



HAL
open science

Elastographie Ultrasonore Quasi-Statique : étude et mise en oeuvre d'une imagerie du tenseur de déformation et des champs virtuels pour l'analyse des propriétés élastiques des tissus biologiques

Anne-Lise Duroy

► **To cite this version:**

Anne-Lise Duroy. Elastographie Ultrasonore Quasi-Statique : étude et mise en oeuvre d'une imagerie du tenseur de déformation et des champs virtuels pour l'analyse des propriétés élastiques des tissus biologiques. Imagerie médicale. Université Claude Bernard - Lyon I, 2022. Français. NNT : 2022LYO10231 . tel-04345298

HAL Id: tel-04345298

<https://theses.hal.science/tel-04345298>

Submitted on 14 Dec 2023

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



THESE DE DOCTORAT DE L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1

**Ecole Doctorale N°160
Electronique, Electroniques, Automatique de Lyon (EEA)**

Discipline : Imagerie médicale

Soutenue publiquement le 12/12/2022, par :

Anne-Lise DUROY

Elastographie Ultrasonore Quasi-Statique : étude et mise en œuvre d'une imagerie du ten- seur de déformation et des champs virtuels pour l'analyse des propriétés élastiques des tissus biologiques

Devant le jury composé de :

BERA, Jean-Christophe	Professeur, Université Claude Bernard Lyon 1 FR	Président
MENSAH, Serge	Maitre de conférence, LMA, Marseille FR	Rapporteur
VAN HOUTEN, Elijah	Professeur, Université de Sherbrook CA	Rapporteur
AVRIL, Stéphane	Professeur, Ecole des Mines, Saint-Etienne FR	Examinateur
MIETTE, Véronique	Directrice de recherche, Echosens, Paris FR	Examinatrice
PELLOT-BARAKAT, Claire	Chargée de Recherche Inserm, Biomaps, Orsay FR	Examinatrice
BASSET, Olivier	Professeur, Université Claude Bernard Lyon 1 FR	Directeur de thèse
BRUSSEAU, Elisabeth	Chargée de Recherche CNRS, CREATIS, Lyon FR	Co-Directrice de thèse

Table des matières

Remerciements		i
Résumé		ii
Abstract		iii
Notations		iv
Introduction Générale		v
1 Bibliographie		1
I	Introduction : l'élastographie pour l'analyse des tissus biologiques	2
II	Éléments de mécanique	2
II.1	Tenseurs des contraintes et des déformations	3
II.1.1	Tenseur des contraintes de Cauchy	3
II.1.2	Tenseur des déformations	3
II.2	Équations du mouvement et d'équilibre	4
II.3	Loi de comportement	4
II.3.1	Milieux biologiques : des milieux complexes	4
II.3.2	Des milieux élastiques, linéaires et isotropes	5
II.4	Équation d'onde	5
III	Elastographie - État de l'art	6
III.1	Principe et aperçu des techniques d'élastographie	6
III.1.1	Elastographie par résonance magnétique	7
III.1.2	Elastographie par cohérence optique	8
III.2	Elastographie ultrasonore	9
III.2.1	Méthodes quasi-statiques	9
III.2.2	Principe ARFI	9
III.2.3	Méthodes dynamiques	10
III.2.4	Méthodes passives	12
III.2.5	Spécificités et complémentarité des techniques pour le diagnostic	13
IV	Elastographie ultrasonore quasi-statique	14
IV.1	Estimation des champs de déplacements et de déformations	15
IV.1.1	Une grande variété d'approches	15
IV.1.2	Estimation du déplacement latéral : des approches spécifiques	16
IV.1.3	Estimation des champs de déformation	16
IV.2	Reconstruction des propriétés mécaniques	17
IV.3	Objectifs des travaux de thèse : vers l'analyse des propriétés élastiques des tissus biologiques	18

2	Imagerie du tenseur de déformation	31
I	Introduction	32
II	Méthode de régularisation	33
	II.1 Motivations	33
	II.2 Description de la méthode	33
	II.3 Sélection des coefficients de pondération	34
III	Résultats	38
	III.1 Critères d'évaluation	38
	III.2 Simulations numériques	39
	III.2.1 Présentation des données simulées	39
	III.2.2 Résultats	40
	III.3 Données expérimentales de fantômes	41
	III.3.1 Description des fantômes et acquisition des données ultrasonores	41
	III.3.2 Résultats	41
	III.4 Lésions mammaires <i>in vivo</i>	45
	III.4.1 Acquisition des données	45
	III.4.2 Résultats	45
IV	Discussion	49
V	Conclusion	52
3	Méthode des champs virtuels : Présentation et développements réalisés	55
I	Introduction	56
II	Introduction à la méthode des champs virtuels	56
	II.1 Principe des travaux virtuels	57
	II.2 Méthode des champs virtuels	58
III	Caractérisation de milieux soumis à un chargement quasi-statique	58
	III.1 Réduction de dimension du problème	59
	III.1.1 Hypothèse des contraintes planes	59
	III.1.2 Hypothèse des déformations planes	60
	III.2 Écriture de la MCV en 2D	61
IV	Construction des champs virtuels	62
	IV.1 Champs virtuels particuliers	62
	IV.2 Champs virtuels spécifiques	63
	IV.3 Application aux milieux hétérogènes	65
V	Méthode développée pour l'élastographie ultrasonore quasi-statique	67
	V.1 Présentation du problème : choix et hypothèses	67
	V.2 Description de la méthode développée	68
	V.2.1 Type de champs virtuels utilisé	68
	V.2.2 Définition des champs virtuels	68
	V.2.3 Application du principe des travaux virtuels	70
	V.3 Premiers résultats et modifications apportées	72
	V.4 Discussion	73
4	Méthode des champs virtuels : Application et résultats	78
I	Introduction	79
II	Critères d'évaluation	79
III	Simulations numériques	80
	III.1 Présentation des données simulées	80
	III.2 Résultats de simulations obtenus dans les cas des contraintes et déformations planes	81
	III.2.1 Résultats en contraintes planes	81
	III.2.2 Résultats en déformations planes	82

III.3	Résultats de simulations 3D	83
III.3.1	Étude de l'influence des propriétés mécaniques	83
III.3.2	Étude de l'influence de la géométrie interne	87
III.3.3	Multi-hétérogénéités	89
III.3.4	Étude de l'influence des conditions aux frontières	90
IV	Données expérimentales	93
IV.1	Milieux utilisés	93
IV.2	Résultats obtenus sur fantômes	93
IV.3	Résultats sur tissus mammaires <i>in vivo</i>	97
V	Discussion	98
VI	Conclusion	101
	Conclusion générale et perspectives	103
	Publications et communications	105

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier mes encadrants de m'avoir fait confiance pour ces travaux depuis mon arrivée en stage. Merci Elisabeth et Olivier pour votre soutien, votre encadrement actif et votre temps passé à la relecture attentive de ce manuscrit de thèse. Cela fut un réel plaisir de travailler avec vous.

Je souhaite aussi remercier l'ensemble des membres de *CREATIS* que j'ai pu côtoyer, et plus particulièrement l'ensemble des doctorants et doctorantes, sans qui les pauses ne seraient pas aussi animées. Vous faites vivre ce laboratoire !

Enfin,

Merci Khiem de m'avoir aidée à décompresser et de m'avoir nourrie (si souvent !).

Merci Guillaume pour ces "débat" passionnés à la fac, qui continuent maintenant en dehors.

Merci Amélie, Océana, Camille et Enora (qui malgré ses efforts n'a toujours pas compris ma thèse), pour les moments précieux passés avec vous depuis le lycée. Surtout un grand merci d'avoir toujours été présentes pour moi.

A mes parents, à mes frères et à tous les autres membres de ma famille :

Merci d'être là.

Résumé

L'élastographie ultrasonore quasi-statique est une technique d'imagerie médicale dédiée à la caractérisation mécanique des tissus biologiques. Cette technique utilise pour le diagnostic des critères issus principalement des images de la déformation axiale, qui est la composante estimée avec le plus de précision. Néanmoins, une imagerie complète du tenseur de déformation serait intéressante, non seulement pour une meilleure évaluation de la réponse du tissu à la compression, mais aussi et surtout pour la mise en œuvre de méthodes de reconstruction permettant d'accéder aux propriétés mécaniques des tissus imagés.

Dans ces travaux de thèse, deux axes de recherche ont été développés afin de permettre une analyse des propriétés élastiques des tissus biologiques. Le premier axe a porté sur le développement d'une méthode de régularisation afin de lisser les champs de déplacement et d'obtenir des images de déformation moins bruitées, et donc exploitables. Les résultats sur des simulations numériques, des fantômes et des tissus mammaires *in vivo*, ont montré la forte contribution de cette méthode face à des données complexes et bruitées, notamment pour les composantes latérales du déplacement et de la déformation. De plus, l'approche proposée a permis d'obtenir des images de déformation en cisaillement et des élastogrammes de rotation sur lesquels des motifs de cisaillement/rotation étaient clairement détectables autour des inclusions/lésions. Le deuxième axe de recherche a été centré sur le développement d'une méthode utilisant le principe des travaux virtuels pour reconstruire la distribution spatiale du module d'Young au sein de milieux élastiques, linéaires et isotropes. Cette méthode nécessite de connaître au préalable les champs de déplacement/déformation ainsi que la force appliquée. Pour pallier le manque de données 3D en échographie, la reconstruction du module élastique a été étudiée sous les hypothèses des contraintes et déformations planes. Les résultats sur simulations numériques et fantômes ont montré une reconstruction précise de la cartographie du module d'Young, en termes de localisation des régions, de leur forme et de leur taille. Les valeurs de module sont correctement estimées lorsque les hypothèses introduites dans la méthode sont respectées. En revanche, lorsque les hypothèses ne sont plus satisfaites, une diminution du contraste élastique est observée. Néanmoins les régions aux propriétés élastiques distinctes dans un milieu restent clairement visibles, que ce soit en simulations ou pour les données de fantômes. Enfin, les résultats sur tissus mammaires indiquent une région plus rigide en accord avec la position de la lésion observable à l'échographie. Ces différents résultats sont prometteurs et particulièrement intéressants pour une analyse plus complète des tissus biologiques en élastographie ultrasonore quasi-statique.

Mots clés : élastographie ultrasonore quasi-statique, estimation du mouvement, imagerie du tenseur de déformation, régularisation, problème inverse, méthode des champs virtuels, reconstruction de cartographies du module d'Young.

Abstract

Quasi-static ultrasound elastography is a medical imaging technique dedicated to the mechanical characterization of biological tissues. This technique uses, for diagnosis, criteria mainly derived from the axial strain, which is the most accurately estimated component. However, imaging the strain tensor would be of interest, not only for a better evaluation of the tissue response to compression, but also for the implementation of reconstruction methods to access to the mechanical properties of the examined tissues.

In this PhD work, two research axes were developed to analyze the elastic properties of biological tissues. The first axis focused on the development of a regularization method in order to smooth the displacement fields and to obtain less noisy, and thus usable, strain images. The results on numerical simulations, phantoms and breast tissues showed the strong contribution of this method, when facing complex and noisy data, especially for the lateral components of displacement and strain. Moreover, the proposed approach allowed to obtain shear strain images and rotation elastograms on which shear/rotation patterns were clearly detectable around the inclusions/lesions. The second research axis focused on the development of a method using the virtual work principle to reconstruct the spatial distribution of the Young's modulus within linear, elastic and isotropic media. This method requires the knowledge of the displacement/strain fields and the applied force. To overcome the lack of 3D ultrasound data, the reconstruction of the elastic modulus has been studied under the assumptions of plane stresses and plane strains. The results on numerical simulations and phantoms showed an accurate reconstruction of the Young's modulus mapping, in terms of region localization, shape and size. The modulus values are correctly estimated when the assumptions introduced in the method are respected. On the other hand, when the assumptions are no longer satisfied, a decrease in elastic contrast is observed. Nevertheless, the regions with distinct elastic properties in a medium remain clearly visible, both in simulations and in phantom data. Finally, the results on breast tissues indicate a stiffer region in agreement with the position of the lesion observable on the ultrasound imaging. These different results are promising and particularly interesting for a more complete analysis of biological tissues in quasi-static ultrasound elastography.

Keywords : Quasi-static ultrasound elastography, motion tracking, strain tensor imaging, regularization, inverse problem, virtual fields method, Young's modulus map reconstruction.

Notations

Dans ce manuscrit, un système de coordonnées cartésiennes est utilisé. Ainsi, les vecteurs et les matrices, indiqués en gras, sont par exemple définis comme :

$$\mathbf{u} = \begin{pmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \end{pmatrix} \quad \text{et} \quad \mathbf{A} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix}$$

Afin de simplifier l'écriture, la notation de Voigt est aussi utilisée pour représenter les tenseurs symétriques. Si \mathbf{A} est symétrique alors 6 composantes sont indépendantes, et une forme contractée peut être adoptée, soit :

$$\begin{array}{ll} 11 \longrightarrow 1 & 23 \text{ ou } 32 \longrightarrow 4 \\ 22 \longrightarrow 2 & 13 \text{ ou } 31 \longrightarrow 5 \\ 33 \longrightarrow 3 & 12 \text{ ou } 21 \longrightarrow 6 \end{array}$$

ainsi

$$\mathbf{A} = \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \\ a_4 \\ a_5 \\ a_6 \end{pmatrix}$$

Pour finir, les principaux opérateurs mathématiques sont :

$\nabla \mathbf{u}$	Gradient de \mathbf{u}
$(\nabla \mathbf{u})^t$	Transposée du gradient de \mathbf{u}
$\nabla \cdot \mathbf{u}$	Divergence de \mathbf{u}
$\Delta \mathbf{u}$	Laplacien de \mathbf{u}
$\text{Tr}(\mathbf{A})$	Trace de \mathbf{A}
.	Produit scalaire
:	Produit doublement contracté entre deux tenseurs d'ordre 2, soit
	$\mathbf{A} : \mathbf{B} = \sum \sum A_{ij} B_{ij}$

Introduction Générale

C'est avec la découverte des rayons X à la fin du XIX^e siècle qu'est née l'imagerie médicale, ouvrant ainsi la voie au diagnostic par l'image. De nos jours, les modalités d'imagerie sont variées - tomodensitométrie, imagerie par résonance magnétique (IRM), échographie, etc. - et jouent un rôle fondamental dans la prise en charge des patients. Ces modalités continuent d'évoluer et de s'affiner, avec entre autres, des améliorations dans le traitement ou l'analyse des images ou encore avec l'extraction de paramètres spécifiques pour un diagnostic plus précis. Durant les dernières décennies, de très nombreuses études se sont intéressées à l'extraction d'informations sur les propriétés mécaniques des tissus biologiques. Les approches développées sont regroupées sous le terme d'élastographie, qui est le sujet de cette thèse.

Nombre de pathologies s'accompagnent en effet de modifications des propriétés mécaniques des tissus concernés. Il est par exemple bien connu que les carcinomes canauxaires infiltrants du sein (cancers) sont généralement bien plus rigides que les tissus sains environnants. De même, l'athérosclérose, maladie des artères se traduisant par la formation de plaques incluant par exemple une chape fibreuse et un dépôt lipidique, modifie le milieu et ses propriétés mécaniques. L'une des complications graves de cette plaque est sa rupture, entraînant la formation d'un caillot sanguin qui peut rapidement obstruer un vaisseau. Pouvoir accéder à des informations sur les propriétés mécaniques et ce, dans les conditions *in vivo*, présente donc un intérêt pour le diagnostic. Un premier moyen, très simple, utilisé sur des régions situées peu en profondeur comme le sein, est la palpation qui consiste à déformer manuellement les tissus pour en percevoir leur structure et déceler des variations anormales des propriétés mécaniques. Cependant la palpation reste d'efficacité limitée, est très dépendante de la personne qui l'exécute et ne peut être pratiquée que pour des régions tissulaires directement accessibles au toucher, ce qui explique que des techniques de mesures via l'imagerie aient été recherchées et que l'élastographie ait été développée.

Les techniques d'élastographie sont nombreuses mais reposent toutes sur le même principe : imager et analyser la réponse d'un milieu à une perturbation mécanique pour en extraire des informations sur ses propriétés. Les techniques d'élastographie diffèrent suivant la modalité d'imagerie employée (ex : IRM, échographie), la perturbation mécanique utilisée (ex : compression lente, sollicitation harmonique) et l'information délivrée (ex : déformation, module de cisaillement). Dans ces travaux de thèse, nous nous intéressons plus particulièrement à l'élastographie ultrasonore quasi-statique. Cette approche consiste à comprimer le milieu, généralement en utilisant la sonde échographique, et à en estimer localement sa déformation à partir des données ultrasonores radiofréquences acquises lors de la compression. Malgré les nombreux travaux réalisés pour imager le tenseur de déformation, extraire d'autres informations (ex : poro-élastographie) ou encore reconstruire un module élastique, l'information exploitée avec cette technique reste principalement la déformation axiale. Elle permet cependant de révéler des variations des propriétés mécaniques au sein des tissus examinés, car sous l'action d'une même contrainte, une région se déforme d'autant moins qu'elle est plus rigide. De nombreux travaux ont montré que cette approche permettait de détecter efficacement des régions aux propriétés mécaniques différentes au

sein d'un même milieu, et les résultats obtenus lors d'études sur ses performances diagnostiques, notamment pour l'application mammaire, indiquent que cette technique peut aider à différencier les lésions bénignes des lésions malignes.

La déformation axiale est très utilisée, d'abord parce qu'il s'agit de la composante du tenseur de déformation la mieux estimée. En effet, les champs de déplacements latéraux et en élévation (ces derniers étant obtenus lors de l'acquisition de volumes ultrasonores) issus d'expériences d'élastographie quasi-statique sont typiquement bien plus bruités que les déplacements axiaux, en raison de la résolution et de l'échantillonnage anisotropes des images ultrasonores radiofréquences (RF). Pourtant, les autres composantes du tenseur de déformation peuvent participer au diagnostic comme les composantes en cisaillement qui peuvent révéler des informations sur la mobilité de la lésion. Or, le fait qu'une lésion soit mobile est un critère en faveur d'un caractère bénin de cette lésion, alors que les tumeurs cancéreuses sont plus ancrées dans les tissus. Ainsi, pouvoir estimer de manière précise les différentes composantes du tenseur de déformation permettrait de mieux évaluer la réponse du milieu à la compression. De plus, les méthodes de reconstruction de paramètres mécaniques tels que le module d'Young utilisent ces différents champs, et des déplacements et déformations plus précis ne peuvent qu'aider à la résolution du problème inverse.

Dans le cadre de cette thèse, deux axes de recherche ont donc été développés : l'imagerie du tenseur de déformation et la reconstruction des propriétés mécaniques, plus précisément du module d'Young dans le cas d'un milieu élastique, linéaire et isotrope. Concernant l'imagerie du tenseur de déformation, les travaux de la littérature se déclinent en deux grandes catégories, l'une modifiant l'acquisition des données ultrasonores, afin d'obtenir des données plus adaptées au problème posé, l'autre agissant directement sur les méthodes d'estimation des champs de déplacements. Pour la première catégorie, nous pouvons citer des travaux où les champs de déplacements sont estimés à partir de séries d'images acquises à différents angles ultrasonores, ou encore à partir d'images comportant des oscillations latérales résultant d'une formation de voies particulière, mais aussi d'images RF avec une densité de lignes plus importante obtenues via l'utilisation d'une sonde spécifique. Pour la seconde catégorie, des approches incluant notamment de la régularisation ont été proposées. Nous avons souhaité développer une méthode qui ne nécessite aucune modification des données et qui soit donc applicable, quel que soit l'échographe utilisé. Nous nous sommes donc intéressés aux méthodes de régularisation, en considérant plus particulièrement celles développées pour l'élastographie. Les méthodes de régularisation sont diverses, mais il apparaît clairement qu'un simple lissage des données en introduisant par exemple des termes de gradient du déplacement ou des dérivées secondes du déplacement, reste insuffisant pour obtenir des images de déformation correctes. En effet, les champs résultants sont bien lissés, mais ils ne laissent pas apparaître clairement les différentes régions composant le milieu. C'est pourquoi, dans la méthode que nous proposons, un terme supplémentaire a été introduit, celui de la divergence du déplacement. En effet, les milieux auxquels nous nous intéressons sont des milieux quasi-incompressibles, c.-à-d. tels que la divergence du déplacement est proche de 0. Ainsi, le problème a été formulé comme la minimisation d'une fonctionnelle comportant, outre les termes d'attache aux données, des termes de pénalisation des fortes variations sur les composantes du déplacement ainsi que le terme de divergence du déplacement.

Les différentes composantes du tenseur de déformation ainsi obtenues peuvent alors être employées pour reconstruire des cartographies du module d'Young d'un milieu élastique linéaire et isotrope. L'approche utilisée dans ces travaux est celle des champs virtuels. Cette méthode a été développée initialement pour des applications en mécanique, bien que quelques études en élastographie peuvent également être mentionnées. Elle est fondée sur l'utilisation du principe des travaux virtuels qui, écrit avec des champs virtuels (ou fonctions de tests) judicieusement choisis, permettent d'accéder aux paramètres d'une loi de comportement. Dans cette approche, le choix des champs virtuels est au cœur de la méthode. Pour ces premiers travaux, nous avons étudié la

possibilité de reconstruire des cartographies du module d'Young (en kPa) à partir, non seulement des champs de déplacements estimés, mais aussi de la connaissance de la force appliquée.

Ce manuscrit est organisé en quatre chapitres. Le premier chapitre est consacré à un état de l'art de l'élastographie. Après l'introduction de quelques notions de mécanique, une vue d'ensemble des techniques d'élastographie est donnée afin d'illustrer la variété des développements réalisés. L'approche ultrasonore quasi-statique est ensuite plus particulièrement détaillée, avec la présentation des méthodes d'estimation du déplacement et de la déformation mais aussi, les différentes approches utilisées pour la reconstruction des propriétés mécaniques d'un milieu. Enfin, la méthode d'estimation du déplacement et de la déformation initialement développée au laboratoire CREATIS et sur laquelle s'appuient les développements réalisés au cours de ces trois années est introduite.

Le deuxième chapitre est dédié à la méthode de régularisation que nous avons développée, où l'obtention de champs régularisés est formulée sous la forme d'un problème d'optimisation. Après une description des différentes étapes et des choix qui ont pu être faits, la méthode est évaluée à l'aide de simulations numériques, de données issues d'expériences sur fantômes et enfin sur des données de patientes souffrant de lésions mammaires.

Enfin, les deux derniers chapitres portent sur la méthode des champs virtuels. Dans le chapitre trois, la méthode des champs virtuels est introduite en détaillant en particulier les approches pour choisir/définir ces champs. Les développements que nous avons réalisés pour notre application spécifique sont ensuite décrits. Ces développements sont évalués dans le dernier chapitre, là encore, à l'aide de simulations numériques et d'expériences sur fantômes. De premières cartographies du module d'Young obtenues à partir de données de lésions mammaires sont enfin présentées.

Les conclusions et les perspectives de ces travaux de recherche terminent ce document.

Chapitre 1

Bibliographie

Sommaire

I	Introduction : l'élastographie pour l'analyse des tissus biologiques .	2
II	Éléments de mécanique	2
II.1	Tenseurs des contraintes et des déformations	3
II.1.1	Tenseur des contraintes de Cauchy	3
II.1.2	Tenseur des déformations	3
II.2	Équations du mouvement et d'équilibre	4
II.3	Loi de comportement	4
II.3.1	Milieux biologiques : des milieux complexes	4
II.3.2	Des milieux élastiques, linéaires et isotropes	5
II.4	Équation d'onde	5
III	Elastographie - État de l'art	6
III.1	Principe et aperçu des techniques d'élastographie	6
III.1.1	Elastographie par résonance magnétique	7
III.1.2	Elastographie par cohérence optique	8
III.2	Elastographie ultrasonore	9
III.2.1	Méthodes quasi-statiques	9
III.2.2	Principe ARFI	9
III.2.3	Méthodes dynamiques	10
III.2.4	Méthodes passives	12
III.2.5	Spécificités et complémentarité des techniques pour le diagnostic	13
IV	Elastographie ultrasonore quasi-statique	14
IV.1	Estimation des champs de déplacements et de déformations	15
IV.1.1	Une grande variété d'approches	15
IV.1.2	Estimation du déplacement latéral : des approches spécifiques	16
IV.1.3	Estimation des champs de déformation	16
IV.2	Reconstruction des propriétés mécaniques	17
IV.3	Objectifs des travaux de thèse : vers l'analyse des propriétés élastiques des tissus biologiques	18

I Introduction : l'élastographie pour l'analyse des tissus biologiques

Un grand nombre de pathologies produisent localement des changements dans les propriétés mécaniques des tissus biologiques concernés. En effet, on observe généralement, pour des pathologies comme les cancers ou les maladies fibrotiques, une augmentation du module élastique (rapport de la contrainte sur la déformation) des tissus [1]. Cela explique, par exemple pour le cancer du sein, que la tumeur puisse dans certains cas être palpée et donc détectée par la patiente elle-même. Plus rarement, il est aussi possible d'observer pour la région pathologique, un module élastique plus faible que celui des tissus sains environnants (ex. lipomes [2], glioblastomes [3]). Dans l'athérosclérose, maladie des artères impliquant la formation de plaques, des variations complexes de la composition du milieu et par conséquent de ses propriétés mécaniques peuvent également être soulignées, avec des conséquences directes sur le risque de rupture de la plaque [4]. Pouvoir accéder localement, de manière non invasive, et dans les conditions *in vivo*, à des informations sur les propriétés mécaniques d'un milieu représente donc un enjeu majeur pour le diagnostic.

Un examen très simple pour déceler des variations au sein des propriétés mécaniques des tissus est la palpation [5]. Elle ne nécessite aucun instrument spécifique, simplement l'usage des mains et une bonne connaissance de l'anatomie. Cependant, la palpation ne peut être utilisée que pour des régions tissulaires accessibles au toucher. De plus, la détection d'une lésion est influencée par sa taille, sa position et ses propriétés mécaniques. Une lésion est en effet d'autant plus difficile à détecter qu'elle est petite, localisée en profondeur et que ses propriétés mécaniques diffèrent peu de celles des tissus environnants. Enfin, la palpation dépend fortement du niveau d'entraînement de celui qui l'exécute. Au vu de l'intérêt que représente une information sur les propriétés mécaniques locales d'un milieu, et parce que l'efficacité de la palpation reste limitée, les méthodes d'élastographie ont été développées.

Le terme "élastographie" est un terme très général regroupant l'ensemble des techniques d'imagerie dédiées à la caractérisation mécanique des tissus biologiques. Il apparaît dans la littérature en 1991 avec l'étude publiée par Ophir et al. [6]. Néanmoins, des travaux antérieurs consacrés notamment à la mesure du mouvement tissulaire via l'échographie [7], ou la sono-élastographie/sono-élasticité [8, 9], précurseurs de ce champ d'investigation, peuvent être cités. D'abord associée aux ultrasons, l'élastographie se développe ensuite en IRM [10] puis en optique [11]. D'abord dédiés au développement de méthodes pour l'estimation des déplacements/déformations tissulaires et la reconstruction de paramètres mécaniques (ex. module de cisaillement), les travaux se sont ensuite diversifiés, incluant un grand nombre d'études cliniques.

Ce premier chapitre a pour objectifs d'apporter une vue d'ensemble du domaine de l'élastographie. Après l'introduction de quelques éléments de mécanique, un état de l'art des principales approches sera proposé, avec une description plus détaillée des techniques ultrasonores. L'élastographie ultrasonore quasi-statique, au cœur de ces travaux de recherche, sera ensuite développée avec la présentation des méthodes d'estimation des champs de déplacements/déformations, ainsi que des approches permettant de reconstruire les propriétés mécaniques d'un milieu. Enfin, la méthode d'estimation des déplacements développée antérieurement au laboratoire *CREATIS*, sur laquelle se greffent les développements réalisés au cours de cette thèse, sera décrite.

II Éléments de mécanique

Le comportement d'un milieu peut être décrit par un ensemble d'équations issues de la mécanique des milieux continus [12, 13]. En élastographie, trois types d'équations peuvent être

utilisés :

- équations du mouvement et d'équilibre
- loi de comportement
- équation d'onde

Deux tenseurs vont être d'abord introduits. Il s'agit du tenseur des contraintes et du tenseur des déformations. Dans ces travaux, nous considérerons que les milieux sont assujettis à de petites perturbations. Nous allons donc utiliser les déformations linéarisées et le tenseur des contraintes de Cauchy pour décrire le comportement d'un milieu.

II.1 Tenseurs des contraintes et des déformations

II.1.1 Tenseur des contraintes de Cauchy

Considérons d'abord un vecteur contrainte \mathbf{T} s'appliquant sur un élément de surface dS , de normale \mathbf{n} . Ce vecteur caractérise les efforts $d\mathbf{f}$ exercés à travers cet élément sur le reste du milieu. En projetant ce vecteur sur la normale de l'élément et sur le plan perpendiculaire, on obtient les composantes normale et tangentielle de ce vecteur. Ainsi, dans un milieu, l'état de contrainte est localement décrit par un tenseur symétrique. En utilisant la notation de Voigt, le tenseur des contraintes $\boldsymbol{\sigma}$ s'écrit :

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{pmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{pmatrix} \quad (1.1)$$

Les composantes σ_1, σ_2 et σ_3 sont les contraintes normales, tandis que les composantes σ_4, σ_5 et σ_6 sont les contraintes tangentielles ou de cisaillement. La contrainte est homogène à une force par unité de surface, c-à-d. à une pression et s'exprime donc en pascals.

II.1.2 Tenseur des déformations

De même, l'état de déformation est décrit localement par un tenseur symétrique, qui en utilisant la notation de Voigt s'écrit :

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{pmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \varepsilon_4 \\ \varepsilon_5 \\ \varepsilon_6 \end{pmatrix} \quad (1.2)$$

Les composantes $\varepsilon_1, \varepsilon_2$ et ε_3 représentent les déformations normales et traduisent les variations de longueur (allongements relatifs). Les composantes $\varepsilon_4, \varepsilon_5$ et ε_6 sont les déformations tangentielles ou de cisaillement qui traduisent les variations d'angles. Le tenseur de déformation est sans unité. Dans le cadre des petites déformations, il s'exprime sous la forme :

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \frac{1}{2} (\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^t) \quad (1.3)$$

Notez enfin que la trace du tenseur de déformation est égale à la divergence du déplacement :

$$\begin{aligned} Tr(\boldsymbol{\varepsilon}) &= \varepsilon_1 + \varepsilon_2 + \varepsilon_3 \\ &= \frac{\partial u_1}{\partial x_1} + \frac{\partial u_2}{\partial x_2} + \frac{\partial u_3}{\partial x_3} \\ &= \nabla \cdot \mathbf{u} \end{aligned} \quad (1.4)$$

avec x_1, x_2 et x_3 les variables spatiales.

Pour des milieux parfaitement incompressibles, $\nabla \cdot \mathbf{u} = 0$.

II.2 Équations du mouvement et d'équilibre

Les équations du mouvement et les équations d'équilibre sont au cœur des problèmes mécaniques. Elles sont issues des lois de conservation, et plus particulièrement de la loi de conservation de la quantité de mouvement (1.5), qui découle du principe fondamental de la dynamique, aussi appelé 2^{eme} loi de Newton.

$$\int_V \rho \ddot{\mathbf{u}} dv = \int_S \mathbf{T} ds + \int_V \rho \mathbf{b} dv \quad (1.5)$$

avec ρ la masse volumique, \mathbf{u} le vecteur de déplacement (le point indiquant une dérivée temporelle, soit $\ddot{\mathbf{u}}$ le vecteur d'accélération), \mathbf{T} le vecteur contrainte et \mathbf{b} les forces de volumes. En considérant le tenseur des contraintes $\boldsymbol{\sigma}$, et grâce au théorème de la divergence, l'équation (1.5) peut être réécrite pour dépendre uniquement d'intégrales de volume.

$$\int_V \rho \ddot{\mathbf{u}} dv = \int_V \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} dv + \int_V \rho \mathbf{b} dv \quad (1.6)$$

L'équation (1.6) peut alors être simplifiée permettant d'obtenir sa forme locale, appelée équation du mouvement (1.7).

$$\rho \ddot{\mathbf{u}} = \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} + \rho \mathbf{b} \quad (1.7)$$

L'équation du mouvement est valable en tout point du domaine considéré.

Les forces de volumes \mathbf{b} sont généralement considérées comme négligeables, et seront donc supposées nulles dans tous nos développements. Comme nous pourrons le voir par la suite, nous allons en particulier nous intéresser à l'élastographie ultrasonore quasi-statique. Dans un problème quasi-statique, l'hypothèse est faite que les évolutions sont suffisamment lentes pour que le terme d'accélération dans l'équation du mouvement puisse être négligé. On parle alors d'équations d'équilibre :

$$\nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} = \mathbf{0} \quad (1.8)$$

II.3 Loi de comportement

II.3.1 Milieux biologiques : des milieux complexes

Les tissus biologiques sont des milieux complexes, aux comportements mécaniques variés. Certains tissus peuvent être décomposés en une partie solide et une partie liquide supposant un comportement poro-élastique, là où d'autres sont plutôt associés à un comportement élastique ou visco-élastique. Les propriétés mécaniques caractérisent la relation contrainte-déformation du milieu, c.-à-d. comment se déforme un milieu soumis à une contrainte. Par exemple, pour les milieux poro-élastiques, comme l'os, l'interaction entre la déformation de la partie solide et l'écoulement du fluide interstitiel a un impact sur les propriétés mécaniques mesurées qui suivent alors une évolution temporelle [14–16]. Il en est de même pour les milieux visco-élastiques, du fait de la composante visqueuse agissant comme un amortisseur. A l'inverse, pour les milieux purement élastiques, aucune dépendance au temps n'est à considérer.

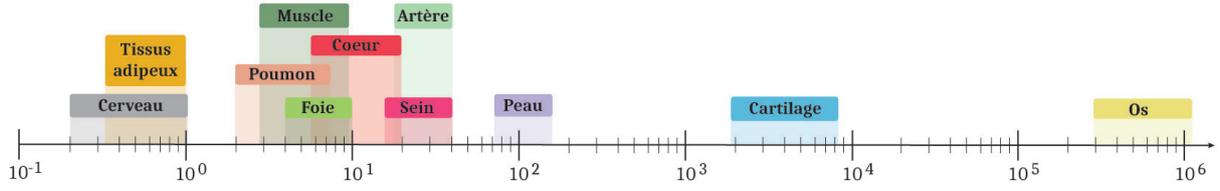


FIGURE 1.1 – Estimation du module de cisaillement de différents tissus biologiques en kPa [17]. Les tissus possédant un module élastique relativement faible (partie gauche de l'échelle) sont appelés tissus mous.

Les milieux biologiques sont composés d'un ensemble de tissus possédant, notamment, des modules élastiques différents (figure 1.1). Ils sont de ce fait hétérogènes. De plus, ils peuvent aussi être quasi-incompressibles, isotropes ou anisotropes, certains présentant une isotropie transverse (ex : muscles [18]), linéaires ou non-linéaires etc [5]. Dans le but de réduire la complexité du problème de reconstruction des paramètres mécaniques en élastographie, les tissus biologiques sont souvent considérés comme étant élastiques, linéaires et isotropes.

II.3.2 Des milieux élastiques, linéaires et isotropes

Plus spécifiquement, pour un milieu élastique soumis à de petites déformations, la loi de Hooke généralisée permet de relier le tenseur des contraintes $\boldsymbol{\sigma}$ au tenseur de déformation $\boldsymbol{\varepsilon}$, tel que :

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{C}\boldsymbol{\varepsilon} \quad (1.9)$$

avec \mathbf{C} le tenseur des rigidités élastiques comportant 21 coefficients indépendants.

Dans le cas d'un matériau isotrope, \mathbf{C} ne dépend plus que de deux constantes indépendantes. Plusieurs couples de constantes peuvent être utilisés, tels que les coefficients de Lamé μ et λ , μ étant également appelé module de cisaillement, ou encore le module de Young E et le coefficient de Poisson ν . Ainsi la loi de comportement d'un milieu élastique, linéaire et isotrope peut s'écrire de différentes formes :

$$\boldsymbol{\sigma} = 2\mu\boldsymbol{\varepsilon} + \lambda\text{Tr}(\boldsymbol{\varepsilon})\mathbf{I} \quad (1.10)$$

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{E}{1+\nu} \left(\boldsymbol{\varepsilon} + \frac{\nu}{1-2\nu} \text{Tr}(\boldsymbol{\varepsilon})\mathbf{I} \right) \quad (1.11)$$

$$\text{avec} \begin{cases} \mu = \frac{E}{2(1+\nu)} ; & \lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \\ E = \mu \frac{3\lambda+2\mu}{\lambda+\mu} ; & \nu = \frac{\lambda}{2\lambda+\mu} \end{cases} \quad (1.12)$$

II.4 Équation d'onde

L'équation d'onde permet de décrire la propagation des ondes acoustiques dans un milieu. Une onde acoustique créant localement de petites perturbations mécaniques, sa propagation peut être décrite par les lois précédemment énoncées. Ainsi, l'équation d'onde est obtenue en injectant une loi de comportement dans l'équation du mouvement (1.7). Dans le cas d'un milieu élastique, linéaire, isotrope et homogène, et en négligeant les forces de volumes, elle s'écrit :

$$\rho\ddot{\mathbf{u}} = (\mu + \lambda)\nabla(\nabla \cdot \mathbf{u}) + \mu\Delta\mathbf{u} \quad (1.13)$$

Il est possible d'effectuer un découplage de l'équation d'onde en deux équations : l'une relative aux ondes de compression, et l'autre aux ondes de cisaillement. En effet, en posant $\mathbf{u} = \mathbf{u}_L + \mathbf{u}_T$,

avec \mathbf{u}_L un déplacement à rotationnel nul et \mathbf{u}_T un déplacement à divergence nulle (décomposition de Helmholtz), l'équation (1.13) se scinde en deux équations indépendantes faisant apparaître les équations d'onde usuelles. Soit :

$$\Delta \mathbf{u}_L - \frac{1}{c_l^2} \ddot{\mathbf{u}}_L = \mathbf{0} \quad \text{avec} \quad c_l = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}} \quad (1.14)$$

$$\Delta \mathbf{u}_T - \frac{1}{c_s^2} \ddot{\mathbf{u}}_T = \mathbf{0} \quad \text{avec} \quad c_s = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} \quad (1.15)$$

avec c_l la vitesse de propagation des ondes de compression et c_s celle des ondes de cisaillement.

Les ondes de compression ont une vitesse de propagation relativement constante et rapide dans les tissus mous ($c_l \simeq 1540 \text{ m.s}^{-1}$), tandis que les ondes de cisaillement sont beaucoup plus lentes et sensibles aux propriétés mécaniques des tissus (c_s de 1 à 10 m.s^{-1} [19]). Comme le montre l'équation (1.15), la vitesse des ondes de cisaillement dépend uniquement du deuxième coefficient de Lamé, $\mu = \rho c_s^2$. Elle peut donc être directement reliée au module de Young, $E = 2(1 + \nu)\mu$. Si de plus le milieu est quasi-incompressible ($\nu \simeq 0.5$), cette relation donne : $E \simeq 3\mu$.

III Elastographie - État de l'art

III.1 Principe et aperçu des techniques d'élastographie

Au cours des trois dernières décennies, de nombreuses techniques d'élastographie ont été développées proposant des approches et des applications différentes [19–24]. Malgré cette grande variété, toutes ces techniques reposent sur le même principe, c.-à-d. imager et analyser la réponse des tissus sous l'effet d'une perturbation mécanique (contrainte), afin d'en extraire des paramètres d'intérêt. Néanmoins, en fonction de la technique employée, les paramètres imagés vont différer. Certaines approches sont centrées sur l'estimation des images de déformation, principalement axiale [25–27], mais éventuellement d'autres composantes peuvent aussi être estimées comme le cisaillement/cisaillement axial ou la rotation [28–30]. D'autres approches fournissent des images de la vitesse de l'onde de cisaillement [31], du module de cisaillement [32–34], ou encore des modules de conservation et de perte dans le cas des milieux visco-élastiques [35–37]. La modalité d'imagerie utilisée ainsi que la nature de la contrainte sont différents critères souvent utilisés pour catégoriser les techniques d'élastographie existantes.

Intéressons-nous d'abord aux modalités d'imagerie. L'élastographie a majoritairement été développée pour l'imagerie ultrasonore (échographie), l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et l'imagerie optique. Cependant, on peut aussi citer des travaux en photoacoustique (modalité combinant l'imagerie ultrasonore et optique [38]), et de manière très minoritaire, en rayons X [39, 40]. La technique d'élastographie développée héritera des avantages et des limites de la modalité d'imagerie utilisée et le choix de cette modalité sera naturellement lié à l'application médicale visée. Par exemple, l'élastographie par cohérence optique, qui est limitée à des zones d'exploration de faible épaisseur mais qui a l'avantage de présenter une résolution spatiale de l'ordre du micromètre, a été développée pour des applications sur l'œil ou la peau, ainsi que pour des applications à l'échelle microscopique [23, 41, 42]. L'élastographie par résonance magnétique et l'élastographie par ultrasons trouvent, quant à elles, de nombreuses applications (à l'échelle macroscopique) comme le foie, le sein ou le cerveau [26, 43–46]. Le choix de la modalité d'imagerie utilisée pourra alors dépendre de différents critères comme la localisation de la région à explorer, sa taille, mais aussi l'accessibilité ou encore le coût. Ainsi, l'examen du cerveau par élastographie a principalement été développé en IRM, car il s'agit d'une région plus difficilement accessible par les ultrasons. Cependant, l'échographie a l'avantage d'être peu chère, facilement accessible et transportable au chevet des patients. Elle est aussi, par exemple, une modalité très

utilisée en sénologie ou en cardiologie.

Les différentes techniques d'élastographie se distinguent aussi selon la nature de la contrainte exercée dans le milieu. Celle-ci peut être quasi-statique, dynamique ou passive. Les méthodes quasi-statiques reposent sur une compression/décompression lente des tissus. Les informations extraites pour l'analyse des milieux sont généralement la déformation axiale, même si, et nous allons le voir par la suite, un certain nombre de travaux ont déjà été menés pour, par exemple, reconstruire des paramètres mécaniques comme le module d'Young. Les méthodes dynamiques, elles, se basent sur une sollicitation continue ou transitoire pour générer des ondes de cisaillement, la vitesse de propagation de ces ondes étant reliée aux propriétés mécaniques du milieu (cf. section II, équation d'onde). À l'inverse des méthodes dynamiques pour lesquelles la génération des ondes de cisaillement est partie intégrante de la technique, les méthodes passives exploitent le bruit physiologique dû à des sources mécaniques endogènes comme le cœur. Une ou plusieurs de ces techniques ont été développées avec chacune des modalités d'imagerie.

Les travaux présentés dans ce manuscrit portant sur l'élastographie par ultrasons, les approches associées seront présentées plus en détail dans la suite du manuscrit (cf. III.2). Avant cela, deux exemples d'élastographie, en IRM et en optique, sont donnés pour illustration.

III.1.1 Elastographie par résonance magnétique

L'élastographie par résonance magnétique (ERM) a principalement été développée pour des méthodes dynamiques continues [44–46], mais il peut aussi être mentionné certains travaux sur des approches quasi-statiques [47, 48], et plus récemment passives [49]. L'ERM dynamique peut être résumée en trois étapes illustrées en figure 1.2. Une source vibratoire est d'abord placée à la surface du corps pour générer des ondes de cisaillement basses fréquences (généralement dans la gamme 20 – 200 Hz [44]) dans le milieu. Les micro-déplacements causés par la propagation des ondes sont ensuite imagés grâce à l'utilisation de séquences d'IRM spécifiques incluant des gradients d'encodage du mouvement, encore appelés gradients de sensibilisation au mouvement. Enfin, les champs de déplacements ainsi obtenus sont utilisés pour reconstruire les paramètres d'intérêt [50–53]. Un exemple d'image des déplacements tissulaires, que l'on trouve également sous la dénomination d'"images d'ondes" dans la littérature est présenté en figure 1.2b. Des modifications dans les propriétés mécaniques du milieu sont associées à des variations de la longueur d'onde de l'onde de cisaillement observable sur ces cartes. En effet, pour une fréquence donnée, la longueur d'onde est d'autant plus longue que le milieu est rigide. La figure 1.2c présente l'image de module de cisaillement obtenue à partir des champs de déplacements. Sur cette image, le foie présente un module de cisaillement plus faible que la rate, en accord avec les longueurs d'onde observables pour ces deux organes sur l'image des déplacements.

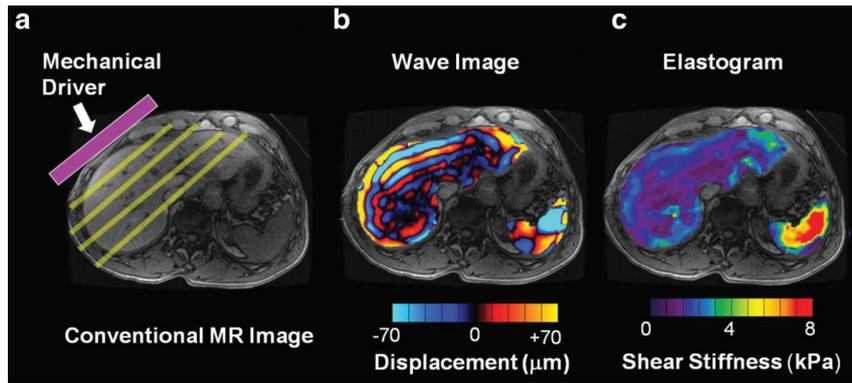


FIGURE 1.2 – Illustration des différentes étapes de l'ERM. (a) image IRM conventionnelle dans la région du foie et de la rate, et position de la source vibratoire, (b) image des déplacements tissulaires produits par la propagation des ondes de cisaillement dans le milieu (μm) et (c) élastogramme représentant le module de cisaillement (kPa). Ici, la rate, plus rigide, apparaît avec une valeur de module plus élevée que le foie. Sur l'image des déplacements (b), la longueur d'onde apparaît également plus importante au niveau de la rate qu'au niveau du foie. En (b) et (c) les résultats issus de l'élastographie ont été superposés à l'image IRM (a) [44].

III.1.2 Elastographie par cohérence optique

L'élastographie par cohérence optique (OCE) a fait l'objet de nombreux développements, avec des approches quasi-statiques, dynamiques avec une sollicitation mécanique continue (excitation harmonique) ou transitoire, mais aussi passive [23, 42, 54, 55]. L'OCE a été développée à partir de la tomographie par cohérence optique (OCT) qui utilise la lumière proche infrarouge et la capacité des tissus biologiques à la diffuser. En quasi-statique, une lente compression est appliquée au milieu et le déplacement résultant est estimé par des méthodes de suivi de speckle ou de mesure de variations de phase. Cela permet d'obtenir des images de déformation reflétant les propriétés mécaniques du milieu [11, 56], une région se déformant d'autant moins qu'elle est plus rigide. En complément, certaines méthodes estiment la contrainte appliquée en parallèle de la déformation, permettant d'obtenir des cartes du module d'Young en kPa [41, 57]. Une illustration d'expérience OCE quasi-statique est montrée en figure 1.3.

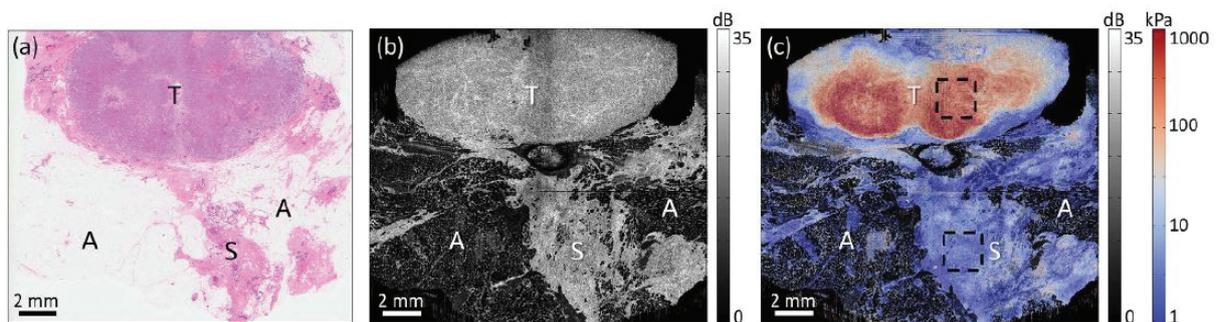


FIGURE 1.3 – Illustration de l'OCE quasi-statique dans un tissu de sein excisé présentant un carcinome canalaire infiltrant. (a) coupe histologique, (b) image OCT *en face*, et (c) élastogramme représentant le module d'Young (kPa) superposé à l'image OCT. Les différentes régions du milieu sont indiquées par : A=tissus adipeux, S=stroma et T=tumeur. Sur l'élastogramme, la tumeur apparaît en rouge, plus rigide que le milieu environnant en bleu [41].

