

ELASTOGRAPHIE PAR ONDE TRANSVERSALE

Dr. Jean-Luc GENNISSON

Chargé de recherche CNRS

Institut Langevin - Ondeset Images,

ESPCI ParisTech, CNRS UMR7587, INSERM U979,

FRANCE

Introduction

Parmi l'ensemble des jeux de données disponibles pour le diagnostic du cancer du sein, la palpation est un facteur important. Cette pratique est utilisée depuis l'antiquité. En Egypte, il y a 5 000 ans, la palpation était déjà utilisée pour caractériser les parties du corps. Les égyptiens savaient que des masses rigides décelées par palpation indiquaient la présence de tissus anormaux. Depuis, la palpation a toujours été utilisée comme méthode préalable à l'analyse.

Une nouvelle technique d'imagerie, l'élastographie ShearWaveTM, a été développée récemment dans le cadre de l'imagerie à ultrasons. Cette technique repose sur la technologie à ultrasons et fournit une cartographie quantifiée des rigidités des tissus, dont la qualité était auparavant estimée par les thérapeutes. Les objectifs de l'élastographie ShearWaveTM sont d'améliorer le diagnostic des thérapeutes et d'augmenter la spécificité des examens.

L'élastographie ShearWaveTM est un nouveau mode d'imagerie à ultrasons conçu pour atteindre les objectifs. Reposant sur la génération et l'analyse d'ondes transversales transitoires, cette nouvelle méthode permet une analyse quantitative, en temps réel, à main levée et indépendante de l'opérateur.

2. A propos de l'élasticité des tissus

La rigidité des tissus humains est quantifiée traditionnellement par un paramètre mécanique appelé module de Young (E) en kPa. Le module de Young est défini par le rapport entre l'effort (σ) et la fatigue (ϵ) : $E = \frac{\sigma}{\epsilon}$. Un effort monoaxial et homogène appliqué à la surface du corps induit une fatigue. Plus la fatigue est faible, plus le support est dur, et plus le module de Young est élevé. De nombreuses références fournissent des valeurs typiques de modules de Young pour les tissus souples et quelques-uns figurent dans le tableau I [1]. Les modules de Young varient beaucoup selon la pathologie, tandis que la densité est très constante.

Organes et pathologies	Module de Young (kPa)	Densité (kg/m ³)
Seins		
Graisse	18-24	
Parenchyme	28-66	1000
Tissus fibreux	96-244	± 8 % ~ d'eau
Carcinome	22-560	
Prostate		
Antérieur	55-63	
Postérieur	62-71	1000
HPB	36-41	± 8 % ~ d'eau
Carcinome	96-241	
Foie		
Normal	0.4-6	1000
Cirrhose	15-100	± 8 % ~ d'eau

Le module de Young est également relié à deux paramètres mécaniques, les dites constantes de Lamé :

$E = \mu \frac{3\lambda + 2\mu}{\lambda + \mu}$, dans que cas μ est le module de cisaillement et λ est lié au module de masse.

Ces deux paramètres définissent également la vitesse des ondes de compression (masse) (V_p) et des ondes transversales (V_s) via :

$$V_p = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}} \text{ et } V_s = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} \text{ respectivement.}$$

Les ondes de compression sont bien connues de l'imagerie à ultrasons. En raison de l'incompressibilité presque parfaite des tissus biologiques souples (λ (~1 GPa) \gg μ (~1 kPa to 10MPa)), les ultrasons se propagent plus vite (~1500 m/s) dans les tissus que les ondes transversales (~1 to 10 m/s). En fonction de cela, le module de Young est alors simplement relié à la vitesse des ondes transversales dans les tissus biologiques au moyen de la relation suivante :

$$E \approx 3\rho V_s^2 \quad (1)$$

L'objectif de la technique est alors de générer des ondes transversales au sein des tissus et d'estimer leur vitesse au moyen des ultrasons, afin d'obtenir l'élasticité réelle des tissus.

