

ELASTOGRAPHIE ULTRASONORE : PRINCIPES ET TECHNIQUES

Auteurs : Stéphanie FRANCHI-ABELLA, Clément ESCALARD

1. Principes généraux :

De nombreuses pathologies modifient la consistance d'un organe, soit de façon focale comme par exemple les tumeurs mammaires (qui sont plus dures que le sein normal), soit de façon diffuse comme la fibrose dans les hépatopathies chroniques. Ceci a motivé le développement de techniques permettant d'évaluer l'élasticité (= dureté) des tissus, d'abord en échographie : élastographie ultrasonore, puis en imagerie par résonance magnétique (IRM) : élastographie par résonance magnétique. Selon les techniques, l'élasticité est estimée de façon qualitative ou quantitative.

Quelle que soit la technique d'élastographie ultrasonore employée, 3 étapes sont toujours nécessaires afin d'accéder à ces valeurs :

- une phase d'excitation des tissus examinés où l'on applique une contrainte sur ceux-ci
- une phase d'acquisition où l'on observe les modifications des tissus engendrées par cette contrainte (à l'aide de faisceaux ultrasonores)
- une phase de post-traitement permettant d'afficher les valeurs de dureté de façon variable selon la machine employée.

Les techniques d'élastographie ultrasonore sont généralement classées selon les régimes d'excitation utilisés, c'est-à-dire selon la façon dont les valeurs d'élasticité du milieu sont obtenues (figure 1). On sépare ainsi les techniques fonctionnant en régime statique (élastographie statique ou quasi-statique) qui analysent la déformation des tissus (strain dans la littérature anglophone), et ceux fonctionnant en régime dynamique (élastographie impulsionnelle) qui analysent la vitesse de propagation d'une onde de cisaillement dans un tissu et donnent accès à la quantification de son élasticité.

