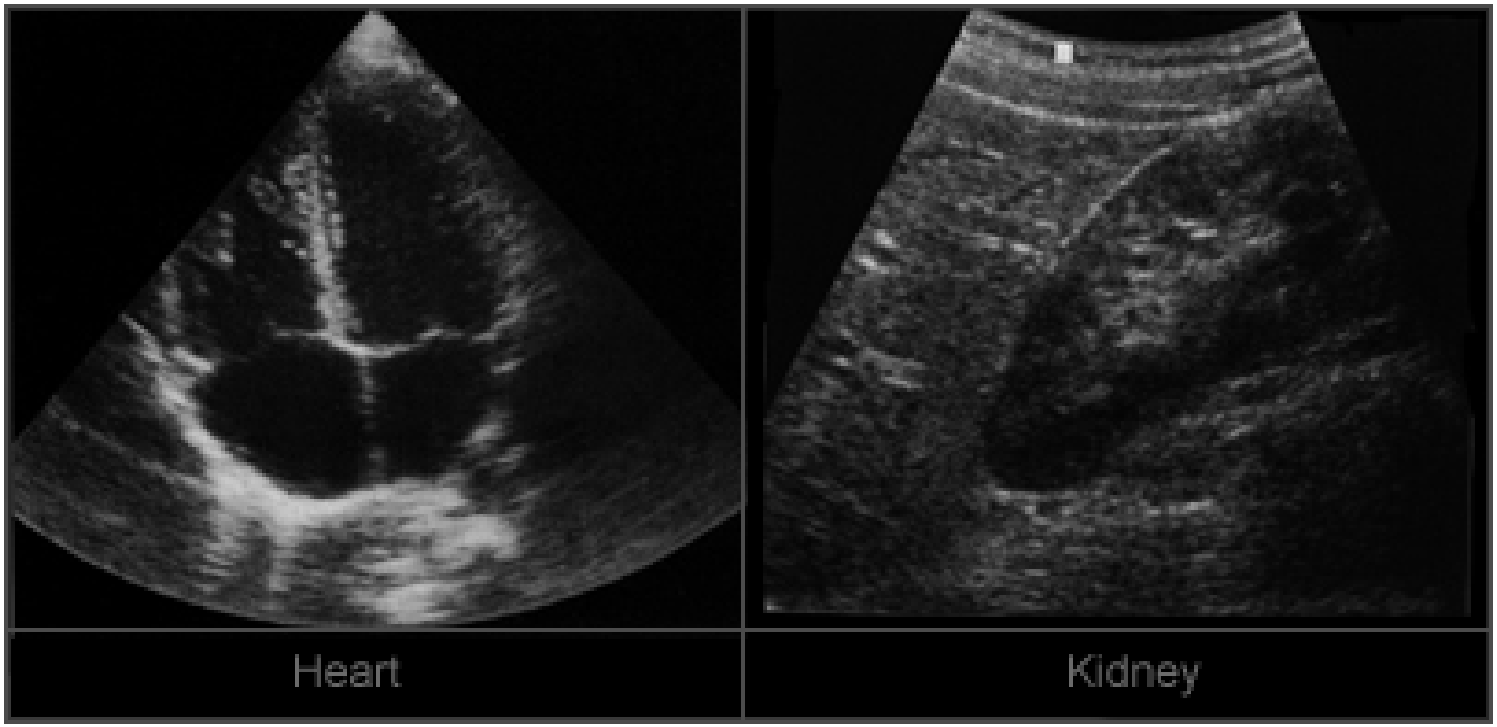


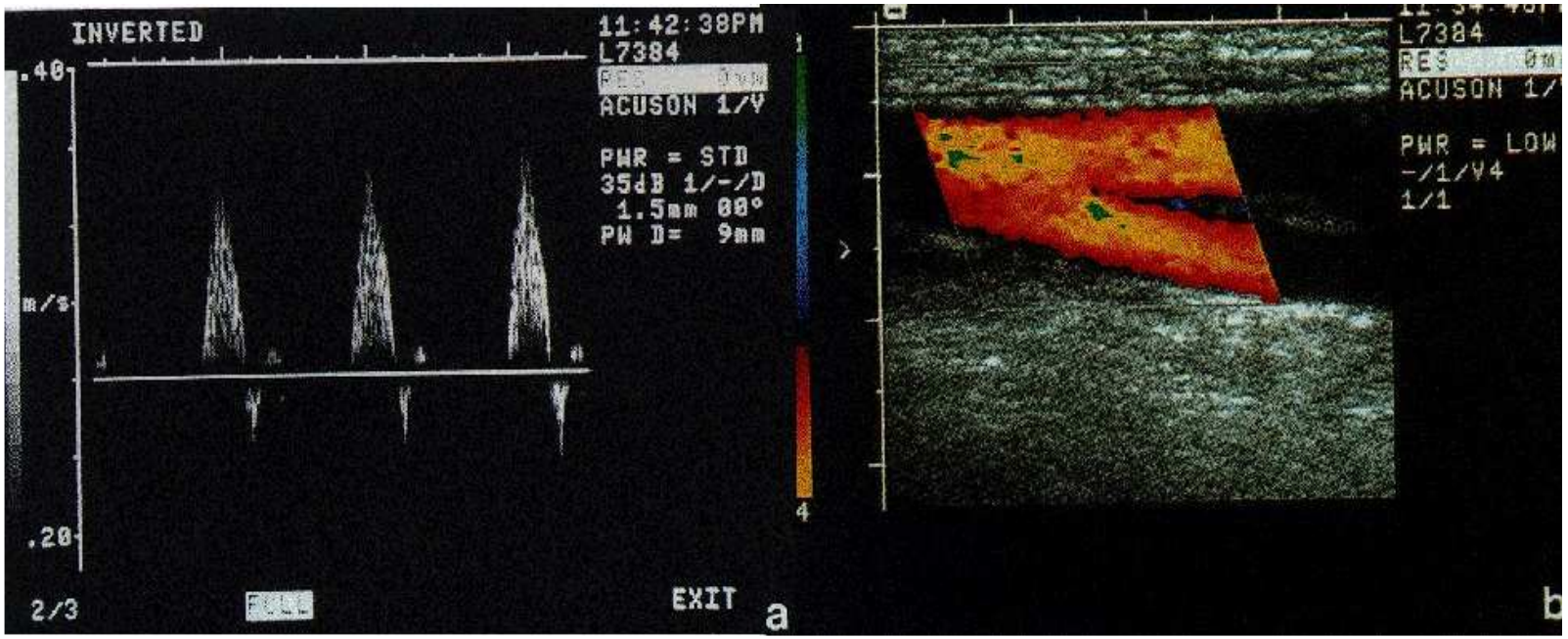


fœtus de 13 semaines

Creatis

Mode B



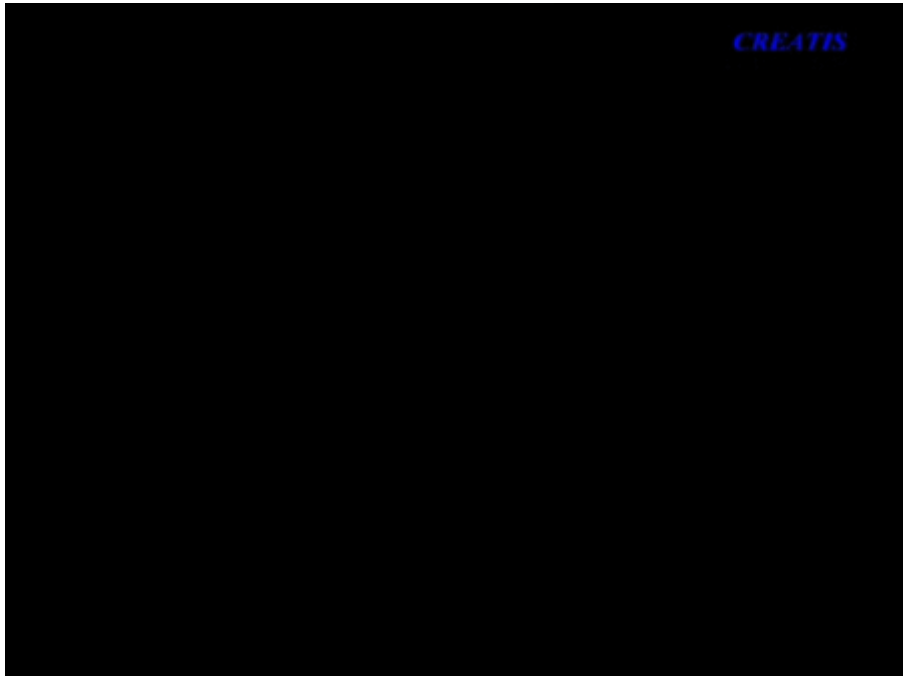


Doppler

Creatis

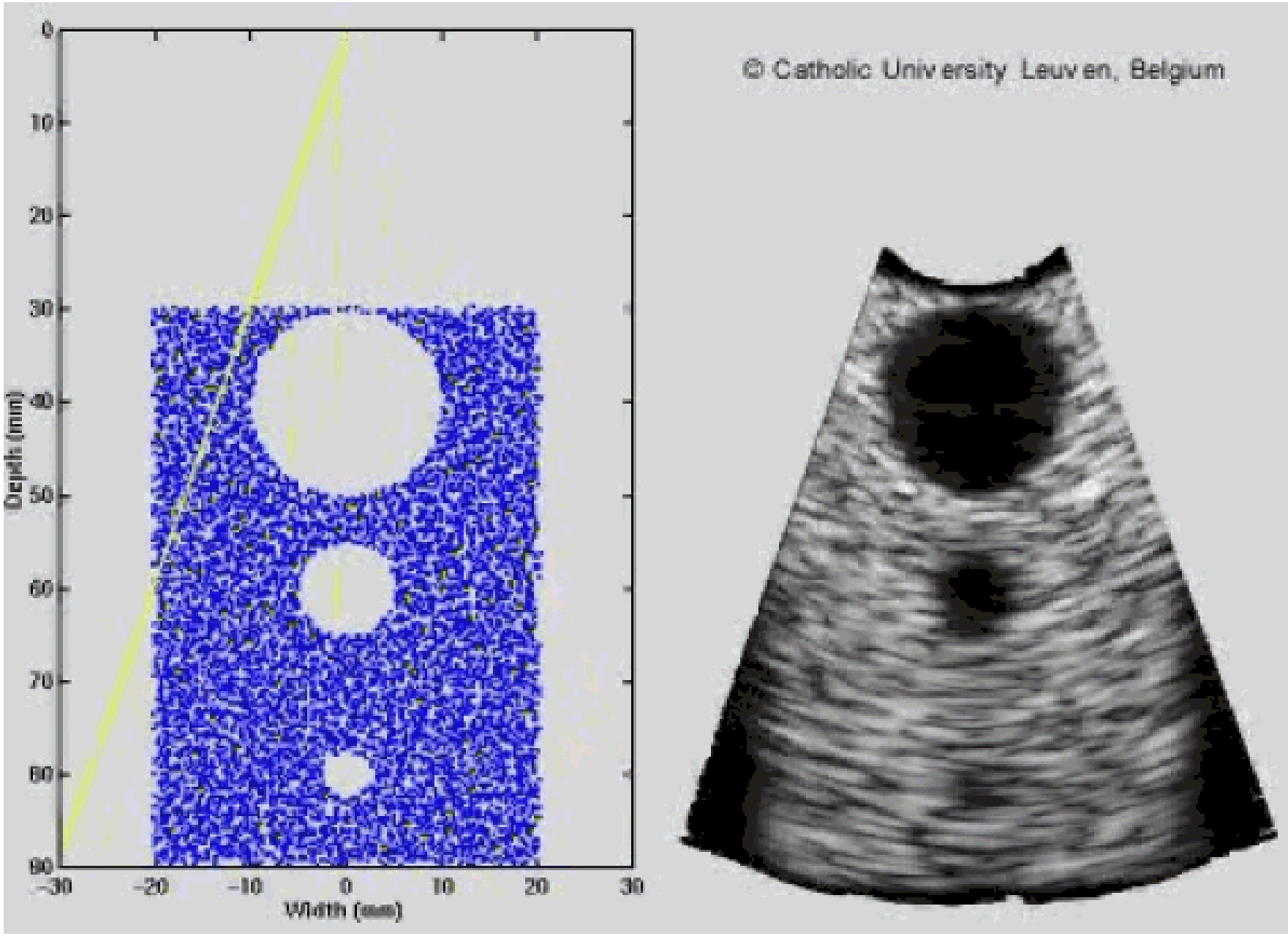
Balayage du faisceau ultrasonore





Creatis

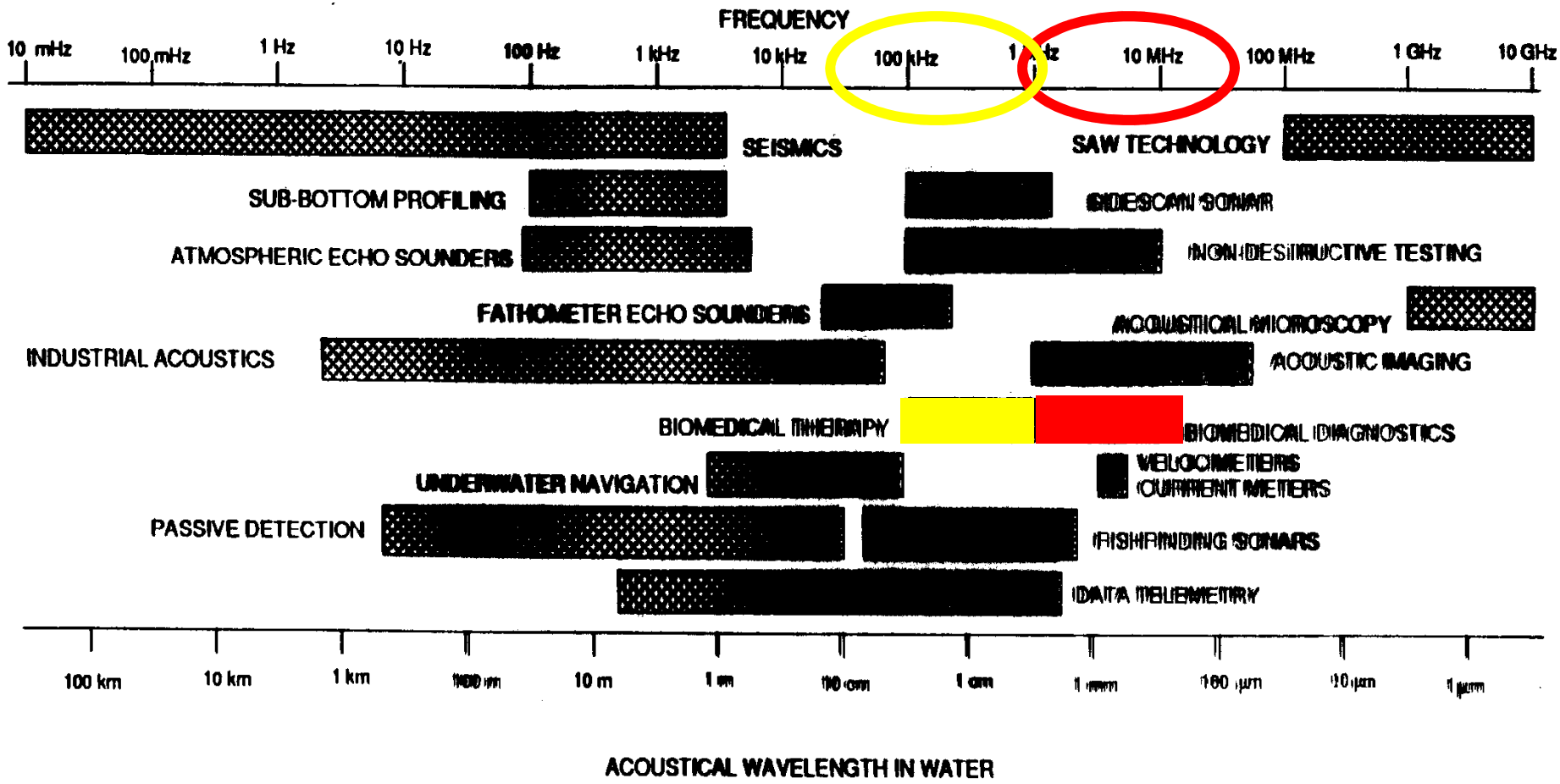
Formation de l'image ultrasonore



Creatis

Les applications en fonction de la fréquence

infrasons sons ultrasons



Un peu d'histoire

1880 : Pierre and Jacques Curie découvrent la piezzoélectricité.

1915 : travaux de Paul Langevin sur les ultrasons et les sonars.

1951 : Les premiers échographes.

1953 : Les premiers examens ultrasonographiques sont réalisés dans des baignoires.

