

Imagerie de la déformation des tissus biologiques par élastographie main-libre

E Brusseau, J-F Deprez, F Duboeuf et O Basset

Abstract

Biological tissue strain imaging with freehand elastography
J Radiol 2007;88:1823-31

An imaging technique of deformation under load of a biological soft tissue, from numerical processing of radiofrequency ultrasound images is presented. The 2D locally regularized estimation method determines deformation parameters as the arguments that maximize a similarity criterion between a pre-compression region and its deformed version, compensated for according to these parameters. The technique was assessed with ultrasound data acquired during freehand scanning on two dedicated elastography phantoms as well as *ex vivo* bovine liver samples, containing artificial lesions made with agar gel. Although the load conditions are complex, elastograms are easy to interpret, exhibiting the inclusions with sharp boundaries.

Key words: Ultrasound imaging, investigative technique, Image processing.

Résumé

Dans cet article, une technique d'imagerie de la déformation d'un tissu mou biologique sous contrainte, à partir du traitement numérique des images échographiques radiofréquences est présentée. La méthode d'estimation 2D, localement régularisée, détermine les paramètres de la déformation comme les arguments qui maximisent un critère de similarité entre une région du milieu avant compression et sa version déformée, compensée par les paramètres recherchés. La technique a été testée avec des données ultrasonores acquises en main-libre sur deux fantômes dédiés à l'élastographie ainsi que sur des échantillons de foies bovins *ex vivo*, contenant des lésions artificielles en gel d'agar. Bien que les conditions de déformation soient complexes, les élastogrammes sont d'interprétation simple, faisant apparaître clairement les inclusions.

Mots-clés : Échographie, technique d'exploration, Traitement d'images.

Introduction

L'élastographie ultrasonore est maintenant reconnue comme une méthode d'imagerie pertinente pour la caractérisation tissulaire. Cette technique, basée sur l'échographie, fournit des informations sur l'élasticité locale d'un tissu, en imageant la déformation de ce dernier sous l'action d'une contrainte (1) : les régions molles se déforment davantage que les régions rigides sous l'action d'une même contrainte. De telles informations sont d'un intérêt fondamental en diagnostic clinique car le développement d'une pathologie s'accompagne souvent de modifications de l'élasticité du tissu. À titre d'exemple, les maladies diffuses du foie, telles que l'hépatite ou la cirrhose, sont connues pour réduire de manière significative l'élasticité du tissu (2, 3). Dans le cadre d'une étude réalisée en 1998 sur les tissus cancéreux, Krouskop *et al.* (4) ont mesuré le module d'Young d'échantillons tissulaires de seins et de prostatites et ont montré une différence significative d'élasticité entre les tissus sains et les tissus tumoraux. Enfin d'autres maladies, comme la plaque d'athérosclérose, implique le dépôt focal de lipides, de collagène, de calcium, engendrant localement des variations d'élasticité (5).

En pratique, des images échographiques radiofréquences (RF) sont acquises à différents niveaux de compression du tissu. Les déplacements internes et la déformation tissulaires sont ensuite localement estimés en subdivisant les images ultrasonores en de multiples régions d'intérêt (ROI) et en évaluant, pour chaque

ROI, les variations induites par la compression. Cette dernière est généralement de faible amplitude et appliquée avec la sonde échographique, donc dirigée dans l'axe du faisceau ultrasonore (ou direction axiale) (*fig. 1*). Les images de déformation produites sont également appelées élastogrammes.

En élastographie, le champ d'intérêt principal est la déformation axiale. Jusque récemment, les méthodes d'estimation de la déformation axiale étaient principalement monodimensionnelles. Ces techniques font l'hypothèse que les déplacements tissulaires, induits par la compression, se produisent le long de la direction axiale exclusivement. Elles calculent les déformations locales, en analysant ces variations axiales à partir de segments de signaux (ROI 1D). Deux approches peuvent être citées. La première regroupe les techniques calculant la déformation axiale comme la dérivée du déplacement (1, 6, 7). Ce dernier est supposé être une simple translation résultant en un déphasage axial de la ROI 1D correspondante le long du signal RF. Le déphasage est estimé par une analyse de la fonction d'intercorrélation. Ces techniques sont précises pour de faibles déformations, mais elles échouent rapidement pour des déformations plus importantes, car elles ignorent les variations de forme du signal induites par la compression du milieu et responsables de la décorrélation. Cela a conduit à un second groupe de méthodes qui considèrent que la compression du milieu résulte au sein des signaux, non seulement en des déphasages, mais également en des compressions des signatures acoustiques (8-10). Le facteur de compression est directement fonction de la déformation. Estimer les facteurs d'échelles locaux conduit à des méthodes d'estimation plus robustes, que celles précédemment évoquées.

Cependant, les tissus mous biologiques sont majoritairement composés d'eau et leur déformation sous contrainte est tridimensionnelle. Estimer précisément la déformation dans une

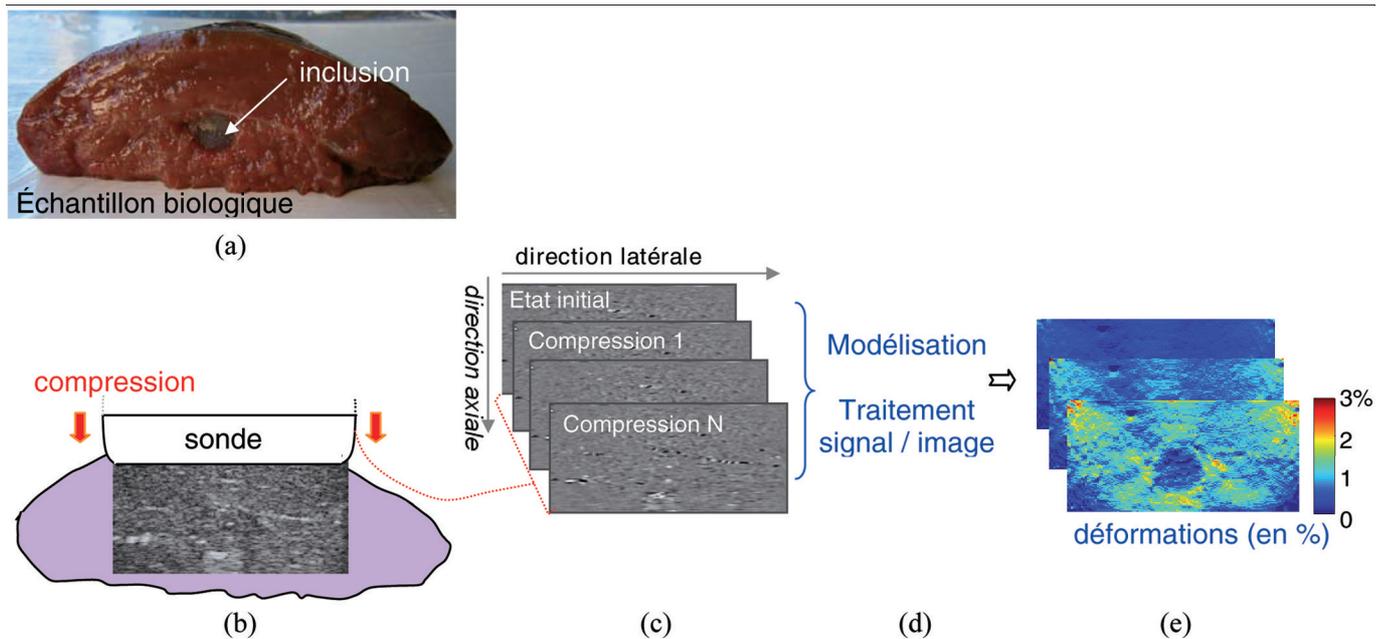


Fig. 1 : Configuration de l'acquisition en élastographie.