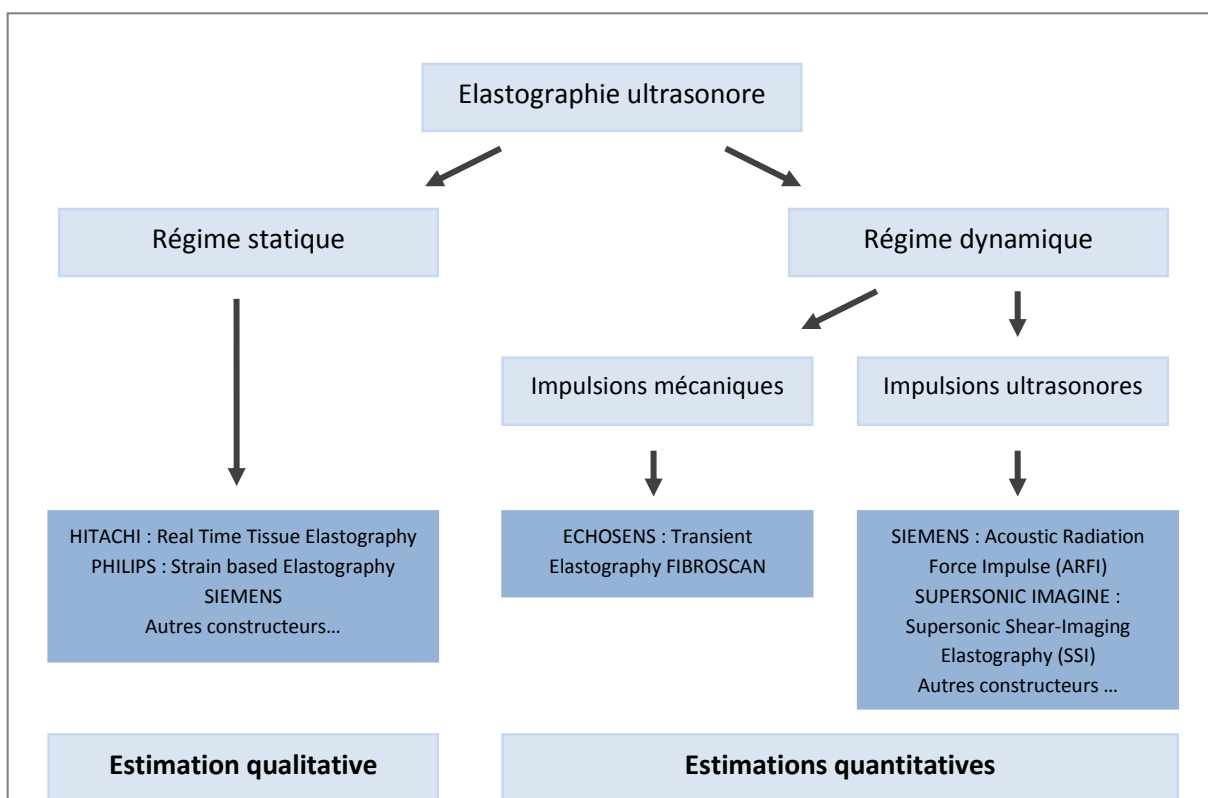


Figure 1 : Différentes techniques d'élastographie ultrasonore, selon leurs régimes de fonctionnement (adapté d'après le schéma de Wagner et al. Journées Françaises de Radiologie 2013).

2. Différentes techniques d'élastographie ultrasonore :

a. Elastographie ultrasonore en régime statique :

Elle est la toute première technique d'élastographie ultrasonore développée. Elle repose sur l'analyse de la déformation tissulaire : plus le tissu est dur, moins il se déforme. En régime statique, deux séries d'images sont acquises : l'une à l'état de base, la seconde

pendant laquelle une contrainte continue est directement appliquée, en règle générale par compression mécanique extrinsèque, sur les tissus observés, provoquant une déformation de ces derniers (« strain imaging ») (figure 2). Des sources internes de déformation peuvent aussi être utilisées, comme les battements cardiaques ou vasculaires.

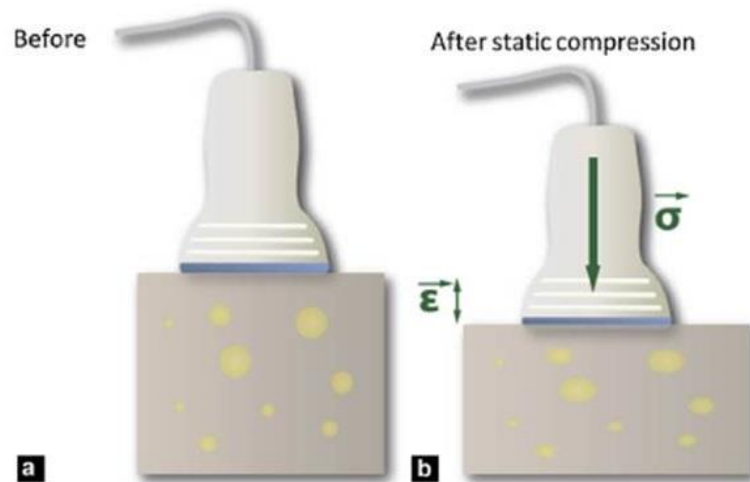


Figure 2 : Principe de fonctionnement de l'élastographie ultrasonore en régime statique. A : acquisition de l'image à l'état de base (sans compression). B : acquisition de l'image lors de la compression, en appliquant une contrainte σ , provoquant des déformations ϵ des différentes structures du milieu. Schéma de Gennisson JL et al. Diagn Interv Imaging 2013.

Une corrélation bidimensionnelle entre les images avant et après compression permet de déterminer les déformations réalisées en différents points des tissus. La déformation est liée à l'élasticité ou dureté du tissu (module de Young) par la loi de Hooke :

$$E = \sigma / \epsilon$$

avec E le module de Young (en unité de pression, quantifiant la dureté), ϵ la déformation observée (ratio de longueurs, sans unité) et σ la contrainte appliquée (en unité de pression).

