

Imagerie échographique ultrarapide et élasticité Vers une rhéologie temps réel du corps humain.

Mickael Tanter (LOA, ESPCI)

Résumé

Lors de son séminaire Mickael Tanter nous a parlé d'une nouvelle technique d'imagerie permettant de cartographier l'élasticité et la viscosité de cisaillement des tissus, qui a été développée dans le LOA ces dernières années. Dans un premier temps nous allons revisiter les techniques d'échographie (basée sur les ultrasons), ensuite nous décrirons en quoi consiste l'élastographie transitoire.

1 Ultrasons et imagerie médicale (échographie) :

1.1 Généralités :

Les techniques ultrasonores appliquées à la médecine ont été développées dans les années 1950 et ont commencé à être utilisées en routine vers le début des années 1970. Ces techniques dérivent de celles qui ont été mises au point pour le radar, le sonar sous-marin et le contrôle non destructif des matériaux. L'avantage à leur application pour l'exploration du corps humain est qu'elles sont non ionisantes, non dangereuses, et faciles à mettre en œuvre. D'autre part, elles autorisent une visualisation en temps réel des organes comme le cœur et le sang circulant. De plus leur utilisation à des fins médicales est très compétitive.

- Les fréquences ultrasonores les plus utilisées en médecine sont situées dans la gamme allant de 3 à 15 MHz, ce qui correspond à des longueurs d'onde d'une fraction de millimètre.
On a pour le corps humain : $c_0 = 1500\text{ms}^{-1}$ et $\rho = 1000\text{kgm}^{-3}$
Donc longueur d'onde typique à 5MHZ est $\lambda = c_0/f = 0.3\text{mm}$.
- L'impédance acoustique des tissus est le produit de leur masse spécifique par la vitesse de propagation des ultrasons. Cette impédance est voisine de celle de l'eau avec des valeurs comprises en 1,3 et 1,7 Mra ($10^6 \text{ kg m}^{-2} \text{ s}^{-1}$).
- La différence d'impédance acoustique entre deux milieux est à l'origine des échos renvoyés par les tissus traversés.

1.2 Les capteurs :

Les capteurs d'imagerie et de détection Doppler à applications médicales sont essentiellement réalisés à base de céramiques ferroélectriques de type PZT (zirconate-titanate de plomb).

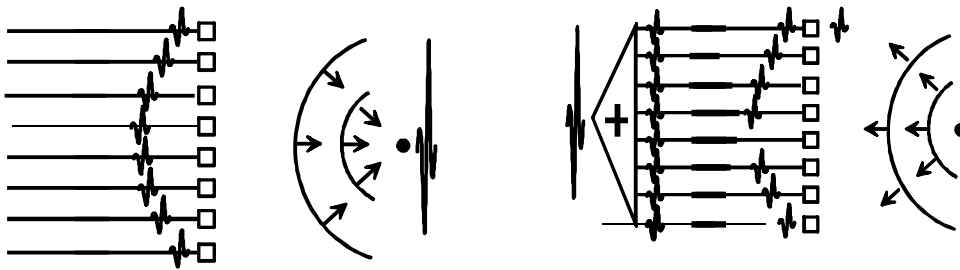


On génère des ondes ultrasonores à l'aide de transducteur Piézoélectriques (réversibles pour la réception). Puis ces ondes se réfléchissent. On mesure leur vitesses, ce qui nous donne des informations sur le milieu dans lequel elles se sont propagées que l'on traduit en image

1.3 Focalisation :

La focalisation électronique dynamique est utilisée de manière quasi-systématique sur tous les capteurs d'imagerie, qu'ils soient à balayage électronique ou mécanique. La position de la zone focale d'émission n'est déplaçable que d'un tir à l'autre, alors que la zone focale de réception peut être commutée pour poursuivre le front d'onde au cours de sa propagation. Les réseaux annulaires permettent d'adapter cette focalisation électronique sur les capteurs à balayage mécanique.

(Schéma représentant la focalisation (lors de l'émission ou la réception))



Focalisation à l'émission.

Focalisation à la réception.

