



SUPMICROTECH-ENSMM

Détection de maladie cardio-vasculaire par échographie

Projet Traitement du Signal

Maxime MUNIER, Martin PLAUT

Présentation du problème

Le traitement du signal joue un rôle crucial dans le domaine médical, où il permet d'extraire, d'analyser et d'interpréter des données complexes provenant de divers dispositifs de mesure. Grâce à des techniques avancées de traitement du signal, il est possible de transformer des signaux biologiques bruts en informations cliniquement pertinentes, facilitant ainsi le diagnostic, le suivi et le traitement des patients. Que ce soit pour l'analyse des électrocardiogrammes (ECG), des électroencéphalogrammes (EEG) ou des images médicales, le traitement du signal améliore la précision et la fiabilité des évaluations médicales, contribuant ainsi à des soins de santé plus efficaces et personnalisés. En intégrant ces technologies, les professionnels de santé peuvent détecter plus précocement des anomalies, optimiser les interventions thérapeutiques et améliorer globalement la qualité des soins prodigués aux patients.

L'une des pathologies cardiaques les plus couramment détectées lors d'une échographie cardiaque (également appelée échocardiographie) est la cardiomyopathie. La cardiomyopathie est une affection qui affecte la fonction musculaire du cœur, ce qui peut conduire à une insuffisance cardiaque, des arythmies et d'autres complications potentiellement graves.

Grâce à l'échocardiographie, les professionnels de santé peuvent identifier des signes caractéristiques de la cardiomyopathie, tels que l'épaississement ou l'amincissement anormal des parois cardiaques. Ces anomalies structurelles sont détectées grâce à l'émission d'ondes ultrasonores par le capteur piézoélectrique, qui interagissent avec les tissus cardiaques et produisent des images en temps réel du cœur.

Principe de fonctionnement

L'échographie utilise des ultrasons

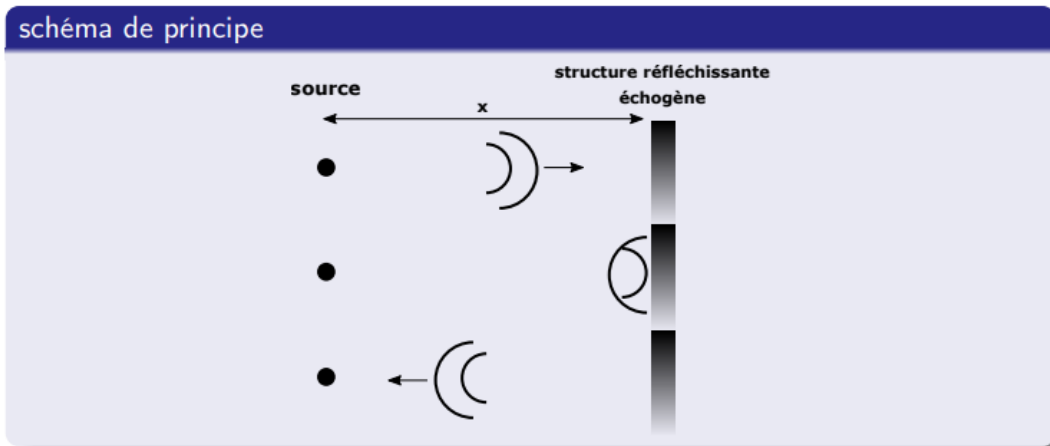
- ondes sonores : ondes mécaniques longitudinales caractérisées par des variations de densité et de pression, qui nécessitent un milieu de propagation matériel (air, liquides).
- ultrasons (US) : fréquence de vibration comprise entre 20 kHz - 200 MHz
- échographie : 1 à 20 MHz

Principe de l'écho-location

- mesure le temps de propagation de l'onde US entre sa production (sonde) et son écho issu de la réflexion ; à vitesse considérée constante, la distance est déduite.
- principe rencontré dans la nature (chauve-souris, cétacés - dauphin, rôle de la protéine prestine)
- et le domaine de l'exploration (sonar : *sound navigation and ranging*, radar : utilise des ondes électromagnétiques)

Principe de l'écholocation

- mesure du temps t de propagation aller + retour de l'onde US de la source (sonde) à la structure
- $t = \frac{2 \cdot x}{v}$ d'où $x = \frac{v \cdot t}{2}$
- t : temps de propagation (s)
- x : distance source - structure réfléchissante (m)
- v : vitesse de propagation de l'onde US dans le milieu (m.s^{-1})



Propriétés des tissus biologiques nécessaires à l'échographie

- vitesse de propagation **constante** dans les tissus biologiques
- variation d'impédance acoustique entre les tissus suffisante pour générer les échos
- atténuation des ondes ultrasonores par réflexion, diffusion et absorption suffisamment faible pour traverser les tissus et explorer les couches + profondes

propriétés mécaniques des tissus

Les tissus mous sont composés à près de 80% d'eau : la vitesse v dans ces tissus est du même ordre que celle du son dans l'eau.

vitesse du son dans l'eau (37°) : **1530 m.s^{-1}**

air : 340 m.s^{-1}

poumon : $650 - 1160 \text{ m.s}^{-1}$

aluminium : 6000 m.s^{-1}

os : $2700 - 4100 \text{ m.s}^{-1}$

sang : 1560 m.s^{-1}

foie : 1549 m.s^{-1}

cerveau : 1540 m.s^{-1}

muscle : $1545 - 1630 \text{ m.s}^{-1}$

graisse : 1450 m.s^{-1}

Exemple

Pour parcourir la distance séparant la peau d'un organe situé à 10 cm de profondeur, il faut à l'onde ultrasonore :

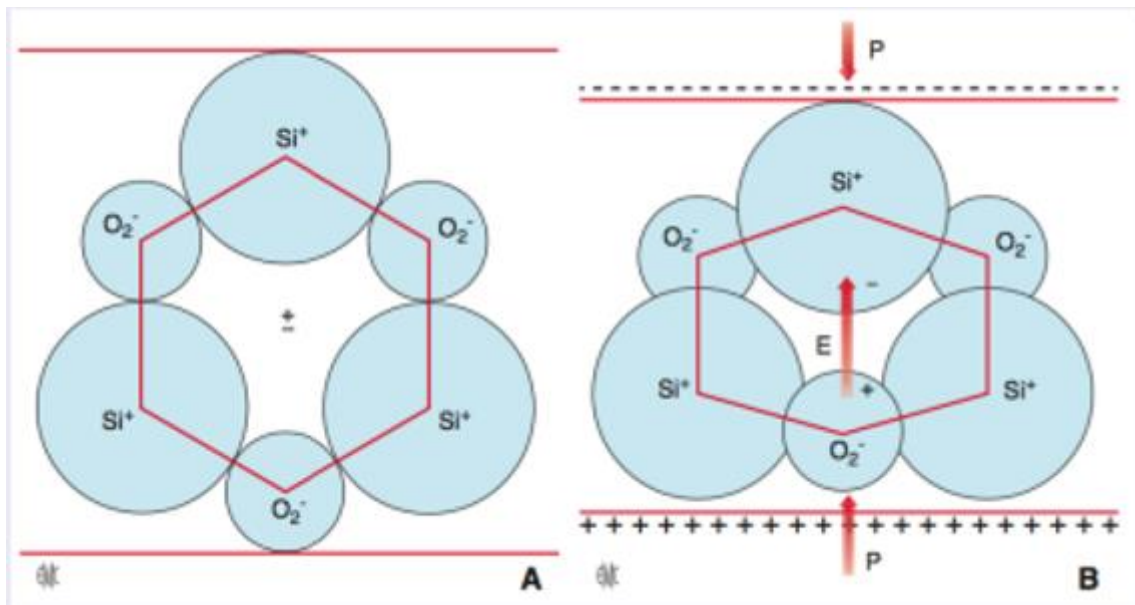
$$t = \frac{2 \times 0.1}{1500} = 0.13 \text{ ms (aller + retour)}$$

Production des US par le phénomène de piézoélectricité

- **piézoélectricité** = propriété de certains matériaux de pouvoir transformer, de manière réversible, l'énergie électrique en énergie mécanique et inversement.
- polarisation (courant électrique) → déformation : **émission**
- déformation → différence de potentiel : **réception**
- utilisation de céramique de plomb zirconate de titane (PZT)
- sonde monofréquence (auparavant), cristaux actuels sont 'large bande' (plusieurs fréquences par ex 3-10 MHz pour sonde abdo, 5-20 MHz pour sonde endocavitaire)

A : Au repos

B : Sous contrainte



Différentes étapes et schéma récapitulatif :

1) Source Ultrasonore :

Un transducteur piézoélectrique génère des impulsions ultrasonores qui se propagent à travers les tissus du corps.