La principale limite de cette technique est que la contrainte étant dépendante de la pression exercée par la sonde de l'utilisateur, sa valeur n'est pas connue de façon précise. Le module de Young E est dans ce cas estimé d'une manière relative : on sait si un tissu est plus ou moins dur que le tissu voisin, mais on ne dispose pas d'une quantification absolue de son

élasticité. L'estimation de la dureté tissulaire reste ainsi purement qualitative. Les valeurs de duretés sont directement affichées sous la forme d'une carte paramétrique (aussi appelée élastogramme) avec une gamme de couleurs (ou des nuances de gris) superposée à l'image du mode B.

Une seconde limite concerne l'utilisation de ratios pour comparer deux tissus (par exemple une lésion nodulaire et le tissu sain adjacent). Une de nos études non encore publiée a observé les ratios indiqués par différents appareils d'élastographie ultrasonore sur un même fantôme. Elle a montré que dans la grande majorité des cas, les ratios donnés ne correspondaient pas aux ratios théoriques. De plus, les ratios indiqués variaient en fonction du système utilisé, de la position de la région d'intérêt (dans le tissu sain adjacent par rapport à la lésion), ainsi que de la dureté de la lésion focale (les ratios étant moins proches de la réalité avec les lésions molles). Les valeurs indiquées doivent par conséquent être interprétées avec prudence, et seule l'analyse <1 ou >1 est exacte dans toutes les circonstances.

La troisième limite est qu'en règle générale, seuls les organes accessibles à une compression extérieure, donc assez superficiels comme le sein ou la thyroïde, sont explorables avec cette méthode de mesure.

Certains artéfacts doivent enfin être connus : surestimation de la dureté des tissus les plus superficiels sur l'image, sur- et sous-estimations de la dureté en avant et arrière de formations respectivement molle et dure par rapport aux tissus adjacents (du fait du caractère hétérogène de la pression appliquée sur le milieu lors de la compression manuelle par la sonde).

b. Elastographie ultrasonore en régime dynamique :

Avec ces techniques, la contrainte appliquée aux tissus est transitoire, de nature mécanique (piston) ou ultrasonore (Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI)). Cette contrainte génère des ondes de cisaillement (« shear-waves ») qui se propagent dans le tissu. Plus le tissu est dur, plus l'onde de cisaillement se déplace vite. C'est l'étude de la vitesse de propagation des ondes de cisaillement qui va permettre de quantifier l'élasticité du tissu.

En effet, la célérité des ondes de cisaillement c est directement liée au module de cisaillement μ par la relation suivante :

$$\mu = \rho * c^2$$

ρ étant la masse volumique des tissus traversés (dans le corps humain, égale à environ 1000 kg / m^3). Dans les tissus biologiques, le module de cisaillement μ est lui-même directement proportionnel au module de Young E :

$$E = 3 * \mu \quad \text{donc} \quad E = 3 * \rho * c^2$$

On comprend ainsi facilement que l'obtention de la célérité des ondes de cisaillement dans les tissus observés permet de connaître leur module de Young E , donc leur dureté.

i. Transient Elastography :

La Transient Elastography ((TE), fabriquée par Echosens sous le nom commercial de FibroScan®) est le premier appareil d'élastographie impulsionnelle développé et dont l'utilisation a été validée par l'HAS pour la quantification de la fibrose hépatique chez les patients ayant une hépatite virale C ou une co-infection HVC HIV. Elle repose sur l'utilisation d'une impulsion mécanique transitoire, provoquée par un système de piston inclus dans le dispositif de la sonde d'échographie. Cette impulsion (« tir ») provoque des ondes de cisaillements dans les tissus examinés. Les déplacements tissulaires secondaires à la propagation de ces ondes de cisaillement sont imagés, permettant de calculer la vitesse de l'onde de cisaillement et de calculer le module de Young en kPa (figure 3). Un tir permet ainsi d'obtenir une valeur unique de dureté sur une ligne de tissu, pour une fenêtre de profondeur donnée (entre 25 et 65 mm) en regard de la sonde. Les avantages de cette technique sont sa rapidité, ses bonnes reproductibilités intra et inter-observateurs, ses performances diagnostiques reconnues et validées dans certaines indications (recul d'utilisation conséquent), et l'existence de critères de réussite des mesures fournis par le constructeur (écart interquartile < 30%, taux de succès supérieur ou égal à 60%). Ses limites sont l'absence de corrélation directe avec l'imagerie (il n'y a pas imagerie en mode B

