

BIOPHYSIQUE

IMAGERIE PAR ULTRASONS

I) Les ultrasons

Les ultrasons sont des vibrations mécaniques formées par la propagation d'une perturbation dans un milieu moléculaire. Il y a une alternance de zones de compression et de zones de raréfaction. Le mouvement vibratoire suit la direction de propagation de l'E.

US de faible intensité	US de puissance
<ul style="list-style-type: none"> - durée brève - ne modifie pas le milieu - innocuité - 1 à 10 MHz - < qq mW/cm 	<ul style="list-style-type: none"> - longue durée - forte amplitude - modifie le milieu
Usage diagnostique	

Les US sont produits par des vibrations mécaniques d'une céramique piézo-électrique. C'est le même matériel qui sert à l'émission et à la réception.

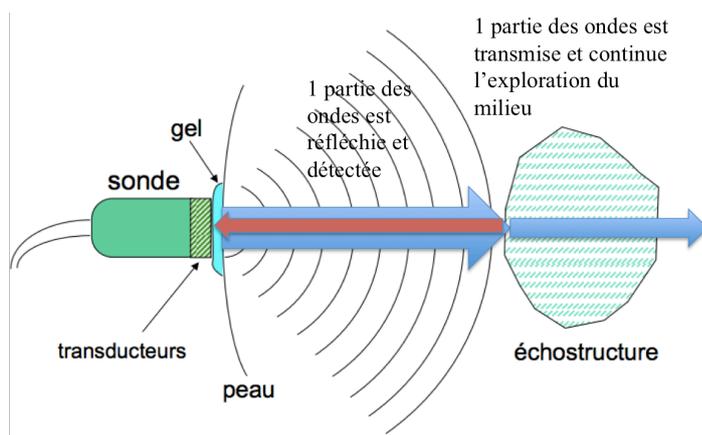
La plaque piézo-élec est stimulée électriquement, ce qui crée une DDP qui crée une distorsion → Emission (E)

L'onde US qui arrive sur la plaque induit une pression qui crée une DDP → Réception (R)

c (célérité) ne dépend QUE du milieu. Elle est indep de la fréquence.

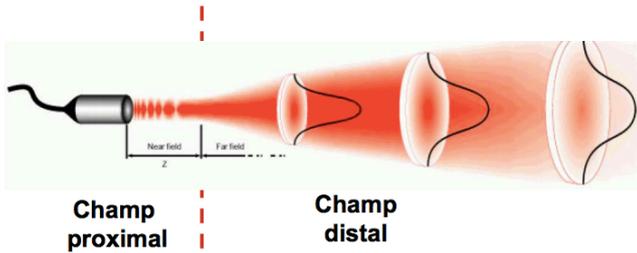
$$\lambda = c / f$$

$$Z \text{ (indépendance acoustique du milieu en kg/m}^2\text{/c) = } \rho \text{ (densité) * c}$$



II) Atténuation globale

A) Diffraction géométrique

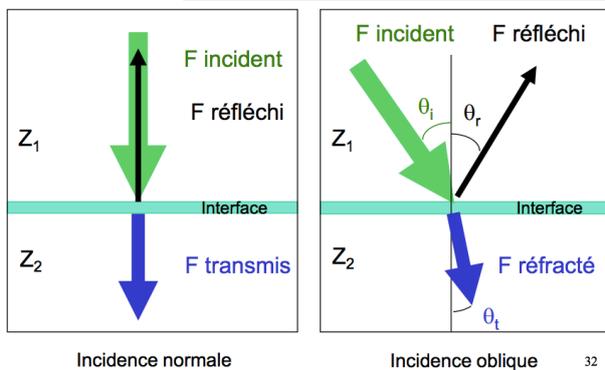


Champ proximal : peu de pertes, distribution de l'E hétérogène.

Champ distal : distrib de l'E homogène, les pertes augm quand la distance augm.

Dans l'idéal il faudrait une sonde à distance : à la limite entre les 2 champs.

B) Réflexion et réfraction



Le fx incident va se diviser :

- le fx réfracté qui continue l'exploration
- le fx réfléchi qui dans le cas de l'incidence normale renvoie l'information à la sonde et dans le cas de l'incidence oblique est perdu.

Coef de réflexion : $R = E \text{ réfléchi} / E \text{ incidente}$

Coef de transmission : $T = E \text{ transmise} / E \text{ incidente}$

$$R + T = 1$$

R est bon pour les tissus mous et mauvais pour l'air et l'os. D'où la nécessité d'un gel.

C) Diffusion

Réflexion spéculaire	Réflexion non spéculaire
monodirectionnelle	diffusé, pluri directionnelle
amplitude forte	Amplitude faible
$\lambda < \text{taille aspérités}$	$\lambda > \text{taille aspérités}$
	Permet de voir les globules rouges en mvt

D) Absorption

α (coef d'absorption) en dB/cm/MHz

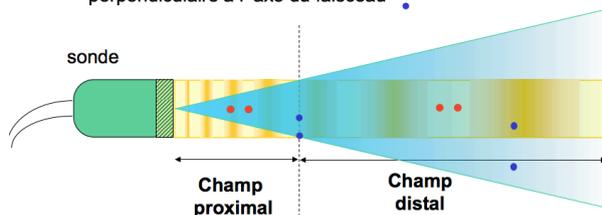
L'absorption augm avec la viscosité et avec f dans un même tissu.