Le signal de la source (pulses ultrasonores) est envoyé dans les tissus, et les échos réfléchis sont captés par le même transducteur.

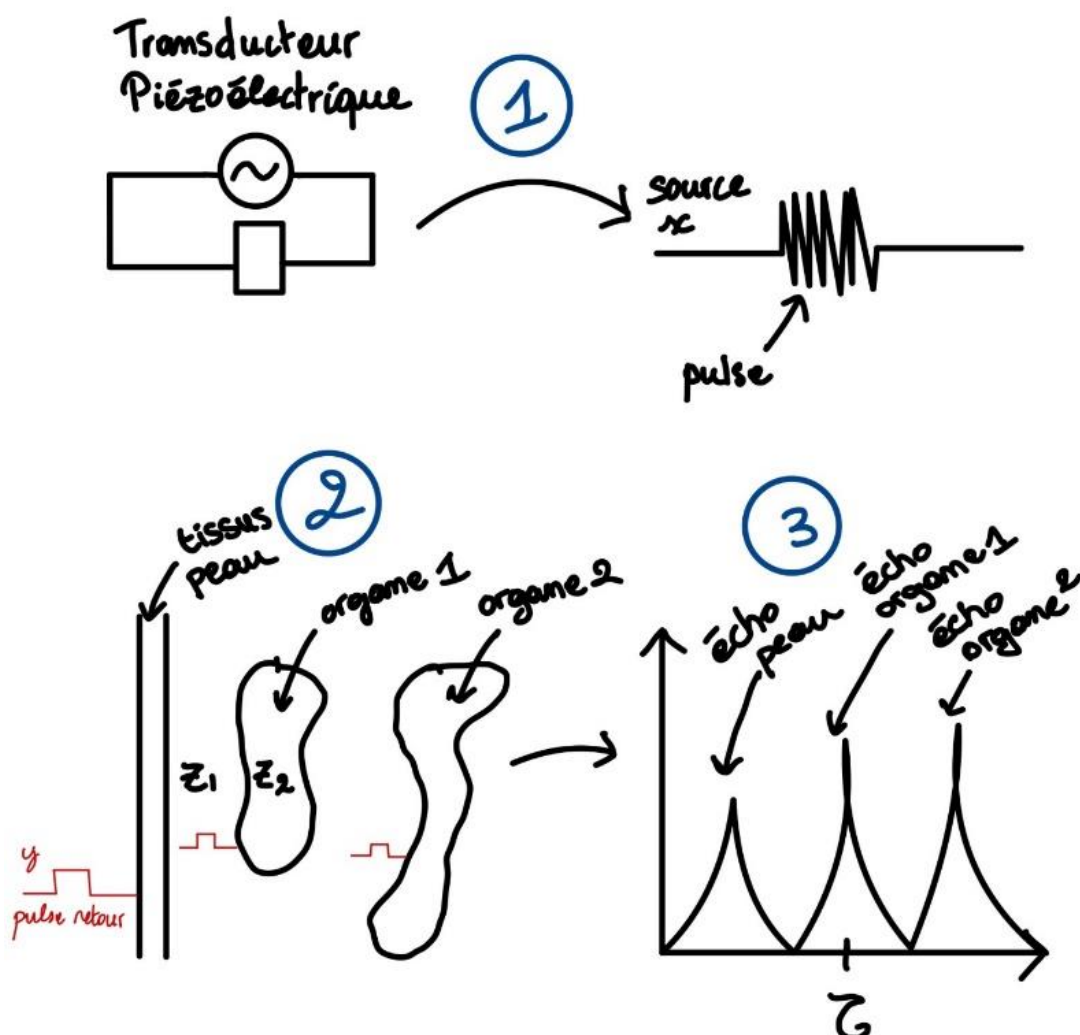
2) Propagation et Réflexion des Ondes :

Les ondes ultrasonores se propagent dans les tissus et sont partiellement réfléchies aux interfaces entre les tissus de différentes impédances acoustiques (par exemple, entre le muscle cardiaque et le sang).

Les échos retournent au transducteur, créant un signal de retour qui peut être analysé.

3) Traitement du Signal :

Le signal de retour est analysé pour déterminer les distances et les caractéristiques des structures internes. Cela est souvent fait par une technique appelée autocorrélation, qui permet de mesurer les différences de temps de retour des échos.



Longueur d'onde

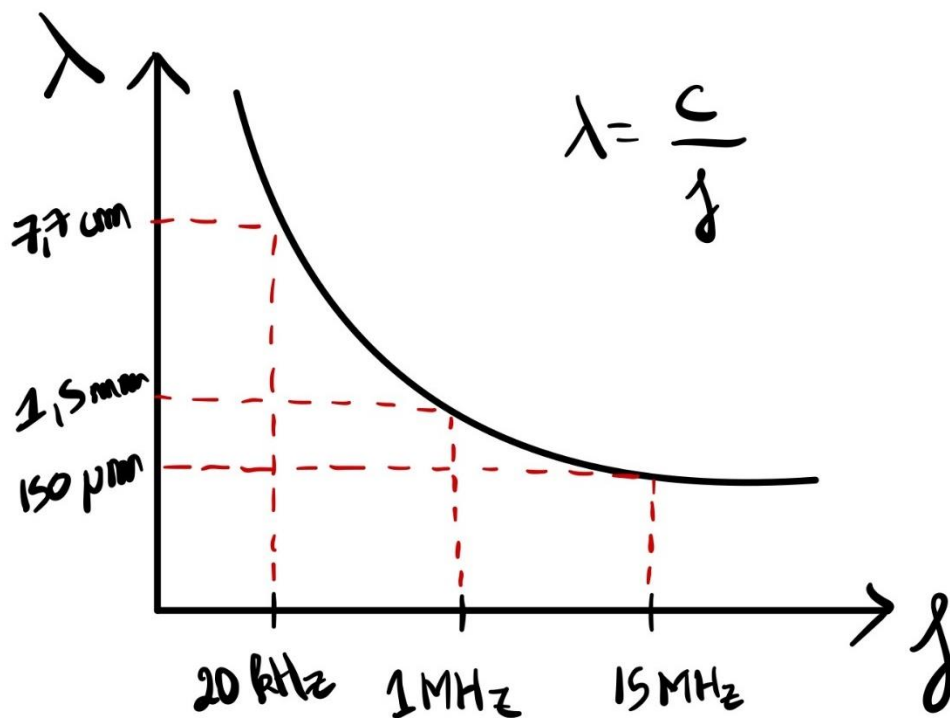
- définition : la longueur d'onde est la distance parcourue par une onde périodique pendant une durée égale à sa période
- la résolution des images est limitée par la diffraction des ondes entrant et sortant de la sonde, comme dans tous les instruments d'observation