1.4 Applications et problèmes :

Applications :

Les applications les plus intéressantes des ultrasons sont :

- L'imagerie des tissus peu mobiles tel le foie, le rein, les seins...
- La visualisation des organes en mouvement comme le cœur, la circulation du sang, et pour ce faire on utilise des techniques combinant échographie rapide, techniques Doppler et enregistrement du mouvement des structures en mode temps-mouvement (ou T.M.).
- l'échographie Doppler cérébrale, l'échographie 3D, l'imagerie ultrasonore paramétrique, ...

Problèmes :

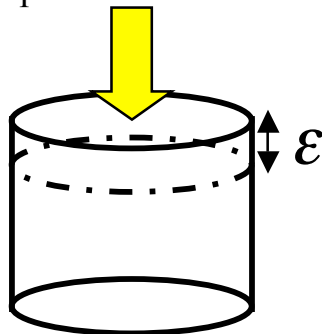
- Le corps humain est un milieu faiblement hétérogène => mauvaise résolution graphique.
- Pour l'imagerie médicale ultrasonore on fait l'approximation de la diffusion simple.
- Les diffuseurs de Rayleigh sont répartis aléatoirement => bruit de Speckle.

2 Imagerie des paramètres élastiques du corps humain : (l'élastographie)

2.1 Introduction :

Certaines pathologies ne se distinguent pas sur les images à ultrasons. Or celles-ci peuvent se caractériser par leur élasticité (depuis toujours les médecins pratiquent des palpations pour détecter des anomalies).

Principe : On va mesurer le module d'Young E de différentes zones du corps défini comme suit :



$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

σ étant la contrainte exercée et E le module d'Young.

Pour les tissus biologiques $E \sim 75 \text{ kPa}$

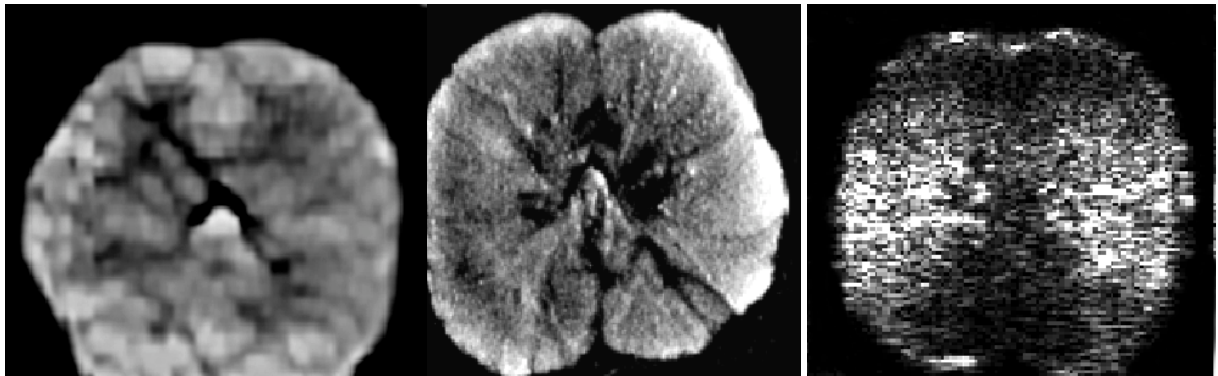
L'**élastographie** est donc le couplage d'un système mécanique (qui produit la contrainte) à un système de mesure des déplacements des tissus.

2.2 Méthode statique (élastographie) :

Quand un tissu est mécaniquement soumis à une compression quasi-statique, les contraintes internes sont définies par les conditions aux frontières et par les propriétés intrinsèques du tissu. Les déformations engendrées par ces contraintes peuvent être évaluées par ultrasons lorsque le milieu exploré est diffusant. Il s'agit d'un milieu dans lequel une impulsion ultrasonore rencontre sur son chemin des inhomogénéités d'impédance susceptibles de créer une impulsion retour. Le jeu complexe d'interférences de ces ondes réfléchies forme le «speckle-acoustique».

On va appliquer une contrainte statique puis on mesure le déplacement des tissus à l'aide d'ultrasons. On en déduit l'élasticité, qui est directement liée au module, de différentes parties du corps.

