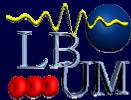


**PHYS-2300**  
**Introduction à l'imagerie médicale**  
**Volet Ultrasons**

**Roch L. Maurice**

Mars 2006



Laboratory of Biorheology  
and Medical Ultrasonics  
Research Center  
University of Montreal Hospital



Department of Radiology  
University of Montreal Hospital

**Plan**

- ☞ **Introduction**
- ❖ Propagation d'ondes – notions de base
- ❖ Modes d'affichage
  - Mode-A
  - Mode-B
  - Mode-M
  - Doppler
- ❖ Ondes planes – Equations
- ❖ Ondes planes – Solution
- ❖ Exemple de simulation d'images *écho*
- ❖ Développements au LBUM
  - Elastographie
  - Elastographie endovasculaire (EVE)
  - Elastographie vasculaire non-intrusive (NIVE)
- ❖ Références

## Applications médicales US - Introduction

- ❖ Les US définissent les ondes sonores se propageant à des fréquences  $> 15\text{-}20$  kHz.
- ❖ Les instruments médicaux (diagnostics transcutanés) se situent généralement dans un intervalle de 2-15 MHz.
- ❖ Des fréquences jusqu'à 40 MHz sont utilisées en imagerie **IVUS** (IntraVascular UltraSound).

## Applications médicales US - Motivations

- ❖ Modalité **non-intrusive**.
- ❖ Habilité d'imager les tissus mous et le flux sanguin en **temps réel**.
- ❖ Equipement **non dispendieux**.
- ❖ **Pas d'espace spécifique**.
- ❖ **Non ionisant**.
- ❖ **Limitations**: les os et l'air.

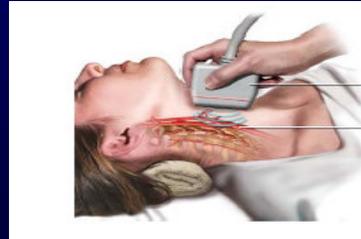
## Applications médicales US - Objectifs

- ❖ Diagnostic.
- ❖ Dépistage.
- ❖ Suivi de l'évolution (obstétrique).
- ❖ Suivi de l'évolution (pathologies).
- ❖ Prédiction.
- ❖ Thérapie.
- ❖ **Génomique fonctionnelle, en hypertension.**

## Applications médicales US - Historique

- ❖ Basé sur les développements en RADAR (RAdio wave Detection And Ranging) et SONAR (SOund Navigation And Ranging).
- ❖ 1948-49, Howry et Bliss ont développé la technique de l'écho pulsée.
- ❖ 1950, 1ère image transversale (sujet submergé).
- ❖ 1957, utilisation de la technique Doppler par Satumora pour mesurer la vitesse du flux sanguin.
- ❖ 1970–75, imageries B- et M-modes (≠temps réel).
- ❖ 1975–80, imagerie 2D en temps réel.

## Instrumentation actuelle



## Instrumentation actuelle



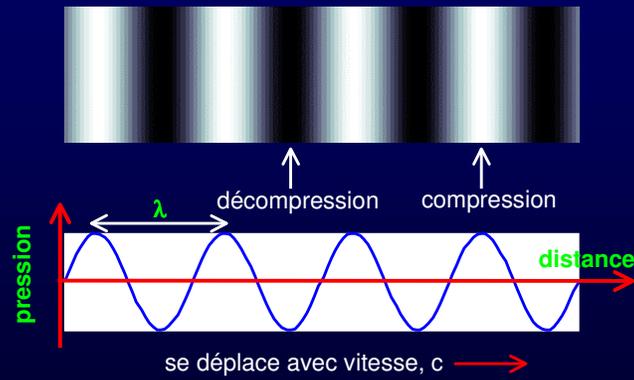
## Plan

- ☞ Introduction
- ❖ Propagation d'ondes – notions de base
- ❖ Modes d'affichage
  - Mode-A
  - Mode-B
  - Mode-M
  - Doppler
- ❖ Ondes planes – Equations
- ❖ Ondes planes – Solution
- ❖ Exemple de simulation d'images *écho*
- ❖ Développements au LBUM
  - Elastographie
  - Elastographie endovasculaire (EVE)
  - Elastographie vasculaire non-intrusive (NIVE)
- ❖ Références

