

Modélisation bilinéaire et estimation du déplacement pour l'imagerie de l'élasticité appliquée au cancer de la thyroïde

Bilinear modelling and estimation of displacement for thyroid cancer elasticity imaging

Philippe Delachartre¹, Hervé Liebgott¹, François Lacouture¹, Fabrice Morestin², Andrej Lyshchik³, Tatsuya Higaschi³, Ryo Asato⁴

¹ Creatis, CNRS UMR 5515, Inserm U 630, INSA, Blaise Pascal, 69100 Villeurbanne, France
philippe.delachartre@creatis.insa-lyon.fr

² LaMCoS, CNRS UMR 5514, INSA, J. C. A. Coulomb, 69100 Villeurbanne, France

³ Department of Diagnostic Imaging and Nuclear Medicine, Kyoto University Graduate School of Medicine, 54, Kawahara-cho, Sakyo-ku Kyoto, 606-8507, Japan, lyshchik@kuhp.kyoto-u.ac.jp

⁴ Department of Otolaryngology - Head and Neck Surgery, Kyoto University Graduate School of Medicine, Sakyo-ku, Kyoto, 606-8507, Japan

Manuscrit reçu le 2 juin 2006

Résumé et mots clés

Nous proposons dans cette étude une modélisation et une estimation du mouvement pour l'imagerie échographique de l'élasticité des tissus mous appliquée au diagnostic du cancer de la thyroïde. L'image de l'élasticité de la tumeur et des tissus environnants s'obtient par compression progressive de la thyroïde du patient à l'aide de la sonde échographique. La complexité des mouvements à analyser nécessite le développement d'un modèle paramétrique du déplacement et d'une méthode d'estimation des paramètres du modèle adaptée aux déplacements sub-pixels. Le modèle de mouvement est un modèle bilinéaire à 8 paramètres. L'estimation des paramètres du modèle s'effectue par une approche itérative multi-échelle. Cette approche est testée sur des images de simulation puis, sur des données cliniques. Les premiers résultats cliniques indiquent l'intérêt et le potentiel de cette technique d'imagerie pour la visualisation des tumeurs de la thyroïde.

Modèle paramétrique du déplacement, estimation de mouvement sub-pixel, mise en correspondance par bloc, approche multi-échelle, ultrasons, imagerie de l'élasticité de la thyroïde.

Abstract and key words

In this study we present a tissue motion modelling and estimation method for elasticity imaging with ultrasound applied to thyroid cancer. Elasticity image of tumor and surrounding tissue of thyroid gland is acquired under a freehand tissue compression using a standard ultrasound probe. The complexity of the movements to analyze requires the development of a parametric model of the displacement and a specific estimation method adapted to sub-pixel displacement. The motion model is a bilinear model with 8 parameters. The model parameters are estimated using a multi-scale iterative approach. This approach was tested on simulation images and clinical data. The first clinical results show the interest and the potential of such imaging technique for the visualization of thyroid tumors.

Parametric displacement modelling, sub-pixel tissue motion estimation, block matching, multiscale approach, ultrasound image, elasticity imaging of thyroid.

Remerciements

Cette étude a été financée par le contrat 17659366 du ministère de l'éducation, de la culture, des sports, des sciences et de la technologie du Japon.

Les auteurs souhaitent remercier le Pr K. Togashi du département « Diagnostic Imaging and Nuclear Medicine » et le Pr M. Hiraoka du département « Radiation Oncology and Image-guided Therapy » de l'école de médecine de l'université de Kyoto au Japon pour leur aide apportée au bon déroulement clinique de cette étude.

Merci au Pr M. F. Insana de l'institut Beckman à l'université Illinois, Urbana, IL et le Pr A.B. Brill du département de radiologie de l'université Vanderbilt à Nashville, TN pour leur aide scientifique.

Les auteurs tiennent également à remercier la société Siemens (Siemens Ultrasound Division, Siemens Medical Solutions, Mountain View, CA, USA) pour son aide technique.

1. Introduction

La palpation est la méthode la plus ancienne et la plus utilisée pour la détection des tumeurs de la thyroïde. Cette méthode s'appuie sur la différence d'élasticité entre les tissus sains et pathologiques [1]. La palpation reste cependant subjective, fortement dépendante de l'opérateur, et ceci plus particulièrement dans le cas de la détection et de la caractérisation de petites tumeurs ou de lésions profondes [2]. L'examen échographique est très utilisé en routine clinique car il permet de détecter les nodules thyroïdiens chez 50% des patients âgés de plus de 50 ans [3] [4] [5].

Cependant, la différenciation entre les formes bénignes et malignes de ces nodules n'est pas établie avec suffisamment de précision [6]. Le potentiel de la modalité d'imagerie ultrasonore peut être étendu par des techniques comme celle de l'imagerie de l'élasticité des tissus ou élastographie, qui s'obtient en imageant un tissu pour différents niveaux de compression [7] [8]. Ainsi, en estimant le mouvement tissulaire entre deux images, on peut obtenir une carte locale du déplacement ou de la déformation de ces tissus. Bien que cette technique ne soit pas encore utilisée en routine clinique, elle présente une forte attractivité en terme de discrimination des tissus pour une résolution spatiale comparable à l'imagerie échographique conventionnelle. Ainsi, il a été démontré que, par cette technique, il est possible de différencier des tumeurs malignes et bénignes de par l'hétérogénéité de leurs distributions d'élasticité internes [9] [10].

De récentes études ont montré la validité clinique de l'élastographie ultrasonore pour le diagnostic du cancer de la thyroïde [11] [12]. La glande thyroïde est un bon candidat pour l'examen par échographie de l'élasticité. Elle est très accessible et peut être facilement comprimée directement contre les structures internes voisines en appuyant avec la sonde échographique.

Les limitations actuelles sont liées au faible nombre des composantes de déplacement estimés au regard de la complexité du mouvement. Dans la plupart des applications cliniques [9]-[12], un estimateur 1D donnant la translation rigide axiale est utilisé

pour établir la carte locale des déplacements ou des déformations ; l'information liée à l'élasticité étant directement extraite à partir du signal ultrasonore radio fréquence (RF). Cela se traduit sur les images d'élasticité par une possible dégradation liée à la décorrélation introduite par des artefacts de mouvement. Ces artefacts sont dus à la pulsativité de l'artère carotide et aux mouvements non axiaux de la glande thyroïde sous compression.

Nous proposons dans cette étude une modélisation du déplacement par un modèle bilinéaire à 8 paramètres et une estimation de ces paramètres par une approche itérative multi-échelle. Le modèle bilinéaire permet la prise en compte de mouvements complexes pouvant combiner ceux d'un modèle affine et des composantes croisées du déplacement [13]. De ce fait, il est bien adapté à l'imagerie de l'élasticité par échographie. L'estimation des 8 composantes du modèle s'effectue par la mise en correspondance de 4 blocs au sein d'une zone d'étude extraite de l'image initiale et recherchée dans l'image après compression du milieu. La mise en correspondance des blocs est obtenue par minimisation d'une fonction de coût basée sur une fonction de corrélation normalisée. Les déplacements recherchés sont en général inférieurs au pixel. Pour cette raison, une approche multi-échelle est proposée. Elle permet à chaque itération d'améliorer localement l'estimation des 8 paramètres du modèle de déplacement sans augmentation de la complexité du calcul de la fonction de coût.