1963 : Les premiers examens échographiques au sec sont réalisés.

1975 : Apparition de l'échographie en 2D.

1994 : Apparition de l'échographie en 3D.

2002 : Apparition de l'échographie en 4D.

La place de l'échographie en imagerie médicale

Hospices Civils de Lyon (2000)



- 4 équipements d'IRM
- 8 scanners
- 10 salles d'angiographie numérisée
- 10 caméras de scintillation
- 10 équipements de radiologie numérisée
- **une centaine d'échographe**

Creatis

L'échographie, pourquoi?

- Echographie de diagnostic
- Echographie de guidage
- Echographie de thérapie

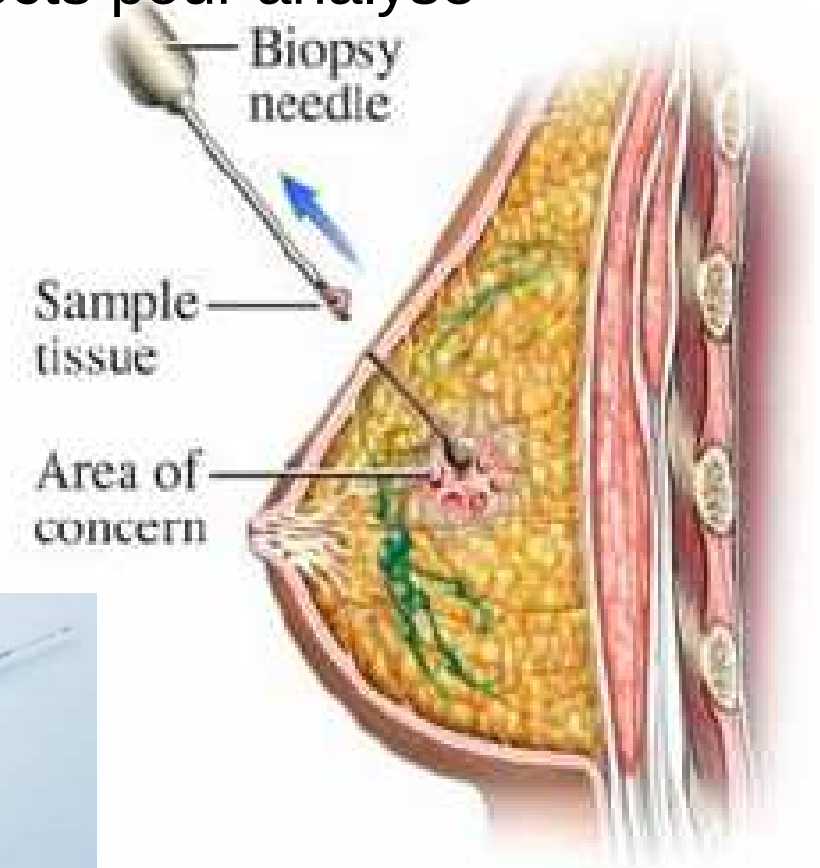
- Points forts :
  - temps réel (30 à 300 images/seconde)
  - faible innocuité (pas de rayons ionisants)
  - transportable (écho d'urgence)

