

Les ultrasons et leurs applications en médecine

Dr. S.M Meghelli

Module de Biophysique Zeme A. Médecine

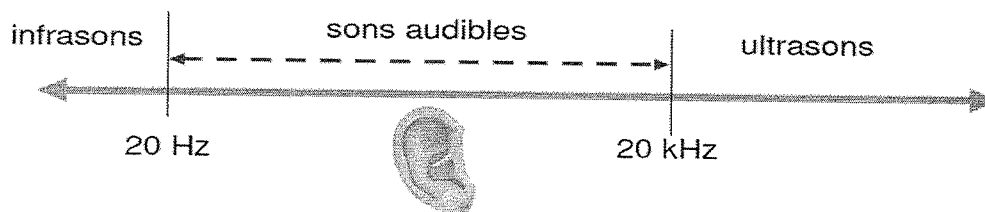
(Faculté de médecine de Tlemcen)

Année Universitaire 2016-2017

Dr. MEGHELLI Sidi Med.
Maître Assistant
Biophysique
C.M.C. TLEMCEM

Définition Ultrasons (US) : Sons de fréquence > 20 kHz

Ultrasons : Sons de fréquence > 20 kHz



Fréquences utilisées en médecine : de 1 à 15 MHz

C'est des ondes élastiques ne pouvant se propager que dans un milieu matériel, différentes des rayonnements électromagnétiques.

1) Propriétés Physiques des US

Caractéristiques des ondes acoustiques

- ▶ Propagation de l'énergie de proche en proche grâce aux forces de liaison intermoléculaires (ne se propagent pas dans le vide)
- ▶ Transport d'énergie sans transport de matière
- ▶ Déplacements moléculaires dans la direction longitudinale (pour les tissus mous) autour d'une position d'équilibre
- ▶ Le déplacement d'une particule du milieu en fonction de sa position de départ (x) et du temps (t) est donné par la relation

$$a = a_0 \sin(\omega t - kx)$$

ω (pulsation en rad.s⁻¹) = $2\pi/T$ (T : période)

a_0 : déplacement maximal de la particule

nombre d'onde $k = 2\pi/\lambda = (\omega/c)$

Paramètres caractérisant l'onde acoustique

Célérité (c) : vitesse de propagation de l'onde dans le milieu. Elle dépend uniquement des propriétés physiques du milieu. [m.s-1]

$$C = Z/\rho$$

* Z (impédance)

* ρ (masse volumique)

Longueur d'onde (λ): $\lambda = c/F$: distance séparant 2 points identiques de l'onde acoustique. [m]. La célérité varie avec le milieu, la fréquence reste constante

tissu	célérité	fréquence	λ
muscle	1540 m.s ⁻¹	5 MHz	0,308 mm
muscle	1540 m.s ⁻¹	10 MHz	0,154 mm
graisse	1450 m.s ⁻¹	5 MHz	0,290 mm
os	4080 m.s ⁻¹	5 MHz	0,816 mm

Période (T) : délai séparant 2 points identiques de l'onde acoustique [s]

Fréquence (F) : nombre de variations de pression par seconde. [Hertz – Hz]

$$F = 1/T$$

$$\lambda = c.T = c/F$$

$$\omega = 2\pi/T = 2\pi . F$$

Pression acoustique : dans le cas de propagation libre (absence d'obstacles) est proportionnelle à la vitesse de déplacement, telle que :

$$P(x, t) = \rho.v.c$$

ρ = masse spécifique du fluide

c = célérité du son.

Intensité acoustique ou puissance surfacique (I) : énergie moyenne traversant perpendiculairement l'unité de surface par unité de temps [mW.cm⁻²]

Elle est notée :

$$W(x,t) = P(x,t).v(x,t)$$

Pour l'imagerie, les intensités acoustiques utilisées sont de l'ordre de 10 à 100 mW/cm². Aucun effet biologique n'est détectable en-dessous de 1 W/cm².

