Imagerie par ultrasons

Echographie **= imagerie par réflexion**, échos du signal enregistrés après avoir traversés différentes interfaces dans les tissus. Pas d'effets indésirables (pas de rayonnements ionisant, pas d'effets biologiques), peu cher et peu encombrant mais opérateur-dépendant.

I. Principes de physique acoustique

A. Les ondes acoustiques

1) Caractéristiques des ondes acoustiques

Vibrations mécaniques ordonnées = **variations de pression** des milieux traversés. Caractère **périodique** (longueur d'onde λ et amplitude d'oscillation maximale a_0).

Propagation de l'énergie de proche en proche grâce aux forces de liaison intermoléculaires (pas dans le vide), pas de transport de matière mais d'énergie. Déplacements moléculaires dans la direction longitudinale (pour les tissus mous autour d'une position d'équilibre).

Déplacement d'une particule du milieu en fonction de sa position de départ (x) et du temps (t) :

$\boldsymbol{a = a_0 \sin(\omega t - kx)}$ avec ω pulsation en rad.s^{-1} (ω = 2π/T où T est une période) et a_0 déplacement maximal de la particule.

2) Paramètres caractérisant les ondes acoustiques

- *Célérité* (c) : vitesse de propagation de l'onde dans le milieu. Dépend uniquement des propriétés physiques du milieu (m.s^{-1})

$\boldsymbol{c = Z/\rho = \sqrt{E/\rho}}$ Z impédance ; ρ masse volumique ; E module d'élasticité

- *Longueur d'onde* (λ) : distance séparant 2 points identiques de l'onde acoustique en m.
- *Période* (T) : délai séparant 2 points identiques de l'onde acoustique en s.
- *Fréquence* (F) : nombre de variations de pression par seconde en Hz.

$\boldsymbol{F = 1/T}$ $\boldsymbol{\lambda = c.T = c/F}$ $\boldsymbol{\omega = 2\pi/T = 2\pi.F}$

- *Pression acoustique* (p) exprimée en Pa.
- *Intensité acoustique ou puissance surfacique* (I) : énergie moyenne traversant perpendiculairement l'unité de surface par unité de temps en mW.cm^{-2}. $\boldsymbol{I = \frac{P^2}{2\rho c} = \frac{p^2}{2.Z}}$

Aucun effet biologique détectable en dessous de 1W.cm^{-2}. Or pour l'imagerie, les intensités acoustiques utilisées sont de l'ordre de 10 à 100 mW.cm^{-2}.

3) Paramètres caractérisant le milieu

- *Masse volumique* (ρ) : masse par unité de volume en Kg.m^{-3}.
- *Elasticité ou module d'Young* (E) : constante reliant la déformation du milieu à la contrainte exercée (loi de Hooke) en Kg.m^{-1}.s^{-2}.E d'autant plus grand que le milieu est moins compressible.
- *Impédance acoustique* (Z) en Kg.m^{-2}.s^{-1} $\boldsymbol{Z = \rho.c = \sqrt{E.p}}$

4) Les ultrasons (US)

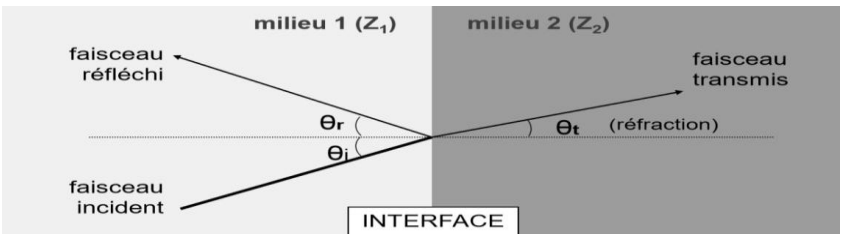
Dans un tissu donné, si F ↗, λ ↘ et résolution spatiale ↗. En imagerie médicale, les fréquences utilisées vont de 1 à 10 MHz.

Infrasons	Sons audibles	**Ultrasons**	Hypersons
0 à 20 Hz	20 Hz à 20 kHz	**20kHz à 1 GHz**	> 1 GHz

B. Interactions des ondes sonores avec la matière

1) Propagation des ondes acoustiques

Interface : **frontière entre 2 milieux d'impédance différente**. Nécessaire pour l'obtention d'une échographie. Angle de réfraction proportionnel à l'impédance.



