

UE2 Biophysique
Pr François Rouzet – PU PH en médecine nucléaire
Le 21/10/2016 de 8h30 à 10h30
Ronéotypeur : Gomez Julie
Ronéoficheur : Solignac Emma

Cours 5 : Imagerie par ultrasons

Le professeur Rouzet à accepter de relire la ronéo.

SOMMAIRE

Introduction

- I. Principes de la physique acoustique**
 - A. Les ondes acoustiques**
 - 1) Caractéristiques des ondes acoustiques
 - 2) Paramètres caractérisant les ondes acoustiques
 - 3) Paramètres caractérisant le milieu
 - 4) Les ultrasons (US)
 - B. Interaction des ondes sonores avec la matière**
 - 1) Propagation des ondes acoustiques
 - 2) Application à l'échographie
 - 3) Atténuation du faisceau ultrasonore

- II. Génération des ultrasons**
 - A. L'effet piézo-électrique**
 - B. Le champ ultrasonore**
 - 1) Géométrie du faisceau ultrasonore
 - 2) Résolution spatiale

- III. Echographie**
 - A. Les modes échographiques**
 - 1) Mode A : temps-amplitude
 - 2) Mode TM : temps-mouvement
 - 3) Mode B : bidimensionnel
 - 4) Echographie 3D/4D
 - B. L'imagerie d'harmonique**
 - C. Les produits de contraste**

- IV. La vélocimétrie Doppler**
 - A. L'effet Doppler**
 - B. Méthodes d'acquisition du signal Doppler**
 - 1) Doppler continu
 - 2) Doppler pulsé
 - C. Représentation du signal Doppler**
 - 1) Signal sonore
 - 2) Spectre de fréquence
 - 3) Doppler couleur
 - 4) Doppler puissance
 - 5) Doppler tissulaire

- V. Perspectives**

Introduction

Il est important de savoir que toutes les techniques d'imagerie sont capables de donner des images en 3D et/ou en coupes (tomographie). La différence entre les techniques est le principe physique à l'origine du signal.

L'échographie est une imagerie par réflexion, c'est-à-dire que des échos du signal sont enregistrés après avoir traversés différentes interfaces dans les tissus.

L'échographie est différente de l'imagerie par transmission (scanner) ou par émission (médecine nucléaire).

L'échographie est utilisée dans de nombreuses spécialités médicales car elle présente de nombreux avantages :

- Absence d'effets indésirables :
 - Pas de rayonnement ionisant
 - Pas d'effets biologiques aux puissances utilisées en imagerie (cf. page 4)
- Faible encombrement : utilisable au lit du patient
- Faible coût

Cependant, l'échographie présente une grande limite : elle est opérateur-dépendant. La bonne acquisition des images nécessite de bonnes connaissances théoriques et pratiques ; si les images ne sont pas bien prises, elles sont illisibles.

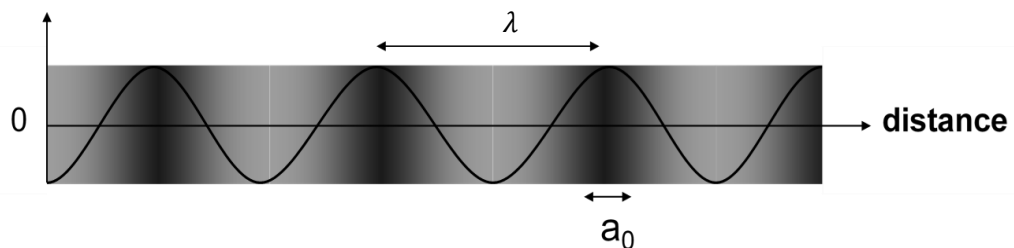
I. Principes de physique acoustique

A. Les ondes acoustiques

Une onde progressive est la propagation dans un milieu d'une perturbation d'une ou de plusieurs caractéristiques physiques de ce milieu.

Les ondes acoustiques sont des vibrations mécaniques ordonnées correspondant à des variations de pression des milieux traversés.

Les ondes acoustiques présente un caractère périodique et peuvent donc être caractérisées par une longueur d'onde λ et une amplitude d'oscillation maximale a_0 .



1) Caractéristiques des ondes acoustiques

La propagation de l'énergie s'effectue de proche en proche grâce aux forces de liaison intermoléculaires (ne se propagent pas dans le vide). C'est donc un transport d'énergie sans transport de matière. Les déplacements moléculaires se font 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 :

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

avec ω pulsation en rad.s^{-1} ($\omega = 2\pi/T$ 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. Elle dépend uniquement des propriétés physiques du milieu (m.s^{-1})

$$c = Z/\rho = \sqrt{E/\rho}$$

Z impédance ; ρ masse volumique ; E module d'élasticité

- Longueur d'onde (λ) : distance séparant 2 points identiques de l'onde acoustique. Elle s'exprime en mètres.
- Période (T) : délai séparant 2 points identiques de l'onde acoustique. Elle s'exprime en secondes.
- Fréquence (F) : nombre de variations de pression par seconde. Elle s'exprime en Hertz (Hz) correspondant à l'inverse d'une seconde.