associée au dispositif), et le taux important d'échecs de mesures en cas d'ascite, de surcharge pondérale et chez le petit enfant.

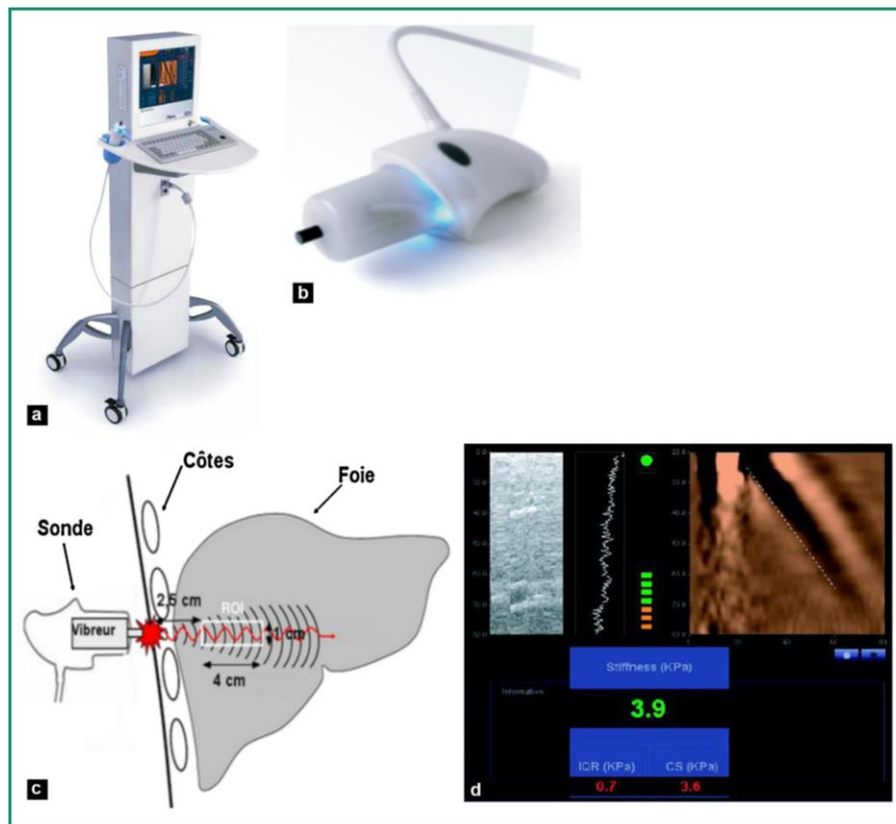


Figure 3 : Principes de fonctionnement de la Transient Elastography. A et B : appareil et sonde utilisés. C : Mode de fonctionnement : génération d'ondes de cisaillement suivies par imagerie ultra-rapide ultrasonore sur une bande centimétrique de tissus situés en regard de la sonde. D : Affichage des résultats avec valeur de dureté donnée en kPa. Schéma de Frulio N et Trillaud H. Diagn Interv Imaging 2013.

ii. Acoustic Radiation Force Impulse :

Cette technique utilise une impulsion ultrasonore par l'intermédiaire d'un faisceau d'ultrasons focalisés. Au point focal se produit un phénomène physique appelé « pression de radiation acoustique », qui consiste en un transfert de quantité de mouvement des ultrasons vers le milieu traversé. Ce transfert engendre des petits déplacements de matière au point focal, qui génèrent eux-mêmes des ondes de cisaillement dans le milieu. La dureté des tissus situés autour du point focal est obtenue, soit en analysant les petits déplacements générés par la pression de radiation acoustique (estimation qualitative, technique Siemens Virtual Touch Imaging (figure 4)), soit en déterminant la célérité des ondes de cisaillement

(estimation quantitative en m / s ou en kPa , techniques Siemens Virtual Touch Imaging Quantification, Philips ElastPQ). Les valeurs de dureté sont fournies sous la forme de cartes paramétriques directement superposées à l'image en mode B (comme avec les appareils fonctionnant en régime statique) et/ou de nombres.