Creatis

Le guidage sous échographie

- Prélèvement des tissus suspects pour analyse

- Aiguille 'métallique' 1 mm
  de diamètre, longueur 20 cm

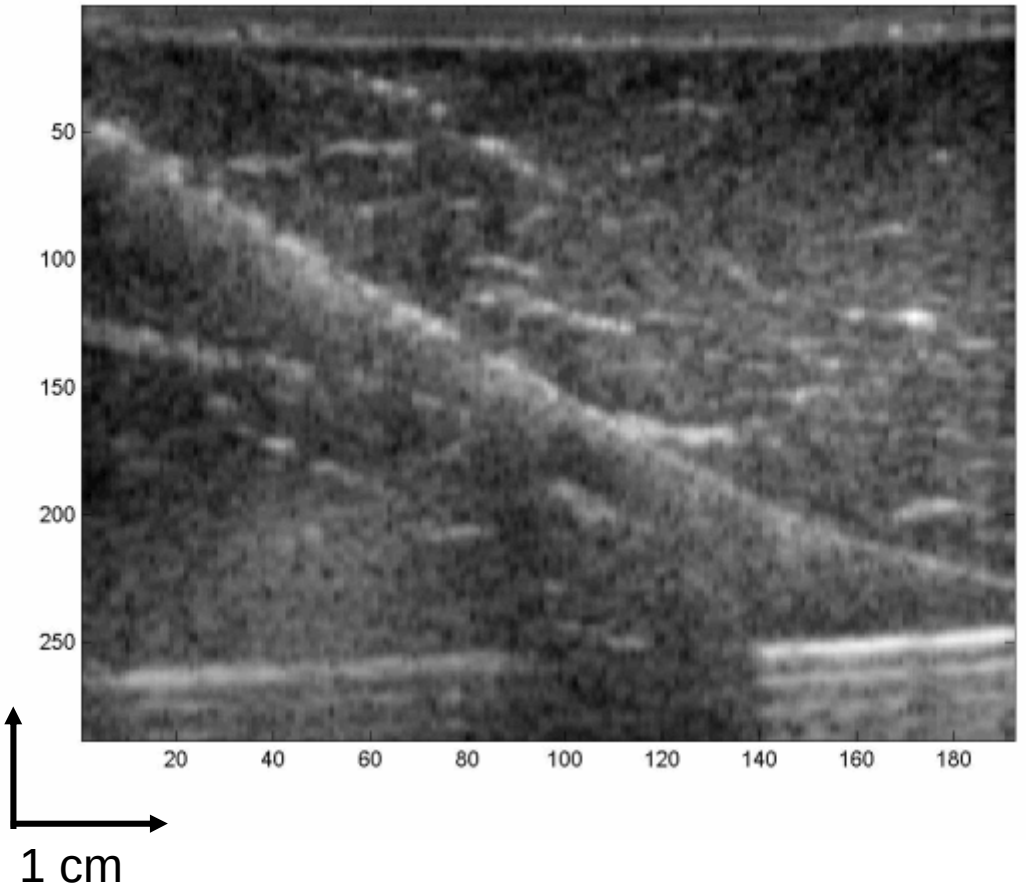




Creatis

Le guidage sous échographie

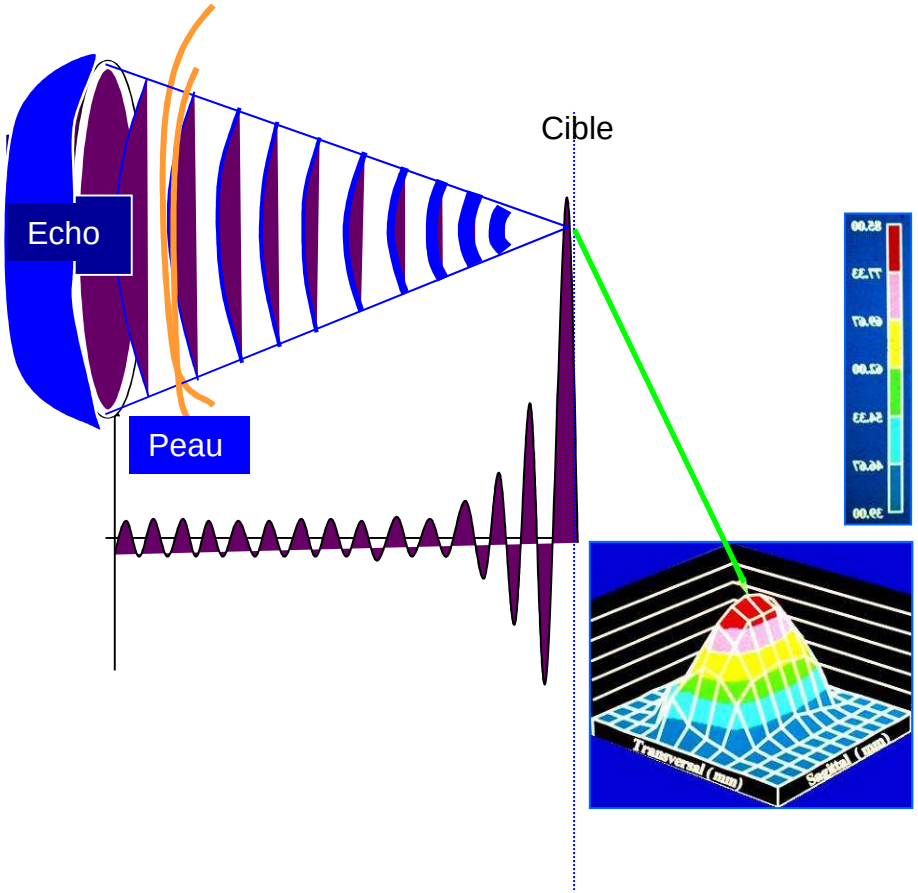




Creatis

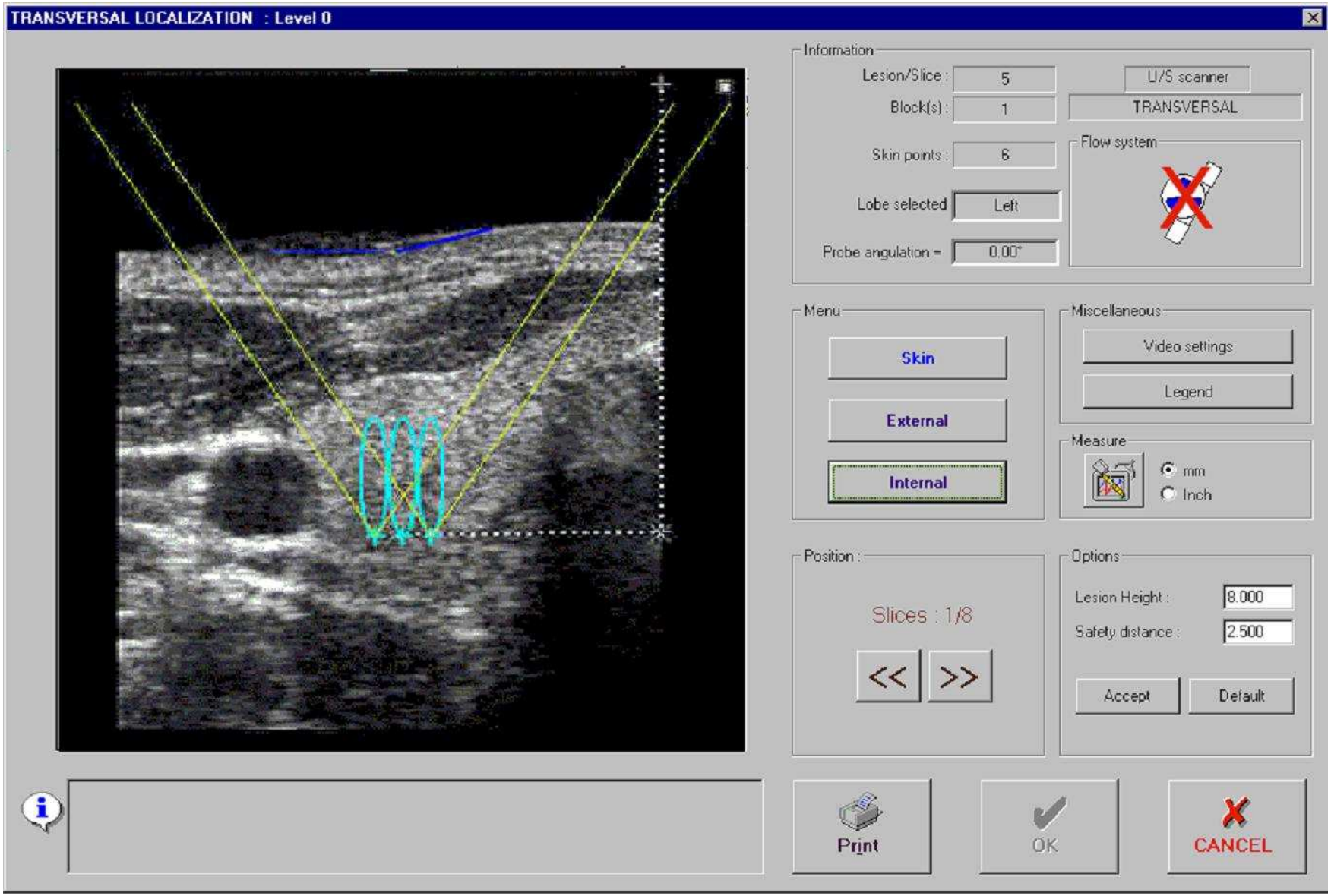
La thérapie par ultrasons

- Ablation tissulaire par la chaleur
  - Ultrasons focalisés (HIFU) mais aussi Radio-fréquence, Laser
- Applications : destruction de calculs, de nodules



Creatis

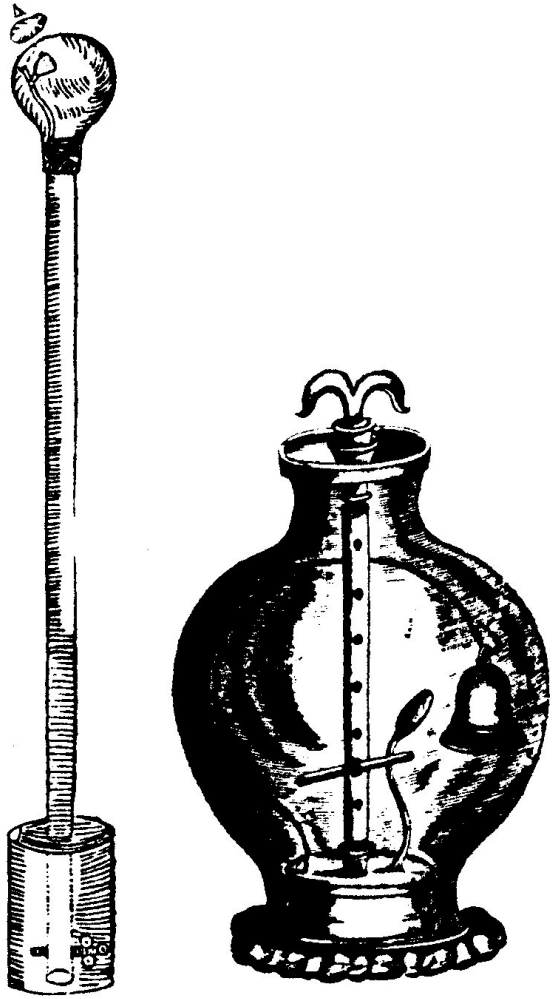
La thérapie par ultrasons



NATURE PHYSIQUE D'UNE ONDE ACOUSTIQUE

Une onde acoustique est une onde (vibration) mécanique

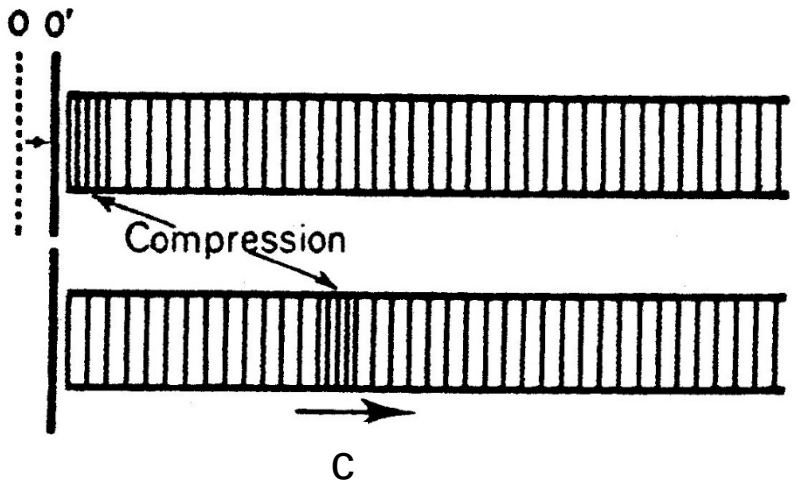
- qui nécessite un support matériel (solide, liquide, gaz) pour se propager
- dont la propagation est liée à la compressibilité du milieu.



