**Les applications en médecine :**

1. **Imagerie échographique conventionnelle :**

En échographie, la sonde sert à la fois d’émetteur et de récepteur. Les images sont construites à partir des réflexions (écho) sur les différentes structures de l’organe.

Les ultrasons sont émis par trains d’ondes successifs de durée brève pour éviter au niveau du transducteur, les interférences entre les ondes qu’il émet et celles qu’il reçoit.

L’interface tissus mou/os ne laisse passer qu’environ 30% de l’énergie incidente. Cela veut dire qu’une structure échogène située derrière un os risque d’être masquée.

Puisque l’émetteur et le récepteur sont confondus, seules les surfaces échogènes approximativement normales au trajet du faisceau seront correctement détectées. Il est donc important en diagnostic médical, de placer la sonde le plus perpendiculairement possible aux contours des organes.

* Echographe mode A: c’est la base de l’échographie.

Le signal qui formera l’image représente l’amplitude de l’écho en fonction du temps écoulé à partir de l’émission.

SI1: distance de la sonde à l’interface 1

SI2: distance de la sonde à l’interface 2

Pour que la sonde reçoive l’écho de l’interface 1, l’onde sonore doit parcourir 2xSI1 et 2xSI2 pour l’interface 2.

Le temps d’écho est donc :

t1=2xSI1/c et t2=2xSI2/c

Exemple:

Si S1=7,5cm et SI2=15 cm, c1=c2=1500 m/s (en réalité voisins mais pas égaux)

On trouve t1=0,1ms et t2=0,2ms

L’émission doit être arrêtée pour analyser l’écho, en évitant d’avoir des interférences.

La surface de chaque pic dépend de l’énergie reçue, donc quand le temps d’écho augmente, le pic diminue car les réflexions qui se sont succédées se sont faites avec des pertes d’énergie.

 La forme elle-même du pic s’étale en raison de la dispersion des vibrations.

L’écho est représentée sous forme d’un point lumineux d’autant plus brillant que le coefficient de réflexion est grand, donc que l’énergie reçue est grande.

Si on déplace la sonde, chaque interface est décrite ligne par ligne (balayage). Si ce sont plusieurs capteurs qui sont placés cote à cote sur une barrette, un plan est décrit et on réalise une tomographie.

En activant les transducteurs à tour de rôle sur la barrette, on peut obtenir une image en 1/1000 ième de seconde et on peut donc recommencer la séquence pour réaliser une imagerie dynamique d’un organe en mouvement. Exemple d’une échographie fœtale.

 - Echographie TM :

La sonde est fixe et le support défile en fonction du temps. Si l’interface est immobile, on obtient une droite parallèle au sens de déplacement, si l’interface est mobile, on obtient une courbe représentant le mouvement relatif du point visé. On utilise ce mode pour apprécier le mouvement des valves cardiaques.

1. **Echographie Doppler :**

Cet effet fut proposé par Christian Doppler en 1842. Il est le décalage entre la fréquence de l'onde émise et de l'onde reçue lorsque l'émetteur et le récepteur sont en mouvement l'un par rapport à l'autre ; il apparaît aussi lorsque l'onde se réfléchit sur un objet en mouvement par rapport à l’émetteur et au récepteur. C'est un phénomène assez courant que l'on rencontre presque tous les jours sans pour autant qu’on s’en rende compte.

Une personne est debout dans l’eau, au bord du rivage. Des vagues lui arrivent sur les pieds toutes les dix secondes. La personne marche, puis court en direction du large : elle va à la rencontre des vagues, celles-ci l’atteignent avec une fréquence plus élevée (par exemple toutes les huit secondes, puis toutes les cinq secondes). La personne fait alors demi-tour et marche puis court en direction de la plage ; les vagues l’atteignent avec une fréquence moins élevée, par exemple toutes les douze, puis quinze secondes.

Quand une source sonore se rapproche d'un observateur il y a une compression des ondes sonores ; la longueur d'onde perçue est plus courte et le son émis semble plus aigu.

Quand une source sonore s'éloigne d'un observateur il y a une décompression des ondes sonores ; la longueur d'onde perçue est plus longue et le son émis semble plus grave.

* Appliqué à l’hémodynamique, le doppler analyse la vitesse du flux sanguin.
* Cet examen reste utile en cas de facteur de risques cardiovasculaires.
* Il donne l’âge réel des artères du patient.
* Il permet également de repérer plus facilement des caillots (dans le cas d’une thrombose veineuse par exemple), un rétrécissement ou une dilatation anormale des artères.

L’appareillage comprend:

* Une sonde comprenant un émetteur et un récepteur d’ultrasons.
* Un enregistreur graphique sur papier (courbes et spectres).

Un gel est utilisé pour obtenir un bon contact entre la sonde et la peau du patient.

La variation de fréquence entre le signal incident et le signal réfléchi est donnée par la relation:

**Δf = 2f.cos θ.v/c** d’où **v = c Δf/2f.cos θ**

v: vitesse des globules rouges

c: célérité des ultrasons dans les tissus

f:fréquence du signal incident

θ:angle entre la vitesse des globules et la direction globule-sonde.

* Si les globules s’éloignent de la sonde, l’angle θ est supérieur à 90o, ainsi cos θ est inférieur à zéro.
* Si les globules se rapprochent de la sonde, l’angle θ est inférieur à 90o, ainsi cos θ est supérieur à zéro.