$\sin(\theta_r) = \sin(\theta_i)$

$c_2.\sin(\theta_i) = c_1.\sin(\theta_t)$

Coefficient de réflexion (R) : fraction d'énergie réfléchie par l'interface.

$\boldsymbol{R = \frac{I}{I_0} = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2}}$ (angle d'incidence proche 90°)

2) Application à l'échographie

Lorsque 2 tissus juxtaposés ont une impédance très différente (tissu calcifié ou air / tissu mou), le faisceau est réfléchi. **L'utilisation d'un gel** dont l'impédance acoustique est voisine de celle de la peau **améliore la pénétration des ultrasons** (US) dans l'organisme.

3) Atténuation du faisceau ultrasonore

Dans un milieu homogène (Z constant) **l'intensité du faisceau décroit par absorption** selon la relation : $\boxed{I_x = I_0\, e^{-ax}}$ en $\mathrm{dB.\,cm^{-1}}$

I_x : intensité du faisceau à la distance x de la source ; I_0 : intensité du faisceau à la source ; a : coefficient d'absorption proportionnel au carré de la fréquence US.

Plus la fréquence est élevée, plus l'atténuation est élevée donc le trajet sera court (structures superficielles). Atténuation augmente aussi avec l'épaisseur du milieu traversé.

- Réflexion si faisceau US rencontre une interface dont les dimensions sont supérieures à celles de la longueur d'onde du faisceau (soit le cas de la majorité des structures).
- Diffusion si faisceau US rencontre une interface dont les dimensions sont très petites devant la longueur d'onde du faisceau (sphère élastique comme les hématies, sphère se comporte comme une source secondaire et une fraction minime de l'énergie est réémise dans toutes les directions).

II. Génération des ultrasons

A. Effet piézo-électrique

- Transformation d'une déformation mécanique en signal électrique et inversement.
- Effet propre à certains cristaux (quartz) ou céramiques anisotropes (ferroélectriques), lié à une asymétrie de répartition des charges consécutive à une déformation.
- **Effet qui permet au même élément (transducteur) d'être à la fois émetteur et récepteur**. Il agit en alternant émission et réception.

Transducteurs ultrasonores :

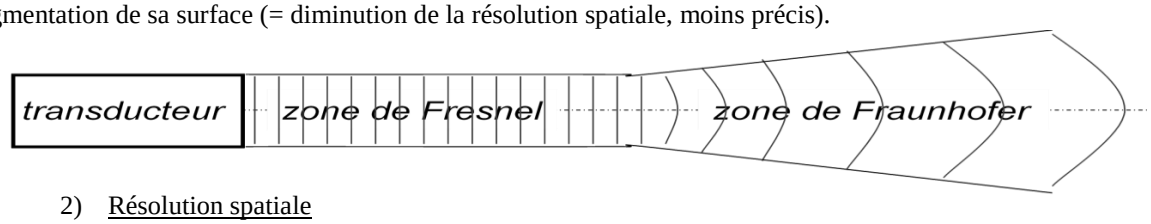
- Emission : un courant de haute fréquence est appliqué pendant une fraction de seconde au cristal piézo-électrique (onde impulsionnelle). Celui-ci entraîne une vibration mécanique qui permet l'émission d'un train d'onde bref à une fréquence élevée.
- Réception des échos US sous formes de vibrations mécaniques qui sont transformées en signal électrique aux bornes du cristal.

Distance séparant l'interface et le transducteur : $\boxed{d_{(m)} = c.t_1 = \frac{c.t_2}{2}}$ (où $t_2 = t_1.2$ et avec c = 1540 $\mathrm{m.s^{-1}}$ dans les tissus mous)

B. Champ ultrasonore

1) Géométrie du faisceau ultrasonore

- *Zone de Fresnel* : **cylindre** dans l'axe du transducteur dont le diamètre est celui de la source (source circulaire). Front d'onde plan et résolution spatiale optimale.
- *Zone de Fraunhofer* : **cône**. Front d'onde convexe (diffusion du front d'onde) et intensité du faisceau diminue avec augmentation de sa surface (= diminution de la résolution spatiale, moins précis).



