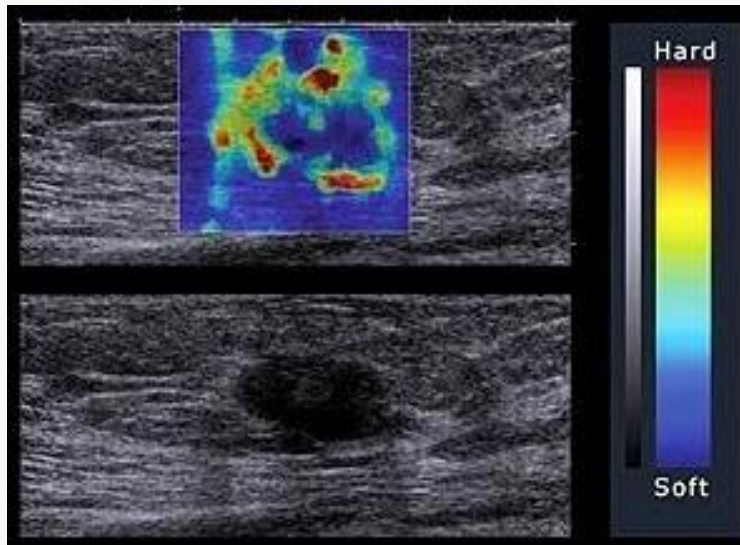


IMAGERIE MÉDICALE PAR ULTRASONS

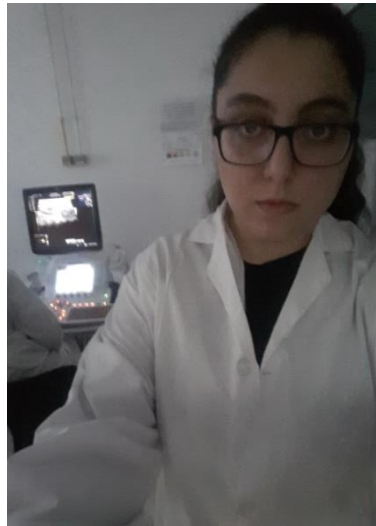
Introduction:

Objectifs: introduire une nouvelle technique ultrasonore l'élastographie, étudier le phénomène physique de cette technique, et réaliser un algorithme afin d'améliorer la qualité des élastogrammes.



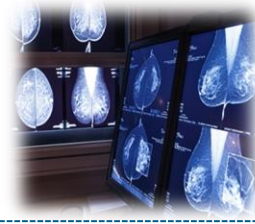
Contributions:

1. prise de contact avec une médecin radiologue Mme Marzouk Ines et visite d'une journée du service de radiologie du centre hospitalier Mongi Slim .
2. Prise de contact avec Mr Taher Slimi et visite du laboratoire de biophysique et de technologies médicales.
3. Réalisation d'une série d'expériences modélisant la propagation d'une onde dans plusieurs milieux
4. Etude et Implémentation de codes python simulant ce phénomène.





Plan



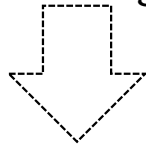
- I. Introduction
 1. Principe d'élastographie
 2. Expérience
- II. Etude physique de la propagation des ondes ultrasonores dans un milieu matériel
- III. Résolution analytique et numérique de l'équation obtenue
- IV. Limite de l'élastographie ultrasonore et mise en œuvre de la méthode de reconstruction par Rétroprojection Filtrée (RPF)

I-Introduction

Elastographie ultrasonore

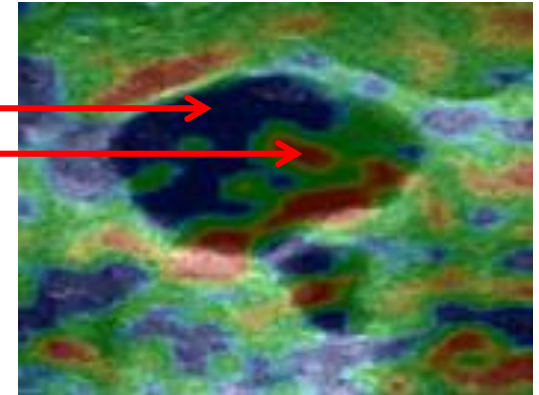
- une technique d'imagerie émergente basée sur l'échographie
- L'élastographie fournit aux médecins des informations sur la dureté des tissus