## Propagation d'ondes - Notions de base

- ❖ Les forces interactives entre particules voisines et leur inertie engendrent une coordination de leur déplacement autour de leurs positions d'équilibre (**compression/expansion cyclique du tissu**).
- ❖ Le déplacement coordonné des particules se propage avec une vitesse donnée ( $c$ ), la **vitesse de propagation de l'onde**.
- ❖ Les ondes ultrasonores dans les tissus biologiques sont dites **ondes de pression longitudinales** avec  $c \approx 1500\text{m/s}$  (60-80%  $\text{H}_2\text{O}$ ).
- ❖ Les **ondes transverses**, à faible vitesse ( $\approx 100\text{m/s}$ ), sont vite atténuées.

## Ondes de compression longitudinales



## Ondes de compression longitudinales

$$\lambda = \frac{c}{f}$$

$\lambda$ : longueur d'onde (période)

$c$ : vitesse du son

$f$ : fréquence des oscillations

## Facteurs déterminant c

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

$\rho$ : densité

$\kappa$ : compressibilité

## Impédance acoustique

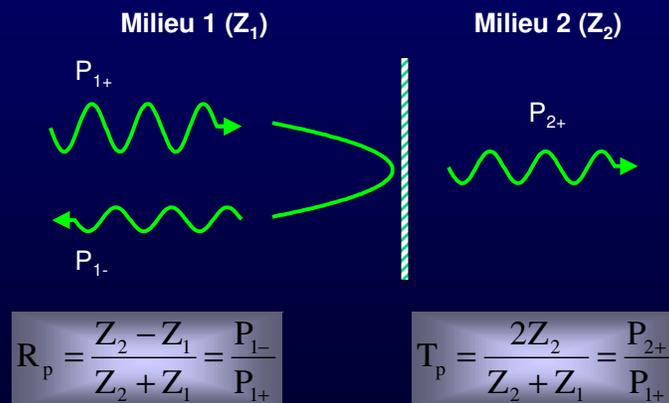
$$Z = \rho c$$

- ❖ Typiquement, les tissus biologiques sont hétérogènes.
- ❖ La variation d'impédance acoustique ( $Z$ ) entre deux structures, responsable de la réflexion (écho) des ondes sonores, est caractérisée par  $\rho$  et  $\kappa$ .

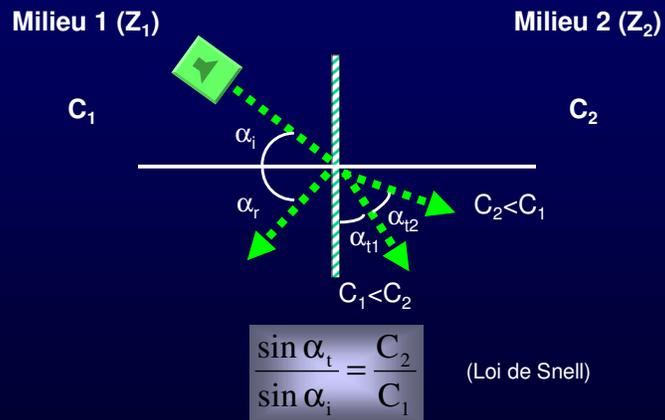
## Quelques chiffres

Tissu	Densité (kg/m <sup>3</sup> )	Compressibilité (10 <sup>-12</sup> m <sup>2</sup> /Nt)	Vitesse du son (m/s)	Impédance (10 <sup>6</sup> kg/(m <sup>2</sup> s))
Gras	950	508	1440	1.37
Neurones	1030	410	1540	1.59
Sang	1025	396	1570	1.61
Reins	1040	396	1557	1.62
Foie	1060	375-394	1547-1585	1.64-1.68
Spleen	1060	380-389	1556-1575	1.65-1.67
Muscles	1070	353-393	1542-1626	1.65-1.74
Os	1380-1810	25-100	2700-4100	3.75-7.4
H <sup>2</sup> O (25° C)	988	452	1497	1.48
Air (0° C)	1.29	8 10 <sup>6</sup>	330	0.0004