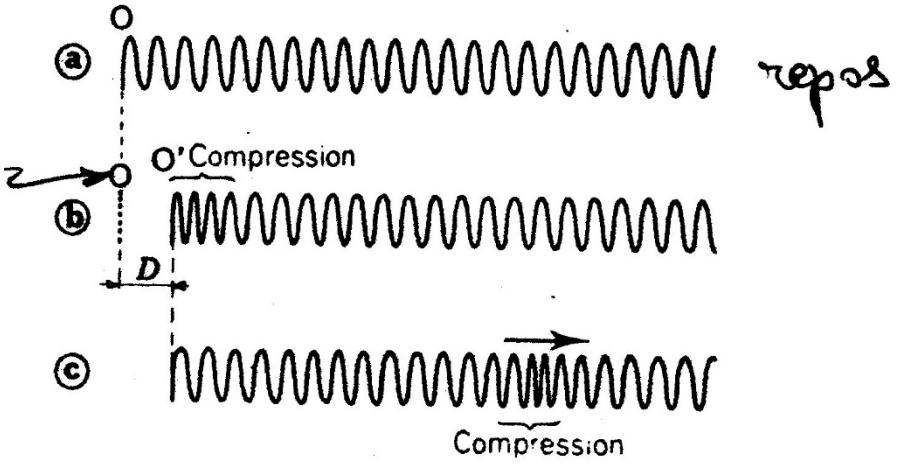
Creatis

Propagation d'un ébranlement longitudinal

- dans un tuyau



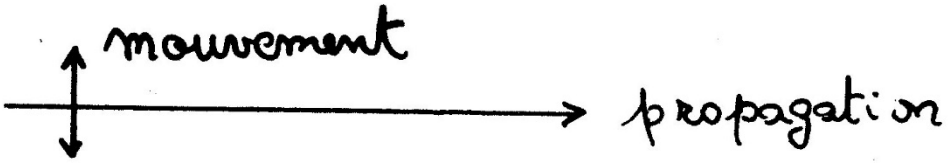




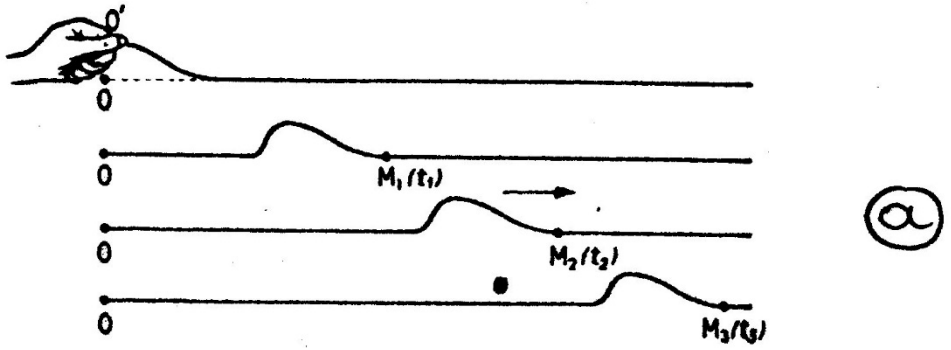
- le long d'un ressort

Creatis

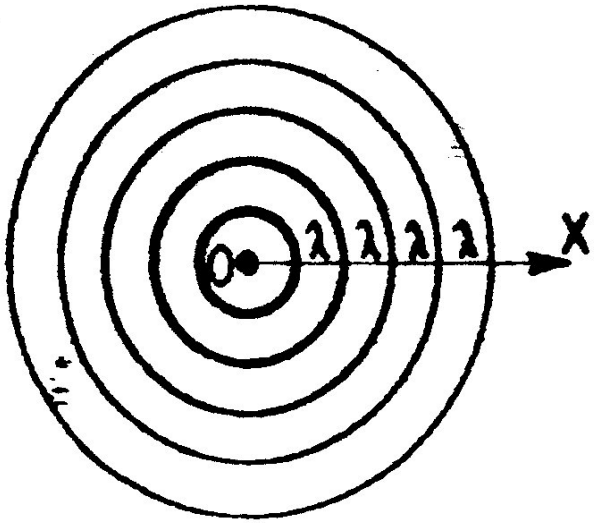
Propagation d'un ébranlement transversal



- le long d'une corde

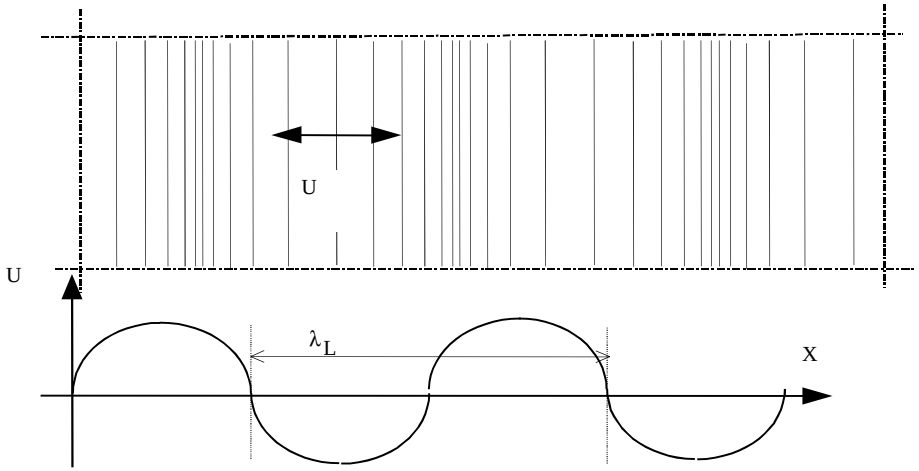


@

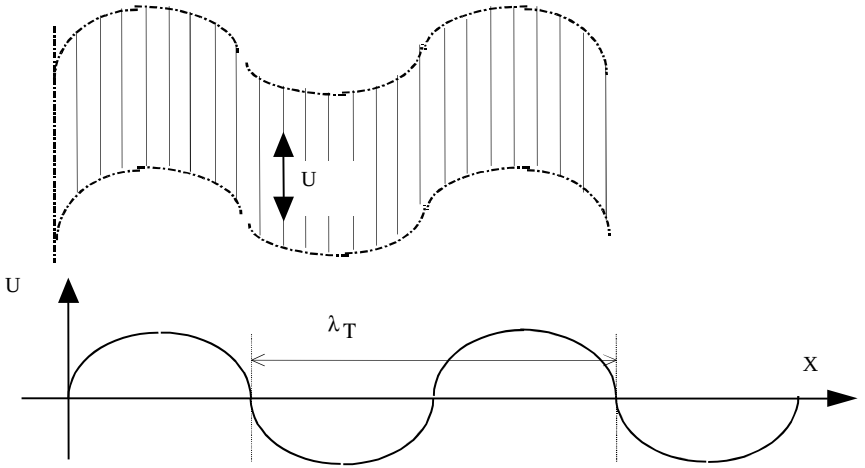


- à la surface libre d'un liquide

propagation d'une **onde mécanique**



a - Onde Longitudinale



b- Onde Transversale

$$c_L = \sqrt{\frac{\left(\beta^{-1} + \frac{4}{3}G\right)}{\rho}}$$

$$c_T = \sqrt{\frac{G}{\rho}}$$

β: compressibilité du milieu [m²/N] ou Pa^{-1};
ρ: masse volumique du milieu [kg/m^3];
G: module d'élasticité transversale ou module de cisaillement [N/m²] ou Pa.

tissus mous : $\beta^{-1} = 2{,}1 \times 10^9$ Pa

G = 10^4 à 10^6 Pa

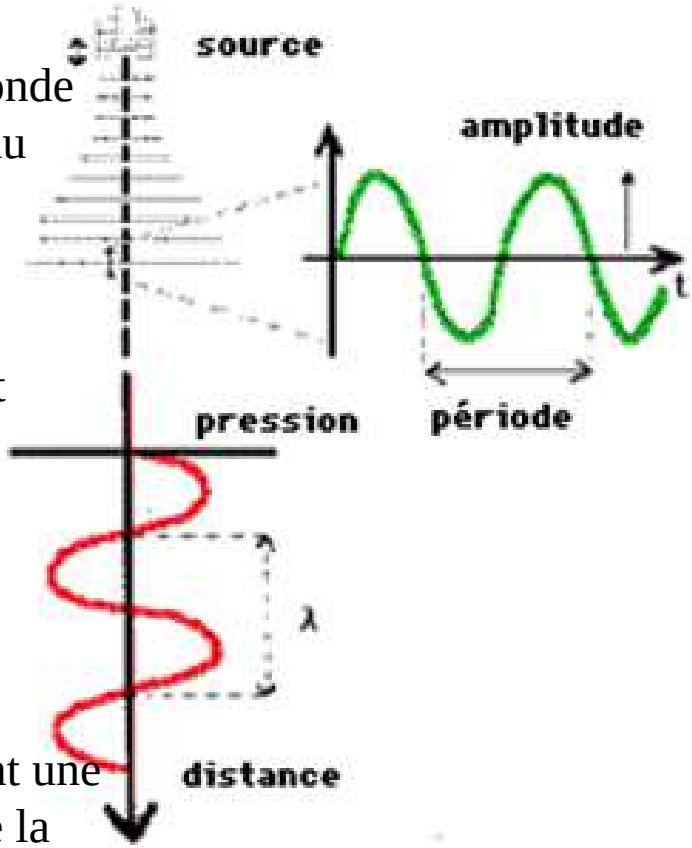
$c_L >> c_T$

Creatis

Exemple d'une onde plane sinusoïdale

Soit une source générant une onde plane sinusoïdale, de type longitudinale, de fréquence f et de déplacement u_0

$$u_0 = U \sin 2\pi f t$$



En un point du milieu situé à une distance x de la source, l'onde arrive avec un retard x/c. Le déplacement est une fonction du temps et de l'espace

$$u(x,t) = U \sin 2\pi f \left(t - \frac{x}{c}\right)$$

En un point M, distant de x de la source, le déplacement est alors uniquement une fonction du temps. Cette équation décrit le mouvement du point M

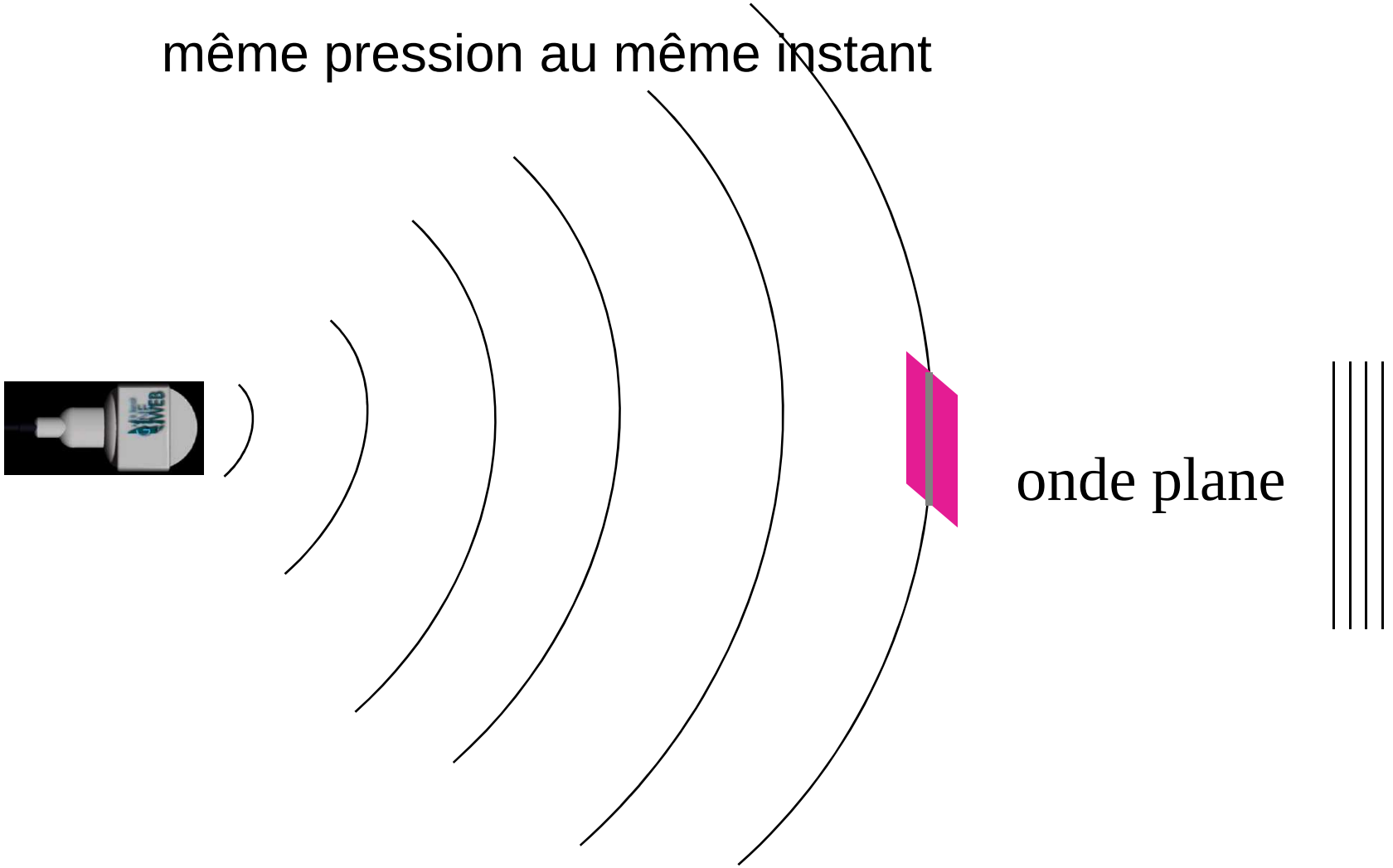
$$u_M(t) = U \sin 2\pi f \left(t - \frac{x_M}{c}\right)$$