Modification de la rigidité tissulaire

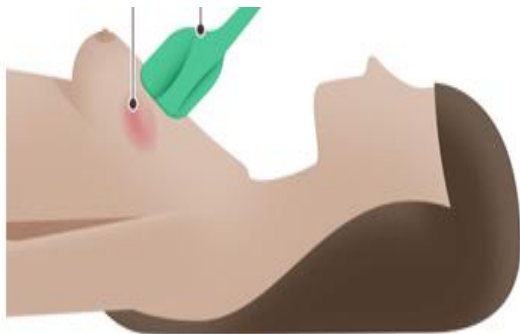


Zone molle

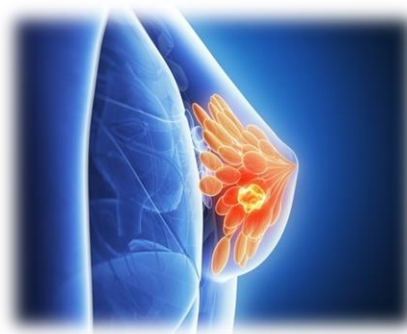
Zone dure



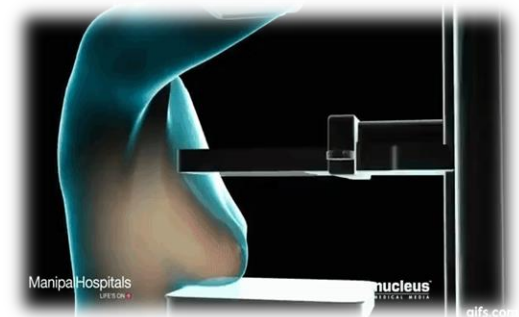
Indice de présence d'une ou plusieurs pathologies



Elastographie
mammaire



Tumeur
mammaire



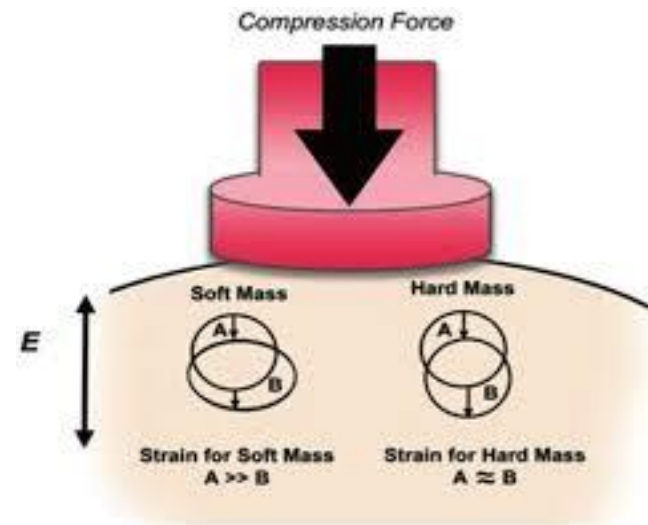
Mammographie

● Aspects mécaniques de l'élastographie ultrasonore

● Contrainte

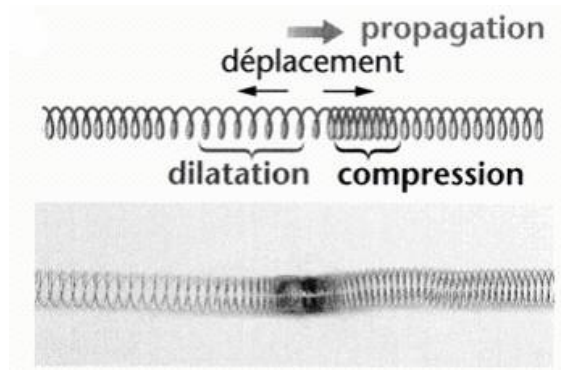


● Déformation



II- Etude physique de la propagation des ondes ultrasonores dans un milieu matériel:

1) Caractérisation des ondes ultrasonores: (20 kHz-1 GHz)



Onde mécanique

Onde longitudinale

Propagation de perturbations élémentaires dans un fluide

Variation de pression autour de la pression moyenne

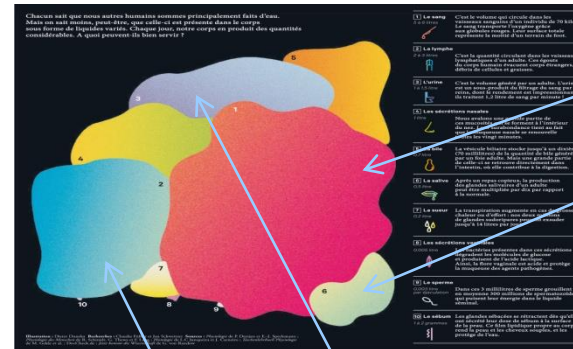
2) Caractérisation d'un fluide :