La masse volumique (ρ) : masse par unité de volume [Kg.m-3]

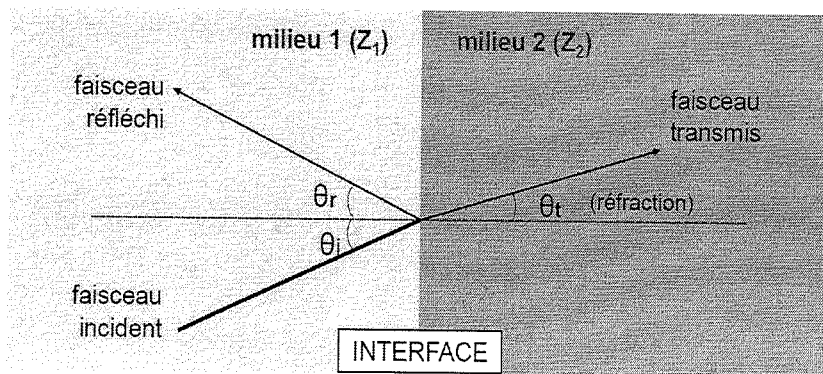
L'élasticité E: constante reliant la déformation du milieu à la contrainte exercée. Elle est d'autant plus grande que le milieu est moins compressible [Kg.m-1.s-2]

L'impédance acoustique (Z) : caractéristique du milieu, définie par

$$Z = \rho \cdot c \quad [\text{Kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}]$$

Propagation des ondes acoustiques

Interface = frontière entre 2 milieux d'impédance différente



-Si le milieu est hétérogène, au niveau des surfaces de discontinuité, appelées interfaces, une partie de l'énergie est transmise et une partie réfléchie.

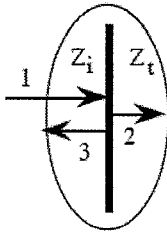
-Si le milieu de propagation est homogène, c'est à dire de structure uniforme, il y aura peu de réflexions et par suite peu d'échos. On parlera de milieu hypoéchogène, c'est le cas du liquide amniotique par exemple.

-Si le milieu est hétérogène, par exemple lésion solide ou calcifiée, beaucoup d'échos seront créés et on parlera de milieu hyperéchogène.

La quantité d'échos dépend essentiellement de la différence d'impédance acoustique.

Cette grandeur est définie par $Z = \rho \times c$ où ρ est la masse volumique du milieu et c la célérité de l'onde.

Au niveau de l'interface séparant deux milieux de vitesse de propagation différente, une partie de l'énergie est transmise, le reste est réfléchi.



1 -> énergie incidente

2 -> énergie transmise

3 -> énergie réfléchie

Z_i : impédance acoustique
du milieu "incident"

Z_t : impédance acoustique
du milieu "transmis"

Quelque soit le milieu de propagation, il existe une absorption de l'onde fonction de l'épaisseur traversée. En négligeant cette atténuation, on peut admettre que l'énergie incidente se retrouve complètement sous forme d'énergie transmise, ou réfléchie.

Les coefficients de réflexion et de transmission, R et T, sont définis par le rapport entre l'énergie réfléchie ou transmise et l'énergie incidente.

La conservation de l'énergie s'exprime par $R + T = 1$.

Si Z_i et Z_t sont les impédances acoustiques des milieux 1 et 2, on définit un coefficient de réflexion et un coefficient de transmission.

$$R = I_r/I \quad \text{ou} \quad R = \left(\frac{Z_i - Z_t}{Z_i + Z_t} \right)^2$$

$$T = I_t/I \quad \text{avec} \quad T = 1 - R \quad \text{soit} \quad T = \frac{4Z_i Z_t}{(Z_i + Z_t)^2}$$

Evidement comme l'intensité ne peut être que réfléchie ou transmise, on doit avoir $R+T=1$

On a par exemple:

interface tissu adipeux-muscle: $R= 0,007$ et $T=0,993$

Interface cerveau-crâne : $R= 0,36$ et $T = 0,64$

Interface muscle-gaz intestin $R= 0,94$ et $T = 0,06$

Ce dernier couple de valeurs montre l'impossibilité d'utiliser l'échographie au niveau des parties anatomiques renfermant de l'air (poumons-intestins).

De la même façon que la radiologie conventionnelle « mesure » les différences d'atténuation, l'échographie « mesure » les différences d'impédance acoustique $Z_i - Z_t$.

Pour fixer les idées, la valeur numérique de Z , en $\text{kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$, est de l'ordre de 4.10^2 pour l'air et de 2.10^6 pour l'eau ou les tissus mous.

L'application de la formule précédente montre que $T = 8.10^{-4}$.

Seul environ un millième de l'énergie incidente est transmise.

-Les échos seront importants puisque pratiquement toute l'énergie est réfléchiée par une interface air - eau. C'est le cas en pratique pour l'air alvéolaire qui limite l'étude pulmonaire.