3. Elastographie ShearWave™

L'élastographie ShearWave™ repose sur deux concepts de base : la génération d'ondes transversales au sein des tissus et l'imagerie à ultrasons ultrarapide pour les suivre. La combinaison de ces deux méthodes permet d'obtenir des images d'élasticité quantitative colorées en Pascal comme celles présentées dans la Figure I.

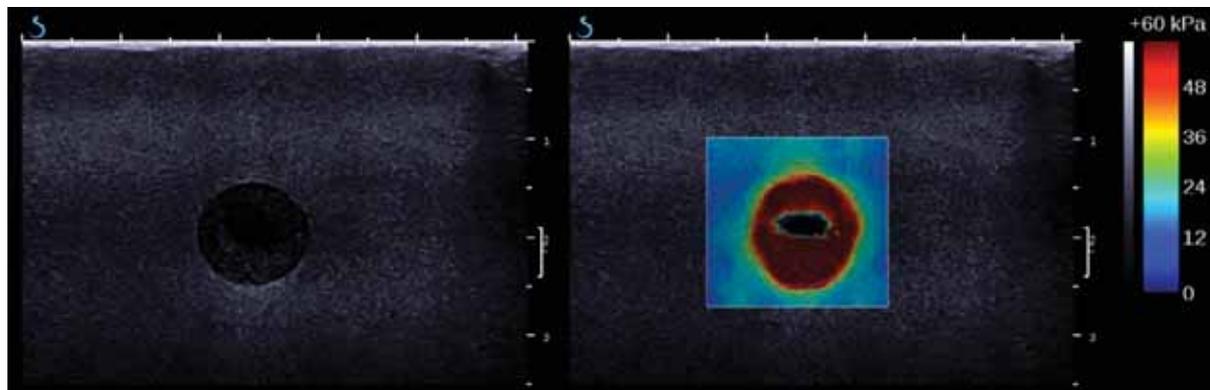


Figure I) : Image de sein présentant une inclusion dure avec un kyste intérieur. L'image colorée de la rigidité en kPa est superposée à l'image à ultrasons classique (51x35 mm²) en niveaux de gris. L'inclusion (couleur rouge env. 60 kPa) est plus dure que le support et le kyste (couleur bleue env. 20 kPa) liquide ne dispose d'aucune élasticité.

3.a Génération des ondes transversales

Il existe de nombreux moyens pour générer des ondes transversales dans les tissus. Les battements de cœur sont une source naturelle d'ondes transversales, mais sont très localisés. Des vibreurs externes constituent une bonne source d'ondes transversales, mais restent difficile à utiliser cliniquement, et leur propagation en profondeur dans les tissus est un réel problème lorsque la fréquence de l'onde transversale augmente. L'élastographie ShearWave™ utilise comme source d'ondes transversales la force de rayonnement des ultrasons. Ce phénomène a été découvert au début du 20^{ème} siècle par Paul Langevin. Cette force, qui peut être considérés comme un « vent » d'ultrasons dans les tissus pousse le support dans l'axe de l'ultrason. Comme les tissus sont des supports élastiques, ils induisent une force de restauration dans le sens opposé, ce qui entraîne la propagation d'une onde transversale perpendiculaire à l'axe de profondeur z (Fig. 2).

Néanmoins, avec un seul point de focalisation au centre de l'image, l'amplitude des ondes transversales est très faible et, comme la Figure II l'illustre, les ondes transversales sont diffractées le long de la propagation en raison de l'atténuation. En augmentant l'amplitude, la génération doit pouvoir permettre d'éviter ce phénomène, mais entraîne un problème d'échauffement des sondes et de dépassement de la puissance acoustique standard.

L'idée principale est donc de générer une vibration supersonique permettant de réduire la puissance sonore en-dessous des standards ultrasons. De cette manière, la source des ondes transversales est déplacée électroniquement et immédiatement à différentes profondeurs afin de créer une source qui se déplace plus vite que les ondes transversales qu'elle génère. Les ondes transversales sont alors la somme le long d'un cône Mach (Fig. III) qui permet d'augmenter naturellement l'intensité de l'onde transversale par un facteur 4 à 8 pour une puissance acoustique locale fixe [2].