Champs de densité: $\rho(x,t)$

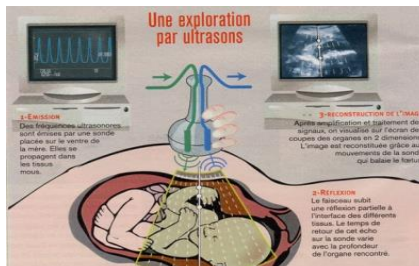
Température : $T(x,t)$

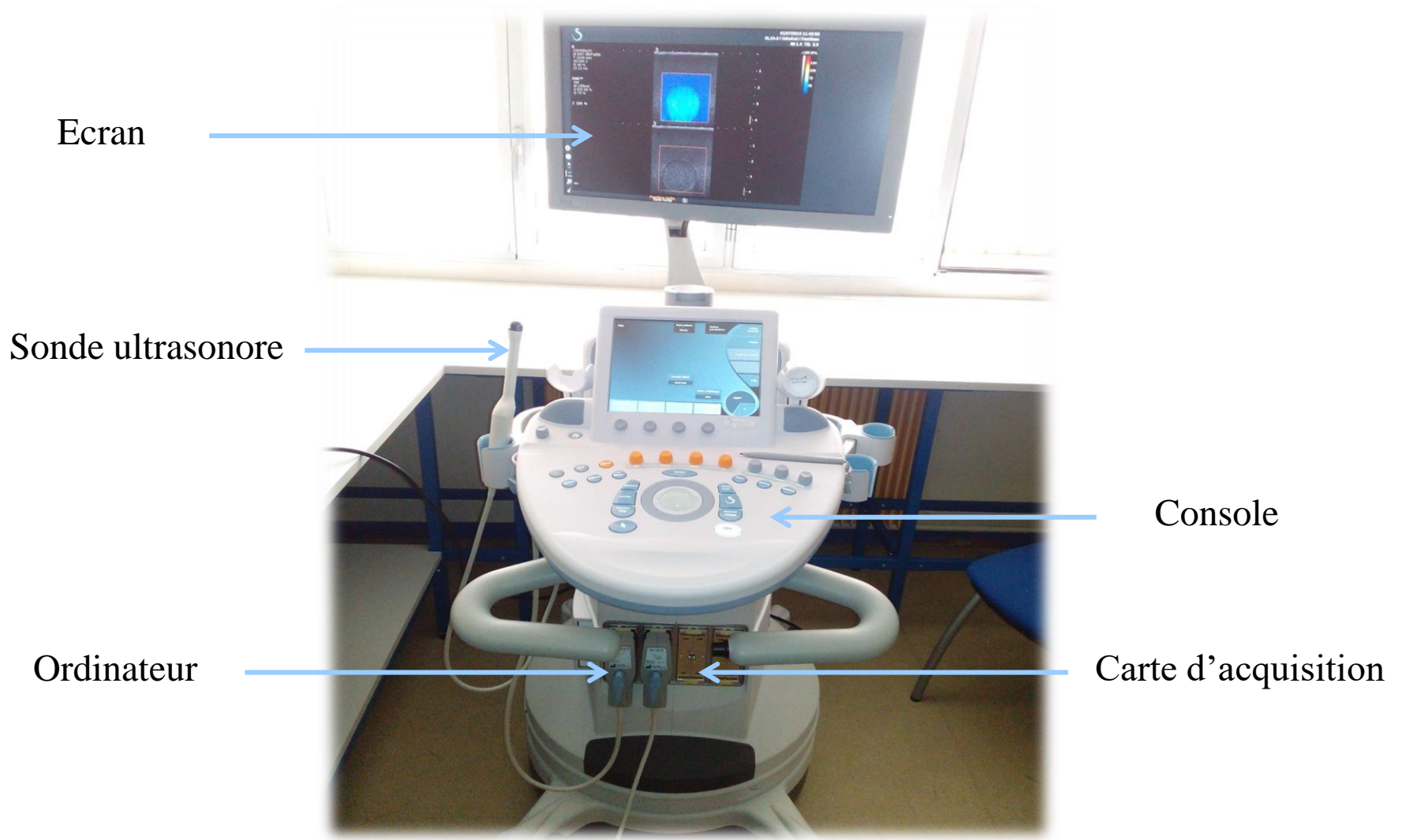
Pression: $P(x,t)$

Vitesse : $V(x,t)$



3) Principe de fonctionnement de l'imagerie ultrasonore:





Echographe Logiq E9, CHU Mongi Slim, La Marsa

Sonde



- la sonde ultrasonore assure une double fonction



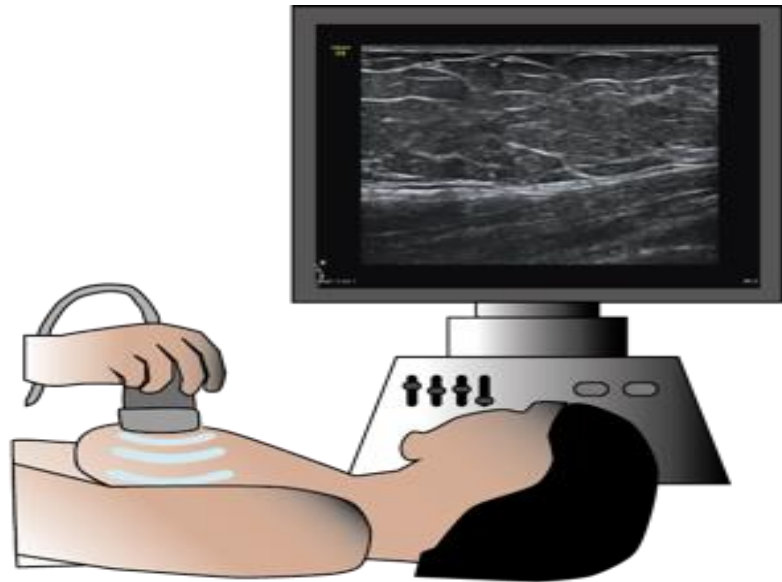
conversion des signaux
transmis



conversion des ondes ultrasonores
réfléchies

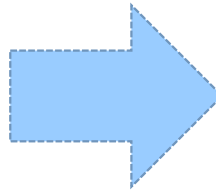


Sonde échographique linéaire fixée par un bras mécanique, CHU Mongi Slim, La Marsa



Expérience:

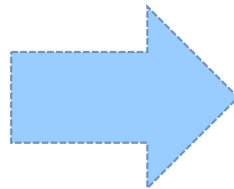
1) Echographe et sonde du laboratoire de biophysique et technologie médicale



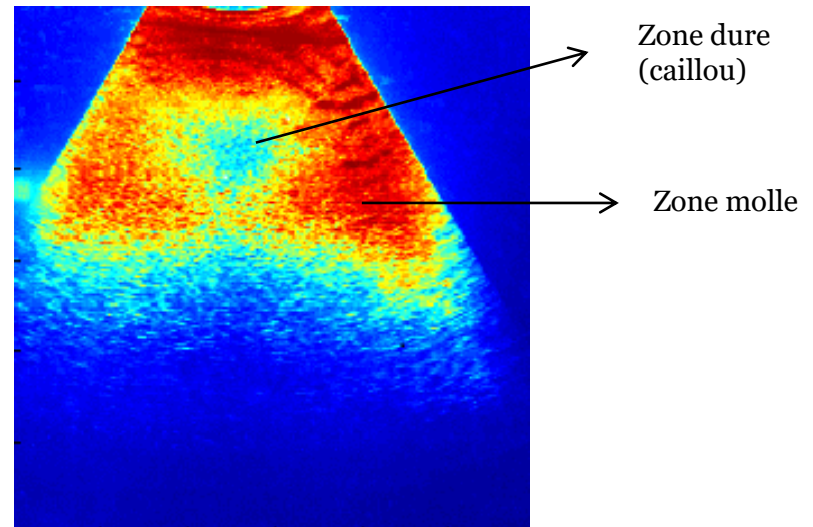
2) Modélisation d'une échographie:
la peau est modélisée par un papier plastique,
la tranche de viande modélise le milieu biologique
le gel est nécessaire pour avoir une image
un caillou a été placé à l'intérieur du morceau de viande pour modéliser la tumeur



3) Réalisation de l'expérience
on applique la sonde perpendiculairement sur le milieu puis on règle le contraste



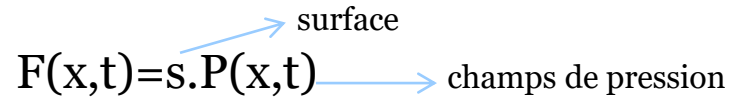
4) Image élastographique obtenue:
(on remarque la présence du bruit de speckle)



* onde acoustique à une dimension:

1. force de pression:

$$F(x,t) = s \cdot P(x,t)$$



2. principe fondamental de la dynamique :

appliqué a un élément de volume dx délimité par deux faces d'aires situés en $(x-dx)/2$ et $(x+dx)/2$, donne:

$$\rho(x,t) \frac{\partial v(x,t)}{\partial t} = - \frac{\partial P(x,t)}{\partial x}$$

3. Equation de conservation de masse:

$$\frac{\partial \rho(x,t)}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x} [\rho(x,t)v(x,t)] = 0$$

4. Perturbation linéaire d'un fluide au repos :

$$\frac{\partial \delta \rho}{\partial t} + \rho_0 \cdot \frac{\partial v(x,t)}{\partial x} = 0$$