Ceci justifie les quelques considérations pratiques suivantes :

- les organes en arrière des gaz ne sont pas visibles (échographie abdominale)
- les embolies gazeuses peuvent être visualisées (accident de plongée)
- il faut utiliser un gel de contact entre la sonde et le tissu cutané pour éviter la réflexion totale du faisceau incident.

Exemples de coefficients de réflexion R

Air	0,999			
Graisse	0,008	0,999		
Eau	0,002	0,999	0,002	
Os	0,294	≈ 1	0,363	0,326
	Muscle	Air	Graisse	Eau

Interactions avec la matière

► Absorption : énergie déposée dans le milieu par le faisceau US (transformation de l'énergie mécanique en chaleur, viscosité...)

Dans un milieu homogène (Z constant) l'intensité du faisceau décroît par absorption selon la relation $[\text{dB} \cdot \text{cm}^{-1}]$:

$$I_x = I_0 e^{-\alpha x}$$

I_x : intensité du faisceau à la distance x de la source

I_0 : intensité du faisceau à la source

α : coefficient d'absorption, proportionnel au carré de la fréquence US

L'atténuation augmente donc avec :

- la fréquence du faisceau → les fréquences élevées seront réservées à l'exploration des structures superficielles.
- l'épaisseur du milieu traversé

Aussi l'énergie par unité de surface d'onde varie suivant une loi $1/d^2$ (loi de l'inverse de carré de la distance).

I: étant l'intensité de l'onde en un point (source ponctuelle)

d: est la distance du point considéré de la source.

► Réflexion : se produit lorsque le faisceau US rencontre une interface dont les dimensions sont supérieures à celles de la longueur d'onde du faisceau.

→ En échographie, la détection de la fraction réfléchi (écho) est à l'origine de la formation de l'image.

► Diffusion : se produit lorsque le faisceau US rencontre une interface dont les dimensions sont très petites devant la longueur d'onde du faisceau (sphère élastique). La sphère se comporte comme une source secondaire et une fraction minime de l'énergie est réémise dans toutes les directions (à la même fréquence que l'onde incidente). Il s'agit de l'interaction prépondérante avec les éléments figurés du sang.

2) Production des Ultra-sons

A) Effet piézo-électrique

Définition : transformation d'une déformation mécanique en signal électrique et inversement

La piézo-électricité se traduit par l'apparition de charges électriques à la surface de certains cristaux soumis à une contrainte mécanique.

→ Il s'agit d'un phénomène réversible, puisqu'inversement, une modification mécanique peut engendrer l'apparition de charges donc un courant électrique.

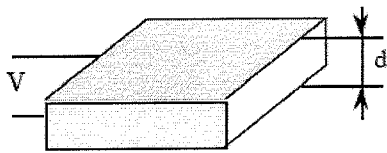
→ Les cristaux en cause doivent présenter un centre d'asymétrie lors d'une compression, le plus connu est le quartz qui est une forme cristalline de la silice (SiO_2).

La différence de potentiel générée est proportionnelle à la déformation exercée.

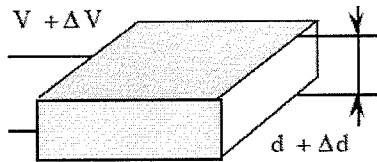
Inversement, l'application d'une tension électrique provoque une déformation du cristal.

Les contraintes mécaniques modifient le centre de gravité des charges électriques, donnant naissance à un dipôle électrique. L'apparition de cette différence de potentiel est l'effet piézo-électrique.

Il existe ainsi un couplage électromécanique, car si une différence d'épaisseur se traduit par une différence de potentiel, à l'inverse une différence de potentiel imposée au cristal se traduit par une différence d'épaisseur de celui-ci.



A une tension V donnée correspond une épaisseur du cristal : d .



Si on ajoute une différence de potentiel, ΔV , l'épaisseur du cristal variera de Δd , de façon proportionnelle à ΔV .

$$\text{il vient : } \Delta V = k \times \Delta d.$$

k est caractéristique du matériau. Lorsque la variation de potentiel est sinusoïdale, il existe une épaisseur de cristal pour laquelle celui-ci vibre par phénomène de résonance mécanique; Une émission d'ultrasons de fréquence fixe est générée.