## Réflexion d'une onde ultrasonore

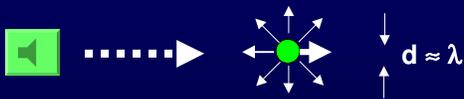


## Réfraction d'une onde ultrasonore



## Diffusion d'une onde ultrasonore

Diffusion et **diffuseur**



Réflexion spéculaire et diffusion



## Diffusion d'une onde ultrasonore

- ❖ L'image du patron d'interférences généré par les échos en provenance d'une distribution de diffuseurs d'un tissu biologique est appelée « **texture échographique** » (*speckle*).
- ❖ La texture échographique peut ressembler à des structures réelles, mais n'est en fait qu'un patron d'interférences qui dépend des caractéristiques du faisceau ultrasonore (fréquence, largeur du faisceau, etc.).
- ❖ La texture permet aussi d'étudier la cinétique tissulaire, notamment pour en déduire les propriétés mécaniques.

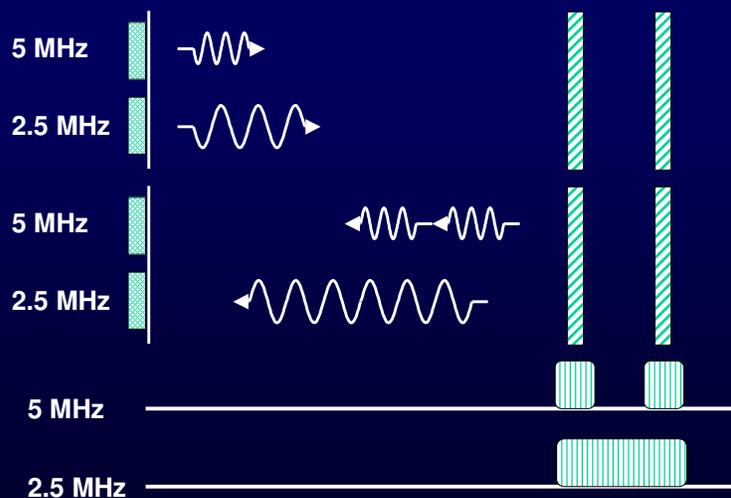
## Résolution spatiale

- ❖ La réponse impulsionnelle (**PSF**: *point spread function*) d'un système d'imagerie ultrasonore définit sa résolution spatiale.
- ❖ La résolution le long du faisceau ultrasonore est dite résolution radiale.
- ❖ La résolution transverse au faisceau est dite résolution latérale. Elle est déterminée par la largeur du faisceau.
- ❖ Les échos rétrodiffusés par 2 structures trop proches s'interfèrent. Ces structures ne seront pas dissociables dans le signal rétrodiffusé.

## Résolution radiale

- ❖ La résolution d'un signal ultrasonore est proportionnelle à  $\lambda$ , inversement proportionnelle à  $f$ .
- ❖ Bonne résolution nécessite une augmentation de  $f$ .
- ❖ Une augmentation de  $f$  implique une plus grande atténuation du signal et limite la profondeur d'exploration.
- ❖ Des  $f$  de 2.5 à 5 MHz sont utilisées pour les organes en profondeur (chez l'adulte).
- ❖ Des  $f$  de 7.5 à 15 MHz sont utilisées pour les vaisseaux superficiels et jusqu'à 40 MHz en IVUS.

## Résolution radiale

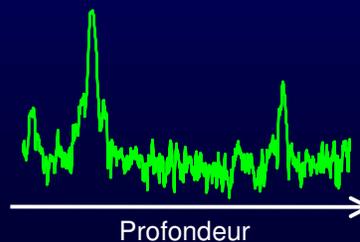


## Plan

- ☞ Introduction
- ❖ Propagation d'ondes – notions de base
- ❖ Modes d'affichage
  - Mode-A
  - Mode-B
  - Mode-M
  - Doppler
- ❖ Ondes planes – Equations
- ❖ Ondes planes – Solution
- ❖ Exemple de simulation d'images *écho*
- ❖ Développements au LBUM
  - Elastographie
  - Elastographie endovasculaire (EVE)
  - Elastographie vasculaire non-intrusive (NIVE)
- ❖ Références

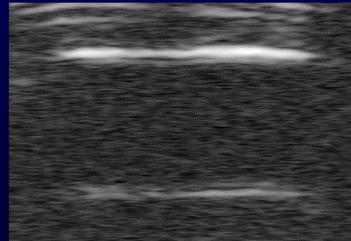
## Les modes d'affichage utilisés en US

- ❖ Le **mode-A**, utilisé pour la détection de structures (organes), consiste en une fonction 1D (signal) donnant l'amplitude des échos rétro-diffusés.