a Tissu biologique à examiner, dans cet exemple, un échantillon de foie bovin contenant une inclusion plus rigide en agar.

b-c Compression du milieu et acquisition des images ultrasonores RF pour différents niveaux de compression (c).

d-e La déformation est alors estimée localement en analysant les variations des signaux induites par la compression (d), conduisant aux images de déformations (e). Il est à noter que l'élastographie apporte des informations complémentaires à l'échographie. Dans cet exemple, l'inclusion est clairement mise en évidence sur l'image des déformations alors qu'elle est plus difficilement détectable sur l'image échographique mode-B affichée à l'écran de l'échographe (b).

direction exige de tenir compte du mouvement 3D du tissu. Les échographes actuellement utilisés en routine clinique ne délivrant essentiellement que des images 2D, nous considérons dans cette étude l'estimation 2D de la déformation à partir de données RF bidimensionnelles.

Peu de méthodes 2D ont été développées. La plupart d'entre elles modélisent le déplacement local comme une translation 2D et calculent la déformation comme le gradient du déplacement (11). Cependant ces techniques manquent de précision dans l'estimation du déplacement et de la déformation car, comme pour les méthodes monodimensionnelles, elles ignorent la variation de forme du signal induite par la compression physique du milieu. Afin d'améliorer la qualité de l'estimation, Konofagou *et al.* (12) ont proposé un étirement axial global des signaux post-compression, préalablement à l'analyse d'inter-corrélation. D'autres techniques consistant en des opérations conjointes de compression et d'étirement des images ultrasonores acquises après compression du milieu ont également été introduites (13).

De tels algorithmes produisent des estimations de la déformation axiale plus précises. Néanmoins, les facteurs d'échelle appliqués pour compenser la modification de forme des signaux ne sont pas optimaux, car ils ne sont pas spécifiquement adaptés à chaque ROI considérée.

Ainsi en 2004, Maurice *et al.* (14) ont introduit un estimateur basé sur un modèle linéaire de déplacement local du milieu. Dans les directions axiale et latérale, l'image après déformation du tissu biologique est considérée comme une réplique localement translée et comprimée/dilatée de l'image avant compression. Les paramètres de la déformation, correspondant aux facteurs d'échelle, sont localement estimés comme les arguments qui minimisent

l'erreur quadratique moyenne entre une ROI de l'image avant déformation du milieu, et sa version déformée compensée par les paramètres recherchés. Les auteurs soulignent qu'avant l'estimation de ces paramètres, la translation 2D existant entre une ROI spécifique et sa version déformée doit être compensée. Cette compensation est réalisée par une analyse de la fonction d'inter-corrélation. Elle peut donc manquer de précision dans le cas de régions subissant de fortes déformations et peut ainsi corrompre l'estimation des paramètres de déformation.

Enfin, une étude récente met en exergue que les données seules peuvent parfois être insuffisantes pour permettre une estimation correcte de la déformation, en raison d'une perte de similitude des signaux liée à un trop faible rapport signal-sur-bruit ou à un mouvement du tissu hors du plan d'imagerie au cours de la compression (15). Intégrer des informations *a priori* dans le processus d'estimation est alors nécessaire telle que la continuité du champ de déplacement.

Nous avons récemment développé une méthode 2D d'estimation localement régularisée de la déformation (16). Cette technique estime optimalement les paramètres locaux, une translation bidimensionnelle et un facteur d'échelle axial, par la maximisation sous contrainte d'un critère de similarité entre une ROI spécifique et sa version déformée compensée par les paramètres recherchés. Contrairement aux méthodes précédemment citées, la valeur du critère de similarité à la solution est utilisée comme un indicateur de fiabilité de l'estimation. Lorsque l'estimation est considérée comme potentiellement incorrecte, les paramètres sont recalculés en imposant localement une contrainte de continuité des champs de déplacement et de déformation dans le processus d'estimation.

Cette méthode a été évaluée sur des données simulées, montrant ses bonnes performances, et testée sur des tissus biologiques *ex vivo*, dans le cas où ces derniers sont déformés dans des conditions contrôlées. Lors des expériences, la sonde était fixée à une unité de translation verticale se déplaçant avec une précision de 0,05 mm. Dans cet article, nous étudions les performances de notre algorithme pour traiter des séries d'images acquises lors d'examen échographiques en main-libre. Le modèle de déformation de l'image ainsi que l'estimateur sont présentés en section II, suivis des résultats sur deux fantômes dédiés à l'élastographie et sur différents échantillons de foies bovins *ex vivo* en section III. La section IV donne les conclusions et les perspectives de ce travail.

Méthode

1. Modèle de déformation de l'image

Contrairement à la plupart des techniques 2D qui modélisent le déplacement tissulaire local induit par la compression du milieu comme une simple translation 2D, nous proposons un modèle direction-spécifique du mouvement et de la déformation tissulaires, lié au caractère fortement anisotrope de la résolution des images ultrasonores RF.

Soit deux images I_1 et I_2 , acquises respectivement avant et après la compression du milieu. Comme l'ont montré des études antérieures 1D (8-10), modéliser l'effet de la compression du milieu sur les signaux RF, non seulement par des déphasages mais également par des compressions des signatures acoustiques dans la direction axiale, conduit à des méthodes d'estimation de la déformation plus robustes que les techniques classiques (1, 6, 7) face au bruit de décorrélation. En première approximation, dans la direction axiale, le signal ultrasonore RF après compression sera donc modélisé comme une réplique localement déphasée et comprimée du signal initial. De plus, lorsqu'ils sont axialement comprimés, les tissus biologiques se dilatent dans les deux autres directions. Par conséquent, une modélisation similaire intégrant translations et facteurs d'échelle (c'est-à-dire une compression ou une dilatation) peut être utilisée pour décrire les modifications latérales de l'image. La relation entre I_1 et I_2 peut donc être localement décrite par :

$$I_1(x, y) = I_2(\alpha x + \tau, \beta y + v) \quad (1)$$

où x et y sont les variables spatiales, respectivement dans les directions axiale et latérale, τ et v , les composantes axiale et latérale du vecteur translation et α et β les facteurs d'échelle dans les directions axiale et latérale.