Outre le quartz, il existe d'autres matériaux piézo-électriques. Citons les céramiques (titanate, zirconate de plomb, de calcium) refroidies dans un champ électrique intense, ce qui leur confère une polarisation et une capacité piézo-électrique.

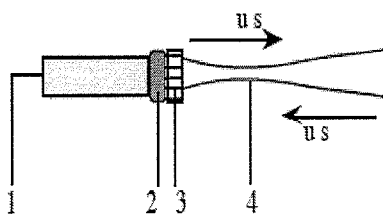
L'effet piézo-électrique présente une dualité émission-réception, car le même élément est à la fois émetteur et récepteur. Cette remarque est primordiale.

→ en émission, une différence de potentiel sinusoïdale imposée au cristal entraîne une vibration mécanique de nature ultrasonore.

→ en réception, une onde ultrasonore reçue par le cristal après réflexion produit une différence de potentiel mesurable au niveau du même cristal.

B) Sonde à US

Les différents éléments sont résumés par le schéma suivant.



1- émission et recueil de la différence de potentiel

2- céramique ou quartz transducteur

3- lentille acoustique

4- faisceau directif d'ultrasons

La Sonde est un boîtier isolant de protection comprenant :

la Céramique – l'Amortisseur et l'Adaptateur

► Céramique (quartz transducteur):

- émettrice et réceptrice des US

- caractérisée par une Fréquence de résonance (F_0), fonction de son épaisseur et de la nature du matériau.

► Amortisseur (placé en arrière):

- amortit les vibrations de la céramique
- absorbe le rayonnement émis en arrière

► Adaptateur d'Impédance : Z proche des tissus biologiques

- rôle de protection de la céramique, non conducteur

C) Caractéristiques du faisceau d'ultrasons

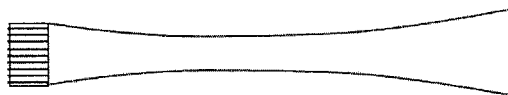
Le faisceau ultrasonique doit être à la fois pénétrant pour observer les structures anatomiques profondes, et suffisamment fin pour observer les détails de faible extension spatiale.

Ces deux caractéristiques dépendent du même paramètre, la fréquence de l'onde, ce qui nécessite la recherche d'un compromis



Hautes fréquences :

- faisceau fin
- peu pénétrant



Basses fréquences

- faisceau large
- pénétrant

Pratiquement, il existe deux types de sondes :

► sondes de hautes fréquences (10 MHz)

- bonne résolution spatiale
- faible pénétration (2 cm)
- donc pour les organes périphériques (œil, thyroïde).

► sondes de basses fréquences (3,5 MHz)

- faible résolution spatiale
- bonne pénétration
- donc pour les organes profonds (organes abdominaux).

► Il faut ainsi admettre un compromis entre la résolution, c'est à dire la finesse de l'image et la profondeur de l'organe à examiner.

D) IMAGERIE ULTRASONIQUE

A) Utilisations des US en émission pulsée: ECHOGRAPHIE

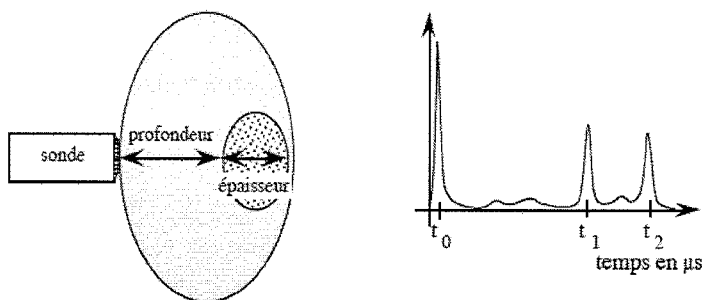
1) Principe de l'échographie

Plusieurs procédés sont employés pour obtenir une image ultrasonique ou échographie.

Ils sont tous basés sur le même principe, celui de l'écho pulsé.

Le signal d'émission de quelques millièmes de seconde est émis par la sonde traductrice. Une partie de l'énergie est réfléchi sur chaque interface et est transformée en signal électrique par la sonde qui fonctionne en émission et en réception.

Les échos sont détectés par un oscillographe. Les temps mesurés sont directement proportionnels à la profondeur ou à l'épaisseur des organes rencontrés par le faisceau.