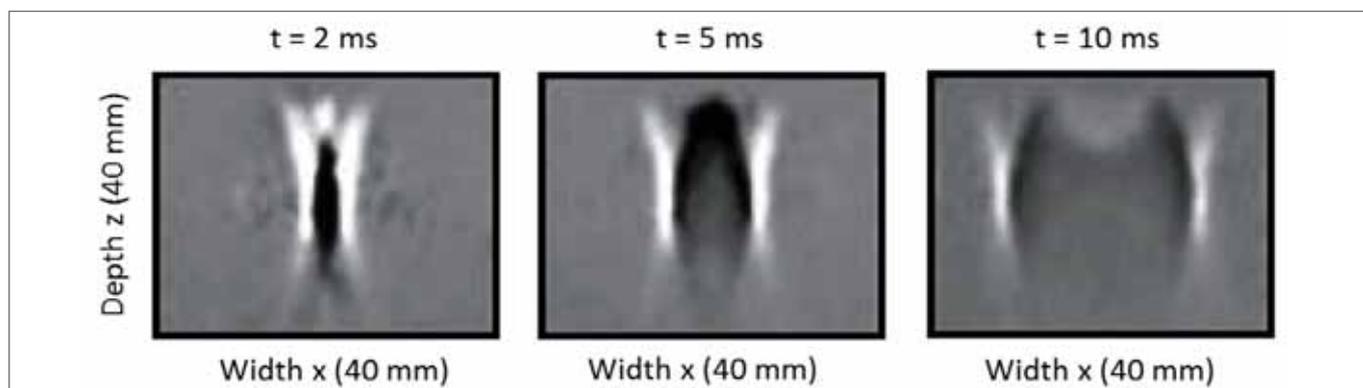
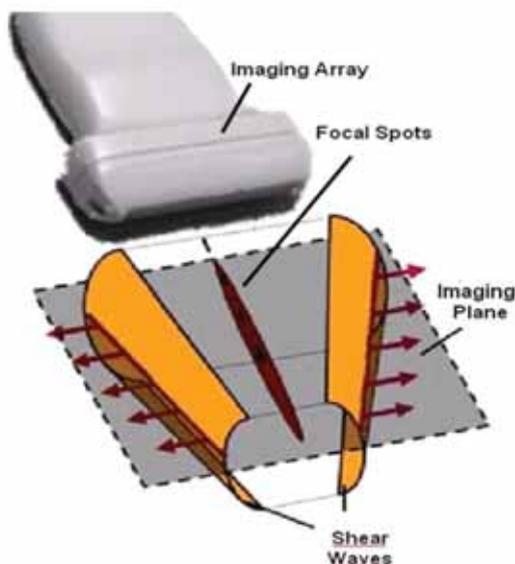


Figure I) : Onde transversale induite par la force de rayonnement acoustique au centre des images (40x40 mm²) à différents moments. L'image en niveaux de gris est codée en μm .



(Figure III) : Force de rayonnement acoustique créé par une focalisation multiple en profondeur (rouge). Un plan d'ondes transversales est créé le long du cône Mach (orange). Celle-ci permet d'augmenter la longueur de propagation de l'onde transversale et de minimiser la puissance acoustique induite dans le support. Un tel phénomène dure env. 100 μ s.

3.b. L'imagerie ultrarapide

Puisque les ondes transversales se propagent dans les tissus à quelques m/s (de 1 à 10 m/s, en fonction de l'élasticité de 1 à 300 kPa), elles franchissent l'ensemble du plan d'imagerie (de 30 à 60 mm) en dixièmes de ms, moins de 1/50 s. Il est clairement impossible pour un appareil à ultrasons classiques fonctionnant à env. 50 cadres/s de suivre leur propagation. Il est alors nécessaire d'utiliser un appareil à ultrasons ultrarapide permettant de produire des milliers de cadres à la seconde.