Le modèle de déplacement et la méthode d'estimation sont appliqués aux images échographiques RF de la thyroïde acquises pendant que le praticien comprime progressivement la thyroïde du patient avec la sonde échographique. Des images échographiques est extraite une carte locale du déplacement ou de la déformation de la tumeur et des tissus environnants de la thyroïde.

L'article est organisé en 6 sections. Dans la section 2, nous décrivons le modèle de mouvement paramétrique et l'estimation de ces paramètres. En particulier, nous détaillons la mise en correspondance par blocs avec l'approche multi-échelle pour l'estimation locale des paramètres du mouvement. Dans la section 3, nous présentons un résultat de simulation proposant un réglage de la méthode d'estimation adapté aux images échographiques

RF. La partie 4 décrit le protocole expérimental pour l'acquisition des données cliniques. La partie 5 donne un résultat expérimental sur un objet test puis, les résultats obtenus à partir des images de 3 cas cliniques : normal, tumeur bénigne, tumeur maligne.

2. Modèle et méthode

2.1. Modèle de mouvement

Nous avons choisi d'utiliser un modèle de forme bilinéaire, que l'on retrouve dans des applications de mécanique [14]. Le champ de déplacement retenu est donc le suivant :

$$\begin{cases} u(x,y) = a_u \cdot x + b_u \cdot y + c_u \cdot x \cdot y + d_u \\ v(x,y) = a_v \cdot x + b_v \cdot y + c_v \cdot x \cdot y + d_v \end{cases} \quad (1)$$

Il contient les termes de translation de corps rigide (d_u et d_v), les termes d'élongation et de cisaillement (a_u , a_v et b_u , b_v) et des termes croisés (c_u et c_v).

Ce champ exprime le déplacement u et v , respectivement suivant les axes x et y , par rapport à un point P au centre du repère de coordonnées (x,y) . Le rôle de chaque composante est illustré sur la figure 1.

La figure 2 illustre la déformation d'une région de l'image initiale. La taille de la région est Lu par Lv . Pour simplifier, les régions de l'image initiale et déformée sont représentées sur le même repère.

Le déplacement des 4 points initiaux (A,B,C,D) en (A^*,B^*,C^*,D^*) vérifient le modèle de champ bilinéaire (1). On obtient deux systèmes de 4 équations donnant les coordonnées des points (A^*,B^*,C^*,D^*) du motif déformé.

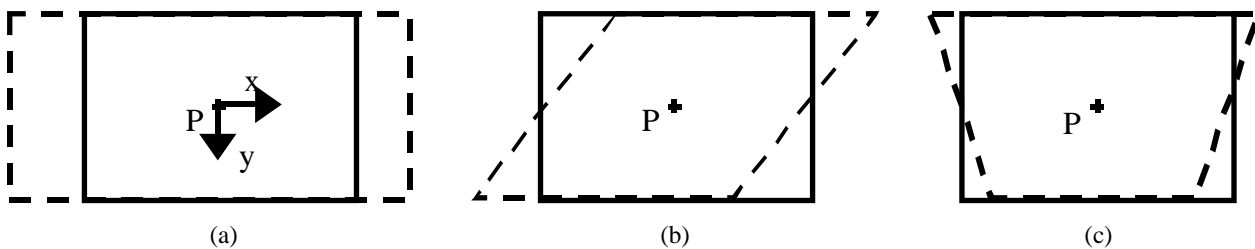


Figure 1. Déplacement suivant l'axe x ; déformation d'un motif initial (trait plein) en un nouveau motif (trait pointillé) suivant le modèle bilinéaire. Tous les termes sont nuls sauf : (a) $a_u = 0,5$; (b) $b_u = -0,5$; (c) $c_u = 0,1$.

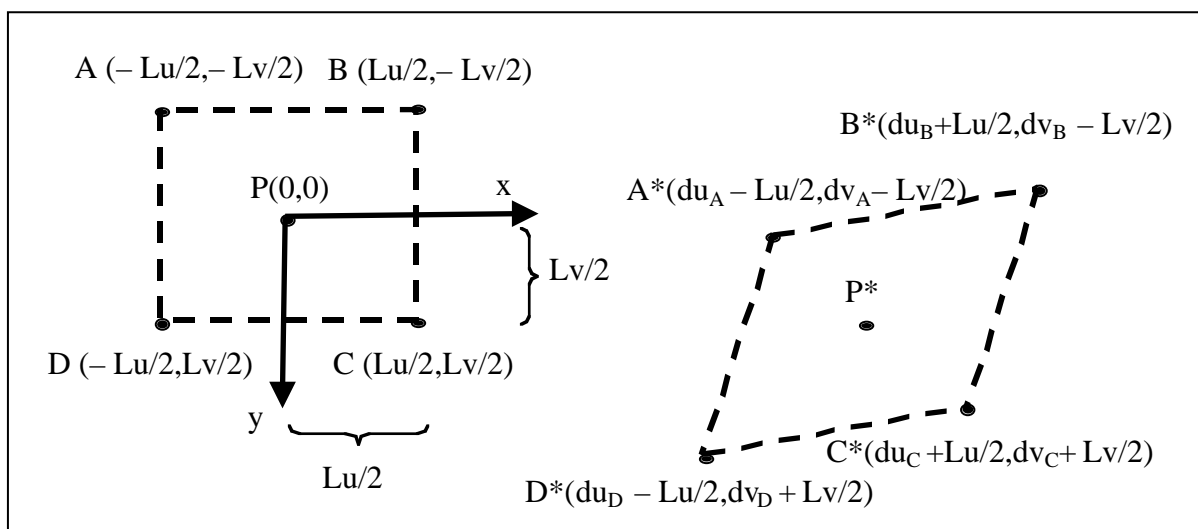


Figure 2. Évolution d'un motif entre les images avant (motif centré en P) et image après déformation (motif centré en P^*).

$$\begin{cases} dI_A = -a_I \frac{Lu}{2} - b_I \frac{Lv}{2} + c_I \frac{LuLv}{4} + d_I \\ dI_B = a_I \frac{Lu}{2} - b_I \frac{Lv}{2} - c_I \frac{LuLv}{4} + d_I \\ dI_C = a_I \frac{Lu}{2} + b_I \frac{Lv}{2} + c_I \frac{LuLv}{4} + d_I \\ dI_D = -a_I \frac{Lu}{2} + b_I \frac{Lv}{2} - c_I \frac{LuLv}{4} + d_I \end{cases} \quad (2)$$

où $I = u$ ou v pour l'obtention des deux systèmes d'équations. Ensuite, les déplacements (du_J, dv_J) de chacun des points $J = A, B, C, D$ sont estimés dans une région de l'image pour calculer les coefficients du champ de déplacement paramétrique.