Ces différents paramètres sont liés par les relations suivantes :

$$F = 1/T \quad \lambda = c.T = c/F \quad \omega = 2\pi/T = 2\pi.F$$

- Pression acoustique (p) exprimée en Pa.
- Intensité acoustique ou puissance surfacique (I) : énergie moyenne traversant perpendiculairement l'unité de surface par unité de temps (mW.cm^{-2}). Elle permet d'exprimer la puissance de l'onde ultrasonore.

$$I = \frac{p^2}{2\rho c} = \frac{p^2}{2.Z}$$

Ainsi, on voit que l'intensité est proportionnelle au carré de la pression et inversement proportionnelle à l'impédance (Z).

Aucun effet biologique n'est 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} . On est donc bien en dessous. Néanmoins, il existe une technique appelée lithotripsie qui consiste à fragmenter des calculs rénaux en utilisant des ultrasons qui sont cette fois-ci de l'ordre du kW.

3) Paramètres caractérisant le milieu

- La masse volumique (ρ) : masse par unité de volume en Kg.m^{-3} .
- L'élasticité ou module d'Young (E) : constante reliant la déformation du milieu à la contrainte exercée (loi de Hooke) en $\text{Kg.m}^{-1}.\text{s}^{-2}$. Elle permet donc de représenter la déformabilité du milieu. E est d'autant plus grand que le milieu est moins compressible.
- L'impédance acoustique (Z) : caractéristique du milieu exprimée en $\text{Kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}$, définie par

$$Z = \rho.c = \sqrt{E.\rho}$$

Milieu	Z ($10^6 \text{ Kg.m}^{-2}.\text{s}^{-1}$)	C (m.s^{-1})
Air	0,0004	331
Poumon	0,26-0,46	650-1160
Graisse	1,38	1450
Eau (37°)	1,52	1530
Sang	1,61	1560
Muscle	1,65 – 1,74	1545-1630
Os	3,75 - 7,38	2700 - 4100

4) Les ultrasons (US)

En imagerie médicale, les fréquences utilisées vont de 1 à 10 MHz.

Ex : Pour une fréquence de 1 MHz et une célérité de 1540 m.s^{-1} , la longueur d'onde sera $\lambda = c/F = 1540/10^6 = 1,5 \text{ mm}$. Pour une fréquence de 10 MHz on a $\lambda = 0,15 \text{ mm}$ et la longueur d'onde a un impact sur la résolution spatiale.

Dans un tissu donné, si on augmente la fréquence, on diminue la longueur d'onde et on améliore la résolution spatiale.

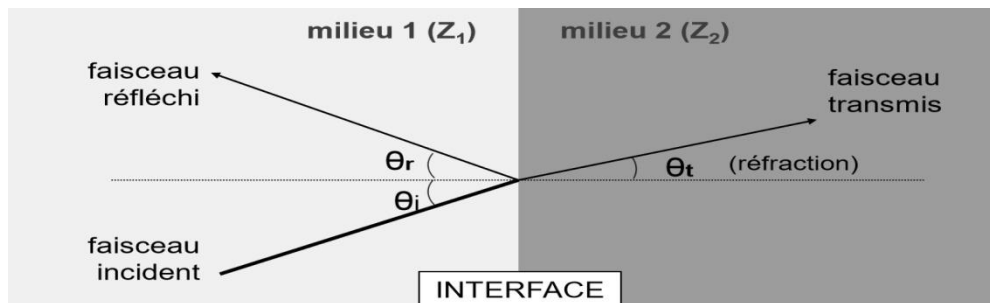
On distingue selon leur fréquence :

- Les infrasons : 0 à 20 Hz
- Les sons audibles : 20 Hz à 20 kHz
- **Les ultrasons : 20 kHz à 1 GHz**
- Les hyper sons : > 1 GHz

B. Interaction des ondes sonores avec la matière

1) Propagation des ondes acoustiques

Une interface peut se définir comme une frontière entre 2 milieux d'impédance différente. Il s'agit d'une zone virtuelle définie par la juxtaposition de 2 milieux.



Si un milieu est parfaitement homogène, il n'y aura pas d'écho. Pour avoir une image, c'est-à-dire un rayon réfléchi, il faut une interface.

La réflexion dépend de la différence d'impédance entre les milieux. L'angle de réfraction proportionnel à l'impédance.