Si v est la célérité de l'onde

$$\text{prof.} = \frac{t_1 - t_0}{2} \cdot v \quad \text{et} \quad \text{ép.} = \frac{t_2 - t_1}{2} \cdot v$$

Le dénominateur 2 correspond bien entendu à l'aller et au retour de l'onde.

L'amplitude de l'écho peut être codée par une échelle de gris et conduire à une image.

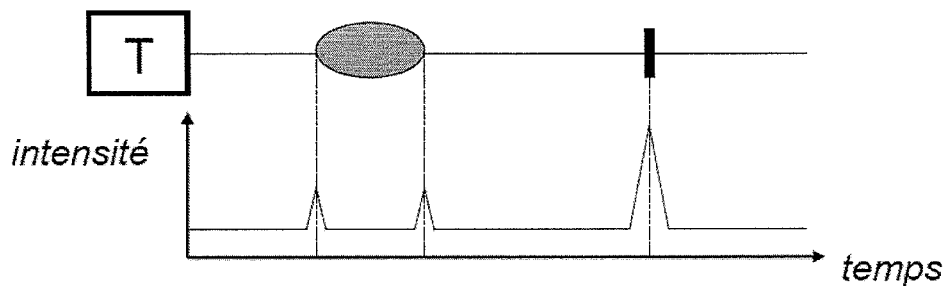
2) Les modes échographiques

Il existe plusieurs façons de représenter le signal US recueilli, en fonction de l'information attendue.

- Mode A (temps-amplitude)
- Mode B (bidimensionnel)
- Mode TM (temps-mouvement)
- 3D/4D

a- Echographie en mode A (amplitude)

L'échographie en mode A, est la plus ancienne, actuellement quelques indications en ophtalmologie. Les US réfléchis se traduisent par des pics dont la hauteur reflète la quantité d'énergie réfléchi. La distance entre 2 pics permet de connaître l'épaisseur d'une structure et l'absence d'échos entre 2 pics indique la présence du liquide.



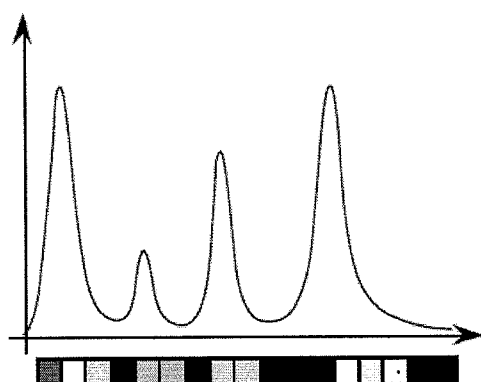
En ophtalmologie, on peut mesurer l'épaisseur du cristallin ou diagnostiquer un décollement de rétine (myopie, traumatisme, diabète et hypertension).

b- Echographie en mode B

L'échographie en mode B (body) ou échotomographie: Par rapport à l'échographie A, le balayage d'un secteur par le faisceau permet d'obtenir une coupe (échotomographie) en temps réel.

La sonde est déplacée et les US réfléchis sont traduits en points brillants sur un écran. Il existe plusieurs types de sondes: linéaires (faisceau parallèle), sectorielles (sortie convexe avec un faisceau divergent), tournantes.

Mais surtout, la notion d'échelle de gris est introduite. Les amplitudes des signaux correspondant aux échos sont converties en points brillants sur un écran d'oscilloscope. La brillance du point est proportionnelle à l'amplitude de l'écho.



Les échos les plus intenses sont codés en blanc, l'absence d'écho est codée en noir.

L'exemple montre un codage à sept niveaux de gris, pour une seule direction.

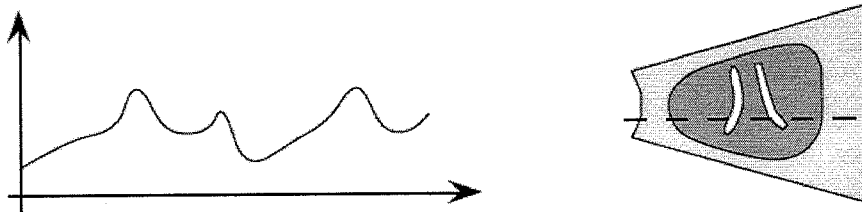
En modifiant de façon continue la position de la sonde, c'est le balayage, on obtient une coupe du tissu exploré : une échotomographie.

c- Echographie en mode TM

L'échographie en mode TM (time motion) permet d'explorer les structures mobiles comme les vaisseaux ou les valves cardiaques.