2) Résolution spatiale

- *Résolution axiale (en profondeur, dans l'axe du faisceau US)* = plus petite distance séparant 2 points situés dans l'axe du faisceau et donnant des échos distincts. Dépend de la fréquence d'émission / réception et des caractéristiques du transducteur (facteur de qualité Q –durée du train d'onde). Atténuation du faisceau augmente aussi avec sa fréquence → compromis entre résolution axiale et profondeur d'exploration.
- *Résolution latérale* = plus petite distance séparant 2 points situés dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau et donnant des échos distincts. Dépend de la largeur du faisceau qui peut être réduite par focalisation (géométrique = fixe ; électronique = dynamique)

III. Echographie

A. Les modes échographiques

1) Mode A : temps-amplitude

- Explore dans l'axe du faisceau (unique) les interfaces rencontrées, représentées par **l'amplitude du signal recueilli** (intensité) en fonction du temps (distance).
- Meilleure résolution spatiale.
- L'intensité du signal recueilli est amplifiée en fonction de sa profondeur (délai émission/réception) pour corriger l'atténuation du faisceau dans le milieu.
- C'est un mode très utilisé en ophtalmologie pour effectuer des mesures au niveau de l'œil.

2) Mode TM : temps-mouvement

- Intensité d'un écho représentée par une **intensité (brillance) dans une échelle de gris**, en fonction du temps.
- Permet une analyse fine de la cinétique de structures mobiles (cœur) avec une très bonne résolution axiale.
- Un seul **faisceau indexé sur le temps**, l'image défile.

3) Mode B : bidimensionnelle

- Le balayage d'un secteur par le faisceau permet d'obtenir une **coupe (échotomographie) en temps réel**.
- Image en deux dimensions (coupe). Résolution spatiale inférieure au mode A.
- Si le balayage est rapide on peut avoir une information sur la cinétique réelle des organes.

4) Echographie 3D/4D

- **Images en volume statiques (3D) ou indexée au temps (4D**, information sur la cinétique).
- Mode utilisé pour l'échographie fœtale (ou organes qui bougent).
- Fréquences de balayage très élevée et traitement de l'image pour la filtrer en 3D.

B. Imagerie d'harmonique

Détection de la fraction réfléchie (écho) à l'origine de la formation de l'image = fréquence d'émission (fondamentale F0) ainsi que les multiples de la fréquence d'émission (2F0, 3F0…).
Imagerie d'harmonique = construction de l'image à partir de la seconde harmonique (amélioration du rapport signal/bruit, de la résolution longitudinale et latérale).

C. Produits de contraste

Pour **rehausser l'intensité du signal US et renforcer le contraste** (compartiment vasculaire ++), voie intraveineuse, microbulles de gaz (libres ou encapsulées, < 10 µm pour éviter embolie pulmonaire).

IV. La vélocimétrie Doppler

A. L'effet Doppler

Principe : tout phénomène périodique propagé est perçu par le récepteur à une fréquence différente de sa fréquence d'émission lorsque se produit un déplacement relatif entre l'émetteur et le récepteur.

Si déplacement émetteur/récepteur dans le même axe : $\boxed{Fr = Fe + Fe.V/C}$ (réception à la même fréquence)

$$\boxed{\Delta F = Fr - Fe = Fe.V/C}$$

Fr = fréquence perçue par le récepteur ; Fe = fréquence d'émission ; v = vitesse de déplacement relatif entre l'émetteur et le récepteur ; c = vitesse du son ; ΔF= fréquence Doppler

Si déplacement émetteur/récepteur dans un axe différent : $\boxed{\Delta F = Fe.\frac{v}{c}.cos\theta}$

θ = angle formé par l'axe de déplacement de l'émetteur et l'axe du récepteur ; (réception = F + ΔF)

Application à la vélocimétrie sanguine : mesurer la vitesse des hématies dans un vaisseau. Faisceau rétrodiffusé (F_e), hématie = source secondaire. Double effet Doppler.
Le signal recueilli par la sonde Doppler (T) est égal à F_e + ΔF. ΔF = fréquence du signal Doppler. Permet de connaitre le sens du flux sanguin. $\boxed{\Delta F = 2F_e.\ v\ /\ c.\ \mathbf{Cos}\theta}$ Mesure optimale de ΔF = aligner faisceau ultrasonore avec le flux sanguin, c'est à dire θ = 0° ou 180° pour avoir cos θ = 1 ou -1. Au contraire, la mesure est impossible si l'angle = 90° car cos θ = 0, il n'y pas de signal reçu. Si on n'est pas dans ces cas-là, l'erreur relative augmente à mesure que l'axe du faisceau US et le flux sanguin deviennent perpendiculaires.