Il faut faire un compromis car $\lambda = c / f$

III) Echographes et sondes

Résolution : la plus petite distance séparant 2 objets identifiables.

- Résolution **axiale** : dans l'axe du faisceau
- Résolution **transversale** ou **latérale** : perpendiculaire à l'axe du faisceau



La résolution axiale est toujours bonne, mais la résolution transverse ou lat n'est bonne que dans la zone.

La focalisation grâce à une lentille permet d'avoir la zone focale la plus importante et la résolution la meilleure.

Rappel : une sonde est multidétectrice.

A) Mode A : amplitude

N'est plus utilisé. Il l'était avant le scanner et permet le contrôle de la symétrie des structures cérébrales (suspicion hématome ou tumeur). 1 seul transducteur. 1 ligne de tir. On récupère l'écho en fonction du temps.

B) Mode B : brillance

Sonde multidétecteur : les fx sont // ou divergents (qui permet de passer entre les cotes). On obtient une image : chaque écho récupéré donne 1 point (la brillance augm avec la réflexion).

Sur les organes immobiles on fait des coupes de tissu.

3D : volume de données obtenu en faisant tourner une sonde multidétecteur autour de son axe ou perpendiculairement à son axe ce qui donne un balayage angulaire.

C) Mode TM : temps-mouvement

Ligne de tur mode B + défilement du temps en abscisse. 1 même fx est observé en continue.

Mouvement : rpz variable des positions qui permet l'observation des organes mobiles (ex : cœur) ou des événements périodiques, rapides.

D) Döppler

Quand un émetteur sonore ou US se déplace, la f de l'onde perçue avec un détecteur fixe est \neq de la f d'émission.

→ approche : f augm : son plus aigu

→ éloigne : f dim : son plus grave

Attention si le déplacement est non colinéaire : $f_D = f_R - f_E$

Si sonde immobile : $f_D = 2f_E * v / c * \cos \theta$

θ = angle sonde-vx

Mesure de l'écoulement du sang :

Écoulement laminaire	Écoulement turbulent
Vitesse stable	V augm au centre et dim en périph
Profil concentrique régulier	

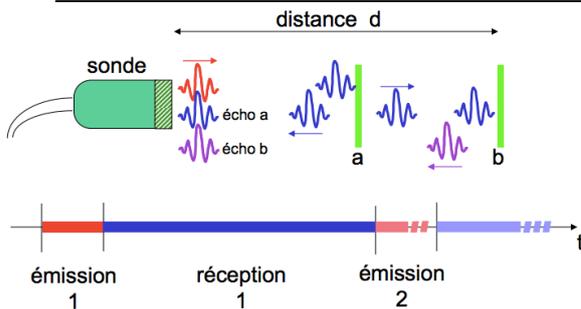
2 modes de fonctionnement

Döppler continu	Döppler pulsé
Mesure vitesse sang	Mesure vitesse sang
Sens découlement	Associé à écho B
Débit	Présision +++ sur la zone de mesure
Recherche des sténoses	→ Limité en profondeur
→ Ø image	

Analyse Döppler

Accoustique	Visuel
Pulsé = artère	>0 ou <0 selon le sens
Continue = veine	Couleur selon le sens
	Vert = turbulences

IV) Principe échographique



Basé sur les propriétés de réflexion d'un fx Us à la fonction entre 2 milieux ;

$$d = c * t / 2 \quad \text{Attention à l'aller-retour !!}$$

Le même transducteur est tour à tour E et R.

Il faut séparer a de b suffisamment pour qu'il n'y ait pas de superposition.

A) Profondeur max d'exploration

Déterminé par la période R.

$$\text{Distance max} = \text{profondeur max} = d = \frac{1}{2} * v * \Delta t$$

(Δt = durée aller retour) (v = célérité moy des sons dans le milieu)

En général : la durée d'impulsion est de 1 μ s. Ce qui détermine la résolution axiale.

B) Choix de la fréquence

La résolution axiale dépend de la durée de l'impulsion \rightarrow fréquence min existe

L'atténuation augm quand f augm = profondeur d'exploration limitée.

La profondeur dim quand la f augm et donc quand résolution spatiale augm.

L'écho dim avec la distance \rightarrow amplification des signaux proportionnels à la profondeur.

C) Echostructures

Anéchogène	Peu ou mal visibles
Hypoéchogènes	Signal faible
Hyperéchogènes	Signal fort

\rightarrow Agents de contrastes (voie IV) améliorent la détection des lésions.

Les applications thérapeutiques des ondes US : US de puissance :

- milieu solide : échauffement du milieu traversé si le fx est focalisé \rightarrow nécrose des tissus par hyperthermie rapide. \rightarrow ablathermie : traitement des tumeurs (attention au contrôle du point de focalisation).
- Milieu liquide : formation de bulles de cavitation qui croissent puis implosent sous l'effet des US de puis produits sous forme d'onde choc \rightarrow lithotritie.