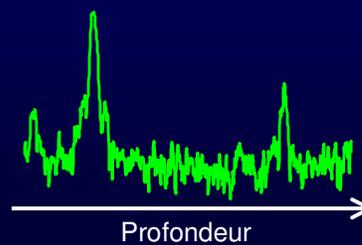
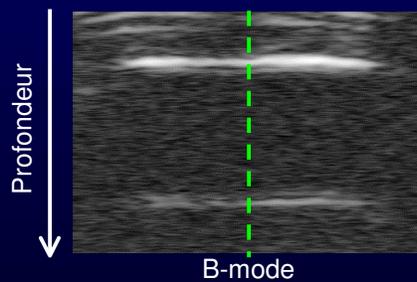


## Les modes d'affichage utilisés en US

- ❖ Le **mode-B** consiste en une fonction 2D (image). C'est la juxtaposition de plusieurs signaux mode-A obtenus par balayage de la région d'intérêt (ROI).

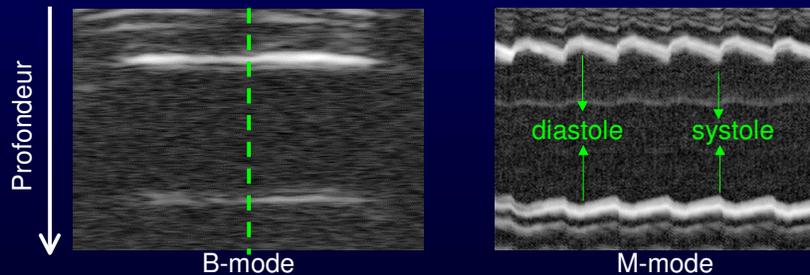


- ❖ **Atténuation du signal en fonction de la profondeur:**  
Absorption, réflexion et rétro-diffusion, divergence du faisceau.



## Les modes d'affichage utilisés en US

- ❖ Le **mode-M**, utilisé pour suivre le mouvement de structures (ex. paroi cardiaque), consiste en une image 2D donnant l'amplitude du mouvement en fonction du temps.



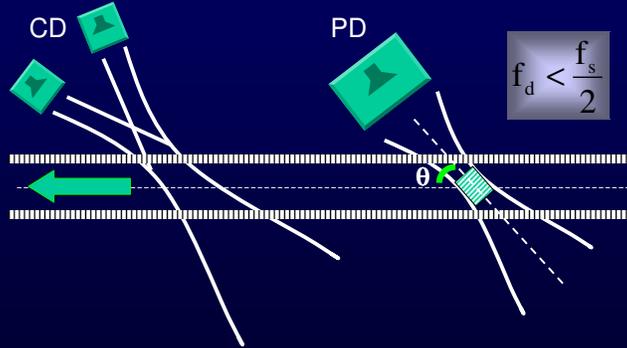
## Les modes d'affichage utilisés en US

- ❖ Le **signal (image) Doppler** estime la vitesse d'objets en mouvement (ex. flux sanguin).
- ❖ Un diffuseur en mouvement produit une altération de la fréquence d'émission ( $f_0$ ). Ce changement fréquentiel est dit **effet Doppler**. La fréquence Doppler ( $f_d \leq 20$  kHz) est donnée par:

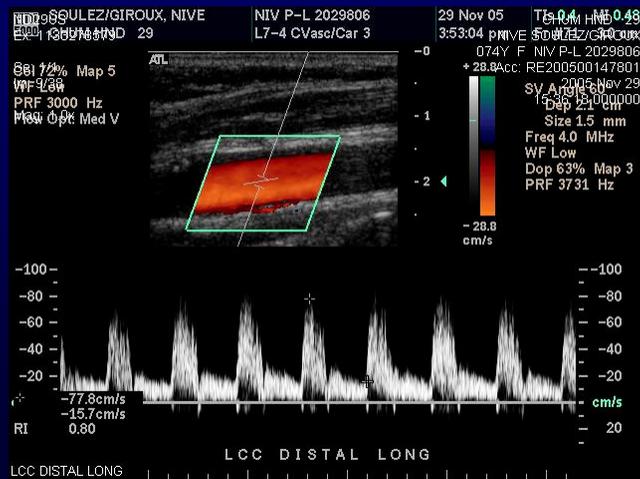
$$f_d = 2f_0 \frac{v \cos \theta}{c}$$

$v$ : vitesse du diffuseur  
 $\theta$ : angle entre les orientations de  $v$  et du faisceau