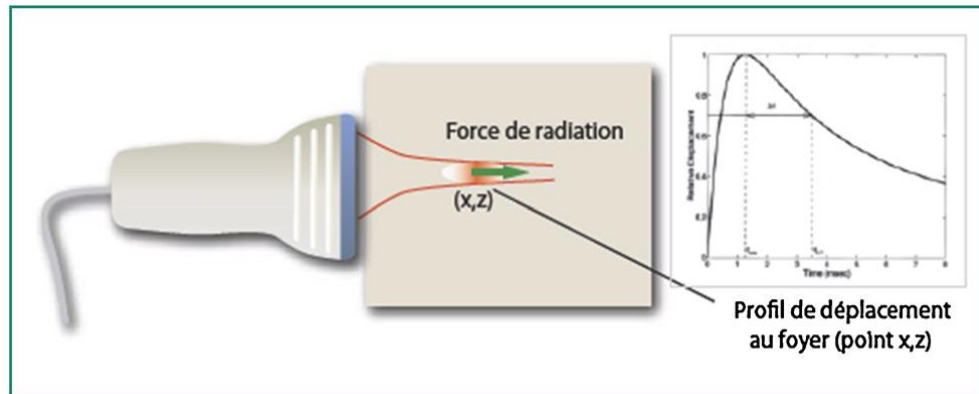


Figure 4 : Principes de fonctionnement de la première technique d'ARFI, en déterminant la dureté à partir des profils de déplacements des tissus provoqués par la pression de radiation acoustique au point focal. Schéma de Gennisson JL et al. Diagn Interv Imaging 2013.

iii. Supersonic Shear-Imaging :

La technique d'élastographie SSI repose sur deux principes : l'utilisation de la pression de radiation acoustique, et le recours à une méthode d'imagerie dite « ultrarapide » (figure 5). Comme avec l'ARFI, la pression de radiation ultrasonore est le phénomène physique utilisé pour exciter le milieu, en générant des ondes de cisaillement au sein même des tissus examinés à partir du point focal. Fortement atténuées dans les tissus biologiques (visco-élastiques), les ondes de cisaillement sont ici amplifiées par un phénomène d'interférences constructrices le long d'un cône de Mach. Cela est possible en procédant à des focalisations successives du faisceau ultrasonore avec des profondeurs progressivement croissantes, à condition que la vitesse de déplacement du point focal (où sont produites les ondes de cisaillement qui nous intéressent) soit supérieure à la célérité de ces dernières. Les déplacements tissulaires provoqués par les ondes de cisaillement sont imagés grâce à l'émission d'ondes planes à une cadence très élevée (jusqu'à 20 kHz = imagerie ultrarapide). L'analyse du déplacement des speckles permet de calculer la célérité c (en m / s) des ondes de cisaillement en tout point du milieu presque instantanément. Les données sont affichées

sous la forme d'élastogrammes couleur. Les mesures de vitesse ou d'élasticité en kPa (calculée à partir de la vitesse) peuvent être affichées en tout point de l'image dans des régions d'intérêt.