Résolution des images

- Résolution : taille du plus petit détail détectable par l'imageur
- La limite de résolution est de l'ordre de $\lambda - \lambda/2$
- IMPORTANT : la résolution dépend de la longueur d'onde donc de la fréquences des US utilisés

$$\lambda = v \cdot T = \frac{v}{f} = \begin{cases} 1,5 \text{ mm à } 1 \text{ MHz} \\ 0,15 \text{ mm à } 10 \text{ MHz} \end{cases}$$

Relation entre la fréquence
des ultrasons et leur longueur
d'onde dans les tissus



Sondes de haute fréquence

- bonne résolution MAIS faible pénétration
- pour les petits organes superficiels
- ex : thyroïde, yeux, seins, vaisseaux superficiels

Sondes de basse fréquence

- faible résolution MAIS bonne pénétration
- pour les organes volumineux et profonds
- ex : abdomen

Dans le domaine médical, des fréquences plus élevées (proches de 15 MHz) sont souvent utilisées pour obtenir des résolutions plus fines, car elles ont des longueurs d'onde plus courtes et peuvent donc détecter des détails plus petits dans les tissus. Cependant, les fréquences plus basses (proches de 3 MHz) peuvent pénétrer plus profondément dans le corps, ce qui est utile pour l'imagerie de structures internes plus profondes. Cette compréhension aide à choisir les fréquences appropriées pour diverses applications médicales basées sur la profondeur et la résolution requises.

Récapitulatif utile pour notre cahier des charges

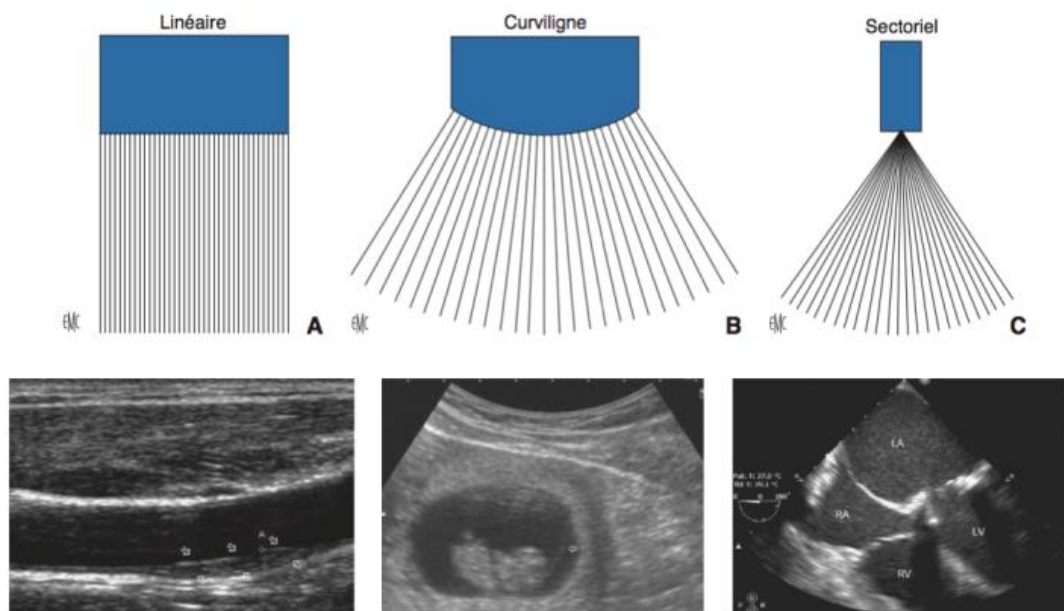
L'utilisation de capteurs piézoélectriques dans les échographies cardiaques permet de convertir l'énergie électrique en énergie mécanique, puis en ondes ultrasonores. Ces ondes ultrasonores sont émises à une fréquence typique variant de 3 à 15 MHz dans le domaine médical. La vitesse de propagation des ultrasons dans les tissus, comme la peau, est d'environ 1540 m/s. Cette propriété physique est essentielle pour la précision des images obtenues lors des échographies cardiaques

CONCEPTION DU CAHIER DES CHARGES

Quelques notions essentielles sur l'imagerie des échographies dans le médical

Caractéristiques

- **Balayage linéaire** : champ de vue rectangulaire, peu large en profondeur (= largeur de la sonde). Résolution meilleure qu'en sectoriel. *petits organes superficiels*
- **Balayage sectoriel** : champ de vue en secteur de cercle, large en profondeur. Résolution moindre, diminuant avec la profondeur. Ne nécessite qu'une petite fenêtre acoustique d'accès

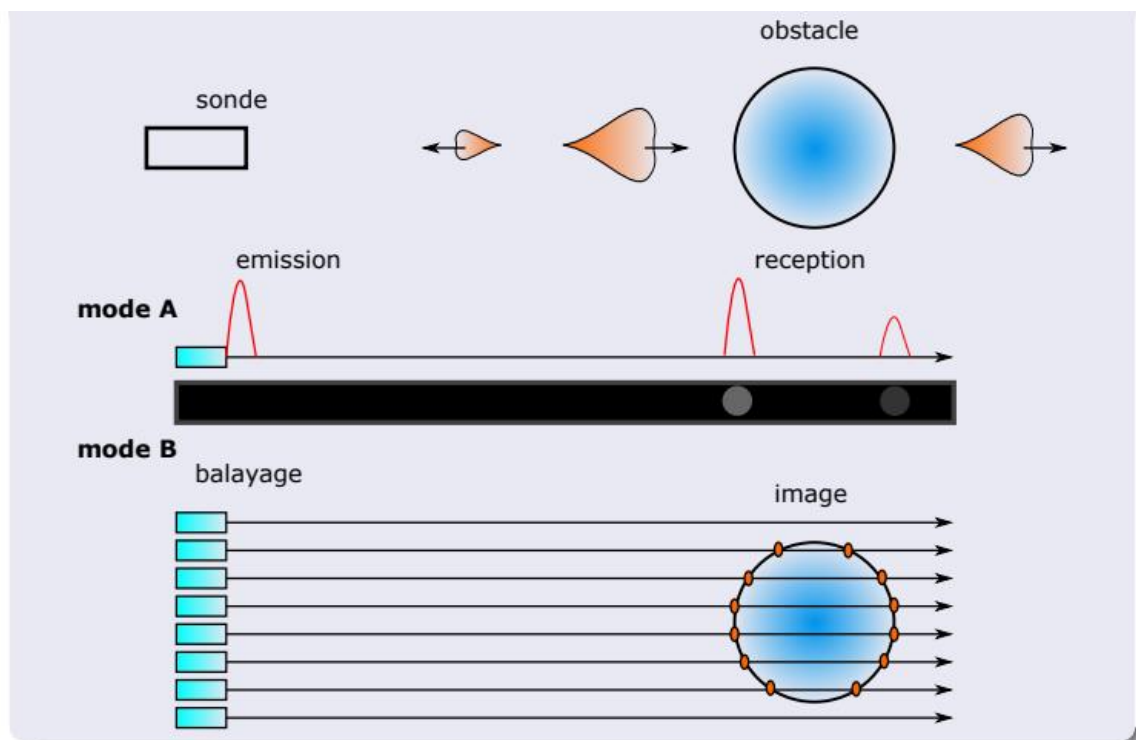


mode A

- représentation du signal électrique (redressé, filtré)
- amplitude du signal en fonction du temps

mode B

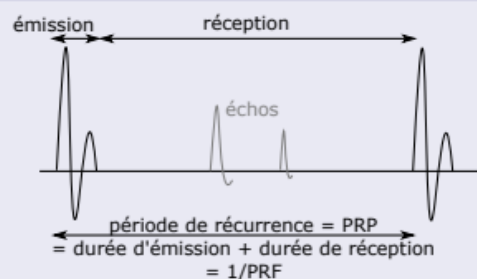
- C'est le mode fondamental (Brightness / Bidimensionnel)
- Cartographie de l'amplitude des échos (après traitement) en fonction de la position du tissu échogène, dans une coupe 2D
- En imagerie (mode B), l'image est une carte de l'amplitude des échos dans le plan de coupe. La luminance de chaque pixel de l'écran (qui correspond au voxel étudié) correspond à l'amplitude de l'écho.
- L'échelle de gris (256 niveaux de gris) est logarithmique (cf decibel dB), pour pouvoir représenter et distinguer aussi bien les petits que les grands échos.
- Imagerie dynamique
- possibilité de représentation en 3D (directement ou après extraction des surfaces)