Cependant, les images échographiques RF sont caractérisées par une résolution fortement anisotrope. La résolution latérale est bien plus grossière que la résolution axiale, rendant difficile l'estimation d'un facteur d'échelle. Pour cette raison, β ne sera pas estimé directement, mais son influence sera prise en compte dans le déplacement latéral, tel que :

$$I_1(x, y) = I_2(\alpha x + \tau, y + u + v) \quad (2)$$

avec u , un déplacement latéral de faible amplitude.

Estimer localement la déformation du milieu implique l'utilisation d'une ROI 2D. Celle-ci est déplacée sur I_1 et pour chacune de ses positions, sa version déformée va être recherchée sur I_2 et les variations induites par la compression seront analysées. Notons R_1 la ROI utilisée sur I_1 et R_2 sa version déformée sur I_2 . Selon le

modèle de déformation de l'image décrit par (2), R_2 est une réplique de R_1 , translatée d'un vecteur $\vec{T}(\tau, u + v)$ et axialement comprimée d'un facteur α . Les composantes τ et v du vecteur translation résultent de la déformation des régions à la périphérie de la ROI R_1 courante. La composante u du vecteur translation et le facteur d'échelle α sont induits par la déformation propre de la ROI courante.

2. Estimation des paramètres

2.1. Compensation des composantes τ et v du vecteur translation

Avec notre modèle, la déformation de l'image est entièrement décrite par quatre paramètres. Cependant, la translation axiale τ et le facteur d'échelle axial α sont étroitement liés. En effet, τ est engendré par la compression des ROIs localisées entre la sonde et la ROI courante. De plus, le tissu au contact de la sonde reste le même durant la compression. Ainsi à l'interface tissu-sonde, τ est naturellement nul.

De même, il existe une relation étroite entre les paramètres u et v puisque la translation latérale v est engendrée par la déformation, décrite par u , des ROIs adjacentes à la ROI courante. De plus, lors de la compression des tissus biologiques avec la sonde, les déplacements tissulaires latéraux sont d'une manière générale maximum aux extrémités latérales de l'image et de faible amplitude sur la ligne médiane verticale.

En adoptant une stratégie adéquate pour déplacer R_1 sur I_1 , les paramètres τ et v peuvent être déduits des paramètres α et u préalablement calculés sur les régions à la périphérie de la ROI courante, permettant le positionnement de R_2 sur I_2 et l'estimation des paramètres α et u courants. Soit (I) , l'axe médian vertical sur les images I_1 et I_2 et soit $\mathcal{R}(O, \vec{i}, \vec{j})$ le repère orthonormé dont l'origine est le point d'intersection de (I) avec l'interface sonde-tissu (fig. 2a). Dans ce repère, R_1 est déplacée régulièrement sur I_1 , en décrivant une succession de balayages verticaux (axiaux) de l'image. Le long de la direction axiale, R_1 est déplacée d'un pas régulier Δ_{ax} en partant de la sonde et en s'en éloignant, tandis que latéralement, le déplacement de la ROI est effectué à partir de l'axe (I) vers les extrémités latérales de l'image, d'un pas fixe Δ_{lat} . Ainsi l'ensemble des positions de R_1 couvre une grille régulière (fig. 2b). Alors que le mouvement de R_1 est régulier sur I_1 , le mouvement de R_2 est adaptatif sur I_2 , fonction de l'impact de la déformation des régions périphériques sur sa position propre.

Considérons une région R_1 spécifique, à la position $(m\Delta_{ax}, n\Delta_{lat})$. La région correspondante R_2 sur I_2 sera localisée sur $(m\Delta_{ax} + \tau_m, n\Delta_{lat} + v_m, n)$ avec :

$$\tau_{m, n} = \left[\sum_{k=0}^m \alpha_{k-1, n-m} \right] \cdot \Delta_{ax} \quad (3)$$

et $\alpha_{-1, n} = 0$

et

$$v_{m, n} = \sum_{k=0}^n u_{m, k - \text{sgn}(n)} \quad \text{avec } u_{m, -1} = 0 \text{ pour } n \geq 0$$

$$u_{m, 1} = 0 \text{ pour } n < 0$$

$$\text{sgn}(n) = 1 \text{ pour } n \geq 0, -1 \text{ sinon} \quad (4)$$

$\alpha_{k, n}$ est le facteur d'échelle axial estimé pour la région R_1 localisée en $(k\Delta_{ax}, n\Delta_{lat})$ sur I_1 . $u_{m, k}$ est le déplacement latéral résiduel

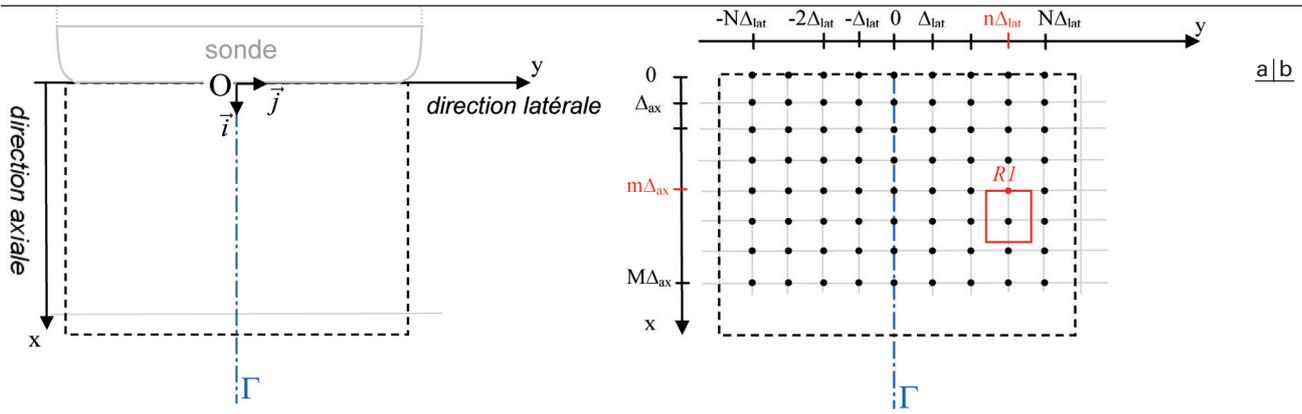


Fig. 2 : Configuration de l'acquisition.
 a Configuration de l'acquisition et repère associé.
 b Illustration de l'ensemble des positions de R_1 sur I_1 .

estimé entre les régions R_1 et R_2 aux positions respectives $(m\Delta_{ax}, k\Delta_{lat})$ sur I_1 et $(m\Delta_{ax} + \tau_{m,k}, k\Delta_{lat} + \nu_{m,k})$ sur I_2 .