III.2 Elastographie ultrasonore

L'élastographie ultrasonore a été largement développée depuis les années 90, et propose désormais un grand nombre d'approches. Comme expliqué précédemment, celles-ci dépendent principalement de la nature de la contrainte utilisée et du/des paramètre(s) estimé(s), bien qu'il existe aussi des variations dans ces différentes catégories. Un aperçu des principales techniques d'élastographie ultrasonore est proposé ci-dessous. De plus amples informations sont également disponibles dans les articles suivants [58–60].

III.2.1 Méthodes quasi-statiques

En régime quasi-statique, l'élastographie repose sur l'étude du déplacement tissulaire induit par une contrainte lente, consistant en général en des cycles de compression/décompression appliqués précautionneusement par l'opérateur à l'aide de la sonde échographique [61]. Cependant, il peut également être fait mention d'autres études, impliquant l'emploi de dispositifs spécifiques pour comprimer le milieu [62, 63], ou l'utilisation de contraintes physiologiques telles que la pulsation artérielle [64–66] ou le cycle respiratoire [67]. Les déplacements et les déformations internes induits par la contrainte sont estimés à partir des données ultrasonores acquises au cours du mouvement et grâce à l'utilisation d'algorithmes dédiés (cf. section IV.1). Certaines études proposent également de résoudre le problème inverse pour reconstruire des paramètres mécaniques du milieu (cf. section IV.2). Néanmoins, les difficultés inhérentes à ces approches font que l'élastographie ultrasonore quasi-statique reste essentiellement une méthode d'imagerie des déformations, et ce, particulièrement pour l'utilisation de cette technique en clinique. Elle permet de révéler les variations du module d'élasticité au sein d'un milieu, car sous l'action d'une même contrainte, une région se déforme d'autant moins qu'elle est rigide.

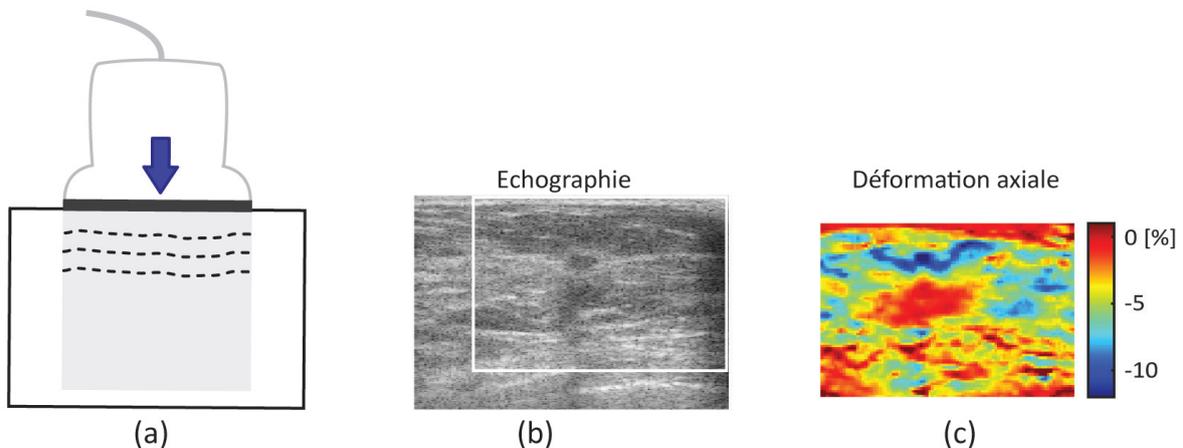


FIGURE 1.4 – Illustration de l'élastographie quasi-statique : (a) schéma de la méthode sur lequel les traits pointillés représentent le déplacement tissulaire induit par la compression du milieu avec la sonde (flèche bleue), (b) image échographique et (c) image de la déformation axiale. Ces résultats sont obtenus pour une patiente souffrant d'un carcinome canalaire infiltrant (cancer) du sein. Sur l'élastogramme, la lésion est clairement mise en évidence avec une déformation plus faible, et apparaît donc plus rigide que le milieu environnant.

III.2.2 Principe ARFI

Une seconde approche consiste à déformer localement le milieu en produisant avec la sonde d'imagerie un faisceau focalisé [68, 69]. En effet, grâce à la capacité d'absorption d'un milieu, la focalisation des ultrasons entraîne la création d'une force de radiation acoustique à l'origine d'un

petit déplacement local des tissus. Cette approche est appelée ARFI (Acoustique Radiation Force Impulse). Par rapport aux méthodes quasi-statiques, elle permet de s'affranchir de la compression manuelle, mais l'obtention d'une image nécessite de répéter ces impulsions ARFI plusieurs fois, en des points différents, ce qui a un impact significatif sur le temps d'acquisition [70]. De plus, contrairement aux méthodes quasi-statiques qui fournissent des images de déformation, l'information fournie avec ce type d'approche est essentiellement une image des déplacements, le déplacement étant d'autant plus faible que la région explorée est rigide. Une illustration est proposée en figure 1.5.

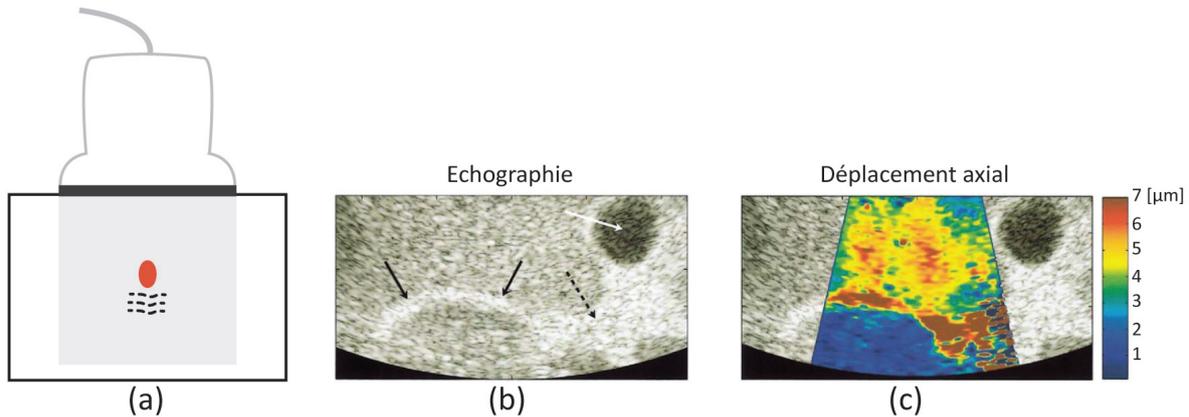


FIGURE 1.5 – Illustration de l'élastographie ARFI : (a) schéma de la méthode sur lequel les traits pointillés représentent le déplacement tissulaire induit par la force de radiation (rouge), (b) échographie réalisée chez un homme sain montrant l'interface foie/rein (flèches noires) et la vésicule biliaire (flèche blanche) [69]. La flèche pointillée noire indique la présence de tissus gras. (c) Image du déplacement (μm) superposée à l'image mode B, dont les variations reflètent les différences de propriétés mécaniques des tissus imagés.

III.2.3 Méthodes dynamiques

Les approches dynamiques exploitent la propagation des ondes de cisaillement dans les milieux. Afin de pouvoir suivre le déplacement de ces ondes au cours du temps, ces méthodes nécessitent l'utilisation de cadences d'acquisition (signal/image) rapides. Une première approche est l'élastographie transitoire 1D, avec le *Fibroscan*[®] (fig. 1.6-a). Ce dispositif est constitué d'une sonde ultrasonore mono-élément haute fréquence sur laquelle est adapté un système vibratoire délivrant de courtes impulsions mécaniques basses fréquences (1 cycle à 50 Hz) à la surface du milieu [45, 70–72]. La propagation de l'onde de cisaillement engendre une déformation du milieu qui est mesurée au cours du temps le long d'une ligne de tir ultrasonore. Ainsi, la déformation du signal au cours du temps peut être produite (fig. 1.6-b). La vitesse des ondes de cisaillement est ensuite estimée à partir de ces images. Avec cette approche, il n'est pas possible de produire des cartographies des propriétés mécaniques et seules des valeurs de modules d'Young sont estimées. Pour cette raison, cette technique est plus adaptée aux maladies diffuses, et le *Fibroscan*[®] a d'ailleurs été conçu pour le diagnostic des maladies du foie (fig. 1.6).

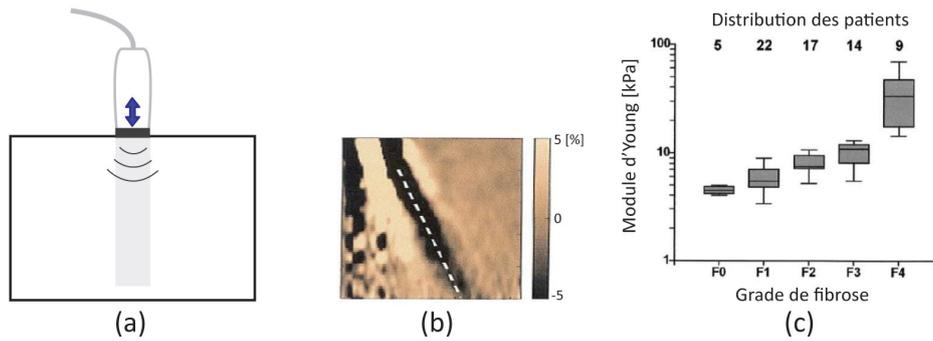


FIGURE 1.6 – Illustration de l'élastographie transitoire 1D : (a) schéma de la méthode sur lequel les traits pleins représentent la propagation des ondes de cisaillement induites par un système vibratoire couplé à la sonde (flèche bleue), (b) déformation estimée le long d'une ligne de tir ultrasonore au cours du temps dans un foie fibrotique de grade F2, et (c) module d'Young mesuré à différents stades de fibrose du foie [72].

Une seconde approche reprend le principe ARFI, en s'intéressant cette fois-ci aux ondes de cisaillement générées par la force de radiation acoustique [73–75] (fig. 1.7-a1). En effet, le mouvement tissulaire dû à la force de radiation peut être assimilé à une source ponctuelle d'onde de cisaillement [19]. La vitesse de ces ondes est ensuite estimée grâce à des méthodes de temps de vol. Cependant, les ondes de cisaillement sont très rapidement atténuées, limitant fortement la zone d'exploration. Ainsi, comme pour la technique ARFI précédente, il est nécessaire de répéter l'opération plusieurs fois afin d'imager l'ensemble du milieu, au détriment du temps d'acquisition. Pour dépasser cette limite, une autre approche consiste à générer rapidement plusieurs sources ponctuelles à des profondeurs successives pour créer des interférences constructives d'onde de cisaillement (fig. 1.7-a2). Cela permet de créer des fronts d'onde plans de fortes amplitudes (cône de Mach), capables d'illuminer une large zone du milieu [33, 70, 76]. Cette technique est appelée élastographie par onde de cisaillement supersonique. Ces approches permettent de reconstruire des cartes de modules élastiques (en kPa). De ce fait, les méthodes dynamiques sont considérées comme étant des méthodes d'imagerie quantitative [24].

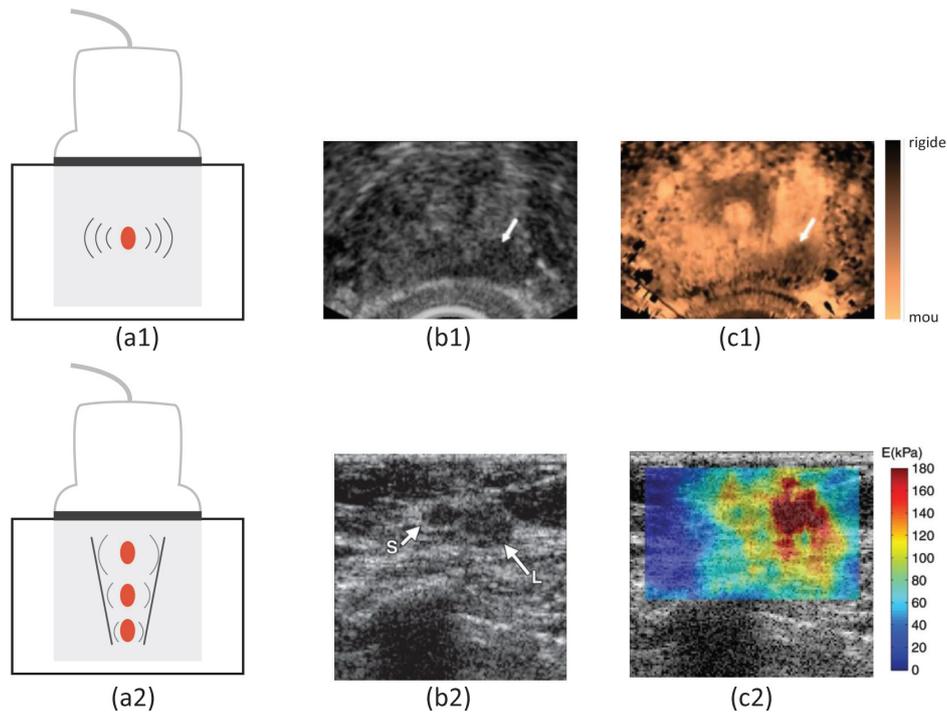


FIGURE 1.7 – Illustration de méthodes d'élastographie dynamique : (a) schéma de la méthode sur lequel les traits pleins représentent la propagation des ondes de cisaillement induites par la force de radiation (rouge). La première ligne montre l'élastographie ARFI avec (b1) l'image échographique et (c1) l'image ARFI correspondante, dans la région postérieure de la prostate, sur lesquelles la lésion est indiquée par la flèche blanche [77]. La deuxième ligne montre l'élastographie par onde de cisaillement supersonique avec (b2) l'image échographique du sein d'une patiente présentant un carcinome canalaire infiltrant, et (c2) l'image du module d'Young (en kPa) superposée à l'échographie. La tumeur apparaît beaucoup plus rigide (en rouge) que les tissus sains environnants [43].

III.2.4 Méthodes passives

L'élastographie passive repose aussi sur le suivi de la propagation des ondes de cisaillement au sein du milieu par l'imagerie ultra-rapide. Cependant, contrairement aux techniques dynamiques, elle ne requiert pas l'utilisation de systèmes spécifiques pour générer les ondes de cisaillement. En effet, les mouvements physiologiques, tels que la pulsation artérielle ou la respiration, sont autant de sources d'ondes de cisaillement pouvant être exploitées grâce à l'utilisation de méthodes particulières de corrélation de bruit [31]. De manière analogue à l'élastographie dynamique, l'élastographie passive peut permettre d'obtenir des cartes d'élasticité des milieux. Toutefois, dans la littérature, seules des cartes de vitesses sont estimées. Ces cartes peuvent être directement interprétées comme étant le reflet des propriétés mécaniques du milieu imagé, sachant qu'une onde se déplace d'autant plus vite que le milieu est rigide. La figure 1.8 montre un exemple d'image obtenue avec l'élastographie passive.

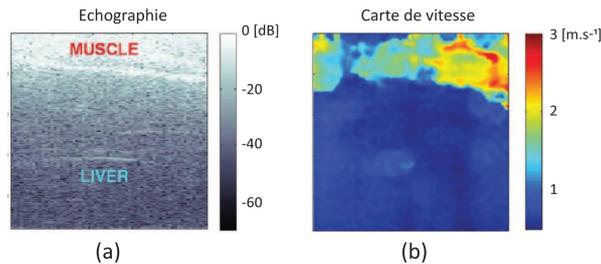


FIGURE 1.8 – Illustration de l'élastographie passive *in vivo* dans la région du foie, avec : (a) image échographique montrant des muscles abdominaux et le foie, (b) carte de vitesse ($m.s^{-1}$) montrant clairement deux régions dans lesquelles les vitesses sont différentes [31].

III.2.5 Spécificités et complémentarité des techniques pour le diagnostic

Les techniques d'élastographie ultrasonore, comme toutes les techniques d'élastographie, ont pour but d'apporter des informations complémentaires pour le diagnostic. Comme nous venons de le voir, ces techniques sont variées, mais pour les applications cliniques, elles délivrent principalement des cartographies de la déformation axiale (élastographie quasi-statique) ou du module d'Young (élastographie dynamique). Les approches sont différentes, mais l'utilisation de méthodes quasi-statiques et dynamiques peut être relativement complémentaire. Les techniques fournissant des modules élastiques sont ainsi très utilisées pour l'évaluation de la fibrose hépatique, car la valeur du module donne une indication sur le stade de la fibrose. Les images de module trouvent également des applications pour différencier les lésions bénignes des lésions malignes. Cela est aussi l'une des applications majeures de l'élastographie quasi-statique. En effet, si l'on considère une lésion plus rigide que les tissus sains environnants, il est attendu que cette lésion apparaisse avec un module d'Young plus élevé que les tissus sains sur l'image de module, et comme une zone de plus faible déformation sur l'image de déformation axiale.

Les nombreuses études cliniques menées ont conduit à l'introduction de critères pour aider à évaluer le caractère pathologique d'une lésion ou d'un tissu. Dans ce paragraphe, les critères vont être présentés en regard de l'application mammaire, qui a été le sujet de nombreux travaux. Afin de différencier les lésions bénignes des lésions malignes, une première approche, immédiate, repose sur l'observation de l'élastogramme. En élastographie ultrasonore quasi-statique, des caractéristiques de la lésion, et notamment sa taille, sont comparées entre l'image de déformation et l'image échographique. Comme évoqué précédemment, les cancers apparaissent souvent plus rigides que les tissus sains environnants, se traduisant sur les images par une région de faible déformation. De plus, cette région peut s'étendre au-delà de la région hypoéchogène observable sur l'image échographique. Ainsi, des scores, comme le score de Tsukuba, ont été introduits [26]. Ce score est attribué en comparant la taille de la région de faible déformation visible sur l'élastogramme à la taille de la région hypoéchogène visible à l'échographie, une taille plus grande sur l'élastogramme étant en faveur du caractère malin de la lésion. Plus qu'une appréciation qualitative, des études ont également calculé le rapport de l'aire de ces régions [78, 79]. Enfin, un autre critère très utilisé est le rapport de la déformation moyenne entre des tissus sains et une zone anormale, aussi appelé "indice de déformation". Il est attendu que ce rapport soit bien plus élevé pour les cancers que pour les lésions bénignes [24, 80].

Comme pour l'approche quasi-statique, l'évaluation des performances diagnostiques de l'élastographie ultrasonore dynamique a conduit à l'introduction de critères spécifiques. Par exemple avec *Aixplorer*[®], qui a été utilisé dans le cadre de nombreuses études, cette technique permet de produire des cartes de module d'Young, affichées avec une gamme de valeurs adaptée à l'application donnée, pour le sein 0 – 180 kPa. Une approche directe consiste donc simplement à observer

l'image de module d'Young en regardant si des valeurs élevées apparaissent dans ou en périphérie de la lésion, des valeurs élevées étant en faveur du caractère malin de la lésion. Il est également possible d'extraire des valeurs de module (valeurs maximales, minimales ou moyennes) au sein de la lésion et du milieu environnant. Ainsi, un rapport des modules entre ces deux régions peut également être estimé [81–84].

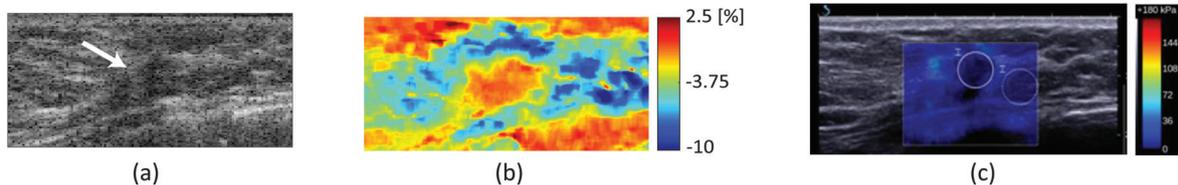


FIGURE 1.9 – Exemple de résultats obtenus sur une patiente souffrant d'un carcinome canalaire infiltrant (cancer) du sein. (a) image échographique montrant la lésion (flèche) et (b) image des déformations obtenue en élastographie quasi-statique. La lésion est clairement mise en évidence avec une déformation plus faible, et apparaît donc plus rigide que le milieu environnant. Les images (a) et (b) ont été obtenues avec un échographe *Ultrasonix* (Ultrasonix Medical Corporation, Canada) et une méthode d'estimation de la déformation développée dans notre laboratoire [85]. (c) image du module d'Young de la même région, obtenue avec un échographe *Aixplorer*[®] (SuperSonic Imagine, France) doté d'un module d'élastographie dynamique (par ondes de cisaillement). Il peut être observé pour ce cas, que la lésion n'est pas détectable sur l'image (c). Les deux régions d'intérêt, cercles sélectionnés dans la tumeur et dans une région supposée saine, indiquent en effet des valeurs de module moyen proches et faibles, respectivement 6.99 kPa et 4.51 kPa.

Enfin, de nombreuses études ont montré une amélioration des performances diagnostiques en combinant l'élastographie quasi-statique avec l'échographie, par rapport à l'échographie seule [80, 86, 87]. De plus, des travaux récents comparant l'élastographie quasi-statique et l'élastographie dynamique ont rapporté des performances similaires pour les deux techniques [88–90]. Cela tend à prouver qu'il est important de continuer à les développer, sachant qu'elles pourraient se substituer dans le cas de la défaillance de l'une ou de l'autre (Fig. 1.9).

IV Élastographie ultrasonore quasi-statique

En élastographie quasi-statique, l'estimation précise des champs de déplacements et de déformations est une étape primordiale. En effet, nous avons vu précédemment que cette technique est essentiellement une imagerie de la déformation axiale des tissus, et toute utilisation de l'élastographie pour le diagnostic repose sur une interprétation directe de ces images. Cependant, outre la déformation axiale, l'imagerie du tenseur de déformation apparaît également essentielle pour l'analyse des tissus, non seulement pour une visualisation complète de leur réponse à une compression, mais également pour la reconstruction de leurs propriétés mécaniques.

Cette section a pour but de présenter un état de l'art des méthodes d'estimation des déplacements et des déformations, ainsi que des méthodes de reconstruction des propriétés mécaniques existantes. Enfin, une vue d'ensemble concernant les méthodes utilisées et développées dans ce travail pour l'analyse des propriétés élastiques des tissus biologiques sera proposée.

IV.1 Estimation des champs de déplacements et de déformations

IV.1.1 Une grande variété d’approches

Depuis les premiers travaux en élastographie ultrasonore quasi-statique, de nombreuses méthodes d’estimation locale des déplacements/déformations d’un milieu soumis à une compression ont été publiées. Présenter de manière exhaustive les différents développements réalisés est impossible, et l’objectif de cette section est, par conséquent, de donner au lecteur un aperçu des méthodes existantes. Comme évoqué précédemment, l’estimation des déplacements est réalisée à partir des données ultrasonores acquises avant et après, ou au cours, de la compression du milieu. La très grande majorité des travaux de la littérature utilise les données ultrasonores radiofréquences (RF), mais il est aussi possible de trouver des études où l’estimation des déplacements est réalisée à partir de données mode B conventionnelles, ou à partir de ces deux types de données, les images conventionnelles étant utilisées pour estimer grossièrement les déplacements, tandis que les données RF servent à raffiner ces estimations [91–93]. Concernant les méthodes, celles-ci ont largement évolué : les premiers développements ont porté sur l’estimation 1D des déplacements et les plus récentes offrent une estimation 2D voire 3D.

En effet, dans les premières approches, l’analyse du mouvement des tissus s’est limitée aux déplacements 1D se produisant le long des signaux RF (déplacement axial), ce qui correspond également à la direction de la compression du milieu lorsque celle-ci est appliquée à l’aide de la sonde échographique. Les méthodes 1D font l’hypothèse que sous l’action d’une faible compression, le milieu va subir localement un mouvement de translation, uniquement le long de la direction axiale. Cette translation se traduit sur le signal RF par un déphasage de la signature acoustique correspondante, conduisant à la mise en œuvre des méthodes dites du retard temporel. Ces dernières divisent le signal RF en de multiples régions d’intérêt (ROI) 1D et évaluent pour chacune de ces ROI, le déphasage produit par la compression du milieu [6, 61]. Elles ne prennent donc en compte qu’une simple translation pour décrire le mouvement des tissus. D’autres méthodes ont par conséquent été proposées afin de tenir compte d’une possible variation de la forme du signal, décrivant ainsi un mouvement non rigide du tissu. Il s’agit des méthodes dites du facteur d’échelle [94, 95]. Cependant, lorsque l’on comprime un milieu biologique, celui-ci se déforme dans les trois dimensions. Afin d’estimer plus précisément le déplacement (et donc la déformation) axial, des méthodes d’estimation 2D ont été développées. La plupart des approches reposent sur l’utilisation de ROI (généralement 2D) et sur le suivi de speckle, même s’il existe des méthodes effectuant une estimation du déplacement au niveau du pixel. Plus précisément, considérons deux images, I_1 et I_2 , acquises à deux niveaux de compression différents. La première est divisée en de nombreuses ROI, de manière régulière, mais avec un chevauchement de ces régions. Pour chaque ROI de I_1 , sa version déformée est recherchée dans I_2 , via la maximisation d’un critère de similarité ou la minimisation d’une différence entre les régions acquises avant et après compression. L’approche la plus simple consiste à considérer que la déformation du milieu se traduit localement au sein des images par un simple déplacement des ROI (déplacement spécifique pour chaque ROI) qui est modélisé par une translation [96]. À partir de ce modèle, des techniques plus ou moins complexes ont été développées, impliquant par exemple l’utilisation de schémas multi-échelles et/ou de régularisation [25, 97]. Enfin, d’autres approches utilisent une transformation affine pour décrire localement les modifications entre I_1 et I_2 [98, 99].

Cependant, en élastographie ultrasonore, l’estimation des déplacements latéraux reste moins précise que celle des déplacements axiaux en raison des caractéristiques des données RF, *c.-à-d.* de la résolution ultrasonore et de l’échantillonnage des données plus fins dans la direction axiale (caractère anisotrope des images RF). De plus, ces méthodes 2D ignorent le mouvement en élévation (hors plan) bien qu’il puisse être une source importante de décorrélation. Les développements les plus récents dans le domaine de l’imagerie ultrasonore, notamment la recherche

sur de nouvelles sondes pour l'acquisition de volumes, contribuent au développement d'estimateurs du mouvement 3D. Toutefois, peu de méthodes ont été proposées à ce jour et elles sont d'ailleurs des extensions à la troisième dimension d'estimateurs 2D déjà existants. Il doit être souligné que les données majoritairement acquises en imagerie ultrasonore sont des séquences d'images et non pas de volumes, conduisant à considérer plus particulièrement les méthodes 2D. Enfin, des approches spécifiques ont été mises en œuvre afin d'obtenir des estimations plus précises des déplacements latéraux, et d'accéder ainsi à l'imagerie du tenseur des déformations. Ces approches sont décrites ci-dessous.

IV.1.2 Estimation du déplacement latéral : des approches spécifiques

De nombreuses méthodes ont donc été introduites dans la littérature pour l'estimation des déplacements. Cependant, les déplacements orthogonaux à la direction axiale sont généralement bruités, rendant inexploitable les composantes du tenseur de déformation utilisant ces déplacements. C'est pourquoi des méthodes spécifiques ont été proposées afin d'améliorer l'estimation du déplacement, en particulier du déplacement latéral.

Certains développements mettent l'accent sur l'acquisition des données utilisées, l'idée étant d'obtenir des données ultrasonores plus adaptées au problème posé par rapport aux données classiquement acquises. Par exemple, dans les travaux de Techavipoo et al. [100] et Xu and Varghese [101], le déplacement est déterminé à partir d'estimations faites sur des données acquises suivant plusieurs angles d'insonification. Selladurai and Thittai [102] ont proposé d'utiliser une sonde échographique spécifique afin d'obtenir des images RF avec une densité de lignes plus importante et ainsi aboutir à une estimation plus précise des déplacements latéraux. Cette sonde comporte un moteur intégré permettant de déplacer le réseau de transducteurs à des positions "sub-pitch". Il a été montré que l'acquisition de signaux RF supplémentaires produisait des résultats (dans cette étude, des élastogrammes de rotation) avec des rapports contraste/bruit (CNR) plus élevés que ceux de l'imagerie conventionnelle. Enfin, des images RF spécifiques plus adaptées au suivi du déplacement latéral des tissus ont également été décrites dans [103, 104]. Ces images RF incluent des oscillations latérales, résultant d'une formation de voies particulière.

D'autres approches se concentrent davantage sur la méthode d'estimation des déplacements elle-même pour réduire le bruit dans les champs de déformation, impliquant notamment des techniques modifiées de mise en correspondance de blocs et/ou de régularisation [98, 99, 105–108]. Certaines méthodes intègrent, en plus du mouvement rigide (translation 2D), une transformation affine des ROI entre les images I_1 et I_2 . Cela permet de réduire le bruit de décorrélation en prenant en compte les variations de forme qui se produisent au sein des ROI en raison de la déformation du milieu. De plus, ces techniques ont l'avantage de proposer un accès direct aux champs de déformations et donc d'éviter le calcul de dérivées.

Pour finir, cette description des méthodes ne saurait être achevée sans évoquer l'introduction récente des approches basées sur les réseaux de neurones [109–111]. Ce domaine de recherche en pleine émergence avec d'innombrables applications y compris en imagerie médicale, permet aussi des développements nouveaux en élastographie. Cependant, ce domaine n'étant pas celui des travaux de cette thèse, ces méthodes ne seront pas présentées de manière plus détaillées.

IV.1.3 Estimation des champs de déformation

Bien que certaines méthodes d'estimation des déplacements permettent de déduire directement les champs de déformation, par exemple grâce à l'utilisation d'une transformation affine pour décrire les variations des ROI entre les images avant et après compression, les champs de déformation restent généralement obtenus par une opération supplémentaire de dérivation appliquée aux champs de déplacement. La méthode la plus directe consiste à calculer le gradient des

déplacements à l'aide des différences finies. Cependant, les dérivées sont connues pour rehausser le bruit présent dans les données, résultant en général pour les déformations autres que la déformation axiale en des images dominées par le bruit, où aucune interprétation n'est rendue possible. Une autre approche, proposée par Kallel and Ophir [112], est d'utiliser la méthode des moindres carrés pour estimer les déformations. L'idée est d'approximer les déplacements estimés par une fonction linéaire par morceaux et d'ajuster les paramètres avec la méthode des moindres carrés. Les coefficients directeurs des approximations linéaires représentent alors la déformation locale. Cette méthode permet de diminuer l'amplification du bruit liée aux dérivées dans les champs de déformations. Néanmoins, ce résultat est obtenu au prix d'une réduction du contraste de déformation et de la résolution spatiale.

Pour finir, il est à noter que les images de déformation permettent une visualisation indirecte des propriétés mécaniques du milieu étudié. Si des études ont déjà montré que les cartes de déformation pouvaient être suffisantes pour détecter des zones anormales dans les tissus, le développement de méthodes de reconstruction des propriétés mécaniques pourraient bénéficier aux applications cliniques, notamment dans le cas de maladies diffuses où la valeur du module joue un rôle prépondérant.

IV.2 Reconstruction des propriétés mécaniques

L'estimation des propriétés mécaniques en tant que telles (ex. module de Young, module de cisaillement, viscosité...) nécessite une seconde étape de traitement. En effet, si les champs de déformation estimés précédemment donnent une indication sur les propriétés mécaniques du milieu imagé, la contrainte reste inconnue, empêchant une estimation directe de ces propriétés. De plus, supposer la contrainte constante est problématique, car celle-ci présente généralement une décroissance avec la profondeur ainsi que des variations locales dues à l'hétérogénéité des milieux imagés [16, 113]. Récemment, Lamprecht et al. [114] ont proposé une technique permettant de calculer analytiquement une distribution de la contrainte grâce à la solution de Love [115] et à la mesure de la force appliquée. Cependant, cette méthode ne prend que partiellement en compte le caractère non-uniforme de la contrainte, car le milieu est supposé homogène. Afin de s'affranchir de la connaissance de la contrainte, des méthodes ont été développées pour résoudre le problème inverse.

L'une des premières approches proposées est l'inversion directe [116, 117]. Ces méthodes se basent sur la résolution directe des équations d'équilibre (1.8), obtenues en substituant les termes de contraintes par leur expression donnée par la loi de comportement choisie. Si on suppose que le milieu est élastique linéaire et isotrope et que le coefficient de Poisson est constant sur le milieu et connu, seule la distribution du module d'Young reste à déterminer [116]. Cependant, ces méthodes impliquent généralement de connaître un autre paramètre, tel que le module de Young à la surface E_0 , pour fournir une valeur quantitative (en kPa). De plus, résoudre les équations d'équilibre impose de calculer des dérivées secondes du déplacement, connues pour amplifier le bruit dans les données, impactant la qualité des cartes de module reconstruites.

Une seconde approche reformule le problème inverse sous la forme d'un problème d'optimisation. Dans cette approche, les paramètres d'intérêt sont modifiés de manière itérative jusqu'à, par exemple minimiser l'erreur entre les déplacements ou les déformations déterminés par la résolution du problème direct et les données expérimentales [4, 118–121]. D'une manière générale, une représentation théorique du problème est réalisée à l'aide d'un modèle FEM (Méthode par éléments finis). Ce modèle est construit avec certaines hypothèses, notamment sur la loi de comportement et sur les conditions aux limites, puis maillé et initialisé avec des propriétés mécaniques admissibles. À chaque itération, une fonction d'erreur ($\Phi = \| \phi_{simule} - \phi_{mesure} \|$) est calculée. Le modèle est mis à jour jusqu'à ce que le minimum de la fonction Φ soit atteint. Mousavi et al.

[122] proposent une approche similaire où le but est de minimiser la variation du module d'Young entre deux itérations ($\| E^{i+1} - E^i \| < tol$). Différentes stratégies ont également été proposées pour initialiser le modèle. Si par exemple, pour Doyley et al. [123], aucune contrainte de géométrie interne n'est introduite, d'autres travaux ont utilisé un modèle paramétrique par éléments finis (PFEM), où plusieurs régions propres au milieu sont définies et pour lesquelles une seule valeur de module élastique est estimée [4]. Un modèle PFEM est spécifique au problème étudié et peut être nécessaire dans certains cas afin de limiter les problèmes de stabilité. Dans tous les cas, les valeurs des paramètres mécaniques du modèle à la solution sont supposées être proches de ceux du milieu. L'inconvénient principal de ces méthodes est que la construction du modèle FEM nécessite d'introduire des conditions aux limites, généralement inconnues dans le cadre des applications médicales. De plus, un problème direct doit être résolu à chaque itération, ce qui peut être coûteux en terme de temps.

Récemment, Hoerig et al. [124, 125] ont proposé d'utiliser le CaNNCM (modèle constitutif de réseau de neurones cartésien) et la méthode autoprogessive (*AutoP*), pour résoudre le problème inverse. Le principal avantage de cette approche est qu'elle ne nécessite aucune hypothèse préalable sur les propriétés mécaniques du milieu étudié, car le réseau de neurones prend la place du tenseur des rigidités élastiques (1.9). L'inconvénient est qu'une série de mesures déplacement-force appliquée au milieu doit être au préalable effectuée. Deux modèles éléments finis (*FEA σ* et *FEA ε*) sont créés afin de calculer séparément les champs de contraintes et de déformations à partir des forces mesurées et des déplacements estimés. Ces deux modèles FEA sont reliés l'un à l'autre par le CaNNCM, capable d'apprendre les paramètres spatiaux et mécaniques pour mettre à jour les modèles. Ces opérations sont répétées jusqu'à ce que des erreurs, basées sur le déplacement calculé par le modèle et celui mesuré, soient inférieures à des seuils prédéfinis ou qu'un nombre maximal d'itérations soit atteint. Cette méthode a été dernièrement étendue en 3D [126].

En dépit de ces nombreux développements, reconstruire les propriétés mécaniques des tissus reste complexe à mettre en œuvre et les méthodes souffrent souvent de la présence de bruit dans les données, notamment dans les champs de déformation. Il semble donc intéressant de continuer à développer ces méthodes et les travaux réalisés au cours de ces trois années de thèse entrent dans ce cadre.

IV.3 Objectifs des travaux de thèse : vers l'analyse des propriétés élastiques des tissus biologiques

Dans ces travaux de thèse, nous nous intéressons donc à l'analyse des propriétés élastiques des tissus biologiques en élastographie ultrasonore quasi-statique. Pour cela, l'approche développée peut être décomposée en quatre étapes résumées ainsi :

1. Acquisition des données
2. Estimation des champs de déplacement initiaux : méthode détaillée ci-après
3. Imagerie du tenseur de déformation : chapitre 2
4. Imagerie des propriétés élastiques : chapitres 3 et 4

L'estimation des champs de déplacement est une étape primordiale en élastographie quasi-statique. Les travaux réalisés et présentés dans ce document se sont appuyés sur une méthode développée antérieurement au sein de notre laboratoire [79, 127]. Cette méthode permet une estimation des déplacements et déformations axiaux avec la prise en compte du déplacement latéral. Elle est présentée plus en détail ci-dessous.

Estimation des déplacements : description de la méthode initiale

Soient deux images acquises à deux niveaux de compression différents notées, I_1 et I_2 . La première est divisée en de nombreuses ROI, de manière régulière, mais avec un chevauchement et pour chacune de ces ROI, sa version déformée est recherchée dans I_2 . Contrairement aux méthodes 2D classiques qui ne considèrent qu'une translation pour décrire le mouvement, un modèle direction-spécifique, adapté au caractère anisotrope des données ultrasonores RF a été utilisé. Dans la direction axiale, le signal ultrasonore RF après compression est modélisé comme une réplique localement translatée et comprimée du signal initial. 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 pourrait être utilisée pour décrire les modifications latérales de l'image. Cependant, la résolution et l'échantillonnage latéraux des données RF, plus grossiers que le long de la direction axiale, rendent difficiles l'estimation précise d'un facteur d'échelle dans cette direction et seule une translation latérale est donc localement prise en compte.

Ainsi, pour chaque ROI 2D sélectionnée sur I_1 , sa version déformée est recherchée dans I_2 et les paramètres du modèle sont estimés. La méthode comprend essentiellement trois étapes : un déplacement adaptatif de la région d'étude entre les images avant et après compression est d'abord réalisé (permettant de restreindre de manière significative la zone de recherche de la ROI déformée, et par conséquent les valeurs admissibles des paramètres liés à la translation), puis l'estimation conjointe des paramètres est effectuée via l'optimisation sous contraintes du coefficient de corrélation, coefficient traduisant la correspondance atteinte entre les régions pré- et post-compression. Enfin, une régularisation est localement appliquée pour les données dont l'estimation est associée à un coefficient de corrélation insuffisamment proche de 1. En effet le coefficient de corrélation fournit une indication sur la correspondance obtenue lors de l'estimation des paramètres : plus la valeur est proche de 1, meilleure est la mise en correspondance, c.-à-d. la similarité. Plusieurs situations peuvent conduire à des valeurs de coefficient de corrélation bien inférieures à 1 à la solution, comme des erreurs dans l'estimation des paramètres ou des variations de ROI entre images trop complexes pour être correctement décrites par le modèle utilisé. Dans le cas d'une correspondance insuffisante, c.-à-d. lorsque le coefficient de corrélation est inférieur à un seuil Th , les estimations sont étiquetées comme non fiables et une régularisation locale est appliquée pour assurer une continuité avec des estimations spatialement proches et dont la valeur du coefficient de corrélation est supérieure au seuil. La valeur du seuil Th est fixée à 0.75, valeur qui a été jugée adaptée pour l'analyse des tissus biologiques. Elle a été déterminée empiriquement lors de travaux précédents réalisés à *CREATIS*. Une fois les paramètres estimés sur toute l'image, le champ de déformation axiale (ε_2) se déduit directement de celui des facteurs d'échelle (α), sans nécessité d'effectuer un calcul de dérivée ($\varepsilon_2 = \alpha - 1$).

Enfin, en élastographie, des séquences d'images RF sont typiquement acquises. Avec notre méthode, les paramètres sont calculés entre paires d'images RF successives, afin de limiter les erreurs dues aux mouvements hors plan. En effet, de tels mouvements devraient être plus faibles entre deux images successives qu'entre la première et la dernière image de la séquence considérée. Les champs de déplacement finaux sont alors obtenus en combinant la contribution des différentes paires d'images (fig. 1.10).

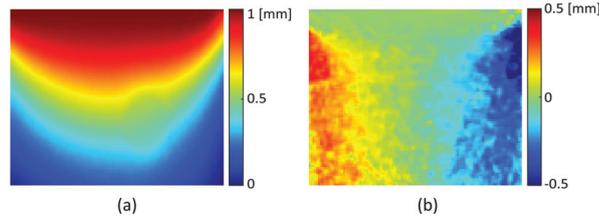


FIGURE 1.10 – Exemple de champs de déplacement obtenus avec un fantôme *CIRS 059* lors d’une expérience d’élastographie ultrasonore quasi-statique : (a) déplacement axial et (b) déplacement latéral.

Cette méthode est précise pour l’estimation du déplacement axial et de la déformation axiale. En revanche, le déplacement latéral est bruité et nécessite des améliorations avant de pouvoir être utilisé pour imager le tenseur de déformation ou reconstruire une cartographie du module d’Young. Ces deux axes ont constitué les travaux de thèse.

Application pour l’imagerie du sein

Pour finir, ce travail de thèse a été réalisé en vue d’une application pour l’imagerie du sein.

Aujourd’hui, la détection et la caractérisation de pathologies du sein, qu’elles soient bénignes (fibroadénome, kyste...) ou malignes (cancer), reste un enjeu primordial. En effet, le cancer du sein est le cancer le plus fréquent chez la femme dans le monde, au vu du nombre de nouveaux cas (incidence) et du nombre de décès [128–130]. Afin de détecter précocement cette pathologie, un dépistage organisé a été mis en place dans notre pays, invitant tous les deux ans, les femmes de 50 à 74 ans à une mammographie de dépistage. La mammographie est la technique de référence utilisée pour l’imagerie du sein à laquelle peut s’ajouter l’échographie, et/ou dans certains cas l’IRM. L’échographie est utilisée soit en complément, suite à une mammographie suspecte car elle permet de caractériser plus précisément certaines anomalies [131], soit en remplacement notamment chez les femmes jeunes afin de limiter l’exposition aux rayons X [132, 133]. De plus, chez les femmes jeunes les seins sont généralement plus denses ce qui rend plus difficile la lecture de la mammographie. Que ce soit à partir de la mammographie ou de l’échographie, l’interprétation d’une anomalie repose sur des critères spécifiques observés sur les images (par exemple pour l’image échographique : la forme de la lésion, son orientation, l’aspect de ses contours ...). En fonction des observations faites, le/la radiologue attribue un score au cas examiné (classification *BI-RADS*[®], *Breast Imaging - Reporting And Data System*, de l’American College of Radiology [134]). Ce score reflète le degré de suspicion de son caractère pathologique et est associé à une conduite à tenir / à une prise en charge spécifique. En particulier, des procédures supplémentaires comme des biopsies, qui consistent à prélever des échantillons tissulaires pour réaliser une analyse histologique, sont souvent pratiquées. Cependant, nombre de ces biopsies se révèlent finalement être effectuées pour des lésions bénignes. Il demeure donc aujourd’hui un besoin pour une meilleure différenciation entre lésions bénignes et malignes.

Depuis quelques années, l’élastographie ultrasonore est intégrée aux échographes cliniques, pouvant apporter des informations complémentaires lors de l’examen, et la cinquième édition de l’atlas échographique *BI-RADS* inclut d’ailleurs l’évaluation des lésions mammaires par élastographie [135]. De plus, un certain nombre d’études ont montré une amélioration des performances diagnostiques des lésions du sein avec l’utilisation de l’élastographie par rapport à une simple échographie [80, 136, 137].

Bibliographie

- [1] T. A. Krouskop, T. M. Wheeler, F. Kallel, B. S. Garra, and T. Hall. Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression. *Ultrasonic Imaging*, 20(4) :260–274, 1998. I
- [2] K. S. Bhatia, D. D. Rasalkar, Y.-P. Lee, K.-T. Wong, A. D. King, Y.-H. Yuen, and A. T. Ahuja. Real-Time Qualitative Ultrasound Elastography of Miscellaneous Non-Nodal Neck Masses : Applications and Limitations. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 36(10) :1644–1652, 2010. I
- [3] K.-J. Streitberger, M. Reiss-Zimmermann, F. B. Freimann, S. Bayerl, J. Guo, F. Arlt, J. Wuerfel, J. Braun, K.-T. Hoffmann, and I. Sack. High-Resolution Mechanical Imaging of Glioblastoma by Multifrequency Magnetic Resonance Elastography. *PLoS ONE*, 9(10) : e110588, 2014. I
- [4] R. A. Baldewsing, F. Mastik, J. A. Schaar, P. W. Serruys, and A. F. van Der Steen. Robustness of reconstructing the Young’s modulus distribution of vulnerable atherosclerotic plaques using a parametric plaque model. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 31(12) : 1631–1645, 2005. I, IV.2
- [5] P. Wells and H. D. Liang. Medical ultrasound : imaging of soft tissue strain and elasticity. *Journal of The Royal Society Interface*, 8(64) :1521–1549, 2011. I, II.3.1
- [6] J. Ophir, I. Céspedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi, and X. Li. Elastography : a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrasonic Imaging*, 13(2) :111–134, 1991. I, IV.1.1
- [7] R. Dickinson and C. Hill. Measurement of soft tissue motion using correlation between A-scans. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 8(3) :263–271, 1982. I
- [8] R. M. Lerner, K. J. Parker, J. Holen, R. Gramiak, and R. C. Waag. Sono-Elasticity : Medical Elasticity Images Derived from Ultrasound Signals in Mechanically Vibrated Targets. In L. W. Kessler, editor, *Acoustical Imaging*, volume 16, pages 317–327. Springer US, Boston, MA, 1988. Series Title : Acoustical Imaging. I
- [9] K. Parker, S. Huang, R. Musulin, and R. Lerner. Tissue response to mechanical vibrations for “sonoelasticity imaging”. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 16(3) :241–246, 1990. I
- [10] R. Muthupillai, D. J. Lomas, P. J. Rossman, J. F. Greenleaf, A. Manduca, and R. L. Ehman. Magnetic Resonance Elastography by Direct Visualization of Propagating Acoustic Strain Waves. *Science*, 269(5232) :1854–1857, 1995. I
- [11] J. M. Schmitt. OCT elastography : imaging microscopic deformation and strain of tissue. *Optics Express*, 3(6) :199, 1998. I, III.1.2
- [12] S. K. Alam, editor. *Tissue elasticity imaging*. Elsevier, Amsterdam, 2020. ISBN 978-0-12-809661-1 978-0-12-809662-8. II
- [13] Y. C. Fung. *Biomechanics*. Springer New York, New York, NY, 1981. II
- [14] S. C. Cowin. Bone poroelasticity. *Journal of Biomechanics*, 32 :217–238, 1999. II.3.1
- [15] R. Righetti, J. Ophir, S. Srinivasan, and T. A. Krouskop. The feasibility of using elastography for imaging the Poisson’s ratio in porous media. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 30(2) :215–228, 2004.