2.2. Estimation des paramètres

La méthode proposée consiste à déterminer le déplacement d'une région centrée en P de l'image initiale à partir de 4 blocs jointifs centrés respectivement en A, B, C et D . Ces blocs entourent le point P , que l'on définit comme l'origine (coordonnée $(0,0)$). Les quatre blocs sont de même taille : Lu par Lv . La région centrée en P est recherchée dans l'image déformée dans une région autour d'un point. Les coordonnées de ce point sont fixées en fonction des coordonnées de P et de valeurs initiales. Les valeurs initiales sont données par les valeurs précédemment estimées et la prise en compte des caractéristiques du déplacement dans l'image.

2.2.1. Initialisation

Afin de calculer le champ de déplacement sur l'ensemble de l'image échographique, nous avons cherché un principe de parcours adapté au cas de l'élastographie. En effet, la force appliquée sur les tissus est en général faible (quelques Newtons) et la déformation engendrée est de l'ordre du pourcent. De plus, la force est appliquée par la sonde échographique ; ainsi les tissus directement en contact avec la sonde se déplacent peu (par rapport à la sonde) et ces déplacements augmentent à mesure que la profondeur dans le tissu augmente. Par convention, la représentation de l'image échographique est telle que la sonde se situe au dessus, plaquée sur le haut de l'image. D'après les explications précédentes, on peut supposer que le haut de l'image n'a donc subi aucun déplacement entre les deux images avant et après déformation.

Afin de parcourir régulièrement l'image, on construit une grille de dimension fixe, où les déplacements seront calculés : ces points constituent l'ensemble des centres P de chaque région d'intérêt.

Un parcours de l'image adapté à l'élastographie consiste à balayer l'image en partant du point de la première ligne de la grille et situé dans la colonne centrale. Le déplacement initial de ce point est supposé nul. Puis la progression se fait en triangle autour de ce point, en descendant dans l'image comme indiqué figure 3. On peut alors répercuter les résultats de déplacements trouvés pour les points précédents. Ainsi la recherche du déplacement pourra être limitée à quelques pixels voisins. Le point de coordonnées (i, j) a pour déplacement initial (avec i la ligne et j la colonne) :

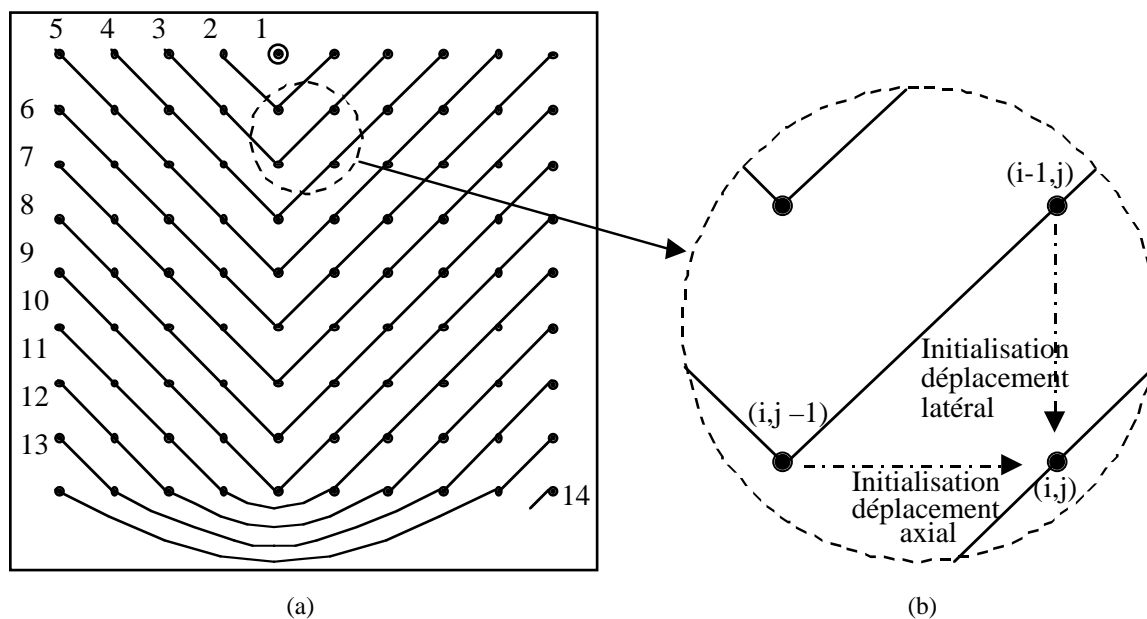


Figure 3. Parcours de l'image pour le calcul du champ de déplacement. (a) Les points représentent la grille où les déplacements sont calculés. Les traits regroupent les points où le calcul est effectué, suivant l'ordre de numérotation indiquée. (b) Initialisation du déplacement pour un point de coordonnées (i, j) .

- dans la direction axiale, celui du point de coordonnées $(i, j - 1)$ ou $(i, j + 1)$ (voisin de gauche ou de droite calculé précédemment)
- dans la direction latérale, celui du point $(i - 1, j)$ (voisin du haut calculé précédemment).

2.2.2. Estimation locale

Parmi les méthodes de mise en correspondance par blocs [15], celles fondées sur la corrélation normalisée ont montré qu'elles sont adaptées à la texture des images ultrasonores [16].

$$\rho(\alpha, \beta) = 1 - \frac{\sum_{i=1}^l \sum_{j=1}^k [X_0(i, j) - \bar{X}_0] [X_1(i + \alpha, j + \beta) - \bar{X}_1]}{\sqrt{\sum_{i=1}^l \sum_{j=1}^k [X_0(i, j) - \bar{X}_0]^2 \sum_{i=1}^l \sum_{j=1}^k [X_1(i + \alpha, j + \beta) - \bar{X}_1]^2}} \quad (3)$$

où ρ est le coefficient de corrélation normalisé. X_0 est une région de l'image initiale contenant les 4 blocs et X_1 la région de recherche dans l'image après déformation. Ces régions ont pour dimension $l \times k$ (latéral*axial) et (α, β) sont les coordonnées du décalage de la région X_0 par rapport à X_1 . Les valeurs moyennes spatiales des pixels des régions X_0 et X_1 sont notées respectivement \bar{X}_0 et \bar{X}_1 .

Cette fonction (3) est minimale lorsque les deux régions X_0 et X_1 sont mises en correspondance. Ainsi, en minimisant la fonction de corrélation normalisée, on peut déduire le déplacement (du_J, dv_J) d'un point $J = A, B, C, D$, centre d'un des 4 blocs.

$$\rho(du_J, dv_J) = \arg \min_{\alpha, \beta} \rho(\alpha, \beta) \quad (4)$$

Les positions des nouveaux centres sont notées P^*, A^*, B^*, C^* et D^* , dans l'image après déformation.

Le déplacement recherché dans la région d'intérêt (A', B', C', D') centrée en P (figure 4.a) est supposé homogène et a pour forme celle présentée dans l'équation (1) (forme bilinéaire). Les 4 blocs jointifs forment la zone d'étude (figure 4.a).