De même à un instant t, le déplacement est alors uniquement une fonction de l'espace. Cette équation décrit le déplacement de la vibration

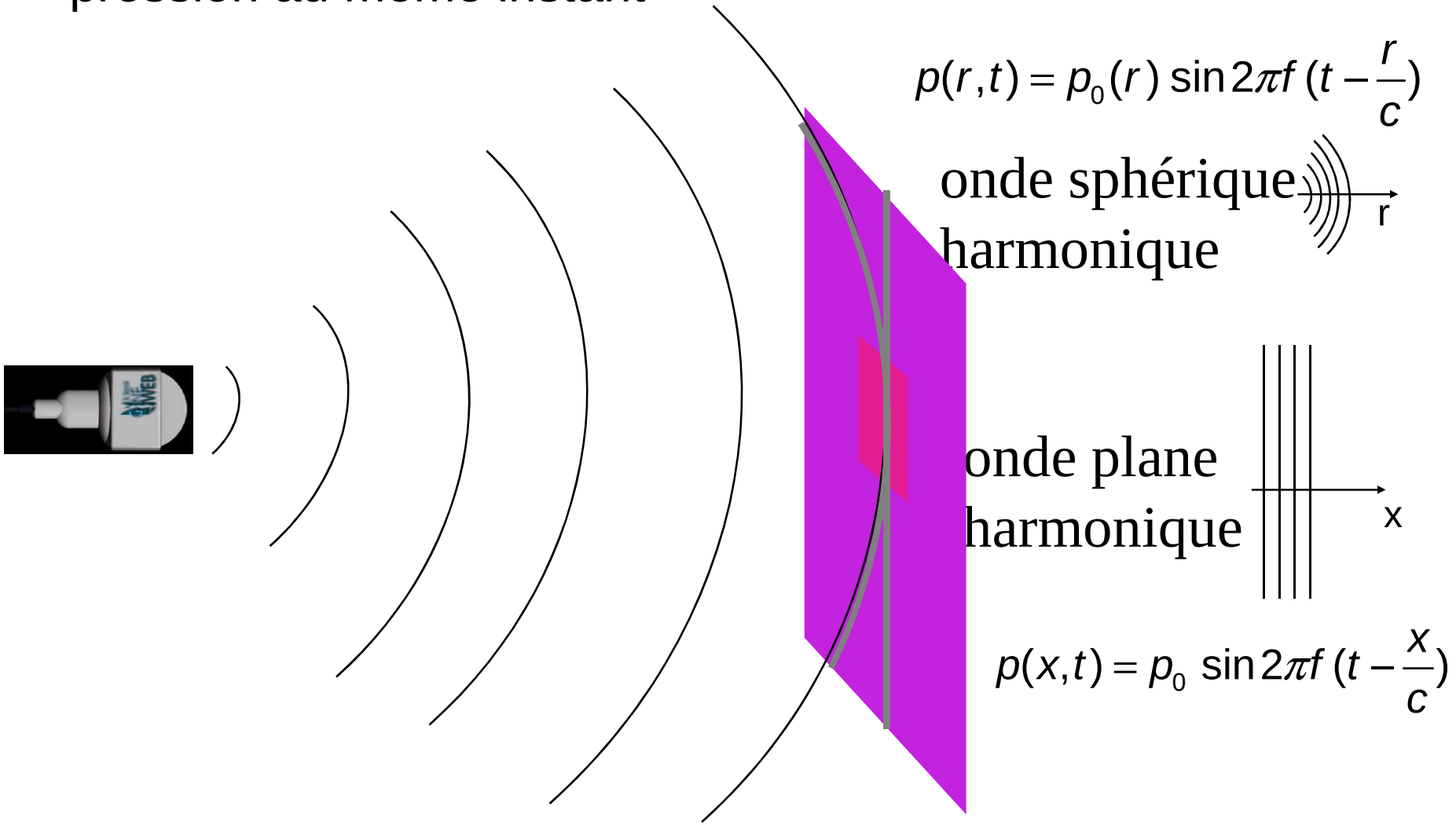
$$u_1(x) = U \sin 2\pi f \left(t_1 - \frac{x}{c}\right)$$

domaine spatial:

le front d'onde est l'ensemble des points subissant la même pression au même instant



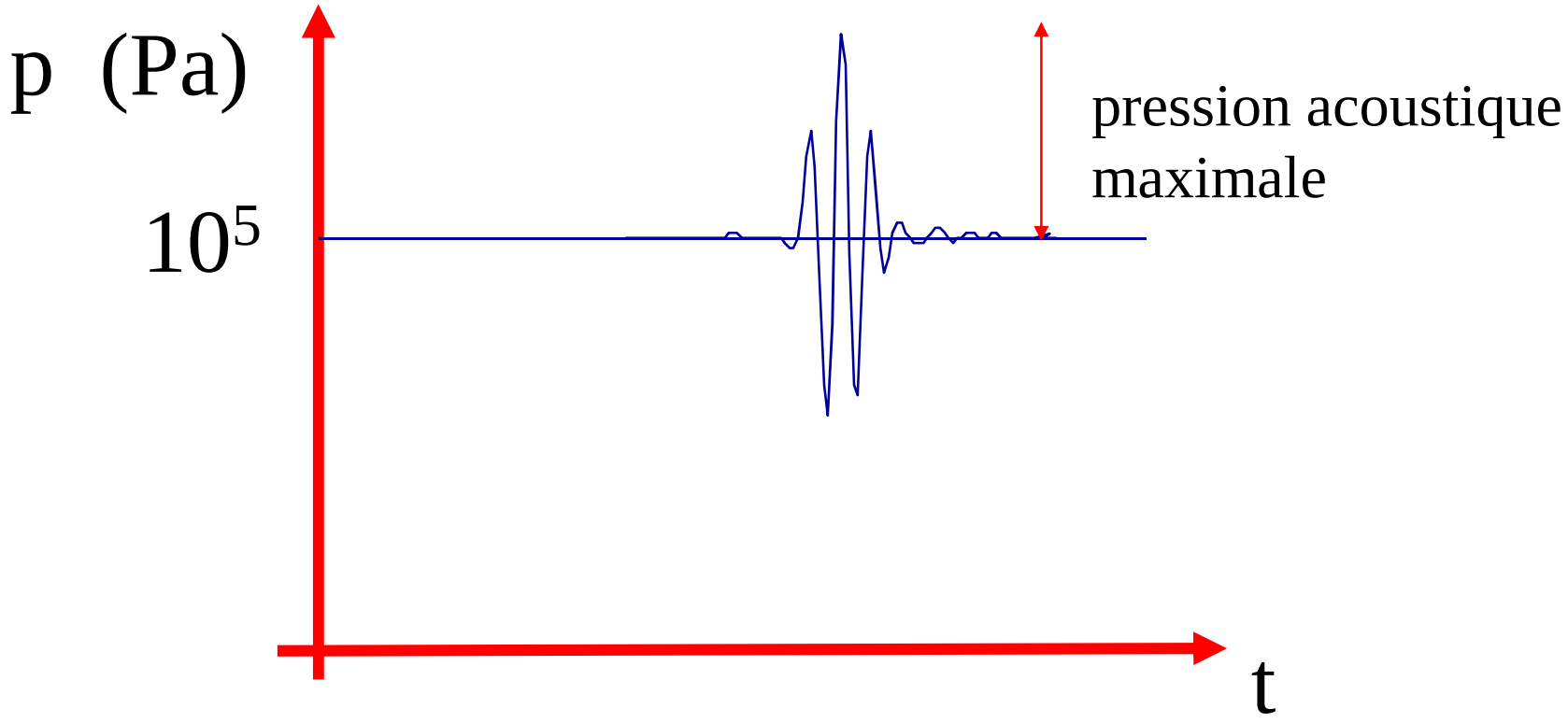
le front d'onde est l'ensemble des points subissant la même pression au même instant



CARACTERISTIQUES ACOUSTIQUES DU MILIEU OBSERVE

a/ La pression acoustique

La pression acoustique, c'est la variation de pression autour de la pression statique (pression ambiante)



CARACTERISTIQUES ACOUSTIQUES DU MILIEU OBSERVE

b/ La vitesse de propagation (ou célérité)

<u>Cas particulier des liquides (tissus biologiques)</u>

le module d'élasticité transversale **G est négligeable**,
seule l'onde longitudinale peut se propager

$$c_L = \sqrt{\frac{1}{\rho\beta}}$$

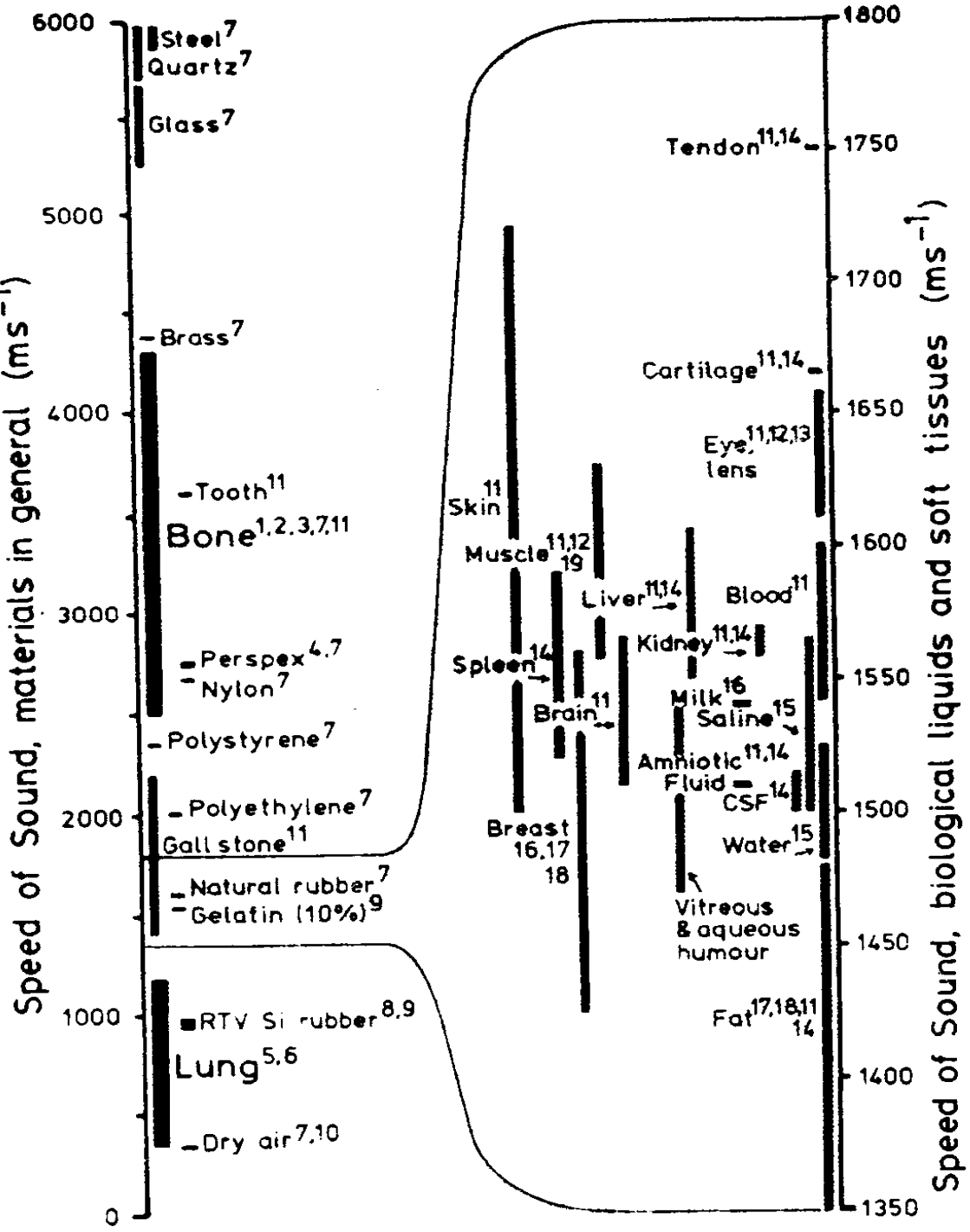
$$c = \lambda f = \lambda / T$$

λ: longueur d'onde
f: fréquence
T: période

ordres de grandeur: **330 m/s pour l'air**
1500m/s pour l'eau
2500 m/s pour le plexiglas
6000 m/s pour l'acier