- [16] M. M. Doyley. Model-based elastography : a survey of approaches to the inverse elasticity problem. *Physics in Medicine and Biology*, 57 :R35–R73, 2012. II.3.1, IV.2
- [17] S. Budday, T. C. Ovaert, G. A. Holzapfel, P. Steinmann, and E. Kuhl. Fifty Shades of Brain : A Review on the Mechanical Testing and Modeling of Brain Tissue. *Archives of Computational Methods in Engineering*, 27(4) :1187–1230, 2020. 1.1
- [18] D. Royer, J.-L. Gennisson, T. Defieux, and M. Tanter. On the elasticity of transverse isotropic soft tissues (L). *The Journal of the Acoustical Society of America*, 129(5) :2757–2760, 2011. II.3.1
- [19] M. Tanter, J. Bercoff, R. Sinkus, T. Defieux, J.-L. Gennisson, and M. Fink. L'élastographie par ultrasons ou résonance magnétique : de nouveaux outils de diagnostic en cancérologie. *Medecine Nucleaire-imagerie Fonctionnelle Et Metabolique - MED NUCL*, 31 :132–141, 2007. II.4, III.1, III.2.3
- [20] Y. K. Mariappan, K. J. Glaser, and R. L. Ehman. Magnetic resonance elastography : A review. *Clinical Anatomy*, 23(5) :497–511, 2010.
- [21] A. Sarvazyan, T. J. Hall, M. W. Urban, M. Fatemi, S. R. Aglyamov, and B. S. Garra. An Overview of Elastography-An Emerging Branch of Medical Imaging. *Current Medical Imaging Reviews*, 7(4) :255–282, 2011.
- [22] K. J. Parker, M. M. Doyley, and D. J. Rubens. Corrigendum : Imaging the elastic properties of tissue : the 20 year perspective. *Physics in Medicine and Biology*, 57(16) :5359–5360, 2012.
- [23] S. Wang and K. V. Larin. Optical coherence elastography for tissue characterization : a review. *Journal of Biophotonics*, 8(4) :279–302, 2015. III.1, III.1.2
- [24] R. M. Sigrist, J. Liau, A. E. Kaffas, M. C. Chammas, and J. K. Willmann. Ultrasound Elastography : Review of Techniques and Clinical Applications. *Theranostics*, 7(5) :1303–1329, 2017. III.1, III.2.3, III.2.5
- [25] C. Pellot-Barakat, F. Frouin, M. Insana, and A. Herment. Ultrasound elastography based on multiscale estimations of regularized displacement fields. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 23(2) :153–163, 2004. III.1, IV.1.1
- [26] A. Itoh, E. Ueno, E. Tohno, H. Kamma, H. Takahashi, T. Shiina, M. Yamakawa, and T. Matsumura. Breast Disease : Clinical Application of US Elastography for Diagnosis. *Radiology*, 239(2) :341–350, 2006. III.1, III.2.5
- [27] M. Ashikuzzaman and H. Rivaz. Second-Order Ultrasound Elastography With L1-Norm Spatial Regularization. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 69(3) :1008–1019, 2022. III.1
- [28] A. Thittai, B. Galaz, and J. Ophir. On the Advantages of Imaging the Axial-Shear Strain Component of the Total Shear Strain in Breast Tumors. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 38(11) :2031–2037, 2012. III.1
- [29] B. Lokesh, A. ten Dam, C. de Korte, and A. Thittai. Understanding the Contrast Mechanism in Rotation Elastogram : A Parametric Study. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 44(8) :1860–1872, 2018.
- [30] G. Hendriks, C. Chen, H. Hansen, and C. de Korte. 3-D Single Breath-Hold Shear Strain Estimation for Improved Breast Lesion Detection and Classification in Automated Volumetric Ultrasound Scanners. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, (9) :1590–1599, 2018. III.1

- [31] T. Gallot, S. Catheline, P. Roux, J. Brum, N. Benech, and C. Negreira. Passive elastography : shear-wave tomography from physiological-noise correlation in soft tissues. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 58 :1122–1126, 2011. III.1, III.2.4, 1.8
- [32] E. E. Van Houten, M. I. Miga, J. B. Weaver, F. E. Kennedy, and K. D. Paulsen. Three-dimensional subzone-based reconstruction algorithm for MR elastography. *Magnetic Resonance in Medicine*, 45(5) :827–837, 2001. III.1
- [33] J. Bercoff, M. Tanter, and M. Fink. Supersonic shear imaging : a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 51(4) :396–409, 2004. III.2.3
- [34] S. A. Kruse, G. H. Rose, K. J. Glaser, A. Manduca, J. P. Felmlee, R. J. Jr, and R. L. Ehman. Magnetic Resonance Elastography of the Brain. *NeuroImage*, page 14, 2008. III.1
- [35] U. Hamhaber, D. Klatt, S. Papazoglou, M. Hollmann, J. Stadler, I. Sack, J. Bernarding, and J. Braun. In vivo magnetic resonance elastography of human brain at 7 T and 1.5 T. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 32(3) :577–583, 2010. III.1
- [36] P. M. Lefebvre, K. T. V. Koon, E. Brusseau, S. Nicolle, J.-F. Palieme, S. A. Lambert, and D. Grenier. Comparison of viscoelastic property characterization of plastisol phantoms with magnetic resonance elastography and high-frequency rheometry. In *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pages 1216–1219, 2016.
- [37] M. Yin, K. J. Glaser, A. Manduca, T. Mounajjed, H. Malhi, D. A. Simonetto, R. Wang, L. Yang, S. A. Mao, J. M. Glorioso, F. M. Elgilani, C. J. Ward, P. C. Harris, S. L. Nyberg, V. H. Shah, and R. L. Ehman. Distinguishing between Hepatic Inflammation and Fibrosis with MR Elastography. *Radiology*, 284(3) :694–705, 2017. III.1
- [38] M. S. Singh and A. Thomas. Photoacoustic elastography imaging : a review. *Journal of Biomedical Optics*, 24(04) :1, 2019. III.1
- [39] G. W. Kim, B. H. Han, M. H. Cho, and S. Y. Lee. X-Ray Elastography : A Feasibility Study. *31st Annual International Conference of the IEEE EMBS*, page 4, 2009. III.1
- [40] C. Kamezawa, T. Numano, Y. Kawabata, H. Kanetaka, M. Furuya, K. Yokota, H. Kato, A. Yoneyama, K. Hyodo, and W. Yashiro. X-ray elastography by visualizing propagating shear waves. *Applied Physics Express*, 13(4) :042004, 2020. III.1
- [41] K. M. Kennedy, L. Chin, R. A. McLaughlin, B. Latham, C. M. Saunders, D. D. Sampson, and B. F. Kennedy. Quantitative micro-elastography : imaging of tissue elasticity using compression optical coherence elastography. *Scientific Reports*, 5(1) :15538, 2015. III.1, III.1.2, 1.3
- [42] B. F. Kennedy, P. Wijesinghe, and D. D. Sampson. The emergence of optical elastography in biomedicine. *Nature Photonics*, 11(4) :215–221, 2017. III.1, III.1.2
- [43] A. Athanasiou, A. Tardivon, M. Tanter, B. Sigal-Zafrani, J. Bercoff, T. Deffieux, J.-L. Gennisson, M. Fink, and S. Neuenschwander. Breast Lesions : Quantitative Elastography with Supersonic Shear Imaging—Preliminary Results. *Radiology*, 256(1) :297–303, 2010. III.1, 1.7
- [44] S. Venkatesh, M. Yin, and R. Ehman. Magnetic resonance elastography of liver : Technique, analysis, and clinical applications. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 37 :544–555, 2013. III.1.1, 1.2

- [45] A. Tang, G. Cloutier, N. M. Szeverenyi, and C. B. Sirlin. Ultrasound Elastography and MR Elastography for Assessing Liver Fibrosis : Part 1, Principles and Techniques. *American Journal of Roentgenology*, 205(1) :22–32, 2015. III.2.3
- [46] L. V. Hiscox, C. L. Johnson, E. Barnhill, M. D. J. McGarry, J. Huston, E. J. R. van Beek, J. M. Starr, and N. Roberts. Magnetic resonance elastography (MRE) of the human brain : technique, findings and clinical applications. *Physics in Medicine and Biology*, 61(24) :R401–R437, 2016. III.1, III.1.1
- [47] D. B. Plewes, J. Bishop, A. Samani, and J. Sciarretta. Visualization and quantification of breast cancer biomechanical properties with magnetic resonance elastography. *Physics in Medicine and Biology*, 45(6) :1591–1610, 2000. III.1.1
- [48] D. M. McGrath, W. D. Foltz, A. Al-Mayah, C. J. Niu, and K. K. Brock. Quasi-static magnetic resonance elastography at 7 T to measure the effect of pathology before and after fixation on tissue biomechanical properties : Quasi-Static MRE for Ex Vivo Tissue. *Magnetic Resonance in Medicine*, 68(1) :152–165, July 2012. III.1.1
- [49] A. Zorgani, R. Souchon, A.-H. Dinh, J.-Y. Chapelon, J.-M. Ménager, S. Lounis, O. Rouvière, and S. Catheline. Brain palpation from physiological vibrations using MRI. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 112(42) :12917–12921, 2015. III.1.1
- [50] M. Doyley, E. Van Houten, J. Weaver, S. Poplack, L. Duncan, F. Kennedy, and K. Paulsen. Shear modulus estimation using parallelized partial volumetric reconstruction. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 23(11) :1404–1416, 2004. III.1.1
- [51] M. Reiss-Zimmermann, K.-J. Streitberger, I. Sack, J. Braun, F. Arlt, D. Fritsch, and K.-T. Hoffmann. High Resolution Imaging of Viscoelastic Properties of Intracranial Tumours by Multi-Frequency Magnetic Resonance Elastography. *Clinical Neuroradiology*, 25(4) :371–378, 2015.
- [52] S. P. Arunachalam, P. J. Rossman, A. Arani, D. S. Lake, K. J. Glaser, J. D. Trzasko, A. Manduca, K. P. McGee, R. L. Ehman, and P. A. Araoz. Quantitative 3D magnetic resonance elastography : Comparison with dynamic mechanical analysis. *Magnetic Resonance in Medicine*, 77(3) :1184–1192, 2017.
- [53] F. Andoh, J. L. Yue, F. Julea, M. Tardieu, C. Noûs, G. Pagé, P. Garteiser, B. E. Van Beers, X. Maitre, and C. Pellot-Barakat. Multifrequency magnetic resonance elastography for elasticity quantitation and optimal tissue discrimination : A two-platform liver fibrosis mimicking phantom study. *NMR in Biomedicine*, 34(8) :e4543, 2021. III.1.1
- [54] T.-M. Nguyen, A. Zorgani, M. Lescanne, C. Boccara, M. Fink, and S. Catheline. Diffuse shear wave imaging : toward passive elastography using low-frame rate spectral-domain optical coherence tomography. *Journal of Biomedical Optics*, 21(12) :126013, 2016. III.1.2
- [55] K. V. Larin and D. D. Sampson. Optical coherence elastography – OCT at work in tissue biomechanics [Invited]. *Biomedical Optics Express*, 8(2) :1172, 2017. III.1.2
- [56] A. Nahas, M. Bauer, S. Roux, and A. C. Boccara. 3D static elastography at the micrometer scale using Full Field OCT. *Biomedical Optics Express*, 4(10) :2138, 2013. III.1.2
- [57] S. Es’haghian, K. M. Kennedy, P. Gong, Q. Li, L. Chin, P. Wijesinghe, D. D. Sampson, R. A. McLaughlin, and B. F. Kennedy. In vivo volumetric quantitative micro-elastography of human skin. *Biomedical Optics Express*, 8(5) :2458, 2017. III.1.2

- [58] J. Bamber, D. Cosgrove, C. Dietrich, J. Fromageau, J. Bojunga, F. Calliada, V. Cantisani, J.-M. Correas, M. D'Onofrio, E. Drakonaki, M. Fink, M. Friedrich-Rust, O. Gilja, R. Havre, C. Jenssen, A. Klauser, R. Ohlinger, A. Saftoiu, F. Schaefer, I. Sporea, and F. Piscaglia. EFSUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Ultrasound Elastography. Part 1 : Basic Principles and Technology. *Ultraschall in der Medizin - European Journal of Ultrasound*, 34(2) :169–184, 2013. III.2
- [59] R. J. DeWall. Ultrasound Elastography : Principles, Techniques, and Clinical Applications. *Critical Reviews&trade ; in Biomedical Engineering*, 41(1), 2013.
- [60] T. Shiina, K. R. Nightingale, M. L. Palmeri, T. J. Hall, J. C. Bamber, R. G. Barr, L. Castera, B. I. Choi, Y.-H. Chou, D. Cosgrove, C. F. Dietrich, H. Ding, D. Amy, A. Farrokh, G. Ferraioli, C. Filice, M. Friedrich-Rust, K. Nakashima, F. Schaefer, I. Sporea, S. Suzuki, S. Wilson, and M. Kudo. WFUMB Guidelines and Recommendations for Clinical Use of Ultrasound Elastography : Part 1 : Basic Principles and Terminology. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 41(5) :1126–1147, 2015. III.2
- [61] T. Varghese. Quasi-Static Ultrasound Elastography. *Ultrasound Clinics*, 4(3) :323–338, 2009. III.2.1, IV.1.1
- [62] A. Sayed, G. Layne, J. Abraham, and O. Mukdadi. Nonlinear characterization of breast cancer using multi-compression 3D ultrasound elastography *in vivo*. *Ultrasonics*, 53(5) : 979–991, 2013. III.2.1
- [63] S. Selladurai and A. K. Thittai. Towards quantitative quasi-static ultrasound elastography using a reference layer for liver imaging application : A preliminary assessment. *Ultrasonics*, 93 :7–17, 2019. III.2.1
- [64] C. de Korte, S. Carlier, F. Mastik, M. Doyley, A. Van der Steen, P. Serruys, and N. Bom. Morphological and mechanical information of coronary arteries obtained with intravascular elastography. Feasibility study *in vivo*. *European Heart Journal*, 23(5) :405–413, 2002. III.2.1
- [65] A. F. Kolen, N. R. Miller, E. E. Ahmed, and J. C. Bamber. Characterization of cardiovascular liver motion for the eventual application of elasticity imaging to the liver *in vivo*. *Physics in Medicine and Biology*, 49(18) :4187–4206, 2004.
- [66] M. Dighe, U. Bae, M. L. Richardson, T. J. Dubinsky, S. Minoshima, and Y. Kim. Differential Diagnosis of Thyroid Nodules with US Elastography Using Carotid Artery Pulsation. *Radiology*, 248(2) :662–669, 2008. III.2.1
- [67] T. Varghese and H. Shi. Elastographic Imaging of Thermal Lesions in Liver *In-Vivo* Using Diaphragmatic Stimuli. *Ultrasonic Imaging*, 26(1) :18–28, January 2004. III.2.1
- [68] K. Nightingale, M. S. Soo, R. Nightingale, and G. Trahey. Acoustic radiation force impulse imaging : *in vivo* demonstration of clinical feasibility. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 28(2) :227–235, 2002. III.2.2
- [69] B. J. Fahey, K. R. Nightingale, R. C. Nelson, M. L. Palmeri, and G. E. Trahey. Acoustic radiation force impulse imaging of the abdomen : demonstration of feasibility and utility. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 31(9) :1185–1198, 2005. III.2.2, 1.5
- [70] J.-L. Gennisson, T. Deffieux, M. Fink, and M. Tanter. Élastographie ultrasonore : principes et procédés. *Journal de Radiologie Diagnostique et Interventionnelle*, 94 :504–513, 2013. III.2.2, III.2.3, III.2.3

- [71] S. Catheline, J.-L. Thomas, F. Wu, and M. Fink. Diffraction field of a low frequency vibrator in soft tissues using transient elastography. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 46(4) :1013–1019, 1999.
- [72] L. Sandrin, B. Fourquet, J.-M. Hasquenoph, S. Yon, C. Fournier, F. Mal, C. Christidis, M. Ziol, B. Poulet, F. Kazemi, M. Beaugrand, and R. Palau. Transient elastography : a new noninvasive method for assessment of hepatic fibrosis. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 29(12) :1705–1713, 2003. III.2.3, 1.6
- [73] M. Palmeri, M. Wang, J. Dahl, K. Frinkley, and K. Nightingale. Quantifying Hepatic Shear Modulus In Vivo Using Acoustic Radiation Force. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 34(4) :546–558, 2008. III.2.3
- [74] K. Nightingale. Acoustic Radiation Force Impulse (ARFI) Imaging : A Review. *Current Medical Imaging Reviews*, 7(4) :328–339, 2011.
- [75] M. L. Palmeri and K. R. Nightingale. Acoustic radiation force-based elasticity imaging methods. *Interface Focus*, 1(4) :553–564, 2011. III.2.3
- [76] M. Tanter, J. Bercoff, A. Athanasiou, T. Deffieux, J.-L. Gennisson, G. Montaldo, M. Muller, A. Tardivon, and M. Fink. Quantitative Assessment of Breast Lesion Viscoelasticity : Initial Clinical Results Using Supersonic Shear Imaging. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 34(9) :1373–1386, 2008. III.2.3
- [77] M. L. Palmeri, T. J. Glass, Z. A. Miller, S. J. Rosenzweig, A. Buck, T. J. Polascik, R. T. Gupta, A. F. Brown, J. Madden, and K. R. Nightingale. Identifying Clinically Significant Prostate Cancers using 3-D In Vivo Acoustic Radiation Force Impulse Imaging with Whole-Mount Histology Validation. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 42(6) :1251–1262, 2016. 1.7
- [78] T. J. Hall, Y. Zhu, and C. S. Spalding. In vivo real-time freehand palpation imaging. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 29(3) :427–435, 2003. III.2.5
- [79] E. Brusseau, V. Detti, A. Coulon, E. Maissiat, N. Boublay, Y. Berthezène, J. Fromageau, N. Bush, and J. Bamber. In Vivo Response to Compression of 35 Breast Lesions Observed with a Two-Dimensional Locally Regularized Strain Estimation Method. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 40 :300–312, 2014. III.2.5, IV.3
- [80] K. Bojanic, N. Katavic, M. Smolic, M. Peric, K. Kralik, M. Sikora, K. Vidačić, M. Pacovski, D. Stimac, and G. Ivanac. Implementation of elastography score and strain ratio in combination with B-Mode ultrasound avoids unnecessary biopsies of breast lesions. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 43(4) :804–816, 2017. III.2.5, III.2.5, IV.3
- [81] W. A. Berg, D. O. Cosgrove, C. J. Doré, F. K. W. Schäfer, W. E. Svensson, R. J. Hooley, R. Ohlinger, E. B. Mendelson, C. Balu-Maestro, M. Locatelli, C. Tourasse, B. C. Cavanaugh, V. Juhan, A. T. Stavros, A. Tardivon, J. Gay, J.-P. Henry, C. Cohen-Bacrie, and For the BE1 Investigators. Shear-wave Elastography Improves the Specificity of Breast US : The BE1 Multinational Study of 939 Masses. *Radiology*, 262(2) :435–449, 2012. III.2.5
- [82] F. W.-F. Au, S. Ghai, H. Moshonov, H. Kahn, C. Brennan, H. Dua, and P. Crystal. Diagnostic Performance of Quantitative Shear Wave Elastography in the Evaluation of Solid Breast Masses : Determination of the Most Discriminatory Parameter. *American Journal of Roentgenology*, 203(3) :W328–W336, 2014. Publisher : American Roentgen Ray Society.

- [83] S. Kim, S. Choi, Y. Choi, S.-H. Kook, H. J. Park, and E. C. Chung. Diagnostic Performance of Shear Wave Elastography of the Breast According to Scanning Orientation. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 33(10) :1797–1804, 2014.
- [84] Y. Xiao, Y. Yu, L. Niu, M. Qian, Z. Deng, W. Qiu, and H. Zheng. Quantitative evaluation of peripheral tissue elasticity for ultrasound-detected breast lesions. *Clinical Radiology*, 71(9) :896–904, 2016. III.2.5
- [85] A.-L. Duroy, V. Detti, A. Coulon, O. Basset, and E. Brusseau. 2D tissue strain tensor imaging in quasi-static ultrasound elastography. In *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2021. Accepted. 1.9
- [86] S. M. I. Alhabshi, K. Rahmat, N. Abdul Halim, S. Aziz, S. Radhika, G. C. Gan, A. Vijayanathan, C. J. Westerhout, M. N. Mohd-Shah, S. Jaszle, N. Harlina Mohd Latar, and R. Muhammad. Semi-quantitative and qualitative assessment of breast ultrasound elastography in differentiating between malignant and benign lesions. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 39(4) :568–578, 2013. III.2.5
- [87] L. Leong, L. Sim, Y. Lee, F. Ng, C. Wan, S. Fook-Chong, A. Lazaro, and P. Tan. A prospective study to compare the diagnostic performance of breast elastography versus conventional breast ultrasound. *Clinical radiology*, 65 :887–94, 2010. III.2.5
- [88] A. Gürüf, M. Öztürk, I. K. Bayrak, and A. V. Polat. Shear wave versus strain elastography in the differentiation of benign and malignant breast lesions. *Turk J Med Sci*, page 9, 2019. III.2.5
- [89] H. J. Kim, S. M. Kim, B. Kim, B. L. Yun, M. Jang, Y. Ko, S. H. Lee, H. Jeong, J. M. Chang, and N. Cho. Comparison of strain and shear wave elastography for qualitative and quantitative assessment of breast masses in the same population. *Scientific Reports*, 8(6197) :11, 2018.
- [90] M. Seo, H. S. Ahn, S. H. Park, J. B. Lee, B. I. Choi, Y. M. Sohn, and S. Y. Shin. Comparison and Combination of Strain and Shear Wave Elastography of Breast Masses for Differentiation of Benign and Malignant Lesions by Quantitative Assessment : Preliminary Study. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 37(1) :99–109, 2018. III.2.5
- [91] H. Shi and T. Varghese. Two-dimensional multi-level strain estimation for discontinuous tissue. *Physics in Medicine and Biology*, 52(2) :389–401, 2006. IV.1.1
- [92] T. Zakaria, Z. Qin, and R. L. Maurice. Optical-Flow-Based B-Mode Elastography : Application in the Hypertensive Rat Carotid. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 29(2) :570–578, 2010.
- [93] J. Wan, F. He, Y. Zhao, H. Zhang, X. Zhou, and M. Wan. Non-invasive Vascular Radial/Circumferential Strain Imaging and Wall Shear Rate Estimation Using Video Images of Diagnostic Ultrasound. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 40(3) :622–636, 2014. IV.1.1
- [94] S. Alam, J. Ophir, and E. Konofagou. An adaptive strain estimator for elastography. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 45(2) :461–472, 1998. IV.1.1
- [95] E. Brusseau, C. Perrey, P. Delachartre, M. Vogt, D. Vray, and H. Ermert. Axial Strain Imaging Using a Local Estimation of the Scaling Factor from RF Ultrasound Signals. *Ultrasonic Imaging*, 22(2) :95–107, 2000. IV.1.1

- [96] B. Friemel, L. Bohs, and G. Trahey. Relative performance of two-dimensional speckle-tracking techniques : normalized correlation, non-normalized correlation and sum-absolute-difference. In *1995 IEEE Ultrasonics Symposium. Proceedings. An International Symposium*, volume 2, pages 1481–1484, 1995. IV.1.1
- [97] M. McCormick, N. Rubert, and T. Varghese. Bayesian Regularization Applied to Ultrasound Strain Imaging. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(6) :1612–1620, 2011. IV.1.1
- [98] R. Maurice, J. Ohayon, Y. Fretigny, M. Bertrand, G. Soulez, and G. Cloutier. Noninvasive Vascular Elastography : Theoretical Framework. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 23(2) :164–180, 2004. IV.1.1, IV.1.2
- [99] K. Liu, P. Zhang, J. Shao, X. Zhu, Y. Zhang, and J. Bai. A 2D strain estimator with numerical optimization method for soft-tissue elastography. *Ultrasonics*, 49(8) :723–732, 2009. IV.1.1, IV.1.2
- [100] U. Techavipoo, Q. Chen, T. Varghese, and J. A. Zagzebski. Estimation of Displacement Vectors and Strain Tensors in Elastography Using Angular Insonifications. *IEEE Ultrasonics Symposium*, 1 :40–43, 2004. IV.1.2
- [101] H. Xu and T. Varghese. Normal and shear strain imaging using 2D deformation tracking on beam steered linear array datasets : 2D deformation tracking on beam steered linear array datasets. *Medical Physics*, 40 :012902, 2013. IV.1.2
- [102] S. Selladurai and A. K. Thittai. Actuator-assisted Subpitch Translation-capable Transducer for Elastography : Preliminary Performance Assessment. *Ultrasonic Imaging*, 42(1) :15–26, 2020. IV.1.2
- [103] J. Jensen and P. Munk. A new method for estimation of velocity vectors. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 45(3) :837–851, 1998. IV.1.2
- [104] H. Liebgott, J. Fromageau, J. Wilhjelm, D. Vray, and P. Delachartre. Direct estimation of the lateral strain field using a double oscillating point spread function with a scaling factor estimator. In *Proc. SPIE 5373, Medical Imaging 2004 - Ultrasonic Imaging and Signal Processing*, page 163, 2004. IV.1.2
- [105] Z. Hu, H. Zhang, J. Yuan, M. Lu, S. Chen, and H. Liu. An H_∞ Strategy for Strain Estimation in Ultrasound Elastography Using Biomechanical Modeling Constraint. *PLoS ONE*, 8(9) :e73093, 2013. IV.1.2
- [106] E. Konofagou and J. Ophir. A new elastographic method for estimation and imaging of lateral displacements, lateral strains, corrected axial strains and poisson’s ratios in tissues. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 24 :1183–1199, 1998.
- [107] R. Al Mukaddim, N. H. Meshram, and T. Varghese. Locally optimized correlation-guided Bayesian adaptive regularization for ultrasound strain imaging. *Physics in Medicine & Biology*, 65(6) :065008, 2020.
- [108] H. Rivaz, E. M. Boctor, M. A. Choti, and G. D. Hager. Real-Time Regularized Ultrasound Elastography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 30(4) :928–945, 2011. IV.1.2
- [109] B. Peng, Y. Xian, Q. Zhang, and J. Jiang. Neural-network-based Motion Tracking for Breast Ultrasound Strain Elastography : An Initial Assessment of Performance and Feasibility. *Ultrasonic Imaging*, 42(2) :74–91, 2020. IV.1.2

- [110] A. K. Z. Tehrani, M. Mirzaei, and H. Rivaz. Semi-supervised Training of Optical Flow Convolutional Neural Networks in Ultrasound Elastography. In *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention – MICCAI 2020*, pages 504–513, 2020.
- [111] R. Delaunay, Y. Hu, and T. Vercauteren. An unsupervised learning approach to ultrasound strain elastography with spatio-temporal consistency. *Physics in Medicine & Biology*, 66(17) :175031, 2021. IV.1.2
- [112] F. Kallel and J. Ophir. A Least-Squares Strain Estimator for Elastography. *Ultrasonic Imaging*, 19(3) :195–208, 1997. IV.1.3
- [113] F. Kallel, J. Ophir, K. Magee, and T. Krouskop. Elastographic Imaging of Low-Contrast Elastic Modulus Distributions in Tissue. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 24(3) :409–425, 1998. IV.2
- [114] R. Lamprecht, F. Scheible, M. Semmler, and A. Sutor. A Quasi-Static Quantitative Ultrasound Elastography Algorithm Using Optical Flow. *Sensors*, 21(9) :3010, 2021. IV.2
- [115] A. E. H. Love. IX. The stress produced in a semi-infinite solid by pressure on part of the boundary. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series A, Containing Papers of a Mathematical or Physical Character*, 228(659-669) :377–420, 1929. Publisher : Royal Society. IV.2
- [116] N. Nitta and T. Shiina. A Method of Tissue Elasticity Estimation Based on Three-Dimensional Displacement Vector. *Japanese Journal of Applied Physics*, 39 :3225–3229, 2000. IV.2
- [117] P. E. Barbone and A. A. Oberai. Elastic modulus imaging : some exact solutions of the compressible elastography inverse problem. *Physics in Medicine and Biology*, 52(6) :1577–1593, 2007. IV.2
- [118] F. Kallel and M. Bertrand. Tissue elasticity reconstruction using linear perturbation method. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 15(3) :299–313, 1996. IV.2
- [119] Jingfeng Jiang, T. Varghese, C. Brace, E. Madsen, T. Hall, S. Bharat, M. Hobson, J. Zagzebski, and F. Lee. Young’s Modulus Reconstruction for Radio-Frequency Ablation Electrode-Induced Displacement Fields : A Feasibility Study. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 28(8) :1325–1334, 2009.
- [120] S. Le Floc’h, J. Ohayon, P. Tracqui, G. Finet, A. M. Gharib, R. L. Maurice, G. Cloutier, and R. I. Pettigrew. Vulnerable atherosclerotic plaque elasticity reconstruction based on a segmentation-driven optimization procedure using strain measurements : theoretical framework. *IEEE transactions on medical imaging*, 28(7) :1126–1137, 2009.
- [121] N. Mohammadi, M. M. Doyley, and M. Cetin. A statistical framework for model-based inverse problems in ultrasound elastography, 2020. IV.2
- [122] S. R. Mousavi, H. Rivaz, A. Sadeghi-Naini, G. J. Czarnota, and A. Samani. Breast Ultrasound Elastography Using Full Inversion-Based Elastic Modulus Reconstruction. *IEEE Transactions on Computational Imaging*, 3(4) :774–782, 2017. IV.2
- [123] M. M. Doyley, P. M. Meaney, and J. C. Bamber. Evaluation of an iterative reconstruction method for quantitative elastography. *Physics in Medicine and Biology*, 45(6) :1521–1540, 2000. IV.2

- [124] C. Hoerig, J. Ghaboussi, and M. Insana. An information-based machine learning approach to elasticity imaging. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 16(3) :805–822, 2017. IV.2
- [125] C. Hoerig, J. Ghaboussi, and M. F. Insana. Data-Driven Elasticity Imaging Using Cartesian Neural Network Constitutive Models and the Autoprogressive Method. *IEEE transactions on medical imaging*, 38(5) :1150–1160, 2019. IV.2
- [126] C. Hoerig, J. Ghaboussi, and M. F. Insana. Physics-guided machine learning for 3-D quantitative quasi-static elasticity imaging. *Physics in Medicine & Biology*, 65(6) :065011, 2020. IV.2
- [127] E. Brusseau, J. Kybic, J. F. Deprez, and O. Basset. 2-D Locally Regularized Tissue Strain Estimation From Radio-Frequency Ultrasound Images : Theoretical Developments and Results on Experimental Data. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 27(2) :145–160, 2008. IV.3
- [128] G. Defossez, S. Le Guyder-Peyrou, Z. Uhry, M. Colonna, E. Dantony, P. Delafosse, A. Moliné, A. Bouvier, L. Remontet, N. Bossard, and A. Monnereau. Estimations nationales de l’incidence et de la mortalité par cancer en France métropolitaine entre 1990 et 2018, 2019. IV.3
- [129] H. Sung, J. Ferlay, R. L. Siegel, M. Laversanne, I. Soerjomataram, A. Jemal, and F. Bray. Global Cancer Statistics 2020 : GLOBOCAN Estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries. *CA : A Cancer Journal for Clinicians*, 71(3) :209–249, 2021.
- [130] R. L. Siegel, K. D. Miller, H. E. Fuchs, and A. Jemal. Cancer statistics, 2022. *CA : A Cancer Journal for Clinicians*, 72(1) :7–33, 2022. IV.3
- [131] A. Athanasiou, A. Tardivon, L. Ollivier, F. Thibault, C. El Khoury, and S. Neuenschwander. How to optimize breast ultrasound. *European Journal of Radiology*, 69(1) :6–13, 2009. IV.3
- [132] J. R. Parikh. ACR Appropriateness Criteria® on Palpable Breast Masses. *Journal of the American College of Radiology*, 4(5) :285–288, 2007. IV.3
- [133] C. D. Lehman, C. I. Lee, V. A. Loving, M. S. Portillo, S. Peacock, and W. B. DeMartini. Accuracy and Value of Breast Ultrasound for Primary Imaging Evaluation of Symptomatic Women 30-39 Years of Age. *American Journal of Roentgenology*, 199(5) :1169–1177, 2012. IV.3
- [134] J. D’Orsi, E. Sickles, E. Mendelson, E. Morris, and et al. ACR BI-RADS® Atlas, Breast Imaging Reporting and Data System. Reston, VA, 2013. IV.3
- [135] D. Spak, J. Plaxco, L. Santiago, M. Dryden, and B. Dogan. BI-RADS® fifth edition : A summary of changes. *Diagnostic and Interventional Imaging*, 98(3) :179–190, 2017. IV.3
- [136] S. Wojcinski, A. Farrokh, S. Weber, A. Thomas, T. Fischer, T. Slowinski, W. Schmidt, and F. Degenhardt. Multicenter Study of Ultrasound Real-Time Tissue Elastography in 779 Cases for the Assessment of Breast Lesions : Improved Diagnostic Performance by Combining the BI-RADS®-US Classification System with Sonoelastography. *Ultraschall in der Medizin - European Journal of Ultrasound*, 31(05) :484–491, 2010. IV.3
- [137] S. H. Lee, J. M. Chang, N. Cho, H. R. Koo, A. Yi, S. J. Kim, J. H. Youk, E. J. Son, S. H. Choi, S. H. Kook, J. Chung, E. S. Cha, J. S. Park, H. K. Jung, K. H. Ko, H. Y. Choi, E. B. Ryu, and W. K. Moon. Practice guideline for the performance of breast ultrasound elastography. *Ultrasonography*, 33(1) :3–10, 2013. IV.3

Chapitre 2

Imagerie du tenseur de déformation

Sommaire

I	Introduction	32
II	Méthode de régularisation	33
II.1	Motivations	33
II.2	Description de la méthode	33
II.3	Sélection des coefficients de pondération	34
III	Résultats	38
III.1	Critères d'évaluation	38
III.2	Simulations numériques	39
III.2.1	Présentation des données simulées	39
III.2.2	Résultats	40
III.3	Données expérimentales de fantômes	41
III.3.1	Description des fantômes et acquisition des données ultrasonores	41
III.3.2	Résultats	41
III.4	Lésions mammaires <i>in vivo</i>	45
III.4.1	Acquisition des données	45
III.4.2	Résultats	45
IV	Discussion	49
V	Conclusion	52

I Introduction

L'élastographie ultrasonore quasi-statique reste actuellement une méthode d'imagerie des déformations, et plus particulièrement, une méthode d'imagerie de la déformation axiale. En effet, les critères utilisés pour le diagnostic s'appuient principalement sur cette composante de la déformation. Comme nous l'avons vu précédemment, les déplacements latéraux et en élévation (lorsqu'ils sont accessibles), sont généralement de qualité plus grossière, rendant les composantes du tenseur de déformation utilisant ces champs fortement affectées par le bruit. Afin d'imager ce tenseur, des méthodes spécifiques ont donc été développées. Elles se déclinent en deux grandes catégories, l'une modifiant l'acquisition des données ultrasonores, afin d'obtenir des données plus adaptées au problème posé, l'autre agissant directement sur les méthodes d'estimation des champs de déplacement. Concernant la première catégorie, nous pouvons rappeler des travaux où les champs de déplacement sont estimés à partir de séries d'images acquises selon différents angles ultrasonores, ou à partir d'images comportant des oscillations latérales résultant d'une formation de voies particulière, mais aussi d'images RF avec une densité de lignes plus importante, obtenues via l'utilisation d'une sonde spécifique ([1–3], cf. chap. 1, IV.1.2). Dans ces travaux, nous avons souhaité développer une approche qui ne nécessite aucune modification des données et qui soit applicable, quel que soit l'échographe utilisé. Cela nous a amenés à nous intéresser plus particulièrement aux méthodes de régularisation en élastographie.

Les méthodes de régularisation sont nombreuses mais ne produisent généralement qu'un simple lissage des données, en introduisant par exemple des termes de gradient du déplacement ou des dérivées secondes du déplacement en utilisant des normes L_2 ou L_1 , ce qui ne permet pas d'obtenir des champs de déformation latérale ou de cisaillement corrects. En effet, si le déplacement latéral est bien lissé, les régions aux propriétés mécaniques différentes restent peu visibles sur l'image de la déformation latérale. De nombreux travaux ont été effectués sur ce type de méthodes, notamment par le groupe de H. Rivaz, et les résultats présentés ont été limités à la déformation axiale [4–6]. Afin d'obtenir l'ensemble des composantes du tenseur de déformation, il semble donc nécessaire d'introduire un terme supplémentaire permettant de mettre en relation les déplacements axiaux et latéraux. Par exemple, des travaux ont proposé d'utiliser la divergence du déplacement [7] ou les conditions d'équilibre [8]. Les milieux auxquels nous nous intéressons étant des milieux quasi-incompressibles du fait de leur forte teneur en eau, autrement dit la divergence de leur déplacement est proche de 0, utiliser ce terme semble adapté. Cette approche a donc été privilégiée. Par ailleurs, Guo et al. [9] ont proposé une méthode de régularisation utilisant entre autre la propriété de (quasi-)incompressibilité des tissus. Cette méthode a donné des résultats prometteurs, avec une augmentation significative du rapport contraste/bruit (CNR) pour la composante de déformation latérale en particulier.

Dans ce chapitre, nous nous intéressons à l'imagerie du tenseur de déformation 2D, et plus précisément à l'amélioration des images de déplacement et de déformation résultant de l'introduction d'une méthode de régularisation spécifique. La méthode développée sera appliquée aux champs de déplacement préalablement estimés à l'aide de la méthode de suivi de mouvement déjà existante au laboratoire *CREATIS* (Chap. 1). L'ensemble des images de déformation présentées ici seront calculées à partir du gradient des déplacements. Le chapitre est organisé comme suit : une description détaillée de la méthode de régularisation est d'abord fournie, ainsi que la méthodologie utilisée pour sélectionner les coefficients de pondération. Les résultats obtenus à partir de données de simulations numériques, d'expériences sur fantômes et d'exams de patientes sont ensuite présentés et discutés. En particulier, une évaluation de la méthode, lorsqu'elle est appliquée à des données expérimentales, sera effectuée avec le calcul du CNR. Enfin, les conclusions de ces travaux seront présentées.

II Méthode de régularisation

II.1 Motivations

L'imagerie de la déformation axiale est un outil précieux pour distinguer des variations de rigidité dans les tissus. Toutefois, comme le rapportent certains auteurs, une estimation complète du tenseur de déformation pourrait fournir des informations supplémentaires utiles sur le milieu. Par exemple, Konofagou and Ophir [10] ont développé une approche basée sur une interpolation pondérée permettant de déduire la distribution du coefficient de Poisson dans les tissus grâce à l'estimation des déformations axiales et latérales. L'évolution temporelle de ce ratio de déformation au cours d'une compression soutenue, également appelé "coefficient de Poisson effectif", est un paramètre évalué pour caractériser les matériaux poroélastiques [11–14]. L'estimation de l'ensemble des composantes du tenseur de déformation pourrait aussi être utile pour aider à la caractérisation des lésions, par exemple via une information sur leur mobilité. En effet, une lésion fermement ancrée dans les tissus environnants est en faveur d'un caractère malin de cette lésion, alors que les lésions bénignes, comme les fibroadénomes, ont tendance à être mobiles à la palpation. Cette information peut être fournie par l'estimation des composantes de la déformation en cisaillement [15–18] ou des élastogrammes de rotation [19, 20]. Une plus ou moins grande mobilité de la lésion devrait se traduire par des caractéristiques de déformation en cisaillement/rotation différentes. L'information de mobilité des lésions pourrait donc être utile lorsque la rigidité seule reste insuffisante pour distinguer les lésions bénignes des lésions malignes. Ces différents éléments traduisent l'intérêt de réaliser une imagerie du tenseur de déformation.

II.2 Description de la méthode

La méthode proposée ici consiste à régulariser les champs de déplacement précédemment estimés (Chap. 1) en utilisant la propriété de (quasi-)incompressibilité des tissus. Cette régularisation est effectuée inconditionnellement sur l'ensemble de l'image.

Considérons $\bar{\mathbf{u}}$ un déplacement préalablement estimé dans un domaine Ω , dont les composantes axiale et latérale sont respectivement \bar{u}_2 et \bar{u}_1 . Les déplacements régularisés, notés u_2 et u_1 , sont obtenus en résolvant le problème d'optimisation suivant :

Minimiser $F(u_1, u_2)$, avec :

$$\begin{aligned}
 F(u_1, u_2) = & \int_{\Omega} \left(\frac{\partial u_2}{\partial x_2} + \frac{\partial u_1}{\partial x_1} \right)^2 + \lambda_2 \int_{\Omega} (u_2 - \bar{u}_2)^2 + \lambda_1 \int_{\Omega} (u_1 - \bar{u}_1)^2 \\
 & + \beta_2 \int_{\Omega} \left(\left(\frac{\partial u_2}{\partial x_1} \right)^2 + \left(\frac{\partial u_1}{\partial x_2} \right)^2 \right) + \beta_1 \int_{\Omega} \left(\left(\frac{\partial u_1}{\partial x_1} \right)^2 + \left(\frac{\partial u_1}{\partial x_2} \right)^2 \right) \quad (2.1)
 \end{aligned}$$

où λ_1 , λ_2 , β_1 , et β_2 sont les paramètres de régularisation. Ils sont définis comme étant constants et positifs, et permettent de moduler le poids de la régularisation sur les champs. Le premier terme de la fonctionnelle (2.1) est lié à la condition d'incompressibilité du milieu, tandis que les deux suivants sont des termes de fidélité aux données, et les deux derniers des termes de pénalité. Contrairement à la méthode développée par Guo et al. [9], qui utilise également la propriété de (quasi-)incompressibilité des tissus pour régulariser les champs de déplacement, notre approche comprend deux termes supplémentaires qui pénalisent les fortes variations spatiales au sein des champs de déplacement axial et latéral. En effet, lors de la première utilisation de cette méthode sans les termes de pénalité, c'est-à-dire avec $\beta_1 = \beta_2 = 0$, et avec notre technique d'estimation du mouvement, nous avons noté que si le champ de déplacement latéral apparaissait

relativement lisse le long de la direction latérale, de petites variations étaient observables le long de la direction axiale conduisant à un effet de "lignes horizontales" [21]. Ces lignes n'affectent pas les champs de déformation latérale, mais dégradent largement les champs de déformation en cisaillement. Lors de la présentation des résultats, des illustrations de ces artefacts (en choisissant $\beta_1 = \beta_2 = 0$) seront données, soulignant la contribution des termes de pénalité et justifiant leur utilisation.

Pour résoudre ce problème d'optimisation, les équations d'Euler-Lagrange sont introduites. Ces équations sont couramment utilisées dans ce type de problème, car elles permettent d'étudier les variations d'une fonctionnelle et plus précisément ses extrema. Ici, elles s'écrivent :

$$\begin{cases} \lambda_2(u_2 - \bar{u}_2) - (1 + \beta_2) \frac{\partial^2 u_2}{\partial x_2^2} - \frac{\partial^2 u_1}{\partial x_1 \partial x_2} - \beta_2 \frac{\partial^2 u_2}{\partial x_1^2} = 0 \\ \lambda_1(u_1 - \bar{u}_1) - (1 + \beta_1) \frac{\partial^2 u_1}{\partial x_1^2} - \frac{\partial^2 u_2}{\partial x_1 \partial x_2} - \beta_1 \frac{\partial^2 u_1}{\partial x_2^2} = 0 \end{cases} \quad (2.2)$$

Pour résoudre ce problème, la méthode de descente de gradient est utilisée, ce qui permet de déterminer les champs solutions selon le schéma itératif suivant :

$$\mathbf{u}^{k+1} = \mathbf{u}^k - h\mathbf{G}(\mathbf{u}^k) \quad (2.3)$$

avec $h = \frac{\delta x_1^2 \delta x_2^2}{4(\delta x_1^2 + \delta x_2^2)}$ le pas de descente, δx_1 et δx_2 l'échantillonnage latéral et axial, et \mathbf{G} le terme de gradient donné par la partie gauche des équations d'Euler-Lagrange (2.2). Les dérivées sont approximées à l'aide de la méthode des différences finies centrées et les conditions limites de Neumann à $\partial\Omega$, $\nabla \mathbf{d}\mathbf{n} = \mathbf{0}$, avec \mathbf{n} la normale extérieure à la frontière. Enfin, la procédure itérative de la descente de gradient (2.2) est initialisée en considérant que les déplacements régularisés sont égaux aux déplacements estimés soit : $u_2^0 = \bar{u}_2$ et $u_1^0 = \bar{u}_1$.

Pour finir, deux critères d'arrêt sont utilisés pour stopper le processus itératif. Le 1^{er} critère d'arrêt est choisi tel que :

$$\sqrt{\sum_{pixels} ((u_2^k - u_2^{k-1})^2 + (u_1^k - u_1^{k-1})^2)} < \xi \quad (2.4)$$

aussi écrit $C_{rite} < \xi$, avec u_2^k et u_1^k les champs de déplacement axial et latéral à l'itération k , et $\xi = 10^{-8}$, considérant que les résultats restent quasi inchangés en dessous de ce seuil. Le 2^{eme} critère d'arrêt est choisi comme étant le nombre maximal d'itérations possibles, ici $N = 50000$. Les champs sont ainsi mis à jour jusqu'à ce que l'un des critères d'arrêt soit atteint.

II.3 Sélection des coefficients de pondération

La méthode de régularisation proposée fait apparaître les coefficients de pondération λ_1 , λ_2 , β_1 et β_2 , dont les valeurs doivent être déterminées. Pour ces premiers travaux, ces poids ont été ajustés manuellement par inspection visuelle des résultats, afin de les améliorer en termes de réduction du bruit, mais aussi en termes de visibilité des inclusions/lésions. Afin d'illustrer l'influence des différents paramètres sur les champs régularisés, les résultats obtenus à partir de données issues d'une expérience sur fantôme seront donnés comme exemple. Il s'agit du fantôme CIRS, modèle 059, cas #1 (cf. section III.3.1 pour plus de détails). Il doit être noté que pour les différents tests effectués, toutes les illustrations ne seront pas fournies. Ne seront affichés que certains exemples permettant de comprendre l'influence des différents coefficients de pondération sur les résultats.

En élastographie ultrasonore quasi-statique, le champ de déplacement latéral est généralement bien plus bruité que le champ axial. Par conséquent, l'objectif ici est de permettre suffisamment

de modifications dans le déplacement et la déformation latérale tout en limitant ces modifications pour les composantes axiales. Cela est possible grâce à une sélection adaptée des valeurs de λ_1 et λ_2 . En effet, pour λ_1 et λ_2 (fig. 2.1), les déplacements, et donc les champs de déformation, sont modifiés de manière significative lorsque λ est petit (ex. 0.01) mais presque inchangés pour des valeurs plus importantes (ex. 10). Plus précisément, pour λ_2 (fig. 2.1-b), des champs de déplacements axiaux très similaires à celui initialement estimé (fig. 2.1-a) peuvent être observés pour les différentes valeurs de λ_2 , à l'exception de $\lambda_2 = 0.01$ qui présente de plus fortes variations. De plus, ces champs, lorsqu'ils sont similaires, ont nécessité approximativement le même nombre d'itérations pour être régularisés. Cependant, des changements même imperceptibles dans les déplacements peuvent avoir un impact fort sur les champs de déformation (ex. $\lambda_2 = 0.1$), et une dégradation de la déformation axiale est observable lorsque λ_2 n'est plus suffisamment élevé. Pour λ_1 , des modifications au sein des champs latéraux sont autorisées en sélectionnant une valeur plus faible, permettant d'améliorer les champs de déplacement et de déformation jusqu'à une certaine mesure (fig. 2.1-c). Par exemple, une valeur de 0.01 conduit à un déplacement latéral régularisé différent, sur le haut de l'image, de celui initialement estimé, et à une déformation en cisaillement un peu plus corrompue par rapport à $\lambda_1 = 0.055$. Pour autant, si λ_1 augmente, le champ de déformation latérale devient moins lisse, ce qui suggère que des valeurs adaptées de λ_1 peuvent être choisies entre 0.01 et 0.055.

Ainsi, les coefficients de pondération sont choisis comme étant $\lambda_2 = 10$ et $\lambda_1 = 0.03$. Ces valeurs sont valables pour des champs de déplacement en millimètres, et la régularisation modifiera principalement les champs latéraux, tout en assurant que les champs de déplacement régularisés restent cohérents avec ceux estimés.