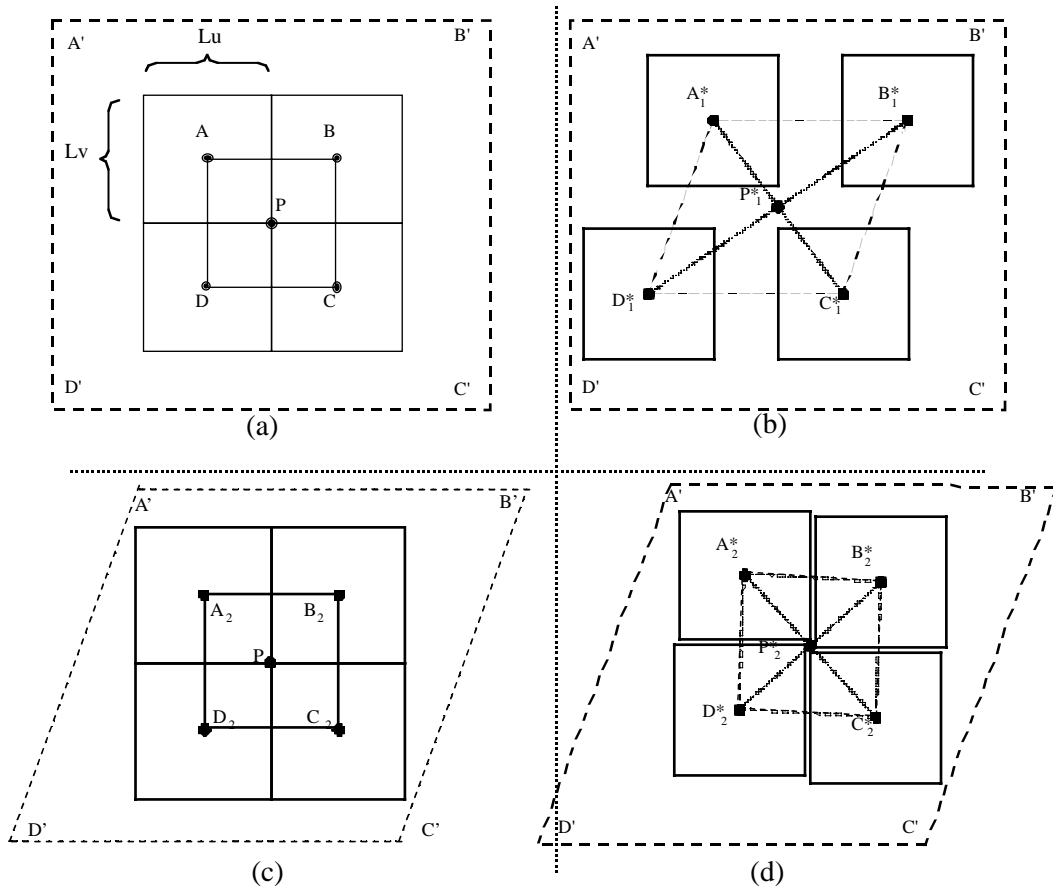


Figure 4. Calcul du champ de déplacement autour du point P. (a) Étape 1. Image initiale. Sélection de 4 blocs adjacents dans l'image initiale. (b) Étape 1. Image déformée. Recherche de la meilleure corrélation pour chacun des 4 blocs dans l'image déformée. Estimation du champ de déplacement par (1). (c) Étape 2. Image initiale. Déformation de la région d'intérêt suivant le champ trouvé (losange pointillé ($A'B'C'D'$)) et sélection des 4 blocs de centre P. (d) Étape 2. Image déformée. Recherche de la meilleure corrélation pour les 4 blocs. Estimation du nouveau champ de déplacement par (1).

Pour chaque itération, l'algorithme se déroule en trois étapes :

- Pour chacun des quatre blocs initiaux (figure 4.a), sa nouvelle position est recherchée dans l'image après déformation au sein de la région d'intérêt par une méthode exhaustive fondée sur la corrélation normalisée. Ainsi, pour chacun des quatre blocs, son déplacement (du_J, dv_J) est calculé, avec $J = A, B, C$ ou D . Les positions des centres ainsi trouvées de chaque bloc dans l'image après déformation $(A_i^*, B_i^*, C_i^*$ et D_i^* , avec i l'itération en cours) forment un quadrilatère (figure 4.b). Son centre, P_i^* est la nouvelle position du centre de la zone étudiée.

- La forme du quadrilatère $A_i^* B_i^* C_i^* D_i^*$ définit une déformation, avec pour centre P_i^* . Le but est ici d'estimer cette déformation; elle se déduit des déplacements estimés pour chaque bloc (étape précédente). Les paramètres du modèle de déplacement de l'équation (1) peuvent être estimés pour la zone d'étude. Ils s'obtiennent comme suit après avoir résolu le système d'équations (2):

$$\begin{pmatrix} a_u \\ b_u \\ c_u \\ d_u \end{pmatrix} = M \cdot \begin{pmatrix} du_A \\ du_B \\ du_C \\ du_D \end{pmatrix} \text{ et } \begin{pmatrix} a_v \\ b_v \\ c_v \\ d_v \end{pmatrix} = M \cdot \begin{pmatrix} dv_A \\ dv_B \\ dv_C \\ dv_D \end{pmatrix} \tag{5}$$

avec

$$M = \frac{1}{2} \begin{pmatrix} -\frac{1}{Lu} & \frac{1}{Lu} & \frac{1}{Lu} & -\frac{1}{Lu} \\ -\frac{1}{Lv} & -\frac{1}{Lv} & \frac{1}{Lv} & \frac{1}{Lv} \\ \frac{2}{Lu \cdot Lv} & -\frac{2}{Lu \cdot Lv} & \frac{2}{Lu \cdot Lv} & -\frac{2}{Lu \cdot Lv} \\ \frac{1}{2} & \frac{1}{2} & \frac{1}{2} & \frac{1}{2} \end{pmatrix} \tag{6}$$

- Une fois ces termes calculés, l'ensemble de la zone d'étude de l'image de référence est déformé suivant la loi (1) et avec pour

centre P . Une nouvelle région de référence est ainsi créée et découpée en 4 blocs (figure 4.c). L'opération 1 se répète avec ces nouveaux blocs dans l'itération suivante (figure 4.d).

2.2.3. Approche multi-échelle

Les déplacements recherchés étant localement inférieurs au pixel, nous proposons une approche itérative multi-échelle où, la résolution de la grille de calcul de mise en correspondance, est augmentée à chaque itération. La figure 5 montre le principe de la mise en correspondance multi échelle. L'interpolation est de plus en plus importante pour chaque nouvelle itération de calcul. Par exemple, si l'interpolation par itération est d'un facteur 3, X_1 sera interpolée par un facteur 3 lors de l'itération 1, puis, par un facteur 9 lors de l'itération 2, etc. Cependant, le déplacement déterminé à l'itération $i - 1$ sert de départ à l'itération i ; la nouvelle zone de recherche X_1 devient donc la zone autour de ce déplacement. Ainsi, à chaque itération la complexité du calcul de corrélation reste la même puisque la taille de la région X_0 reste inchangée et, seule, X_1 est interpolée. Cette méthode peut s'apparenter à une recherche multi-échelle; la différence est que les niveaux d'échelle sont construits par une interpolation de la zone de recherche.