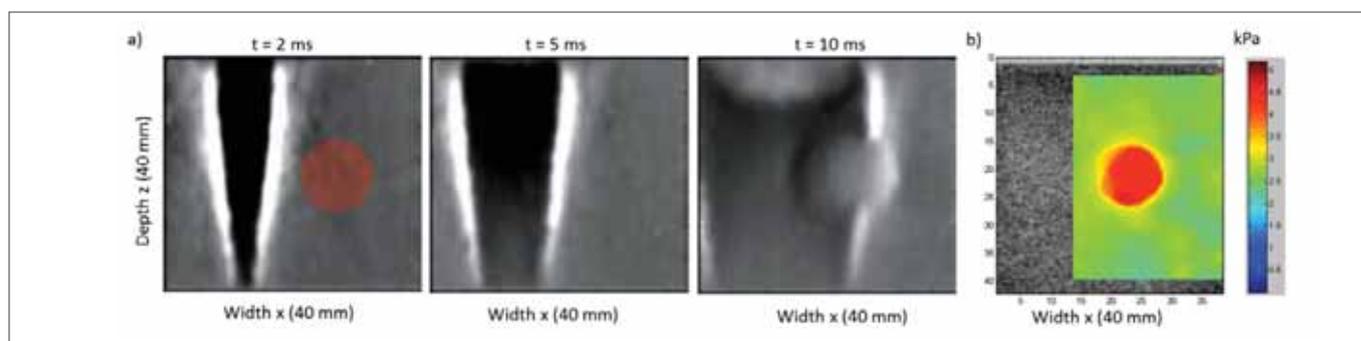
Le système d'élastographie ShearWave™ Aixplorer™ a été développé pour acquérir des images de 40 mm de profondeur à un taux d'images de jusqu'à 20 000 cadres/s. Pour atteindre un tel taux d'images, l'appareil a été intégralement modifié par rapport à un équipement à ultrasons traditionnel. Le mode de constitution d'une

image au moyen d'une technologie à ultrasons traditionnelle consiste à focaliser les ultrasons à l'émission et à la réception pour chaque transducteur du groupe. Ici le système émet une onde à ultrasons plane en un jet, et tous les échos ultrasons renvoyés sont enregistrés dans une mémoire parallèle. La vitesse du système est alors augmentée par un facteur supérieur à 100. Ensuite, dans un logiciel à traitement parallèle, les images sont formées en temps réel et mis en corrélation avec de récupérer le déplacement transversal dans le support (Fig. IVa). Pour terminer la série d'images, la vitesse de l'onde transversale est réduite dans chaque pixel d'image et colorée selon kPa (Fig. IVb).

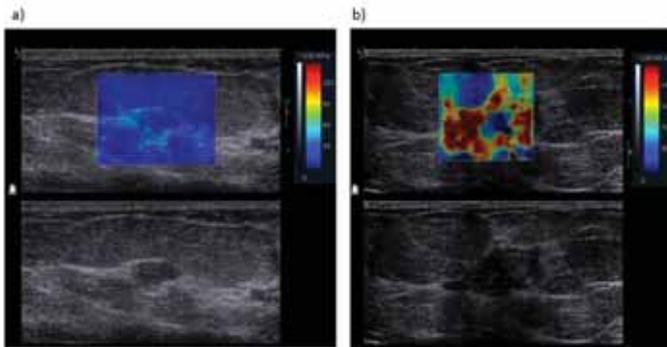
4. L'élastographie ShearWave dans un environnement clinique

L'ensemble de l'expérience décrite ici dure moins d'un dixième de ms, ce qui permet de fournir un outil quantitatif en temps réel pour l'utilisation clinique. De plus, un tel appareil reste utilisable à main levée et indépendamment de l'opérateur par les thérapeutes, ce qui constitue un point important pour l'utilisation clinique.

Cette nouvelle méthode, conçue dans un premier temps pour le diagnostic des cancers du sein, est apte à démontrer des évolutions lentes de l'élasticité des tissus ainsi que des élasticités très hétérogènes. Comme les tissus pathologiques changent beaucoup en matière d'élasticité (de 1 à 70 kPa pour les tissus normaux, et 15 à plus de 500 kPa pour les carcinomes) (Tableau I), l'élastographie ShearWave™ devient un outil performant pour l'étude des cancers du sein. La Figure V présente des exemples de lésions des seins