## Doppler continu vs Doppler pulsé



## Les modes d'affichage utilisés en US

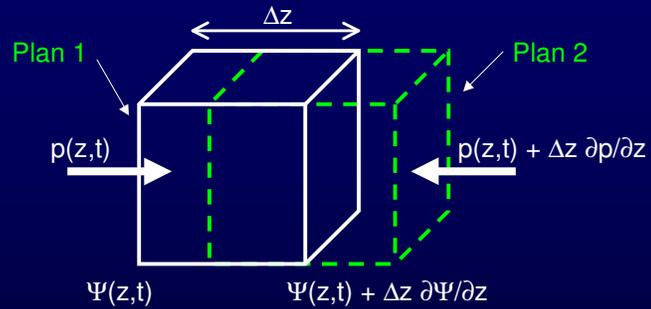


## Plan

- ☞ Introduction
- ❖ Propagation d'ondes – notions de base
- ❖ Modes d'affichage
  - Mode-A
  - Mode-B
  - Mode-M
  - Doppler
- ❖ Ondes planes – Equations
- ❖ Ondes planes – Solution
- ❖ Exemple de simulation d'images *écho*
- ❖ Développements au LBUM
  - Elastographie
  - Elastographie endovasculaire (EVE)
  - Elastographie vasculaire non-intrusive (NIVE)
- ❖ Références

## Ondes planes dans un milieu élastique: Equations

- ❖ Hypothèses:
  - ❖ Propagation 1D d'ondes de pression.
  - ❖ Ondes planes et longitudinales.
  - ❖ Milieu fluide, élastique, homogène, isotropique et linéaire.



$\Psi(z,t)$  : déplacement  $u(z,t) = \partial \Psi(z,t) / \partial t$  : vitesse

$$\delta V = [\Psi(z,t) + \Delta z \frac{\partial \Psi}{\partial z} - \Psi(z,t)] \cdot A$$

$$\delta V / \Delta V = \partial \Psi / \partial z, \text{ avec } \Delta V = \Delta z A$$

Connaissances phénoménologiques:

$$p = f\left(\frac{\delta V}{\Delta V}, \frac{\delta V'}{\Delta V}, \dots\right) \approx -\frac{1}{\kappa} \frac{\delta V}{\Delta V} - \mu_B \frac{\delta V'}{\Delta V}$$

$$= -\frac{1}{\kappa} \left( \frac{\partial \psi}{\partial z} + \tau_B \frac{\partial u}{\partial z} \right) \approx -\frac{1}{\kappa} \frac{\partial \psi}{\partial z}$$

$$\frac{\partial p(z,t)}{\partial t} = -\frac{1}{\kappa} \frac{\partial u(z,t)}{\partial z}$$

$\kappa$ : compressibilité;  $\mu_B$ : viscosité;  $\tau_B$ : constante temporelle

Force nette résultante:

$$\Delta F = \left\{ p(z, t) - \left[ p(z, t) + \Delta z \frac{\partial p(z, t)}{\partial z} \right] \right\} \cdot A$$
$$= - \frac{\partial p(z, t)}{\partial z} \Delta z \cdot A = - \frac{\partial p(z, t)}{\partial z} \Delta V$$

2eme loi de Newton:

$$\frac{\partial [\Delta m \cdot u(z, t)]}{\partial t} = - \frac{\partial p(z, t)}{\partial z} \Delta V \quad \Rightarrow \quad \rho \frac{\partial u(z, t)}{\partial t} = - \frac{\partial p(z, t)}{\partial z}$$