Caractéristiques de l'émission

- la fréquence de récurrence des impulsions (PRF) détermine le nombre de lignes et d'images par seconde produites
- la durée de l'impulsion détermine la résolution longitudinale (résolution le long du faisceau)
- la fréquence des US détermine la pénétration et donc la profondeur explorée

onde pulsée



- $PRP = \text{Pulse Repetition Period} = \text{Pulse duration} + \text{Listening time}$
- $PRF = \text{Pulse Repetition Frequency} = \frac{1}{PRP}$

exemple

pour une exploration de 18 cm max de profondeur, les ondes mettent un délai aller-retour de $(2 \times 0,18/1540 = 230.10^{-6})$ soit $250 \mu s$ environ) pour une seule ligne (PRF : *pulse repetition frequency*).

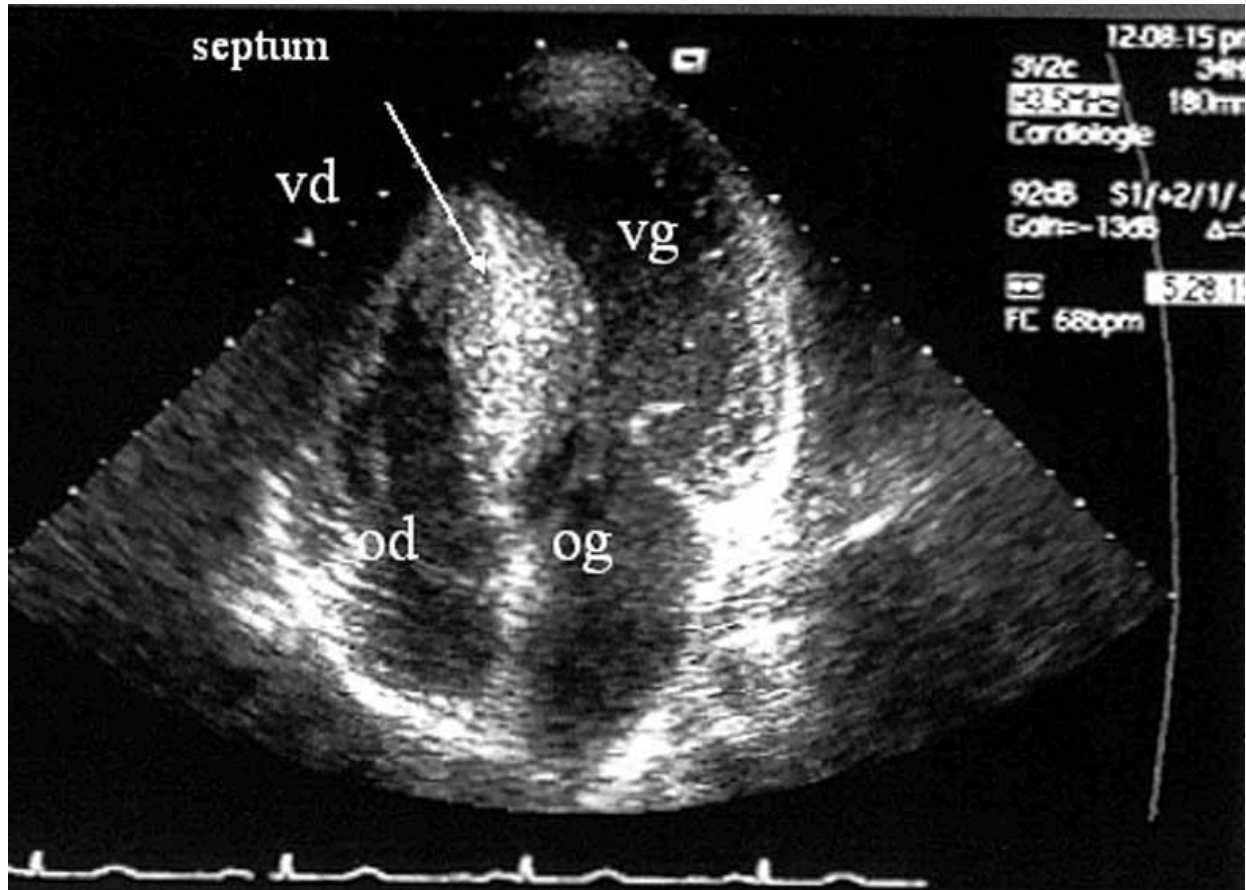
pour construire une image de 200 lignes, il faut donc $200 \times 250 \mu s = 0,050 \text{ sec}$ soit 50 msec.

On peut ainsi avoir un rafraîchissement de l'image toutes les 50 msec, soit $1/0,05 = 20 \text{ Hz}$ (20 images/sec).

Choix organe : cœur

Choix de la maladie à détecter : épaissement parois ventricule

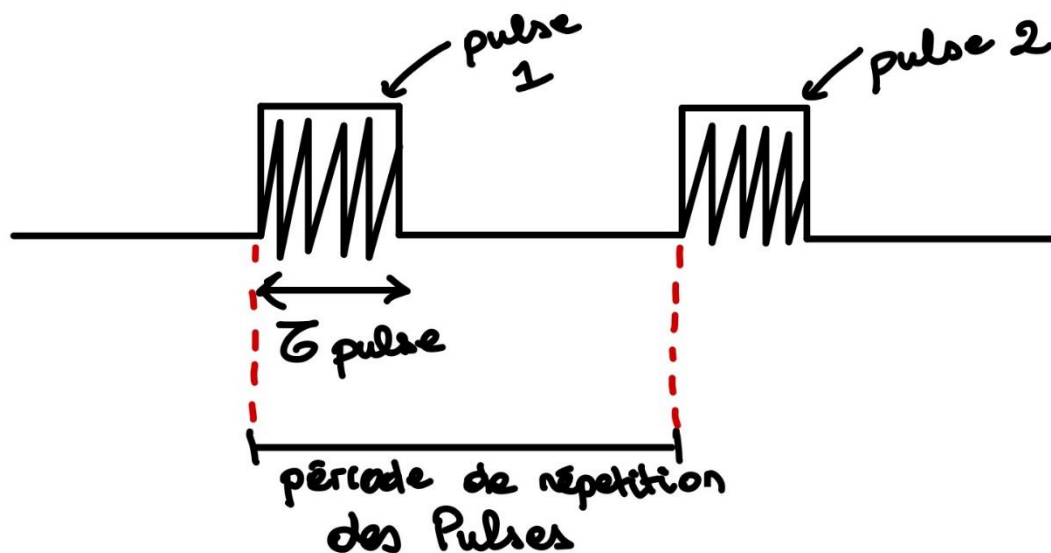
On a une échographie avec un balayage du plan de coupe sectoriel



L'épaisseur de la paroi du ventricule droit est généralement plus fine que celle du ventricule gauche. Elle est généralement comprise entre 2 et 5 millimètres chez un adulte en bonne santé.