Remarque : u et v sont de même nature, un déplacement latéral, le rôle de v étant de compenser globalement la translation latérale entre R_1 et R_2 induite par la déformation des régions adjacentes, afin qu'il ne reste qu'un déplacement u de faible amplitude à estimer. Lors du premier balayage de R_1 , préalablement à la première estimation de u , $u_{m,0} \in [0, m]$, la position latérale initiale de R_1 et R_2 est la même, centrée sur (Γ) . Ainsi la première estimation de u , intègre non seulement le déplacement engendré par la déformation de la ROI courante, mais également la translation latérale potentielle induite par la déformation des ROIs adjacentes. Or, comme nous l'avons évoqué précédemment, la compression des tissus biologiques avec la sonde engendre des déplacements tissulaires latéraux généralement maximum aux extrémités latérales de l'image et de faible amplitude sur la ligne médiane verticale. Avec notre initialisation, le déplacement latéral recherché u demeure de faible amplitude lors de sa première estimation.

Le déplacement simultané et adaptatif des ROIs sur les images avant et après compression résulte en la compensation des deux composantes $\tau_{m,n}$ et $\nu_{m,n}$ du vecteur translation. Seuls deux paramètres restent localement à estimer, le facteur d'échelle axial $\alpha_{m,n}$ et un déplacement latéral de faible amplitude $u_{m,n}$.

2.2. Estimation conjointe des paramètres α et u

Considérons une région spécifique R_1 , à la position $(m\Delta_{ax}, n\Delta_{lat})$ sur I_1 et sa version déformée correspondante R_2 localisée en $(m\Delta_{ax} + \tau_{m,n}, n\Delta_{lat} + \nu_{m,n})$ sur I_2 . Les paramètres liés à la déformation de cette ROI et restant à calculer sont $\alpha_{m,n}$ et $u_{m,n}$ que nous noterons dans cette partie α et u afin de simplifier l'écriture. Ces paramètres sont estimés conjointement par l'optimisation d'une fonction objectif basée sur un critère de similarité. Plus spécifiquement, α et u sont calculés comme les arguments qui maximisent le coefficient de corrélation normalisé (CCN) entre R_1 et sa version déformée R_2 , compensée par les paramètres recherchés. Ces derniers varient dans des gammes limitées de valeurs puisqu'en élastographie, la compression appliquée aux tissus est de faible amplitude. Nous avons donc utilisé une stratégie d'optimisation sous contrainte, qui accroît la robustesse de l'estimation.

Les problèmes d'optimisation étant généralement formulés en termes de minimisation d'une fonctionnelle, le problème à résoudre peut se réécrire :

$$\begin{aligned} [\hat{\alpha}, \hat{u}] &= \arg \min_{\alpha, u} f(\alpha, u) \\ \alpha_{min} &\leq \alpha \leq \alpha_{max} \\ u_{min} &\leq u \leq u_{max} \end{aligned} \quad (5)$$

$$\text{avec } f(\alpha, u) = \frac{-\sum (R_1(x, y) - \bar{R}_1(x, y)) \cdot (R_2(x/\alpha, y+u) - \bar{R}_2(x/\alpha, y+u))}{\sqrt{\sum (R_1(x, y) - \bar{R}_1(x, y))^2} \sqrt{\sum (R_2(x/\alpha, y+u) - \bar{R}_2(x/\alpha, y+u))^2}} \quad (6)$$

où f représente l'opposé de la fonction CCN entre R_1 et R_2 et où \bar{R}_1 et \bar{R}_2 sont respectivement les valeurs moyennes de $R_1(x, y)$ et $R_2(x, y)$.

Définissant $t = [\alpha, u]$, l'équation (5) devient :

$$\begin{aligned} [\hat{t}] &= \arg \min_t f(t) \\ At &\leq b \end{aligned} \quad (7)$$

avec A la matrice de coefficients associés aux paramètres, et b le vecteur des valeurs limites des paramètres.

L'équation (7) est résolue par une programmation quadratique séquentielle (SQP, (17)).

Le CCN fournit une information sur le degré de confiance de l'estimation. Plus la corrélation est proche de 1 et plus la probabilité d'une estimation correcte est élevée.

Les méthodes SQP comme les méthodes de Newton n'offrent que la garantie de converger vers un minimum, qu'il soit global ou local. Bien que l'espace admissible des valeurs de paramètres soit de faible dimension (*cf. partie résultats*), diminuant drastiquement l'occurrence des minima locaux, l'existence d'un seul minimum global ne peut être assurée. Afin d'éviter de conserver des vecteurs de paramètres erronés, résultant de la convergence de l'algorithme vers un minimum local, une procédure de correction a été introduite. Cette procédure consiste à identifier les vecteurs de paramètres potentiellement incorrects et à les recalculer. L'identification de ces vecteurs est basée sur la valeur de leur CCN à la solution. Si le CCN est supérieur à un seuil, CCN_{seuil} , le vecteur sera étiqueté comme fiable. Il est à noter qu'un vecteur de paramètres insuffisamment fiable ne signifie pas qu'il soit erroné, mais que son faible degré de confiance nécessite une analyse supplémentaire.

Il est connu que, dans le cas de minima multiples, initialiser le processus d'optimisation proche de la solution finale permet de faire converger l'algorithme vers la solution recherchée. u étant recherché comme un déplacement latéral de faible amplitude, il est initialisé à 0. Quant à α , sa valeur initiale est le facteur d'échelle optimal estimé pour la région immédiatement précédente (le long de la direction axiale), à l'exception de l'interface sonde-tissu où α est initialisé à la moyenne des valeurs admissibles pour le facteur d'échelle.

Bien que de telles initialisations soient appropriées, elles peuvent demeurer insuffisantes pour empêcher l'algorithme de converger vers un minimum local. Ainsi, lorsqu'un vecteur de paramètres est suspecté d'être erroné, une meilleure solution est recherchée en initialisant Nb nouveaux processus d'optimisation à partir de Nb points uniformément répartis dans le domaine admissible. Le vecteur de paramètres retenu est celui pour lequel la CCN est le plus élevé.

2.3. Régularisation locale

Les étapes 2.1. et 2.2. sont répétées pour chaque position de R_1 sur I_1 , conduisant en l'obtention des champs de facteur d'échelle axial, de déplacement latéral, ainsi que d'une information sur le degré de confiance de chaque estimation via la valeur du CCN . Ces champs peuvent encore comporter des valeurs estimées non fiables, mais elles sont généralement peu nombreuses. Soit Ω , l'ensemble des vecteurs paramètres dont l'estimation semble correcte, i.e. pour lesquels le CCN est supérieur à un seuil CCN_{reg} :

$$\Omega = \{ \hat{u}_{m,n} = [\hat{a}_{m,n}, \hat{u}_{m,n}], (m,n) = [0, \dots, M] \times [-N, \dots, 0, \dots, N] \mid CCN_{m,n} = -f(\hat{u}_{m,n}) \geq CCN_{reg} \} \quad (8)$$

Ces vecteurs de paramètres sont conservés. En revanche, ceux n'appartenant pas à Ω sont recalculés en intégrant une contrainte de continuité. Considérons un vecteur de paramètres à réestimer et V son voisinage. V est initialisé aux 8 vecteurs voisins. Ceux appartenant à Ω sont sélectionnés et, s'ils représentent au moins 1/4 du voisinage, V est retenu. Sinon, V croît uniformément jusqu'à ce qu'au moins 25 % des vecteurs de paramètres appartiennent à Ω . Seuls les vecteurs communs à V et Ω sont retenus et leur moyenne pondérée (par les CCN associés) est calculée. La nouvelle estimation est alors effectuée en intégrant une contrainte de continuité des champs de déplacement et de déformation. La régularisation locale permet de recalculer un vecteur de paramètres en assurant une continuité avec les valeurs estimées fiables géographiquement proches.