NB : La différence d'impédance entre les os et les tissus mous est très importante, dans ce cas-là la quasi-totalité du faisceau sera réfléchi.

Les ondes sonores obéissent aux lois de l'optique :

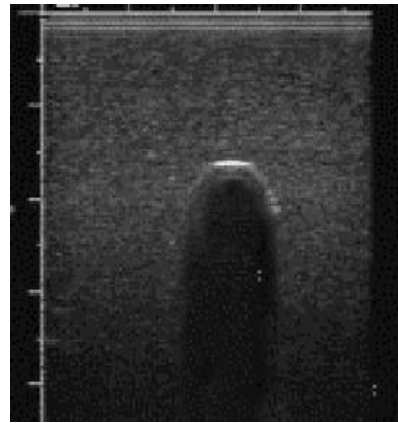
- $\sin(\theta_r) = \sin(\theta_i)$
- $c_2 \cdot \sin(\theta_i) = c_1 \cdot \sin(\theta_t)$
- Coefficient de réflexion (R) : fraction d'énergie réfléchi par l'interface. Il est proportionnel à la différence d'impédance entre les 2 milieux. Cette fraction revient vers le capteur et est donc à l'origine de la formation de l'image.

$$R = \frac{I}{I_0} = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2} \text{ (pour un angle d'incidence proche de } 90^\circ \text{)}$$

Plus la différence d'impédance Z sera élevée, plus R sera élevé.

Exemple 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



2) Application à l'échographie

Sur la photo on peut voir le cône d'ombre d'une bulle d'air dans l'eau.

Lorsque 2 tissus juxtaposés ont une impédance très différente (tissu calcifié ou air / tissu mou), le faisceau est réfléchi, en grande partie à l'origine du phénomène de l'ombre acoustique.

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 ultra sonore

L'absorption est l'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 :

$$I_x = I_0 \cdot e^{-ax} \quad \text{en dB.cm}^{-1}$$

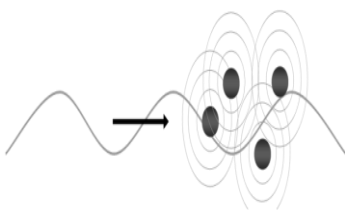
I_x : intensité du faisceau à la distance x de la source ; I_0 : intensité du faisceau à la source ; a : coefficient d'absorption proportionnel au carré de la fréquence US.

Plus la fréquence est élevée, plus l'atténuation est élevée donc le trajet sera court.

L'atténuation augmente donc avec :

- La fréquence du faisceau : les fréquences élevées seront donc réservées à l'exploration des structures superficielles
- L'épaisseur du milieu traversé

- La réflexion se produit lorsque le 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).
→ en échographie, la détection de la fraction réfléchi (écho) est à l'origine de la formation de l'image.
- La 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).



On utilise la diffusion dans le Doppler. Les hématies ont la forme d'une sphère et cette 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.

II. Génération des ultrasons

A. Effet piézo-électrique

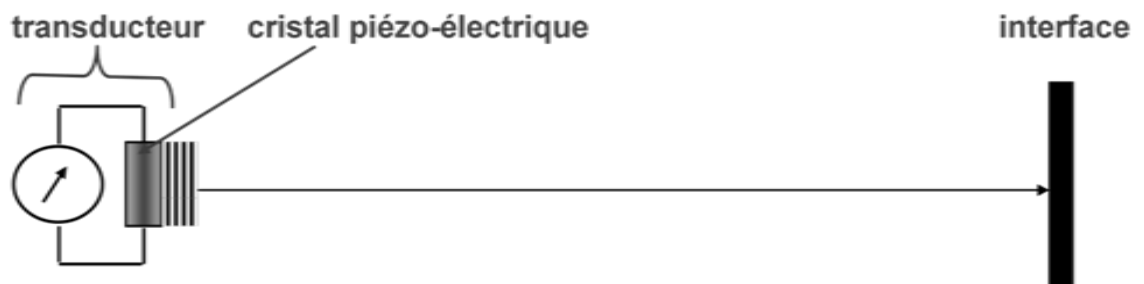
L'effet piézo-électrique se définit comme la transformation d'une déformation mécanique en signal électrique et inversement.

C'est un effet propre à certains cristaux (quartz) ou céramiques anisotropes (ferroélectriques), lié à une asymétrie de répartition des charges consécutive à une déformation. La différence de potentiel générée est proportionnelle à la déformation exercée. Inversement, l'application d'une tension électrique provoque une déformation du cristal.

Exemple : Quand on déforme le cristal par une action mécanique, il y a génération d'une différence de potentiel (action électrique) et quand on soumet le cristal à une différence de potentiel, on peut déformer ce même cristal. Le cristal est à la fois émetteur et récepteur.