Il est important de noter que ces valeurs sont des estimations générales et que des variations significatives peuvent exister d'une personne à l'autre. De plus, des pathologies telles que la cardiomyopathie peuvent entraîner un épaissement anormal des parois du cœur, dépassant ainsi ces valeurs moyennes.

Notre image utilise 250 couleurs différentes soit un encodage sous 8 bits. Cela signifie que l'image est codée en niveaux de gris avec 8 bits de profondeur, permettant 256 niveaux de gris (mais seulement 250 sont utilisés ici).



Période de répétition des Pulses (40 CM il traverse tout)

$$v = \frac{d}{t} \text{ d'où } t = \frac{d}{v} = 0,25 \text{ ms}$$

Dimensions de l'Image

Profondeur d'affichage : 180 mm

Largeur de l'image : 208mm

Résolution en pixels : 768 x 553 pixels

Résolution axiale : $\frac{180 \text{ mm}}{553 \text{ pixels}} \approx 0,325 \text{ mm/pixel}$

Résolution latérale : $\frac{208 \text{ mm}}{768 \text{ pixels}} \approx 0,271 \text{ mm/pixel}$

La résolution axiale en échographie est principalement déterminée par la longueur d'onde des ultrasons utilisés. Une règle générale est que la résolution axiale est environ la moitié de la longueur d'onde, car une onde ultrasonore doit interagir avec une structure d'au moins cette taille pour être réfléchiée de manière discernable. Cependant, pour simplifier, on peut souvent utiliser la résolution axiale comme une estimation de l'ordre de grandeur de la longueur d'onde nécessaire.

Nous avons calculé précédemment que la résolution axiale est environ 0.325 mm/pixel.

$$\lambda = 0,325 \text{ mm}$$

$$f = \frac{c}{\lambda} = \frac{1540 \text{ m/s}}{0,325 \text{ mm}} = 4,74 \text{ MHz}$$

Nous trouvons qu'une fréquence d'environ 4.74 MHz serait nécessaire pour obtenir cette résolution. Cette fréquence permettrait de fournir une longueur d'onde suffisamment petite

Durée du pulse :

Il ne faut pas envoyer des pulses qui sont en dessous de la résolution du pixel. il est essentiel de prendre en compte la résolution spatiale et d'ajuster la durée du pulse en conséquence pour s'assurer que les pulses ultrasonores sont suffisamment longs pour capturer les détails requis sans être trop longs pour causer une perte de résolution temporelle.

La durée du pulse doit être au moins deux fois la résolution du pixel afin de s'assurer que les pulses sont suffisamment longs pour être résolus par le système d'imagerie.

$$\tau = \frac{2 \times \text{Résolution du pixel}}{\text{Vitesse de propagation}} = \frac{2 \times 0,2 \text{ mm}}{1540 \text{ m/s}} = 2,597 \times 10^{-7} \text{ s}$$

Pour tenir compte de l'effet Doppler et d'autres facteurs de sécurité, nous arrondissons à 10^{-6} s

Nombre de sinusoïde dans le pulse :

Pour déterminer le nombre de cycles sinusoïdaux dans le pulse, nous devons utiliser la durée du pulse et la période de la fréquence des ultrasons.

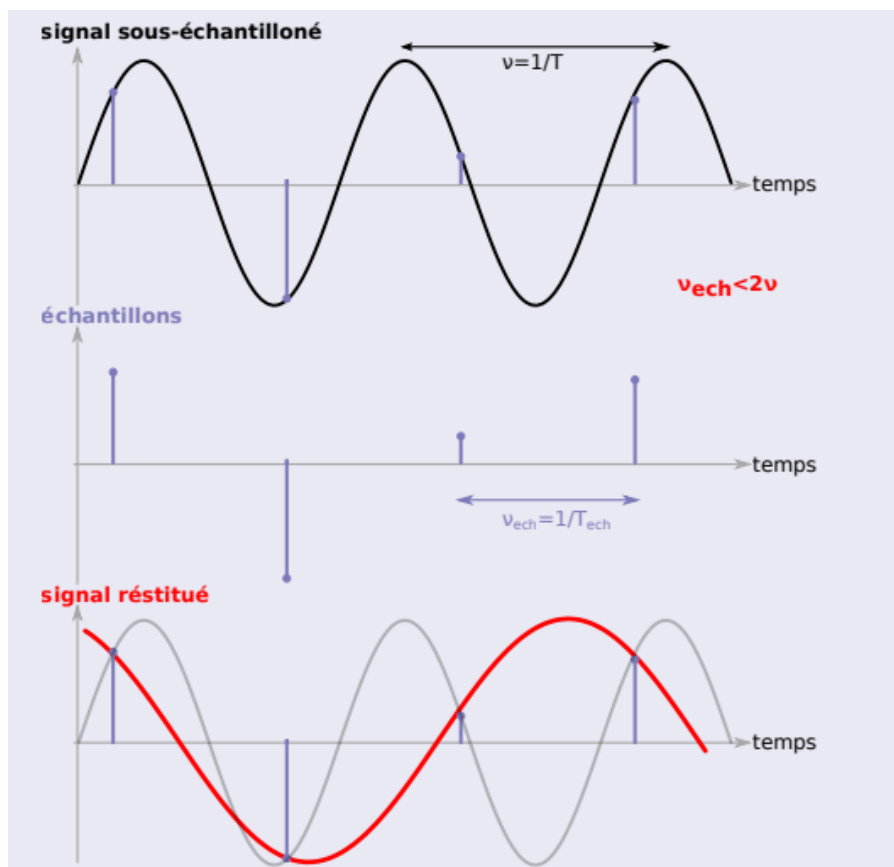
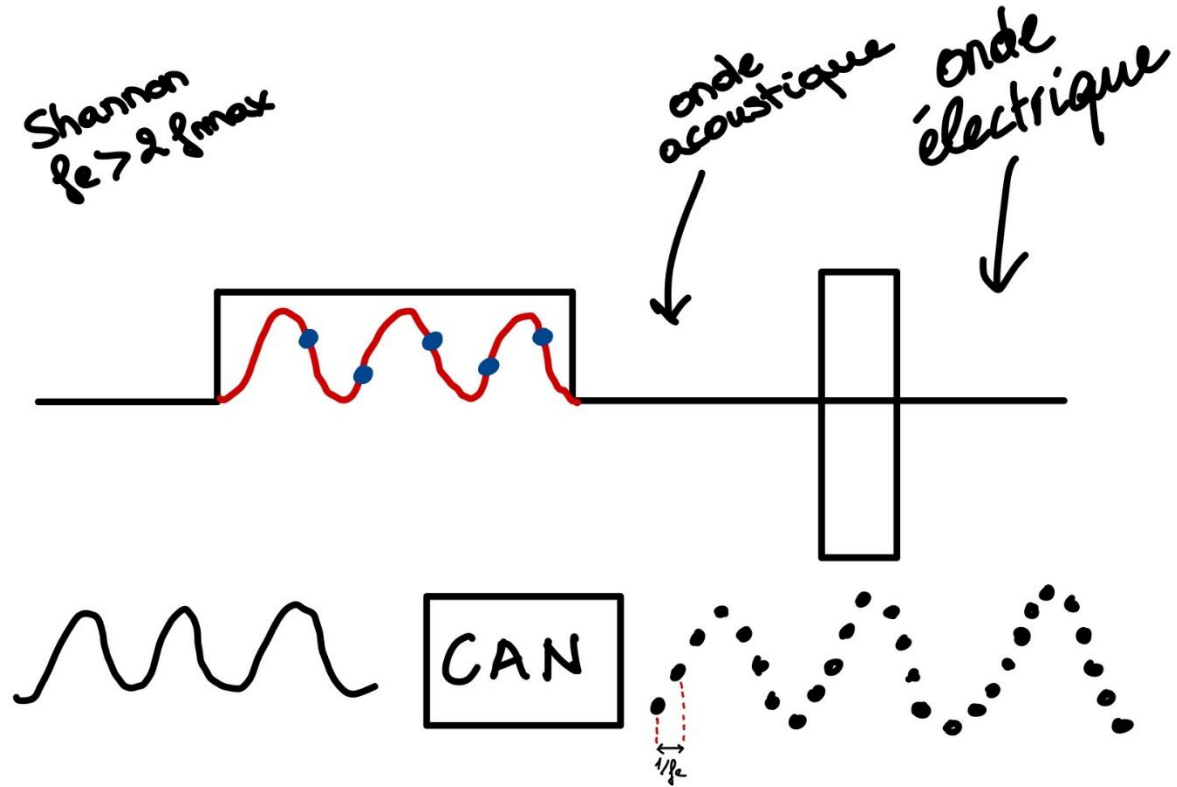
$$f = 4,74 \times 10^6 \text{ Hz d'où } T = 2,11 \times 10^{-7}$$