3. Simulation

Le milieu simulé est composé d'un milieu englobant homogène et d'une inclusion cylindrique au centre de diamètre 10 mm trois fois plus dure que le milieu englobant. Le déplacement vrai est obtenu par un calcul d'éléments finis. Les images échographiques sont simulées à partir du modèle acoustique linéaire mis en œuvre dans le logiciel Field [17] et des paramètres du système d'imagerie utilisé pour l'examen clinique (voir paragraphe 4). Le champ de déplacement estimé est obtenu en appli-

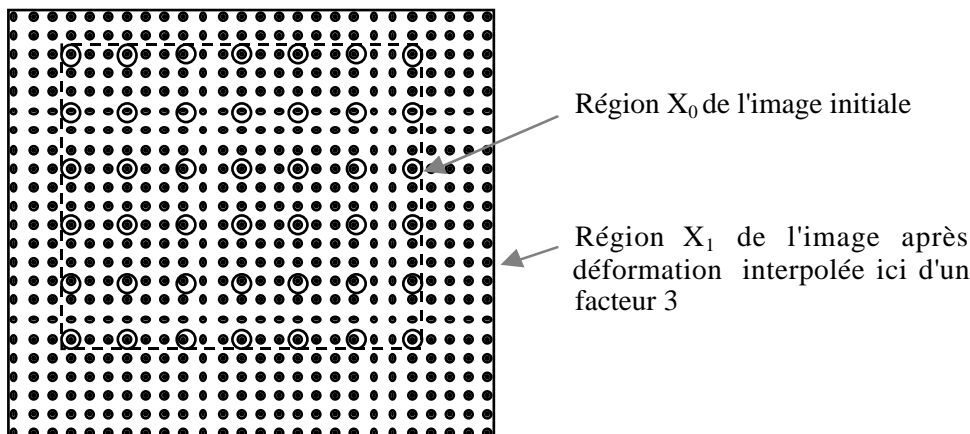


Figure 5. Calcul de mise en correspondance des régions X_0 et X_1 selon l'approche multi échelle. La région X_0 est positionnée sur la zone de recherche X_1 interpolée ici d'un facteur 3. Les cercles représentent les pixels de X_0 , les points ceux de X_1 .

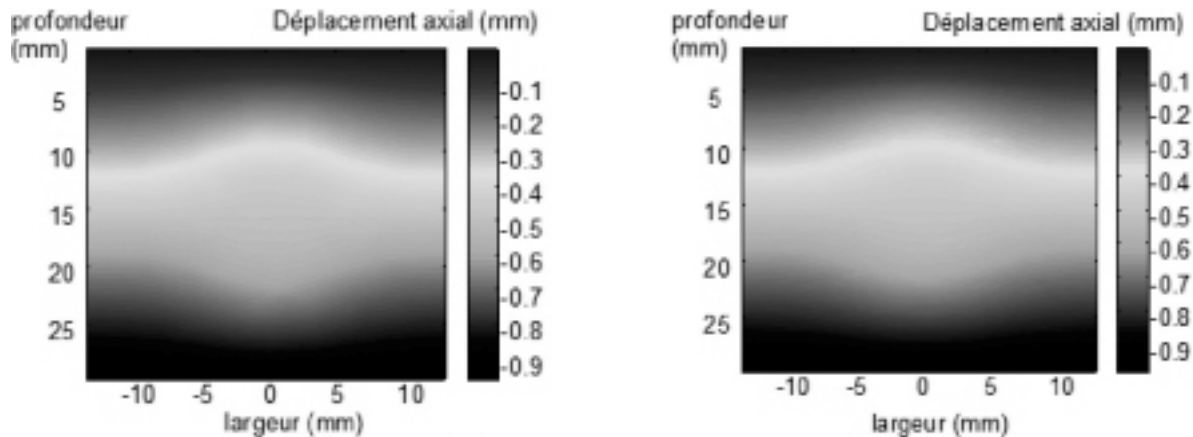


Figure 6. Déplacement axial vrai (a) et estimé (b).

quant aux images échographiques simulées le modèle de mouvement et la méthode d'estimation présentés au paragraphe 2. La figure 6 montre les déplacements vrais (a) et estimés (b) de la composante axiale du déplacement $v(x, y)$. On distingue nettement l'effet de l'inclusion dure au centre des 2 images. Le résultat de l'estimation dépend de la résolution. Sur ces images échographiques, 1 pixel en axial vaut 0,0214 mm et un 1 pixel en latéral 0,12 mm.

Pour le calcul des estimations, une étude préliminaire nous a conduit à retenir les valeurs des paramètres suivants. La taille d'un bloc est $Lv = 15$ pixels = 0,32 mm en axial et $Lu = 6$ pixels = 0,72 mm en latéral. Le calcul se fait avec 2 itérations et un facteur d'interpolation de 3 par itération. Ainsi, la précision est de 1/9 de pixel dans les 2 directions.

La valeur moyenne absolue de l'erreur calculée entre les déplacements vrais (a) et estimés (b) est de 3/100^{ème} de pixel. Compte tenu de la valeur relativement faible de l'erreur, ces paramètres d'estimation sont conservés pour l'étude expérimentale.

4. Protocole expérimental

4.1. Patients

La validité clinique de la méthode proposée a été testée sur les données de trois patients. Le premier, un homme âgé de 31 ans, présente une glande thyroïde normale. Le second, une femme de 54 ans, est affecté d'une tumeur bénigne. Il s'agit d'un adénome folliculaire rencontré dans 90% des nodules thyroïdiens solitaires. Le troisième patient, une femme de 48 ans, est atteint d'un cancer papillaire de la thyroïde. Il est le plus fréquent des cancers de la thyroïde et figure parmi ceux ayant le plus haut potentiel de guérison. Le protocole d'étude a été approuvé par le comité d'éthique de l'université de Kyoto. Avant son intégration au protocole, chaque patient a donné son consentement

écrit, conformément à ce qui est exigé par le comité de l'université de Kyoto.

4.2. Examen clinique

L'examen échographique pour tous les patients a été réalisé avec un système Siemens SONOLINE Elegra équipé d'une sonde linéaire de fréquence 7,5 MHz et modifié pour l'imagerie de l'élasticité (Siemens Medical Systems, Issaquah, WA, USA). Les images ont été acquises et analysées par un radiologue expérimenté. Pour tous les patients, l'examen clinique a commencé par une échographie conventionnelle (image en mode *B*). Le patient est dans la position standard pour cet examen. À savoir, le patient est allongé sur le dos, et un oreiller est placé sous la nuque pour incliner la tête vers l'arrière. La sonde échographique est placée sur la face antérieure du cou et orientée perpendiculairement à l'axe longitudinal du lobe thyroïdien examiné. De cette façon, l'image acquise est une coupe transversale de la thyroïde.