Prostate d'un chien :



Élastographie

photographie

échographie

L'élastogramme est beaucoup plus représentatif de la structure du milieu que l'image échographique.

Limites de l'élastographie statique :

- mauvaise maîtrise des conditions aux limites
- Application peu pratique

=> Apparition de la Sonoélasticité :

2.3 Méthode dynamique (Sonoélasticité) :

Une seconde approche développée entre autres par Sato, Parker, Greenleaf et l'équipe du LOA repose sur l'étude des vibrations internes de basses fréquences (de 10 à 500 Hz) des tissus biologiques. Ces vibrations caractérisent les propriétés mécaniques du milieu. Elles sont générées en appliquant depuis la surface des mouvements sinusoïdaux de basse fréquence, au moyen d'un piston. Parker mesure les déplacements induits par ces vibrations internes à partir des distorsions fréquentielles des signaux acoustiques par effet Doppler.

Les déplacements induits par les vibrations se traduisent par une modification du contenu spectral de l'onde ultrasonore. La vitesse de déplacement des mouvements de tissu est mesurée et reliée plus ou moins simplement à la raideur du milieu (ou à son élasticité).

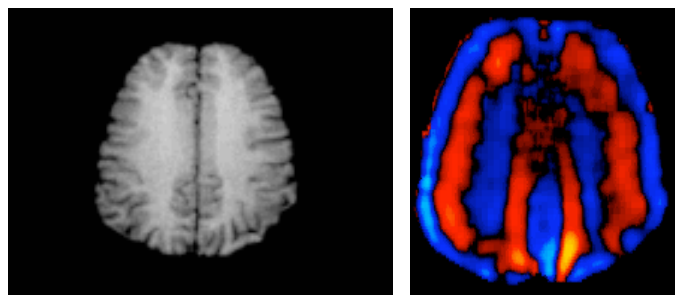
Le terme de « sonoélasticité » créé par Parker désigne la technique qui couple à la fois les vibrations mécaniques et le système d'imagerie ultrasonore Doppler.

La vitesse des ondes de cisaillement est C_s . On obtient à partir de la formule classique de ce type d'onde dans les solides élastiques l'élasticité globale de cisaillement μ :

$$\mu = \rho (C_s)^2$$

ρ est la masse volumique du milieu. Dans cette expression, les phénomènes de viscosité sont négligés.

Parker a ainsi montré qu'une modification de l'élasticité de la cornée change les fréquences propres de vibration de l'oeil [18]. Cependant ces modes propres rendent très difficiles toute mesure quantitative. Par conséquent, comme pour l'élastographie, la sensibilité de cette méthode aux conditions aux frontières pose le problème de l'interprétation des cartes de vitesse particulière, d'amplitude ou de phase.



Images du cerveau obtenues par élastographie dynamique.

2.4 Comparaison des deux méthodes :

L'élastographie et la sonoélasticité sont des méthodes ultrasonores qui concernent les milieux diffusants pour lesquels l'évolution temporelle du speckle acoustique permet de mesurer les déplacements. L'élastographie (méthode statique) et la sonoélasticité (méthode dynamique) peuvent être considérées comme deux variantes d'une même méthode d'investigation. Elles utilisent toutes les deux les ultrasons et l'application d'une contrainte extérieure, ces contraintes s'effectuent à des gammes de fréquence différentes; 0 Hz pour l'élastographie (méthode statique) et de 50 à 500 Hz pour la sonoélasticité (méthode dynamique).

Conclusion :

Elastographie et sonoélasticité sont deux techniques ultrasonores qui présentent l'inconvénient d'être sensibles aux conditions aux frontières. Le champ des déformations statiques dans le cas de l'élastographie ou le champ des déplacements dynamiques dans le cas de la sonoélasticité dépendent fortement des conditions aux frontières. Elles se manifestent sous la forme d'artefacts sur les images d'élasticité.

Mais, toutefois l'utilisation de l'imagerie ultrasonore par l'élastographie confère à cette nouvelle technique une certaine compatibilité facilitant ainsi son intégration dans le milieu hospitalier. Et pour finir, on dira que les recherches dans ce domaine sont toujours d'actualité.