Si 90°< θ< 270°alors cos θ< 0 et ΔF < 0
Si -90°< θ< 90°alors cos θ> 0 et ΔF > 0

Mesure d'un gradient de pression : en cas de sténose (point b), c'est-à-dire de rétrécissement d'un vaisseau.

Bernoulli (relation Pression/Vitesse) : $\boxed{P + 1/2\rho V2 = Cte}$

Equation simplifiée de Bernoulli : $\boxed{P_a - P_b = 4.(V_b^2 - V_a^2) \text{ avec P en mmHg et V en (m/s)}}$

De part et d'autre de la sténose on a une égalité de pression mais une accélération de la vitesse.

Au point où la vitesse est maximale: $\boxed{\Delta P = 4.Vmax^2,}$ si l'on considère que $V_b >> V_a$.

B. Méthodes d'acquisition du signal Doppler

1) Doppler continu

Emission et réception continue des US grâce à l'utilisation de **2 transducteurs distincts**. Mesure la plus précise pour des vitesses élevées.

Avantages : qualité optimale du signal Doppler et permet la détection des vitesses élevées.

Inconvénient : absence de localisation spatiale du signal, tous les flux se trouvant sur le trajet du faisceau seront enregistrés.

2) Doppler pulsé

Localisation spatiale du signal Doppler reposant sur l'ajustement :

- Du délai séparant l'émission du faisceau et la réception (mesure de vitesses de déplacement) → profondeur de la fenêtre
- De la durée de la réception du signal → largeur de la fenêtre

Mais incertitude pour les vitesses élevées car risque de repliement spectral (aliasing) si mauvaise évaluation de la vitesse Doppler.

La fréquence de répétition des impulsions doit être d'autant plus élevée que la vitesse du flux sanguin étudié est élevée.

Repliement spectral (aliasing) :

Théorème de Shannon : la **fréquence d'échantillonnage d'un signal doit être supérieure au double de la fréquence maximale de ce signal** (fréquence de Nyquist).

- Limitation en profondeur : les US doivent avoir le temps de faire 1 aller-retour entre 2 impulsions successives. A une fréquence de répétition (PRF) donnée correspond une profondeur maximale de la fenêtre Doppler.
- Ambiguïté spatiale : risque de réception de signaux tardifs dans la fenêtre Doppler

C. Représentation du signal Doppler

Types	Principes	Avantages	Inconvénients	Utilisation
Signal sonore	**Analyse qualitative** des fréquences Doppler : plus c'est grave, plus c'est lent.	/	/	/
Spectre de fréquence	**Analyse quantitative** du signal Doppler.	/	/	Mesure de la vitesse du flux sanguin.
Doppler couleur	Représentation du signal Doppler en temps réel selon un **codage couleur** : flux rouge s'il se dirige vers la sonde et bleu s'il s'en éloigne.	Analyse rapide des flux normaux et anormaux, couplé à une coupe échographique.	Résolution spatiale limitée et sensibilité faible pour les flux lents.	Doppler vasculaire, mesurer des flux en cas de sténose.
Doppler puissance	**Représentation monochromatique de la puissance** du signal Doppler (proportionnelle au nb d'hématies en mouvement et indépendante de leur vitesse).	Etude de la vascularisation d'un organe et bon rapport singal/bruit.	Mauvaise résolution temporelle, absence d'information quantitative sur les flux (vitesse, sens) et sensibilité aux mouvements.	Cancérologie car tumeurs très vascularisées.
Doppler tissulaire	**Traduction des vitesses** de déplacement en signal Doppler.	Adapté aux vitesses relativement lentes.	/	Cardiologie pour analyser la cinétique des parois ventriculaires.