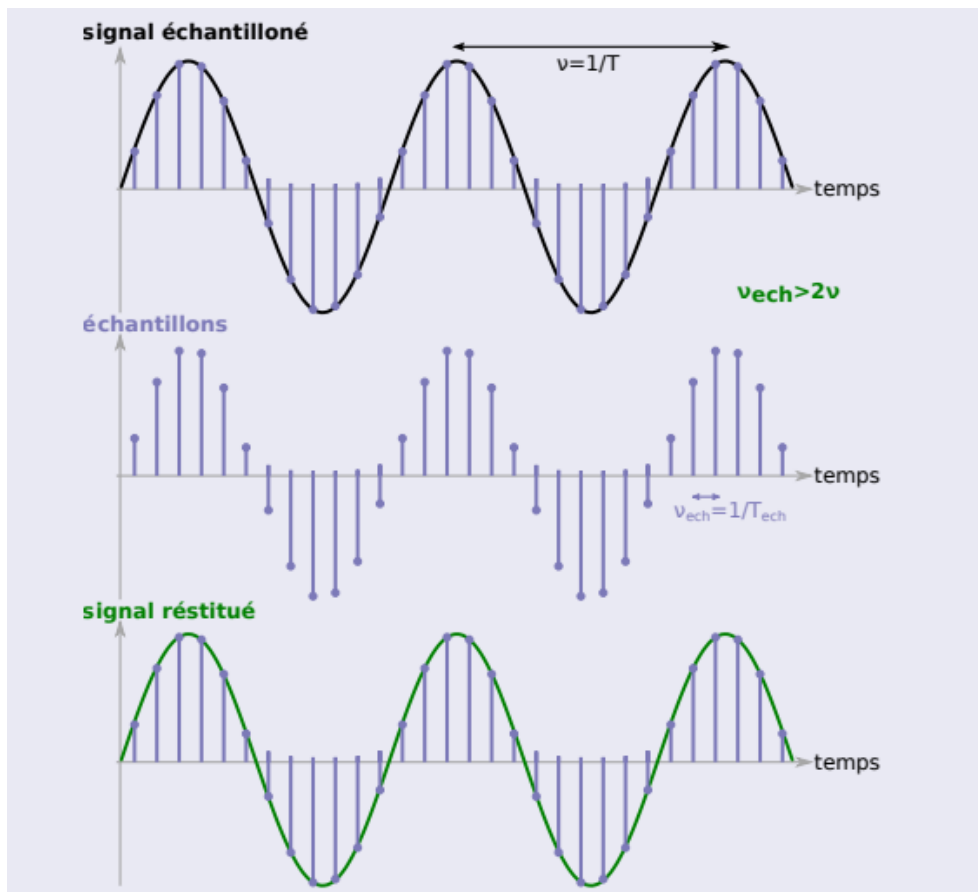
$$\text{Avec } \tau = 1 \mu\text{s} : \text{Nombre de cycles} \approx 4.74$$

Le nombre de cycles sinusoïdaux dans le pulse est d'environ 5.

Après ces oscillations, le cristal va se mettre en récepteur et mesurer la tension de retour.

Pour cela, il faut bien faire attention à l'échantillonnage et respecter le théorème de Shannon qui stipule que $f_e > 2f_{\max}$





Par ailleurs, devant l'échantillonneur on met toujours un filtre passe-bas qui coupe les fréquences supérieures à f_e pour éviter l'aliasing/repliement de mode

$F = 4.74\text{MHz}$

$F_e > 9.48\text{ MHz}$, on prend 10x cette fréquence

On a donc un convertisseur 8 bits avec une F_e de 100 MHz environ

Intercorrélation

L'intercorrélation permet de mesurer les différences de temps de propagation entre les signaux émis et réfléchis, ce qui est crucial pour déterminer la distance des structures réfléchissantes dans les tissus. En échographie, cette technique est utilisée pour améliorer la résolution et la précision de l'imagerie médicale.

En utilisant l'intercorrélation, vous pouvez détecter les échos provenant des différentes surfaces de la paroi cardiaque et mesurer l'épaisseur de la paroi en analysant les décalages temporels entre les pics d'intercorrélation. Ce processus est essentiel pour détecter les variations d'épaisseur des parois cardiaques, ce qui peut être crucial pour le diagnostic de conditions cardiaques.

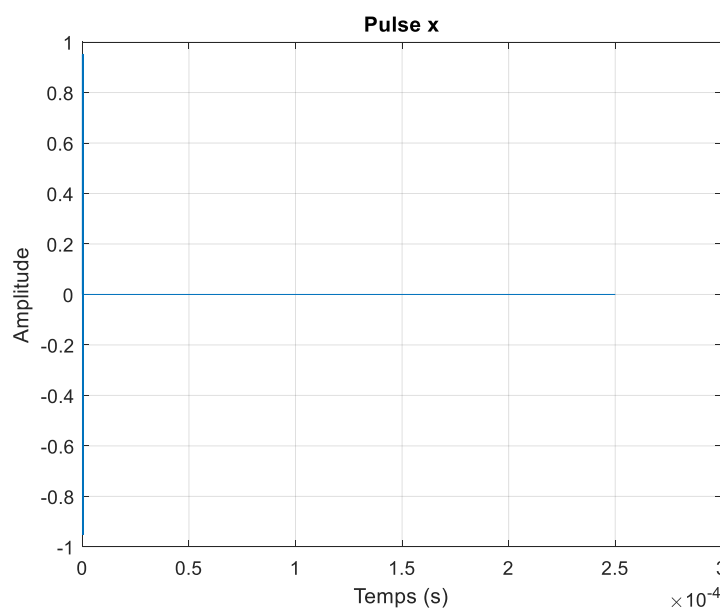
$$\Gamma_{xy} = \int_{-\infty}^{+\infty} xy^*(t + \tau)dt = \text{conv}(x, y^*)$$