Durant l'examen échographique en mode *B*, les lésions de la thyroïde sont identifiées et une région d'intérêt pour l'imagerie par élastographie est sélectionnée pour chaque lésion.

Après l'examen mode *B*, pour chaque lésion examinée, une séquence de 26 images est acquise au cours de la compression à la cadence de 16 images/s et sauvegardée en mémoire. La compression de la thyroïde est réalisée par le médecin en appuyant progressivement avec la sonde échographique.

4.3. Données

Au sein de l'échographe, une image numérique est constituée de 312 signaux *RF* échantillonnés à 36 MHz et distants de 0,12 mm. Cela correspond à l'intervalle de distance entre deux cristaux piézoélectriques de la sonde échographique. Ces signaux *RF* indispensables pour le calcul des images d'élasticité ne sont pas

directement disponibles pour des raisons d'encombrement mémoire sur l'échographe. Les signaux numériques disponibles sont les signaux en phase et en quadrature (IQ) obtenus après démodulation et décimation d'un facteur 2 des signaux RF .

Les signaux RF sont ensuite reconstruits hors ligne à partir des données IQ , en sur-échantillonnant d'un facteur 4, et en modulant les signaux IQ .

5. Résultats

L'image de la déformation axiale ou élastogramme axial est obtenue en calculant le déplacement entre 4 paires d'images RF de la thyroïde sous compression selon le modèle et la méthode développés dans la partie 2. L'image de la déformation axiale ($\partial v(x,y)/\partial y$) est la dérivée de la composante axiale du déplacement dans l'équation (1) par rapport à la direction axiale. Pour chaque résultat développé, l'élastogramme est comparé à l'image échographique usuelle appelée image mode B. Celle-ci s'obtient après détection de l'enveloppe des signaux RF et amplification logarithmique.

5.1. Résultat préliminaire sur fantôme

Nous présentons un résultat expérimental préliminaire afin de visualiser un élastogramme dans une situation simple. Ce résultat est obtenu sur un objet test (appelé fantôme) imitant les propriétés acoustiques et élastiques des tissus biologiques mous. L'objet considéré est un cube en mousse de 5 cm de côté dans lequel a été injecté un mélange de silicone formant une inclusion iso-échogène dure d'environ 10 mm de diamètre. Le terme iso-échogène signifie que l'inclusion et le milieu englobant ont un faible contraste acoustique. La figure 7 montre l'image échographique (a) et l'image de déformation (b) obtenues.

L'inclusion dure est facilement visible sur l'élastogramme alors qu'elle est quasiment invisible sur l'image échographique. La différence de visibilité de l'inclusion entre les deux images s'explique par le fait que le contraste acoustique est faible entre l'inclusion et le milieu environnant alors que le contraste d'élasticité est élevé. De part sa rigidité, l'inclusion ne s'est presque pas déformée (déformation axiale voisine de 0%) sous l'effet de la compression externe appliquée à l'objet.

5.2. Résultats cliniques

Les résultats portent sur les trois patients énoncés au paragraphe 4.1.

La figure 8 montre l'image échographique (a) et l'élastogramme (b) d'une glande thyroïde normale. La glande thyroïde notée « T » apparaît sur l'élastogramme comme une région globalement homogène un peu molle avec une valeur de déformation moyenne de $-0,5\%$. Par comparaison, la région de la thyroïde « T » apparaît moins dure que la région des muscles antérieurs du cou notés « M », dont la déformation moyenne est de 0% . Les surfaces médianes (Ms), antérieures (As) et postérieures (Ps) de la glande thyroïde peuvent être facilement distinguées des structures environnantes. En revanche, la visualisation des tissus localisés sur la surface latérale (Ls) de la glande thyroïde est altérée par des artefacts de mouvement liés à la pulsativité de l'artère carotide.

La figure 9 représente l'image échographique (a) et l'élastogramme (b) d'une glande thyroïde dont le lobe droit est atteint d'une tumeur bénigne (adénome folliculaire) dans la région notée « Tm » sur les 2 images. À l'échographie la tumeur iso-échogène est très difficile à visualiser. Sur l'élastogramme, la tumeur est partiellement visible et apparaît légèrement plus dure (0%) que le tissu sain environnant de la thyroïde (déformation de $-0,5\%$). Mais, le médecin note que les contours sont irréguliers et restent parfois imprécis.

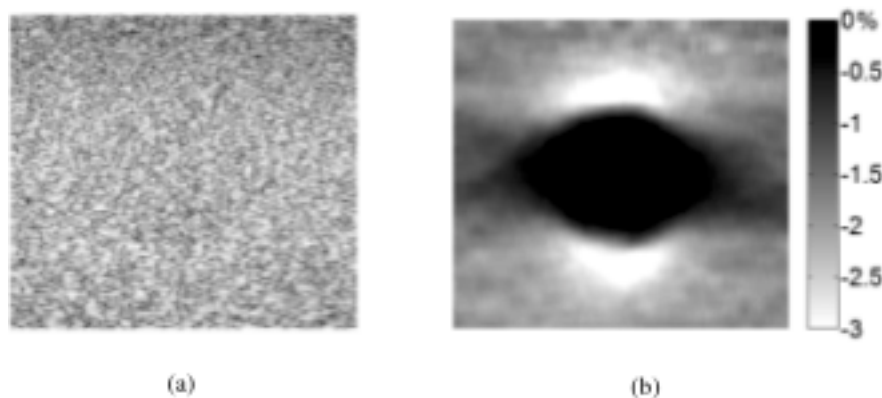


Figure 7. Objet test en mousse avec une inclusion dure en silicone. La région de l'inclusion est représentée sur l'image échographique mode B (a) et l'image de la déformation axiale (b).

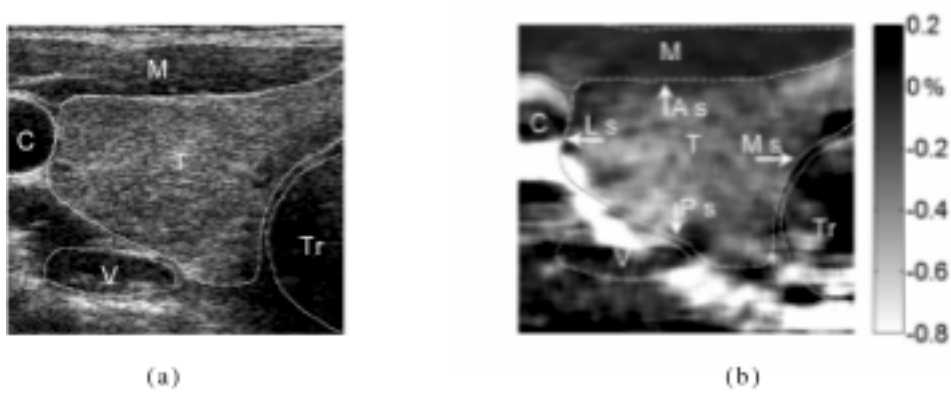


Figure 8. Coupe transversale sans lésion du lobe gauche de la glande thyroïde d'un patient de 31 ans. T – glande thyroïde, C – artère carotide, V – Veine jugulaire, M – muscles antérieurs du cou, Tr – trachée, As – surface antérieure, Ps – surface postérieurs, Ms – surface médiane, Ls – surface latérale. (a) Image échographique mode B. (b) Image de la déformation axiale.