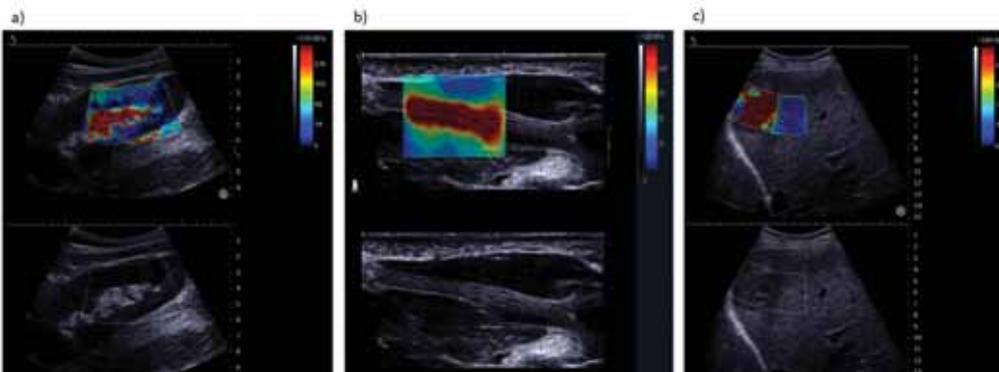


(Figure II) : a) Film de l'onde transversale se propageant dans un modèle doté d'une inclusion dure (cercle rouge). Le front de l'onde transversale est déformé en traversant l'inclusion, l'onde transversale accélère. b) En analysant une telle série d'images, la vitesse de l'onde transversale est restaurée dans chaque pixel d'image et colorée selon kPa.



(Figure V) : a) Cartographie d'élasticité colorée en kPa d'un fibroadénome. L'élasticité moyenne est d'env. 28 kPa et l'image à ultrasons correspondante est affichée en dessous (50x30 mm²). b) Exemple d'un carcinome dur et de son image à ultrasons correspondante. La distribution spatiale de l'élasticité est complexe.

Outre les diagnostics de cancer du sein, un tel outil peut aussi être utilisé dans le cadre clinique pour d'autres organes. Effectivement, il est bien connu que les fibroses du foie modifient l'élasticité. Récemment, une étude pilote a démontré que l'élastographie ShearWave™ peut être un outil efficace pour caractériser la fibrose du foie [3]. La Figure VI présente quelques exemples d'autres organes sur lesquels l'utilisation de l'élastographie ShearWave™ peut améliorer le diagnostic du thérapeute. Sur un rein transplanté, l'élasticité peut fournir un paramètre médical lié à la fibrose corticale précédant souvent un rejet du rein. Sur les tendons, l'élasticité peut être utilisée pour la surveillance des tendinopathies pour prévenir des ruptures. Pour terminer, la cartographie d'élasticité du foie peut servir à déceler des cancers hépatiques.



(Figure III) : a) Cartographie d'élasticité d'un rein transplanté. b) Image d'un tendon à fort contraste d'élasticité par rapport au support environnant. c) Cartographie d'élasticité d'un carcinome du foie.

5. Conclusion

L'élastographie ShearWave™ est une nouvelle technologie d'imagerie alliant les ondes à ultrasons aux ondes transversales. Un tel outil permet de quantifier en temps réel l'élasticité des tissus au moyen du contraste de l'onde transversale (de 1 kPa à 1 MPa) et de la résolution des ultrasons (résolution au millimètre). Il s'agit d'un nouvel outil quantitatif et à main levée pour les thérapeutes, qui permet d'obtenir de nouvelles informations sur les tissus, en complément à leur palpation qualitative.

Références

- [1] SARVAZYAN A. P. Elastic Properties of Soft Tissue. Handbook of Elastic Properties of Solids, Liquids, and Gases. 2001, 3: 107-127.
- [2] BERCOFF J., TANTER M., FINK M. Sonic boom in soft materials: the elastic Cerenkov effect. Appl. Phys. Lett. 2004, 84(12):2202-2204.
- [3] BAVU E. et al., Liver fibrosis staging using SuperSonic Shear Imaging technique: a clinical study. Proc. IEEE Ultrasonic Symposium, Rome, Sep. 2009.