

GBM8378 – Laboratoire 2: Ultrasons

Table des matières

1. INTRODUCTION	1
2. Section théorique	1
2.1 Physique des ultrasons	2
2.2 Imagerie ultrasonore	3
2.3 Modes de scan	6
3. Travail à effectuer.....	7
4. Critères d'évaluation	7
5. RÉFÉRENCES	8

1. INTRODUCTION

Le développement des premiers systèmes utilisant des ondes sonores pour la détection remonte à la Première Guerre Mondiale. Ils étaient conçus pour aider la navigation sous l'eau des sous-marins, notamment après 1912, suite à l'incident du Titanic. Leur utilisation en médecine diagnostique a quant à elle débuté dans le début des années 50 avec la découverte de nouveaux matériaux qui ont permis la réduction de la taille des équipements, l'augmentation de la précision, de la sensibilité et de la stabilité du signal. En voulant imager des tumeurs cérébrales, JJ. Wild et J. Reid ont développé le premier modèle de l'échographe. Contrairement à ce qu'ils s'attendaient, leur découverte a plutôt été utilisée en obstétrique dès le début des années 70. L'imagerie ultrasonore, communément appelée échographie, détecte les ondes ultrasonores réfléchies par les interfaces présentes dans le corps humain. Elle permet d'imager simplement différentes structures internes avec une résolution spatiale relativement bonne.

L'objectif de laboratoire est de se familiariser avec la physique des ultrasons, l'instrumentation ainsi que les manipulations mathématiques associées à la reconstruction d'images.

2. Section théorique

2.1 Physique des ultrasons

Un ultrason est défini comme une onde sonore possédant une fréquence plus élevée que le maximum audible par l'oreille humaine. La propagation de ces ondes acoustiques s'effectue par la compression et l'expansion du milieu dans lequel elles se situent. Ces ondes sont de type longitudinal : le mouvement des particules est dans le même sens que la direction de propagation de l'onde. L'onde acoustique crée donc un déplacement des particules. Ceci leur confère une vitesse qui dépend de la position et du temps: $v(x, y, z, t)$.

Une manière conviviale de représenter mathématiquement ce phénomène est de le décrire en termes des changements de pression occasionnés dans le matériau. Le changement de pression occasionné par ces particules en mouvement est directement proportionnel à leur vitesse : v . Par analogie à un circuit électrique, on peut écrire :

$$V = ZI \rightarrow p = Zv = \rho cv$$

Où Z est l'impédance caractéristique du milieu, p la pression. Cette impédance est déterminée par la densité ρ du milieu et par la c de vitesse caractéristique l'onde. On a que :

$$c = \frac{1}{\sqrt{\kappa\rho}}$$

où κ est la compressibilité du matériau. Plus la valeur κ est élevée, plus les ondes sont lentes, car le matériau est moins rigide. Ces ondes de pression satisfont l'équation d'onde générale (dans un référentiel sphérique) [3]:

$$\nabla^2 p = \frac{1}{r} \frac{\partial^2}{\partial r^2} (rp) = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2}$$

On peut prouver que la solution générale s'écrit :

$$p(r, t) = A_r \frac{1}{r} f\left(t - \frac{r}{c}\right)$$

Dans les tissus biologiques, la vitesse moyenne du son est d'environ 1540 m/s. Avec le terme $1/r$, l'onde perd de l'amplitude au fur et à mesure qu'elle se propage, car sa surface totale augmente.

Lorsque l'onde arrive à une interface, par exemple l'interface entre deux types de tissus différents, une partie est réfléchiée comme le serait une onde lumineuse frappant un miroir. La loi de Snell-Descartes régit ce phénomène. Elle permet de déterminer les coefficients de transmission et de réflexion en intensité. Considérant un milieu 1 et un milieu 2, ils sont donnés par [4]:

$$R_I = \left(\frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t} \right)^2 \text{ et } T_I = \frac{4Z_1 Z_2 \cos^2 \theta_i}{(Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t)^2}$$

Au frontières de tissus mous, seulement 0.1%-1% de l'intensité de l'onde est réfléchiée.