Enfin, le champ d'intérêt est la déformation axiale ϵ . Par définition cette déformation correspond à la variation relative de longueur d'une ligne élémentaire du milieu dans la direction axiale et peut donc être estimée à partir du champ de compression axiale :

$$\hat{\epsilon} = \{ \hat{\epsilon}_{m,n}, (m,n) = [0, \dots, M] \times [-N, \dots, N] \mid \hat{\epsilon}_{m,n} = \hat{\alpha}_{m,n} - 1 \} \quad (9)$$

Remarque : l'expression de la déformation dans (9) utilise la convention usuelle d'une déformation négative pour une compression et positive pour une dilatation. Les expériences élastographiques étant réalisées en compression les valeurs des déformations sont toutes négatives. Toutefois, afin de simplifier la lecture des résultats, les élastogrammes seront affichés avec des valeurs positives.

Résultats

Une première évaluation de l'algorithme avait été réalisée sur des simulations et des échantillons de foies bovins *ex vivo*, déformés dans des conditions contrôlées, montrant les bonnes performances de la méthode (16).

Dans le cadre de cette étude, la technique développée est testée sur des séries d'images acquises en main-libre sur deux fantômes dédiés aux études élastographiques, ainsi que sur des échantillons de foies bovins *ex vivo*. Durant les acquisitions, la compression est appliquée manuellement en appuyant sur la sonde. Pendant que l'opérateur comprime lentement le milieu, les images ultrasonores RF sont acquises en temps réel, avec l'échographe *Ultrasonix* dont la fréquence centrale peut varier dans une plage de 7 à 12 MHz. Les acquisitions ont été réalisées à 7 MHz pour les fantômes, et à 12 MHz pour les échantillons tissulaires, ces derniers étant de dimensions plus petites. La fréquence d'échantillonnage est fixée à 40 MHz. La cadence d'imagerie est de 25 images par seconde.

Le calcul des élastogrammes a été réalisé en différé. Préalablement à l'estimation de la déformation, les images ultrasonores RF ont été interpolées d'un facteur 4 dans la direction axiale et d'un facteur 2 dans la direction latérale. La première image de la série constitue l'état initial et les séries d'élastogrammes sont produites en comparant les états déformés successifs avec la configuration initiale. Les images de déformation ont été calculées avec les paramètres suivants : la région d'intérêt R_1 mesure 10 ou 15 longueurs d'onde en axial, respectivement pour une fréquence centrale de 7 ou 12 MHz, et 6 signaux en latéral. Cette région est déplacée régulièrement sur I_1 avec un recouvrement de 75 % dans la direction axiale et d'environ 60 % dans la direction latérale. Sur I_2 , la région d'intérêt R_2 est déplacée adaptativement. Les valeurs limites du facteur d'échelle sont $\alpha_{min} = 0,8$ (compression maximale) et $\alpha_{max} = 1$ (compression nulle). Les valeurs limites pour le déplacement latéral sont telles qu'un déplacement maximal de 6 signaux sur la gauche ou sur la droite est autorisé. Enfin, les seuils CCN_{seuil} et CCN_{reg} sont fixés à 0,8. Ces valeurs sont issues de l'étude précédente sur des simulations (16).

1. Résultats sur fantômes dédiés à l'élastographie

Les premiers tests ont été réalisés sur deux fantômes dédiés aux études élastographiques, commercialisés par la société CIRS. Le premier fantôme, modèle 049 consiste en un milieu de forme parallélépipédique, de dimensions $15 \times 10 \times 8 \text{ cm}^3$ contenant plusieurs inclusions de dureté (module d'Young) connue. Ces inclusions, de forme sphérique, ont un diamètre de 10 ou 20 mm. Nous avons étudié la déformation d'une inclusion de diamètre 10 mm, localisée à 15 mm de profondeur. Son module d'Young, fourni par le constructeur, est de 62 KPa. Le milieu environnant, plus souple, a un module d'Young de 29 KPa.

Le second fantôme est le modèle 059, reproduisant la forme et la taille d'un sein humain et contenant plusieurs inclusions sphériques, trois fois plus rigides que le milieu environnant. Ses dimensions maximales sont 15 cm pour la longueur, 12 cm pour la largeur et 7 cm pour la hauteur. L'inclusion imagée à un diamètre de 10 mm.

L'image échographique mode-B classique ainsi que cinq élastogrammes extraits de la séquence des images de déformation sont présentés pour les deux fantômes respectivement en figures 3 et 4.

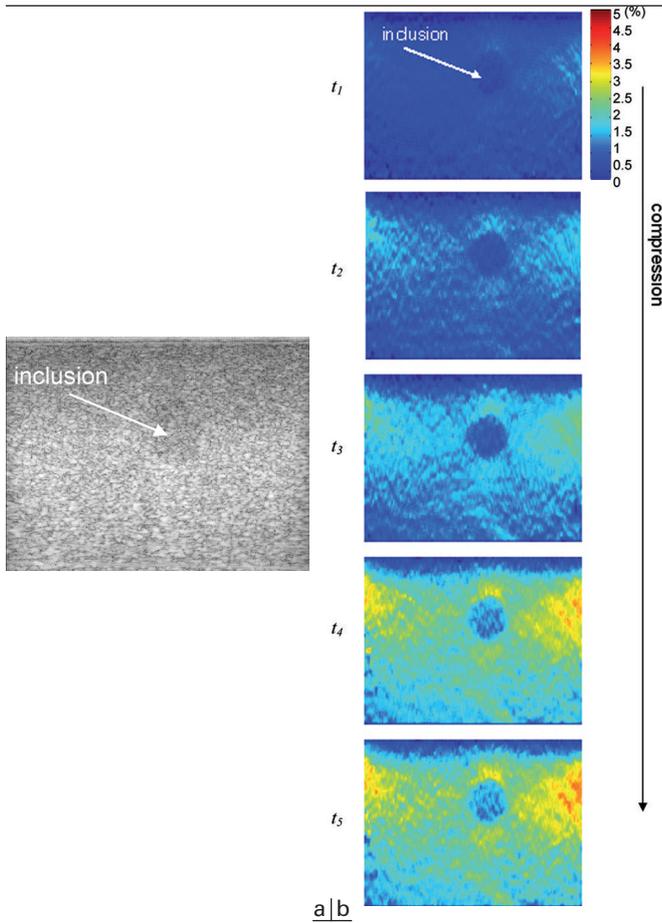


Fig. 3 : Résultats obtenus pour le fantôme CIRS, modèle 049.