C'est un 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.

Le signal électrique est directement dépendant des interfaces rencontrées par le faisceau US et en particulier de la distance et de la différence d'impédance.

Ainsi il est possible de déterminer la distance séparant l'interface et le transducteur :

$$d_{(m)} = c \cdot t_1 = \frac{c \cdot t_2}{2} \text{ (où } t_2 = t_1 \cdot 2 \text{ et avec } c = 1540 \text{ m.s}^{-1} \text{ dans les tissus mous)}$$

L'amplitude du signal électrique correspond à l'énergie du faisceau réfléchi, donc à la différence d'impédance constituant l'interface.

Chacune des interfaces situées dans l'axe du faisceau sera caractérisées par :

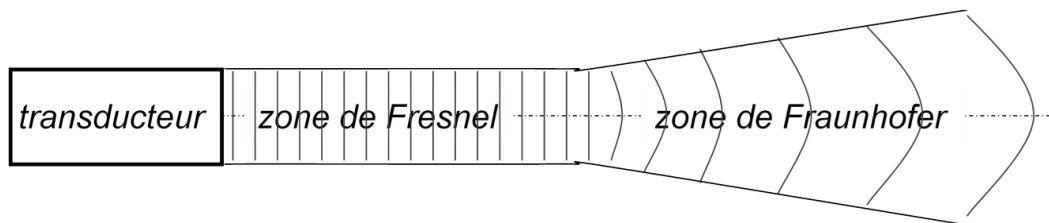
- Sa distance par rapport au transducteur
- Son coefficient de réflexion (après correction de l'atténuation)

B. Champ ultrasonore

1) Géométrie du faisceau ultrasonore

Il existe 2 zones successives au sein de ce faisceau :

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



Lorsque la fréquence et le diamètre de la source augmentent, la zone de Fresnel augmente et l'angle de divergence de la zone de Fraunhofer diminue.

2) Résolution spatiale

- *Résolution axiale (en profondeur, dans l'axe du faisceau US)*

La résolution axiale est la plus petite distance séparant 2 points situés dans l'axe du faisceau et donnant des échos distincts.

Elle dépend de la fréquence d'émission / réception (et donc de la longueur d'onde dans le milieu considéré ; $\lambda = c/F$) ainsi que des caractéristiques du transducteur (facteur de qualité Q –durée du train d'onde).

Cependant l'atténuation du faisceau augmente aussi avec sa fréquence → compromis entre résolution axiale et profondeur d'exploration. Avec une fréquence élevée (et une longueur d'onde basse), on aura une résolution supérieure (meilleure sur les trains d'onde de droite).



- *Résolution latérale*

La résolution latérale est la plus petite distance séparant 2 points situés dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau et donnant des échos distincts.

Elle dépend de la largeur du faisceau. Celle-ci peut être réduite par focalisation :

- Géométrique = fixe
- Electronique = dynamique (variable en profondeur, focalisation à l'émission et à la réception)
Barrette d'éléments piézo-électriques activés avec un retard de phase («phased-array»)
→ convergence du faisceau

La résolution latérale donne des informations complémentaires à la résolution axiale. Si on veut augmenter la résolution latérale, on peut faire converger les faisceaux à la profondeur d'exploration voulue.

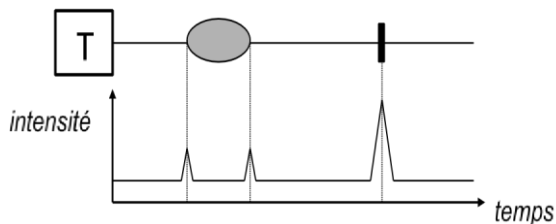
III. Echographie

A. Les modes échographiques

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

1) Mode A : temps – amplitude

Premier mode à avoir été utilisé, il a actuellement quelques indications en ophtalmologie. Il explore dans l'axe du faisceau les interfaces rencontrées, représentées par l'amplitude du signal recueilli (intensité) en fonction du temps (distance). C'est celui qui offre la 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.



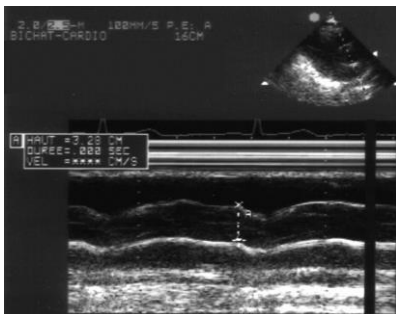
1^{er} signal : interface humeur aqueuse - cristallin

2^{ème} signal : interface cristallin – corps vitré

3^{ème} signal : interface corps vitré – rétine

On a un **unique faisceau** dans une seule direction de l'espace. C'est un mode très utilisé en ophtalmologie pour effectuer des mesures au niveau de l'œil.