* Compressibilité:

1. Thermo fluide:

$$dU + PV = 0$$



$$\frac{\partial p(x,t)}{\partial t} = - \frac{1}{\chi_s} \cdot \frac{\partial v(x,t)}{\partial x}$$

2. $\chi^s = - \frac{1}{V} \cdot \frac{\partial V}{\partial P}$

*Equation d'onde:

PFD:
$$\rho(x, t) \cdot \frac{\partial v(x, t)}{\partial t} = -\frac{\partial P(x, t)}{\partial x}$$

C.M:
$$\frac{\partial \rho(x, t)}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x} [\rho(x, t) v(x, t)] = 0$$

CP:
$$\frac{\partial \delta \rho}{\partial t} + \rho_0 \cdot \frac{\partial v(x, t)}{\partial x} = 0$$

➡ D'après ces trois équations on obtient l'équation de propagation d'une onde sonore à une dimension dans un milieu incompressible:

$$\frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p(\vec{x}, t)}{\partial t^2} - \Delta p(\vec{x}, t) = 0$$

3) Résolution analytique de l'équation d'onde:

conditions aux limites: $Y(0, t) = Y(l, t) = 0$

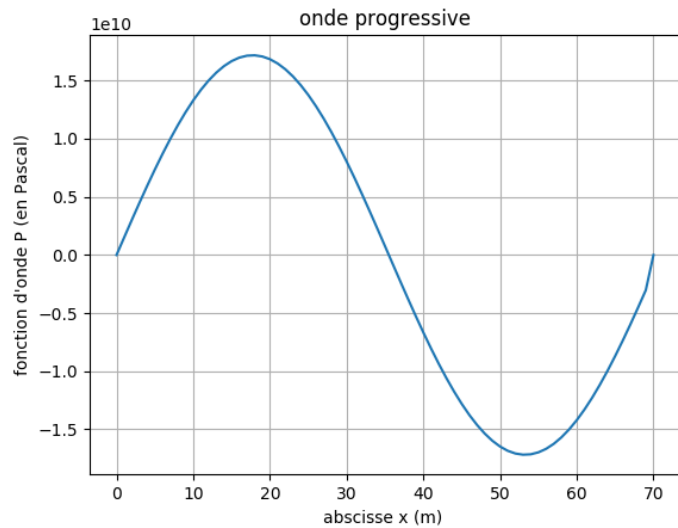
méthode de séparation des variables: $y(x, t) = X(x).T(t)$

puis on remplace Y dans l'équation, on obtient deux équations satisfaisant les conditions aux limites

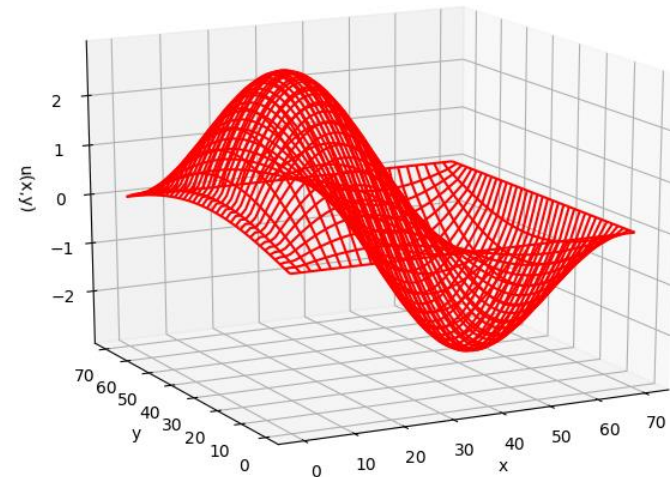
On suppose que $\frac{\partial y(t=0)}{\partial t} = 0$ on obtient:

$$y(x, t) = \sum_0^{\infty} B_n. \sin(K_n. x). \cos(W_n. t)$$

4) Algorithme de discrétisation en python: (méthode Leap Frog):



Propagation d'une onde à une dimension(1D)