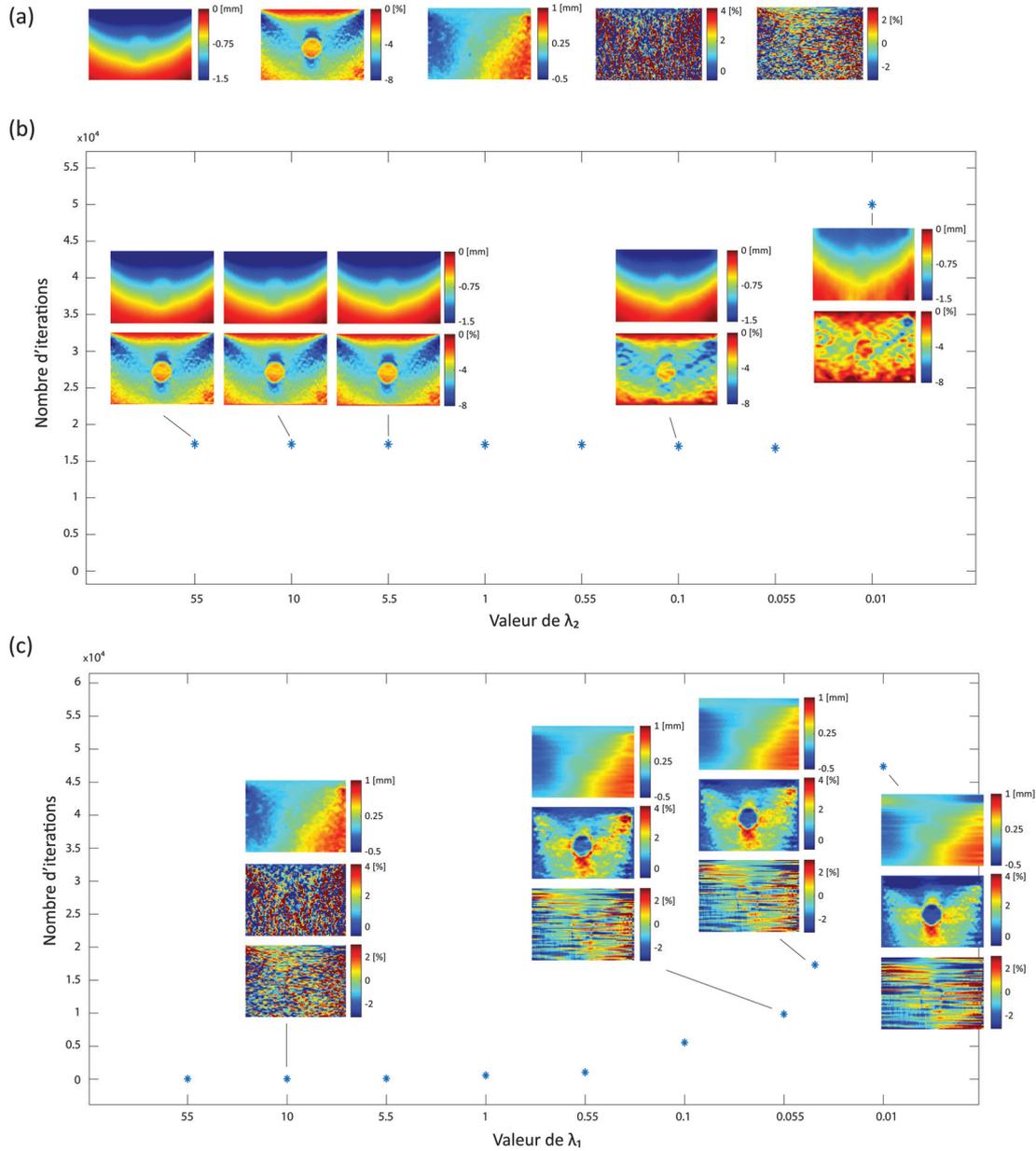


FIGURE 2.1 – Illustration de l’influence des coefficients de pondération λ_1 et λ_2 (lorsque $\beta_1 = \beta_2 = 0$) sur les champs de déplacement et de déformation, avec le fantôme CIRS, modèle 059, cas #1. a) Champs initiaux, de gauche à droite : déplacement axial, déformation axiale, déplacement latéral, déformation latérale et déformation de cisaillement. b) Déplacement axial (en haut) et déformation axiale (en bas) régularisés pour cinq valeurs différentes de λ_2 , avec λ_1 fixé à 0.03, c) Déplacement latéral, déformation latérale et déformation en cisaillement régularisés (de haut en bas) pour quatre valeurs différentes de λ_1 , avec λ_2 fixé à 10. En b) et c), le nombre d’itérations à la solution est également représenté (*).

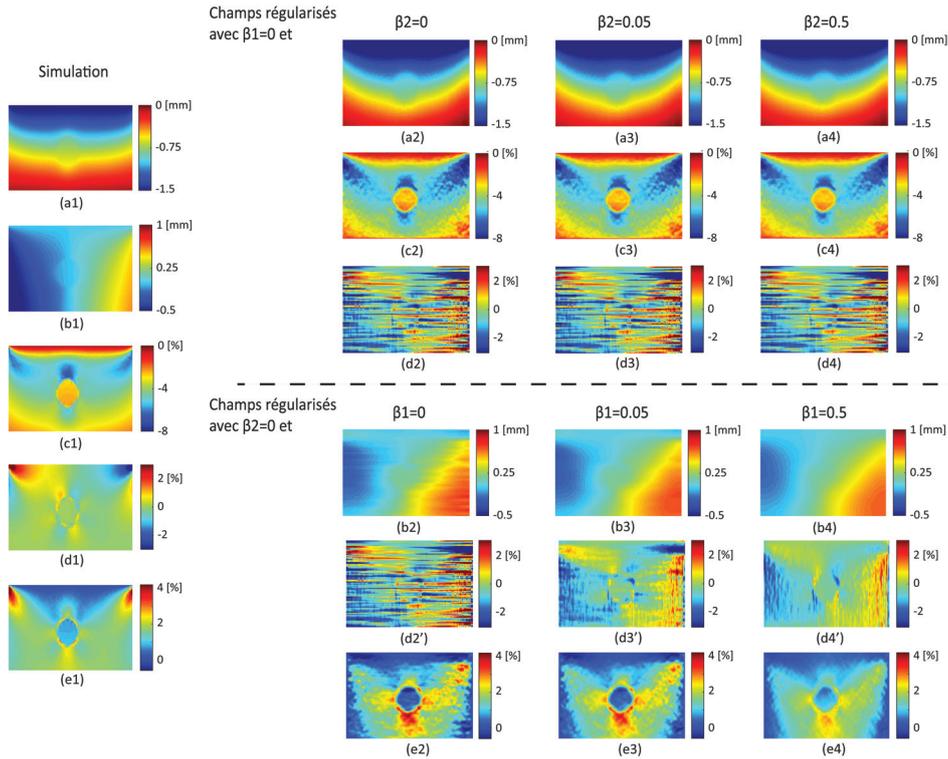


FIGURE 2.2 – Illustration de l’influence des paramètres de régularisation β_1 et β_2 (lorsque $\lambda_2 = 10$ et $\lambda_1 = 0.03$), avec le fantôme CIRS, modèle 059, cas #1. À gauche, les champs de déplacement et de déformation simulés avec *Comsol Multiphysics*®. De (a) à (e) : déplacement axial, déplacement latéral, déformation axiale, déformation en cisaillement et déformation latérale.

Concernant β_1 et β_2 , différents tests ont été réalisés avec une étude plus approfondie pour les valeurs allant de 0 à 0.5. La figure 2.2 présente les résultats pour β_2 égal à 0, 0.05, ou 0.5 alors que β_1 est fixé à 0, et inversement. Les champs simulés obtenus en modélisant l’expérience avec *Comsol Multiphysics*® [22] sont également affichés pour faciliter l’analyse des résultats. De telles simulations sont en effet possibles pour les expériences sur fantômes, dès lors que des informations sur les propriétés mécaniques du milieu sont connues (cf. III.1). Comme attendu, β_2 agissant principalement sur un déplacement axial déjà très lisse, son impact est très limité sur les champs régularisés (exemple avec le déplacement axial, la déformation axiale et la déformation de cisaillement, fig. 2.2 a2-a4, c2-c4, d2-d4). Au contraire, β_1 tend à modifier efficacement les champs de déplacement latéral (fig. 2.2, b2-b4), et donc, la déformation latérale (fig. 2.2, e2-e4). Cependant, pour $\beta_1 = 0.5$, la déformation de cisaillement (Fig. 2.2, d4’) perd en cohérence avec la simulation (Fig. 2.2, d1). Cela suggère une perte d’information dans le déplacement latéral régularisé (Fig. 2.2, b4). En effet, pour cette valeur de β_1 , la contribution du déplacement latéral dans la déformation en cisaillement est considérablement réduite, ce qui conduit à une déformation en cisaillement dominée par la composante axiale. Si de petites valeurs de β_1 améliorent donc les champs régularisés, une pénalité trop forte semble, à l’inverse, les dégrader. Pour β_2 , malgré son influence mineure dans l’exemple fourni, il peut être choisi égal à β_1 afin d’assurer un lissage pour des déplacements axiaux potentiellement dégradés. Par conséquent, le choix a été fait de fixer à la fois β_2 et β_1 à 0.05.

Pour finir, il est important de noter que les valeurs des différents poids sont restées inchangées pour tous les cas examinés, soit $\lambda_2 = 10$, $\lambda_1 = 0.03$, $\beta_2 = 0.05$ et $\beta_1 = 0.05$. Ces valeurs ne sont pas les seules possibles car de faibles variations de ces poids entraînent de faibles modifications au sein des images. Néanmoins, si dans les travaux futurs, des tests supplémentaires révélaient la

nécessité d'ajuster ces paramètres aux données, l'utilisation ou le développement d'une méthode permettant une sélection automatique devra être considérée. Dans la suite de ce chapitre, les résultats obtenus avec une régularisation contenant ou non les termes de pénalité seront fournis à des fins de comparaison.

III Résultats

Dans ces travaux, une évaluation de la méthode a été réalisée avec plusieurs types de données de complexité croissante, allant de simulations numériques à des images de tissus mammaires *in vivo*. L'intérêt des simulations est que les valeurs des déplacements et déformations sont connues et permettent d'évaluer la précision de la méthode développée, tandis que les données expérimentales sont utilisées pour déterminer si la méthode est toujours capable de produire une imagerie du tenseur de déformation dans des conditions d'acquisition réelles (fantômes, tissus biologiques). Les tests sur fantômes constituent une étape intermédiaire pour l'évaluation de la méthode, car ces objets sont généralement composés de quelques régions homogènes, et donc moins complexes que les tissus biologiques. De plus, pour ceux examinés dans ce travail, des informations sur les propriétés mécaniques de ces régions sont données par le fabricant, ce qui nous aidera à analyser les champs de déformation expérimentaux. Pour les tissus mammaires *in vivo*, aucune information de ce type n'est évidemment disponible, ce qui empêche, par exemple, toute analyse sur les gammes de valeurs ou sur les motifs spécifiques observables sur les images de déformation. Cependant, ces données révèlent toute la complexité de l'élastographie mammaire, application pour laquelle notre méthode est développée.

Les différents milieux utilisés, les critères d'évaluation choisis, ainsi que les résultats obtenus sont décrits ci-dessous.

III.1 Critères d'évaluation

L'évaluation des résultats repose sur différents critères qui dépendent du type de données analysées. Pour les simulations numériques où les valeurs réelles de déformation sont connues, une comparaison des déformations estimées avec les valeurs réelles permettra d'évaluer la précision de la méthode développée. Plus précisément l'analyse portera sur les moyennes et écarts types des déformations estimées dans un milieu homogène pour différents niveaux de compression. Cette comparaison sera effectuée pour les déformations axiales, latérales et de cisaillement, avant et après régularisation.

Pour les données expérimentales, aucune valeur de référence n'est en revanche disponible. Toutefois, afin d'analyser les résultats obtenus et déterminer si les cartographies estimées peuvent être réalistes, une première évaluation des résultats sera effectuée en comparant les déformations estimées avec celles issues de modèles numériques. Ceci est rendu possible pour les expériences sur fantômes, en raison de leur géométrie simple et des informations données par le constructeur sur les propriétés mécaniques des différentes régions les composant. Ainsi, pour chaque cas de fantôme étudié, un modèle numérique sera construit avec *Comsol Multiphysics*[®]. Ces simulations reproduiront la configuration de milieux 3D, consistant en un milieu homogène dans lequel se trouve une ou plusieurs inclusions, déformés à l'aide d'une sonde échographique, le déplacement appliqué étant ajusté manuellement pour obtenir des valeurs similaires à celles mesurées expérimentalement. Bien qu'il ne soit pas possible de modéliser parfaitement les expériences, ces simulations fourniront de premiers éléments avec lesquels les résultats expérimentaux pourront être comparés, tels que la gamme des valeurs de déformation latérale ou des motifs spécifiques sur les images de déformation en cisaillement. Les champs simulés obtenus devraient nous aider à évaluer et analyser les champs expérimentaux. Pour les tissus biologiques, cependant, aucune

information a priori n'est connue, ne permettant pas de réaliser de telles simulations.

Enfin, quelles que soient les données expérimentales (fantômes, tissus biologiques), le rapport contraste/bruit (CNR) sera calculé afin de fournir une évaluation plus quantitative des performances de la méthode proposée. Le CNR est largement utilisé dans les études d'élastographie comme indicateur de la détectabilité des lésions dans une image. Il est calculé comme suit :

$$CNR = \sqrt{\frac{2(\bar{s}_i - \bar{s}_b)^2}{\sigma_i^2 + \sigma_b^2}} \quad (2.5)$$

où \bar{s} et σ désignent respectivement la moyenne et l'écart-type de la déformation dans une région située à l'intérieur de l'inclusion (indice i) ou dans le milieu environnant (indice b). Ces régions seront sélectionnées en utilisant deux ROI circulaires de taille identique et positionnées à la même profondeur. Pour chaque inclusion, deux CNR seront calculés, l'un en sélectionnant la région environnante à droite de l'inclusion (Fig. 2.3-a) et l'autre à gauche (Fig. 2.3-b). Le facteur multiplicateur (MF) sera également calculé comme le rapport entre les CNR après et avant la régularisation.

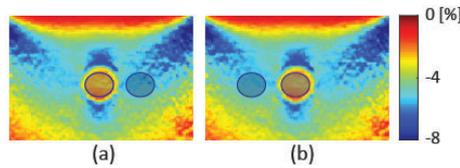


FIGURE 2.3 – Illustration des deux configurations de sélection des régions pour le calcul du CNR avec l'image de déformation axiale du fantôme *CIRS 059*, cas #1.

III.2 Simulations numériques

III.2.1 Présentation des données simulées

Les premiers tests ont été réalisés à l'aide de simulations numériques. Un milieu élastique, linéaire, isotrope et homogène, de dimension $60 \times 40 \times 40\text{-mm}^3$, ayant un module de Young de 10 kPa et un coefficient de Poisson de 0.49 a été simulé à l'aide du logiciel *Comsol Multiphysics*[®] [22]. Dans cette simulation, le milieu est soumis à une charge uniaxiale, entraînant une déformation uniforme du milieu. Dix niveaux de compression ont été considérés, de 1% à 10%, par pas de 1% de déformation axiale, ce qui conduit à 10 champs de déplacement différents. La méthode de régularisation développée étant une méthode 2D, nous avons retenu pour chaque niveau de compression, le déplacement axial et latéral du plan médian.

Les images ultrasonores RF correspondantes ont ensuite été générées de la façon suivante. Le milieu initial a été modélisé comme un ensemble de diffuseurs acoustiques, avec une distribution spatiale uniforme et des amplitudes normalement distribuées. L'image RF est alors obtenue par convolution de l'ensemble des diffuseurs avec la réponse impulsionnelle (PSF) caractérisant le système ultrasonore choisi. Afin d'utiliser une PSF réaliste, celle de l'un des échographes de recherche que nous utilisons pour les expériences d'élastographie ultrasonore quasi-statique (Sonix MDP, Ultrasonix Medical Corporation, Richmond, BC, Canada) a été mesurée expérimentalement. La procédure consiste à imager la section d'un fil très fin, ici un fil de tungstène de $20\mu\text{m}$ de diamètre, tendu et immergé dans de l'eau. La sonde utilisée pour cette expérience était celle que nous utilisons classiquement pour l'élastographie, c.-à-d. une sonde linéaire L14-5W/60. La fréquence sélectionnée sur l'échographe était 6.6 MHz et la fréquence d'échantillonnage 40 MHz. Ainsi, les images RF correspondant à chaque niveau de compression ont été simulées en deux étapes : 1) déplacement des diffuseurs selon les déplacements fournis par *Comsol Multiphysics*[®], 2) convolution de la distribution de ces diffuseurs avec la PSF.

III.2.2 Résultats

Les résultats obtenus avec le milieu homogène simulé soumis à dix niveaux de compression différents sont affichés sur la figure 2.4. Pour chaque niveau de compression, la moyenne et l'écart type sont calculés pour une même zone sélectionnée (région en pointillés blancs) pour les déformations axiales, latérales et de cisaillement, avant et après régularisation. En effet, comme il est possible de l'observer dans les champs de déformation latérale régularisés, une diminution des valeurs se produit le long des bords de l'image, valeurs qui ont été exclues de l'analyse.

De manière surprenante, même si la déformation latérale estimée ne présente que du bruit avant la régularisation (Fig. 2.4-b, deuxième colonne), et donc un écart type important, la valeur moyenne reste proche de la valeur réelle, pour chaque niveau de compression. L'application de la régularisation (avec ou sans les termes de pénalité) abaisse légèrement ces valeurs moyennes, tout en diminuant de manière importante les écarts types. De même, les déformations de cisaillement avant régularisation présentent des écarts types importants mais des valeurs moyennes proches des valeurs réelles. Après régularisation, les écarts types diminuent et les champs apparaissent beaucoup moins bruités, notamment pour $\beta_1 = \beta_2 = 0.05$ (Fig. 2.4-c, troisième colonne). Enfin, concernant la déformation axiale, on observe des valeurs moyennes similaires entre les champs simulés, estimés et régularisés, ainsi que des écarts types très faibles. Globalement, on peut noter que l'introduction de termes de pénalité $\beta_1 = \beta_2 = 0.05$ a une influence limitée sur les valeurs moyennes des composantes du tenseur de déformation, mais permet une forte diminution des écarts types, notamment dans les images de déformation en cisaillement.

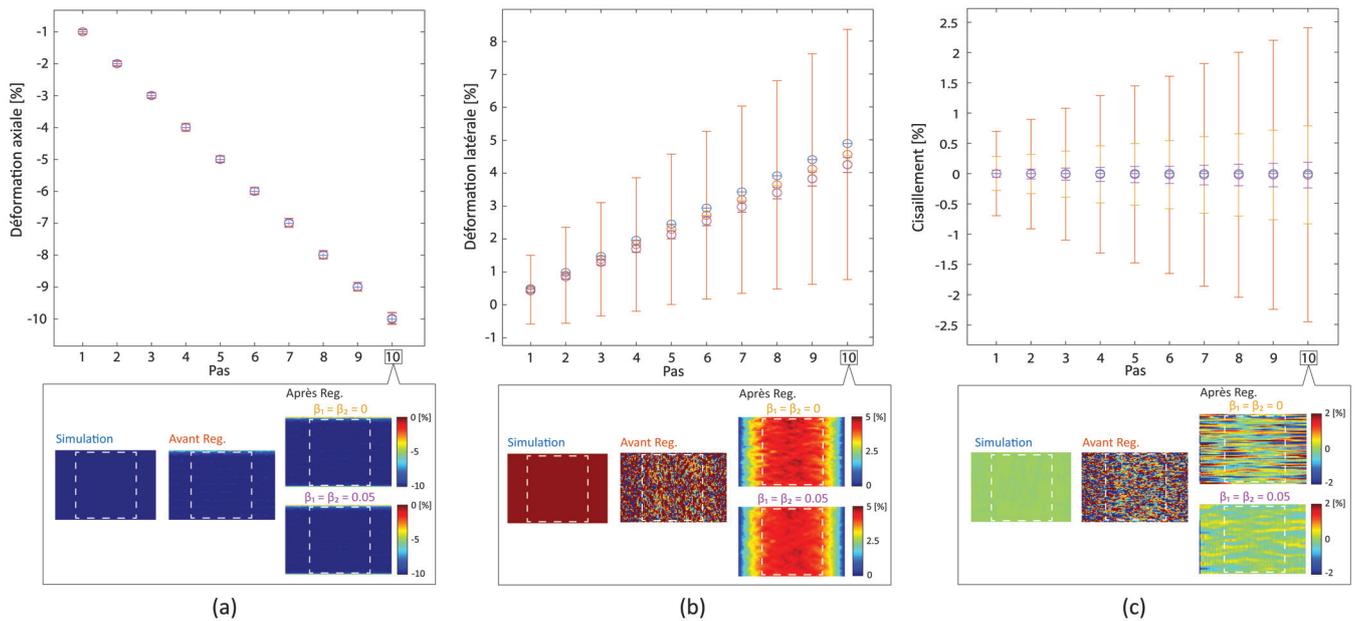


FIGURE 2.4 – Résultats de simulation obtenus pour un milieu élastique linéaire, isotrope et homogène, soumis à dix niveaux de compression. a) Déformation axiale, b) déformation latérale, et c) déformation de cisaillement. En bas : illustration des différents champs pour une déformation axiale de 10%. En haut, les déformations moyennes et les écarts types sont calculés dans une région d'intérêt (région en pointillés blancs) : champs simulés (bleu), initialement estimés (rouge) et régularisés ($\beta_1 = \beta_2 = 0$ (jaune) ou $\beta_1 = \beta_2 = 0.05$ (violet)), pour des déformations axiales variant de 1 à 10% par pas de 1%.

III.3 Données expérimentales de fantômes

III.3.1 Description des fantômes et acquisition des données ultrasonores

La méthode a également été évaluée avec des données ultrasonores issues d'expériences sur trois fantômes *CIRS* (Computerized Imaging Reference Systems, Norfolk, VA, USA) : deux fantômes d'élastographie mammaire (modèles 059) et un fantôme d'élastographie QA (modèle 049). Les modèles 059 imitent un sein de femme en position allongée, et dans lequel se trouvent plusieurs inclusions sphériques. Ces inclusions sont environ trois fois plus rigides que le milieu environnant. Ici, deux régions ont été imagées, l'une contenant une seule inclusion (cas #1), et l'autre deux inclusions superposées (cas #2). Ces inclusions apparaissent comme des régions hypoéchogènes sur les images ultrasonores. Le modèle *CIRS* 049 est un milieu de forme parallélépipédique à l'intérieur duquel se trouvent plusieurs inclusions sphériques de différents modules élastiques. Les données ont été acquises pour une région comportant une inclusion de 10 mm de diamètre, de module d'Young 47 kPa et positionnée dans un milieu environnant de 26.5 kPa (cas #3). Pour ce fantôme, les inclusions sont difficilement perceptibles sur les images échographiques, et un balayage de la zone d'intérêt a été effectué pour se positionner avec la sonde échographique (la présence de l'inclusion étant révélée sur certaines images par son contour lors du balayage). Pour finir, il convient de préciser que les informations sur les valeurs des modules d'Young des fantômes ont toutes été fournies par le fabricant.

Pour chaque région examinée, une expérience typique d'élastographie quasi-statique a été réalisée, c'est-à-dire que le milieu a été précautionneusement et continuellement comprimé et décomprimé par l'opérateur à l'aide de la sonde échographique pendant que les images RF étaient acquises. L'échographe utilisé était un échographe *Ultrasonix MDP* équipé d'une sonde L14-5W/60. La fréquence d'échantillonnage était de 40 MHz. Les résultats sont présentés pour des champs de déplacement et de déformation obtenus durant la compression (cas #1 et #3) et la décompression (cas #2) du milieu, afin de donner au lecteur une illustration plus complète des images que nous pouvons obtenir.

III.3.2 Résultats

Les résultats du cas #1 sont affichés en figure 2.5, cas #2 en figure 2.6, et cas #3 en figure 2.7, pour lesquels des commentaires similaires peuvent être faits. Contrairement au déplacement axial (Figs. 2.5-2.7, a1), le déplacement latéral avant régularisation (Figs. 2.5-2.7, b1) est bruité, et ne peut fournir d'informations utiles sur la déformation latérale du fantôme (Figs. 2.5-2.7, e1). Cependant, les déplacements axiaux et latéraux sont en accord avec les simulations (Figs. 2.5-2.7, a4 et b4). Pour rappel, ces simulations ont été construites pour fournir des éléments de comparaison, mais il doit être gardé à l'esprit que certaines différences sont attendues, en raison de l'impossibilité de modéliser parfaitement les expériences d'élastographie en main libre. Après la régularisation sans les termes de pénalité ($\beta_1 = \beta_2 = 0$), le déplacement latéral (Figs. 2.5-2.7, b2) est plus lisse que le champ initial. Ce lissage est suffisant pour améliorer de manière significative la déformation latérale, ce qui conduit à des images où les inclusions sont clairement révélées (Figs. 2.5-2.7, e2). L'amélioration est telle que pour le cas #3, la présence d'une deuxième inclusion de rigidité différente est également visible sur le bord gauche de l'image, alors que celle-ci est partiellement en dehors de la zone d'imagerie. La présence de cette inclusion est en accord avec la géométrie du fantôme, et correspond à une inclusion de 10 mm de diamètre et de module d'Young 13 kPa. Pour les trois cas étudiés, le champ de déformation latérale (Figs. 2.5-2.7, e2) est cohérent avec le champ simulé correspondant (Figs. 2.5-2.7, e4), et présente la même gamme de valeurs de déformation, ce qui n'était pas le cas auparavant. En effet, avant régularisation, la déformation latérale (Figs. 2.5-2.7, e1) est fortement affectée par le bruit, ce qui conduit à des variations et une gamme de valeurs beaucoup plus larges. En revanche, la régularisation n'a aucun impact visible sur le déplacement axial (Figs. 2.5-2.7, a1-a2), et sur la déformation

axiale (Figs. 2.5-2.7, c1-c2), comme cela était souhaité. Dans les images de déformation axiale et latérale régularisées (Figs. 2.5-2.7, c2 et e2), les inclusions sont facilement détectables : ces inclusions se déforment moins que le milieu environnant, ce qui reflète parfaitement des zones plus rigides. Concernant le cisaillement (Figs. 2.5-2.7, d2), l'amélioration est plus faible que pour la déformation latérale. Par rapport à la simulation (Figs. 2.5-2.7, d4), le champ présente des artefacts de lignes le long de la direction latérale qui altèrent les motifs de cisaillement. Cet effet de "lignes horizontales" est également visible dans le déplacement latéral (Figs. 2.5-2.7, b2), mais beaucoup plus atténué.

Après la régularisation, mais cette fois avec les termes de pénalité ($\beta_1 = \beta_2 = 0.05$), le déplacement axial (Figs. 2.5-2.7, a3) et la déformation axiale (Figs. 2.5-2.7, c3) restent visuellement inchangés. Cependant, le déplacement latéral (Figs. 2.5-2.7, b3) devient encore plus lisse comparé aux champs précédents (Figs. 2.5-2.7, b1-b2). Ce lissage n'affecte pas la déformation latérale (Figs. 2.5-2.7, e3), qui est similaire au champ régularisé avec $\beta_1 = \beta_2 = 0$ (Figs. 2.5-2.7, e2). Néanmoins, l'ajout des termes de pénalité améliore considérablement les images de cisaillement en rendant la présence des inclusions plus facilement détectables (Figs. 2.5-2.7, d3). De plus, les motifs de cisaillement présentent des similitudes avec ceux des simulations (Figs. 2.5-2.7, d4).

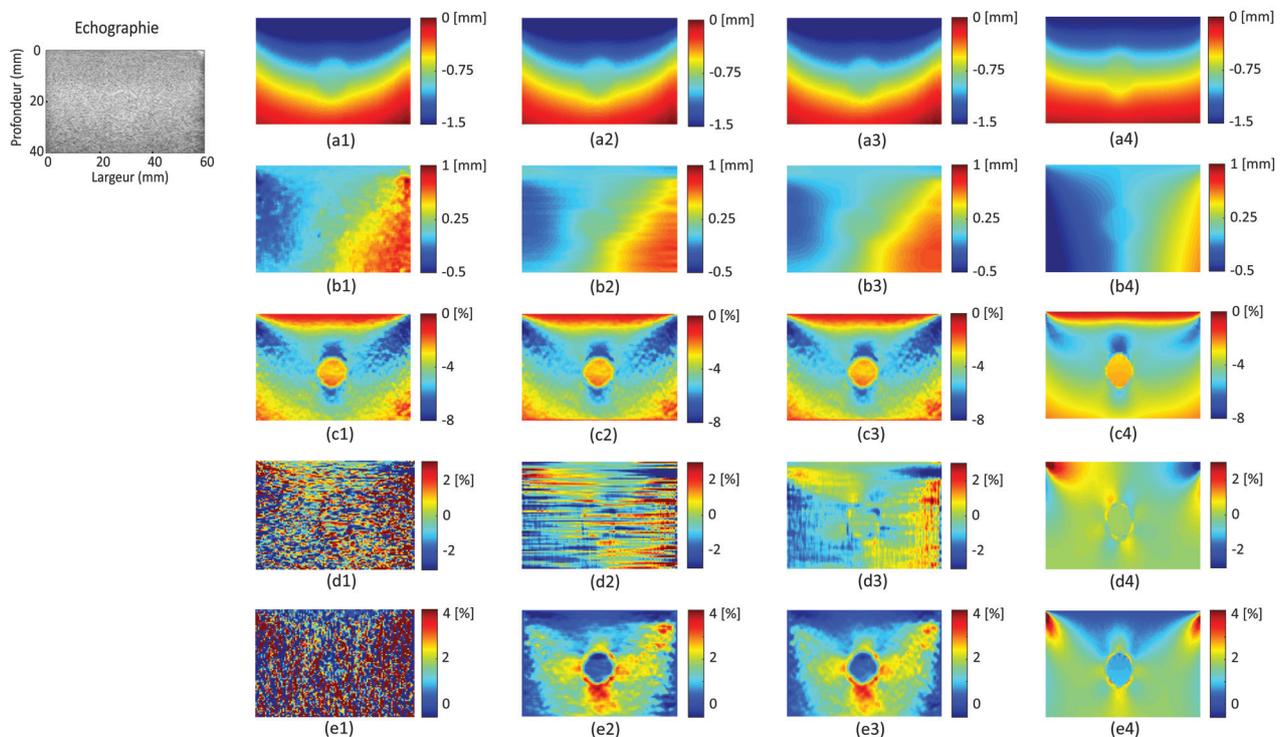


FIGURE 2.5 – Résultats obtenus avec le fantôme CIRS, modèle 059 - cas #1. La région imagée contient une inclusion sphérique dont le module d'Young est environ trois fois celui du milieu environnant. A gauche l'image échographique, puis de haut en bas : déplacement axial, déplacement latéral, déformation axiale, déformation en cisaillement et déformation latérale. De (x1) à (x4) : champs avant régularisation, après régularisation sans termes de pénalité ($\beta_1 = \beta_2 = 0$), après régularisation avec $\beta_1 = \beta_2 = 0.05$, et champs simulés avec *Comsol Multiphysics*®.

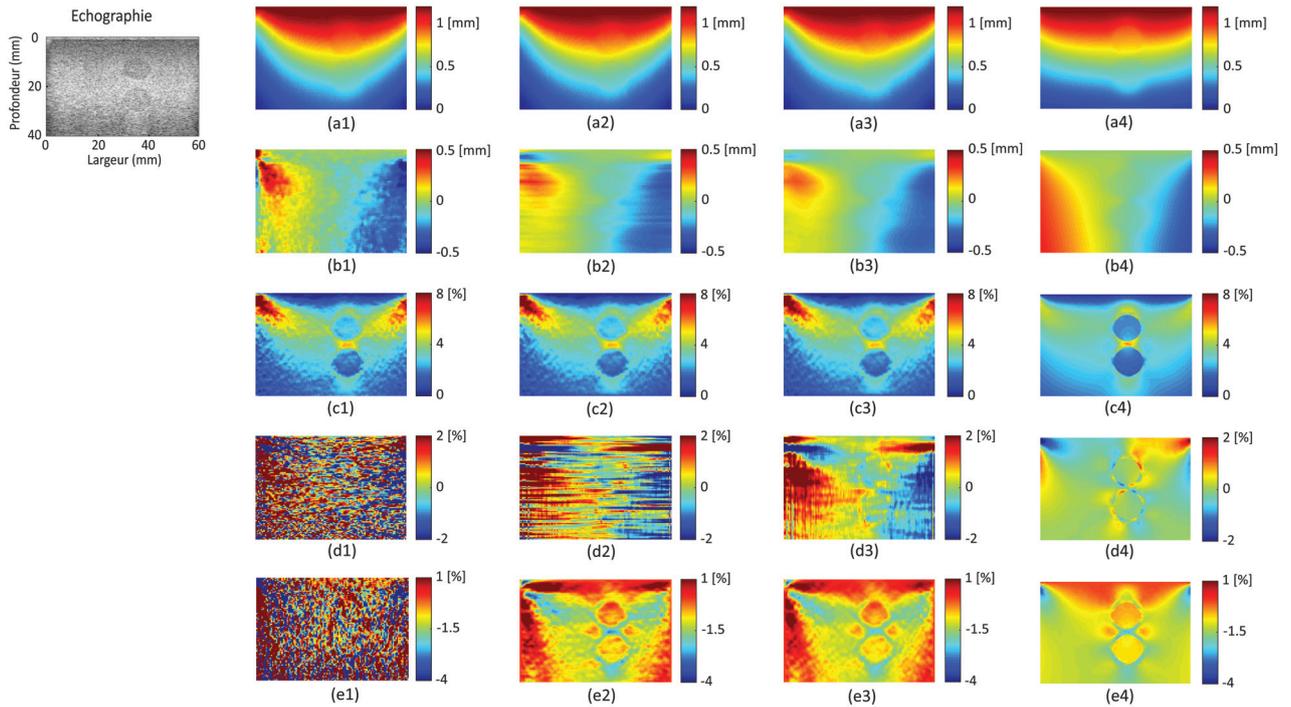


FIGURE 2.6 – Résultats obtenus avec le fantôme CIRS, modèle 059 - cas #2. La région imagée comporte deux inclusions sphériques dont le module d'Young est environ trois fois celui du milieu environnant. A gauche l'image échographique, puis de haut en bas : déplacement axial, déplacement latéral, déformation axiale, déformation en cisaillement et déformation latérale. De (x1) à (x4) : champs avant régularisation, après régularisation sans termes de pénalité ($\beta_1 = \beta_2 = 0$), après régularisation avec $\beta_1 = \beta_2 = 0.05$, et champs simulés avec *Comsol Multiphysics*[®].

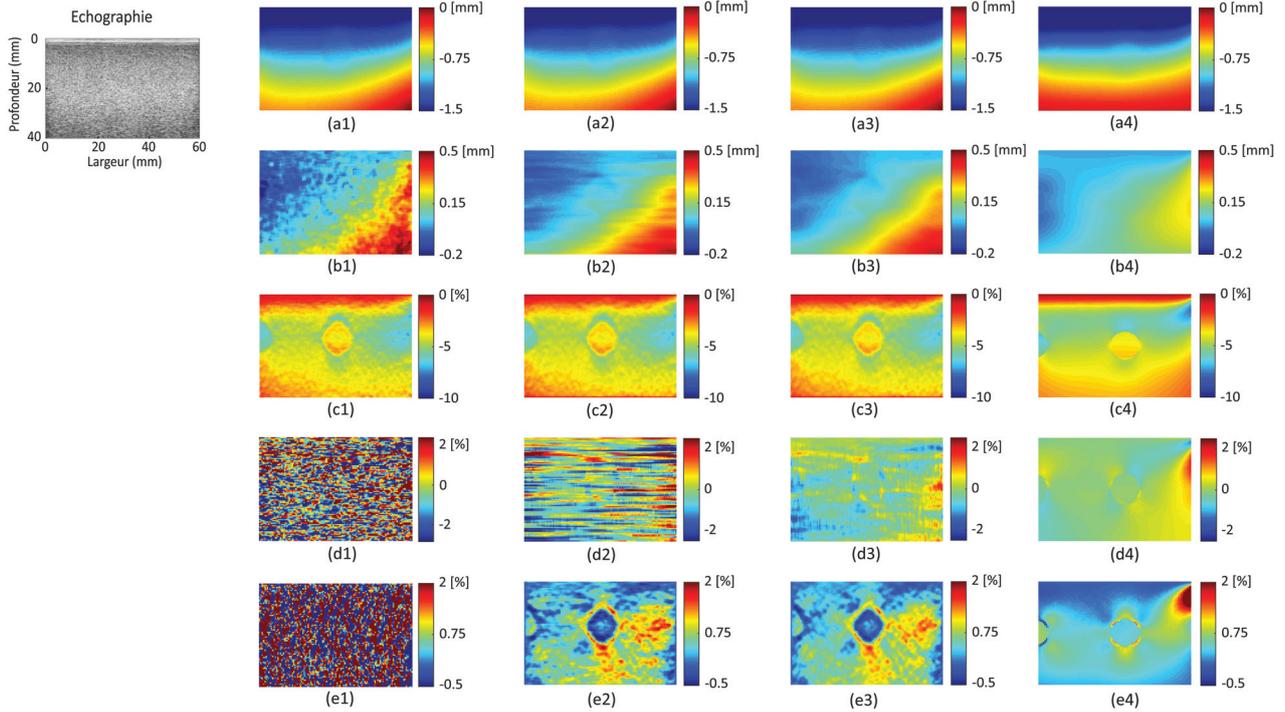


FIGURE 2.7 – Résultats obtenus avec le fantôme CIRS, modèle 049 - cas #3. La région imagée est centrée sur une inclusion sphérique de module d’Young 47 kPa, mais l’inclusion de module 13 kPa de ce fantôme est également partiellement incluse dans le plan d’imagerie et apparaît sur le bord gauche des images. Le milieu environnant, lui, a un module d’Young de 26.5 kPa. A gauche l’image échographique, puis de haut en bas : déplacement axial, déplacement latéral, déformation axiale, déformation en cisaillement et déformation latérale. De (x1) à (x4) : champs avant régularisation, après régularisation sans termes de pénalité ($\beta_1 = \beta_2 = 0$), après régularisation avec $\beta_1 = \beta_2 = 0.05$, et champs simulés avec *Comsol Multiphysics*[®].

Ces observations visuelles sont confirmées par les valeurs de CNR calculées (Table. 2.1). Plus précisément, le $\text{CNR}_{\text{lateral}}$ est considérablement amélioré après la régularisation, avec des valeurs comprises entre [0.54-9.57] pour $\beta_1 = \beta_2 = 0.05$ et [0.68-9.40] pour $\beta_1 = \beta_2 = 0$, contre [0.09-0.38] avant la régularisation. Nous pouvons noter que des valeurs relativement similaires de CNR sont obtenues, que des termes de pénalité soient ou non utilisés, ce qui est en parfait accord avec les observations visuelles faites ci-dessus. De plus, dans les deux cas, les valeurs de $\text{CNR}_{\text{lateral}}$ après la régularisation sont assez proches de celles de $\text{CNR}_{\text{axial}}$. Cela confirme le fait que les inclusions sont maintenant aussi facilement détectables sur les images de déformation latérale qu’elles le sont sur les images de déformation axiale. Un commentaire spécifique peut être cependant fait dans le cas #2 pour l’inclusion inférieure, qui montre plus de variations dans les valeurs de CNR que les autres cas. Pour cette inclusion, le facteur multiplicatif (MF) est extrêmement différent, 2.16 et 34.86 ($\beta_1 = \beta_2 = 0$) ou 1.72 et 39.49 ($\beta_1 = \beta_2 = 0.05$), selon la région environnante sélectionnée. Cette différence est due à la plus grande hétérogénéité des valeurs de déformation pour la région sélectionnée à droite de l’inclusion. Concernant la déformation axiale, nous avons observé que le processus de régularisation n’avait pas d’impact visible sur ce champ, quelle que soit la valeur de β_1 ou de β_2 . Toutefois, on observe une légère amélioration du $\text{CNR}_{\text{axial}}$, avec un MF allant de 1.04 à 1.10 ($\beta_1 = \beta_2 = 0$) et de 1.07 à 1.13 ($\beta_1 = \beta_2 = 0.05$).

	CNR _{axial}			CNR _{lateral}		
	Avant	Après	MF	Avant	Après	MF
Cas #1 - droite	9.38	10.07	1.07	0.36	9.40	26.47
	9.38	10.33	1.10	0.36	9.57	26.95
Cas #1 - gauche	10.51	11.19	1.06	0.35	8.83	24.93
	10.51	11.51	1.09	0.35	8.63	24.36
Cas #2 - haut droite	7.57	7.89	1.04	0.27	5.54	20.32
	7.57	8.23	1.09	0.27	6.88	25.26
Cas #2 - haut gauche	7.10	7.82	1.10	0.38	5.84	15.33
	7.10	8.04	1.13	0.38	6.32	16.59
Cas #2 - bas droite	2.20	2.30	1.05	0.31	0.68	2.16
	2.20	2.36	1.07	0.31	0.54	1.72
Cas #2 - bas gauche	3.76	3.98	1.06	0.09	3.25	34.86
	3.76	4.12	1.10	0.09	3.68	39.49
Cas #3 - droite	5.90	6.44	1.09	0.14	5.57	38.62
	5.90	6.62	1.12	0.14	6.80	47.12
Cas #3 - gauche	3.82	4.14	1.08	0.10	2.97	29.73
	3.82	4.27	1.12	0.10	3.72	37.25

TABLE 2.1 – Rapports de contraste/bruit (CNR) obtenus pour les trois cas de fantômes avant et après régularisation, ainsi que les facteurs multiplicatifs (MF) associés. Pour chacun des trois cas considérés, les CNR et les MF sont calculés en sélectionnant la région environnante à droite ou à gauche de l’inclusion comme illustré en figure 2.3. Pour le cas #2, les valeurs de CNR sont fournies pour chacune des deux inclusions. Les lignes en gris correspondent à la régularisation effectuée avec $\beta_1 = \beta_2 = 0.05$ et les autres, à la régularisation avec $\beta_1 = \beta_2 = 0$.

III.4 Lésions mammaires *in vivo*

III.4.1 Acquisition des données

Enfin, la méthode a également été évaluée avec des données *in vivo* de patientes (cas #4 – #7). Plus précisément, ces données ont été extraites d’une base de données archivée, résultant d’une précédente étude d’élastographie mammaire, réalisée aux Hospices Civils de Lyon. Des informations détaillées sur cette étude sont disponibles dans l’article suivant [23]. Le cas #7 provient, quant à lui, d’une base de données en cours d’élaboration, en collaboration avec le centre Léon Bérard. Il faut souligner que l’acquisition des données a été menée de manière similaire à celle des fantômes. Les cas sélectionnés sont trois cas de carcinome canalaire infiltrant (CCI) (cas #4, #5 et #7) et un cas de fibroadénome (lésion bénigne, cas #6).

III.4.2 Résultats

Une fois encore, l’effet de la régularisation sur le déplacement axial (Figs. 2.8-2.11, a1-a3) et la déformation axiale (Figs. 2.8-2.11, c1-c3) reste limité, alors qu’il améliore considérablement les composantes latérales (Figs. 2.8-2.11, b1-b3, et Figs. 2.8-2.11, e1-e3). L’introduction des termes de pénalité ($\beta_1 = \beta_2 = 0.05$) permet d’obtenir des champs de déformation en cisaillement (Figs. 2.8-2.11, d3) beaucoup moins bruités, tout en conservant la qualité des images régularisées de déformation axiale (Figs. 2.8-2.11, c3) et latérale (Figs. 2.8-2.11, e3). Cette dernière observation est corroborée par les valeurs similaires de CNR entre les champs régularisés avec $\beta_1 = \beta_2 = 0$ et $\beta_1 = \beta_2 = 0.05$ (Table 2.2). Globalement, nous pouvons observer une augmentation du CNR_{lateral}, avec des valeurs dans la gamme [1.78-6.50] contre [0.09-0.34] sans la régularisation. Néanmoins, ces valeurs de CNR_{lateral} sont environ égales à la moitié de celles du CNR_{axial}, sauf pour le cas #6. Tout comme pour les fantômes, les valeurs de CNR_{axial} obtenues pour les expé-

riences *in vivo* sont légèrement supérieures après la régularisation, avec un MF allant de 1.04 à 1.36.

Les zones anormales sont parfaitement distinguées sur les images de déformation axiale et latérale régularisées, et se déforment moins que les tissus adjacents. Cette observation est en accord avec les données de la littérature, puisque les carcinomes canauxaux infiltrants sont généralement plus rigides que les tissus sains environnants [24–26]. De plus, pour le cas du fibroadénome étudié, il doit être précisé que l’information complémentaire qu’il était palpable nous était fournie, ce qui explique la région de plus faible déformation sur l’image. Si l’on regarde plus attentivement les cas de cancers, nous pouvons remarquer que la zone de faible déformation sur l’élastogramme apparaît plus grande que la zone hypoéchogène correspondante sur l’échographie. En revanche, pour le fibroadénome, la taille de la lésion semble similaire sur les deux types d’image. Cela rejoint les commentaires effectués précédemment dans le chapitre 1, sur les critères utilisés pour le diagnostic et notamment la comparaison des tailles des lésions entre l’image échographique et celle de déformation. Une analyse plus poussée des résultats est néanmoins difficile, en raison de la grande complexité des milieux biologiques et du manque d’informations sur les propriétés mécaniques des tissus examinés, qui empêchent également toute possibilité de simulation de l’examen.

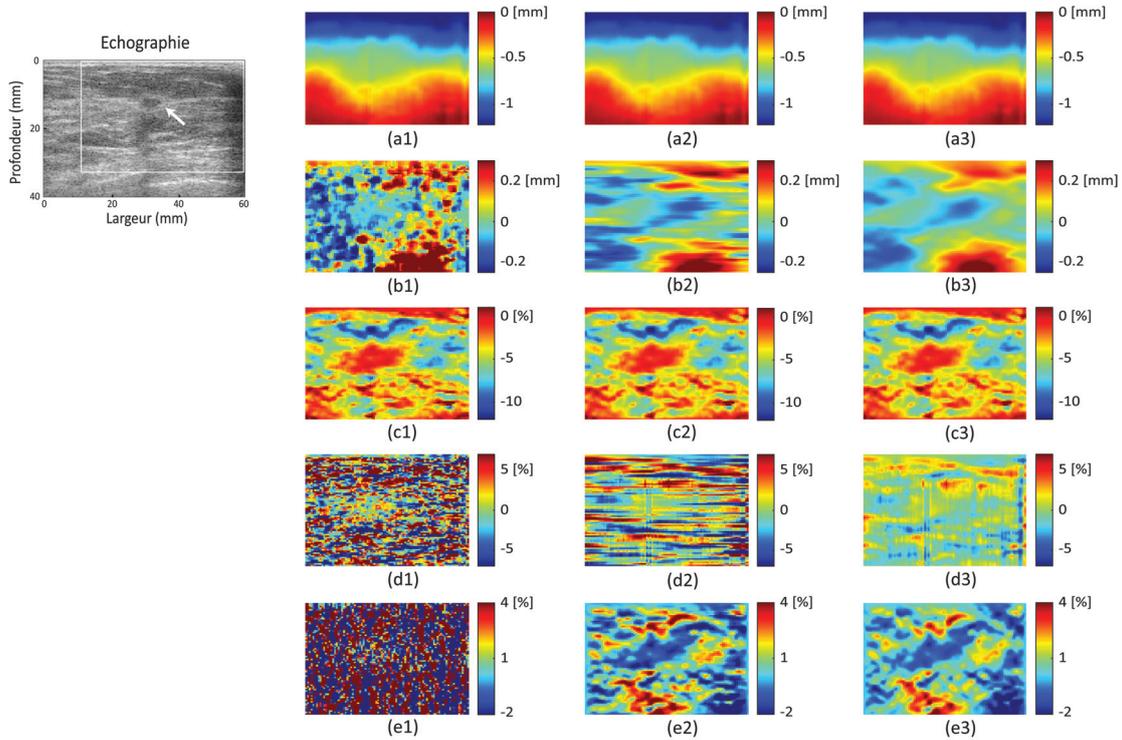


FIGURE 2.8 – Résultats obtenus sur des tissus mammaires *in vivo*, dans le cas d’un carcinome canalaire infiltrant - cas #4. A gauche l’image échographique, puis de haut en bas : déplacement axial, déplacement latéral, déformation axiale, déformation en cisaillement et déformation latérale. De (x1) à (x3) : champs avant régularisation, après régularisation sans termes de pénalité ($\beta_1 = \beta_2 = 0$), et après régularisation avec $\beta_1 = \beta_2 = 0.05$.