D'où:

$$\frac{\partial^2 u}{\partial z^2} - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = 0$$
$$\frac{\partial^2 p}{\partial z^2} - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0$$

$$c^2 = \frac{1}{\rho \kappa}$$

∴

## Ondes planes dans un milieu élastique: Solution

D'Alembert:

$$P(z, t) = P_+(z - ct) + P_-(z + ct)$$

$$U(z) = U_+(z - ct) + U_-(z + ct)$$

## Simulation d'images écho

Analyse d'ondes harmoniques:

$$P(z) = P_+ e^{-ikz} + P_- e^{ikz}$$

$$U(z) = U_+ e^{-ikz} + U_- e^{ikz}$$

$$U_+ = P_+/Z_0$$

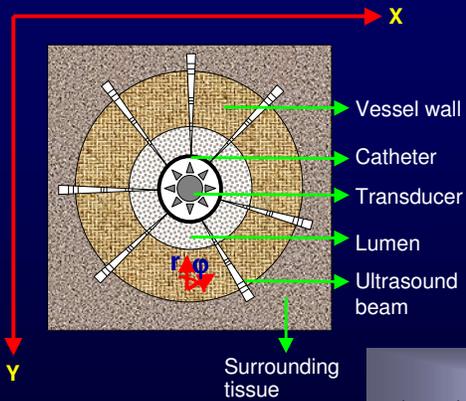
$$U_- = -P_-/Z_0$$

$$\text{Re}\{P(z)\} = (P_+ + P_-) \cos(kz)$$

Réponse impulsionnelle 2D d'un système (PSF):

$$h(x, z) = e^{-\left(\frac{x^2}{2\sigma_x^2} + \frac{z^2}{2\sigma_z^2}\right)} \cos\left(2\pi \frac{f}{c/2} z\right)$$

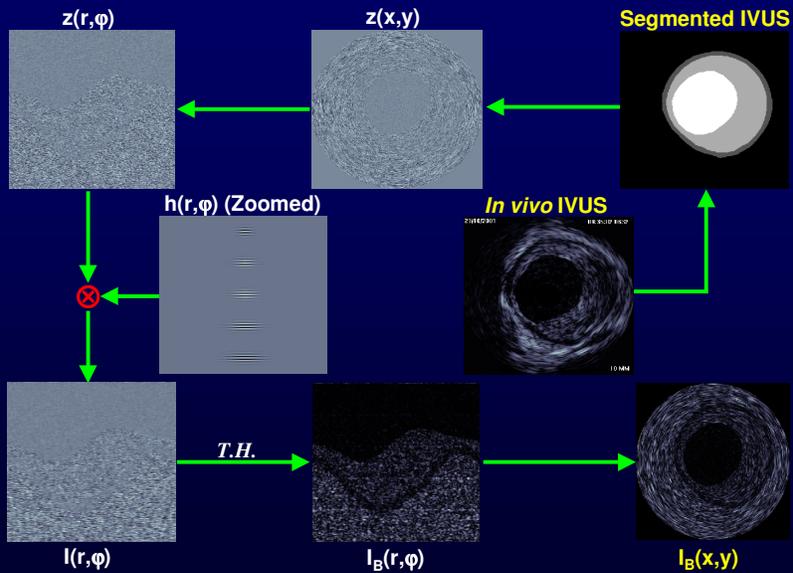
## Simulation d'images IVUS



$$I(r, \varphi, t) = h(r, \varphi) \otimes z(r, \varphi)$$

$z(r, \varphi)$ : champ de diffuseurs

$$h(r, \varphi) = e^{-\left(\frac{r^2}{2\sigma_r^2} + \frac{\varphi^2}{2\sigma_\varphi^2(r)}\right)} \cos\left(2\pi \frac{f}{c/2} r\right)$$



## Plan

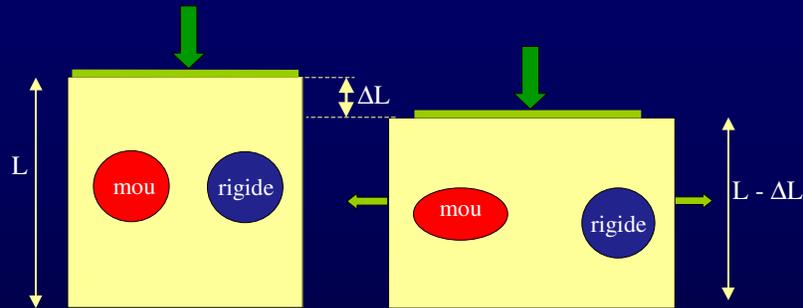
- ☞ Introduction
- ❖ Propagation d'ondes – notions de base
- ❖ Modes d'affichage
  - Mode-A
  - Mode-B
  - Mode-M
  - Doppler
- ❖ Ondes planes – Equations
- ❖ Ondes planes – Solution
- ❖ Exemple de simulation d'images *écho*
- ❖ **Développements au LBUM**
  - Elastographie
  - Elastographie endovasculaire (EVE)
  - Elastographie vasculaire non-intrusive (NIVE)
- ❖ Références