- a** Image échographique mode-B du fantôme CIRS, modèle 049.
b Élastogrammes extraits de la séquence des images de déformation pour cinq points temporels. Avec la compression, le contraste entre l'inclusion et le milieu environnant augmente.

Chaque série d'élastogrammes est affichée avec une même échelle de valeurs. Nous pouvons observer que, sur les deux séries d'élastogrammes (fig. 3b et 4b), l'inclusion est clairement mise en évidence alors qu'elle peut être plus difficilement détectable sur l'image ultrasonore mode B affichée à l'écran de l'échographe (fig. 3a et 4a). Conformément à la théorie, l'inclusion rigide se déforme moins que le milieu environnant plus souple, et la déformation moyenne augmente avec la compression. Enfin, le contraste entre l'inclusion et le milieu environnant est d'autant plus important que la force appliquée est élevée. Ce dernier point est illustré en fig. 5. Sur le fantôme de sein, deux zones ont été sélectionnées, l'une à l'intérieur de l'inclusion, l'autre à l'extérieur mais à proximité de cette dernière (fig. 5a). En particulier, cette zone aux abords de l'inclusion est située dans une région de concentration de contraintes en raison de la présence de deux milieux aux propriétés mécaniques différentes. La moyenne de la déformation de ces deux régions est suivie au cours du temps, au fur et à mesure de la déformation du fantôme (fig. 5b). Pour la zone 1 appartenant au milieu environnant, la déformation moyenne augmente progressivement de 0,2 % à 3,1 % et avec une pente plus forte que dans la zone 2 appartenant à l'inclusion, où la déformation moyenne évolue de 0 % à 0,8 %. Cependant, pour certains points temporels, nous pouvons observer simultanément pour les zones 1 et 2, une faible diminution de la déformation par rapport

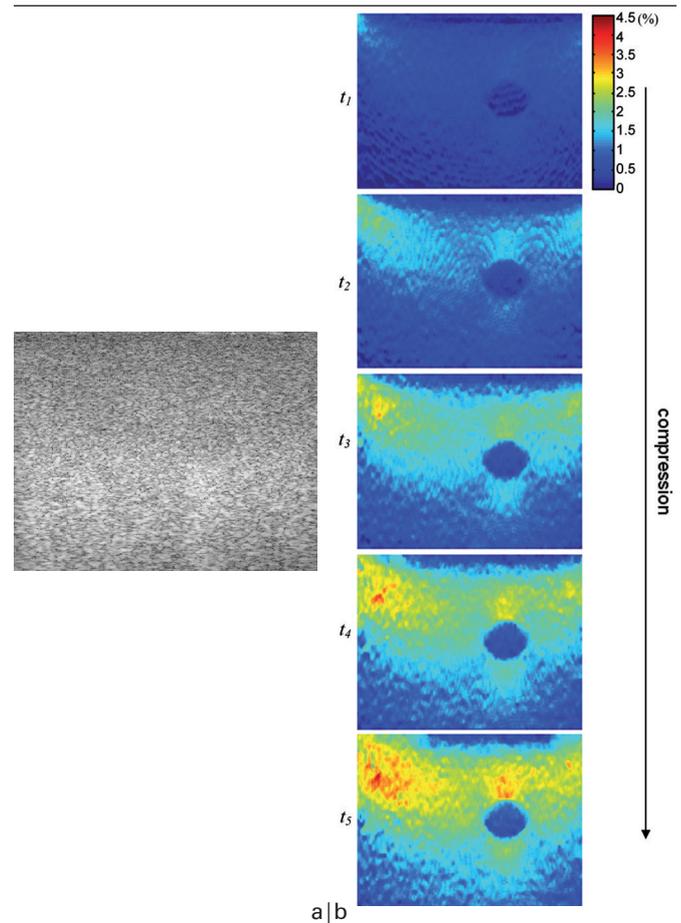


Fig. 4 : Résultats obtenus pour le fantôme CIRS, modèle 059.

- a** Image échographique mode-B du fantôme CIRS, modèle 059.
b Élastogrammes extraits de la séquence des images de déformation pour cinq points temporels. L'inclusion, plus rigide, est clairement mise en évidence sur ces images.

à la valeur précédente, bien que lors des expériences, les images échographiques soient acquises pendant que l'opérateur comprime lentement le milieu, montrant ponctuellement un relâchement de la pression par l'opérateur. Enfin, ce dernier tend à appliquer une compression légèrement plus forte sur la partie droite du fantôme modèle 049 et sur la partie gauche du modèle 059. Bien que la compression ne soit pas appliquée uniformément, la technique proposée permet clairement de visualiser les inclusions.

2. Résultats sur échantillons de foies bovins *ex vivo*

Des tests ont ensuite été effectués sur deux échantillons de foies bovins fraîchement excisés, contenant une inclusion plus rigide réalisée artificiellement en gel d'agar, gel adapté pour les expériences en élastographie (18). Les échantillons tissulaires ont une épaisseur de 2 à 3 cm et les inclusions mesurent 7 mm de diamètre. Durant l'acquisition, l'échantillon biologique est posé sur un support et sa surface supérieure est comprimée par un appui manuel de la sonde. Les surfaces verticales ne sont pas contraintes. L'incurvation de la surface supérieure rend souvent nécessaire une précompression importante du tissu avant de commencer l'acquisition des images. Elle rend également difficile une compression homogène du tissu.

L'image échographique classique mode-B ainsi que les champs de déformation (pour cinq points temporels), des échantillons de foies bovins #1 et #2 sont présentés respectivement en figures 6 et 7. Alors que l'inclusion peut être difficilement détectable sur l'image mode-B délivrée par l'échographe (fig. 6a et 7a), notamment pour l'échantillon tissulaire #2, elle est clairement mise en évidence sur les élastogrammes (fig. 6b et 7b). Comme pour les fantômes, nous pouvons observer que la déformation moyenne

du milieu augmente avec la compression, ainsi que le contraste entre l'inclusion et le tissu environnant. La figure 8 illustre l'évolution de la déformation moyenne pour deux zones d'intérêt sélectionnées sur l'échantillon #1, l'une appartenant à l'inclusion, l'autre au tissu de foie mais à la périphérie de cette dernière (fig. 8a). Un comportement similaire à celui du fantôme de sein est observable : la zone 1 appartenant à l'inclusion a une déformation moyenne variant de 0,1 % à 1,1 % et avec une pente plus