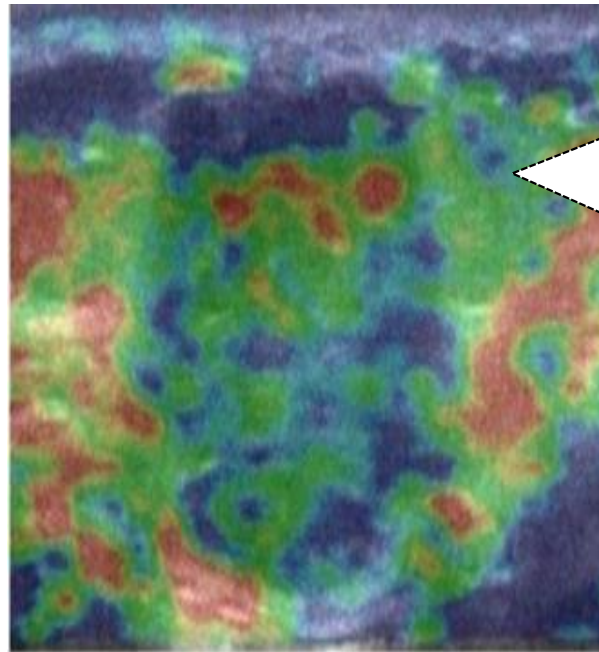


Propagation d'une onde à deux dimension(2D)

III. Limite de l'élastographie ultrasonore et mise en œuvre de la méthode de reconstruction par Rétroprojection Filtrée (RPF)

II.1.Limites de l'élastographie ultrasonore

- Les images en mode-B doivent être de bonne qualité, en vue de garantir le bon fonctionnement de l'élastographe
- En Elastographie, l'image en mode B, souffre de l'interaction de type diffusée
- Plusieurs facteurs détériorant la qualité de l'élastogramme



**Bruit du
speckle**



**Faible
résolution**

III. Méthode de Reconstruction par Rétroprojection Filtrée (RPF)

La méthode analytique est la technique de base utilisée par tous les algorithmes de reconstruction disponibles en imagerie médicale.

Elle est basée sur le théorème de projection de Radon

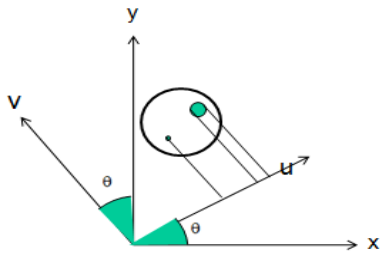
La solution analytique associe les projections à l'image.

I.1. Rétroprojection simple

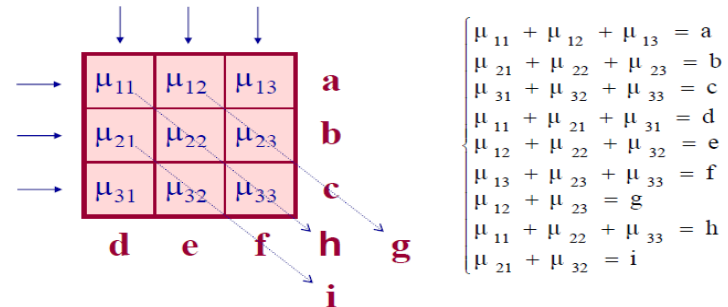
I.1.1. Principe de projection

La reconstruction de cette image consiste à estimer la distribution des structures imagées « f » à partir de ses lignes de projections acquises « p » :

$$p(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) dv \quad \text{avec} \quad u = x \cos(\theta) + y \sin(\theta)$$



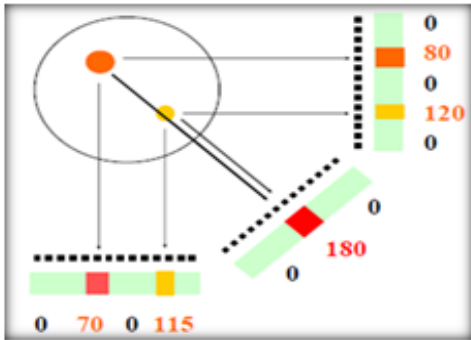
Projection selon un angle téta.



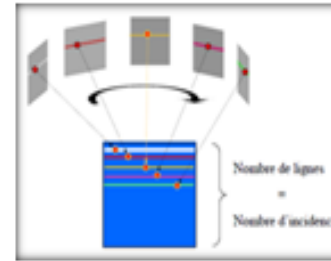
Représentation mathématique de l'opération de la projection

Pour un ensemble de projections, l'expression de la transformé de Radon, est définie par l'intervalle qui précise le nombre de projection, l'équation de Radon devient alors :

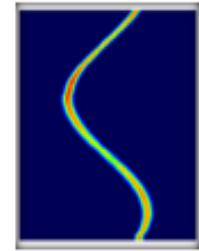
$$R[f(x,y)] = p(u,\theta) = \int_0^\pi f(x,y) dv$$