2) Mode TM : temps – mouvement



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. Cela permet une analyse fine de la cinétique de structures mobiles (cœur) avec une très bonne résolution axiale. On a un seul **faisceau indexé sur le temps**, l'image défile.

La photo nous montre le cycle cardiaque avec Aorte – Oreillette – ouverture de valves ce qui permet de prendre les dimensions du cœur en systole et en diastole (dimensions qui peuvent renseigner sur une pathologie).

3) Mode B : bidimensionnel

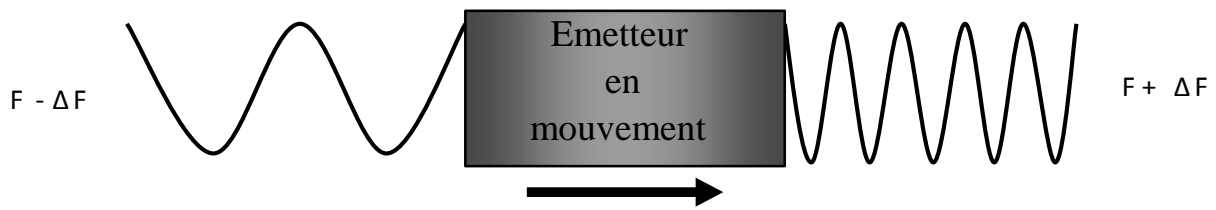


Par rapport à l'échographie A, le balayage d'un secteur par le faisceau permet d'obtenir une coupe (échetomographie) en temps réel. On obtient une image en deux dimensions (c'est une coupe, pas de volume). Mais la résolution spatiale est inférieure

Si le balayage est rapide on peut avoir une information sur la cinétique réelle des organes.

4) Echographie 3D/4D

Mode utilisé pour l'échographie fœtale. On obtient des images en volume statiques (3D) ou indexée au temps (4D). La présentation est rendue volumique après extraction de surfaces. On utilise des fréquences de balayage très élevée puis il y a un traitement de l'image pour la filtrer en 3D. La 4D (avec le temps), nous donne une information sur la cinétique (il s'agit d'un petit film où on voit le bébé bouger en temps réel).



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

$$Fr = Fe + Fe \cdot v/c$$

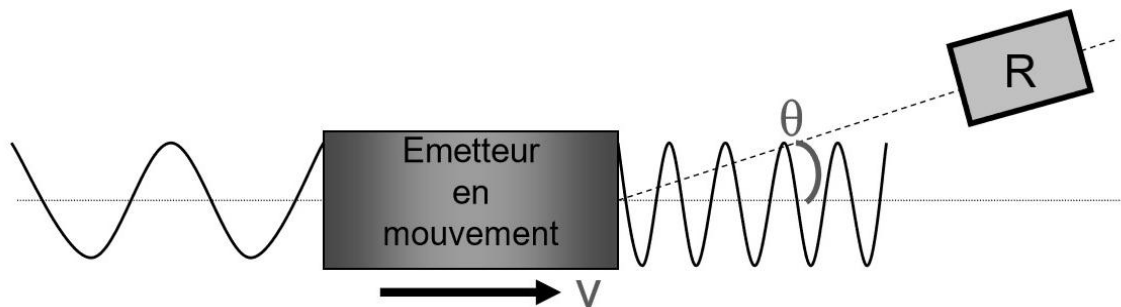
$$\Delta F = Fr - Fe = Fe \cdot v/c$$

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

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

$$\Delta F = Fe \cdot \frac{v}{c} \cdot \cos\theta$$

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

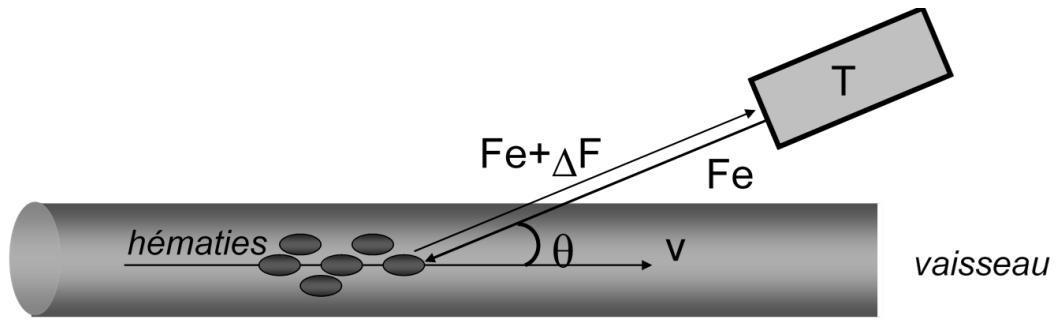


Ces formules sont valables pour tous les phénomènes périodiques. Si l'émetteur est fixe : réception à la même fréquence, si l'émetteur est en mouvement : réception = $F + \Delta F$

Application à la vélocimétrie sanguine :

On peut ainsi mesurer la vitesse des hématies dans un vaisseau.