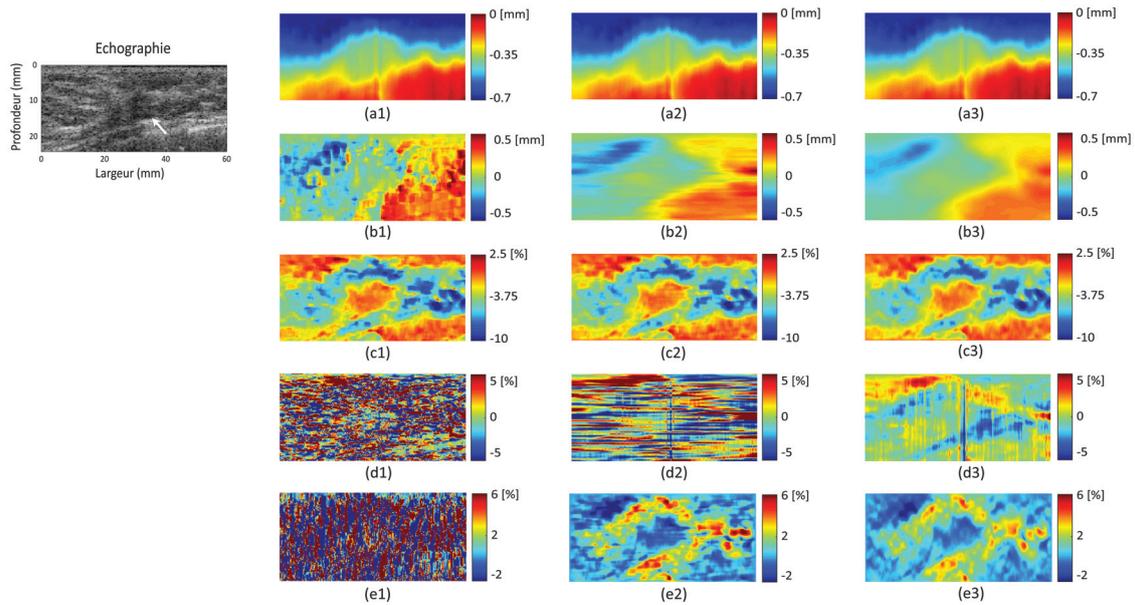


FIGURE 2.9 – Résultats obtenus sur des tissus mammaires *in vivo*, dans le cas d'un carcinome canalaire infiltrant - cas #5. A gauche l'image échographique, puis de haut en bas : déplacement axial, déplacement latéral, déformation axiale, déformation en cisaillement et déformation latérale. De (x1) à (x3) : champs avant régularisation, après régularisation sans termes de pénalité ($\beta_1 = \beta_2 = 0$), et après régularisation avec $\beta_1 = \beta_2 = 0.05$.

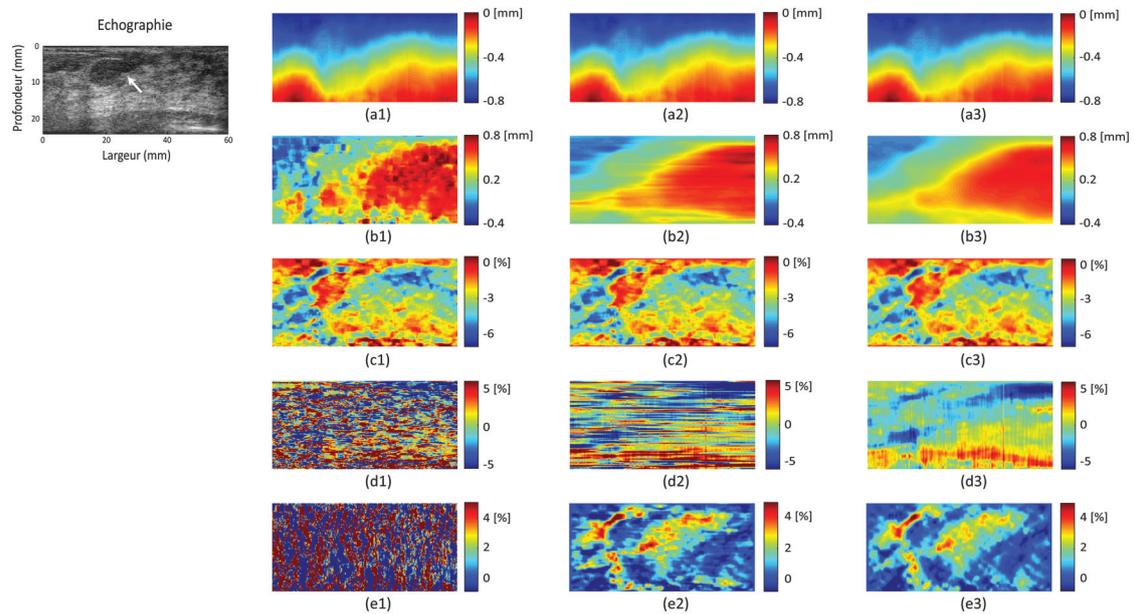


FIGURE 2.10 – Résultats obtenus sur des tissus mammaires *in vivo*, dans le cas d'un fibroadénome - cas #6. A gauche l'image échographique, puis de haut en bas : déplacement axial, déplacement latéral, déformation axiale, déformation en cisaillement et déformation latérale. De (x1) à (x3) : champs avant régularisation, après régularisation sans termes de pénalité ($\beta_1 = \beta_2 = 0$), et après régularisation avec $\beta_1 = \beta_2 = 0.05$.

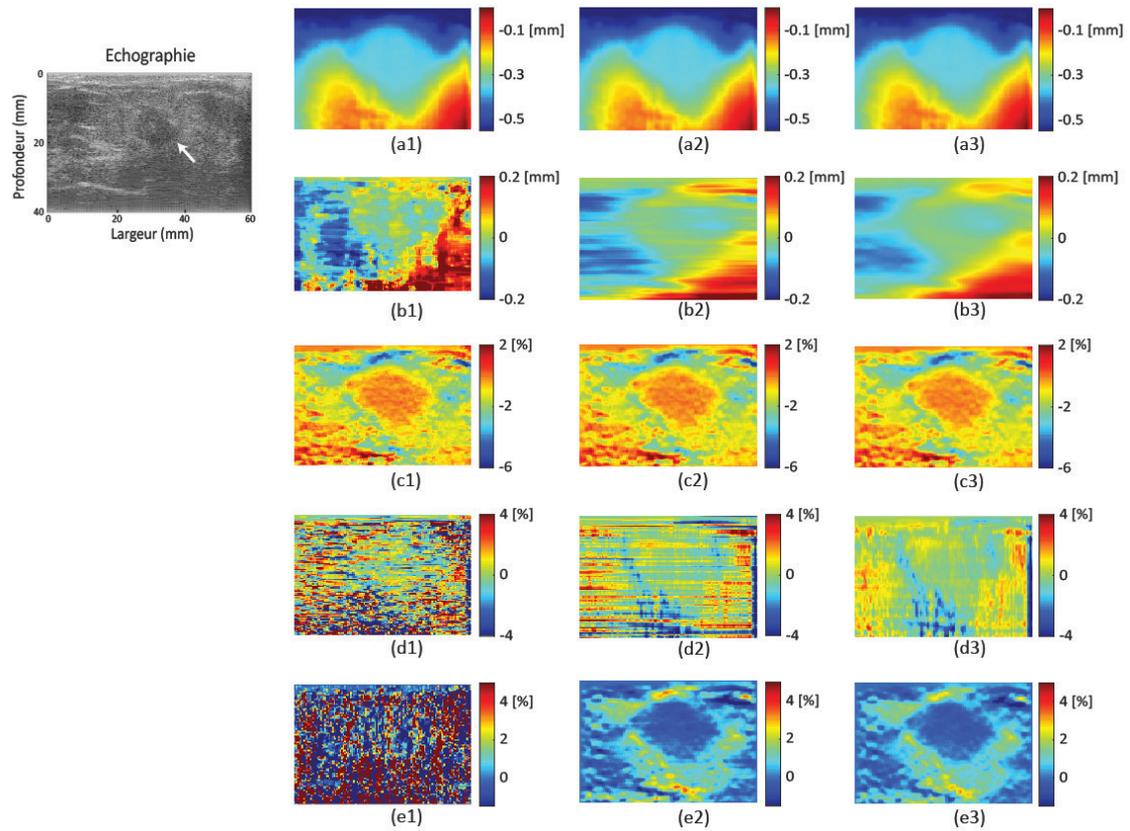


FIGURE 2.11 – Résultats obtenus sur des tissus mammaires *in vivo*, dans le cas d'un carcinome canalaire infiltrant - cas #7. A gauche l'image échographique, puis de haut en bas : déplacement axial, déplacement latéral, déformation axiale, déformation en cisaillement et déformation latérale. De (x1) à (x3) : champs avant régularisation, après régularisation sans termes de pénalité ($\beta_1 = \beta_2 = 0$), et après régularisation avec $\beta_1 = \beta_2 = 0.05$.

	CNR _{axial}			CNR _{lateral}		
	Avant	Après	MF	Avant	Après	MF
Cas #4 - droite	7.38	8.00	1.08	0.15	4.76	31.82
	7.38	8.28	1.12	0.15	5.39	36.05
Cas #4 - gauche	4.60	4.80	1.04	0.22	2.16	9.95
	4.60	4.92	1.07	0.22	2.36	10.90
Cas #5 - droite	4.12	4.73	1.15	0.10	2.17	21.95
	4.12	5.59	1.36	0.10	2.87	29.01
Cas #5 - gauche	5.64	6.10	1.08	0.18	3.01	16.40
	5.64	6.49	1.15	0.18	3.26	17.77
Cas #6 - droite	4.38	4.59	1.05	0.27	5.65	20.61
	4.38	4.99	1.14	0.27	6.50	23.68
Cas #6 - gauche	4.13	4.41	1.07	0.34	4.48	13.30
	4.13	4.81	1.16	0.34	4.57	13.58
Cas #7 - droite	4.54	4.74	1.05	0.11	2.44	22.41
	4.54	4.89	1.08	0.11	2.53	23.23
Cas #7 - gauche	3.01	3.15	1.05	0.09	1.78	19.56
	3.01	3.27	1.09	0.09	1.93	21.25

TABLE 2.2 – Rapports de contraste/bruit (CNR) avant et après régularisation pour les tissus mammaires, ainsi que les facteurs multiplicatifs (MF) associés. Pour chacun des cas *in vivo* considérés, les CNR et les MF sont calculés en sélectionnant la région environnante à droite ou à gauche de la lésion, comme illustré en figure 2.3 pour le cas d’un fantôme. Les lignes en gris correspondent à la régularisation effectuée avec $\beta_1 = \beta_2 = 0.05$ et les autres, à la régularisation avec $\beta_1 = \beta_2 = 0$.

IV Discussion

Afin d’imager le tenseur de déformation 2D en élastographie ultrasonore quasi-statique, nous avons proposé une approche comprenant une méthode de régularisation, qui renforce la propriété de (quasi)-incompressibilité des tissus mous et pénalise les fortes variations dans les champs de déplacement. De telles variations sont presque absentes du déplacement axial, car ce champ est déjà lisse et estimé avec précision par notre algorithme de suivi de mouvement. Une illustration en est donnée avec les résultats de simulation obtenus pour un milieu élastique, linéaire, isotrope et homogène soumis à dix niveaux de compression différents, qui ont montré que les images de déformation axiale avant régularisation avaient des valeurs moyennes très proches des valeurs réelles, avec des écarts types très faibles (Fig. 2.4). Ceci explique le choix fait pour la méthode de régularisation d’avoir un impact très limité sur les champs (déplacement, déformation) axiaux, en prenant une valeur pour le coefficient de pondération λ_2 relativement élevée. On obtient ainsi des champs axiaux régularisés sans modifications visibles, même si une légère augmentation des valeurs du CNR_{axial} a pu être notée. En revanche, λ_1 a été choisi bien inférieur à λ_2 pour permettre des modifications au sein des images, ce qui améliore considérablement le déplacement latéral et la déformation latérale. Ainsi, pour les fantômes, des simulations approchant les configurations expérimentales ont été construites, et nous avons pu observer une certaine cohérence en termes de motifs et de valeurs de déformation entre les champs expérimentaux régularisés et ceux simulés (Figs. 2.5-2.7). Avec la régularisation, les inclusions/lésions deviennent aussi clairement visibles sur les images de déformation latérale que sur celles axiales, ce qui n’était pas le cas avant la régularisation (Figs. 2.5-2.11). Ces résultats sont également étayés quantitativement par l’augmentation significative des valeurs de CNR_{lateral}, à la fois pour les fantômes (Table 2.1) et pour les tissus biologiques *in vivo* (Table 2.2). En ce qui concerne la précision des champs régularisés, une limite peut toutefois être soulevée à partir des simulations numériques du milieu

homogène soumis à des compressions uniaxiales (Fig. 2.4). En effet, les valeurs de déformation latérale le long des bords verticaux des images sont beaucoup plus faibles que celles attendues, alors que le reste de l'image est estimé avec précision (voir les valeurs des déformations moyennes et des écarts types dans la région d'intérêt sélectionnée, Fig. 2.4). Cette perte de précision peut être expliquée par les conditions aux limites choisies. En effet, ces conditions sont introduites pour calculer les dérivées spatiales aux frontières, et elles peuvent être responsables d'estimations erronées si elles ne sont pas suffisamment adaptées. Dans un tel cas, les zones affectées seront plus étendues que les seuls bords verticaux, puisque la méthode de régularisation employée est une méthode itérative. Cependant, à l'exception de ces régions latérales, les résultats sont proches des valeurs théoriques. Cela tend à indiquer que, pour les données expérimentales qui seront utilisées avec cette méthode, il sera préférable de les acquérir avec la région d'intérêt positionnée au milieu de l'image, le long de la direction latérale. Cela correspond d'ailleurs à la pratique actuelle des radiologues en échographie et n'apporte donc aucune contrainte supplémentaire quant à la réalisation de l'examen.

Guo et al. [9], qui ont utilisé uniquement la propriété d'incompressibilité (c'est-à-dire ici $\beta_1 = \beta_2 = 0$ dans les Figs. 2.5-2.11), ont également obtenu une amélioration des images de déformation latérale. En ce qui concerne la déformation de cisaillement, ces images n'ont pas été présentées. Cependant, comme nous avons pu le montrer, des "lignes horizontales" peuvent être observées dans le déplacement latéral lorsque la régularisation est effectuée en utilisant uniquement la condition d'incompressibilité avec les termes de fidélité aux données. Ces lignes sont particulièrement renforcées dans la déformation de cisaillement car ce champ nécessite de dériver le déplacement latéral le long de la direction axiale. L'introduction de termes de pénalité nous permet d'obtenir des champs de déplacement latéral plus lisses et de supprimer ces artefacts de lignes. Par conséquent, les images de cisaillement régularisées sont moins bruitées et les motifs de cisaillement deviennent plus visibles. Pour les cas fantômes, il peut être souligné que les images régularisées de cisaillement, et plus particulièrement leurs motifs, sont en accord avec les simulations.

En plus des cartes de déformation en cisaillement, d'autres types d'images peuvent être obtenus avec notre méthode, comme les élastogrammes de rotation, définis comme :

$$\omega = \frac{1}{2} (\nabla \mathbf{u} - (\nabla \mathbf{u})^t) \quad (2.6)$$

avec, pour rappel, $\mathbf{u} = (u_1, u_2)^t$ avec u_1 le déplacement latéral et u_2 le déplacement axial. La figure 2.12 présente les élastogrammes de rotation estimés pour chacun des cas étudiés. Comme observé pour le cisaillement régularisé, les motifs de rotation sont clairement détectables autour des inclusions/lésions et, pour le cas des fantômes (Fig. 2.12, deux premières lignes) en accord avec les simulations correspondantes. Concernant les résultats *in vivo*, une analyse plus approfondie est évidemment difficile car aucune information sur les propriétés mécaniques des tissus n'est disponible. Néanmoins, il est important de retenir que toute amélioration de la méthode d'imagerie du tenseur de déformation 2D profitera également aux images de rotation.

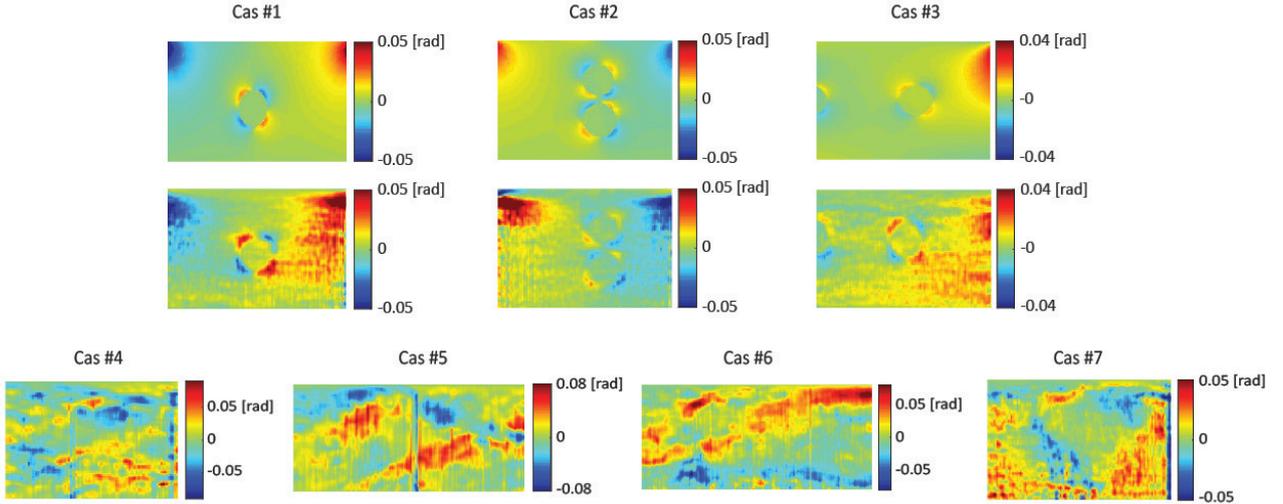


FIGURE 2.12 – Élastogrammes de rotation pour les cas fantômes et *in vivo*, après régularisation ($\beta_1 = \beta_2 = 0.05$). Deux premières lignes, les résultats sur fantômes avec les simulations correspondant aux expériences en première ligne - cas #1, #2, et #3. Dernière ligne, résultats *in vivo* - cas #4, #5, #6 et #7.

Actuellement, deux critères d'arrêt sont utilisés dans la méthode de régularisation, à savoir le fait que la variation des champs de déplacement soit inférieure à un seuil ($C_{rite} < \xi = 10^{-8}$, (2.4)) ou que le nombre maximal d'itérations ($N = 50000$) soit atteint. Dans la majorité des cas, la régularisation s'arrête avec le premier critère mais il peut arriver que le nombre maximal d'itérations soit atteint. La figure 2.13 montre, pour le fantôme cas #1 et les tissus mammaires *in vivo* cas #5, l'évolution de C_{rite} ainsi que le déplacement latéral régularisé, à quatre itérations différentes. Dans le cas #1, qui s'est arrêté avec le premier critère, deux phases peuvent être observées. Tout d'abord, les déplacements latéraux régularisés présentent des modifications substantielles avec un effet de lissage, puis les itérations supplémentaires ne produisent plus aucun changement visible. Il est intéressant de noter que dans l'exemple du cas #5, même si le nombre maximal d'itérations est atteint, la même observation peut être faite, c'est-à-dire que les deux derniers champs de déplacement latéral affichés ne présentent aucune modification visible et que C_{rite} (Fig. 2.13, courbe rouge) suit la même évolution que celle du cas #1. (Fig. 2.13, courbe bleue). Ces résultats suggèrent qu'il ne devrait plus se produire de changements notables dans les différents champs, même si le nombre maximal d'itérations était augmenté. Nous pouvons également remarquer, avec les différents cas examinés dans cette étude, que la valeur du seuil pourrait être moins restrictive sans perdre l'apport de la méthode de régularisation. Cela permettrait par ailleurs de réduire le temps de calcul. Pour cette première version de la méthode, les aspects temps réel n'ont pas été pris en considération, mais à titre indicatif, quelques secondes ont été nécessaires pour que les champs soient régularisés lorsque le premier critère d'arrêt était atteint.

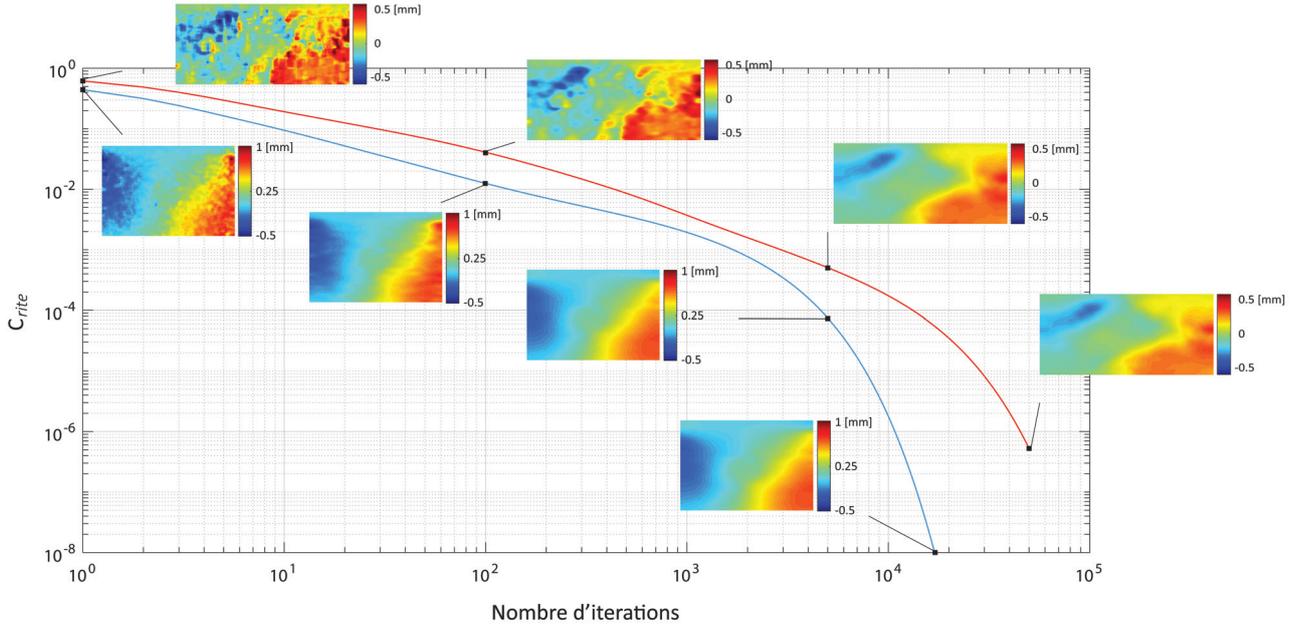


FIGURE 2.13 – Évolution du critère C_{rite} en fonction du nombre d'itérations, pour le fantôme *CIRS 059* cas #1 (courbe bleue), pour lequel la régularisation s'arrête avec la condition d'arrêt sur C_{rite} , et pour les tissus mammaires *in vivo* cas #5 (courbe rouge), pour lesquels la condition d'arrêt est le nombre maximal d'itérations.

Enfin, il est important de souligner que, bien que notre méthode soit une approche 2D, les champs de déformation régularisés sont cohérents avec des milieux se déformant en 3D. Il convient également de préciser que les méthodes de régularisation et d'estimation du mouvement présentées ici peuvent être facilement étendues à la troisième dimension pour visualiser le tenseur de déformation 3D. Dans ce cas, la composante en élévation du déplacement u_3 doit être ajoutée dans F (2.1), introduisant deux nouveaux coefficients de pondération λ_3 et β_3 . La minimisation de $F(u_1, u_2, u_3)$ pourra être réalisée en adoptant la même approche que celle décrite pour le problème 2D.

V Conclusion

Dans ce chapitre, l'imagerie du tenseur de déformation 2D a été étudiée en utilisant une méthode de régularisation spécifique, qui combine la propriété de (quasi)-incompressibilité des tissus mous et des termes de pénalité. Nos résultats montrent la forte contribution de cette méthode face à des données complexes et bruitées, notamment pour les composantes latérales du déplacement et de la déformation. De plus, l'approche proposée permet d'obtenir des images de déformation en cisaillement et des élastogrammes de rotation qui, s'ils ne sont pas parfaits, peuvent cependant autoriser certaines interprétations. Enfin, au-delà d'une analyse plus complète de la déformation des milieux, ces résultats sont particulièrement intéressants pour la reconstruction des paramètres mécaniques, ce qui fera l'objet des chapitres suivants.

Bibliographie

- [1] H. Liebgott, J. Fromageau, J. Wilhjelm, D. Vray, and P. Delachartre. Direct estimation of the lateral strain field using a double oscillating point spread function with a scaling factor estimator. *Proc. of SPIE Medical Imaging*, 5373 :163–172, 2004. doi : 10.1117/12.533023. I
- [2] U. Techavipoo, Q. Chen, T. Varghese, and J. Zagzebski. Estimation of Displacement Vectors and Strain Tensors in Elastography Using Angular Insonifications. *IEEE Trans Med Imaging*, 23 :1479–1489, 2004.
- [3] S. Selladurai and A. K. Thittai. Actuator-assisted Subpitch Translation-capable Transducer for Elastography : Preliminary Performance Assessment. *Ultrasonic Imaging*, 42(1) :15–26, 2020. I
- [4] M. Mirzaei, A. Asif, and H. Rivaz. Combining Total Variation Regularization with Window-Based Time Delay Estimation in Ultrasound Elastography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 38(12) :2744–2754, 2019. I
- [5] M. Ashikuzzaman, A. Sadeghi-Naini, A. Samani, and H. Rivaz. Combining First- and Second-Order Continuity Constraints in Ultrasound Elastography. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 68(7) :2407–2418, 2021.
- [6] M. Ashikuzzaman and H. Rivaz. Second-Order Ultrasound Elastography With L1-Norm Spatial Regularization. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 69(3) :1008–1019, 2022. I
- [7] M. Richards, P. Barbone, and A. Oberai. Quantitative three-dimensional elasticity imaging from quasi-static deformation : a phantom study. *Physics in Medicine and Biology*, 54 : 757–779, 2009. ISSN 0031-9155, 1361-6560. doi : 10.1088/0031-9155/54/3/019. I
- [8] O. Babaniyi, A. Oberai, and P. Barbone. Recovering vector displacement estimates in quasistatic elastography using sparse relaxation of the momentum equation. *Inverse Problems in Science and Engineering*, 25 :326–362, 2017. ISSN 1741-5977, 1741-5985. doi : 10.1080/17415977.2016.1161034. I
- [9] L. Guo, Y. Xu, Z. Xu, and J. Jiang. A PDE-based regularization algorithm toward reducing speckle tracking noise : a feasibility study for ultrasound breast elastography. *Ultrasonic Imaging*, 37 :277–293, 2015. ISSN 1096-0910. doi : 10.1177/0161734614561128. I, II.2, IV
- [10] E. Konofagou and J. Ophir. A new elastographic method for estimation and imaging of lateral displacements, lateral strains, corrected axial strains and Poisson’s ratios in tissues. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 24 :1183–1199, 1998. doi : 10.1016/S0301-5629(98)00109-4. II.1
- [11] G. P. Berry, J. C. Bamber, N. R. Miller, P. E. Barbone, N. L. Bush, and C. G. Armstrong. Towards an acoustic model-based poroelastic imaging method : II. experimental investigation. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 32(12) :1869–1885, 2006. ISSN 03015629. doi : 10.1016/j.ultrasmedbio.2006.07.013. II.1
- [12] M. T. Islam, A. Chaudhry, S. Tang, E. Tasciotti, and R. Righetti. A new method for estimating the effective Poisson’s ratio in ultrasound poroelastography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 37(5) :1178–1191, 2018. ISSN 0278-0062, 1558-254X. doi : 10.1109/TMI.2018.2792437.
- [13] E. E. Konofagou, T. P. Harrigan, J. Ophir, and T. A. Krouskop. Poroelastography : imaging the poroelastic properties of tissues. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 27(10) :1387–1397, 2001. ISSN 03015629. doi : 10.1016/S0301-5629(01)00433-1.

- [14] R. Righetti, J. Ophir, S. Srinivasan, and T. A. Krouskop. The feasibility of using elastography for imaging the Poisson's ratio in porous media. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 30(2) :215–228, 2004. II.1
- [15] G. Hendriks, C. Chen, H. Hansen, and C. de Korte. 3-D Single Breath-Hold Shear Strain Estimation for Improved Breast Lesion Detection and Classification in Automated Volumetric Ultrasound Scanners. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 65 :1590–1599, 2018. doi : 10.1109/TUFFC.2018.2849687. II.1
- [16] E. Konofagou, T. Harrigan, and J. Ophir. Shear strain estimation and lesion mobility assessment in elastography. *Ultrasonics*, pages 400–404, 2000. doi : 10.1016/S0041-624X(99)00125-0.
- [17] M. Rao, T. Varghese, and E. Madsen. Shear strain imaging using shear deformations. *Medical Physics*, pages 412–423, 2008. ISSN 00942405. doi : 10.1118/1.2825621.
- [18] H. Xu, T. Varghese, and E. Madsen. Analysis of shear strain imaging for classifying breast masses : Finite element and phantom results. *Medical Physics*, pages 6119–6127, 2011. ISSN 00942405. doi : 10.1118/1.3651461. II.1
- [19] A. Kothawala, S. Chandramoorthi, N. R. K. Reddy, and A. K. Thittai. Spatial Compounding Technique to Obtain Rotation Elastogram : A Feasibility Study. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 43(6) :1290–1301, 2017. II.1
- [20] B. Lokesh, B. Chintada, and A. Thittai. Rotation Elastogram Estimation Using Synthetic Transmit-aperture Technique : A Feasibility Study. *Ultrasonic Imaging*, 39(3) :189–204, 2017. II.1
- [21] A.-L. Duroy, V. Detti, A. Coulon, O. Basset, and E. Brusseau. 2D tissue strain tensor imaging in quasi-static ultrasound elastography. In *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2021. Accepted. II.2
- [22] *Comsol Multiphysics*[®]. Comsol AB, Stockholm, Sweden, 2019. URL <http://www.comsol.com>. II.3, III.2.1
- [23] E. Brusseau, V. Detti, A. Coulon, E. Maissiat, N. Boublay, Y. Berthezène, J. Fromageau, N. Bush, and J. Bamber. In Vivo Response to Compression of 35 Breast Lesions Observed with a Two-Dimensional Locally Regularized Strain Estimation Method. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 40 :300–312, 2014. doi : 10.1016/j.ultrasmedbio.2013.02.017. III.4.1
- [24] T. J. Hall, Y. Zhu, and C. S. Spalding. In vivo real-time freehand palpation imaging. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 29(3) :427–435, 2003. III.4.2
- [25] A. Itoh, E. Ueno, E. Tohno, H. Kamma, H. Takahashi, T. Shiina, M. Yamakawa, and T. Matsumura. Breast Disease : Clinical Application of US Elastography for Diagnosis. *Radiology*, 239(2) :341–350, 2006.
- [26] A. Ozsoy, D. Acar, A. Barca, H. Aktas, L. Araz, O. Ozkaraoglu, and E. Yuksel. Diagnostic performance of real-time strain sonoelastography in BI-RADS 4 and 5 breast masses. *Diagnostic and Interventional Imaging*, 97(9) :883–889, 2016. doi : 10.1016/j.diii.2016.04.004. III.4.2

Chapitre 3

Méthode des champs virtuels : Présentation et développements réalisés

Sommaire

I	Introduction	56
II	Introduction à la méthode des champs virtuels	56
II.1	Principe des travaux virtuels	57
II.2	Méthode des champs virtuels	58
III	Caractérisation de milieux soumis à un chargement quasi-statique	58
III.1	Réduction de dimension du problème	59
III.1.1	Hypothèse des contraintes planes	59
III.1.2	Hypothèse des déformations planes	60
III.2	Écriture de la MCV en 2D	61
IV	Construction des champs virtuels	62
IV.1	Champs virtuels particuliers	62
IV.2	Champs virtuels spécifiques	63
IV.3	Application aux milieux hétérogènes	65
V	Méthode développée pour l'élastographie ultrasonore quasi-statique	67
V.1	Présentation du problème : choix et hypothèses	67
V.2	Description de la méthode développée	68
V.2.1	Type de champs virtuels utilisé	68
V.2.2	Définition des champs virtuels	68
V.2.3	Application du principe des travaux virtuels	70
V.3	Premiers résultats et modifications apportées	72
V.4	Discussion	73

I Introduction

Un grand nombre de pathologies produisent localement des changements dans les propriétés mécaniques des tissus biologiques. Nous avons montré dans les chapitres précédents que l'imagerie du tenseur des déformations pouvait permettre de détecter efficacement des zones anormales dans les tissus, car la déformation offre un reflet des propriétés mécaniques du milieu. De plus, de nombreuses études cliniques ont également montré que l'imagerie de la déformation pouvait aider à différencier les lésions bénignes des lésions malignes. Cependant, les contraintes au sein des tissus étant inconnues et hétérogènes, l'image de déformation ne peut être convertie directement, par exemple, en une image du module élastique comme le module d'Young. La reconstruction des tissus biologiques en élastographie ultrasonore quasi-statique est donc une tâche complexe qui nécessite de résoudre un problème inverse généralement mal-posé.

Comme évoqué dans le premier chapitre sur l'état de l'art, diverses approches ont été proposées dans la littérature pour reconstruire des paramètres mécaniques. Qu'elles soient directes, itératives, ou fondées sur l'intelligence artificielle, elles impliquent généralement la connaissance de données supplémentaires telles que les conditions aux limites [1–3], un module élastique de référence [4] ou la force appliquée au milieu [5] (cf. chap. 1). Dans ces travaux, nous avons choisi d'étudier et de mettre en œuvre la méthode des champs virtuels. Cette méthode a l'avantage de permettre une grande liberté d'application, notamment grâce à l'utilisation de champs virtuels pouvant être paramétrés de manière spécifique afin, par exemple, de minimiser l'effet du bruit [6]. La méthode des champs virtuels a été développée initialement pour résoudre des problèmes de mécanique du solide, et notamment l'identification des paramètres de la loi de comportement de matériaux. Les différents travaux menés jusqu'à présent, ont pour beaucoup porté sur l'exploration de milieux homogènes mais des études visant à étudier les milieux hétérogènes doivent cependant être soulignées [7, 8].

Dans ce chapitre, nous nous intéressons à la reconstruction des propriétés mécaniques des tissus biologiques en élastographie ultrasonore quasi-statique avec la méthode des champs virtuels (MCV). Les milieux biologiques étant extrêmement complexes, les développements vont être réalisés dans le cadre d'hypothèses simplificatrices, et pour ces premiers travaux, nous allons plus particulièrement étudier les milieux élastiques, linéaires et isotropes. Ce chapitre a pour objectifs d'introduire la MCV et de fournir une description détaillée de la méthode développée durant ces travaux de thèse. Ainsi, la méthode des champs virtuels sera d'abord présentée en nous intéressant plus particulièrement au cas des milieux soumis à un chargement quasi-statique et aux différentes approches existantes pour construire les champs virtuels. Lors d'une expérience d'élastographie ultrasonore quasi-statique, les données acquises au cours du temps sont généralement des images et non pas des volumes. Afin de pallier le manque de données 3D, les approches en déformations planes et contraintes planes seront introduites et des illustrations seront données dans le cas de milieux simples, homogènes. Enfin, notre méthode destinée à l'imagerie du module d'Young de milieux hétérogènes sera détaillée.

II Introduction à la méthode des champs virtuels

La méthode des champs virtuels (MCV) a été développée vers la fin des années 80 par Grediac [9][10] pour la caractérisation des matériaux, c.-à-d. pour l'identification des paramètres pilotant les lois de comportement. Comparée aux essais mécaniques traditionnels, impliquant l'utilisation de jauges de déformation ou de capteurs de déplacement qui ne délivrent que des informations ponctuelles, cette méthode s'appuie sur la possibilité d'exploiter des mesures de champs de déplacement/déformation, et donc sur l'utilisation d'une information beaucoup plus riche. Le fait que des champs de déplacement/déformation soient utilisés rejoint pleinement le

type d'informations qu'il est possible d'extraire en élastographie.

La méthode des champs virtuels repose sur le principe des travaux virtuels, présenté ci-après.

II.1 Principe des travaux virtuels

Le principe des travaux virtuels (PTV) permet de traduire l'équilibre mécanique d'un milieu [11]. L'idée du PTV peut être résumée ainsi : à l'équilibre l'ensemble des forces agissant sur un milieu se compensent, par conséquent, si l'état du milieu est virtuellement modifié (action fictive), alors le travail de ces forces virtuelles se compense aussi. Autrement dit, la somme du travail virtuel des forces extérieures et des forces intérieures au système/milieu est égale au travail virtuel des quantités d'accélération, soit : $W_{acc}^* = W_{ext}^* + W_{int}^*$ [10].

Considérons un domaine de volume V et de surface S , et reprenons l'équation du mouvement définie dans le chapitre 1. Pour rappel :

$$\rho \ddot{\mathbf{u}} = \nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} + \rho \mathbf{b} \quad (3.1)$$

où ρ est la masse volumique, $\ddot{\mathbf{u}}$ l'accélération, $\boldsymbol{\sigma}$ le tenseur des contraintes et \mathbf{b} la force de volume.

Chaque membre de cette équation peut être multiplié par une même fonction arbitraire. Ici, cette fonction est appelée déplacement virtuel \mathbf{u}^* , mais il est aussi possible de parler de fonction de test. L'équation (3.1) est donc multipliée par \mathbf{u}^* , non nul, puis intégrée sur l'ensemble du domaine, conduisant à l'équation suivante :

$$\int_V \rho \ddot{\mathbf{u}} \cdot \mathbf{u}^* dv = \int_V (\nabla \cdot \boldsymbol{\sigma}) \cdot \mathbf{u}^* dv + \int_V \rho \mathbf{b} \cdot \mathbf{u}^* dv \quad (3.2)$$

Le premier terme de droite de l'équation (3.2) contient à la fois le travail des forces intérieures et celui des forces extérieures de contact. L'utilisation du théorème de la divergence permet de les séparer en faisant apparaître d'un côté la force par unité de surface \mathbf{T} et de l'autre la contrainte $\boldsymbol{\sigma}$ (3.3).

$$\int_V \rho \ddot{\mathbf{u}} \cdot \mathbf{u}^* dv = \int_S \mathbf{T} \cdot \mathbf{u}^* ds - \int_V \boldsymbol{\sigma} : (\nabla \mathbf{u}^*) dv + \int_V \rho \mathbf{b} \cdot \mathbf{u}^* dv \quad (3.3)$$

Pour finir, le gradient du déplacement virtuel $\nabla \mathbf{u}^*$ peut être décomposé en une partie symétrique et une partie antisymétrique, correspondant respectivement au tenseur des déformations virtuelles $\boldsymbol{\varepsilon}^*$ et au tenseur des rotations virtuelles $\boldsymbol{\omega}^*$ (3.4).

$$\begin{cases} \nabla \mathbf{u}^* = \boldsymbol{\varepsilon}^* + \boldsymbol{\omega}^* \\ \boldsymbol{\varepsilon}^* = \frac{1}{2} (\nabla \mathbf{u}^* + (\nabla \mathbf{u}^*)^t) \\ \boldsymbol{\omega}^* = \frac{1}{2} (\nabla \mathbf{u}^* - (\nabla \mathbf{u}^*)^t) \end{cases} \quad (3.4)$$

Le tenseur des contraintes étant symétrique, seul le terme de déformation est conservé ($\boldsymbol{\sigma} : \boldsymbol{\omega}^* = 0$), conduisant à l'équation du PTV suivante :

$$\int_V \rho \ddot{\mathbf{u}} \cdot \mathbf{u}^* dv = \int_S \mathbf{T} \cdot \mathbf{u}^* ds - \int_V \boldsymbol{\sigma} : \boldsymbol{\varepsilon}^* dv + \int_V \rho \mathbf{b} \cdot \mathbf{u}^* dv \quad (3.5)$$

avec,

$$\begin{cases} W_{acc}^* = \int_V \rho \ddot{\mathbf{u}} \cdot \mathbf{u}^* dv : \text{le travail virtuel des quantités d'accélération,} \\ W_{ext}^* = \int_S \mathbf{T} \cdot \mathbf{u}^* ds + \int_V \rho \mathbf{b} \cdot \mathbf{u}^* dv : \text{le travail virtuel des forces extérieures,} \\ W_{int}^* = - \int_V \boldsymbol{\sigma} : \boldsymbol{\varepsilon}^* dv : \text{le travail virtuel des forces intérieures.} \end{cases} \quad (3.6)$$

L'équation (3.5) est à la base de la MCV.

II.2 Méthode des champs virtuels

La méthode des champs virtuels a été développée pour résoudre des problèmes de mécanique du solide, notamment l'identification des paramètres pilotant les lois de comportement des milieux [10]. Afin d'introduire ces paramètres, le principe des travaux virtuels (PTV) est réécrit en remplaçant les termes du tenseur des contraintes $\boldsymbol{\sigma}$ dans (3.5) par leur expression suivant une loi de comportement correspondant au milieu étudié. Le PTV étant valable pour tous milieux, n'importe quelle loi de comportement peut être utilisée. Les paramètres pilotant cette loi seront ensuite estimés grâce à une sélection judicieuse de champs virtuels.

Les champs virtuels n'ont pas de réel sens physique, mais doivent être vus comme un outil mathématique permettant d'estimer les paramètres recherchés. L'intérêt de la méthode des champs virtuels repose donc sur la flexibilité de ces champs, qui peuvent être déterminés judicieusement afin d'être le mieux adaptés au problème posé. De même, il est possible de paramétrer les champs virtuels dans le but d'éliminer des termes inconnus présents dans l'équation (3.5). Par exemple, en ERM dynamique, où la force de surface est inconnue, Connesson et al. [12] ont proposé de définir $\mathbf{u}^* = \mathbf{0}$ aux frontières dans le but de supprimer ce terme. Par conséquent, le choix des champs virtuels peut permettre d'obtenir un problème relativement simple où les seules inconnues sont les paramètres contrôlant la loi de comportement choisie.

La MCV sera décrite plus en détail dans les sections suivantes. Avant cela, certaines remarques importantes sur l'utilisation des champs virtuels doivent être faites.

1. Premièrement, il est primordial de bien différencier les champs de déplacement et de déformation réels/estimés de ceux dits virtuels, malgré leur appellation similaire. Les champs virtuels sont équivalents à des fonctions de tests. Ce sont des fonctions arbitraires, pouvant être totalement différentes des champs réels. De fait, les champs virtuels utilisés par la MCV n'ont pas de lien physique avec les champs réels. Néanmoins, ces champs étant assimilés à des déplacements, la relation entre les déplacements virtuels et les déformations virtuelles est définie par l'équation (3.4). On parlera souvent par la suite de paire de champs virtuels $(\mathbf{u}^*, \boldsymbol{\varepsilon}^*)$, abrégée CVF.
2. Deuxièmement, le PTV est valable pour tous déplacements virtuels vérifiant la condition d'admissibilité cinématique [10]. Cette condition signifie que les champs virtuels doivent être continus et respecter les conditions aux limites du déplacement réel. En pratique, il existe une infinité de possibilités.
3. Troisièmement, il est nécessaire d'utiliser autant de CVF qu'il y a d'inconnues dans le problème traité. Par exemple, pour un milieu homogène, linéaire, élastique et isotrope, le problème sera constitué de deux inconnues (module de Young et coefficient de Poisson). Il faudra donc au minimum utiliser deux CVF distincts.

III Caractérisation de milieux soumis à un chargement quasi-statique

La méthode des champs virtuels décrite ci-dessus est très générale et peut être adaptée à un grand nombre de problèmes, complexifiant plus ou moins son application. En effet, cette méthode offre une grande latitude à l'utilisateur quant au choix de la loi de comportement et des champs virtuels utilisés. Généralement, certains termes du problème, comme la force de volume \mathbf{b} , peuvent être négligés. De plus, dans un problème quasi-statique, l'accélération est considérée comme étant suffisamment faible pour ne pas intervenir dans l'équation (3.5). Ainsi, l'écriture du principe des travaux virtuels peut être simplifiée, telle que :

$$\int_V \boldsymbol{\sigma} : \boldsymbol{\varepsilon}^* dv = \int_S \mathbf{T} \cdot \mathbf{u}^* ds \quad (3.7)$$

Pour finir, et comme cela a été indiqué précédemment, lors de mesures expérimentales réalisées en élastographie ultrasonore quasi-statique, les données ultrasonores radiofréquences (RF) acquises au cours du temps sont généralement des images (et non des volumes). Seul le déplacement (et donc la déformation) dans le plan d'imagerie peut alors être estimé, et la composante en élévation, appelée "hors plan", reste inaccessible. Afin de pallier le manque de données 3D, le principe des travaux virtuels peut être écrit sous les hypothèses de contraintes planes ou de déformations planes. Les deux cas sont détaillés ci-dessous.

III.1 Réduction de dimension du problème

Dans ce travail, nous nous intéressons à l'analyse des propriétés mécaniques de milieux élastiques, linéaires et isotropes. La suite de ce chapitre sera donc présentée en considérant uniquement ce type de milieu. Néanmoins, le développement de la méthode des champs virtuels reste le même quelle que soit la loi de comportement choisie. Pour rappel, la loi de comportement d'un matériau élastique, linéaire et isotrope, écrite selon le module de Young E et le coefficient de Poisson ν est :

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{E}{1+\nu} \left(\boldsymbol{\varepsilon} + \frac{\nu}{1-2\nu} \text{Tr}(\boldsymbol{\varepsilon}) \mathbf{I} \right) \quad (3.8)$$

III.1.1 Hypothèse des contraintes planes

L'état de contraintes planes se produit dans un milieu de faible épaisseur (par exemple une plaque mince, fig. 3.1) assujéti uniquement à un chargement dans son plan [13]. Introduisons un repère orthonormé $(O, \vec{e}_1, \vec{e}_2, \vec{e}_3)$. Avec l'illustration de la figure 3.1, la contrainte ne dépendra pas de x_3 . En d'autres termes, le tenseur des contraintes sera de la forme :

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{bmatrix} \sigma_{11}(x_1, x_2) & \sigma_{12}(x_1, x_2) & 0 \\ \sigma_{21}(x_1, x_2) & \sigma_{22}(x_1, x_2) & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad \text{ou} \quad \boldsymbol{\sigma} = \begin{pmatrix} \sigma_1(x_1, x_2) \\ \sigma_2(x_1, x_2) \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ \sigma_6(x_1, x_2) \end{pmatrix} \quad (3.9)$$

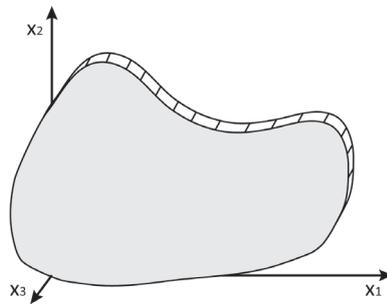


FIGURE 3.1 – Milieu quelconque de faible épaisseur dans le cas de l'hypothèse des contraintes planes.

Le tenseur des déformations se déduit du tenseur des contraintes (3.9) et de la loi de comportement (3.8), soit

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{pmatrix} \varepsilon_1(x_1, x_2) \\ \varepsilon_2(x_1, x_2) \\ \varepsilon_3(x_1, x_2) \\ 0 \\ 0 \\ \varepsilon_6(x_1, x_2) \end{pmatrix}, \quad \text{avec} \quad \varepsilon_3 = \frac{-\nu}{1-\nu}(\varepsilon_1 + \varepsilon_2). \quad (3.10)$$

Dans le plan considéré, il est alors possible d'écrire la relation contrainte-déformation suivante :

$$\underbrace{\begin{pmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_6 \end{pmatrix}}_{\boldsymbol{\sigma}} = \frac{E}{1-\nu^2} \underbrace{\begin{bmatrix} 1 & \nu & 0 \\ \nu & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1-\nu \end{bmatrix}}_{\boldsymbol{Q}} \underbrace{\begin{pmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_6 \end{pmatrix}}_{\boldsymbol{\varepsilon}} \quad (3.11)$$

III.1.2 Hypothèse des déformations planes

L'état de déformations planes se produit dans un milieu où l'une des dimensions est grande face aux deux autres (fig. 3.2) et le long de laquelle il est possible de négliger la déformation. L'hypothèse des déformations planes suppose que [13] :

1. l'une des trois composantes du déplacement, celle le long du grand axe du milieu, est constante, soit dans notre exemple $u_3 = cst$.
2. les deux autres composantes du déplacement ne dépendent pas de cette troisième dimension, soit ici $u_1(x_1, x_2)$ et $u_2(x_1, x_2)$.