L'onde perd également une partie de son amplitude à travers la conversion d'énergie acoustique en énergie thermique. Une loi de Beer-Lambert permet de décrire ce phénomène :

$$A_r = A_0 e^{-\mu_a r}$$

En comparant les intensités entrantes et sortantes, il est possible d'en déduire le coefficient d'atténuation en amplitude μ_a . Puisqu'il est plus utile de travailler en décibels, la conversion suivante est généralement effectuée [3]:

$$\alpha = 20(\log_{10} e) \mu_a \approx 8.7 \mu_a.$$

Aussi surprenant que cela puisse paraître, ce coefficient a une dépendance quasi linéaire avec la fréquence utilisée ($b \approx 1$):

$$\alpha = a f^b$$

Ceci fait en sorte que plus la fréquence est élevée, plus le signal utilisé sera atténué.

Le phénomène de fenêtrage fait en sorte que plus un pulse est court dans le domaine temporel, plus son spectre fréquentiel est large après transformée de Fourier, et donc plus absorbé. Cependant plus le pulse est court, meilleur est la résolution spatiale. Nous devons donc faire un compromis entre la résolution spatiale et l'absorption dans le tissu.

2.2 Imagerie ultrasonore

Le principe de fonctionnement de l'imagerie ultrasonique est fort simple. Une onde ultrasonore est envoyée dans le corps du patient, celle-ci se réfléchit aux interfaces entre les tissus et est reçue de nouveau sous forme de plusieurs échos. La vitesse de ces ondes est relativement lente à l'intérieur du corps humain, environ 1500 [m/s]. Il est alors possible, par discrimination temporelle des pics d'intensité, de distinguer la profondeur de provenance de ces ondes. Ceci permet d'imager les structures internes, on dit que ce type d'imagerie est anatomique.

Un transducteur est un appareil permettant la conversion d'une grandeur physique en une autre. Les transducteurs ultrasonores fonctionnent par le principe de la piézo-électricité : ils se polarisent électriquement lorsqu'on applique une contrainte mécanique. Inversement, ils se déforment mécaniquement lorsqu'on applique un champ électrique. L'amplitude du signal électrique ou de la déformation créée sont proportionnels aux excitations. En appliquant périodiquement un voltage, il est possible d'utiliser le transducteur comme émetteur. Réciproquement, lorsqu'une onde de pression arrive au transducteur, celui-ci peut générer un

courant électrique et agir en tant que receveur. Le signal est amplifié puis envoyé à un système d'analyse pour y subir un traitement de données. Il peut ensuite être affiché en tant qu'image.

Les éléments piézo-électriques les plus couramment utilisés sont des cristaux de céramique ferroélectrique PZT (titano-zirconate de plomb). Ceci est dû au fait qu'ils ont de bonnes propriétés piézo-électriques, mais aussi que leur forme et leurs axes de polarisation sont facilement usinables. Typiquement, les deux faces du cristal sont recouvertes d'une mince couche d'argent qui servent de connections électriques (voir figure 1).