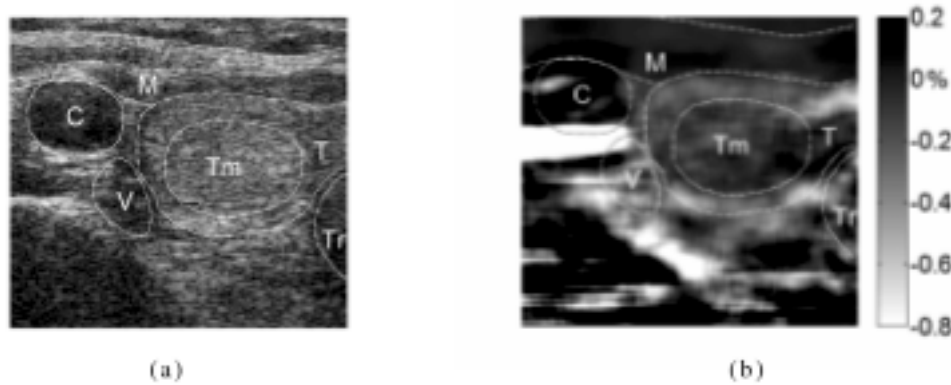


Figure 9. Coupe transversale de la glande thyroïde affectée d'une tumeur bénigne (adénome folliculaire) chez une patiente de 54 ans. La tumeur de 15 mm est localisée dans le segment latéral du lobe droit de la thyroïde. T – glande thyroïde, Tm – tumeur; C – artère carotide, V – Veine jugulaire, M – muscles antérieurs du cou, Tr – trachée. (a) Image échographique mode B. (b) Image de la déformation axiale.

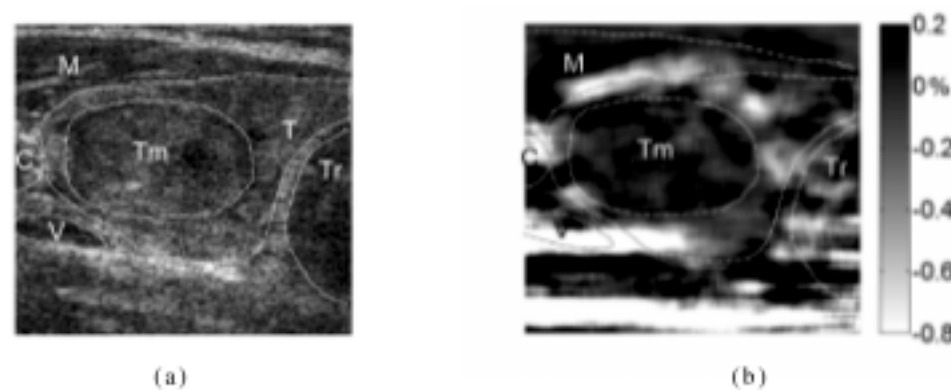


Figure 10. Coupe transversale de la glande thyroïde affectée d'une tumeur maligne (adénome carcinome papillaire) chez une patiente de 48 ans. La tumeur de 18 mm est localisée dans la partie centrale du lobe gauche de la thyroïde. T – glande thyroïde, Tm – tumeur; C – artère carotide, V – Veine jugulaire, M – muscles antérieurs du cou, Tr – trachée. (a) Image échographique mode B. (b) Image de la déformation axiale.

La figure 10 montre l'image échographique (a) et l'élastogramme (b) d'une glande thyroïde dont la partie centrale du lobe gauche est atteinte d'une tumeur maligne (cancer thyroïdien papillaire) dans la région notée «*Tm*» sur les 2 images. Sur l'élastogramme, la tumeur est très visible et contrastée (0 %) par rapport au tissu environnant (−0,5 % à −1 % de déformation). Les contours de la tumeur sur l'élastogramme sont décrits par le médecin comme étant distincts et réguliers.

Au regard des résultats présentés ici, l'examen par échographie de l'élasticité de la thyroïde pour le diagnostic des tumeurs s'avère très attractif. En effet, d'un point de vue clinique, l'obtention de l'élastogramme requiert la simple compression de la thyroïde avec la sonde et permet, en complément de l'image échographique, de renforcer le diagnostic initial.

En revanche, le gain apporté par l'élastographie pour le diagnostic des tumeurs dépend de la qualité de la compression réalisée par l'opérateur. En effet, suivant la compression appliquée avec la sonde, le médecin peut limiter les mouvements de la glande thyroïde en dehors du plan image et permettre ainsi l'obtention d'un élastogramme exploitable. Ces mouvements sont favorisés par l'anatomie des structures mobiles environnantes comme la trachée et la veine jugulaire et doivent être contenus lors de la compression.

6. Conclusion

Nous proposons une nouvelle technique d'imagerie ultrasonore pour le diagnostic du cancer de la thyroïde. Cette technique, fondée sur l'échographie, permet en appuyant progressivement sur la thyroïde avec la sonde échographique, d'obtenir une image de déformation traduisant les caractéristiques élastiques des tumeurs et des tissus mous environnants.

La complexité des mouvements à analyser a nécessité le développement d'un modèle paramétrique du déplacement et d'une méthode d'estimation des paramètres du modèle adaptée aux déplacements sub-pixels. Cette approche a été testée sur des images de simulation puis, sur des données cliniques.

Les premiers résultats cliniques indiquent l'intérêt et le potentiel de cette technique d'imagerie pour la visualisation des tumeurs de la thyroïde. En effet, d'un point de vue clinique, l'obtention de l'élastogramme requiert la simple compression de la glande thyroïde avec la sonde et permet, en complément de l'image échographique, de renforcer le diagnostic initial. Ces résultats ouvrent la voie à de futures études cliniques destinées à vérifier la pertinence de l'élastographie pour le diagnostic du cancer de la thyroïde.

De plus, la méthode proposée peut être enrichie d'un modèle temporel d'évolution des paramètres du déplacement. Le but ne sera alors plus seulement de connaître ces paramètres à partir d'un ensemble de deux images mais de réaliser un suivi des paramètres au cours de la séquence d'images échographiques de la thyroïde soumise à une compression progressive.