Principe : Un faisceau est émis par une sonde appliquée sur la peau, il interagit par diffusion avec les hématies (de taille très petite par rapport à la longueur d'onde) et le faisceau est rétrodiffusé. L'hématie se comporte alors comme une source secondaire : addition de deux effets Doppler (émission et réémission).



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

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

$$\Delta F = 2F_e \cdot v / c \cdot \text{Cos}\theta$$

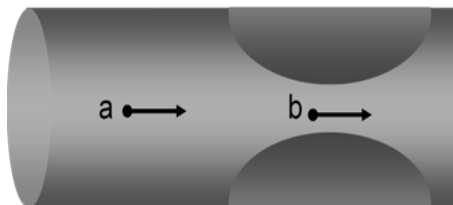
Ainsi ΔF est proportionnel à la vitesse du flux sanguin et au cos de l'angle de tir. Cela permet de connaître le sens du flux sanguin.

La mesure optimale de ΔF nécessite d'aligner le faisceau ultrasonore avec le flux sanguin, c'est à dire $\theta = 0^\circ$ ou 180° pour avoir $\text{cos } \theta = 1$ ou -1 . Au contraire, la mesure est impossible si l'angle = 90° car $\text{cos } \theta = 0$, 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 $90^\circ < \theta < 270^\circ$ alors $\text{cos } \theta < 0$ et $\Delta F < 0$
 Si $-90^\circ < \theta < 90^\circ$ alors $\text{cos } \theta > 0$ et $\Delta F > 0$

Mesure d'un gradient de pression :

Principalement utilisé en cas de sténose, c'est-à-dire de rétrécissement d'un vaisseau



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

Bernoulli (relation Pression/Vitesse) : $P + \frac{1}{2}\rho V^2 = Cte$
(il nous avait manqué ! 😊)

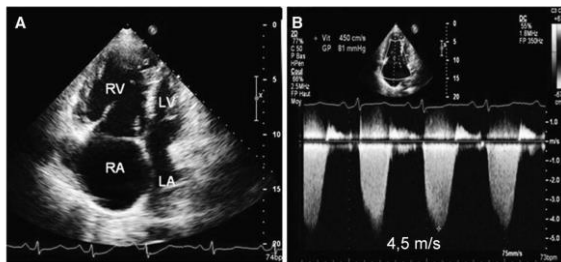
Equation simplifiée de Bernoulli :

$$P_a - P_b = 4 \cdot (V_b^2 - V_a^2) \text{ avec } P \text{ en mmHg et } V \text{ en (m/s)}$$

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

On se place au point où la vitesse est maximale, c'est-à-dire au point B pour déterminer le gradient de pression et on obtient : $\Delta P = 4 \cdot V_{max}^2$, si l'on considère que $V_b \gg V_a$.

Application à l'insuffisance cardiaque : mesure de la pression systolique de l'artère pulmonaire



Dans l'insuffisance cardiaque, il y a une augmentation de la pression pulmonaire qui est un excellent index de la tolérance : si elle augmente trop, cela signifie que la pathologie n'est pas bien tolérée.

Pendant l'échographie cardiaque on mesure la pression dans l'oreillette droite (dépendante de la pression pulmonaire en amont) et dans le ventricule droit. On peut ainsi déterminer la vitesse de fuite : différence entre les pressions de l'oreillette et du ventricule (ici $\Delta P = 4 \times 4,5^2 = 81 \text{ mmHg}$).

B. Méthodes d'acquisition

1) Doppler continu

Elle consiste en l'émission et réception continue des US grâce à l'utilisation de 2 transducteurs distincts. C'est la mesure la plus précise pour des vitesses élevées.

Avantages :

- Qualité optimale du signal Doppler
- 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

Permet la localisation spatiale du signal Doppler reposant sur l'ajustement :

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

Avec le Doppler pulsé on peut mesurer les vitesses de déplacement dans une certaine fenêtre. Le transducteur émet un train d'onde, et la fenêtre d'écoute correspond au délai nécessaire au train d'onde pour aller et revenir. On arrive à des mesures très focalisées.

Avantage : localisation spatiale du signal Doppler (fenêtre).

Inconvénients : Incertitude pour les vitesses élevées car il y a un risque de repliement spectral (aliasing) se produisant lorsque la fréquence d'échantillonnage est insuffisante par rapport à la fréquence du signal Doppler → mauvaise évaluation de la vitesse Doppler.