Creatis

Vitesse de propagation des ultrasons



c/ L'impédance acoustique

impédance acoustique z: rapport de la variation de pression p engendrée par le passage de l'onde sur la vitesse de déplacement des particules v

$$z = \frac{p}{v}$$ en Rayleigh (kg m^{-2} s^{-1})

avec $v = \frac{du}{dt}$ vitesse de déplacement de la particule

dans le cas des ondes planes en milieu non absorbant:

$$\mathbf{z = \rho c}$$

Creatis

Milieu	masse volumique $kg\ m^{-3}$	célérité $m\ s^{-1}$	impédance $kg\ m^{-2}\ s^{-1}$
Air	1.2	344	430
Eau	1000	1483	$1.43\ 10^6$
Sang	1060	1530	$1.6\ 10^6$
Plexiglas	1200	2680	$3.2\ 10^6$
Quartz	2650	5720	$15.2\ 10^6$
Aluminium	2700	6400	$17\ 10^6$
Titanate de baryum	5500	5500	$30.2\ 10^6$
Acier	7800	6100	$47\ 10^6$

d/ Intensité acoustique

• Définition : l'intensité acoustique **I** d'une onde progressive est la puissance qu'elle transporte par unité de surface.

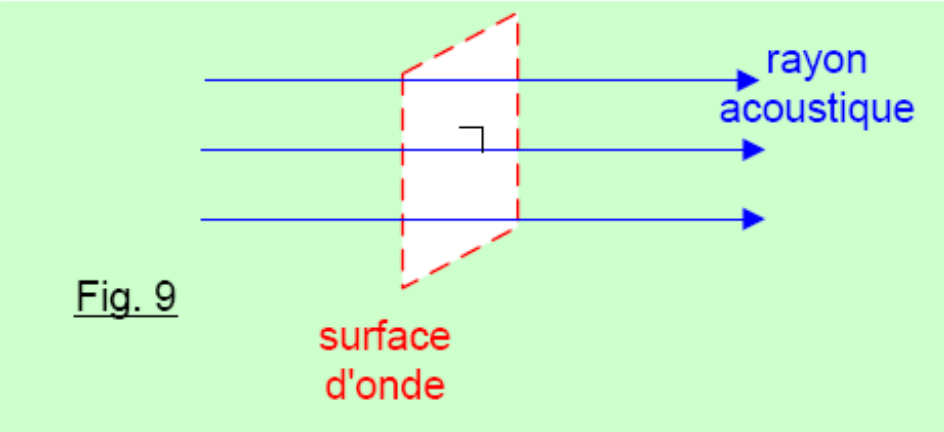


Fig. 9

$$I[W/m^2] = \frac{\text{puissance acoustique}[W]}{\text{surface}[m^2]}$$

$$I_i(t,r) = \rho c v^2 = \frac{p^2(t,r)}{\rho c} \qquad \text{en} \quad W/m^2 \qquad (1\text{–}14)$$

ou mW/cm² en médecine

Creatis

Dans le cas d'une onde continue harmonique, on exprime l'intensité acoustique moyenne sur une période

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

Pour une onde de type impulsionnel, l'intensité variant en fonction du point d'observation et du temps plusieurs paramètres peuvent représenter cette intensité.

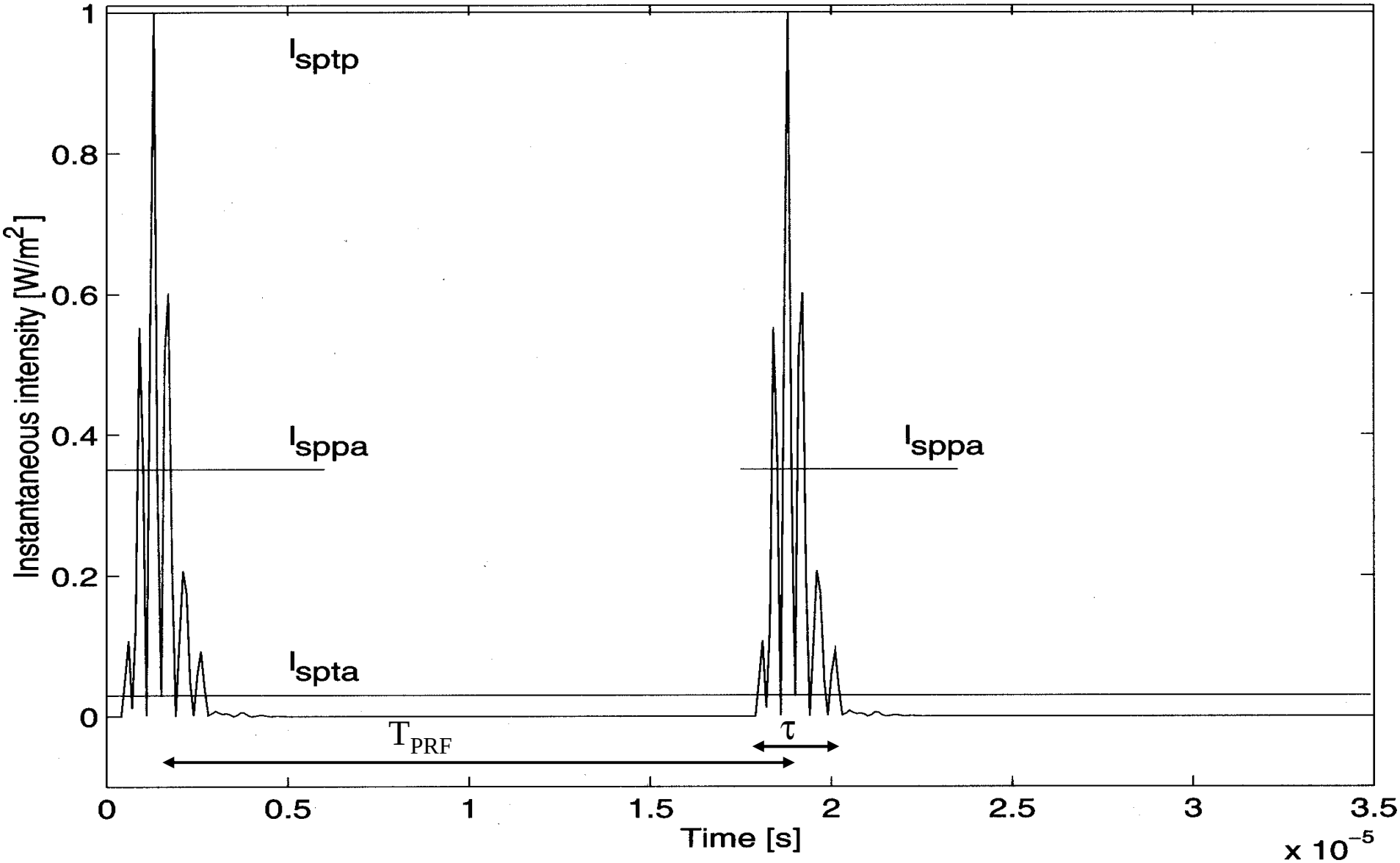
Le champ acoustique peut être représenté par le maximum (spatial et temporel) d'intensité I_{sptp} (*spatial and temporal peak of intensity)*

L'intensité peut être moyennée sur la période de répétition des impulsions I_{spta} (*spatial peak temporal average)*

$$I_{spta} = \frac{1}{T}\int_0^T I_i\,(t, r_{max})\,dt$$

L'intensité peut être moyennée sur la durée d'émission I_{sppa} (*spatial peak pulse average)*

$$I_{sppa} = \frac{\int_0^T p^2\,(t)\,dt}{\rho\, c T_p}$$



$$\frac{I_{spta}}{I_{sppa}} = \frac{\tau}{T_{PRF}}$$

Valeurs de l ’intensité

Valeurs maximales d ’émission (FDA) pour des applications cardiaques

$I_{SPTAmax} = 430$ mW cm^{-2}

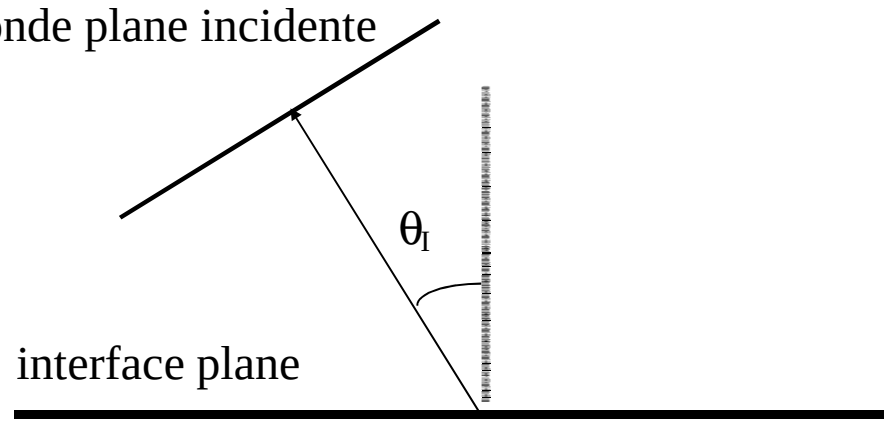
$I_{SPPAmax} = 65$ W cm^{-2}

Sonde FPA 2,5 MHZ (SystemV): $I_{SPTA\,max} = 77{,}5$ mW cm^{-2} en 2D

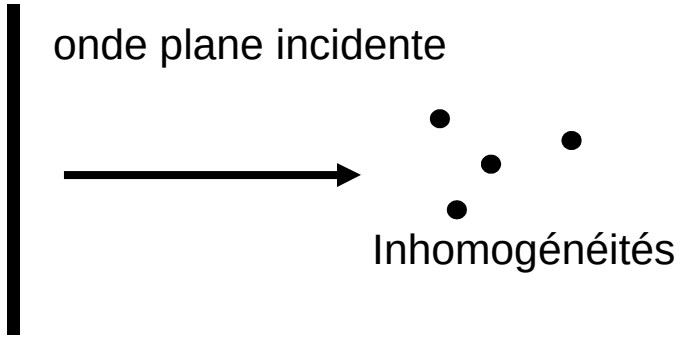
$I_{SPTA\,max} = 596$ mW cm^{-2} en Doppler