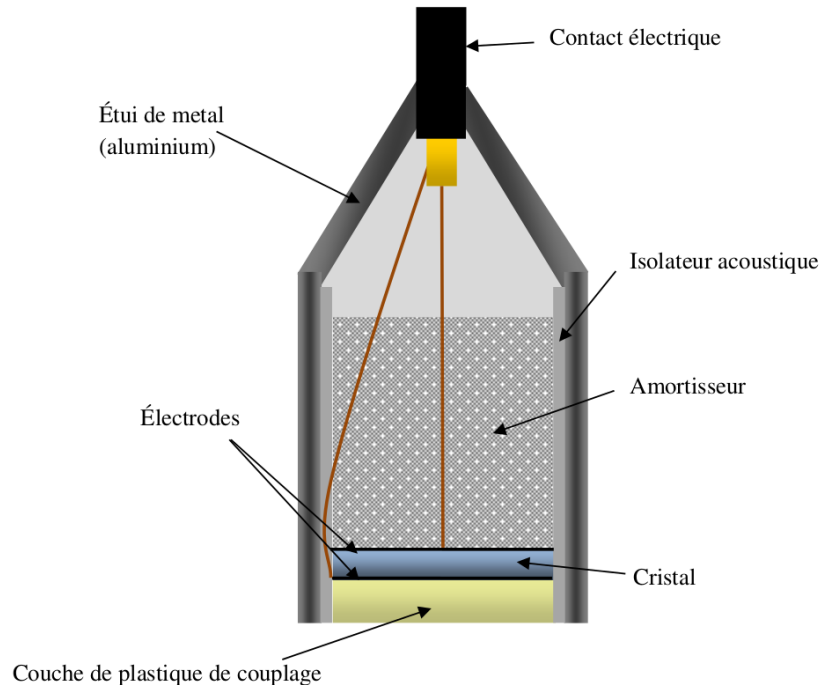


Figure 1 : Schéma du transducteur

Le transducteur est excité par l'application d'un champ électrique, d'intensité élevée mais de courte durée. À la fin de chaque pulsation électrique, le transducteur entre en résonance selon des modes de vibration interne et retourne à son état de repos. Cette résonance, qui produit des ondes sinusoïdales, a lieu si l'onde réfléchi d'un côté du cristal arrive en même temps que la prochaine onde sur l'autre face. Ceci fait en sorte que la fréquence de résonance naturelle du cristal peut être décrite par :

$$f_T = \frac{c_{\text{cristal}}}{2d_{\text{cristal}}}$$

avec c_{cristal} la vitesse du son dans le cristal et d_{cristal} le diamètre du cristal. Afin de minimiser les pertes par réflexion à l'interface PZT-peau, car l'impédance du cristal de PZT (Z_c) est environ 15 fois celle de la peau (Z_p), un gel de couplage acoustique est utilisé. Dans le même

but, en plus de protéger le cristal, une couche de plastique, tel du polyvinylidifluorure (PVDF) est positionnée sur la surface externe du cristal. Son impédance se rapproche de l'impédance optimale (Z_o) pour le transfert d'énergie qui peut mathématiquement être démontré comme étant donné par [2] :

$$Z_o = \sqrt{Z_c \cdot Z_p}$$

Malgré ces précautions, une bonne partie de l'intensité des ondes est réfléchiée à l'intérieur du transducteur même. Pour éviter ces vibrations inutiles, un élément amortissant constitué d'époxy mélangé à de la poudre de métal est utilisé. Ce matériel a une impédance assortie au cristal mais possède un coefficient d'absorption d'énergie beaucoup plus élevé. Comme le temps de résonance est plus long malgré l'amortissement et que l'onde dépend des vibrations mécaniques du cristal, la durée du pulse est actuellement plus longue que le temps d'application de la différence de potentiel électrique, typiquement de trois à cinq cycles. La propriété d'agrandissement de la transformée de Fourier fait en sorte que plus le pulse est court dans le domaine temporel, plus son spectre fréquentiel est large. La bande passante (BP) du transducteur est habituellement définie à -3dB, la fréquence où l'on a 50% de l'amplitude maximale. Ceci permet de proposer un facteur de qualité du transducteur tel que :

$$Q = \frac{2\pi f_0}{BP}$$

avec f_0 la fréquence centrale. La résolution spatiale axiale est inversement proportionnelle à la durée et donc proportionnelle à la bande passante. De plus, un autre avantage est de permettre l'imagerie d'harmoniques des fréquences. Par contre, un faisceau ayant une large bande passante a comme désavantage d'être plus absorbé et donc de contenir moins d'énergie à la fréquence centrale f_0 (voir figure 2).