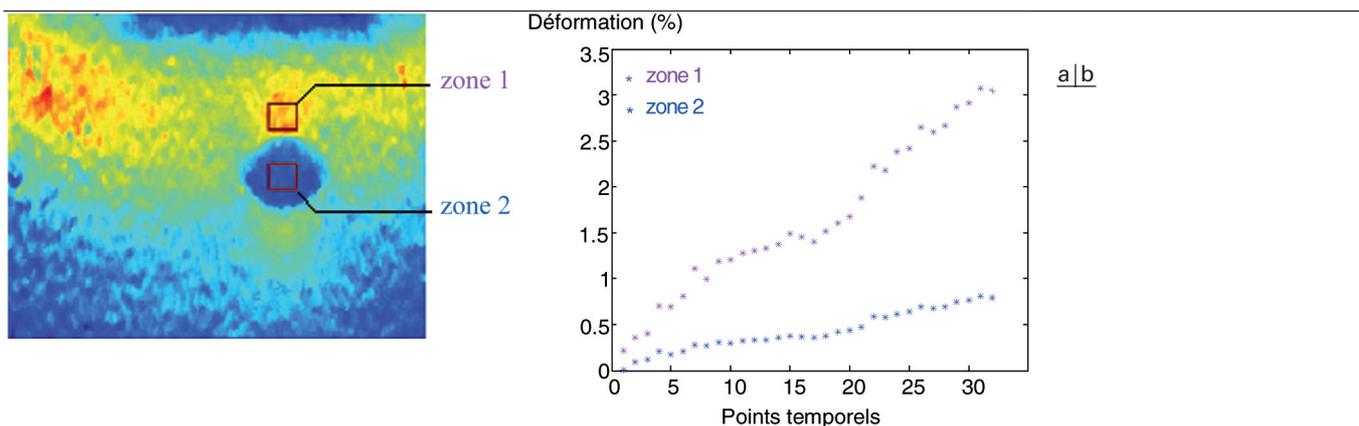


Fig. 5 : Évolution de la déformation du fantôme de sein avec la compression.
 a Sélection de deux régions d'intérêt, l'une appartenant à l'inclusion, l'autre au milieu environnant.
 b Déformation moyenne de ces deux régions au cours de l'acquisition, au fur et à mesure de la compression.

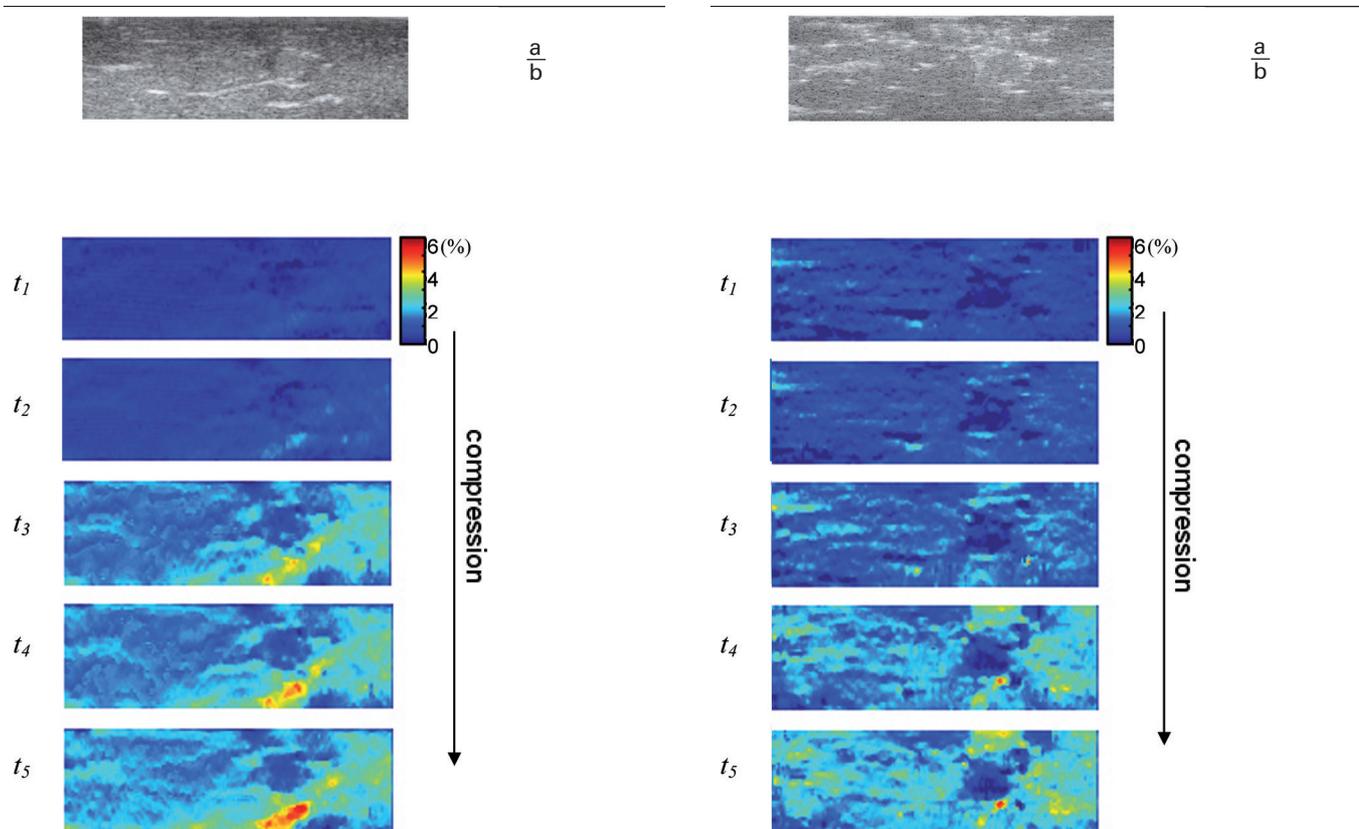


Fig. 6 : Résultats obtenus pour l'échantillon #1 de foie bovin *ex vivo* contenant une inclusion plus rigide en agar.
 a Image échographique mode-B de l'échantillon tissulaire.
 b Évolution de la déformation du milieu avec la compression.

Fig. 7 : Résultats obtenus pour l'échantillon #2 de foie bovin *ex vivo* contenant une inclusion plus rigide en agar.
 a Image échographique mode-B de l'échantillon tissulaire.
 b Évolution de la déformation du milieu avec la compression.