Par rapport à l'échographie A, l'intensité d'un écho n'est plus représentée par une amplitude mais par une intensité (brillance) dans une échelle de gris, en fonction du temps.

Le mode TM, Temps - Mouvement, explore un organe mobile alors que la sonde est fixe.



Ci - dessus est schématisé le mouvement de la valve mitrale, ainsi que la direction de l'enregistrement TM. La vitesse de déroulement de l'enregistrement est identique à celle de l' ECG, 25 mm .

Une autre application importante de l'échographie en mode TM est l'enregistrement des bruits du cœur foetal.

Enfin il est aussi possible d'accéder à l'estimation de la fraction d'éjection cardiaque, c'est à dire au pourcentage de sang éjecté pendant la phase systolique.

Les matériels actuels fonctionnent au choix en mode, A , B et TM, préférentiellement dans les deux derniers modes.

Plusieurs sondes sont proposées pour adapter la fréquence d'émission à la profondeur et à l'échogénicité de l'organe à explorer.

d- Les modes échographiques : écho 3D/4D

Reconstruction dans tous les plans d'un volume comme en imagerie en coupe (TDM ou scanner), permettant une navigation dans le volume.

Intérêt de l'échographie 3D en pathologie gynécologique (malformations utérines, du fœtus...), le mode 4D introduit le temps (explore le volume en temps réel).

B) ULTRASONOGRAPHIE EN MODE DOPPLER

1) Phénomène physique:

- Si un récepteur fixe écoute une source sonore fixe émettant un son de fréquence F , il enregistre un son de fréquence F .

Exemples : bruit de voiture ou de klaxon en mouvement

- Si la source et le récepteur se déplacent, le récepteur perçoit un son de fréquence F' différente de F .

- Si le récepteur et la source vont à la rencontre l'un de l'autre, $F' > F$.

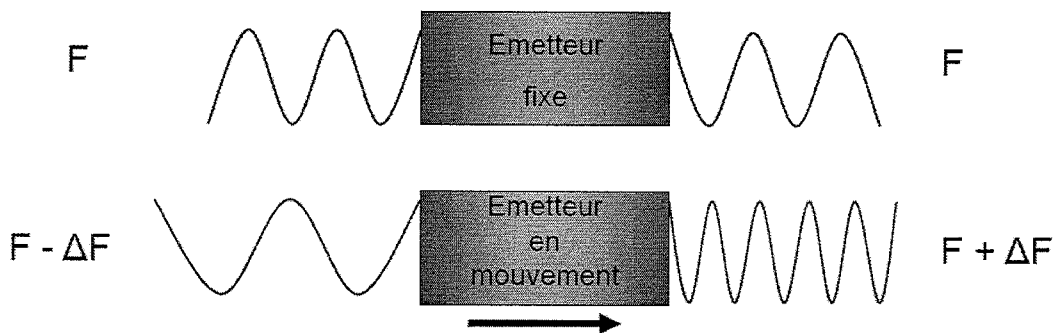
- Si le récepteur et la source s'éloignent l'une de l'autre, $F' < F$.

La différence $F - F'$ augmente avec la vitesse relative de la source et du récepteur.

- s'il s'agit d'une personne qui écoute la source, le son lui paraîtra changer brutalement de hauteur lorsqu'il croise la source.
- Le son se réfléchit sur la structure mobile et change de fréquence: la différence de fréquence permet de calculer la vitesse de la structure.

2) Principe de l'effet Doppler-Fizeau

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.