La fréquence de répétition des impulsions (PRF : pulse repetition frequency) 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).

Dans le cas en haut à gauche, si on échantillonne avec les mêmes fréquences, il n'y aura pas de modélisation possible du signal périodique. A partir du moment où on échantillonne avec le double de la fréquence (cas en haut à droite), l'ensemble du signal est représenté. Si on augmente encore la fréquence d'échantillonnage (cas en bas à gauche), c'est encore mieux. Par contre, si on ne prend pas un multiple (cas en bas à droite), il y a une erreur dans la détermination du signal.

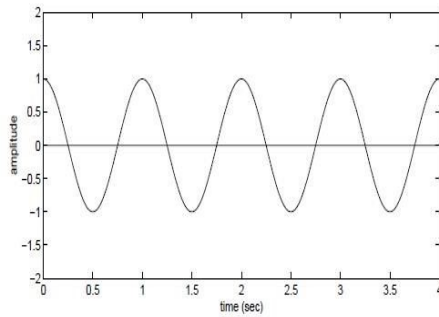
Inconvénients :

- Limitation en profondeur : les US doivent avoir le temps de faire 1 aller-retour entre 2 impulsions successives. Donc, à une fréquence de répétition (PRF) donnée correspond une profondeur maximale de la fenêtre Doppler

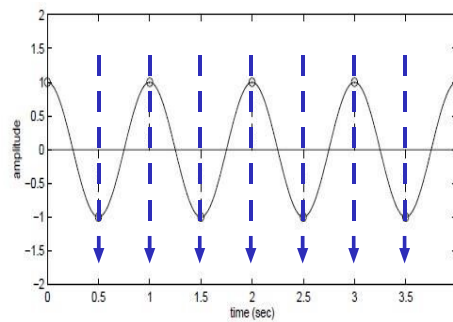
$$d_{max} = \frac{c}{4 \Delta F} = \frac{c}{2 PRF}$$

- Ambiguïté spatiale : risque de réception de signaux tardifs dans la fenêtre Doppler

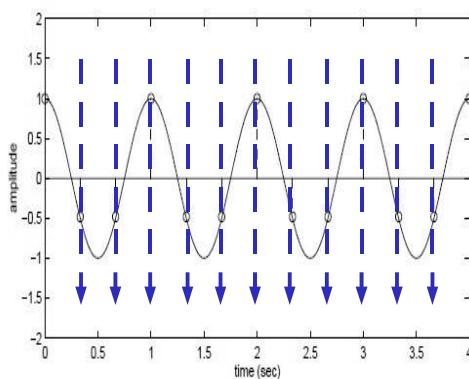
Fréquence du signal = 1 Hz



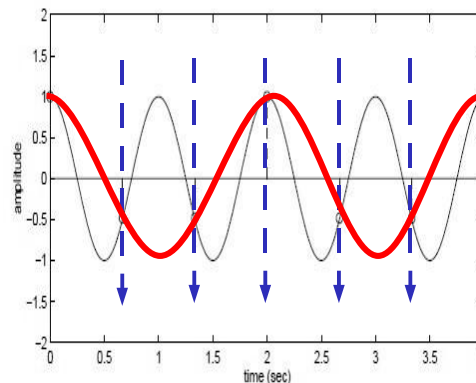
Fréquence d'échantillonnage = 2 Hz



Fréquence d'échantillonnage = 3 Hz



Fréquence d'échantillonnage = 1,5 Hz



C. Représentations du signal Doppler

1) Signal sonore

Permet une **analyse qualitative** des fréquences Doppler → les sons aigus correspondent à des vitesses élevées et les sons graves à des vitesses lentes.

2) Spectre de fréquence

Permet une **analyse quantitative** du signal Doppler → mesure de la vitesse du flux sanguin au cours du temps.

3) Doppler couleur



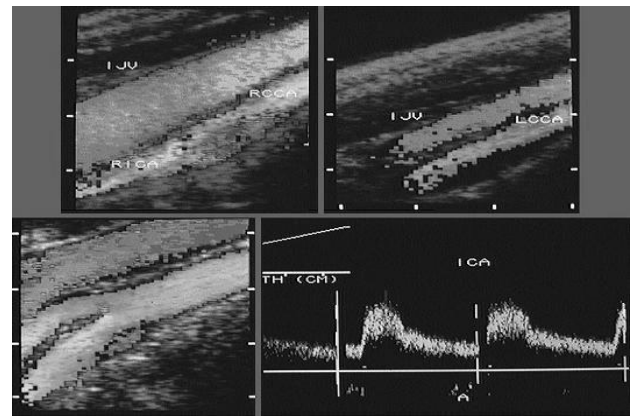
Donne une représentation du signal Doppler en temps réel selon un codage couleur :

- Le sens du flux est représenté en rouge lorsqu'il se dirige vers la sonde et en bleu lorsqu'il s'en éloigne.
- Il donne également une information sur les vitesses : si les vitesses sont élevées elles sont représentées par des teintes claires.