## Développements au LBUM-CHUM

### Élastographie

- ❖ Élastographie
- ❖ **EVE**: Endo**V**ascular **E**lastography
- ❖ **NIVE**: Non-Invasive **V**ascular **E**lastography

## Élastographie : Principe

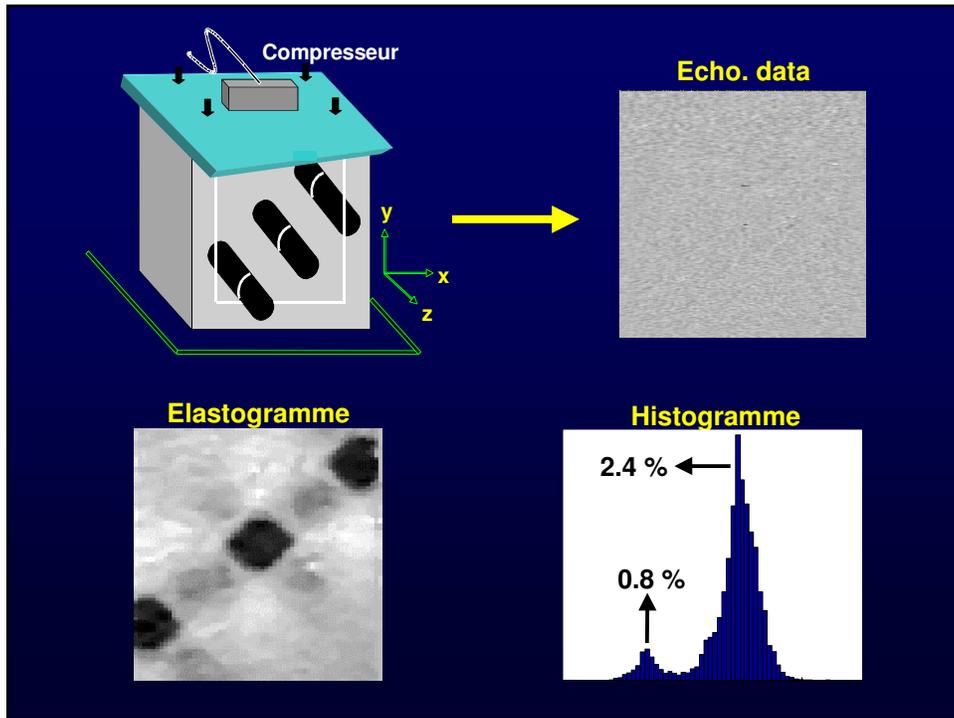


- ⊕ Suite à une compression externe, une région molle se déplace et se déforme; une région considérablement rigide se déplace seulement.

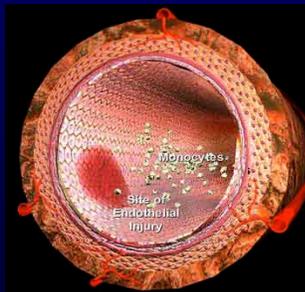
$$E = \frac{\sigma_{yy}}{\epsilon_{yy}} \longrightarrow \epsilon_{yy}$$

## Élastographie : Définition

- ⊕ Une nouvelle technique d'imagerie par ultrasons.
- ⊕ À partir d'une séquence d'images échographiques (pré- et post-compression), on estime des images de déformations internes du tissu = **élastogrammes**.
- ⊕ Dans le contexte vasculaire, la « compression » (dilatation pariétale) sera induite intraluminalement par la pulsation cardiaque.