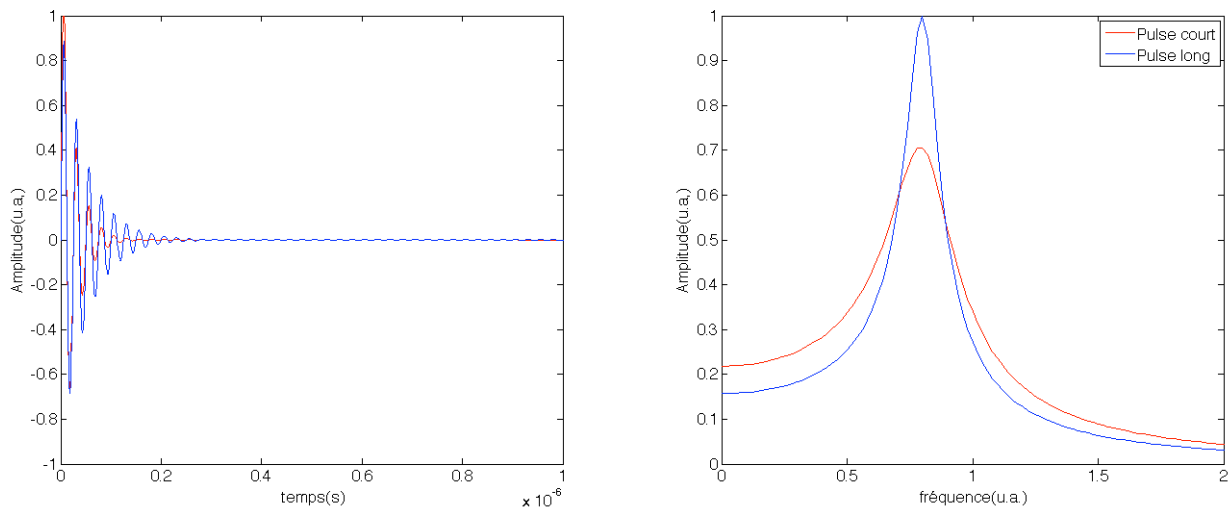


Figure 3: Gauche : pulse de différente durée utilises en échographie Droite: Transformée de Fourier du pulse

2.3 Modes de scan

En mode de scan A, le signal est affiché en fonction du temps pour une certaine position fixée. En mode de scan B, un balayage est effectué dans une direction donnée. Les courbes sont superposées et affichées en intensité. C'est le mode le plus utilisé, comme en obstétrique par exemple.

Le mode de scan M est aussi utilisé, c'est une superposition de scan A du même emplacement, mais étudié longitudinalement dans le temps. Il permet d'observer les changements de position des interfaces, comme le mouvement des valves cardiaques ou des veines et artères suite aux battements cardiaques.

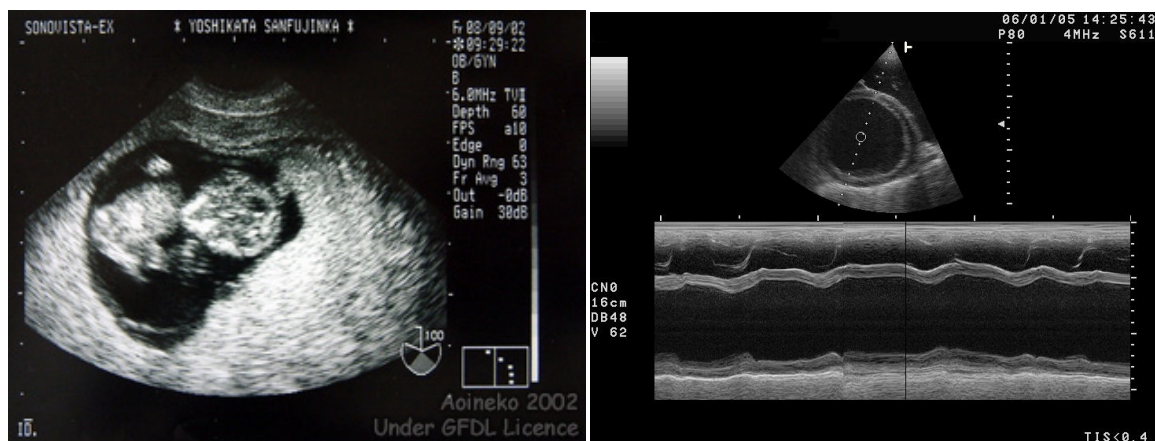


Figure 4: Gauche : scan B, échographie fœtale. Droite : scan M, échographie cardiaque

3. Travail à effectuer

Complétez le Notebook Jupyter.

4. Critères d'évaluation

- Le rapport (en format *.pdf*) doit être déposé sur *Moodle*.
- Le code (en format *.zip* ou *.ipynb*) doit être déposé sur *Moodle*.
- Pénalité de 5 % par jour de retard.
- Présentation et langue.

5. RÉFÉRENCES

- [1] Prince, J.L., Links, J.M. (2006). Medical Imaging Signals and Systems, Pearson Prentice Hall.
- [2] Webb, A. (2003). Introduction to Biomedical Imaging. Wiley Inter-Science.
- [3] Li, M.-L., Guan, W.-J., Li, P.-C. (2004). Improved Synthetic Aperture Focusing Technique with Applications in High-Frequency Ultrasound Imaging. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* (51)1. (63-73)