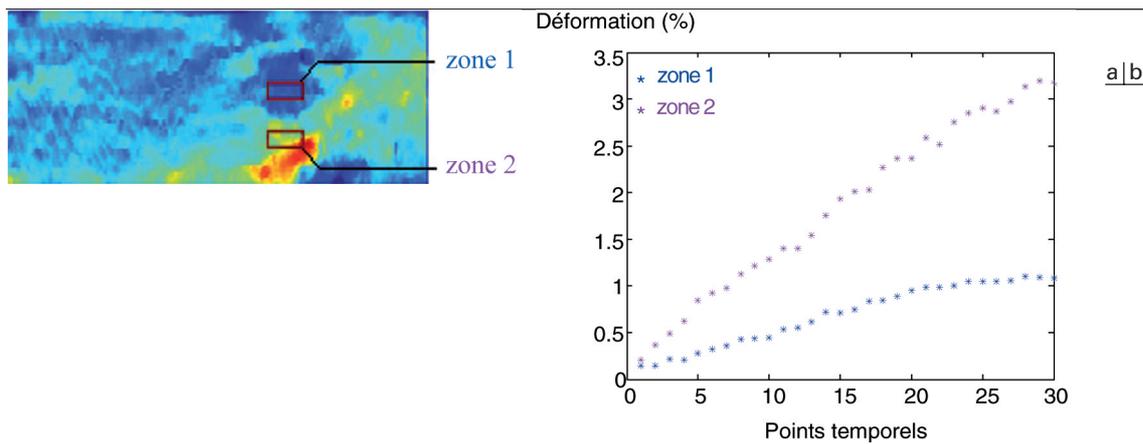


Fig. 8 : Évolution de la déformation de l'échantillon #1 de foie bovin avec la compression.
a Sélection de deux régions d'intérêt, l'une appartenant à l'inclusion, l'autre au milieu environnant.
b Déformation moyenne de ces deux régions au cours de l'acquisition, au fur et à mesure de la compression.

faible que la zone 2 appartenant au foie et dont la déformation évolue de 0,2 % à 3,2 % (fig. 8b).

Enfin, nous pouvons observer que dans le cas de l'échantillon #1, l'expérimentateur a eu tendance à appliquer une compression plus forte sur la partie droite du tissu.

Conclusions

Dans cet article, une méthode d'estimation 2D, localement régularisée de la déformation d'un tissu mou biologique soumis à une compression est présentée. Les paramètres de la déformation sont déterminés comme les arguments qui maximisent un critère de similarité entre une région du milieu avant compression et sa version déformée, compensée par les paramètres recherchés. La technique a été testée avec des acquisitions d'images ultrasonores effectuées en main-libre sur deux fantômes dédiés à l'élastographie ainsi que sur des échantillons de foies bovins *ex vivo*. Bien que les conditions de déformation soient complexes, les élastogrammes restent d'interprétation simple et les premiers résultats sont très encourageants. Les prochains travaux portent sur la poursuite des tests, notamment chez l'animal avec des données *ex vivo* et *in vivo*, afin d'évaluer notre méthode dans des conditions cliniques.

L'étude va également s'orienter vers la réduction du temps de calcul de la technique. Avec l'implantation actuelle, le temps d'exécution sur un PC (Pentium M ; Processeur 1,7 GHz ; RAM 1 GB) pour calculer un élastogramme est de plusieurs minutes. L'un des points forts de l'échographie est son caractère temps-réel, qui doit impérativement être préservé avec l'utilisation d'une méthode d'élastographie. En effet, afin de réaliser un examen optimal, l'échographiste doit pouvoir adapter la compression exercée sur le tissu, nécessitant l'affichage sans délai de l'image de déformation. Une implantation de l'algorithme sur une architecture dédiée (par exemple parallèle) pourra être étudiée.

Remerciements

Ces travaux ont été en partie financés par le Cancéropôle Grand Ouest.

Références

- Ophir J, Céspedes I, Ponnekanti H, Yazdi Y, Li X. Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrason Imag* 1991;13:111-34.
- Anderson WAD, Kissane JM. *Pathology*. St. Louis: C.V. Mosby Co. 9^e édition ; 1953.
- Kawamoto M, Mizugushi T, Katsuramaki T et al. Assessment of liver fibrosis by a noninvasive method of transient elastography and biochemical markers. *World J Gastroenterol* 2006;12: 4325-30.
- Krouskop TA, Wheeler TM, Kallel F, Garra, BS, Hall T. Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression. *Ultrason Imag* 1998;20:260-74.
- Lee RT, Grodzinsky AJ, Frank EH, Kamm RD, Schoen FJ. Structure-dependent dynamic mechanical behavior of fibrous caps from human atherosclerotic plaques. *Circulation* 1991;83: 1764-70.
- De Korte CL, Van der Steen AFW, Dijkman BHJ, Lancée CT. Performance of time delay estimation methods for small time shifts in ultrasonic signals. *Ultrasonics* 1997;35:263-74.
- Pesavento A, Perrey C, Krueger M, Ermert H. A Time-Efficient and Accurate Strain Estimation Concept for Ultrasonic Elastography Using Iterative Phase Zero Estimation. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Contr* 1999;46:1057-67.
- Alam SK, Ophir J, Konofagou EE. An adaptive strain estimator for elastography. *IEEE Trans Ultrason, Ferroelectr, Freq Contr* 1998;45:461-72.
- Brusseau E, Perrey C, Delachartre P, Vogt M, Vray D, Ermert H. Axial strain imaging using a local estimation of the scaling factor from RF ultrasound signals, *Ultrason Imag* 2000;22:95-107.
- Bilgen M. Wavelet-based strain estimator for elastography. *IEEE Trans Ultrason, Ferroelectr, Freq Contr* 1999;46:1407-15.
- O'Donnell M, Skovoroda AR, Shapo BM, Emelianov SY. Internal displacement and strain imaging using ultrasonic speckle tracking. *IEEE Trans Ultrason, Ferroelectr, Freq Contr* 1994;41:314-25.
- Konofagou E, Ophir J. A new elastographic method for estimation and imaging of lateral displacements, lateral strains, corrected axial strains and Poisson's ratios in tissues. *Ultrasound Med Biol* 1998;24:1183-99.

13. Chaturvedi P, Insana MF, Hall TJ. Testing the limitations of 2-D companding for strain imaging using phantoms. *IEEE Trans Ultrason, Ferroelectr, Freq Contr* 1998;45:1022-31.
14. Maurice RL, Ohayon J, Frétygny Y, Bertrand M, Soulez G, Cloutier G. Noninvasive vascular elastography: theoretical framework. *IEEE Trans Med Imag* 2004;23:164-80.
15. Pellot-Barakat C, Frouin F, Insana MF, Herment A. Ultrasound elastography based on multiscale estimations of regularized displacement fields. *IEEE Trans Med Imag* 2004;23:153-63.
16. Brusseau E, Kybic J, Deprez JF, Basset O. 2D locally regularized strain estimation from radiofrequency ultrasound images: Theoretical developments and results on experimental data. *IEEE Trans Med Imag*, in press.
17. Boggs PT, Tolle JW. Sequential quadratic programming, *Acta Numerica* 1996;4:1-51.
18. Hall TJ, Bilgen M, Insana MF, Krouskop TA. Phantom materials for elastography. *IEEE Trans Ultrason, Ferroelectr, Freq Contr* 1997;44:1355-64.