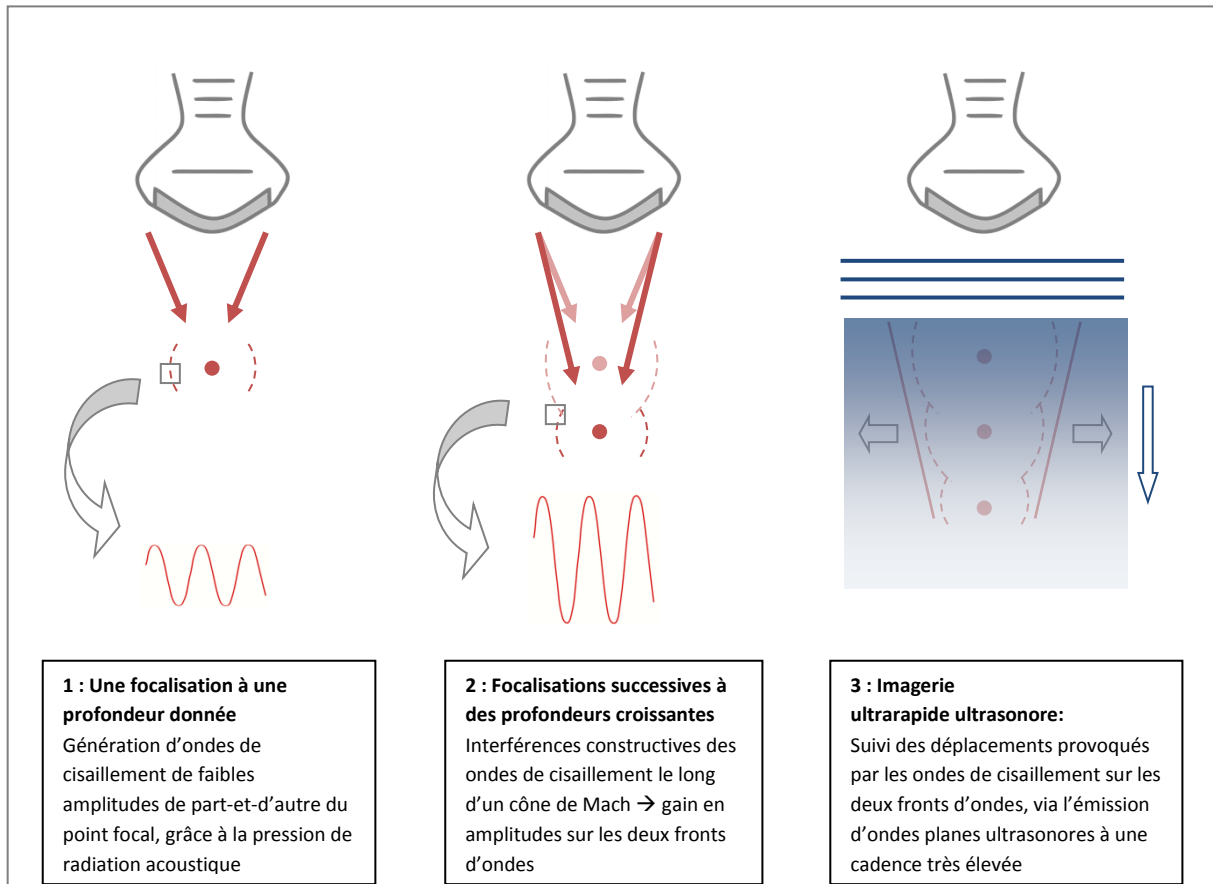


Figure 5 : Principes de fonctionnement de l'élastographie ultrasonore Supersonic Shear-Imaging (SSI)

iv. Avantages et inconvénients des techniques d'élastographie impulsionnelle en deux dimensions (ARFI, SSI) :

Ces techniques plus récentes ont pour avantage majeur de pouvoir quantifier la dureté d'un tissu en la corrélant directement aux données morphologiques du mode B, sur une surface et non plus sur une ligne comme avec la Transient Elastography. Certaines précautions d'utilisation doivent cependant être prises.

Pour une même structure avec une dureté donnée, les valeurs quantitatives mesurées varient suivant le système utilisé et, pour un même système, suivant la fréquence de la sonde employée (avec cependant des faibles variabilités de mesures et des biais de mesures qui apparaissent constants pour chaque machine). Il est par conséquent nécessaire d'utiliser la même technique et la même sonde, lorsqu'un suivi longitudinal des valeurs de dureté d'un organe est envisagé chez un patient.