En cas de déplacement de l'émetteur et du récepteur dans le même axe

$$F_r = F_e + F_e \cdot v/c$$

$$\delta F = F_r - F_e = F_e \cdot v/c$$

avec

F_r = fréquence perçue par le récepteur

F_e = fréquence d'émission

v = vitesse de déplacement relatif entre l'émetteur et le récepteur

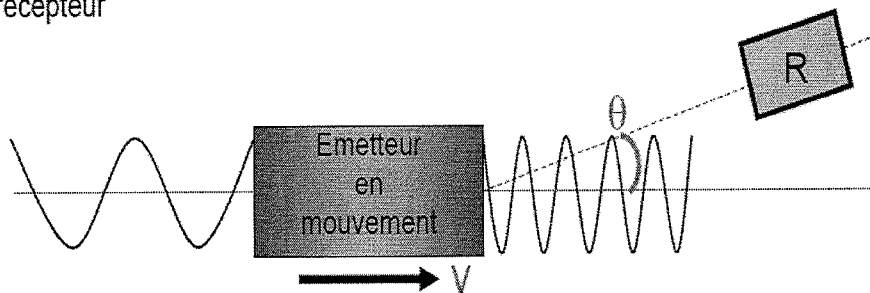
c = vitesse du son

δF = fréquence Doppler

En cas de déplacement de l'émetteur et du récepteur dans un axe différent

$$\delta F = F_e \cdot v/c \cdot \cos \theta$$

avec θ = angle formé par l'axe de déplacement de l'émetteur et l'axe du récepteur



Application à la vélocimétrie sanguine = mesure de la vitesse des hématies dans un vaisseau

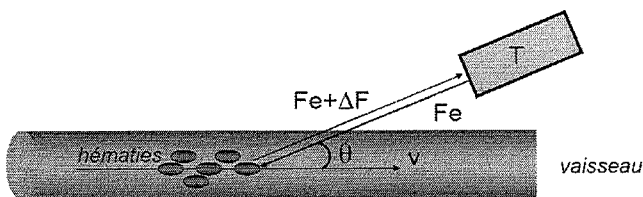
Principe

Le faisceau US est émis par une sonde (émetteur fixe) qui, en rencontrant les hématies (récepteurs puis émetteurs secondaires en mouvement), est rétrodiffusé vers la sonde (récepteur fixe).

→ 2 effets Doppler consécutifs qui s'ajoutent

$$\Delta F = 2 F_e \cdot v/c \cdot \cos \theta$$

Avec v = vitesse des hématies et ΔF = fréquence du signal Doppler



Le signal recueilli par la sonde Doppler (T) est égal à $F_e + \Delta F$

La fréquence Doppler (ΔF) est proportionnelle :

- à la vitesse du flux sanguin (V_e et c connues)
- au cosinus de l'angle de tir (θ)

→ permet de connaître le sens du flux sanguin

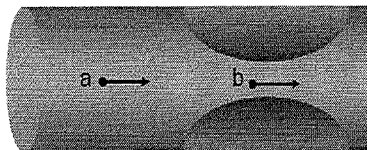
– si $90^\circ < \theta < 270^\circ$ alors $\cos \theta < 0$ et $\Delta F < 0$

– si $-90^\circ < \theta < 90^\circ$ alors $\cos \theta > 0$ et $\Delta F > 0$

→ la mesure optimale de ΔF nécessite d'aligner le faisceau US avec le flux sanguin ($\theta \approx 0^\circ$ ou 180° , c'est-à-dire $\cos \theta \approx 1$ ou -1) sinon, l'erreur relative augmente à mesure que l'axe du faisceau US et le flux sanguin deviennent perpendiculaires.

Mesure d'un gradient de pression

Bernoulli (relation Pression/Vitesse) : $P + \frac{1}{2} \rho V^2 = \text{Cte}$



Equation simplifiée de Bernoulli

P (mmHg) et V (m/s)

$$P_a - P_b = 4 \cdot (V_b^2 - V_a^2)$$

$$P_a + \frac{1}{2} \rho V_a^2 = P_b + \frac{1}{2} \rho V_b^2$$

Si l'on considère que $V_b \gg V_a$, alors : $\Delta P = 4 \cdot V_{\max}^2$

C) Principales indications de l'échographie

Tous les organes peuvent bénéficier de cette technique, sauf le squelette et le poumon.

- En pathologie digestive :

Recherche d'une lithiase vésiculaire, études des voies biliaires intra hépatiques et du cholédoque dans le diagnostic d'un ictère rétionnel.

Étude du parenchyme hépatique : abcès, kystes, métastases, tumeurs primitives bénignes ou malignes.

- En pathologie urinaire :

Étude du rein : cancer ou kyste, maladie polykystique, calcul urinaire, calcul de la profondeur et de la taille des reins.

Étude des voies excrétrices : dilatation urétérale, calcul enclavé, prostate : prostatite, adénome, cancer.

- autres pathologies abdominales :

Exploration de la rate (traumatisme), des surrénales, des adénopathies intra -abdominales.

Étude de l'aorte thoracique : anévrisme ou dissection aortique

- gynéco - obstétrique :

Diagnostic de toutes les masses pelviennes, étude des trompes et de l'utérus.