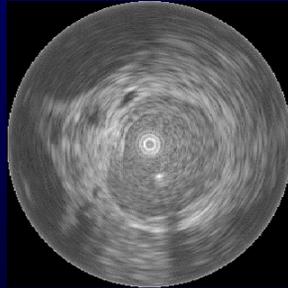


## Élastographie : Applications vasculaires

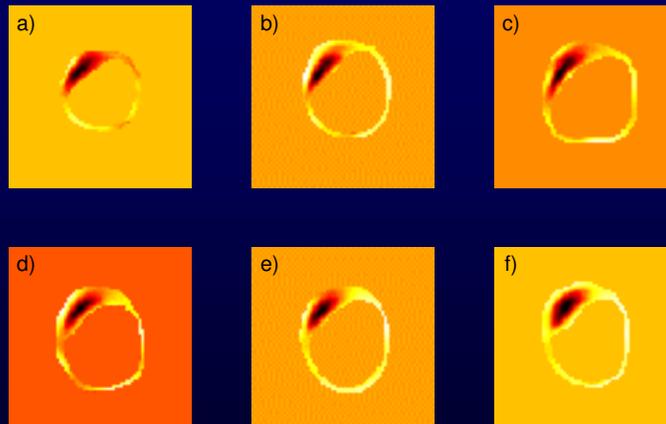


## EVE (application chez le lapin)

B-mode image

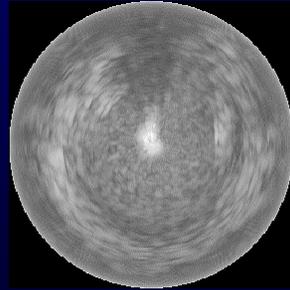


## EVE (application chez le lapin)

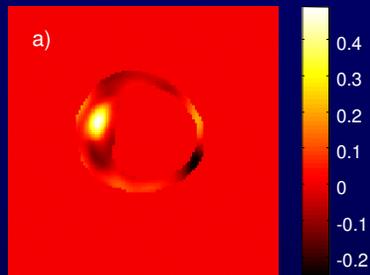


## EVE (application chez l'humain)

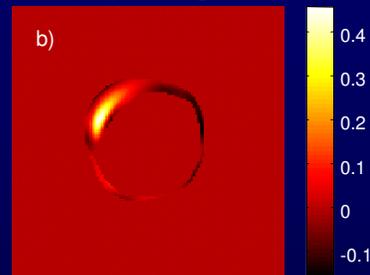
B-mode image



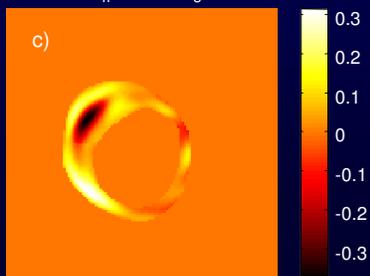
$\Delta_{rr}$  at time  $t_1$



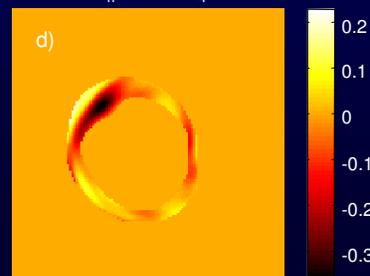
$\Delta_{rr}$  at time  $t_2$



$\Delta_{rr}$  at time  $t_3$

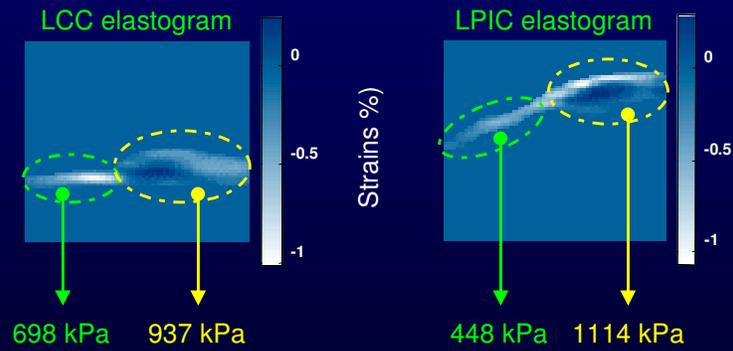


$\Delta_{rr}$  at time  $t_4$





### S3: Elastograms for LCC and LPIC



### Références

- ❖ Bjorn A. J. Angelsen, *Ultrasound Imaging: Waves, Signals, and Signal Processing*, Vol. I, Emantec, Norway, 2000, [www.ultrasoundbook.com](http://www.ultrasoundbook.com).
- ❖ [www.lbum-crchum.com](http://www.lbum-crchum.com).