$$TF(\Gamma_{xy}) = TF(\text{conv}(x, y^*)) = TF(x).TF(y^*)$$

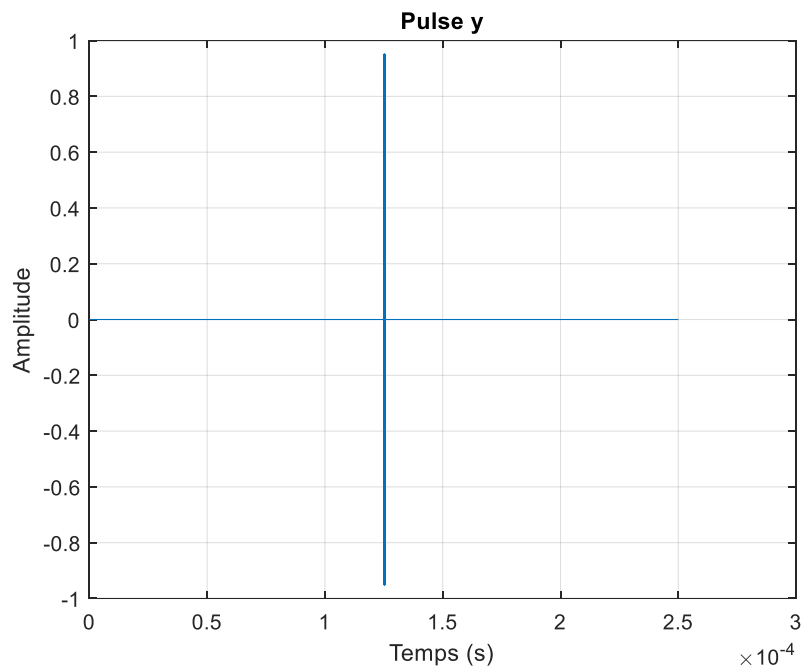
$$\text{D'où : } \Gamma_{xy} = TF^{-1}(TF(x).TF(y^*)) = FFT^{-1}(FFT(x).FFT(y^*))$$

Étapes du processus :

- 1) Emission du Pulse : le signal US est envoyé dans les tissus

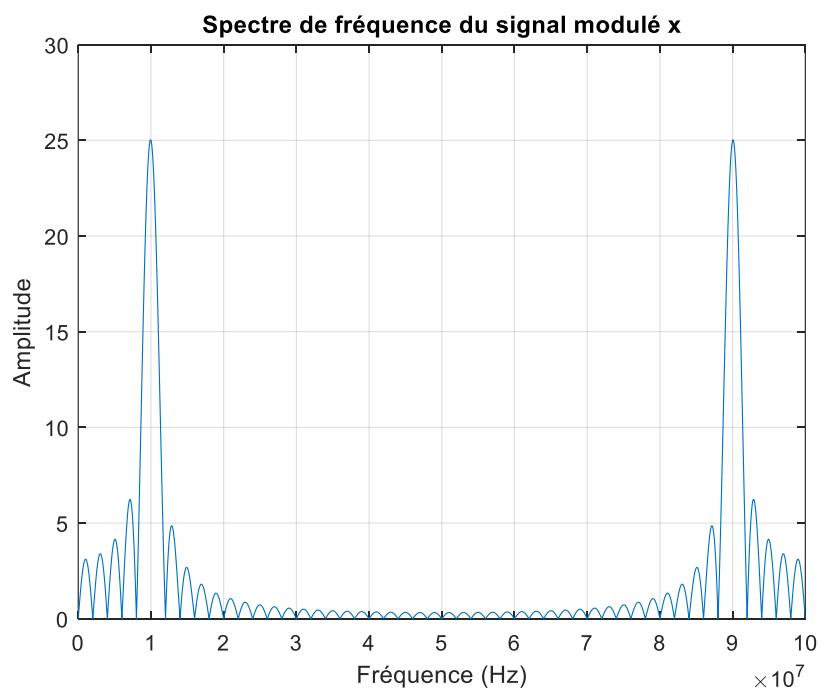


- 2) Réception du signal écho : le signal réfléchi est capté par le transducteur après interaction avec les différentes structures du tissu

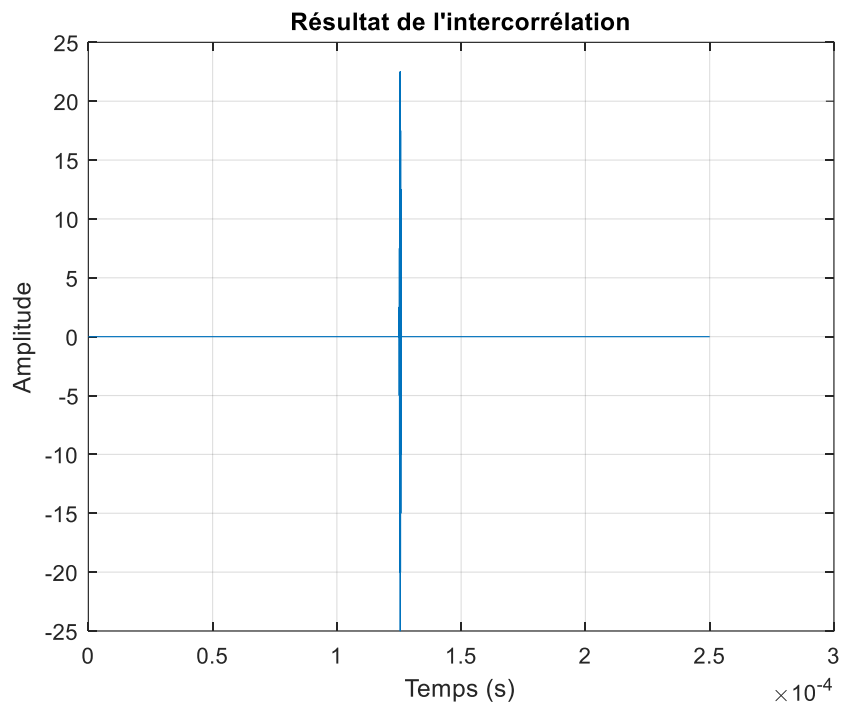


- 3) Calcul des FFT des Signaux

On effectue la FFT su signal émis $x(t)$ et reçu $y(t)$.



On multiplie dans le domaine fréquentiel et on obtient la fonction d'intercorrélation Gamma. Puis on retourne dans le domaine temporel en appliquant la transformée de Fourier inverse pour obtenir l'intercorrélation dans le domaine temporel.



La position du pic d'intercorrélation indique le décalage temporel entre le signal émis et reçu, correspondant à la distance entre le transducteur et la structure réfléchissante dans le tissu.

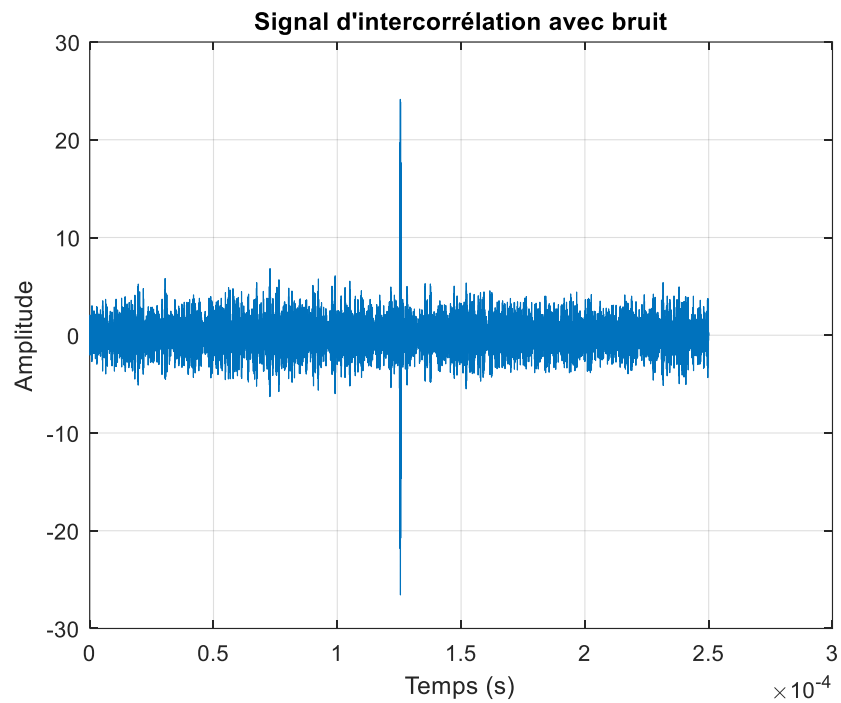
A partir de ce décalage temporel, on peut remonter à l'épaisseur de la paroi en utilisant la célérité des ultrasons dans les tissus.