Références

- [1] SIPERSTEIN A.E., CLARK O.H., *Thyroid Diseases: Tumors. Carcinoma of Follicular Epithelium. Surgical Therapy*. In: Braverman LE, Utiger RD, eds. *Werner and Ingbar's The Thyroid A Fundamental and Clinical Text*. 8th ed. Lippincott Williams & Wilkins 2000; 898-899.
- [2] TAN G.H., GHARIB H., READING C.C., *Solitary thyroid nodule. Comparison between palpation and ultrasonography*. *Arch Intern Med*. 1995 Dec 11-25;155(22): 2418-23.
- [3] BRANDER A., VIKINKOSKI P., NICKELS J., KIVISAARI L., *Thyroid gland: US screening in a random adult population*. *Radiology*. 1991; 181: 683-7.
- [4] EZZAT S., SARTI D.A., CAIN D.R., BRAUNSTEIN G.D., *Thyroid incidentalomas. Prevalence by palpation and ultrasonography*. *Arch Intern Med*. 1994; 154: 1838-40.
- [5] WATTERS D.A., AHUJA A.T., EVANS R.M., *et al.*, *Role of ultrasound in the management of thyroid nodules*. *Am J Surg* 1992; 164: 654-657.
- [6] TAKASHIMA S, FUKUDA H, NOMURA *et al.*, *Thyroid nodes: re-evaluation with ultrasound*. *J. Clin. Ultrasound* 1995; 23: 179-184.
- [7] LERNER R.M., HUANG S.R., PARKER K.J., *Sonoelasticity images derived from ultrasound signals in mechanically vibrated tissues*, *Ultrasound Med Biol*. 1990; 16, 231-239.
- [8] OPHIR J., ALAM S.K., GARRA B., KALLEL F., KONOFAGOU E., KROUSKOP T., VARGHESE T., *Elastography: ultrasonic estimation and imaging of the elastic properties of tissues*. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 1999; 213: 203-33.
- [9] GARRA B.S., CESPEDES E.I., OPHIR J. *et al.* *Elastography of breast lesions: initial clinical results*, *Radiology*. 1997; 202: 79-86.
- [10] COCHLIN D.L., GANATRA R.H., GRIFFITHS D.F., *Elastography in the detection of prostatic cancer*. *Clin Radiol*. 2002; 57: 1014-20.
- [11] LYSCHCHIK A, HIGASHI T, ASATO R, MAI J.J., INSANA M.F., BRILL A.B, VON BEHREN P, GA T, TOGASHI K., *Ultrasound Elastography in Differential Diagnosis of Thyroid Gland Tumors: Initial Clinical Results*. 90th Scientific Assembly and Annual Meeting of Radiological Society of North America (RSNA), Chicago November 28 - December 3, 2004, Chicago, IL USA. RSNA Scientific Assembly and Annual meeting Program. 2004: 189.
- [12] LYSCHCHIK A., HIGASHI T., ASATO R., MAI J.J., INSANA M.F., BRILL A.B., VON BEHREN P., SAGA T., TOGASHI K., *Elastographic Imaging of Thyroid Gland Tumors*. *Radiology*. 2005; 237:202-11.
- [13] WECHSLER H., DURIC Z., LI F., CHERKASSKY V., *Motion estimation using Statistical learning theory*. *IEEE Trans. Pattern Analysis Machine Intelligence*, vol. 26, n° 4, pp. 466-478, 2004.
- [14] TOUCHAL-MGUIL S., *Une technique de corrélation directe d'images numériques : Application à la détermination de courbes limites de formage et proposition d'un critère de striction*. Thèse INSA Lyon, 1997.
- [15] GIACHETTI A., *Matching techniques to compute image motion*. *Image vision and computing*. 18, pp. 247-260, 2000.
- [16] BOHS L.N., GEIMAN B.J., ANDERSON M.E., GEBHART S.C., TRAHEY G.E., *Speckle tracking for multi-dimensional flow estimation*. *Ultrasonics* 38 (2000) 369-375.
- [17] JENSEN J. A., *Field: A Program for Simulating Ultrasound Systems*. *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 34, pp. 351-353, 1996.



Philippe **Delachartre**

Philippe Delachartre a obtenu un DEA en 1990 et un doctorat en 1994 en traitement des signaux et images acoustique de l'INSA Lyon. Maître de conférences en traitement du signal depuis 1995, il mène ses activités d'enseignement au département Génie Électrique de l'INSA Lyon et ses activités de recherche à CREATIS. Ses activités de recherche sont centrées sur la modélisation de la formation de l'image ultrasonore et l'estimation des descripteurs de l'image appliquée à l'imagerie échographique médicale.



Hervé **Liebgott**

Hervé Liebgott est né en France en 1979. Il est ingénieur Génie Électrique et titulaire d'un DEA d'Acoustique de l'INSA de Lyon depuis 2002. Il a obtenu le grade de Docteur en Acoustique de l'INSA de Lyon en 2005. Il effectue sa recherche à CREATIS en tant que Attaché Temporaire d'Enseignement et de Recherche. Ses recherches concernent le traitement du signal et de l'image échographique et en particulier la modélisation de la formation de l'image.



Andrej **Lyshchik**

Andrej Lyshchik was born in Minsk, Belarus, in 1973. He received his medical and doctoral degrees from Belarusian State Medical University, Minsk, Belarus. For five years he was practicing Diagnostic Radiology and Endocrinology and since 2002 has been pursuing research at the Department of Diagnostic Imaging and Nuclear Medicine, Kyoto University Faculty of Medicine, Kyoto, Japan. His research interests include thyroid cancer, diagnostic ultrasound imaging and nuclear medicine.



Fabrice **Morestin**

Fabrice Morestin est Docteur Ingénieur. Son doctorat en mécanique obtenu à l'INSA de Lyon en 1993 portait sur la simulation numérique du retour élastique des tôles après emboutissage. Maître de conférences en Mécanique depuis 1995, il mène ses activités d'enseignement au département Génie Mécanique Conception de l'INSA Lyon et ses activités de recherche au LaMCoS. Ses activités de recherche sont centrées à la fois sur la mesure de champs de déplacements par corrélation d'image numériques et sur les modèles d'érouissage mixte en plasticité des tôles.



Tatsuya **Higashi**

Tatsuya Higashi was born in 1964. He received his medical and doctorate degrees from Kyoto University Faculty of Medicine, Kyoto, Japan. He completed his residency training in Internal Medicine at Osaka Teishin Hospital, Osaka, Japan (1989 - 1994) and post-doctoral fellowship at Nuclear Medicine at University of Michigan, Ann Arbor, MI, USA (1998 - 2000). He is currently an Instructor at the Department of Diagnostic Imaging and Nuclear Medicine, Kyoto University Faculty of Medicine, Kyoto, Japan.



Rya **Asato**

Ryo Asato was born in 1963. He received his medical degree from Kyoto University Faculty of Medicine, Kyoto, Japan in 1989. From 1990 till 1995 he completed his residency training in Otolaryngology at Kyoto University Hospital, Kyoto, Japan and Tenri Hospital, Nara, Japan. He is currently a medical staff at the Department of Otolaryngology - Head and Neck Surgery, Kyoto University Hospital, Kyoto, Japan.



François **Lacouture**

François Lacouture est ingénieur de l'INSA Lyon en Génie Électrique. Il a obtenu un DEA en Images et Systèmes en 2004. Son étude, réalisée à CREATIS, a concerné l'imagerie ultrasonore et notamment la modélisation et l'estimation de déformations sur des images échographiques.