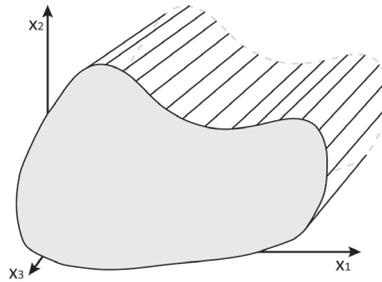


FIGURE 3.2 – Milieu quelconque, dont l'épaisseur (le long de l'axe (Ox_3)) est grande face aux autres dimensions, dans le cas de l'hypothèse des déformations planes.

En d'autres termes, le tenseur des déformations sera de la forme :

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{11}(x_1, x_2) & \varepsilon_{12}(x_1, x_2) & 0 \\ \varepsilon_{21}(x_1, x_2) & \varepsilon_{22}(x_1, x_2) & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad \text{ou} \quad \boldsymbol{\varepsilon} = \begin{pmatrix} \varepsilon_1(x_1, x_2) \\ \varepsilon_2(x_1, x_2) \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ \varepsilon_6(x_1, x_2) \end{pmatrix} \quad (3.12)$$

Le tenseur des contraintes se déduit du tenseur des déformations (3.12) et de la loi de comportement (3.8), soit

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{pmatrix} \sigma_1(x_1, x_2) \\ \sigma_2(x_1, x_2) \\ \sigma_3(x_1, x_2) \\ 0 \\ 0 \\ \sigma_6(x_1, x_2) \end{pmatrix}, \quad \text{avec} \quad \sigma_3 = \nu(\sigma_1 + \sigma_2). \quad (3.13)$$

Dans le plan considéré, il est alors possible d'écrire la relation contrainte-déformation suivante :

$$\underbrace{\begin{pmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_6 \end{pmatrix}}_{\boldsymbol{\sigma}} = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \underbrace{\begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & 0 \\ \nu & 1-\nu & 0 \\ 0 & 0 & 1-2\nu \end{bmatrix}}_{\mathbf{Q}} \underbrace{\begin{pmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_6 \end{pmatrix}}_{\boldsymbol{\varepsilon}} \quad (3.14)$$

III.2 Écriture de la MCV en 2D

Dans ce paragraphe, nous allons plus particulièrement nous intéresser à l'écriture de la méthode des champs virtuels dans le cas des déformations et des contraintes planes. Après simplification par l'épaisseur, le principe des travaux virtuels en 2D s'écrit :

$$\int_S \boldsymbol{\sigma} : \boldsymbol{\varepsilon}^* ds = \int_L \mathbf{T} \cdot \mathbf{u}^* dl \quad (3.15)$$

Par la suite, la forme générale de la relation contrainte-déformation ($\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{Q}\boldsymbol{\varepsilon}$ avec \mathbf{Q} contenant l'ensemble des paramètres contrôlant la loi de comportement, soit ici les inconnues du problème) sera utilisée. Il conviendra que :

$$\mathbf{Q} = \begin{bmatrix} Q_1 & Q_2 & 0 \\ Q_2 & Q_1 & 0 \\ 0 & 0 & Q_6 \end{bmatrix} \quad \text{avec} \quad Q_6 = Q_1 - Q_2 \quad (3.16)$$

Q_1 , Q_2 et Q_6 s'obtiennent directement par identification avec (3.11) pour le cas de l'hypothèse des contraintes planes et (3.14) pour celui des déformations planes. Les valeurs des composantes de la matrice \mathbf{Q} dépendent donc de la loi de comportement choisie et de l'hypothèse utilisée. Cela permet de simplifier la manipulation de la MCV, car ces choix pourront être faits sans modifier l'écriture du problème.

Le PTV (3.15) peut alors être développé tel que :

$$\int_S (\sigma_1 \varepsilon_1^* + \sigma_2 \varepsilon_2^* + 2\sigma_6 \varepsilon_6^*) ds = \int_L T_i \cdot u_i^* dl \quad (3.17)$$

$$\int_S (Q_1 (\varepsilon_1 \varepsilon_1^* + \varepsilon_2 \varepsilon_2^* + 2\varepsilon_6 \varepsilon_6^*) + Q_2 (\varepsilon_2 \varepsilon_1^* + \varepsilon_1 \varepsilon_2^* - 2\varepsilon_6 \varepsilon_6^*)) ds = \int_L T_i \cdot u_i^* dl \quad (3.18)$$

A partir de ces équations, plusieurs stratégies pour construire les champs virtuels peuvent être mises en place.

IV Construction des champs virtuels

La construction des champs virtuels est une étape clé de la MCV. Théoriquement, peu de contraintes existent sur ces champs, bien qu'ils doivent être continus et cinématiquement admissibles, laissant une infinité de possibilités. En pratique, la capacité de la méthode à estimer les paramètres recherchés va dépendre des champs virtuels sélectionnés. En effet, les champs virtuels utilisés doivent mener à l'écriture d'un système d'équations indépendantes afin de pouvoir estimer chacune des inconnues du problème. Plusieurs approches ont été développées pour construire ces champs virtuels. Elles sont présentées ci-dessous.

IV.1 Champs virtuels particuliers

Une des premières approches proposées consiste à construire manuellement les champs virtuels, alors appelés "champs virtuels particuliers" [9, 14]. Ces champs sont généralement définis par des expressions simples conduisant à mettre certains termes à zéro. Cela permet d'assurer l'indépendance des équations.

Un exemple est proposé ci-dessous, illustrant la MCV et l'utilisation de champs virtuels particuliers pour un cas simple.

Exemple pour un milieu homogène :

Considérons un milieu homogène, élastique, linéaire et isotrope de dimensions $L_x \times L_y \times e$ m³. Le milieu est en appui en $x_2 = 0$ et soumis à une compression uniaxiale $\mathbf{F} = (0, F)^t$, appliquée en $x_2 = L_y$ (fig. 3.3). Ici, les inconnues sont le module de Young E et le coefficient de Poisson ν .

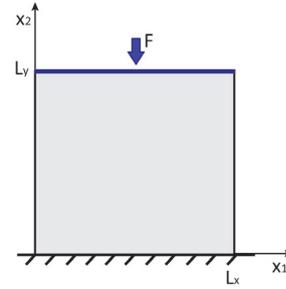


FIGURE 3.3 – Illustration du problème

Le milieu étant homogène, les propriétés mécaniques sont identiques en tout point. Ainsi, seule une valeur de E et de ν est recherchée, ce qui nécessitera l'utilisation de deux CVF indépendants : $(\mathbf{u}^{*1}, \boldsymbol{\varepsilon}^{*1})$ et $(\mathbf{u}^{*2}, \boldsymbol{\varepsilon}^{*2})$. Dans ce cas, l'équation (3.18) s'écrit :

$$Q_1 \int_S (\varepsilon_1 \varepsilon_1^* + \varepsilon_2 \varepsilon_2^* + 2\varepsilon_6 \varepsilon_6^*) ds + Q_2 \int_S (\varepsilon_2 \varepsilon_1^* + \varepsilon_1 \varepsilon_2^* - 2\varepsilon_6 \varepsilon_6^*) ds = \int_L T_i u_i^* dl \quad (3.19)$$

En utilisant les deux CVF, deux équations sont obtenues, réécrites sous la forme d'un système linéaire $\mathbf{A}\mathbf{Q}=\mathbf{B}$, avec :

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} \int_S (\varepsilon_1 \varepsilon_1^{*1} + \varepsilon_2 \varepsilon_2^{*1} + 2\varepsilon_6 \varepsilon_6^{*1}) ds & \int_S (\varepsilon_2 \varepsilon_1^{*1} + \varepsilon_1 \varepsilon_2^{*1} - 2\varepsilon_6 \varepsilon_6^{*1}) ds \\ \int_S (\varepsilon_1 \varepsilon_1^{*2} + \varepsilon_2 \varepsilon_2^{*2} + 2\varepsilon_6 \varepsilon_6^{*2}) ds & \int_S (\varepsilon_2 \varepsilon_1^{*2} + \varepsilon_1 \varepsilon_2^{*2} - 2\varepsilon_6 \varepsilon_6^{*2}) ds \end{bmatrix} \quad (3.20a)$$

$$\mathbf{Q} = \begin{pmatrix} Q_1 \\ Q_2 \end{pmatrix} \quad (3.20b)$$

$$\mathbf{B} = \begin{pmatrix} \int_L \frac{F}{eL_x} u_2^{*1}(x_1, L_y) dl \\ \int_L \frac{F}{eL_x} u_2^{*2}(x_1, L_y) dl \end{pmatrix} \quad (3.20c)$$

où chaque ligne correspond à un CVF indépendant et cinématiquement admissible. Notez que dans \mathbf{B} , seule la composante axiale du déplacement virtuel apparaît, puisque la force est verticale.

Un choix simple pour définir ces champs peut être le suivant :

$$\text{CVF 1 : } \begin{cases} u_1^{*1}(x_1, x_2) = x_1 \\ u_2^{*1}(x_1, x_2) = 0 \end{cases} \quad \begin{cases} \varepsilon_1^{*1}(x_1, x_2) = 1 \\ \varepsilon_2^{*1}(x_1, x_2) = 0 \\ \varepsilon_6^{*1}(x_1, x_2) = 0 \end{cases} \quad (3.21)$$

$$\text{CVF 2 : } \begin{cases} u_1^{*2}(x_1, x_2) = 0 \\ u_2^{*2}(x_1, x_2) = x_2 \end{cases} \quad \begin{cases} \varepsilon_1^{*2}(x_1, x_2) = 0 \\ \varepsilon_2^{*2}(x_1, x_2) = 1 \\ \varepsilon_6^{*2}(x_1, x_2) = 0 \end{cases} \quad (3.22)$$

En injectant ces CVF dans (3.20), cela donne :

$$\underbrace{\begin{bmatrix} \int_S \varepsilon_1 ds & \int_S \varepsilon_2 ds \\ \int_S \varepsilon_2 ds & \int_S \varepsilon_1 ds \end{bmatrix}}_{\mathbf{A}} \underbrace{\begin{pmatrix} Q_1 \\ Q_2 \end{pmatrix}}_{\mathbf{Q}} = \underbrace{\begin{pmatrix} 0 \\ \frac{FL_y}{e} \end{pmatrix}}_{\mathbf{B}} \quad (3.23)$$

La matrice \mathbf{Q} est alors calculée par inversion du système ($\mathbf{Q} = \mathbf{A}^{-1}\mathbf{B}$). Les propriétés mécaniques E et ν sont ensuite directement déduites à partir de leur relation avec Q_1 et Q_2 (cf. III.1).

L'utilisation de champs virtuels particuliers permet d'estimer directement et rapidement les paramètres de la loi de comportement choisie. Cependant, face à l'infinité de champs virtuels possibles, ceux sélectionnés manuellement ne permettent pas toujours une estimation optimale de ces paramètres. Plus important encore, l'exemple présenté ci-dessus est très simple et nécessite de définir seulement deux champs virtuels, puisque deux valeurs sont à déterminer. Lorsque le nombre d'inconnues augmente, définir manuellement plusieurs champs virtuels cinématiquement admissibles est complexe. De plus, ils peuvent mener à des systèmes faiblement indépendants rendant le problème plus difficile à résoudre. Ce type d'approche n'est donc pas adaptée aux problèmes constitués d'un grand nombre d'inconnues, comme cela est par exemple le cas pour les milieux hétérogènes.

IV.2 Champs virtuels spécifiques

Face aux limites des champs virtuels particuliers, une seconde approche a été développée afin de construire automatiquement des champs virtuels adaptés au problème posé [10]. L'idée est de déterminer des champs virtuels qui permettent d'extraire directement les paramètres recherchés en rendant la matrice \mathbf{A} égale à la matrice identité (3.24). Ces champs sont appelés "champs virtuels spécifiques".

$$\underbrace{\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}}_{\mathbf{A}} \underbrace{\begin{pmatrix} Q_1 \\ Q_2 \end{pmatrix}}_{\mathbf{Q}} = \underbrace{\begin{pmatrix} \int_L T_i \cdot u_i^{*1} dl \\ \int_L T_i \cdot u_i^{*2} dl \end{pmatrix}}_{\mathbf{B}} \quad (3.24)$$

Construire les CVF tel que $\mathbf{A} = \mathbf{I}$ (matrice identité) permet de s'affranchir de l'inversion de la matrice \mathbf{A} en obtenant directement $\mathbf{Q}=\mathbf{B}$. Cela permet également d'assurer directement

l'indépendance des équations.

Les champs virtuels spécifiques sont construits à partir de fonctions mathématiques définissant le déplacement virtuel sur l'ensemble du milieu. Différentes fonctions peuvent être utilisées (fonctions polynomiales [15], fonctions par morceaux [16] ...) permettant des écritures différentes de CVF. Néanmoins, la démarche reste la même quelle que soit la forme des CVF. Pour illustrer la MCV avec des champs virtuels spécifiques, un exemple est proposé ci-après pour un cas simple de milieu homogène.

Exemple pour un milieu homogène :

Reprenons l'exemple précédent du milieu homogène, élastique, linéaire et isotrope, en appui en $x_2 = 0$ et soumis à une compression uniaxiale \mathbf{F} appliquée en $x_2 = L_y$ (fig. 3.3). Ici encore, l'utilisation de deux CVF indépendants est nécessaire afin d'estimer le module de Young E et le coefficient de Poisson ν . Pour cet exemple, les champs virtuels sont construits grâce à des fonctions polynomiales. Chaque CVF est donc de la forme suivante :

$$\left\{ \begin{array}{l} u_1^*(x_1, x_2) = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n \alpha_{ij} \left(\frac{x_1}{L_x} \right)^i \left(\frac{x_2}{L_y} \right)^j \\ u_2^*(x_1, x_2) = \sum_{i=0}^p \sum_{j=0}^q \beta_{ij} \left(\frac{x_1}{L_x} \right)^i \left(\frac{x_2}{L_y} \right)^j \\ \varepsilon_1^*(x_1, x_2) = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n \frac{i}{L_x} \alpha_{ij} \left(\frac{x_1}{L_x} \right)^{i-1} \left(\frac{x_2}{L_y} \right)^j \\ \varepsilon_2^*(x_1, x_2) = \sum_{i=0}^p \sum_{j=0}^q \frac{j}{L_y} \beta_{ij} \left(\frac{x_1}{L_x} \right)^i \left(\frac{x_2}{L_y} \right)^{j-1} \\ \varepsilon_6^*(x_1, x_2) = \frac{1}{2} \left[\sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n \frac{j}{L_y} \alpha_{ij} \left(\frac{x_1}{L_x} \right)^i \left(\frac{x_2}{L_y} \right)^{j-1} + \sum_{i=0}^p \sum_{j=0}^q \frac{i}{L_x} \beta_{ij} \left(\frac{x_1}{L_x} \right)^{i-1} \left(\frac{x_2}{L_y} \right)^j \right] \end{array} \right. \quad (3.25)$$

où m, n, p, q définissent le nombre maximal de monômes et déterminent la taille du problème à résoudre. Ici, les fonctions polynomiales permettent de satisfaire facilement la condition d'admissibilité cinématique. Cependant, dans le cas contraire, une fonction G venant multiplier les déplacements peut être introduite pour satisfaire cette condition.

L'utilisation de champs virtuels spécifiques modifie donc l'enjeu du problème, où il n'est plus tant de trouver $\mathbf{Q} = \mathbf{A}^{-1}\mathbf{B}$, mais de construire les CVF de manière à obtenir $\mathbf{A} = \mathbf{I}$ (assurant de fait $\mathbf{Q} = \mathbf{B}$), soit :

$$\begin{bmatrix} \int_S (\varepsilon_1 \varepsilon_1^{*1} + \varepsilon_2 \varepsilon_2^{*1} + 2\varepsilon_6 \varepsilon_6^{*1}) ds & \int_S (\varepsilon_2 \varepsilon_1^{*1} + \varepsilon_1 \varepsilon_2^{*1} - 2\varepsilon_6 \varepsilon_6^{*1}) ds \\ \int_S (\varepsilon_1 \varepsilon_1^{*2} + \varepsilon_2 \varepsilon_2^{*2} + 2\varepsilon_6 \varepsilon_6^{*2}) ds & \int_S (\varepsilon_2 \varepsilon_1^{*2} + \varepsilon_1 \varepsilon_2^{*2} - 2\varepsilon_6 \varepsilon_6^{*2}) ds \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.26)$$

Le problème peut donc être réécrit en posant $\mathbf{A} = \mathbf{D}\mathbf{Y}$, où \mathbf{Y} est un vecteur contenant les coefficients α_{ij} et β_{ij} déterminés de manière à satisfaire la condition (3.26) [15, 17, 18]. De même que pour les champs virtuels particuliers, une valeur de ν et E est finalement estimée pour l'ensemble du milieu, suivant leur relation avec Q_1 et Q_2 (cf. III.1).

Les champs virtuels spécifiques permettent donc de construire automatiquement des CVF capables d'estimer les propriétés mécaniques du milieu étudié. Cependant, un grand nombre de

champs virtuels reste possible. Ainsi, des conditions supplémentaires peuvent donc être ajoutées par exemple, pour sélectionner des champs virtuels permettant de minimiser l'effet du bruit présent dans les données [6, 18, 19]. Pour ce faire, les champs virtuels montrant une meilleure stabilité face à l'ajout d'un bruit connu sont recherchés. On parle alors de champs virtuels optimisés.

IV.3 Application aux milieux hétérogènes

Jusqu'à présent, nous avons présenté la méthode des champs virtuels pour des milieux homogènes, notamment parce que ces milieux constituent l'une des principales applications de la MCV en mécanique du solide. De plus, illustrer cette méthode avec des milieux homogènes permet de l'appréhender plus facilement. Cependant, la MCV peut aussi être utilisée pour reconstruire les propriétés mécaniques de milieux hétérogènes, même si les développements réalisés restent encore peu nombreux. Les approches proposées reprennent des éléments présentés précédemment et sont plus particulièrement détaillées ci-après [10]. Afin d'entrevoir la manière dont sont étudiés ces milieux, une illustration est proposée sur un cas particulier.

Considérons un milieu hétérogène, élastique, linéaire et isotrope, en appui en $x_2 = 0$ et soumis à une compression uniaxiale \mathbf{F} appliquée en $x_2 = L_y$ (fig. 3.4). Pour simplifier nos propos, le milieu est constitué de deux régions S et S' aux propriétés mécaniques différentes.

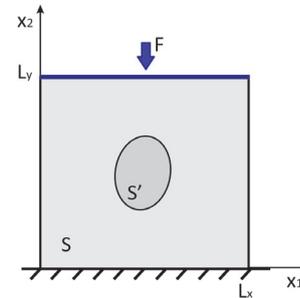


FIGURE 3.4 – Schéma d'un milieu hétérogène composé de deux régions homogènes

Dès lors que ces régions sont exactement localisées, l'équation (3.18) peut être réécrite sous la forme de plusieurs intégrales correspondant aux différentes régions homogènes. Dans le cas présent, le milieu contient deux régions homogènes, aux inconnues Q_1 et Q_2 pour S et Q'_1 et Q'_2 pour S' . On obtient ainsi :

$$\int_S (Q_1 (\varepsilon_1 \varepsilon_1^* + \varepsilon_2 \varepsilon_2^* + 2\varepsilon_6 \varepsilon_6^*) + Q_2 (\varepsilon_2 \varepsilon_1^* + \varepsilon_1 \varepsilon_2^* - 2\varepsilon_6 \varepsilon_6^*)) ds + \int_{S'} (Q'_1 (\varepsilon_1 \varepsilon_1^* + \varepsilon_2 \varepsilon_2^* + 2\varepsilon_6 \varepsilon_6^*) + Q'_2 (\varepsilon_2 \varepsilon_1^* + \varepsilon_1 \varepsilon_2^* - 2\varepsilon_6 \varepsilon_6^*)) ds = \int_L T_i \cdot u_i^* dl \quad (3.27)$$

Cette équation peut être résolue comme pour les milieux homogènes précédents, aussi bien en utilisant des champs virtuels particuliers que spécifiques. Dans l'exemple présent, quatre CVF indépendants seront nécessaires pour résoudre l'équation (3.27). Cependant, le nombre de CVF/d'inconnues sera d'autant plus grand que le nombre de régions homogènes sera élevé, rendant les champs virtuels particuliers moins adaptés. Enfin, en pratique, cette méthode trouve rapidement sa limite, car elle nécessite de connaître au préalable les régions homogènes.

Une seconde approche consiste à définir la distribution spatiale des inconnues contenues dans la matrice \mathbf{Q} par une fonction dépendant de x_1 et x_2 . Ainsi, les propriétés mécaniques peuvent être estimées en chaque point du milieu, et non plus en des régions homogènes. A titre d'exemple, \mathbf{Q} , tout comme les champs virtuels, peut être défini à l'aide de fonctions polynomiales, soit pour la première composante $Q_1(x_1, x_2) = \sum_{i=0}^m \sum_{j=0}^n \alpha_{ij} \left(\frac{x_1}{L_x}\right)^i \left(\frac{x_2}{L_y}\right)^j$. Le nombre de CVF

devant être utilisés dépend alors du nombre maximal de monômes. De plus, les valeurs choisies pour m et n vont conditionner la capacité de la méthode à détecter les variations spatiales des paramètres estimés. Ainsi, Kim et al. [20] ont développé ce type d’approche pour détecter des dommages de délaminage dans des milieux composites. Il est en effet attendu que ces zones de dommages soient traduites par une variation des propriétés mécaniques, conduisant donc à un milieu mécaniquement hétérogène. Dans leur étude, l’ensemble des composantes de \mathbf{Q} sont définies par la même fonction polynomiale P , soit $\mathbf{Q} = \mathbf{Q}_0(1 - P)$, limitant le nombre de CVF utilisés [10, 20, 21]. Cette fonction permet alors de détecter des variations par rapport à une valeur de référence \mathbf{Q}_0 correspondant aux propriétés mécaniques des zones intactes dans le milieu. Plus précisément, ils se sont intéressés à l’impact du degré de ces fonctions servant à caractériser le milieu et ont montré que l’utilisation de fonctions polynomiales de faibles degrés ne permettaient pas de détecter correctement les variations mécaniques et que la zone endommagée pouvait même être manquée lorsqu’elle est de petite taille. Cependant, un degré élevé implique un nombre d’inconnues plus important et peut mener à des instabilités (fig. 3.5).

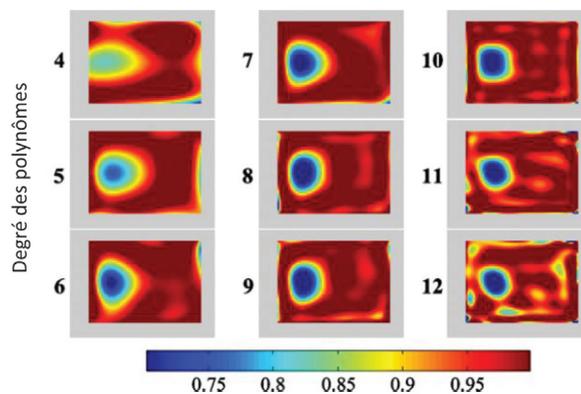


FIGURE 3.5 – Illustration des résultats obtenus pas Kim et al. [20] en fonction du degré de P . Un degré 4 ne permet pas de localiser la zone endommagée avec précision, et à l’inverse, le résultat devient instable pour le degré 12. Les dommages sont localisés de manière satisfaisante pour les degrés 6 à 10.

Au vu des résultats présentés ci-dessus, nous pouvons remarquer que si ce type d’approches permet de détecter des zones ayant des propriétés mécaniques différentes, elles sont cependant peu sensibles aux variations rapides au sein du milieu. Plus récemment, Nguyen et al. [22] ont proposé une approche basée sur l’utilisation de séries de Fourier, et dont les résultats en simulation ont montré une nette sensibilité aux variations rapides.

Enfin, une dernière approche consiste à définir les déplacements virtuels par morceaux, et non par une même fonction sur l’ensemble du milieu, ce qui autorise une plus grande flexibilité [10]. Dans ce cas, une subdivision du domaine en autant de sous-domaines que souhaités peut être opérée, et l’estimation faite pour chaque sous-domaine permettra de reconstruire des cartographies des propriétés mécaniques du milieu. Cette approche permet d’imposer facilement des conditions/contraintes à des nœuds spécifiques, simplifiant la construction de champs virtuels cinématiquement admissibles. Par exemple, si une condition aux limites impose le déplacement virtuel nul à une frontière, alors le déplacement des nœuds situés sur cette frontière pourra être imposé comme étant nul, tout en laissant ceux alentour libres. Cependant, ce type d’approche a aussi l’inconvénient d’augmenter considérablement le nombre de CVF utilisés, car elle nécessite d’estimer autant d’inconnues qu’il y a de sous-domaines.

V Méthode développée pour l'élastographie ultrasonore quasi-statique

Comme nous l'avons vu précédemment, la méthode des champs virtuels a principalement été utilisée pour résoudre des problèmes de mécanique du solide. Parmi ces applications, beaucoup de travaux s'attachent à estimer les propriétés mécaniques de milieux homogènes [10, 14, 23–27], mais peu de développements ont été réalisés pour étudier les milieux hétérogènes, malgré les quelques approches présentées ci-dessus [19, 20, 22]. À notre connaissance, de premiers travaux impliquant l'utilisation de la MCV en élastographie sont présents dans la littérature [7, 8, 12, 28–30], avec là encore, essentiellement des mesures réalisées sur des milieux homogènes et quelques résultats sur des milieux hétérogènes. Dans ces travaux de thèse, nous nous intéressons à la reconstruction des propriétés mécaniques des tissus biologiques en élastographie ultrasonore quasi-statique. En raison de la complexité du problème, certaines hypothèses et certains choix, ont dû être faits. Ces hypothèses/choix seront d'abord discutés, puis la méthode développée sera présentée.

V.1 Présentation du problème : choix et hypothèses

L'élastographie est une technique d'imagerie, destinée à l'examen des tissus biologiques. Ces derniers sont extrêmement complexes et des hypothèses simplificatrices vont donc être utilisées. Pour ces premiers travaux, les milieux étudiés seront considérés comme étant élastiques, linéaires et isotropes (cf. Chap. 1). Ce modèle est certes très simple, mais il permet de proposer et d'évaluer les premiers développements d'une méthode de reconstruction des propriétés mécaniques d'un milieu. Il est de plus important de souligner que ce modèle se retrouve dans les méthodes d'élastographie par ondes de cisaillement implémentées sur des systèmes cliniques et actuellement utilisées pour le diagnostic. Commencer nos travaux avec ce type de milieux n'est donc pas dénué d'intérêt.

Un milieu élastique, linéaire et isotrope est localement décrit par deux constantes, le module d'Young E et le coefficient de Poisson ν . Les tissus biologiques auxquels nous nous intéressons sont généralement considérés comme quasi-incompressibles, car composés en majorité d'eau. Dans ces travaux, nous ferons donc l'hypothèse supplémentaire que le coefficient de Poisson est connu, constant sur tout le milieu, et égal à 0.49. Ainsi, dans le problème présent, seule la reconstruction de la distribution spatiale du module d'Young d'un milieu à partir de la connaissance des champs de déplacement/déformation et de la force appliquée est considérée.

Enfin, l'échographie est une modalité d'imagerie qui fournit majoritairement des images (et non des volumes) des milieux au cours du temps, conduisant en élastographie à une estimation 2D du déplacement et de la déformation (cf. chap. 2). Les déplacements dits "hors plan" (ou en élévation), c.-à-d. perpendiculaires au plan d'imagerie, sont inaccessibles. Dans ces travaux, la méthode sera donc développée en 2D. Pour cela, comme nous l'avons vu dans la section III, le PTV sera écrit sous les hypothèses de contraintes planes et de déformations planes afin de pallier le manque de données 3D. Ces hypothèses sont couramment utilisées en élastographie, bien qu'en pratique, aucune d'entre elles ne permettent de modéliser parfaitement le comportement des tissus biologiques [31]. La loi de comportement sous les hypothèses de contraintes planes (3.11) ou de déformations planes (3.14), écrite précédemment $\sigma = Q\varepsilon$, est réécrite :

$$\sigma = EC\varepsilon, \quad C = \begin{bmatrix} C_1 & C_2 & 0 \\ C_2 & C_1 & 0 \\ 0 & 0 & C_6 \end{bmatrix} \quad (3.28)$$

avec \mathbf{C} une matrice contenant les termes liés à ν . Nous précisons dès à présent que les deux hypothèses de contraintes planes et de déformations planes seront utilisées dans ce travail, modifiant simplement l'écriture des coefficients de la matrice \mathbf{C} (3.28).

V.2 Description de la méthode développée

V.2.1 Type de champs virtuels utilisé

Comme nous l'avons montré précédemment, diverses approches ont été décrites pour choisir les champs virtuels. En élastographie ultrasonore quasi-statique, les milieux imagés sont des milieux hétérogènes et les valeurs locales du module d'Young sont autant d'inconnues à déterminer dans le problème posé. Utiliser des champs virtuels particuliers n'est ici pas considéré, car définir manuellement un grand nombre de CVF indépendants est une tâche très peu réalisable. Les images dont nous disposons avant d'effectuer la reconstruction des propriétés mécaniques sont des images échographiques, des images de déplacement et des image de déformation. Mais dans le cas des tissus biologiques, aucune ne permet d'effectuer avec exactitude une segmentation pour définir des régions qui seraient mécaniquement homogènes. Ainsi, l'utilisation d'approches reposant sur la connaissance préalable de régions homogènes apparaît peu pertinente dans notre contexte. Pour ces raisons, une approche utilisant des champs virtuels définis par morceaux est ici privilégiée. En effet, cette dernière a l'avantage de permettre de reconstruire des cartes des propriétés mécaniques sans connaissances sur leurs distributions spatiales.

V.2.2 Définition des champs virtuels

Considérons donc un milieu élastique, linéaire, isotrope et de coefficient de Poisson $\nu = 0.49$, soumis à un chargement quasi-statique. Afin de reconstruire une carte de module d'Young, le domaine est subdivisé en de multiples sous-domaines pour lesquels une estimation du module d'Young va être effectuée. En termes pratiques, le domaine est maillé linéairement par des éléments rectangles composés de 4 nœuds. Le maillage est choisi plus large que l'échantillonnage des données, considérant que des points spatialement proches possèdent des propriétés mécaniques similaires (fig. 3.6).

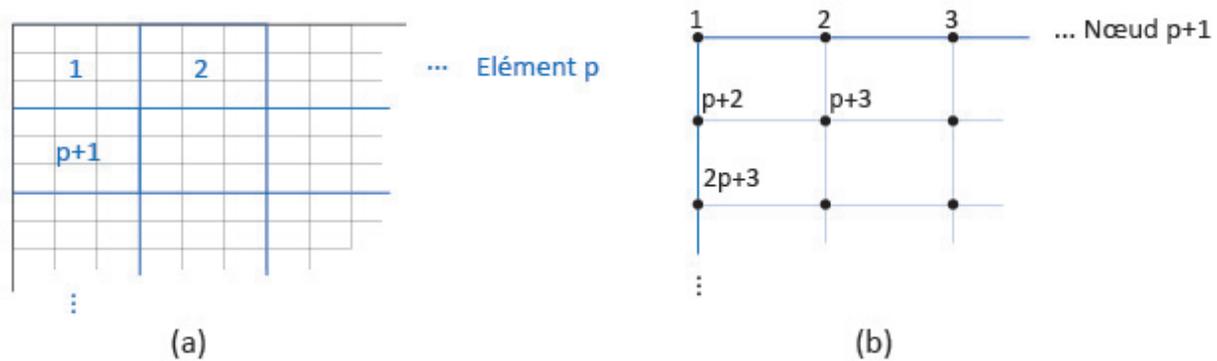


FIGURE 3.6 – Illustration de la division du domaine en de multiples sous-domaines pour l'obtention d'une cartographie du module d'Young. a) numérotation des éléments du maillage en bleu correspondant à plusieurs pixels du milieu, b) numérotation des nœuds de chaque élément.

Dans ces travaux, le choix de champs virtuels par morceaux a été fait. De manière similaire à la méthode des éléments finis, cela implique l'utilisation de fonctions, appelées fonctions de forme, permettant d'interpoler le déplacement virtuel sur l'élément. Considérons un élément quelconque k . Pour chaque nœud de cet élément, une numérotation locale lui est attribuée, conduisant à n_1 , n_2 , n_3 et n_4 (fig 3.7), et quatre fonctions de forme N_1 , N_2 , N_3 et N_4 sont définies telles que :

$$\begin{aligned}
N_i(x_{ni}, y_{ni}) &= 1 \\
N_i(x_{nj}, y_{nj}) &= 0 \text{ pour } j \neq i
\end{aligned}
\tag{3.29}$$

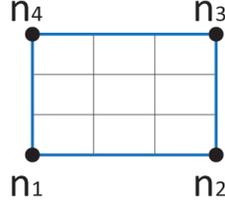


FIGURE 3.7 – Illustration d'un élément quelconque k avec la numérotation locale de chacun de ces nœuds.

Les fonctions de forme N_1 , N_2 , N_3 et N_4 s'écrivent :

$$\begin{cases}
N_1(x, y) = \left(1 + i - \frac{x}{\Delta_{lat}}\right) \left(1 + j - \frac{y}{\Delta_{ax}}\right) \\
N_2(x, y) = \left(\frac{x}{\Delta_{lat}} - i\right) \left(1 + j - \frac{y}{\Delta_{ax}}\right) \\
N_3(x, y) = \left(\frac{x}{\Delta_{lat}} - i\right) \left(\frac{y}{\Delta_{ax}} - j\right) \\
N_4(x, y) = \left(1 + i - \frac{x}{\Delta_{lat}}\right) \left(\frac{y}{\Delta_{ax}} - j\right)
\end{cases}
\tag{3.30}$$

avec $i\Delta_{lat} \leq x \leq (i+1)\Delta_{lat}$ et $j\Delta_{ax} \leq y \leq (j+1)\Delta_{ax}$.

Notons maintenant $\tilde{\mathbf{u}}_i^*$ le déplacement virtuel au nœud n_i , de composantes latérale et axiale \tilde{u}_{i1}^* et \tilde{u}_{i2}^* . Le déplacement virtuel sur l'élément, \mathbf{u}_e^* , est obtenu en utilisant le déplacement virtuel de chacun de ses nœuds $\tilde{\mathbf{u}}_i^*$ et les fonctions de forme N_i , tel que :

$$\begin{cases}
u_{e1}^* = \sum_{i=1}^4 N_i \tilde{u}_{i1}^* \\
u_{e2}^* = \sum_{i=1}^4 N_i \tilde{u}_{i2}^*
\end{cases}
\tag{3.31}$$

Autrement dit :

$$\mathbf{u}_e^* = \mathbf{N} \tilde{\mathbf{u}}_e^*
\tag{3.32}$$

$$\text{avec } \mathbf{N} = \begin{bmatrix} N_1 & 0 & N_2 & 0 & N_3 & 0 & N_4 & 0 \\ 0 & N_1 & 0 & N_2 & 0 & N_3 & 0 & N_4 \end{bmatrix}
\tag{3.33}$$

La déformation virtuelle $\boldsymbol{\varepsilon}_e^*$ est ensuite définie comme la dérivée du déplacement virtuel \mathbf{u}_e^* , soit :

$$\boldsymbol{\varepsilon}_e^* = \mathbf{L} \mathbf{u}_e^*
\tag{3.34}$$

avec \mathbf{L} contenant les termes de dérivés (3.35).

$$\mathbf{L} = \begin{bmatrix} \frac{\partial N_1}{\partial x_1} & 0 & \frac{\partial N_2}{\partial x_1} & 0 & \frac{\partial N_3}{\partial x_1} & 0 & \frac{\partial N_4}{\partial x_1} & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_1}{\partial x_2} & 0 & \frac{\partial N_2}{\partial x_2} & 0 & \frac{\partial N_3}{\partial x_2} & 0 & \frac{\partial N_4}{\partial x_2} \\ \frac{\partial N_1}{2\partial x_2} & \frac{\partial N_1}{2\partial x_1} & \frac{\partial N_2}{2\partial x_2} & \frac{\partial N_2}{2\partial x_1} & \frac{\partial N_3}{2\partial x_2} & \frac{\partial N_3}{2\partial x_1} & \frac{\partial N_4}{2\partial x_2} & \frac{\partial N_4}{2\partial x_1} \end{bmatrix} \quad (3.35)$$

V.2.3 Application du principe des travaux virtuels

Reprenons le principe des travaux virtuels écrit pour le problème quasi-statique, dans le cas des contraintes ou déformations planes (cf. section III.2). Pour rappel :

$$\int_S (\sigma_1 \varepsilon_1^* + \sigma_2 \varepsilon_2^* + 2\sigma_6 \varepsilon_6^*) ds = \int_L T_i \cdot u_i^* dl \quad (3.36)$$

Après injection de la loi de comportement (3.28), l'équation (3.36) devient :

$$\int_S E ((C_1 \varepsilon_1 + C_2 \varepsilon_2) \varepsilon_1^* + (C_1 \varepsilon_2 + C_2 \varepsilon_1) \varepsilon_2^* + 2C_6 \varepsilon_6 \varepsilon_6^*) ds = \int_L T_i \cdot u_i^* dl \quad (3.37)$$

Dans notre cas particulier, les valeurs de module d'Young sont à déterminer pour chaque élément du maillage. L'équation (3.37) est donc réécrite telle que :

$$\sum_j E_j \int_{S_j} ((C_1 \varepsilon_1 + C_2 \varepsilon_2) \varepsilon_1^* + (C_1 \varepsilon_2 + C_2 \varepsilon_1) \varepsilon_2^* + 2C_6 \varepsilon_6 \varepsilon_6^*) ds = \int_L T_i \cdot u_i^* dl \quad (3.38)$$

Considérons un élément quelconque k pour lequel la valeur du module est notée E_k . Comme nous avons pu le voir précédemment (cf. section IV.2), l'idée de base des champs virtuels spécifiques est de déterminer le déplacement virtuel tel que le membre de gauche de l'équation (3.38) soit égal au seul module E_k à déterminer. Et la valeur de E_k est alors directement égale au travail des forces extérieures (membre de droite de (3.38)), calculé avec ce déplacement virtuel spécifique. En d'autres termes, avec cette approche, estimer E_k revient à trouver un déplacement virtuel, qui sélectionne la contribution de l'élément k et annule les contributions de tous les autres éléments. Nous verrons par la suite qu'une certaine flexibilité peut être permise conduisant à une estimation moyenne du module d'Young sur un certain nombre d'éléments.

Pour obtenir des champs virtuels satisfaisant cette condition, les intégrales du membre de gauche de l'équation (3.38) sont réécrites sous la forme d'un système linéaire. La procédure utilisée ici est similaire à celle décrite en section IV.2. Les déplacements nodaux virtuels deviennent les inconnues à déterminer en utilisant comme condition de sélectionner uniquement la contribution de l'élément k . Soit :

$$\mathbf{D}\mathbf{Y} = \mathbf{A} \quad (3.39)$$

où \mathbf{Y} est un vecteur contenant le déplacement virtuel axial et latéral en chaque nœud du maillage (3.40). \mathbf{D} est une matrice rectangle contenant tous les termes connus, c.-à-d. autres que les déplacements virtuels nodaux (qui sont contenus dans \mathbf{Y}). La matrice \mathbf{D} est donc de dimension $[n_{element} \times 2n_{noeud}]$, avec $n_{element}$ le nombre d'éléments du maillage et n_{noeud} le nombre de nœuds total. n_{noeud} est multiplié par 2 du fait du déplacement virtuel axial et latéral en chaque nœud. De même, \mathbf{Y} est un vecteur de dimension $[2n_{noeud} \times 1]$. Enfin, \mathbf{A} est de dimension $[n_{element} \times 1]$ et correspond au résultat souhaité (3.42) (condition imposée à ces champs).

$$\mathbf{Y} = \begin{pmatrix} \tilde{u}_{11}^* \\ \tilde{u}_{12}^* \\ \tilde{u}_{21}^* \\ \tilde{u}_{22}^* \\ \vdots \end{pmatrix} \quad (3.40)$$

$$\mathbf{D} = \begin{bmatrix} \mathbf{d}_{1,1} & \mathbf{d}_{1,2} & 0 & 0 & \dots & \mathbf{d}_{1,p+2} & \mathbf{d}_{1,p+3} & 0 & 0 & \dots \\ 0 & \mathbf{d}_{2,2} & \mathbf{d}_{2,3} & 0 & \dots & 0 & \mathbf{d}_{2,p+3} & \mathbf{d}_{2,p+4} & 0 & \dots \\ \vdots & \ddots & & & & & & & & \\ \vdots & & & \ddots & & & & & & \end{bmatrix} \quad (3.41)$$

$$\mathbf{A} = \begin{pmatrix} 0 \\ \vdots \\ 1 \\ \vdots \\ 0 \end{pmatrix} \quad (3.42)$$

Il est important de remarquer que l'ensemble des déplacements virtuels nodaux du milieu interviennent pour l'estimation de E_k .

Dans ces travaux, l'équation (3.39) est reformulée comme un problème d'optimisation avec contraintes. Plus précisément, de manière à s'affranchir des conditions aux limites non connues et à satisfaire la contrainte de champs cinématiquement admissibles, le déplacement virtuel des nœuds sur la frontière est imposé comme étant nul, à l'exception de la région où la force est appliquée. Pour rappel, dans le problème présent la force est supposée connue. De plus, la force en élastographie étant en général appliquée verticalement, le déplacement virtuel latéral est également imposé comme étant nul. Ainsi le problème de minimisation à résoudre est le suivant :

$$\text{Minimiser } \|\mathbf{D}\mathbf{Y} - \mathbf{A}\| \quad (3.43)$$

$$\begin{aligned} \text{avec } \tilde{u}_{i1}^* &= 0 \quad \forall i \\ \tilde{u}_{j2}^* &= 0 \quad \forall j \in J \end{aligned}$$

avec $\|\cdot\|$ la norme euclidienne et J l'ensemble des indices des nœuds appartenant à la frontière à l'exception de la région où est appliquée la force.

Cette approche a l'avantage de permettre une sélection directe des champs virtuels, sans nécessiter aucune étape supplémentaire pour optimiser ces champs. La procédure de minimisation (3.43) est réalisée grâce à *CVX*. Il s'agit d'un outil *MATLAB* conçu pour résoudre des problèmes d'optimisation convexes [32, 33]. Le déplacement virtuel ainsi déterminé est ensuite utilisé pour calculer le membre de droite de l'équation (3.37) permettant d'estimer la valeur du module d'Young E_k , sur l'élément k . Finalement, cette procédure est répétée pour chaque élément du milieu afin d'obtenir une carte du module d'Young.

V.3 Premiers résultats et modifications apportées

Lors de nos premières utilisations de la méthode, nous avons pu constater des difficultés à reconstruire correctement des cartes de module d'Young, même lorsque toutes les hypothèses étaient satisfaites, se traduisant par des variations locales du module aussi bien dans l'inclusion que dans le milieu environnant. Une illustration en est donnée en figure 3.8-a pour une simulation en contraintes planes. Ici, toutes les composantes du vecteur \mathbf{A} sont imposées égales à zéro, sauf la k^{eme} composante correspondant à la valeur du module d'Young E_k recherchée, soit $a_k = 1$ (fig. 3.9-a). Autrement dit, le déplacement virtuel est cherché tel qu'il permette de sélectionner la contribution de l'élément k et d'annuler les contributions de tous les autres éléments. Afin d'améliorer l'estimation, et notamment de lisser les variations observées, une condition moins stricte sur \mathbf{A} a été utilisée, c.-à-d. que l'estimation du module E_k prend en compte non seulement l'élément k mais aussi les éléments adjacents. Dans ce cas, le module d'Young estimé correspond à une valeur moyenne sur l'ensemble des éléments utilisés. En pratique, une contribution pondérée des éléments adjacents est prise en compte grâce à l'attribution de poids aux éléments concernés, ces poids correspondant à un filtre gaussien (fig. 3.9-b). En effet, le filtre gaussien permet de privilégier la valeur de l'élément recherché, qui aura alors un poids plus important dans ce moyennage. De plus, la taille du filtre est gardée relativement petite ($[3 \times 3]$) afin de conserver le caractère local de l'estimation. La figure 3.8-b montre le résultat obtenu avec cette méthode sur le même cas que celui présenté en figure 3.8-a. Les variations locales ont disparu et le milieu environnant et l'inclusion apparaissent maintenant homogènes, en parfait accord avec la simulation réalisée.

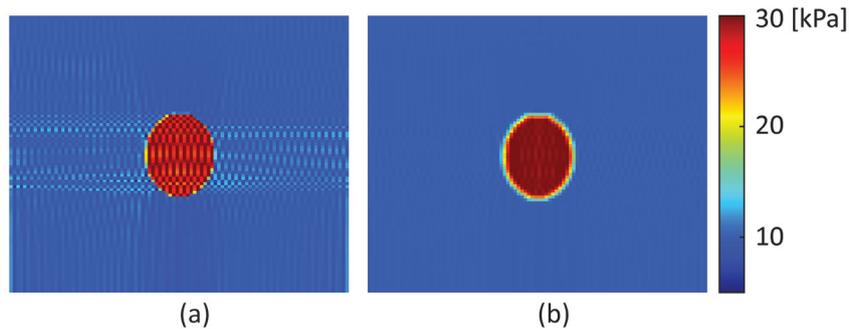


FIGURE 3.8 – Cartes de module de Young reconstruites pour un milieu hétérogène composé de deux régions homogènes de 30 kPa (inclusion) et 10 kPa (milieu environnant), simulé en contraintes planes avec *Comsol Multiphysics*[®] [34]. La minimisation est réalisée en prenant en compte : a) uniquement l'élément où une valeur du module de Young est recherchée, b) une contribution pondérée des éléments adjacents grâce à l'utilisation de poids correspondant à ceux d'un filtre gaussien $[3 \times 3]$.

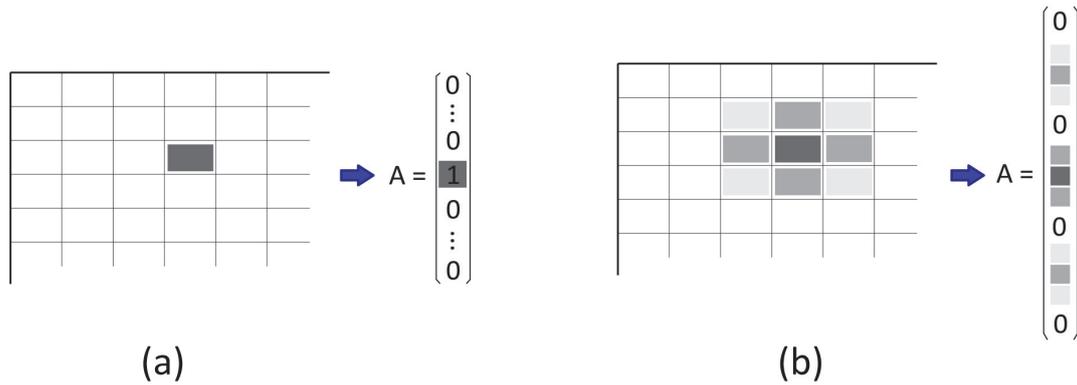


FIGURE 3.9 – Illustration des valeurs introduites dans \mathbf{A} afin d’estimer des cartes de modules d’Young pour un milieu quelconque. Dans cet exemple, la valeur du module d’Young sur l’élément en gris foncé est recherchée. (a) Version initiale de la méthode : le déplacement virtuel est recherché tel qu’il permette de sélectionner la contribution d’un élément et d’annuler les contributions de tous les autres éléments, donnant ainsi une seule composante du vecteur \mathbf{A} non nulle (égale à 1, en gris foncé). (b) Version de la méthode prenant en compte une contribution pondérée des éléments adjacents. La contribution des éléments est d’autant plus forte que la couleur qui lui est attribuée est foncée. Ici, les poids, dont la somme doit être égale à 1, correspondent à ceux d’un filtre gaussien. \mathbf{A} comporte ainsi 9 composantes non nulles.