Diagnostic et surveillance de la grossesse.

- organes superficiels :

Les sondes à hautes fréquences explorent avec précision le sein (nodule), la thyroïde (goitre et nodules), le testicule, les muscles et tendons.

La simplicité de mise en œuvre, le coût modéré des appareils, l'innocuité Et l'absence de contre - indication expliquent la large diffusion des techniques d'imagerie ultrasonores.

E) Effets secondaires des ultrasons

Tout champ sonore ou ultrasonique provoque une perturbation mécanique dans un milieu matériel. Les changements de pression, la tension, les contraintes de cisaillement, l'expansion, la compression, la vitesse et l'accélération peuvent provoquer des effets mécaniques dans un système biologique.

Dans un milieu absorbant (tissus), l'énergie mécanique est convertie en chaleur, engendrant ainsi des effets thermiques.

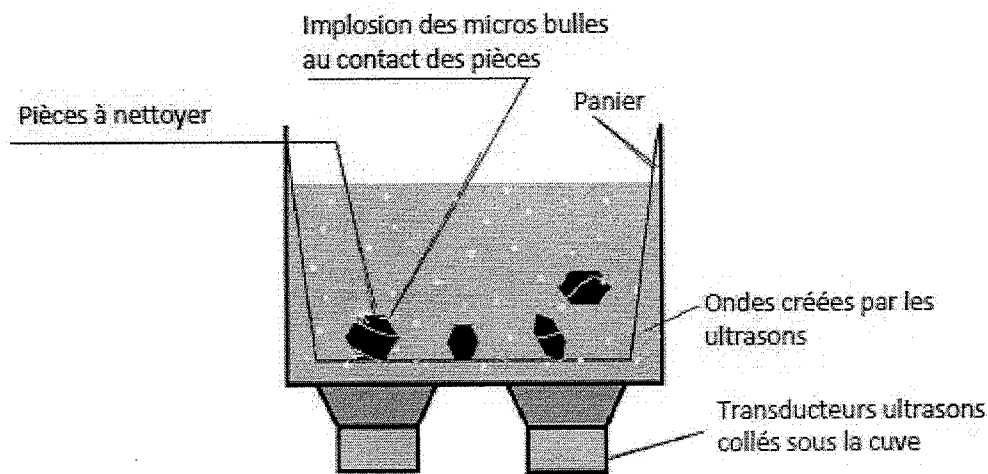
Les effets secondaires des US peuvent aussi être liés à la cavitation, à l'existence de micro courants locaux associés à la présence de microbulles dans un milieu liquide en utilisant des US de haute intensité (risque d'embolie gazeuse).

F) Autres utilisations des ultrasons

1) Les ultrasons pour nettoyer :

- Fonctionnement d'un nettoyeur ultrasonore : à l'intérieur de la cavité de nettoyage, au sein du liquide employé pour le nettoyage, des millions de minuscules bulles créées par des vibrations ultrasonores s'effondrent et libèrent de l'énergie élevée et permet une énorme puissance de nettoyage efficace.

- Cette méthode de nettoyage en douceur, élimine complètement la saleté, l'huile et les contaminants de toutes les surfaces de l'objet qui sont en contact avec le liquide de nettoyage.



2) Traitement dans certains cancers :

- L'utilisation des ultrasons focalisés de haute intensité pour le traitement du cancer localisé de la prostate.
- Une innovation technologique fondée sur l'utilisation des ultrasons, devrait permettre d'offrir une alternative thérapeutique intéressante pour certains patients ne relevant pas de la chirurgie, c'est-à-dire principalement des personnes âgées de plus de 70 ans.
- Le principe repose sur la destruction des tissus tumoraux par des ultrasons de haute intensité émis par voie endo-rectale.
- L'émission d'ultrasons s'accompagne localement d'une élévation brutale de la température qui induit une nécrose des tissus.
- L'appareil comporte une sonde endo-rectale qui permet à la fois de visualiser la prostate et de réaliser le traitement de la zone ciblée.
- Cette technique présente l'avantage d'être peu invasive, de réduire le séjour hospitalier et de limiter les effets secondaires.
- Par ailleurs, en cas d'échec, et contrairement à la radiothérapie, il est possible de répéter le traitement.

D. MECHALI CHU Méd.
 Maître Assistent
 Biophysique
 S.M. T. 2000