$$Epaisseur = \frac{c * \Delta t}{2}$$

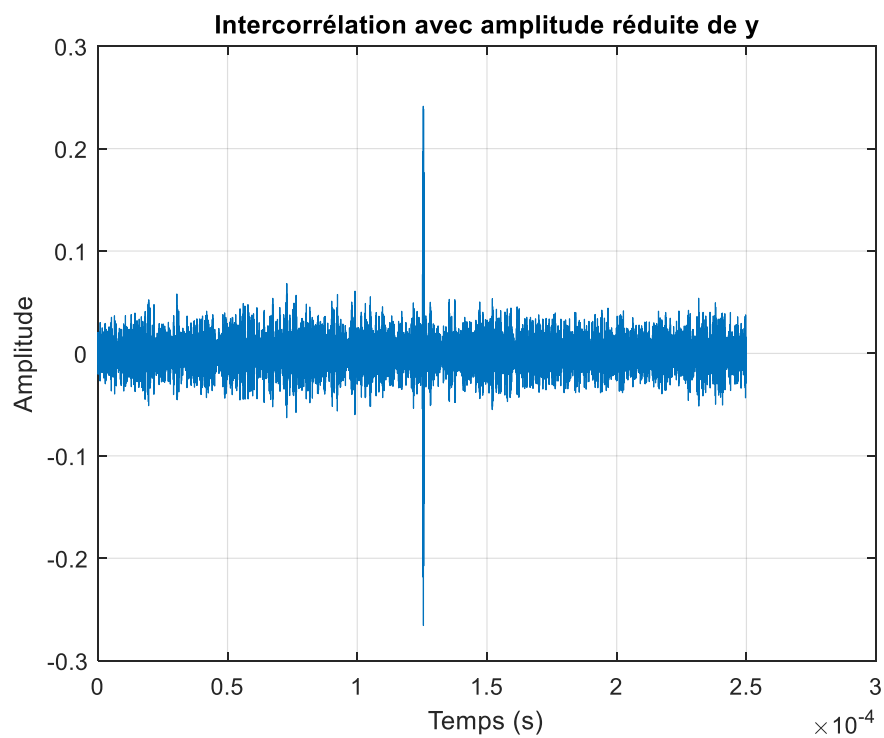
Ce processus est donc essentiel pour détecter les variations anormales d'épaisseur des parois cardiaques.

Test avec jeu de données

On décide de rajouter du bruit pour montrer la puissance de l'intercorrélation



On décide de diminuer l'amplitude de $y(t)$



Conclusion : Même si on réduit l'amplitude de Y, on aura toujours notre signal d'intercorrélation qui sera au-dessus du bruit, notre pulse sera toujours détectable, ce qui rend l'algorithme très puissant.

Sources :

- F.Hubelé professeur de la faculté de médecine de Strasbourg, cours d'ultrasons et échographie du 31 Janvier 2024
- Utilisation de ChatGPT pour la partie de l'enveloppe du pulse rectangulaire

Annexe :

```
% Paramètres
fe = 100e6;           % Fréquence d'échantillonnage en Hz
tinitial = 0;
tfinal = 0.25e-3;
t = linspace(tinitial, tfinal, fe*(tfinal-tinitial)); %ms      % Vecteur temps
pulse_duration = 1e-6; %ms % Durée du pulse
f_sin = 1/pulse_duration*10; % Fréquence du signal sinusoidal en Hz

% Générer l'enveloppe du pulse rectangulaire
pulse_envelope = rectpuls(t, pulse_duration);

% Générer le signal sinusoidal
sin_wave = sin(2 * pi * f_sin * t);

% Multiplier l'enveloppe par le signal sinusoidal
pulse_with_sin = (pulse_envelope) .* sin_wave;

% Tracer l'enveloppe du pulse modulé
figure;
plot(t, pulse_with_sin);
title('Pulse modulé par un signal sinusoidal');
xlabel('Temps (s)');
ylabel('Amplitude');
grid on;

pulse_with_sin2 = pulse_with_sin; % on recopie le tableau

for i=1:round(fe*pulse_duration) %round pour avoir un entier et la boucle sur le nb d'échantillon
    pulse_with_sin2(i+round(fe*(tfinal-tinitial)/2)) = pulse_with_sin(i); % on recopie le premier pulse plus loin et on le fixe au milieu arbitrairement
end

% Tracer les deux pulses |
figure;
plot(t, pulse_with_sin2);
title('Deux pulses séparés dans le temps');
xlabel('Temps (s)');
ylabel('Amplitude');
grid on;

%On split les deux pulses pour créer deux signaux distincts

x = pulse_with_sin;

for i=1:round(fe*pulse_duration)
    pulse_with_sin2(i) = 0;
end

y=pulse_with_sin2;
```

```

% Tracer les deux pulses séparés
figure;
plot(t, x);
title('Pulse x');
xlabel('Temps (s)');
ylabel('Amplitude');
grid on;

% Tracer les deux pulses séparés
figure;
plot(t, y);
title('Pulse y');
xlabel('Temps (s)');
ylabel('Amplitude');
grid on;

%On passe dans le domaine fréquentiel

X_FFT = fft(x);
Y_FFT = fft(conj(y));

gamma = ifft(Y_FFT.*X_FFT);

figure;
plot(t, gamma);
title('Résultat de l''intercorrélation');
xlabel('Temps (s)');
ylabel('Amplitude');
grid on;

%Tracage des FFT

%Calculer le vecteur des fréquences
n = length(X_FFT);
frequencies = (0:n-1)*(fe/n);

% Tracer le spectre de fréquence de X_FFT
figure;
plot(frequencies, abs(X_FFT));
title('Spectre de fréquence du signal modulé x');
xlabel('Fréquence (Hz)');
ylabel('Amplitude');
grid on;

% Tracer le spectre de fréquence de Y_FFT
figure;
plot(frequencies, abs(Y_FFT));
title('Spectre de fréquence du signal modulé y');
xlabel('Fréquence (Hz)');
ylabel('Amplitude');
grid on;

```

```

%On rajoute du bruit

% Ajouter du bruit au signal x
SNR = -20; % Rapport signal sur bruit en dB
signal_power = rms(x)^2;
noise_power = signal_power / (10^(SNR/10));
noise = sqrt(noise_power) * randn(size(x));
x_noisy = x + noise;

X_FFT_NOISY = fft(x_noisy);
Y_FFT = fft(conj(y));

gamma_noisy = ifft(Y_FFT.*X_FFT_NOISY);

% Tracer le résultat avec du bruit
figure;
plot(t, gamma_noisy);
title('Signal d''intercorrélation avec bruit');
xlabel('Temps (s)');
ylabel('Amplitude');
grid on;

% Réduire l'amplitude de y
y_reduced = pulse_with_sin2 / 100;
Y_FFT_reduced = fft(conj(y_reduced));

% Calculer l'intercorrélation avec le signal x bruité
gamma_reduced = ifft(Y_FFT_reduced .* X_FFT_NOISY);

% Tracer le résultat d'intercorrélation avec l'amplitude réduite de y
figure;
plot(t, real(gamma_reduced));
title('Intercorrélation avec amplitude réduite de y');
xlabel('Temps (s)');
ylabel('Amplitude');
grid on;

```