V.4 Discussion

Plusieurs précisions peuvent être apportées concernant l’implémentation de cette méthode. Comme nous l’avons vu, une première étape consiste à définir le maillage à partir duquel les calculs seront réalisés. Dans la méthode proposée, des éléments rectangles composés de 4 nœuds ont été utilisés (fig. 3.6). Il peut être noté que n’importe quel type de maillage peut être employé. Cependant, ce type de maillage comporte plusieurs avantages. En effet, il présente une grande facilité de mise en œuvre et les fonctions de forme associées sont relativement simples (3.30) et de nombre limité du fait du faible nombre de nœuds. Par conséquent, la construction de champs de déplacement virtuel ainsi définis par morceaux reste de complexité limitée.

La méthode de reconstruction proposée ici nécessite d’estimer un nombre important d’inconnues (une valeur de module d’Young par élément), ce qui suppose de déterminer autant de champs virtuels, et donc de réaliser un nombre important de calculs. Le maillage utilisé, plus large que l’échantillonnage des images de déformation (fig. 3.6-a), permet entre autre de limiter le nombre de valeurs à estimer. Cependant, un maillage trop grossier peut aussi entraîner une perte d’informations, en masquant les régions du milieu de petite taille. Ici, le maillage a été choisi de telle sorte que la taille des éléments correspondent à 4×4 échantillons des images de déformation.

Pour ces premiers travaux, la méthode de reconstruction a été programmée en *MATLAB*, et les aspects temps de calcul n’ont pas été véritablement pris en considération, l’objectif premier étant d’aboutir à une méthode capable de fournir des images où les régions avec des propriétés mécaniques différentes sont clairement identifiées. Malgré tout, certains choix ont été faits afin de limiter ce temps de calcul. Premièrement, la méthode proposée a été programmée de manière à ce que l’estimation des différentes valeurs de E_k soit exécutée en parallèle. Il doit être noté que cette méthode se prête parfaitement à ce type d’approche. Deuxièmement, il peut aussi être noté que la matrice \mathbf{D} et le vecteur \mathbf{A} sont creux (la plupart de leurs composantes sont nulles). Cette propriété a été exploitée afin de limiter l’utilisation de la mémoire et donc le temps de calcul. Enfin, les calculs ont été réalisés sur une station de travail, comportant 24 cœurs de processeurs (Intel(R) Xeon(R) CPU E5-2697 v2 2.70GHz). A titre d’exemple, les cartes de module d’Young

reconstruites et présentées en figure 3.8 ont été obtenues en approximativement 4.3 minutes.

En reposant sur le principe des travaux virtuels, la méthode développée présente certains avantages, comparée à d'autres méthodes de la littérature. Par exemple, par rapport à Nitta and Shiina [4], il n'est pas nécessaire de dériver les termes de contraintes (liés à la déformation, au coefficient de Poisson et au module d'Young). Ainsi, aucune dérivée de la déformation et donc aucune dérivée seconde du déplacement n'est à calculer, ce qui présente un intérêt puisque l'opération de dérivation est connue pour rehausser le niveau de bruit. De plus, aucune hypothèse d'homogénéité locale du milieu, hypothèse utilisée dans un certain nombre d'approches directes pour simplifier le problème, n'est à considérer. En effet, l'hypothèse d'homogénéité locale n'est pas adaptée aux milieux biologiques, hétérogènes, d'autant plus lorsque des lésions se développent. Cette approche pourrait donc aussi bénéficier à d'autres approches d'élastographie. Pour finir, il peut être noté ici que les développements présentés dans ces travaux pourront par la suite être relativement simplement modifiés afin d'enrichir le modèle décrivant le milieu (loi de comportement) et se rapprocher ainsi des propriétés des tissus.

Les résultats concernant la méthode que nous avons développée dans ce travail de thèse seront présentés dans le chapitre suivant.

Bibliographie

- [1] M. M. Doyley, P. M. Meaney, and J. C. Bamber. Evaluation of an iterative reconstruction method for quantitative elastography. *Physics in Medicine and Biology*, 45(6) :1521–1540, 2000. I
- [2] S. Le Flo'h, J. Ohayon, P. Tracqui, G. Finet, A. M. Gharib, R. L. Maurice, G. Cloutier, and R. I. Pettigrew. Vulnerable atherosclerotic plaque elasticity reconstruction based on a segmentation-driven optimization procedure using strain measurements : theoretical framework. *IEEE transactions on medical imaging*, 28(7) :1126–1137, 2009.
- [3] S. R. Mousavi, H. Rivaz, A. Sadeghi-Naini, G. J. Czarnota, and A. Samani. Breast Ultrasound Elastography Using Full Inversion-Based Elastic Modulus Reconstruction. *IEEE Transactions on Computational Imaging*, 3(4) :774–782, 2017. I
- [4] N. Nitta and T. Shiina. A Method of Tissue Elasticity Estimation Based on Three-Dimensional Displacement Vector. *Japanese Journal of Applied Physics*, 39 :3225–3229, 2000. I, V.4
- [5] C. Hoerig, J. Ghaboussi, and M. F. Insana. Data-Driven Elasticity Imaging Using Cartesian Neural Network Constitutive Models and the Autoprogressive Method. *IEEE transactions on medical imaging*, 38(5) :1150–1160, 2019. I
- [6] S. Avril, M. Grédiac, and F. Pierron. Sensitivity of the virtual fields method to noisy data. *Computational Mechanics*, 34(6) :439–452, 2004. I, IV.2
- [7] S. Avril, J. M. Huntley, F. Pierron, and D. D. Steele. 3D Heterogeneous Stiffness Reconstruction Using MRI and the Virtual Fields Method. *Experimental Mechanics*, 48(4) :479–494, 2008. I, V
- [8] Y. Mei, J. Deng, X. Guo, S. Goenezen, and S. Avril. Introducing regularization into the virtual fields method (VFM) to identify nonhomogeneous elastic property distributions. *Computational Mechanics*, 67(6) :1581–1599, 2021. I, V
- [9] M. Grediac. Principe des travaux virtuels et identification. *Comptes rendus de l'Académie des sciences, Série 2, Mécanique, physique, chimie, sciences de l'univers, sciences de la terre* : 1–5, 1989. II, IV.1
- [10] F. Pierron and M. Grédiac. *The Virtual Fields Method*. Springer New York, New York, NY, 2012. II, II.1, II.2, 2, IV.2, IV.3, IV.3, IV.3, V
- [11] D. Notta-Cuvier. *Méthode des Champs Virtuels pour la caractérisation de comportements viscoplastiques et d'endommagement, à partir de mesures de champs mécaniques hétérogènes*. PhD thesis, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, 2011. II.1
- [12] N. Connesson, E. H. Clayton, P. V. Bayly, and F. Pierron. Extension of the Optimised Virtual Fields Method to Estimate Viscoelastic Material Parameters from 3D Dynamic Displacement Fields. *Strain*, 51(2) :110–134, 2015. II.2, V
- [13] J. T. Katsikadelis. The BEM for Two-Dimensional Elastostatic Problems. In *The Boundary Element Method for Engineers and Scientists*, pages 209–287. Elsevier, 2016. III.1.1, III.1.2
- [14] F. Pierron, S. Zhavoronok, and M. Grédiac. Identification of the through-thickness properties of thick laminated tubes using the virtual fields method. *International Journal of Solids and Structures*, pages 4437–4453, 2000. IV.1, V

- [15] M. Grédiac, E. Toussaint, and F. Pierron. Special virtual fields for the direct determination of material parameters with the virtual fields method. 1—Principle and definition. *International Journal of Solids and Structures*, 39(10) :2691–2705, 2002. IV.2, IV.2
- [16] E. Toussaint, M. Grédiac, and F. Pierron. The virtual fields method with piecewise virtual fields. *International Journal of Mechanical Sciences*, 48(3) :256–264, 2006. IV.2
- [17] M. Grédiac, E. Toussaint, and F. Pierron. Special virtual fields for the direct determination of material parameters with the virtual fields method. 2—Application to in-plane properties. *International Journal of Solids and Structures*, 39(10) :2707–2730, 2002. IV.2
- [18] M. Grédiac and F. Pierron. Numerical issues in the virtual fields method. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 59(10) :1287–1312, 2004. IV.2
- [19] X. Ma, Y. Wang, and J. Zhao. Optimized Polynomial Virtual Fields Method for Constitutive Parameters Identification of Orthotropic Bimaterials. *Advances in Materials Science and Engineering*, 2020 :1–27, 2020. IV.2, V
- [20] J.-H. Kim, F. Pierron, M. Wisnom, and K. Syed-Muhamad. Identification of the local stiffness reduction of a damaged composite plate using the virtual fields method. *Composites Part A : Applied Science and Manufacturing*, 38(9) :2065–2075, 2007. IV.3, 3.5, V
- [21] J.-H. Kim, F. Pierron, M. Wisnom, and S. Avril. Local stiffness reduction in impacted composite plates from full-field measurements. *Composites Part A : Applied Science and Manufacturing*, 40(12) :1961–1974, 2009. IV.3
- [22] T. Nguyen, J. Huntley, I. Ashcroft, P. Ruiz, and F. Pierron. A Fourier-series-based virtual fields method for the identification of 2-D stiffness distributions. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 98(12) :917–936, 2014. IV.3, V
- [23] M. Grédiac and A. Vautrin. A New Method for Determination of Bending Rigidities of Thin Anisotropic Plates. *Journal of Applied Mechanics*, 57(4) :964–968, 1990. V
- [24] Y. Pannier, S. Avril, R. Rotinat, and F. Pierron. Identification of Elasto-Plastic Constitutive Parameters from Statically Undetermined Tests Using the Virtual Fields Method. *Experimental Mechanics*, 46(6) :735–755, 2006.
- [25] M. Grédiac, E. Toussaint, and F. Pierron. Special virtual fields for the direct determination of material parameters with the virtual fields method. 3. —Application to the bending rigidities of anisotropic plates. *International Journal of Solids and Structures*, 40(10) :2401–2419, 2003.
- [26] A. Giraudeau, F. Pierron, and B. Guo. An alternative to modal analysis for material stiffness and damping identification from vibrating plates. *Journal of Sound and Vibration*, 329(10) :1653–1672, 2010.
- [27] S.-h. Yoon, I. Giannakopoulos, and C. R. Siviour. Application of the Virtual Fields Method to the uniaxial behavior of rubbers at medium strain rates. *International Journal of Solids and Structures*, 69-70 :553–568, 2015. V
- [28] F. Pierron, P. V. Bayly, and D. R. Namani. Application of the Virtual Fields Method to Magnetic Resonance Elastography data. In *Society for Experimental Mechanics*, page 8, 2010. V
- [29] R. Miller, A. Kolipaka, M. P. Nash, and A. A. Young. Estimation of transversely isotropic material properties from magnetic resonance elastography using the optimised virtual fields method. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 34(6) :e2979, 2018.

- [30] F. Meng, X. Zhang, J. Wang, C. Li, J. Chen, and C. Sun. 3D Strain and Elasticity Measurement of Layered Biomaterials by Optical Coherence Elastography based on Digital Volume Correlation and Virtual Fields Method. *Applied Sciences*, 9(7) :1349, 2019. V
- [31] P. E. Barbone and J. C. Bamber. Quantitative elasticity imaging : what can and cannot be inferred from strain images. *Physics in Medicine and Biology*, 47(12) :2147–2164, 2002. V.1
- [32] M. Grant and S. Boyd. CVX : Matlab software for disciplined convex programming, version 2.1. <http://cvxr.com/cvx>, 2014. V.2.3
- [33] M. Grant and S. Boyd. Graph implementations for nonsmooth convex programs. In V. Blondel, S. Boyd, and H. Kimura, editors, *Recent Advances in Learning and Control*, Lecture Notes in Control and Information Sciences, pages 95–110. Springer-Verlag Limited, 2008. http://stanford.edu/~boyd/graph_dcp.html. V.2.3
- [34] *Comsol Multiphysics*[®]. Comsol AB, Stockholm, Sweden, 2019. URL <http://www.comsol.com>. 3.8

Chapitre 4

Méthode des champs virtuels : Application et résultats

Sommaire

I	Introduction	79
II	Critères d'évaluation	79
III	Simulations numériques	80
III.1	Présentation des données simulées	80
III.2	Résultats de simulations obtenus dans les cas des contraintes et déformations planes	81
III.2.1	Résultats en contraintes planes	81
III.2.2	Résultats en déformations planes	82
III.3	Résultats de simulations 3D	83
III.3.1	Étude de l'influence des propriétés mécaniques	83
III.3.2	Étude de l'influence de la géométrie interne	87
III.3.3	Multi-hétérogénéités	89
III.3.4	Étude de l'influence des conditions aux frontières	90
IV	Données expérimentales	93
IV.1	Milieus utilisés	93
IV.2	Résultats obtenus sur fantômes	93
IV.3	Résultats sur tissus mammaires <i>in vivo</i>	97
V	Discussion	98
VI	Conclusion	101

I Introduction

Ce dernier chapitre est consacré à la mise en œuvre de la méthode de reconstruction introduite précédemment. Cette méthode a été développée dans le but d'estimer la distribution spatiale du module d'Young au sein de tissus à partir du tenseur de déformation obtenu lors d'expériences d'élastographie ultrasonore quasi-statique. Une évaluation de la méthode sera réalisée à l'aide de données de complexité croissante, allant de simulations numériques à des images de tissus mammaires *in vivo*. Les simulations ont l'avantage de permettre d'étudier la précision des cartes reconstruites car la distribution spatiale réelle du module d'Young est connue. De plus, une étude de l'influence de différents paramètres, tels que les valeurs des propriétés mécaniques ou les conditions aux frontières, pourra être réalisée sur les milieux simulés. Les données expérimentales seront ensuite utilisées pour déterminer si la méthode est toujours capable de produire des images du module d'Young dans des conditions d'acquisitions réelles. Des tests sur fantômes seront d'abord présentés, constituant une étape intermédiaire pour l'évaluation de la méthode du fait de leur moins grande complexité. Pour ces milieux, des informations sur leurs propriétés mécaniques sont fournies par le fabricant, ce qui aidera à analyser les résultats. Enfin, trois reconstructions effectuées sur des lésions mammaires seront présentées.

Le chapitre est organisé de la manière suivante : les critères d'évaluation seront d'abord introduits. Les différentes simulations réalisées seront ensuite présentées ainsi que les résultats obtenus. Puis viendront les résultats issus de données expérimentales sur fantômes et tissus *in vivo* avec les cartographies reconstruites. Une dernière partie sera dédiée à la discussion des résultats, suivie de la conclusion.

II Critères d'évaluation

Dans ces travaux, différents critères d'évaluation seront utilisés afin d'évaluer la méthode développée. Un premier critère est visuel et concerne la capacité de la méthode à détecter des hétérogénéités au sein d'un milieu ainsi que l'aspect de ces différentes régions. Des critères plus quantitatifs sont également introduits, dépendant du type de données analysées.

Pour les simulations numériques, la géométrie des milieux ainsi que leurs propriétés mécaniques sont choisies par l'utilisateur et donc connues avec exactitude. Les valeurs de module d'Young estimées pourront donc être directement comparées à celles introduites dans les modèles. Ainsi, sur les cartographies reconstruites, le module d'Young moyen sera calculé dans le milieu environnant (E_b) et dans les inclusions (E_i) en excluant la zone de transition. Ces valeurs seront accompagnées de leur écart type, permettant de quantifier la dispersion des valeurs du module au sein des différentes régions. Enfin, un rapport des modules élastiques moyens entre l'inclusion et le milieu environnant R sera également calculé, tel que :

$$R = \frac{E_i}{E_b} \quad (4.1)$$

Les inclusions utilisées dans nos simulations étant circulaires, une ROI de même forme sera employée pour la sélection de ces régions spécifiques. Pour le milieu environnant, deux approches seront considérées (fig. 4.1). La première consistera à utiliser une ROI circulaire, comme pour l'inclusion (configuration 1). Cette configuration est intéressante car elle correspond à la pratique actuelle des radiologues lors d'examens cliniques. Cependant, le fait de choisir manuellement une ROI a inévitablement un impact sur le résultat. C'est pourquoi, une deuxième configuration sera considérée, qui consistera à prendre en compte l'ensemble du milieu environnant (configuration 2).

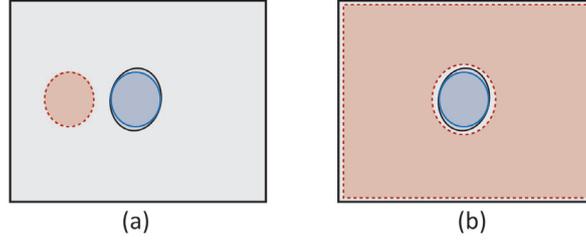


FIGURE 4.1 – Illustration de la sélection de régions dans le milieu environnant (rouge) et l’inclusion (bleu) dans la configuration 1 (a) et 2 (b).

De plus, la racine de l’erreur quadratique moyenne ($RMSE$, (4.2)) pourra être estimée afin d’évaluer l’erreur commise entre les valeurs de module d’Young reconstruites et les valeurs théoriques.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (E_{mes,i} - E_{sim,i})^2} \quad (4.2)$$

avec $E_{mes,i}$ la i^{eme} valeur du module d’Young estimée dans la région considérée (composée de N points) et $E_{sim,i}$ le module d’Young réel.

Pour les données expérimentales, la valeur de la force appliquée sur le milieu est inconnue. Par conséquent, seules des cartes relatives pourront être reconstruites, en attribuant une valeur arbitraire à la force. Afin d’analyser les résultats obtenus, le rapport des modules élastiques entre l’inclusion et le milieu environnant R (4.1) sera estimé. Les régions d’analyse seront sélectionnées de manière similaire aux simulations (fig. 4.1). Dans le cas où l’ensemble du milieu environnant est sélectionné, les bords de l’image pourront être exclus en présence d’artéfacts.

III Simulations numériques

Une première évaluation de la méthode a été effectuée à l’aide de simulations numériques réalisées avec *Comsol Multiphysics*[®] [1]. Ces simulations représentent différents niveaux de complexité, allant de données respectant les conditions des contraintes ou déformations planes, à des données 3D plus proches des conditions d’acquisition réelles. En effet, les simulations 3D ne satisfont pas les hypothèses de déformations et contraintes planes, et constituent ainsi, pour l’évaluation de la méthode, une étape intermédiaire vers les données expérimentales. Les simulations réalisées sont présentées ci-dessous ainsi que les résultats obtenus.

III.1 Présentation des données simulées

L’ensemble des milieux simulés sont élastiques, linéaires, et isotropes.

Les premières simulations sont construites afin de satisfaire les conditions de contraintes planes ou de déformations planes (Chap. 3). Ainsi des milieux de dimensions $60 \times 40 \times e$ mm³ ont été simulés, où l’épaisseur e est respectivement égale à 1 mm ou 10³ mm. Pour chaque cas, deux situations sont étudiées : celle d’un milieu homogène possédant un module d’Young de 20 kPa, et celle d’un milieu hétérogène constitué d’un milieu environnant homogène de 10 kPa dans lequel se trouve une inclusion de 30 kPa. Dans tous les cas, le coefficient de Poisson est fixé à 0.49. La simulation de la déformation des milieux a été effectuée de la façon suivante : leur surface supérieure est soumise à une force verticale \mathbf{F} , tandis que la surface inférieure est fixe dans la direction verticale et libre de s’étendre horizontalement. Les surfaces verticales sont libres de tout mouvement. Un récapitulatif des différentes simulations est proposé dans la table 4.1.

cas	Hypothèses		Milieu		Force [N]	Module d'Young [kPa]	Coefficient de Poisson
	contraintes planes	déformations planes	homogène	hétérogène			
#1.1	x		x		-0.05	20	0.49
#1.2		x	x		-50	20	0.49
#1.3	x			x	-0.05	10-30	0.49
#1.4		x		x	-50	10-30	0.49

TABLE 4.1 – Récapitulatif des milieux simulés en 2D

Dans un deuxième temps, des simulations 3D ont été réalisées. Ces simulations reproduisent la configuration d'un milieu environnant homogène de dimensions $60 \times 40 \times 50 \text{ mm}^3$, dans lequel se trouve(nt) une ou plusieurs inclusions. Différentes simulations sont réalisées en faisant varier les propriétés mécaniques des différentes régions, la taille et la position des inclusions, ainsi que la force appliquée. Par souci de lisibilité, ces paramètres seront indiqués au début de chaque section concernée. La simulation de la déformation des milieux a été effectuée de la même manière que pour les simulations précédentes (fig. 4.2). Pour finir, la méthode de reconstruction développée dans ce travail étant 2D, seuls les champs de déformation du plan médian ($x_3 = \frac{L_z}{2}$) ont été retenus.

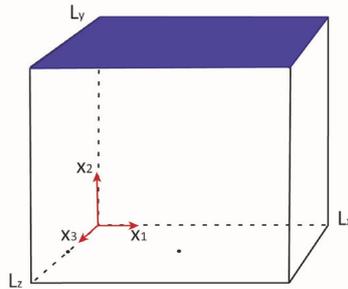


FIGURE 4.2 – Schéma d'un milieu simulé en 3D, soumis à un chargement vertical et uniforme appliqué en $x_2 = L_y$ (bleu) sur l'ensemble de sa surface supérieure.

III.2 Résultats de simulations obtenus dans les cas des contraintes et déformations planes

Les premiers tests ont été réalisés à l'aide de simulations satisfaisant les conditions de contraintes planes ou de déformations planes. Les résultats obtenus sont présentés ci-dessous.

III.2.1 Résultats en contraintes planes

La figure 4.3 présente les cartes de module d'Young reconstruites pour des milieux simulés en contraintes planes (cf. cas #1.1 et cas #1.3, tab. 4.1). Sur cette figure, l'image de gauche est la cartographie du module d'Young reconstruite dans le cas du milieu homogène et l'image de droite la cartographie obtenue pour le milieu hétérogène. Dans les deux cas, les cartes reconstruites montrent une distribution spatiale du module d'Young en parfait accord avec les simulations réalisées, et la valeur du module sur les différentes régions apparaît relativement constante. De plus, que le milieu environnant soit sélectionné sur une ROI ou sur son ensemble, les mêmes résultats sont obtenus. Pour le milieu homogène (fig. 4.3a), le module d'Young moyen est très précisément estimé, à $20.00 \pm 0.03 \text{ kPa}$, pour une valeur théorique de 20 kPa . Pour le milieu hétérogène (fig. 4.3b), l'inclusion est clairement visible et apparaît plus rigide que le milieu environnant, avec un module d'Young moyen estimé à $30.11 \pm 0.57 \text{ kPa}$ vs $10.00 \pm 0.10 \text{ kPa}$, les valeurs étant là encore extrêmement proches des valeurs introduites dans la modélisation, respectivement 30 kPa et 10 kPa . Les faibles valeurs d'écart type observées dans les deux cas

confirment le caractère homogène des différentes régions reconstruites. De plus, la précision des estimations conduit à de très faibles valeurs d'erreur (RMSE, (4.2)) : 0.03 kPa pour le milieu homogène, et pour le milieu hétérogène, 0.10 kPa pour le milieu environnant et 0.58 kPa pour l'inclusion.

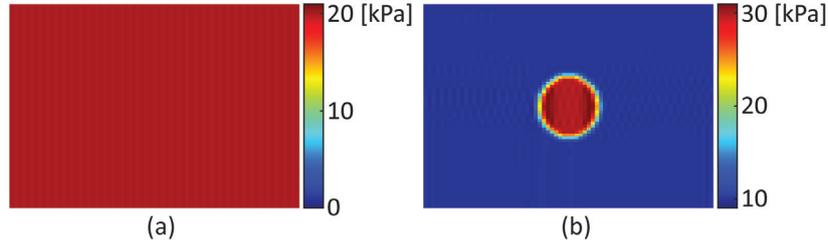


FIGURE 4.3 – Cartes de module d'Young reconstruites pour des simulations en contraintes planes d'un milieu a) homogène de 20 kPa et b) hétérogène constitué d'une inclusion de 30 kPa localisée au centre d'un milieu environnant de 10 kPa.

III.2.2 Résultats en déformations planes

Les résultats obtenus ensuite pour les mêmes milieux, mais dans le cas des déformations planes (cf. cas #1.2 et cas #1.4, tab. 4.1) sont présentés en figure 4.4. Ici, les mêmes observations que précédemment peuvent être faites. Pour le milieu homogène (a), la carte reconstruite est uniforme avec un module d'Young estimé à 20.00 ± 0.03 kPa (RMSE 0.03 kPa), ce qui est en parfait accord avec la simulation. Pour le milieu hétérogène (b), l'inclusion est clairement visible et plus rigide que le milieu environnant, avec un module d'Young de 30.08 ± 1.08 kPa vs 10.00 ± 0.07 kPa pour le milieu environnant. Ces modules correspondent, là encore, parfaitement aux valeurs introduites dans la simulation. La RMSE est de 0.07 kPa pour le milieu environnant et légèrement plus grande (1.08 kPa) pour l'inclusion. La distribution spatiale du module d'Young est donc correctement reconstruite et les différentes régions apparaissent homogènes.

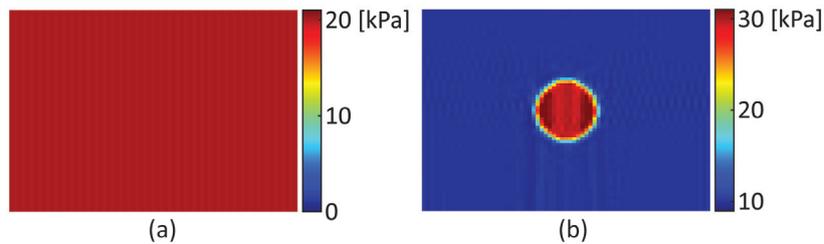


FIGURE 4.4 – Cartes de module d'Young reconstruites pour des simulations en déformations planes d'un milieu a) homogène de 20 kPa et b) hétérogène constitué d'une inclusion de 30 kPa localisée au centre d'un milieu environnant de 10 kPa.

Ces exemples montrent que la méthode proposée permet de reconstruire avec précision la distribution du module d'Young pour des milieux satisfaisant les hypothèses de contraintes et de déformations planes. Des tests supplémentaires ont été réalisés avec d'autres types de milieux comportant une ou plusieurs inclusions avec des tailles, positions mais aussi des modules d'Young différents. Les résultats, non présentés dans ce manuscrit de thèse, ont là encore montré une estimation précise du module d'Young [2, 3]. Il apparaît donc clairement que lorsque les conditions introduites dans la méthode sont remplies, la distribution spatiale du module d'Young est parfaitement reconstruite. Cependant, les hypothèses de contraintes planes ou de déformations planes ne peuvent être satisfaites expérimentalement, et c'est pourquoi, dans la suite de ce chapitre,

l'analyse des résultats portera spécifiquement sur les simulations 3D, plus proches des données réelles.

III.3 Résultats de simulations 3D

Des tests ont ensuite été réalisés pour des simulations 3D reproduisant des milieux dans différentes configurations. Les résultats sont présentés ci-dessous.

III.3.1 Étude de l'influence des propriétés mécaniques

Dans un premier temps, nous nous intéressons à l'influence des propriétés mécaniques du milieu étudié sur les cartes reconstruites. Les valeurs utilisées sont récapitulées dans la table suivante :

Module d'Young [kPa] ($E_b - E_i$)	25-10	10-5	10-20	10-30	10-50		
Coefficient de Poisson	0.499	0.495	0.49	0.47	0.45	0.4	0.1

TABLE 4.2 – Valeurs des propriétés mécaniques des milieux étudiés. Les deux lignes sont indépendantes.

La figure 4.5 présente les résultats obtenus avec la méthode utilisant les hypothèses de contraintes planes (première colonne) ou de déformations planes (deuxième colonne), pour des milieux 3D possédant différents modules d'Young et un coefficient de Poisson de 0.49. Dans l'ensemble des cas, l'inclusion est clairement visible sur les cartes reconstruites, et les deux régions apparaissent relativement homogènes. En contraintes planes, des variations légèrement plus importantes du module d'Young peuvent être observées sous les inclusions, restant malgré tout cohérent avec les valeurs théoriques. En revanche, en déformations planes, les cartes reconstruites présentent des valeurs beaucoup plus faibles, environ dix fois inférieures aux valeurs théoriques. Enfin, dans les deux cas, une diminution du contraste élastique peut être observée par rapport aux valeurs réelles. Il peut également être noté que la diminution du contraste élastique est plus importante pour les résultats obtenus à partir des hypothèses de déformations planes (fig. 4.5-f). Néanmoins, il reste possible de distinguer deux inclusions aux modules d'Young différents dans les deux cas.

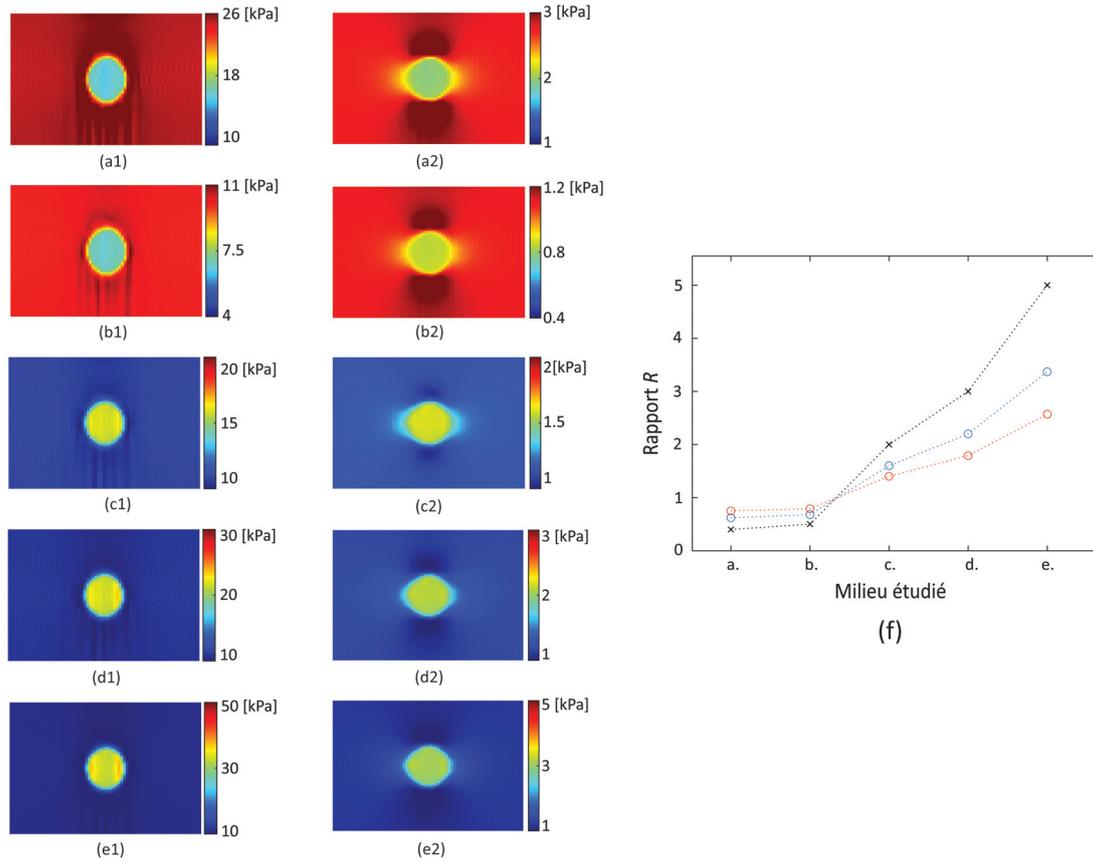


FIGURE 4.5 – Résultats pour des milieux de différents modules d'Young. Les modules du milieu environnant et de l'inclusion sont respectivement ($E_b - E_i$) : 25 – 10 kPa (a1,a2), 10 – 5 kPa (b1,b2), 10 – 20 kPa (c1,c2), 10 – 30 kPa (d1,d2) et 10 – 50 kPa (e1,e2). Le coefficient de Poisson est égal à 0.49. A gauche : cartes de module d'Young reconstruites en utilisant les hypothèses de contraintes planes (a1-e1) et de déformations planes (a2-e2). A droite : courbe présentant le rapport entre le module d'Young moyen de l'inclusion et celui du milieu environnant, obtenu à partir des images a1-e1 (bleu), a2-e2 (rouge), et des valeurs théoriques (noir).

	a1	b1	c1	d1	e1
$E_b - E_i$ simulé	25-10	10-5	10-20	10-30	10-50
E_b estimé	24.96 ± 0.10	9.99 ± 0.03	10.02 ± 0.04	10.03 ± 0.07	10.05 ± 0.10
	25.35 ± 0.56	10.11 ± 0.17	9.90 ± 0.17	9.84 ± 0.26	9.79 ± 0.34
E_i estimé	15.45 ± 0.34	6.84 ± 0.11	16.09 ± 0.23	22.05 ± 0.59	33.87 ± 1.70

TABLE 4.3 – Modules d'Young moyens [kPa] et écarts types estimés pour des régions sélectionnées dans l'inclusion et le milieu environnant sur les cartographies présentées figure 4.5. Pour le milieu environnant, la ligne grise correspond à une estimation du module d'Young moyen en tenant compte de l'ensemble du milieu (configuration 2) et l'autre en sélectionnant une ROI circulaire (configuration 1). Ces résultats ont été obtenus avec la méthode utilisant l'hypothèse des contraintes planes.

	a2	b2	c2	d2	e2
$E_b - E_i$ simulé	25-10	10-5	10-20	10-30	10-50
E_b estimé	2.65 ± 0.04	1.07 ± 0.01	1.15 ± 0.02	1.17 ± 0.03	1.20 ± 0.05
	2.78 ± 0.15	1.11 ± 0.05	1.10 ± 0.05	1.10 ± 0.08	1.11 ± 0.11
E_i estimé	1.99 ± 0.02	0.85 ± 0.01	1.60 ± 0.01	2.10 ± 0.02	3.08 ± 0.06

TABLE 4.4 – Modules d’Young moyens [kPa] et écarts types estimés pour des régions sélectionnées dans l’inclusion et le milieu environnant sur les cartographies présentées figure 4.5. Pour le milieu environnant, la ligne grise correspond à une estimation du module d’Young moyen en tenant compte de l’ensemble du milieu (configuration 2) et l’autre en sélectionnant une ROI circulaire (configuration 1). Ces résultats ont été obtenus avec la méthode utilisant l’hypothèse des déformations planes.

Les modules d’Young moyens estimés dans l’inclusion et le milieu environnant sont présentés en tables 4.3 et 4.4. Concernant les résultats en contraintes planes, si dans le milieu environnant le module d’Young est correctement estimé, avec des valeurs moyennes comprises dans la gamme [9.79-10.11] vs 10 kPa pour la valeur théorique, et pour le cas du milieu environnant de plus forte valeur de module 24.96 ou 25.35 kPa vs 25 kPa, il est sur- ou sous-estimé (en fonction des cas) dans l’inclusion. Par exemple, dans le cas a1, où le module d’Young de l’inclusion dans le modèle est de 10 kPa, sa valeur reconstruite a une valeur moyenne de 15.45 kPa. Pour le cas c1, où le module d’Young théorique est 20 kPa, sa valeur reconstruite moyenne est de 16.09 kPa. Une estimation moins précise du module d’Young dans l’inclusion est donc à l’origine de la diminution du contraste élastique. Cette observation est confirmée par des valeurs plus élevées de la RMSE concernant les inclusions, avec erreurs comprises entre [1.84 – 16.22] kPa vs [0.04 – 0.66] kPa pour le milieu environnant. Enfin, il peut être noté que les écarts types estimés sont faibles, avec des valeurs dans la gamme [0.03 – 0.56] kPa pour le milieu environnant et [0.11 – 1.70] kPa pour l’inclusion. Bien que ces valeurs soient légèrement plus élevées pour l’inclusion, elles restent suffisamment faibles pour que les régions observables sur les cartes reconstruites apparaissent homogènes.

Concernant les résultats en déformations planes, les modules d’Young estimés sont environ dix fois plus faibles. Cette observation est confirmée par une plus grande RMSE dans les deux régions, avec des valeurs comprises dans la gamme [4.15 – 46.92] kPa. Cependant, les valeurs d’écarts types estimées restent faibles à la fois dans le milieu environnant et dans l’inclusion. Celle-ci apparaît plus ou moins rigide par rapport au milieu environnant en accord avec les simulations.

Il peut être noté que les deux configurations utilisées pour sélectionner les différentes régions produisent des résultats similaires. Cela s’explique par le fait que le milieu environnant apparaît très homogène sur les cartes reconstruites. Par la suite, dans de tels cas, seule la première configuration sera utilisée. Enfin, que ce soit dans le cas où la méthode utilise les hypothèses de contraintes planes ou de déformations planes, la diminution du contraste élastique pouvait être attendue, car les simulations 3D ne satisfont aucune de ces deux hypothèses. Cependant, les résultats obtenus sous l’hypothèse de contraintes planes sont plus proches des valeurs réelles, à la fois en termes de module d’Young moyen et de rapport élastique. Pour ces raisons, cette hypothèse sera privilégiée dans la suite des tests menés.

Dans la méthode développée, le coefficient de Poisson est supposé connu et a été fixé à 0.49, considérant que les tissus mous sont quasi-incompressibles. Il ne reste alors que la distribution du module d’Young à déterminer. Cependant, on peut s’interroger sur l’impact sur le résultat d’un coefficient de Poisson qui serait différent de la valeur introduite dans l’algorithme. Afin d’étudier l’influence de ce coefficient, des simulations 3D ont été réalisées en faisant varier sa valeur (tab.

4.2) alors que les modules d'Young sont restés constants, respectivement égaux à 10 kPa et 30 kPa pour le milieu environnant et l'inclusion. Bien entendu, dans la méthode, le coefficient de Poisson est resté inchangé (fixé à 0.49).

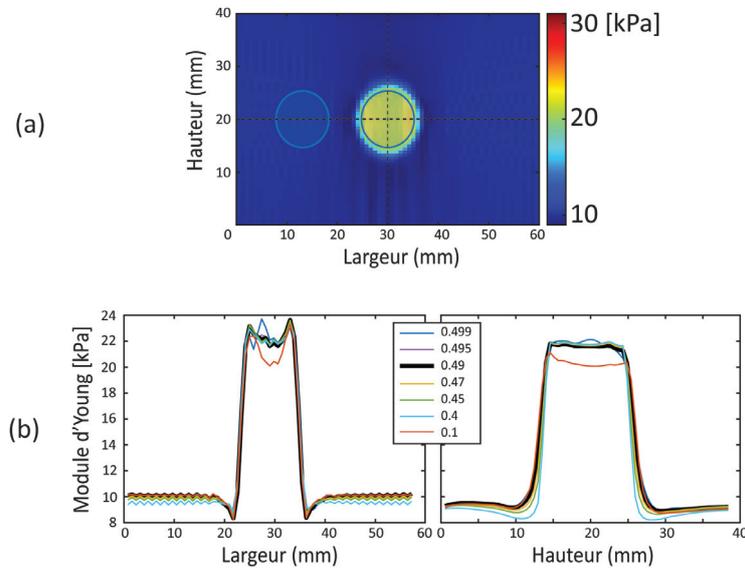


FIGURE 4.6 – Influence du coefficient de Poisson sur les résultats. a) exemple de carte de module d'Young reconstruite pour un milieu ayant un coefficient de Poisson de 0.49, b) profils horizontaux et verticaux traversant l'inclusion en son centre, pour l'ensemble des milieux étudiés.

Dans tous les cas examinés, les cartes de module d'Young reconstruites sont similaires et seul un exemple est proposé en figure 4.6-a. Les profils horizontaux et verticaux (fig. 4.6-b) obtenus pour les différents milieux sont tous quasi-identiques, sauf pour la valeur de $\nu = 0.1$ pour laquelle une faible diminution du module d'Young par rapport aux autres cas peut être remarquée au niveau de l'inclusion. Les valeurs moyennes du module Young et les écarts types estimés sont présentés en figure 4.7-a. Il peut être observé que le coefficient de Poisson du milieu étudié n'a que peu d'impact sur les résultats. De même, l'erreur quadratique moyenne reste relativement stable dans tous les cas observés (fig. 4.7-b). Comme discuté précédemment, une valeur d'erreur plus importante peut être observée dans l'inclusion du fait de l'utilisation de l'hypothèse des contraintes planes. Un module d'Young légèrement plus faible peut malgré tout être observé pour $\nu = 0.1$, avec une augmentation de l'erreur quadratique moyenne. Il est à noter qu'une telle valeur de coefficient de Poisson n'est pas attendue pour les tissus étudiés en élastographie, mais elle a été utilisée ici afin d'évaluer la méthode développée.

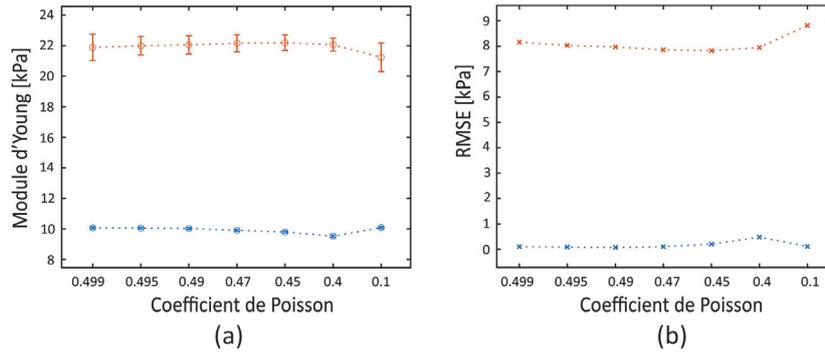


FIGURE 4.7 – Module d’Young moyen et écart type (a), et erreur RMSE (b) estimés dans l’inclusion (rouge) et le milieu environnant (bleu) en fonction du coefficient de Poisson des milieux étudiés.

III.3.2 Étude de l’influence de la géométrie interne

Dans le cadre de l’évaluation de la méthode, nous avons souhaité étudier si la taille ou la position des inclusions au sein des milieux pouvait avoir un impact sur les cartes reconstruites. Afin d’étudier ces paramètres, deux configurations ont été simulées reproduisant un milieu hétérogène composé d’une inclusion de module d’Young 30 kPa dans un milieu environnant de 10 kPa, et de coefficient de Poisson 0.49. Pour la première configuration, l’inclusion possède un diamètre variable de 12, 16 ou 20 mm. Pour la deuxième configuration, la position de l’inclusion au sein du milieu varie.

La figure 4.8 présente les résultats pour des milieux possédant une inclusion dont le diamètre varie. La présence de l’inclusion est clairement visible sur les cartes de module d’Young reconstruites et une augmentation de sa taille peut être observée (fig. 4.8-a). De plus, les valeurs moyennes de module d’Young sont similaires dans chacun des cas, avec des valeurs comprises entre [22.05 – 22.77] kPa pour l’inclusion et [10.02 – 10.03] kPa pour le milieu environnant (tab. 4.5). De même, les valeurs d’écart type restent faibles, traduisant l’homogénéité des régions dans l’ensemble des cas. Concernant la taille de ces inclusions, les profils tracés en figure 4.8-b montrent l’augmentation du diamètre aussi bien horizontalement que verticalement. Estimer le diamètre des inclusions à partir de ces cartes est une tâche peu précise. En effet, comme cela a été indiqué pour la sélection de ROI, déterminer la frontière entre l’inclusion et le milieu environnant est complexe et source d’erreurs. Cependant, afin d’obtenir une valeur indicative, le parti pris ici a été de segmenter les deux régions en fonction de la valeur moyenne entre le module d’Young estimé dans le milieu environnant et celui estimé dans l’inclusion. Les diamètres ainsi estimés sont proches des valeurs réelles aussi bien horizontalement que verticalement (fig. 4.8-c).

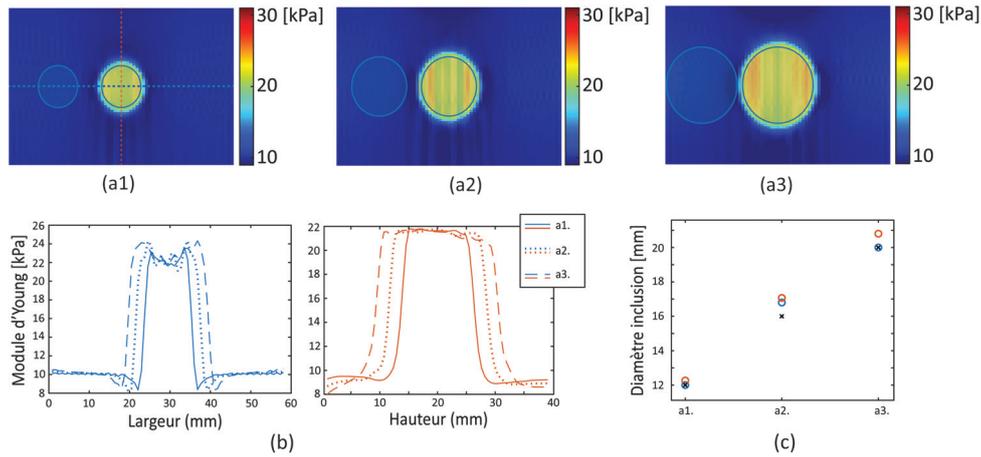


FIGURE 4.8 – Résultats obtenus à partir de milieux simulés contenant une inclusion de 12, 16 ou 20 mm de diamètre : a) cartes de module d'Young reconstruites, b) profils horizontaux (bleu) et verticaux (rouge), c) diamètre de l'inclusion estimé à partir des profils horizontaux (bleu) et verticaux (rouge), et valeurs théoriques (noir).

diamètre [mm]	12	16	20
E_b estimé	10.03 ± 0.07	10.03 ± 0.14	10.02 ± 0.37
E_i estimé	22.05 ± 0.59	22.35 ± 0.98	22.77 ± 0.86

TABLE 4.5 – Module d'Young [kPa] estimé dans l'inclusion et le milieu environnant en fonction du diamètre de l'inclusion (fig. 4.8).

Concernant la position des inclusions, les cartes reconstruites en figure 4.9 révèlent que ces dernières sont clairement visibles et homogènes quelle que soit leur position dans le milieu. Encore une fois, les valeurs d'écart type sont relativement faibles, bien que légèrement plus élevées dans l'inclusion (tab. 4.6). Enfin, que ce soit pour l'inclusion ou le milieu environnant, les modules d'Young estimés sont similaires dans toutes les configurations, même si une légère diminution de la valeur du module d'Young estimé peut être observée avec la profondeur.

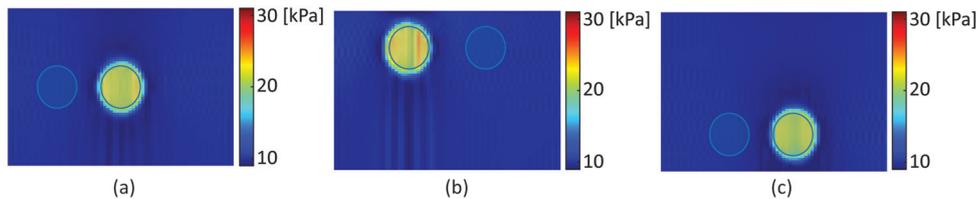


FIGURE 4.9 – Cartes de module d'Young reconstruites pour des milieux contenant une inclusion à différentes positions.

	a	b	c
E_b estimé	10.03 ± 0.07	10.11 ± 0.06	9.96 ± 0.07
E_i estimé	22.05 ± 0.59	22.69 ± 0.96	21.45 ± 0.66

TABLE 4.6 – Module d'Young estimé [kPa] en fonction de la position de l'inclusion (fig. 4.9).

Pour conclure, la reconstruction des cartes de module d'Young n'est pas affectée par des variations de tailles ou de positions des inclusions.

III.3.3 Multi-hétérogénéités

Enfin, la méthode développée est évaluée grâce à des simulations contenant plusieurs hétérogénéités/inclusions différentes. Ce type de simulations a l'avantage d'être plus complexe et de combiner les études précédentes. Le milieu environnant est homogène et possède un module d'Young de 10 kPa, ainsi qu'un coefficient de Poisson de 0.49. Une première inclusion de 12 mm, située en haut à gauche du milieu, possède un module d'Young de 30 kPa et un coefficient de Poisson de 0.49. Une deuxième inclusion, dont les paramètres varient et sont récapitulés en table 4.7, est située en bas à droite du milieu.