Acquisition d'une image



a



b

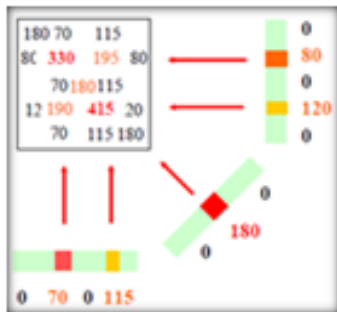
Création d'un sinogramme

(a) sinogramme d'une image, (b) sinogramme d'un point

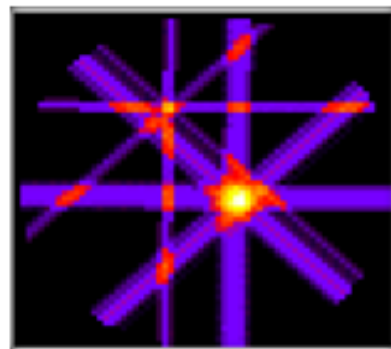
1.1.2. Rétroprojection

Dans cette étape, nous devons procéder à la rétroprojection en utilisant l'inverse de la transformé de Radon

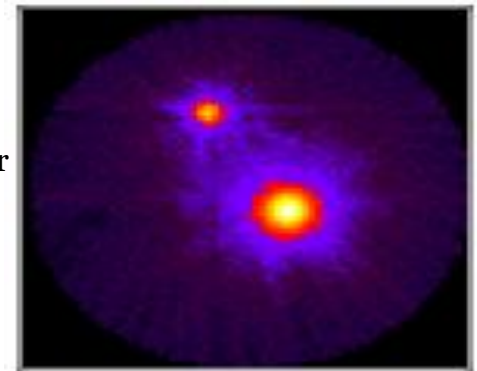
$$\hat{f}[x,y] = \int_0^\pi p(u,\theta) d\theta$$



Rétroprojection



Au fur et à mesure des échantillonnages, on voit s'ajouter les zones où figurent les structures tracées



I.2. Rétroprojection filtrée

l'opération de reconstruction simple, permet grossièrement de reconstituer l'objet, cependant, cette technique altère le résultat par l'intégration des artefacts appelés artefacts en étoile.

I.2.1. Transformation du domaine spatial vers le domaine fréquentiel

I.2.1.1. Représentation spatiale de l'élastogramme

L'élastogramme est une image bidimensionnelle, ayant des intensités lumineuses variées, représentée par une fonction $f(x,y)$.

I.2.1.2. Transformée de Fourier (TF)

$F(v) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x) \cdot e^{-2i\pi vx} dx$ \Rightarrow Lorsqu'il s'agit d'appliquer la TF sur une image $f(x,y)$, nous appliquons une double transformation

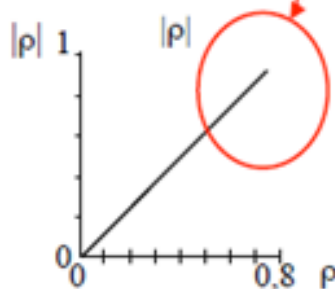
$$F(vx, vy) = \int_{-\infty}^{+\infty} \left[\int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) \cdot e^{-2i\pi(xvx + yvy)} dx \right] dy$$

I.2.2. Filtres utilisés en rétroprojection filtrée

I.2.2.1. Filtre rampe \longrightarrow $F(x,y) = \int_0^\pi p'(u, \theta) d\theta$ Avec $p'(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} P(q, \theta) |q| \cdot e^{2i\pi qu} dq$

Limites du filtre rampe

amplification des hautes fréquences



Amplification du bruit par le filtre rampe

I.2.2.2. Filtrage passe bas : Fenêtre de Butterworth

$$F(v) = \frac{1}{\left(1 + \left(\frac{v}{v_c}\right)^n\right)^{1/2}}$$



Le filtre de Butterworth dépend de deux paramètres



la fréquence de coupure (0,707)



l'ordre du filtre

I.2.2.3. Amélioration des résultats par traitement du bruit de speckle

- Après avoir reconstruit l'image et la filtrer des artefacts et du bruit provenant de l'épandage, nous commençons à réduire le bruit de speckle qui est encore présent dans l'élastogramme
- pour conserver le détail dans l'image, les caractéristiques principales doivent être sélectionnées dans une fenêtre de filtrage passe-bande, tel que le filtrage par Difference Of Gaussian (DOG)

$$G = I(x,y) * p(x,y) \longrightarrow I(x,y) = \frac{1}{2\pi\sigma_1^2} e^{\left(-\frac{x^2+y^2}{2\sigma_1^2}\right)} - \frac{1}{2\sigma_2^2} e^{\left(-\frac{x^2+y^2}{2\sigma_2^2}\right)}$$

I.2.3. Transformée de Fourier inverse

$$F(f) : w \rightarrow F(f) : w \rightarrow f^{-1}(w) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) e^{-iwt} dt$$