Avantage : permet une analyse rapide des flux normaux et anormaux, couplé à une coupe échographique (par exemple, l'image en 2D à gauche permet de voir la fenêtre correspondant à la fuite mitrale).

Inconvénients : la résolution spatiale est limitée et la sensibilité est faible pour les flux lents.

Le Doppler couleur est aussi utilisé en Doppler vasculaire (à droite) où l'artère est symbolisée en rouge et la veine en bleu. Très utile pour mesurer des flux en cas de sténose (par exemple, athérosclérose).



4) Doppler puissance

Il donne une représentation (monochromatique) de la puissance du signal Doppler qui est proportionnelle au nombre d'hématies en mouvement et indépendante de leur vitesse.

Avantages :

- Permet d'étudier la vascularisation d'un organe : Le Doppler puissance est par exemple utilisé en cancérologie, où les tumeurs sont des organes très vascularisés.
- Bon rapport signal/bruit

Inconvénients :

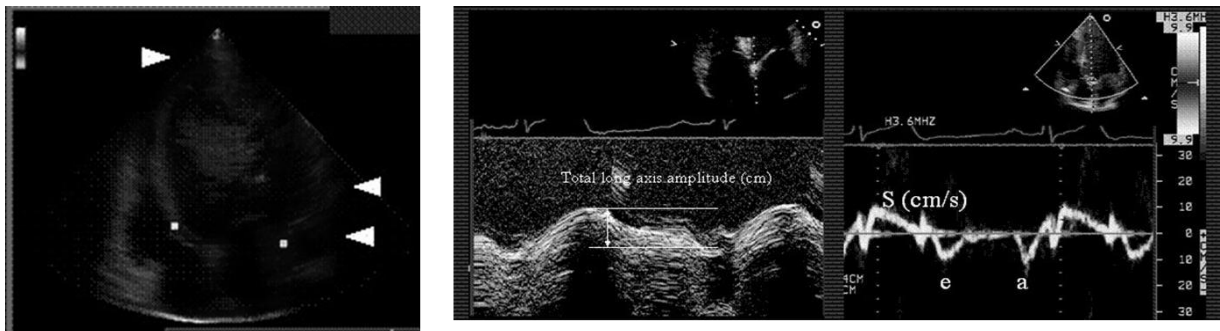
- Mauvaise résolution temporelle
- Absence d'information quantitative sur les flux (vitesse, sens)
- Sensibilité aux mouvements



Doppler puissance de la glande parathyroïde, glande très vascularisée

5) Doppler tissulaire

Mode Doppler adapté aux vitesses relativement lentes. Utilisé principalement en cardiologie pour analyser la cinétique des parois ventriculaires (déplacement de certaines parois). On traduit les vitesses de déplacement en signal Doppler :



V- Perspectives

➤ *Echographes portables*

Miniaturisés, ils peuvent être utilisés partout. Cependant l'appellation « super stéthoscope » est fautive car ils sont plus compliqués à utiliser, ils nécessitent une très bonne connaissance de l'échographie et de l'acoustique.

➤ *Produits de contraste ultrasonores fonctionnalisés*

Destinés à focaliser l'adhésion des microbulles sur la (ou les) cible(s) d'intérêt. Il s'agit d'une piste pour vectoriser une fonction ou un récepteur : on prend ces microbulles de gaz en les couvrant d'un ligand spécifiques d'un récepteur ou d'un ligand. Cela nécessite une grande quantité de microbulles pour que le signal soit détectable.

Grosse dédicace à mon équipe pré-wei du feu :

- *mes deux blondes préférées aussi appelées Emma-Forza (nageuse olympique) et Emma S (ma sauveuse de ronéos !!!)*
- *Marion (nous nous rappellerons de cette soirée mémorable ! :p)*
- *Salma, mon abeille, THE miss lapdance*
- *Marie tellement de couette sur toi (grand honneur de partager ton lit :D)*
- *Mich-Gab, le seul, l'unique, un grand plaisir de tourner avec toi au parc des Batignolles :p !!!*
- *Dédicace aussi aux étudiants des beaux-arts et à Manie ! :p*

Dédicace au meilleur des parrains, Sébastien et à ma co-fillote, Sixtine !!!!

Merci à toutes les assos pour ce wei, dédicace particulière à tout le car tuto et à la fanfare !!!!

Enorme dédicaces aux meilleures qui lieront cette super ronéo l'année prochaine : Julie BG, Xu, Anne So, Apo, Cristina, Marie et Safia !

Votre miss proto ! :p