Propagation d'une onde plane

- Propagation d’une onde plane dans un milieu isotrope limité



- Propagation d’une onde plane dans un milieu inhomogène

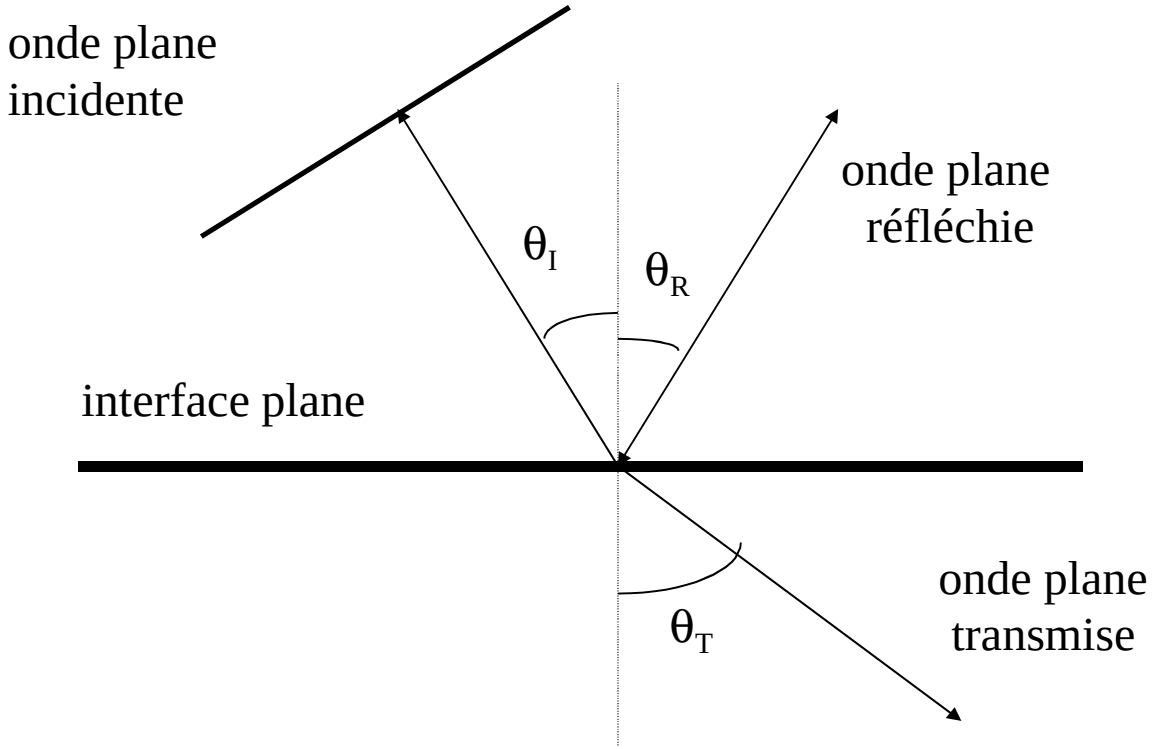


Propagation d'une onde plane dans un milieu isotrope limité

onde incidente $\Rightarrow$ une onde réfléchie dans le milieu 1

une onde transmise dans le milieu 2

a/ Cas général



L’onde réfléchie et l’onde transmise:

- ont même fréquence que l'onde incidente
- sont situées dans le plan d'incidence.

Loi de Snell-Descartes

$$\frac{\sin\theta_I}{c_I} = \frac{\sin\theta_R}{c_R} = \frac{\sin\theta_T}{c_T}$$

milieu d'incidence = milieu de réflexion = milieu 1

$$c_I = c_R = c_1 \qquad (1\text{-}35)$$

$$\Rightarrow \quad \theta_I = \theta_R \qquad (1\text{-}36)$$

coefficients caractéristiques

$$I_I \; S_I = I_R \; S_R + I_T \; S_T \qquad (1\text{-}40)$$

ou en divisant tout par $I_I \; S_I$:

$$1 = \alpha_R + \alpha_T \qquad (1\text{-}41)$$

α : coefficient en énergie

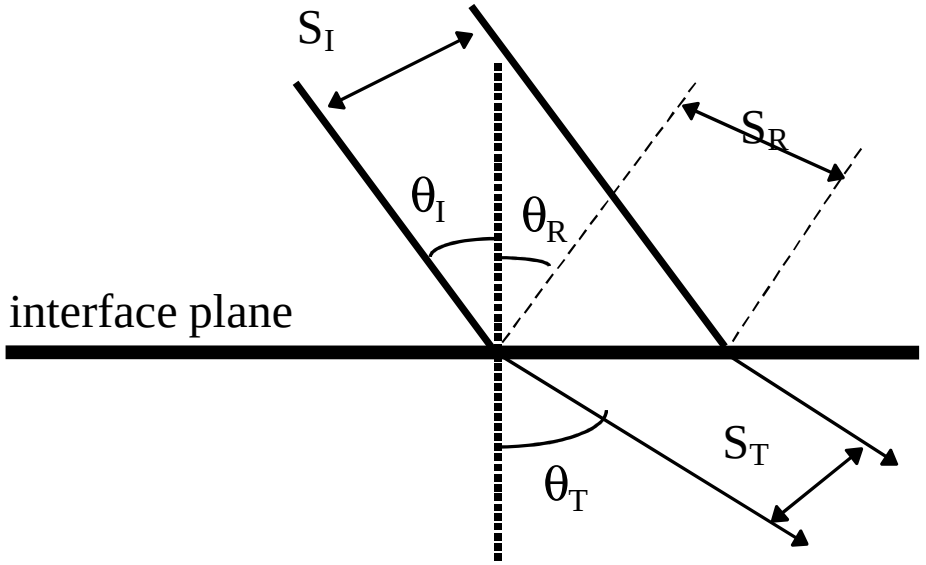


Figure1.7 : Section des ondes incidente, réfléchie et transmise (cas d'un liquide)

b/ Cas des liquides

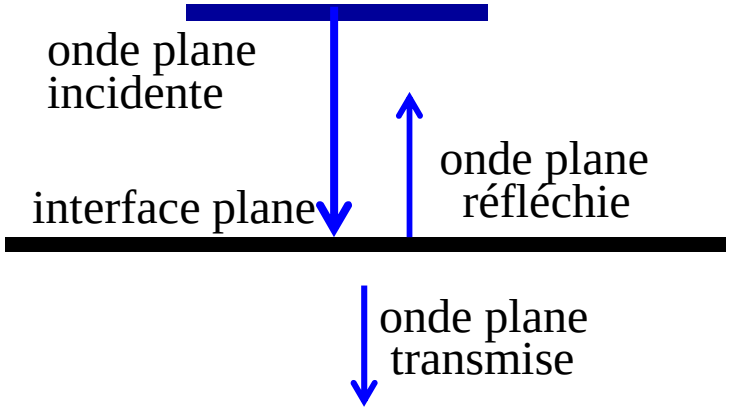
coefficients en énergie

$$\alpha_R = \left(\frac{z_2 \cos\theta_I - z_1 \cos\theta_T}{z_2 \cos\theta_I + z_1 \cos\theta_T} \right)^2 \quad (1\text{-}42) \qquad \alpha_T = \frac{4\, z_1 z_2 \cos\theta_I \cos\theta_T}{\left(z_2 \cos\theta_I + z_1 \cos\theta_T \right)^2} \quad (1\text{-}43)$$

coefficients en amplitude

$$R = \frac{z_2 \cos\theta_I - z_1 \cos\theta_T}{z_2 \cos\theta_I + z_1 \cos\theta_T} \quad (1\text{-}44) \qquad T = \frac{2\, z_2 \cos\theta_I}{z_2 \cos\theta_I + z_1 \cos\theta_T} \quad (1\text{-}45)$$

c/ Onde sous incidence normale



angles sont nulles

pas de conversion de mode dans le cas des fluides

$$\alpha_R(0) = \left(\frac{z_2 - z_1}{z_2 + z_1} \right)^2 \qquad \alpha_T(0) = \frac{4\, z_1\, z_2}{(z_2 + z_1)^2}$$

$$R(0) = \frac{z_2 - z_1}{z_2 + z_1} \qquad T(0) = \frac{2\, z_2}{z_2 + z_1}$$

si $z_1 = z_2$

$\alpha_R = 0$ et $\alpha_T = 1$

si $z_1 >> z_2$ ou $z_1 << z_2$

$\alpha_R = 1$ et $\alpha_T = 0$

d/ LES INTERFACES

INTERFACE	Rapport d'amplitude A_r / A_i	% d'énergie réfléchie
Graisse-Muscle	0,10	1,08
Muscle-Sang	0,03	0,07
Os-Graisse	0,69	48,91
Tissus biologiques mous -Eau	0,05	0,23
Tissus biologiques mous - Air	0,9995	99,9
Peau - élément piézo-électrique	0,89	80

Tableau 1.4- Coefficients de réflexion dans le cas d'une incidence normale

gel de couplage

exploration des poumons impossible

exploration osseuse difficile

Principales interfaces : parois vasculaires, parois des organes, diaphragme



1-4 PROPAGATION D'UNE ONDE PLANE DANS UN MILIEU INHOMOGENE

a/ La diffusion

un milieu non-uniforme

une partie de l'énergie est redirigée et apparaît séparément de l'onde initiale :

- soit elle est uniquement retardée,

- soit sa direction est modifiée.

Diffusion : $a << \lambda$

l'inhomogénéité ⇔ une source ponctuelle

l'énergie est reémise dans tout l'espace.

section efficace de diffusion σ_S :

$$\sigma_S = \frac{\text{puissance diffusée}}{\text{intensité incidente}} \quad (1\text{-}58)$$

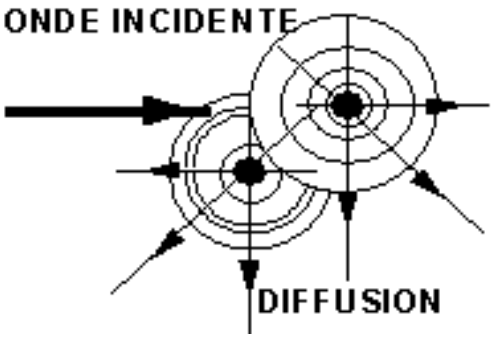


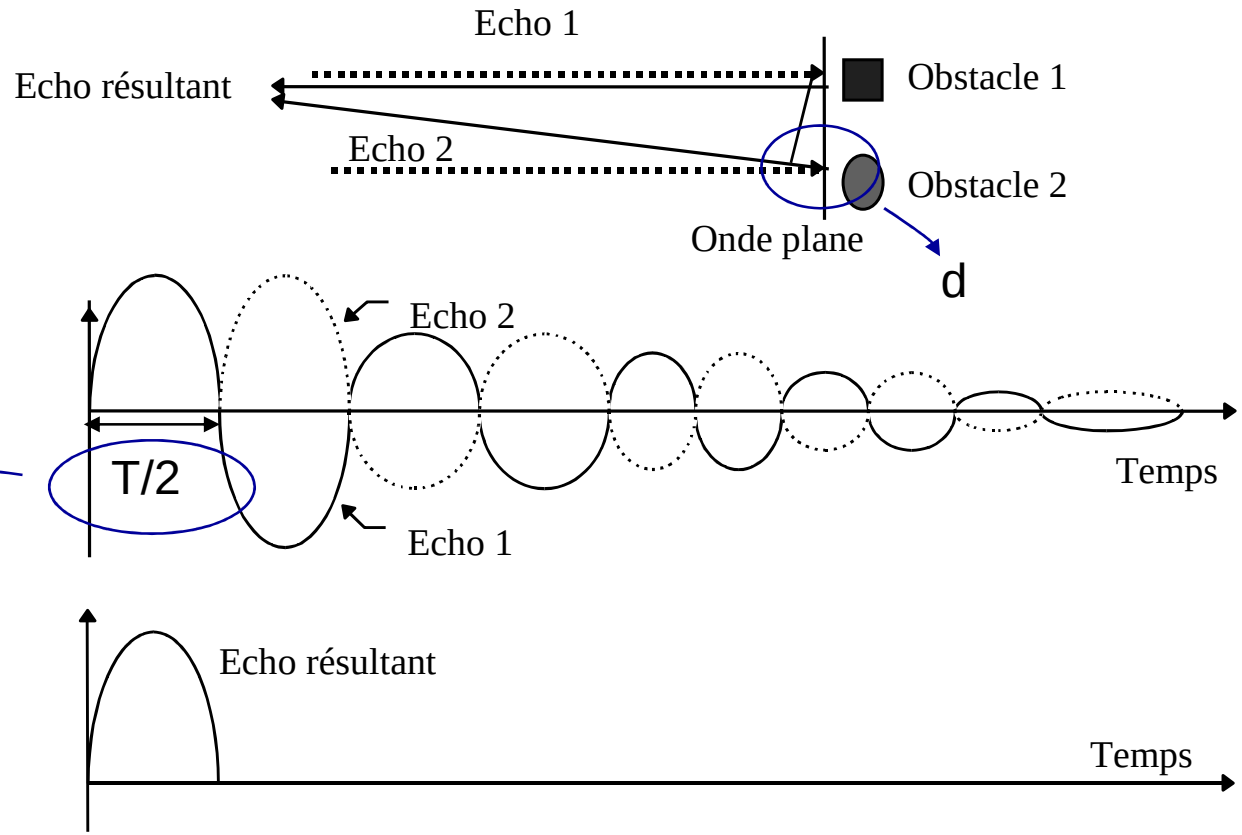
Figure1.9 - Diffusion par une inhomogénéité de petite dimension devant la longueur d'onde.