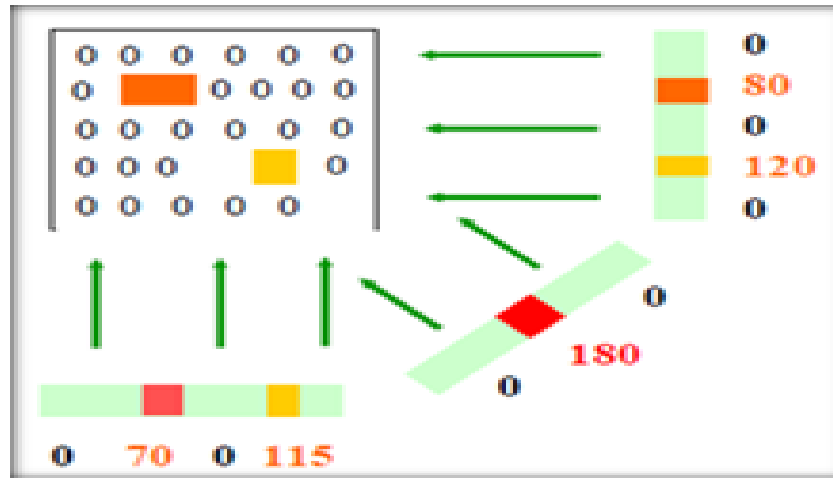
I.2.4. Rétroprojection des projections filtrées

L'image résultante représente le sinogramme filtré, obtenue par la TF inverse, cette image sera retro projetée à l'aide de la transformé de Radon inverse selon la formule suivante

$$f(x,y) = \int_0^\pi p''(u,\theta) d\theta \quad \text{Avec} \quad p''(u,\theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} P'(q,\theta) |q| \cdot e^{2i\pi qu} dq$$



L'utilisation de la méthode de RPF est une méthode de reconstruction analytique rapide, simple à implémenter. Le bruit et la résolution spatiale sont réglables, via les trois filtres



Principe de la RPF

III. Algorithme d'amélioration des élastogrammes sur matlab

SOLUTION NUMERIQUE

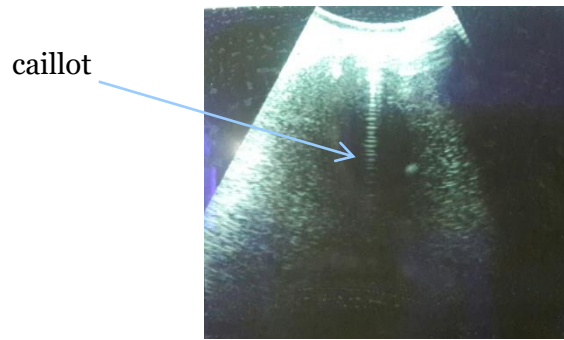


Image radio en mode B

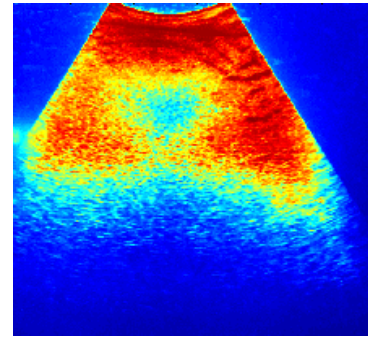
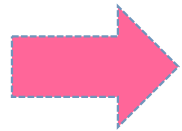


Image élastographique



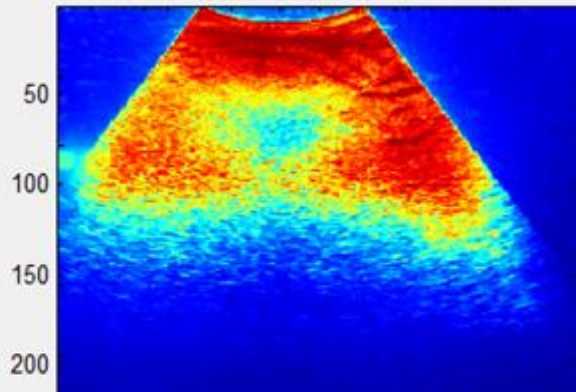
Interface MatLab

Résultat après passage par l'algorithme:

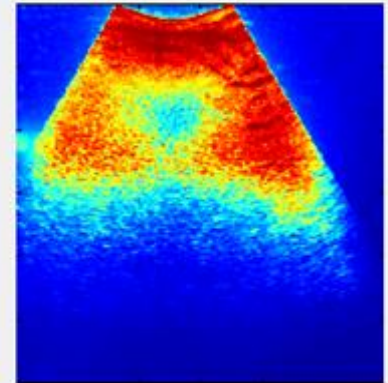
Panneau d'amélioration de l'élastogramme

Méthode proposée

Elastogramme traité



Elastogramme original



Direction
axiale

Direction latérale

Résultat final