Des artéfacts existent avec ces techniques et doivent être connus : générés notamment aux niveaux des structures discrètes (interfaces aux bords des organes, gros vaisseaux, voies biliaires ...). La dureté des tissus proches de la surface cutanée peut être surestimée du fait de l'influence de la pression de la sonde, ou sous-estimée en cas d'insuffisance de signal. Une immobilité relative des organes est nécessaire afin d'obtenir la stabilisation des élastogrammes.

3. Synthèse et conclusion :

L'élastographie est une nouvelle modalité disponible actuellement chez plusieurs constructeurs, qui vient enrichir les informations obtenues au cours d'un examen échographique. Il est important de distinguer les techniques qualitatives basées sur la déformation des tissus, qui concernent essentiellement l'analyse de nodules dans des tissus superficiels, des techniques quantitatives développées plus récemment qui permettent de mesurer la dureté d'un tissu en m/s ou en kPa. Ces mesures sont possibles lors d'un examen échographique de routine. Les avantages et limites de ces différentes techniques sont à connaître pour optimiser leur utilisation. Les applications sont multiples. Il existe encore très peu de données pédiatriques dans la littérature.

Méthode	Régime	Mode d'excitation du milieu	Propriété utilisée	Estimation de la dureté	Constructeur et application

Strain elastography	Statique	Compression mécanique extrinsèque	Taux de déformation	Qualitative	HITACHI : Real Time Tissue Elastography PHILIPS : Strain based Elastography
Acoustic Radiation Force Impulse Imaging (ARFI)	Impulsionnel	Impulsion ultrasonore par faisceau focalisé (pression de radiation acoustique)	Déplacement tissulaire	Qualitative	SIEMENS : Virtual Touch Imaging
Transient Elastography (TE)	Impulsionnel	Impulsion mécanique	Célérité des ondes de cisaillement	Quantitative	ECHOSENS : FibroScan®
Acoustic Radiation Force Impulse quantification (ARFI ou p-SWE)	Impulsionnel	Impulsion ultrasonore par faisceau focalisé (pression de radiation acoustique)	Célérité des ondes de cisaillement	Quantitative	SIEMENS : Virtual Touch Imaging Quantification PHILIPS : ElastPQ TOSHIBA
Shear-Wave Elastography (SWE)	Impulsionnel	Impulsion ultrasonore par faisceau focalisé (pression de radiation)	Célérité des ondes de cisaillement	Quantitative	SUPERSONIC IMAGINE : Supersonic Shear-Imaging SIEMENS (pas

		acoustique) Ondes de cisaillement amplifiées le long d'un cône de Mach			d'amplification par cône de Mach, focalisations successives en largeur)
--	--	---	--	--	---

Figure 6 : Synthèse des principales techniques d'élastographie ultrasonore disponibles (adapté et simplifié d'après Cosgrove et al. Ultraschall Med 2013)

Bibliographie :

- Gennisson JL, Deffieux T, Fink M, Tanter M. Ultrasound elastography: principles and techniques. *Diagn Interv Imaging* 2013 May;94(5):487-95
- Frulio N, Trillaud H. Ultrasound elastography in liver. *Diagn Interv Imaging* 2013 May;94(5):515-34
- Franchi-Abella S, Elie C, Correas JM. Ultrasound elastography: advantages, limitations and artefacts of the different techniques from a study on a phantom. *Diagn Interv Imaging* 2013 May;94(5):497-501
- Bamber J, Cosgrove D, Dietrich CF, Fromageau J, Bojunga J, Calliada F, et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 1: Basic principles and technology. *Ultraschall Med* 2013 Apr;34(2):169-84
- Cosgrove D, Piscaglia F, Bamber J, Bojunga J, Correas JM, Gilja OH, et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 2: Clinical applications. *Ultraschall Med* 2013 Jun;34(3):238-53