b/ Les interférences

Chaque inhomogénéité se comporte comme une source ponctuelle et reémet une onde sphérique:

interférences constructives

interférences destructives



$$d = \frac{ct}{2} = \frac{cT/2}{2} = \frac{\lambda}{4}$$

Figure1.1 1 - Echo résultant d'une interférence destructive (l'écart de distance entre les deux cibles est un multiple de λ/4).

c/ La diffraction

distance proche de la longueur d'onde λ

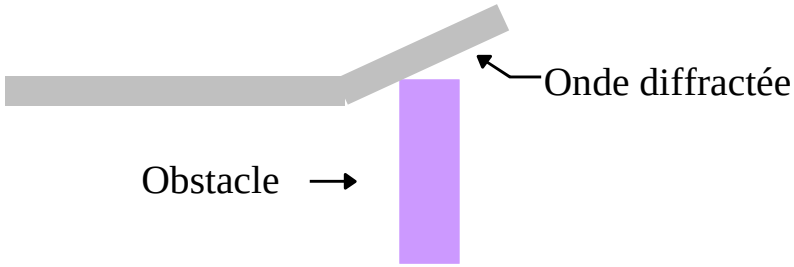


Figure 1.12 - Phénomène de diffraction d'une onde

d/ L'absorption

transformation de l'énergie incidente ultrasonore en chaleur.

section efficace d'absorption σ_a.

$$\sigma_a = \frac{\text{puissance absorbé e}}{\text{intensité incidente}} \qquad (1\text{-}59)$$

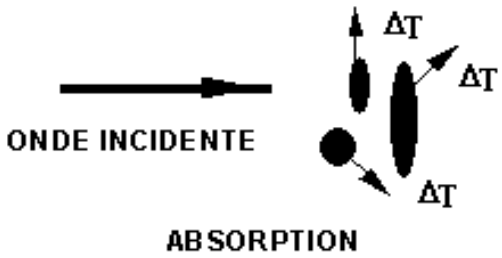


Figure1.10 - Absorption: une partie de l'énergie de l'onde acoustique est transformée en chaleur.

e/ L'atténuation

ensemble des pertes

la réflexion

la réfraction

la diffusion

la diffraction

l'absorption*

section efficace d'atténuation : $\sigma_t = \sigma_S + \sigma_a$ (1-60)

coefficient d'atténuation (en dB cm^{-1}):

$$\alpha = -\frac{20}{x}\log\frac{P_x}{P_0} \quad (1\text{-}61)$$

*absorption : échange de chaleur avec le milieu, frottements (viscosité) : 75 à 95% de l'atténuation

coefficient d'atténuation proportionnel à la fréquence.

tissus biologiques: de l'ordre de 1 dB cm^{-1} MHz^{-1}.

sonde travaillant à 3 MHz

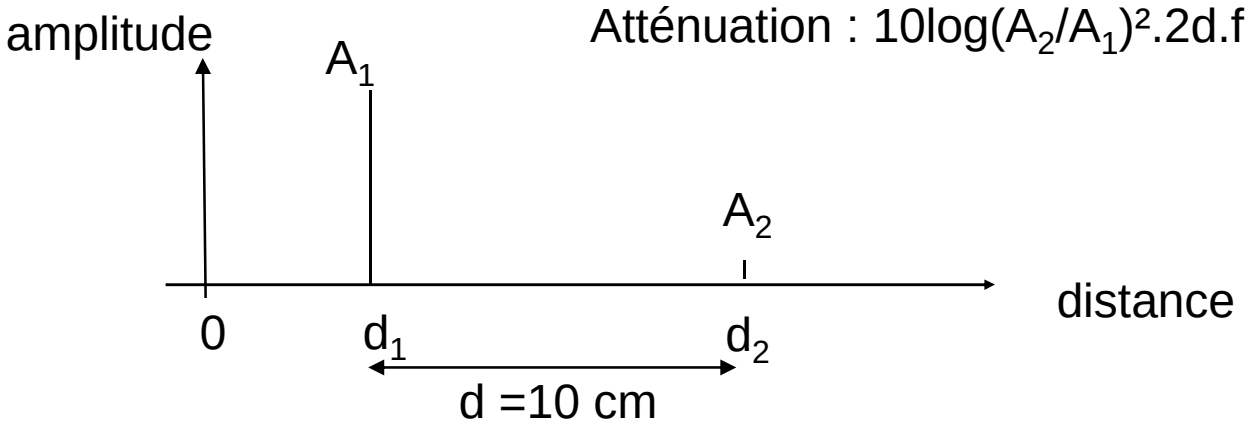
deux cibles identiques distantes de 10 cm (aller retour 20 cm)

l'atténuation est de 1x20x3 = 60 dB

rapport de 1000 entre l'amplitude des deux échos.

sonde fonctionnant à 6 MHz

l'atténuation: 120 dB (rapport 1 000 000).

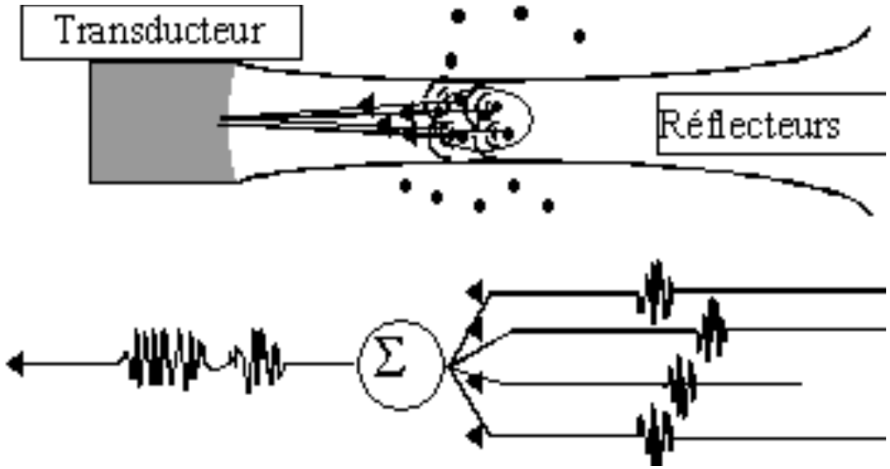


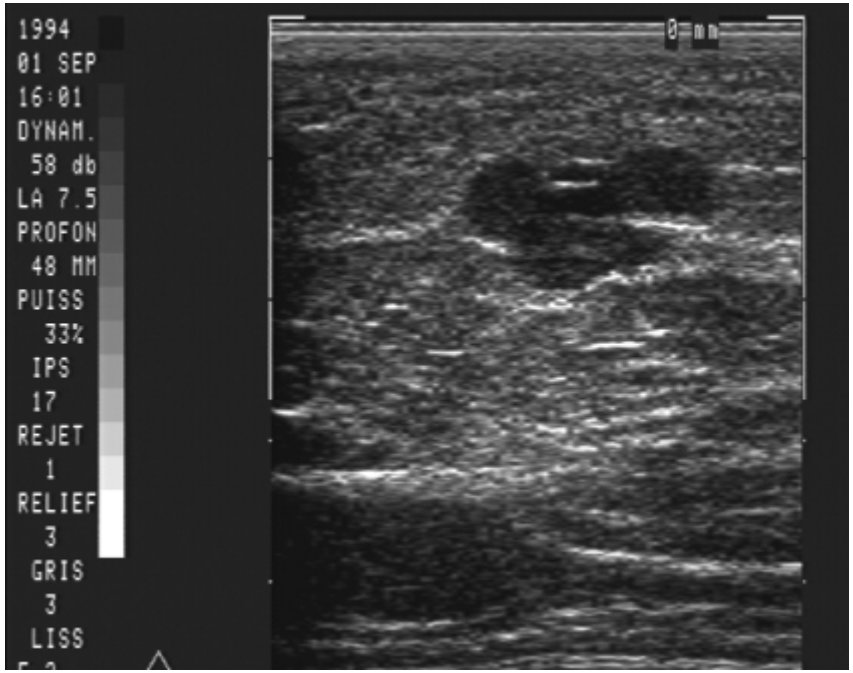
Le speckle

plus petit volume à l'intérieur duquel des cibles ponctuelles ne peuvent être résolues individuellement mais dont la présence contribue à la création d'un écho

la dimension de ces réflecteurs est inférieure à la longueur d'onde émise

le speckle dépend de paramètres liés à la structure des tissus (densité, taille, composition, distribution des réflecteurs), par conséquent des tissus sains et des tissus pathologiques peuvent présenter des textures différentes.





1.5 LES ULTRASONS DANS LE CORPS HUMAIN

a/ LE MILIEU ACOUSTIQUE

Tissus biologiques & matériaux	Température (° C)	Densité ρ ($kg.m^{-3}$)	Célérité c_L ($m.s^{-1}$)	Impédance acoustique z_L ($kg\ m^{-2}\ s^{-1}$)	Atténuation α ($dB\ cm^{-1}$) à 1 MHz
Air	0 20	1,28 1,20	331 344	430	12
Eau	20	1000	1480	$1,52 \times 10^6$	0,0022
Sang	20	1060	1530	$1,62 \times 10^6$	0,18
Graisse		920	1410 à 1470	$1,34$ à $1,39 \times 10^6$	0,6
Muscle		1070	1550 à 1640	$1,65$ à $1,7 \times 10^6$	1,2
Foie		1060	1550	$1,65 \times 10^6$	0,9
Rein		1040	1560	$1,62 \times 10^6$	
Os	20 à 37	1200 à 1810	2700 à 4100	$3,2$ à $7,8 \times 10^6$	20
Poumon	35		650	$0,26 \times 10^6$	40
Peau			1519	$1,58 \times 10^6$	
Vaisseaux		1080	1530	$1,65 \times 10^6$	
Tissus mous			1540 en moyenne	$1,63 \times 10^6$	
Sein			1440 à 1550		$1,68 \pm 0,48$
Quartz			5750	$1,52 \times 10^7$	

Tableau 1.3 - Caractéristiques acoustiques des tissus biologiques et de certains matériaux