	Module d'Young [kPa]	Coefficient de Poisson	Diamètre [mm]
a	30	0.49	12
b	30	0.45	12
c	20	0.49	12
d	30	0.49	8

TABLE 4.7 – Récapitulatif des propriétés de l'inclusion située en bas à droite du fantôme.

La figure 4.10 présente les cartes reconstruites pour les différents cas indiqués dans la table 4.7. Dans tous les cas, les inclusions sont clairement visibles et les différentes régions apparaissent homogènes. Pour les cas (c) et (d), les inclusions du bas sont visuellement différentes de celles du haut. Elles sont respectivement moins rigide (c) et plus petite (d), ce qui est cohérent avec les simulations réalisées. En revanche, pour les deux premiers cas, aucune différence n'est observable. Le module d'Young moyen estimé dans les inclusions et le milieu environnant, ainsi que les écarts types, sont présentés en figure 4.11. Dans tous les cas, les valeurs estimées dans le milieu environnant sont similaires et environ égales à 10 kPa. Cependant, des petites différences peuvent être notées pour les inclusions. En effet, pour les cas (a), (b), et (d) la valeur moyenne du module d'Young de l'inclusion basse est légèrement plus faible que celle du haut, ce qui est en accord avec les observations précédentes. Cette différence est légèrement plus marquée pour le cas (b), ce qui peut être lié au coefficient de Poisson plus faible dans cette inclusion (0.45) que dans le reste du milieu (0.49). Pour finir, concernant le cas (c), les deux inclusions de module d'Young différents sont clairement distinguables. De plus, leurs valeurs moyennes estimées (environ 22 et 16 kPa) sont similaires aux valeurs observées précédemment.

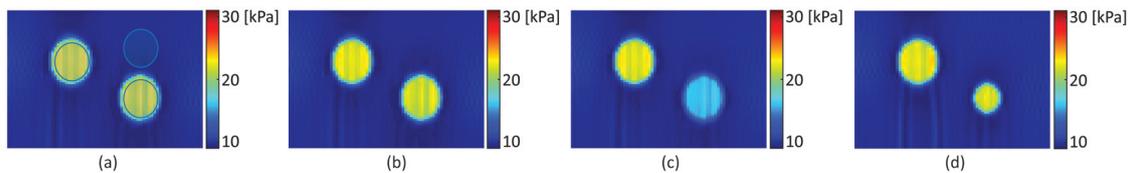


FIGURE 4.10 – Cartes de module d'Young reconstruites pour des milieux contenant plusieurs inclusions aux propriétés mécaniques différentes (tab. 4.7).

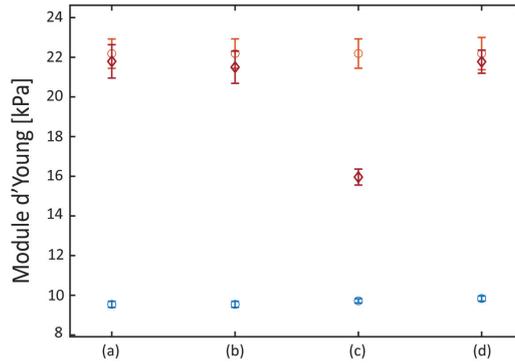


FIGURE 4.11 – Modules d'Young moyens et écarts types estimés dans les inclusions (rouge, l'inclusion supérieure est représentée par un cercle et celle inférieure par un diamant) et dans le milieu environnant (bleu).

III.3.4 Étude de l'influence des conditions aux frontières

Pour finir, l'influence des conditions aux frontières des milieux sur les cartes reconstruites a été étudiée. Pour cela, un premier milieu 3D soumis à différentes valeurs de force (5, 2, 0.5, -0.5, -2, -5 N) a été simulé. Les valeurs positives correspondent à une décompression et celles négatives à une compression. La force est appliquée verticalement sur la surface supérieure et comme nous l'avons décrit lors de la présentation des simulations 3D (fig. 4.13-a), la surface inférieure est fixe dans la direction verticale et libre de s'étendre horizontalement. Quant aux surfaces verticales, elles sont libres de tout mouvement. Le milieu étudié est toujours composé d'une inclusion sphérique de 30 kPa et d'un milieu environnant de 10 kPa, les deux régions ayant un coefficient de Poisson de 0.49.

La figure 4.12 présente les valeurs de module d'Young moyen et d'écart type reconstruites dans l'inclusion et le milieu environnant pour les différentes simulations. Il est possible d'observer que ces valeurs sont stables/similaires pour tous les cas étudiés. Ni la valeur de la force ni son sens (compression ou décompression) ne semble donc avoir d'impact sur les cartes de module d'Young reconstruites. Il doit être noté ici que ces valeurs de force mènent à des champs de déformations dans des ordres de grandeur observables en élastographie.

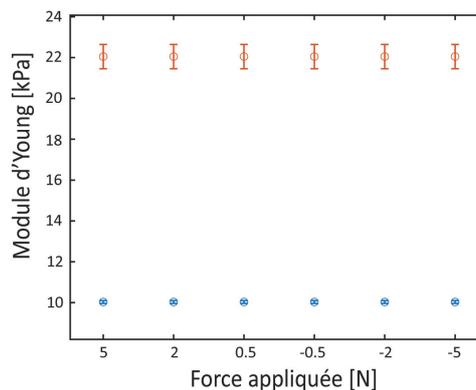


FIGURE 4.12 – Modules d'Young moyens et écarts types estimés dans l'inclusion (rouge) et dans le milieu environnant (bleu) en fonction de la force appliquée sur le milieu.

Le même milieu (mêmes propriétés mécaniques) est ensuite repris avec des conditions aux limites différentes. Ainsi, deux configurations additionnelles ont été simulées. Pour l'une d'elle, la surface inférieure qui était initialement uniquement contrainte verticalement, est maintenant

fixe dans les 3 directions (fig. 4.13-a). Enfin, dans la dernière configuration considérée, la force est appliquée sur une zone restreinte afin d'imiter une compression réalisée à l'aide de la sonde échographique (fig. 4.13-b). La surface inférieure est uniquement contrainte verticalement.

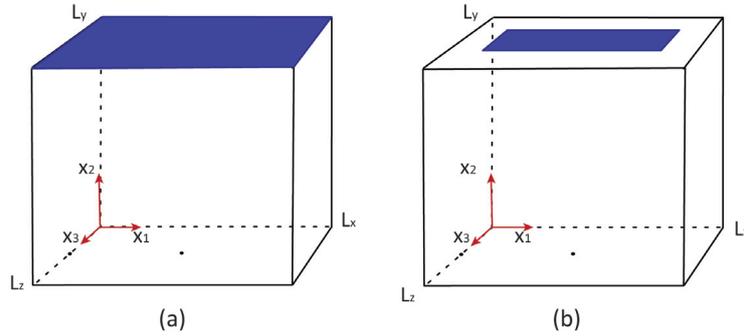


FIGURE 4.13 – Schématisation des milieux simulés en 3D, soumis à un chargement vertical et uniforme appliqué en $x_2 = L_y$ (bleu) sur a) l'ensemble de la surface, b) un rectangle positionné au centre de la surface afin de simuler une compression/décompression réalisée à l'aide d'une sonde échographique.

La méthode développée permet d'ignorer les conditions aux limites des milieux étudiés grâce à l'utilisation de champs virtuels imposés comme nuls aux frontières. Cependant, il est possible de voir, pour les résultats présentés en figure 4.14, que ces conditions peuvent malgré tout avoir une influence sur les cartes de module d'Young reconstruites. En effet, pour la deuxième configuration (a2), une "zone rouge" est visible en bas de l'image ce qui n'était pas le cas dans la première configuration (a1). Néanmoins, l'inclusion est clairement visible et les valeurs estimées (module d'Young, écart type et RMSE) sont similaires dans les deux configurations (tab. 4.8). En revanche, pour la dernière configuration (a3), si l'inclusion est aussi visible sur la carte reconstruite, des variations du module d'Young sont observables dans le milieu environnant. Ces variations se traduisent par une augmentation de la valeur d'écart type estimée (tab. 4.8). De plus, les valeurs de module estimées sont beaucoup plus fortes que celles attendues, entraînant une augmentation de la RMSE. Néanmoins, le rapport de module entre l'inclusion et le milieu environnant reste cohérent avec celui obtenu dans les autres configurations (table 4.8). Pour ce cas plus particulier, la surface sur laquelle s'applique la force est plus petite que la surface du milieu, et il a pu être noté que des valeurs de module proches des valeurs réelles pouvaient être obtenues si une surface légèrement plus grande était considérée. Pour finir, il est possible de remarquer que les conditions aux limites imposées lors de la simulation ont une forte influence sur les images de déformation (fig. 4.14,b-d), entraînant dans certaines zones des contrastes importants. Des variations du module d'Young localisées dans ces mêmes zones sont visibles sur les cartes reconstruites.

	E_b estimé	E_i estimé	Rapport R	RMSE milieu environnant	RMSE inclusion
a1	10.03 ± 0.07	22.05 ± 0.59	2.20	0.07	7.97
a2	10.28 ± 0.35	22.28 ± 0.84	2.17	0.45	7.77
a3	33.27 ± 2.72	66.51 ± 4.87	2.00	23.43	36.83
	30.30 ± 12.88	66.51 ± 4.87	2.20	24.04	36.83

TABLE 4.8 – Résultats sur les valeurs de module d'Young estimées : moyenne et écart type [kPa], rapport R (4.1) et erreur quadratique moyenne (RMSE, [kPa]) en fonction des conditions aux limites du milieu simulé (fig. 4.14). La ligne en gris correspond aux valeurs estimées en prenant en compte l'ensemble de milieu environnant (fig. 4.1-b).

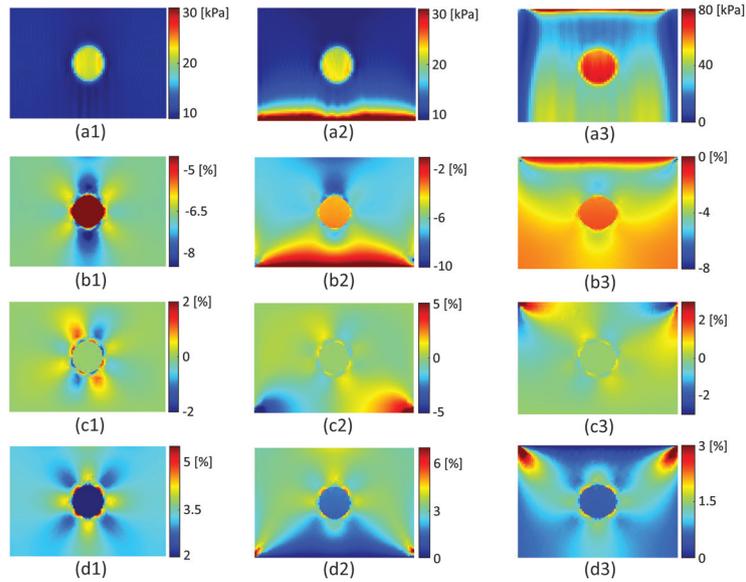


FIGURE 4.14 – Cartes de module d’Young reconstruites (a) et composantes axiales (b), en cisaillement (c) et latérales (d) des tenseurs de déformation 2D. Les cartes de module sont reconstruites pour un même milieu 3D soumis à des conditions aux limites différentes. Ces conditions sont : la surface supérieure est soumise à un chargement uniforme et vertical et celle inférieure est contrainte verticalement (gauche), la surface supérieure est soumise à un chargement uniforme et vertical et celle inférieure est fixe (centre), la force est appliquée sur une zone restreinte et la surface inférieure est contrainte verticalement (droite).

Pour conclure, dans l’ensemble des cas étudiés, les cartes de module d’Young reconstruites permettent clairement de distinguer des régions aux propriétés mécaniques, tailles ou positions différentes. Cependant, les conditions de contraintes planes n’étant pas satisfaites pour les simulations 3D, une sur/sous-estimation du module d’Young dans les inclusions entraîne une diminution du contraste élastique.

IV Données expérimentales

La méthode a ensuite été évaluée à l'aide de données expérimentales acquises sur des fantômes et sur des tissus mammaires *in vivo*. Les données expérimentales sont utilisées pour déterminer si la méthode est toujours capable de produire une image des propriétés élastiques des milieux dans des conditions d'acquisition réelles. Les tests sur fantômes constituent ainsi une étape intermédiaire pour l'évaluation de la méthode, car ces objets sont moins complexes que les tissus biologiques. De plus, pour ceux examinés dans ces travaux, des informations sur leurs propriétés mécaniques sont données par le fabricant, permettant une analyse plus approfondie des cartes reconstruites. Pour les tissus biologiques *in vivo*, aucune information mécanique n'est évidemment disponible. Cependant, ils révèlent la complexité de l'élastographie mammaire, application pour laquelle notre méthode a été développée.

L'acquisition des données et les milieux utilisés sont présentés ci-dessous, ainsi que les résultats obtenus.

IV.1 Milieux utilisés

Nous retrouvons dans ce chapitre des milieux décrits précédemment, lors de l'imagerie du tenseur de déformation. Plus précisément, des reconstructions de la distribution du module d'Young vont être effectuées pour deux fantômes d'élastographie mammaire (*CIRS* modèles 059). Pour rappel, ces milieux imitent un sein de femme en position allongée, dans lequel se trouvent plusieurs inclusions sphériques de module d'Young environ 3 fois égal à celui du milieu environnant. Une information complémentaire va cependant être apportée dans ce chapitre. Si pour l'un des fantômes (fantôme 1), ce rapport de 3 entre les modules est l'unique information fournie par le constructeur, pour le second fantôme (fantôme 2), les mesures effectuées par le fabricant ont indiqué un module d'Young de 43.3 kPa pour les inclusions et de 13 kPa pour le milieu environnant. Trois régions ont été imagées, l'une contenant une seule inclusion (cas #1, fantôme 1), et les deux autres, deux inclusions superposées (cas #2, fantôme 2) ou positionnées côte à côte (cas #3, fantôme 2).

Trois cas de lésions mammaires vont également être testés (cas #4, cas #5, cas #6). Pour rappel, ces cas ont été extraits d'une base de données archivée, résultant d'une étude d'élastographie mammaire réalisée aux Hospices Civils de Lyon (Collaboration, Dr A. Coulon). Des informations détaillées sur cette étude sont disponibles dans l'article suivant [4]. Deux cas de carcinome canalaire infiltrant (CCI) (cas #4 et #6) et un cas de fibroadénome (lésion bénigne, cas #5) seront présentés.

Les données ultrasonores radiofréquences à partir desquelles les champs de déplacement sont estimés (puis régularisés, Chap. 2) ont été acquises lors d'expériences typiques d'élastographie quasi-statique. Il doit être noté que lors de ces expériences, la valeur de la force appliquée aux milieux n'était pas disponible. Cette valeur a donc été fixée arbitrairement et seules des cartes relatives du module d'Young pourront être obtenues.

IV.2 Résultats obtenus sur fantômes

Les résultats obtenus sous les hypothèses de contraintes planes, ainsi que les images du tenseur de déformation utilisées, sont d'abord présentés pour les données fantômes cas #1 (fig. 4.15), cas #2 (fig. 4.16) et cas #3 (fig. 4.17). Dans tous les cas examinés, les inclusions sont clairement visibles sur les cartes relatives de module d'Young reconstruites, et elles apparaissent plus rigides que le milieu environnant, comme cela est attendu. Il peut être noté que les cartes reconstruites ont toutes un aspect similaire bien que les milieux et la force appliquée soient différents. Pour le cas #1, l'inclusion et le milieu environnant apparaissent relativement homogènes (fig. 4.15-d).

Néanmoins, une "zone rouge" (donc supposément plus rigide) peut être observée dans la partie supérieure de l'image. Cette zone est de petite taille et n'affecte pas l'interprétation du résultat. Pour le cas #2 (fig. 4.16-d1) et le cas #3 (fig. 4.17-d1), cette zone est légèrement plus étendue (en particulier pour le cas #3) avec des valeurs plus élevées, et des variations verticales plus prononcées du module d'Young relatif peuvent être observées, conduisant à des régions d'aspect moins homogènes. Des zones de rigidité plus élevée ont pu être observées précédemment sur les images obtenues à partir de simulations 3D lorsque les conditions aux limites variaient, et semblent correspondre à des zones où le contraste de déformation est important. Pour le cas #2 et le cas #3, des cartes relatives du module d'Young ont été reconstruites en supprimant au préalable les premières lignes des champs de déformation (fig. 4.16-4.17-d2.). Les résultats obtenus sont alors de qualité similaire à celui obtenu pour le cas #1. Pour le cas #2, l'inclusion supérieure apparaît plus petite sur les images, bien que qu'elle semble être de même taille que l'inclusion basse, lorsqu'on examine le milieu à l'échographie. Cependant, lors de l'acquisition, ces deux inclusions n'étaient pas exactement situées dans le même plan, et explique la plus petite taille de l'inclusion haute. Enfin, cette inclusion apparaît également moins rigide que celle inférieure, bien que le rapport des modules est supposé être le même. La encore, le fait que les deux inclusions n'étaient pas tout à fait dans le même plan lors de l'acquisition des données peut avoir contribué aux différences observées.

Ces observations sont confirmées par le rapport de module d'Young R estimé entre la/les inclusions et le milieu environnant (tab. 4.9). Pour rappel, le module d'Young relatif du milieu environnant est soit estimé dans une ROI circulaire de même taille que celle de l'inclusion (configuration 1), soit sur toute l'image en excluant l'inclusion et les bords (configuration 2). Il faut noter pour la première configuration, que les ROI du milieu environnant ont été sélectionnées dans des zones visuellement homogènes. En raison d'une variabilité des valeurs dans le milieu environnant plus fortes que pour les résultats de simulations, les ROI doivent être soigneusement sélectionnées. Pour toutes les inclusions, le rapport R est compris entre 2 et 3, et plus exactement dans la gamme [2.04 – 2.92], sauf pour l'inclusion haute du cas #2, où ce rapport est inférieur, compris entre 1.61 et 2.21. Cette diminution du rapport des modules par rapport aux valeurs fournies par le fabricant rejoint les observations faites précédemment. Pour finir, si supprimer les premières lignes des images permet d'améliorer l'aspect visuel des cartes reconstruites, le rapport élastique estimé peut être légèrement modifié (plus faible dans le cas #2 et plus élevé dans le cas #3).

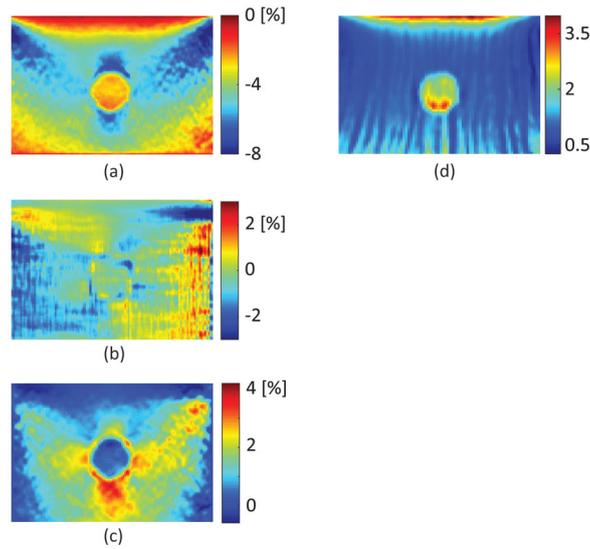


FIGURE 4.15 – Résultats expérimentaux cas #1 - obtenus avec un fantôme *CIRS*, modèle 059 (fantôme 1) : (a) déformation axiale, (b) déformation en cisaillement, (c) déformation latérale, (d) carte relative de module d'Young reconstruite.

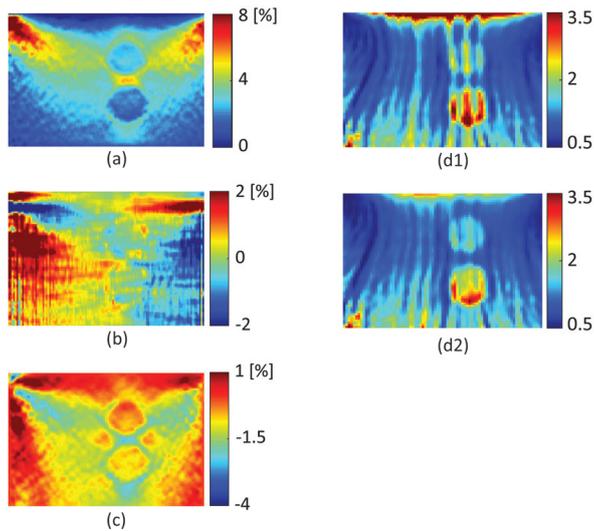


FIGURE 4.16 – Résultats expérimentaux cas #2 - obtenus avec un fantôme *CIRS*, modèle 059 (fantôme 2) : (a) déformation axiale, (b) déformation en cisaillement, (c) déformation latérale, (d) carte relative de module d'Young reconstruite. La carte (d1) est reconstruite en utilisant l'intégralité des images du tenseur des déformations et (d2) en supprimant les premières lignes de ces images.

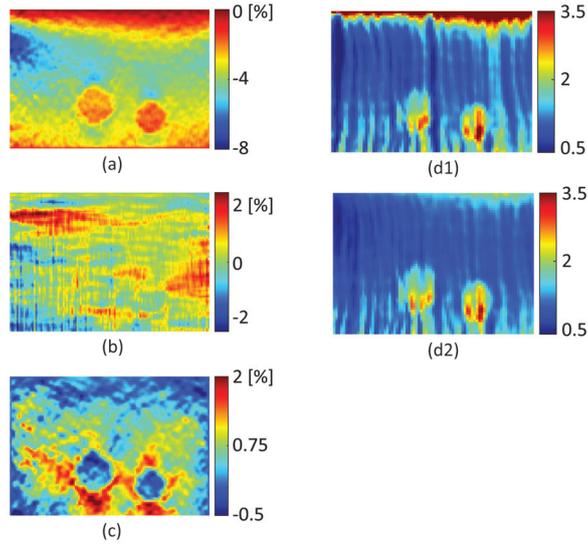


FIGURE 4.17 – Résultats expérimentaux cas #3 - obtenus avec un fantôme *CIRS*, modèle 059 (fantôme 2) : (a) déformation axiale, (b) déformation en cisaillement, (c) déformation latérale, (d) carte relative de module d'Young reconstruite. La carte (d1) est reconstruite en utilisant l'intégralité des images du tenseur des déformations et (d2) en supprimant les premières lignes de ces images.

	Rapport élastique R	
	configuration 1	configuration 2
Cas #1	2.42	2.46
Cas #2 - inc 1	2.21	1.75
	1.95	1.61
Cas #2 - inc 2	2.92	2.86
	2.53	2.55
Cas #3 - inc 1	2.31	2.04
	2.50	2.15
Cas #3 - inc 2	2.30	2.33
	2.46	2.37

TABLE 4.9 – Rapports élastiques R estimés pour les cas de fantômes à l'aide des deux configurations de sélection des régions. La configuration 1 utilise deux ROI circulaires de même taille et la configuration 2 sélectionne le milieu environnant comme étant l'ensemble de l'image moins la/les inclusions et les bords. Les lignes grises correspondent aux résultats obtenus en supprimant les premières lignes des images de déformation, et les autres en utilisant l'intégralité des images.

IV.3 Résultats sur tissus mammaires *in vivo*

Pour finir, les résultats obtenus à partir des données *in vivo*, sous les hypothèses de contraintes planes, sont présentés. Pour tous les cas, la présence dans ces images d'une région clairement plus rigide que les tissus environnants concorde avec la position de la lésion. Ces premiers résultats sont compatibles avec les lésions analysées puisqu'il s'agit ici de deux carcinomes canaux infiltrants, cancers connus pour être généralement beaucoup plus rigides que les tissus sains [5], ainsi que d'un fibroadénome pour lequel il était précisé qu'il était palpable. En comparaison avec les résultats présentés précédemment, les cartes relatives de module d'Young reconstruites semblent moins homogènes. Cependant, cela peut être attendu au vu de la plus grande hétérogénéité et complexité des tissus biologiques. Le rapport des modules R entre la lésion et le milieu environnant est estimé autour de 6.6 pour le cas #4, 4.5 pour le cas #5 et 3.6 pour le cas #6 (tab. 4.10). Si ce rapport est plus grand pour le cas #4, il est proche pour les cas #5 et #6, et ne permet pas de différencier les deux lésions, alors que l'une est un cancer et l'autre un fibroadénome. Des valeurs proches de ce rapport ne sont pas impossibles, d'autant plus que le fibroadénome imagé était palpable, et les diverses études cliniques publiées montrent qu'il existe toujours des lésions qui ne peuvent être séparées au vu des critères analysés [5]. Nous savons aussi que les hypothèses introduites au niveau de la méthode, notamment l'hypothèse de contraintes planes, conduisent à des erreurs lors de la reconstruction des images de modules, pouvant entraver la séparation entre lésions bénignes et lésions malignes. Cependant, les valeurs obtenues dans notre étude sont du même ordre que celles relevées dans des études cliniques utilisant l'élastographie par ondes de cisaillement. En effet, dans une étude sur 939 masses où ce rapport des modules avait notamment été calculé [5], sa valeur médiane était de 7.8 pour les cancers et de 2.0 pour les lésions bénignes. Une analyse plus poussée des résultats est néanmoins difficile, en raison de la grande complexité des milieux biologiques et du manque crucial d'informations sur les propriétés mécaniques des tissus examinés.

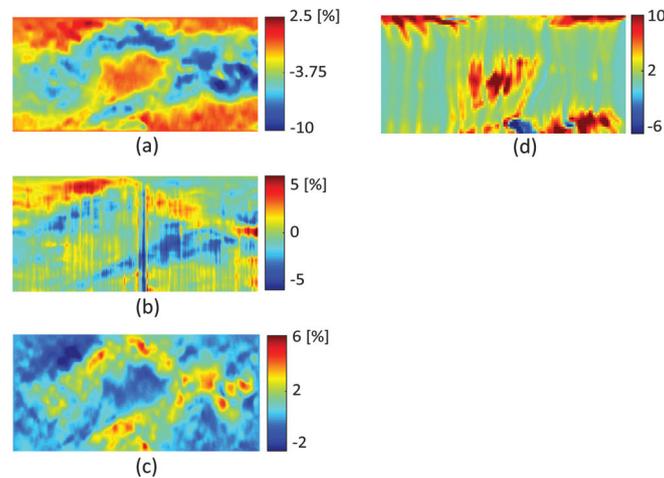


FIGURE 4.18 – Résultats obtenus sur des tissus mammaires *in vivo*, dans le cas d'un carcinome canalaire infiltrant (cas #4) : (a) déformation axiale, (b) déformation en cisaillement, (c) déformation latérale, (d) carte relative de module d'Young.

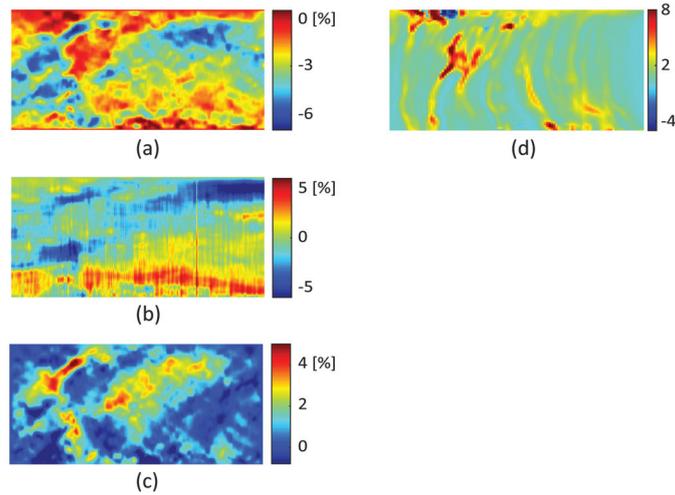


FIGURE 4.19 – Résultats obtenus sur des tissus mammaires *in vivo*, dans le cas d'un fibroadénome (cas #5) : (a) déformation axiale, (b) déformation en cisaillement, (c) déformation latérale, (d) carte relative de module d'Young.

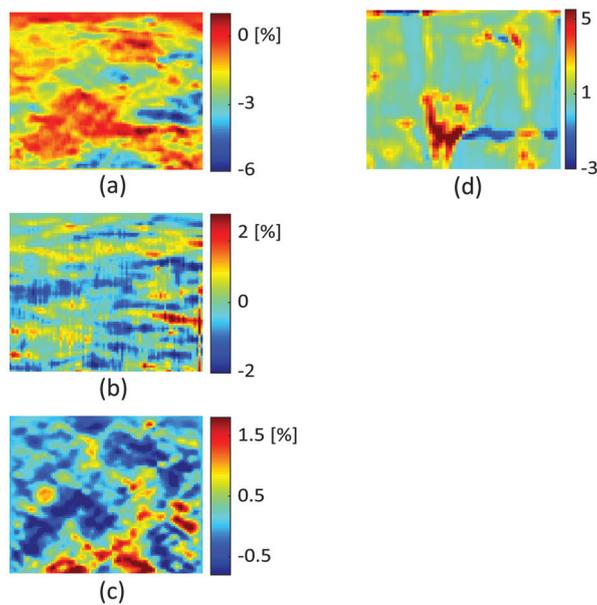


FIGURE 4.20 – Résultats obtenus sur des tissus mammaires *in vivo*, dans le cas d'un carcinome canalaire infiltrant (cas #6) : (a) déformation axiale, (b) déformation en cisaillement, (c) déformation latérale, (d) carte relative de module d'Young.

V Discussion

Afin de reconstruire des cartes des propriétés élastiques (module d'Young) des tissus biologiques en élastographie ultrasonore quasi-statique, nous avons proposé une approche basée sur le principe des travaux virtuels, utilisant l'ensemble des composantes du tenseur de déformation 2D. Le tenseur de déformation a été obtenu grâce à l'introduction d'une méthode de régularisation (chap. 2), indispensable à l'obtention de données exploitables. En effet, sans régularisation, les champs de déformation latérale et en cisaillement sont dominés par le bruit et ils ne peuvent permettre une reconstruction correcte du module d'Young. Une illustration en est donnée avec

	Rapport élastique R	
	configuration 1	configuration 2
Cas #4	7.19	6.04
Cas #5	5.12	4.02
Cas #6	3.53	3.84

TABLE 4.10 – Rapports élastiques R estimés pour les tissus mammaires *in vivo* à l’aide des deux configurations de sélection des régions. La configuration 1 utilise deux ROI circulaires de même taille et la configuration 2 sélectionne le milieu environnant comme étant l’ensemble de l’image moins la/les inclusions et les bords.

le fantôme *CIRS* modèle 059 (cas #1), en figure 4.21. Ici, la carte relative du module d’Young reconstruite à partir de champs de déformation non régularisés est bruitée et la présence de l’inclusion plus rigide que le milieu environnant n’est pas révélée.

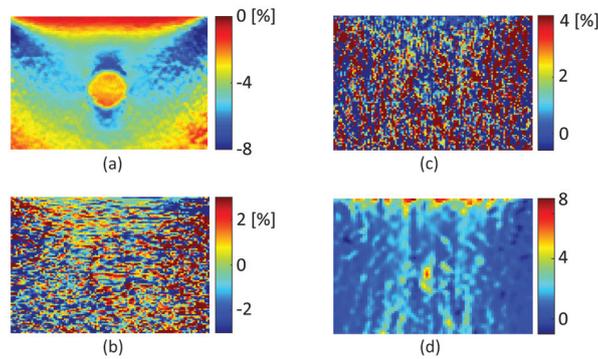


FIGURE 4.21 – Résultat expérimental obtenu à partir de champs de déformation non régularisés, pour un fantôme *CIRS* modèle 059 (cas #1) : (a) déformation axiale, (b) déformation en cisaillement, (c) déformation latérale et (d) carte relative de module d’Young reconstruite sous les hypothèses de contraintes planes.

À l’inverse, les différents résultats présentés dans ce chapitre ont montré des cartes de module d’Young interprétables où des régions aux propriétés mécaniques différentes au sein d’un milieu étaient observables, que ce soit pour les simulations, les fantômes ou les tissus mammaires. Sur les cartes reconstruites, la présence d’inclusions/lésions aux propriétés élastiques distinctes sont clairement visibles. Pour les données expérimentales sur fantômes, les rapports des modules d’Young estimés sont inférieurs mais restent cohérents avec les valeurs fournies par le fabricant, et la diminution du contraste élastique est en accord avec les résultats de simulations. Cette diminution est liée à l’approche 2D utilisée dans notre méthode (avec l’hypothèse des contraintes planes) alors que le problème est tridimensionnel. Pour les résultats sur les tissus biologiques *in vivo*, ils doivent être interprétés avec précaution. Ils laissent cependant apparaître une zone plus rigide qui correspond à la région de la lésion. De plus, les valeurs de rapports obtenus sont dans la gamme de valeurs que l’on peut trouver dans la littérature. Pour finir, les divers résultats présentés, en particulier ceux issus de données *in vivo*, ont montré la robustesse de la méthode face à des milieux divers et complexes. En ce qui concerne la précision de la méthode, les résultats obtenus à partir de simulations, pour lesquels des conditions de contraintes planes ou de déformations planes sont respectées, ont montré une estimation précise de la distribution spatiale du module d’Young, avec une erreur quadratique moyenne (RMSE) très faible. En revanche, dès lors que ces conditions ne sont plus satisfaites, une diminution du contraste élastique peut être observée, avec une diminution plus prononcée sous les hypothèses de déformations planes (fig. 4.5). En élastographie ultrasonore quasi-statique, aucune de ces hypothèses ne permet de modéliser parfaitement le comportement des tissus biologiques, et les deux sont couramment

utilisées [6–9]. Au vu de nos résultats, le choix a été fait d'utiliser, dans nos travaux, principalement l'hypothèse des contraintes planes. Il n'est cependant pas exclu que dans certaines situations, l'hypothèse des déformations planes se montre plus adaptée. Afin de s'affranchir de ces hypothèses, et grâce aux développements actuels des systèmes d'acquisition ultrasonore 3D, de futurs travaux porteront sur l'extension de la méthode proposée à la troisième dimension. Cette extension apparaît primordiale afin d'obtenir à la fois des valeurs de module (en kPa) et des contrastes élastiques plus proches des valeurs réelles, avec les données expérimentales. Enfin, une limite peut être soulevée concernant certains cas, où des zones apparaissent plus rigides sur les cartes reconstruites sans que les propriétés mécaniques du milieu ne soient différentes. Ces zones semblent être dues aux conditions aux limites qui créent un fort contraste de déformation dans certaines régions, impactant ensuite les cartes reconstruites. Toutefois, il peut être noté que les régions concernées se concentrent essentiellement sur les bords des images et peuvent donc être préalablement supprimées.

Actuellement, à partir des données expérimentales, seules des cartes du module d'Young relatif peuvent être reconstruites. En effet, dans la pratique de l'élastographie ultrasonore quasi-statique, le mouvement de compression/décompression est réalisé manuellement par le/la radiologue à l'aide de la sonde échographique. Par conséquent, la force appliquée sur le milieu est inconnue, empêchant ainsi une estimation quantitative des propriétés mécaniques des tissus. Dans nos travaux, la force a été fixée à une valeur arbitraire, mais des développements en cours, portant sur un système permettant d'acquérir la valeur de la force appliquée aux tissus en synchronisation avec les données ultrasonores, pourraient prochainement permettre d'accéder à des valeurs de module d'Young.

Il peut être souligné ici qu'aucun filtrage n'a été appliqué aux cartes (relatives) de module d'Young présentées. En revanche, nous rappelons que lors de l'estimation d'une valeur de module, une prise en compte pondérée du voisinage est opérée, ce qui peut produire un lissage plus ou moins important selon la taille du voisinage et les coefficients de pondération choisis. Dans nos travaux, ces coefficients sont déterminés par l'utilisation d'un masque gaussien 3×3 . Cependant, si dans les travaux futurs, des tests supplémentaires révèlent la nécessité d'un lissage plus important, un masque plus large pourra être utilisé. De même, un autre type de masque pourra être considéré en fonction des besoins.

Concernant le temps de calcul, la reconstruction d'une carte telle que nous en avons montrée dans ce travail (composée environ de 75×75 pixels) prend en moyenne 4 minutes. Il est à noter que pour cette première version de la méthode, les aspects temps réel n'ont pas été pris en considération. Certains choix ont malgré tout été faits afin de limiter le temps de calcul. La taille du maillage est l'un paramètre qui intervient dans le temps de calcul. En effet, un maillage large comporte peu d'éléments ce qui limite le nombre d'inconnues à déterminer et donc le temps de calcul. Cependant, comme nous l'avons évoqué dans le chapitre précédent, ce choix est aussi un compromis à faire avec la résolution des images reconstruites. Ces questions seront intéressantes à prendre en compte dans de futurs travaux.

Pour finir, dans ces travaux, le coefficient de Poisson a été défini comme étant constant et connu pour tous les milieux étudiés (égal à 0.49), réduisant ainsi le nombre d'inconnues. Par conséquent, seule une cartographie du module d'Young reste à reconstruite. Une étude réalisée avec des simulations de milieux 3D possédant différentes valeurs de coefficients de Poisson, a montré une influence limitée de ce paramètre. En effet, seule une légère diminution des modules d'Young estimés a pu être observée lorsque le coefficient de Poisson du milieu s'éloigne de manière importante de la valeur fixée (par exemple 0.1 vs 0.49, fig. 4.6). Toutefois, certaines applications pourraient bénéficier d'une estimation de la distribution spatiale du coefficient de Poisson. Pour

cela, la méthode développée peut être adaptée afin de réintégrer ce terme comme étant une inconnue à estimer. Cela suppose alors de résoudre un problème contenant deux fois plus d'inconnues. Au delà, d'une estimation du module d'Young et du coefficient de Poisson, des modèles plus complexes, permettant de modéliser le comportement mécanique des milieux étudiés, pourraient aussi être envisagés afin de se rapprocher des propriétés des tissus biologiques. En effet, le choix du modèle modifie simplement l'écriture de la relation contrainte-déformation utilisée dans notre méthode. Néanmoins, cela soulève encore une fois la question du nombre d'inconnues, ce qui pourra être le sujet de travaux futurs.

VI Conclusion

Dans ce chapitre, l'imagerie des propriétés élastiques des tissus biologiques a été étudiée grâce à l'introduction d'une méthode de reconstruction spécifique, basée sur l'utilisation des champs virtuels et l'estimation de l'ensemble des composantes du tenseur de déformation 2D. Nos résultats montrent la capacité de notre méthode à reconstruire des cartes du module d'Young des milieux, notamment pour les données expérimentales. Plus particulièrement, la méthode proposée montre des résultats prometteurs pour la reconstruction de cartes relatives du module d'Young dans les tissus mammaires *in vivo*. Si ces résultats ne sont pas parfaits, les lésions peuvent être détectées visuellement et les rapports des modules estimés entre ces lésions et le milieu environnant sont cohérents avec les données de la littérature.

Bibliographie

- [1] *Comsol Multiphysics*[®]. Comsol AB, Stockholm, Sweden, 2019. URL <http://www.comsol.com>. III
- [2] A.-L. Duroy, O. Basset, and E. Brusseau. Virtual fields based-method for reconstructing the elastic modulus in quasi-static ultrasound elastography. In *IEEE International Ultrasonics Symposium*, 2022. III.2.2
- [3] A.-L. Duroy, O. Basset, and E. Brusseau. Elastic modulus imaging for breast application using a virtual fields based-method in quasi-static ultrasound elastography. *IEEE TUFFC*, 2023. III.2.2
- [4] E. Brusseau, V. Detti, A. Coulon, E. Maissiat, N. Boublay, Y. Berthezène, J. Fromageau, N. Bush, and J. Bamber. In Vivo Response to Compression of 35 Breast Lesions Observed with a Two-Dimensional Locally Regularized Strain Estimation Method. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 40 :300–312, 2014. IV.1
- [5] W. A. Berg, D. O. Cosgrove, C. J. Doré, F. K. W. Schäfer, W. E. Svensson, R. J. Hooley, R. Ohlinger, E. B. Mendelson, C. Balu-Maestro, M. Locatelli, C. Tourasse, B. C. Cavanaugh, V. Juhan, A. T. Stavros, A. Tardivon, J. Gay, J.-P. Henry, C. Cohen-Bacrie, and For the BE1 Investigators. Shear-wave Elastography Improves the Specificity of Breast US : The BE1 Multinational Study of 939 Masses. *Radiology*, 262(2) :435–449, 2012. IV.3
- [6] P. E. Barbone and J. C. Bamber. Quantitative elasticity imaging : what can and cannot be inferred from strain images. *Physics in Medicine and Biology*, 47(12) :2147–2164, 2002. V
- [7] M. M. Doyley. Model-based elastography : a survey of approaches to the inverse elasticity problem. *Physics in Medicine and Biology*, 57 :R35–R73, 2012.
- [8] O. Babaniyi, A. Oberai, and P. Barbone. Recovering vector displacement estimates in quasi-static elastography using sparse relaxation of the momentum equation. *Inverse Problems in Science and Engineering*, 25(3) :326–362, 2017.
- [9] D. T. Seidl, A. A. Oberai, and P. E. Barbone. The Coupled Adjoint-State Equation in forward and inverse linear elasticity : Incompressible plane stress. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 357 :112588, 2019. V

Conclusion générale et perspectives

Les travaux présentés dans ce manuscrit de thèse ont porté sur l'élastographie ultrasonore quasi-statique. Aujourd'hui, cette technique d'imagerie est implantée sur des échographes cliniques et les critères utilisés pour le diagnostic sont issus principalement de la déformation axiale. L'une des raisons à l'utilisation prédominante de cette composante de la déformation est due à l'estimation plus précise du déplacement axial comparé au déplacement latéral. Afin d'analyser les propriétés élastiques des tissus biologiques, deux axes de recherche ont été développés dans ces travaux :

1. l'imagerie du tenseur de déformation 2D
2. la reconstruction de cartographies du module d'Young

Afin d'accéder à une imagerie du tenseur de déformation 2D, une méthode de régularisation basée sur la propriété de quasi-incompressibilité des tissus biologiques a été développée, permettant un lissage des champs de déplacement. Plus exactement, un problème d'optimisation a été formulé comportant, outre les termes d'attache aux données, des termes de pénalisation des fortes variations sur les composantes du déplacement ainsi que le terme de divergence du déplacement. Des tests sur des fantômes et sur des tissus mammaires *in vivo* ont montré la forte contribution de cette méthode face à des données complexes et bruitées, notamment pour la composante latérale du déplacement. Il en résulte des images de la déformation latérale et de cisaillement qui deviennent interprétables, et les inclusions/lésions deviennent ainsi aussi clairement visibles sur les images de déformation latérale qu'elles l'étaient sur les images de déformation axiale, ce qui n'était pas le cas avant la régularisation. Ces résultats ont été confirmés par une augmentation significative des valeurs de $CNR_{lateral}$. En plus d'une imagerie complète du tenseur de déformation 2D, des élastogrammes de rotation pour lesquels des motifs de rotation étaient clairement détectables autour des inclusions/lésions ont aussi été obtenus. Enfin, il est important de souligner que, bien que notre méthode soit une approche 2D, les champs de déformation régularisés sont cohérents avec des milieux se déformant en 3D. Le tenseur de déformation ainsi obtenu a ensuite été utilisé pour la reconstruction des propriétés mécaniques des tissus, ce qui a fait l'objet du deuxième axe de ces travaux de recherche.

Afin de reconstruire des cartographies des propriétés mécaniques des tissus biologiques, une méthode basée sur les champs virtuels a été développée. Plus exactement, pour ces premiers travaux, nous nous sommes intéressés à la reconstruction du module d'Young pour des milieux élastiques, linéaires, isotropes et quasi-incompressibles (c.-à-d. avec un coefficient de Poisson égal à 0.49). De plus, pour pallier le manque de données 3D, les hypothèses de déformations et de contraintes planes ont été étudiées. Ces hypothèses sont souvent utilisées en élastographie, bien qu'en pratique, aucune d'entre elles ne permette de modéliser parfaitement le comportement des tissus biologiques. De premiers tests réalisés à l'aide de simulations numériques ont montré qu'une reconstruction précise de la distribution spatiale du module d'Young était obtenue lorsque les hypothèses introduites dans la méthode étaient vérifiées. Cependant, comme cela pouvait être attendu, une diminution du contraste élastique (estimé entre la/les inclusion(s) et le milieu envi-

ronnant) a été observée quand les hypothèses de contraintes ou de déformations planes n'étaient plus satisfaites, et ce, plus fortement dans le deuxième cas. Pour cette raison, dans ces travaux, ce sont les hypothèses de contraintes planes qui ont été principalement considérées. Des tests sur des fantômes ont par la suite permis de reconstruire des cartes relatives de module d'Young sur lesquelles les inclusions sont clairement visibles et où les différentes régions apparaissent relativement homogènes. Enfin, des résultats prometteurs ont été montrés pour des tissus mammaires *in vivo*, pour lesquels une lésion plus rigide que les tissus environnants pouvait être détectée. Pour ces premiers travaux, seules des cartes relatives du module d'Young ont pu être reconstruites dans le cas des fantômes et des tissus biologiques, car la valeur de la force appliquée sur le milieu est inconnue. Cependant, des travaux en cours portant sur le développement d'un système permettant de mesurer la force en parallèle de l'imagerie, pourraient permettre d'obtenir prochainement des cartes quantitatives (en kPa). Ce système est destiné à enregistrer les données issues d'un capteur de force en synchronisation avec l'acquisition des images ultrasonores radiofréquences. De nombreux tests devront être effectués, avec notamment pour les fantômes, une comparaison des modules estimés avec des modules de référence fournis par le constructeur ou issus d'essais mécaniques. Pour les données d'exams sur patients, les propriétés mécaniques des tissus biologiques étant inconnues, seule une comparaison avec une autre technique d'élastographie pourra être effectuée, afin d'obtenir une première appréciation des performances du système développé. Enfin, la méthode proposée ici a l'avantage de permettre une grande liberté d'utilisation, et de futurs travaux pourront porter sur la reconstruction d'autres paramètres mécaniques.

Pour finir, les développements réalisés se sont appuyés sur l'utilisation d'images et non pas de volumes ultrasonores acquis au cours du temps. Avec les recherches actuelles portant sur le développement de systèmes d'acquisition de données volumiques, il pourra être envisagé pour de futurs travaux, d'étendre les méthodes développées à la troisième dimension. En effet, pour la méthode de régularisation, l'introduction de la composante en élévation du déplacement est immédiate et aucune difficulté ne devrait être rencontrée. Quant à la méthode de reconstruction, cette dernière bénéficiera de l'estimation du tenseur de déformation 3D, mais surtout, l'utilisation de données volumiques permettra de s'affranchir des hypothèses de déformations et de contraintes planes, qui comme nous l'avons vu avec les résultats de simulations numériques, sont une source majeure de perte de contraste dans les cartes de module reconstruites.

Publications et communications

Revue avec comité de lecture

- **A-L. Duroy**, V. Detti, A. Coulon, O. Basset, E. Brusseau. Regularization-based 2D tissue strain tensor imaging in quasi-static ultrasound elastography. *Ultrasonic Imaging*, 2023 - accepté
- **A-L. Duroy**, O. Basset, E. Brusseau. Elastic modulus imaging for breast application using a Virtual fields based-method in quasi-static ultrasound elastography. *IEEE TUFFC*, 2023 - soumis

Proceedings

- **A-L. Duroy**, V. Detti, A. Coulon, O. Basset and E. Brusseau. 2D tissue strain tensor imaging in quasi-static ultrasound elastography. *43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, pp. 2847-2851, 2021
<https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/9630570>
- **A-L. Duroy**, O. Basset and E. Brusseau. Virtual fields based-method for reconstructing the elastic modulus in quasi-static ultrasound elastography. *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2022
<https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-03793187>
- E. Brusseau, **A.L. Duroy**, O. Basset, A. Coulon, and V. Detti. Breast lesion examination with ultrasound elastography, *International Conference in Gynaecology and Obstetrics*, 2023

Communications

- Présentation (virtuel) pour *43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, 2021
- Poster (présentiel) pour *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2022
- Intervention auprès de lycéennes dans le cadre de la journée de la femme 2021 et 2022 : *Sciences, un métier de femmes !*
<https://www.femmesetsciences.fr/news/sciences%2C-un-m%C3%A9tier-de-femmes-!-2022>

