

Simulation d'images ultrasonores du sein à partir d'un modèle biomécanique en IRM pour la visualisation de lésions tumorales

Renaud MORIN¹, Björn EIBEN², Luc BIDAUT³, John HIPWELL², Andrew EVANS¹, David J. HAWKES²

¹Medical Research Institute, Ninewells Hospital, University of Dundee, Scotland, UK

²Centre for Medical Image Computing, University College London, UK

³Clinical Research Imaging Facility, Ninewells Hospital & Medical School, Scotland, UK

r.morin@dundee.ac.uk, bjoern.eiben.10@ucl.ac.uk, l.bidaut@dundee.ac.uk,
j.hipwell@ucl.ac.uk, a.z.evans@dundee.ac.uk, d.hawkes@ucl.ac.uk

Résumé – Le cancer du sein est généralement diagnostiqué à l'aide d'une mammographie ou d'un examen ultrasonore. À la différence de l'imagerie par résonance magnétique qui donne un aperçu du sein dans sa totalité, l'imagerie ultrasonore ne permet de visualiser qu'une partie du sein autour des lésions. La qualité du diagnostic est directement liée à la combinaison des informations obtenues à partir des différentes modalités, et la simulation d'images ultrasonores du sein entier pourrait être mis à profit dans cette optique. La déformation importante que subit le sein entre les différentes configurations propres à ces modalités d'imagerie, les patientes étant allongées sur le dos ou sur le ventre, est cependant un obstacle majeur. Nous présentons ici une méthodologie pour la simulation d'images ultrasonores réalistes à partir d'images par résonance magnétique, obtenues dans des configurations différentes, à l'aide d'un modèle biomécanique du sein spécifique aux patientes. Les paramètres utilisés pour la simulation ultrasonore sont tirés d'une configuration clinique existante, permettant ainsi d'obtenir des images réalistes de n'importe quelle région du sein.

Abstract – Women with breast cancer have both mammography and ultrasound for initial imaging assessment. Unlike magnetic resonance, which produces an image of the whole breast, ultrasound provides limited 2D or 3D views located around the lesions. Combining different modalities is an essential task for accurate diagnosis and simulating ultrasound images based on whole breast data could be a way toward correlating different information about the same lesion. The breast undergoes large scale deformation between the prone position of magnetic resonance imaging and the largely supine or lateral position of ultrasound, therefore leading to challenging image processing tasks. We present a framework for the realistic simulation of ultrasound images based on prone magnetic resonance images from which a supine position is generated using a biomechanical model. The simulation parameters are derived from a real clinical infrastructure, leading to realistic ultrasound images of any region of the breast.

1 Introduction

Dans le cadre de la détection et de la caractérisation du cancer du sein, l'imagerie ultrasonore (US) est une modalité jouant un rôle essentiel [1]. En plus des avantages liés à son faible coût et à son caractère non invasif, l'imagerie US permet de caractériser avec précision des masses suspectes identifiées en mammographie, facilitant ainsi la différenciation entre des lésions malignes et bénignes. Les applications cliniques sont nombreuses et la combinaison des images US classiques avec une mesure de l'élasticité des tissus, à l'aide de l'élastographie par ondes de cisaillement, peut améliorer la qualité du diagnostic du cancer du sein et limiter le recours à des biopsies inutiles [2].

À la différence de la mammographie ou de l'imagerie par résonance magnétique (IRM), l'imagerie US 2D ou 3D ne permet pas la visualisation du sein dans son ensemble, ce qui peut dans certains cas rendre difficile la mise en correspondance d'attributs propres aux modalités en question. La détection de lésions utilisant l'imagerie US de l'ensemble du sein a fait l'objet de

plusieurs travaux [3], mais les dispositifs produisant de telles images 3D ne sont pas répandus et souffrent de temps d'acquisition relativement longs. La combinaison d'images du sein obtenues à l'aide des modalités classiques (mammographie, IRM, et US), de par la précision requise pour directement affecter les performances du diagnostic, demeure encore aujourd'hui une tâche complexe.

Après avoir identifié une lésion sur une IRM, la simulation d'images US 3D correspondant à cette lésion pourrait faciliter sa visualisation dans un cadre confortable, en utilisant des paramètres optimaux et en identifiant avant l'examen des régions tumorales particulièrement intéressantes. Il serait donc possible d'afficher n'importe quelle zone à l'intérieur du sein, en utilisant par exemple un transducteur à haute fréquence centrale, sans que le résultat ne soit affecté par les limitations liées à la profondeur de pénétration comme c'est le cas lors d'une acquisition *in vivo*. Un tel protocole pourrait également être utilisé pour la comparaison de séquences d'images multi-modales, pour l'estimation du mouvement à l'aide de séquences US réalistes

[4] et pour la segmentation de tumeurs [5].

À notre connaissance, la simulation d'images US 3D réalistes du sein n'a jamais été étudiée. Un modèle 2D très simple centré sur la modélisation du speckle a été proposé dans [5] pour évaluer les performances d'un algorithme de segmentation. Des modèles plus élaborés ont été développés dans le cadre de l'interaction de l'onde US avec l'os [6] ainsi que pour la simulation d'images US à partir de données obtenues par tomodynamométrie volumétrique [7].

L'objectif de ce travail est de développer une méthodologie pour la simulation d'images US réalistes à partir d'IRM. La principale difficulté concerne les conditions d'acquisitions de ces images, puisque la patiente est allongée sur le ventre pour l'IRM (position « prone ») et sur le dos pour l'imagerie US (position « supine »). Un modèle biomécanique [8] est étudié dans un premier temps afin de simuler la déformation du sein générée par un tel changement de position. Une estimation de l'IRM en position supine ainsi que la segmentation des tissus internes (tissus adipeux et fibro-glandulaires) sont alors combinées dans le cadre d'une simulation d'images US 3D réalistes à l'aide du logiciel FIELD II [9].

2 Matériel et méthode

2.1 Acquisition des données

Les données IRM classiques (en position prone) ont été acquises au Clinical Research Imaging Facility (Ninewells Hospital, Dundee, United-Kingdom) à l'aide d'un scanner IRM Siemens 3T MAGNETOM TIM-Trio. Les patientes ont été positionnées avec soin, de telle sorte que la déformation des seins soit minimale. Un SatPad spécialement conçu pour l'acquisition d'IRM du sein a été utilisé afin d'améliorer l'homogénéité de contraste et limiter les problèmes liés à la saturation des régions correspondant aux tissus adipeux. D'autres examens d'imagerie ont été réalisés pour chaque patient, avec notamment un examen US de routine à l'aide du système Aixplorer (SuperSonic Imagine, Aix en Provence, France). Des informations complémentaires relatives à cette procédure, telles que la position de la sonde US ou encore l'anatomie du sein, ont été obtenues auprès de radiologues spécialisés dans la pratique et l'analyse des examens US du sein.

2.2 Modèle biomécanique

La première étape consiste à estimer l'IRM du sein en position supine. À partir de l'IRM en position classique, les tissus à l'intérieur du sein sont d'abord isolés de la peau et de la surface du muscle pectoral antérieur. Ces tissus sont alors segmentés en deux classes correspondant aux tissus adipeux et fibro-glandulaires à l'aide d'un algorithme Expectation-Maximization (EM). Un maillage surfacique est alors obtenu à partir de cette segmentation en rééchantillonnant le résultat de la méthode des marching cubes [10]. Ce maillage est ensuite utilisé pour générer un maillage volumique tétraédral à l'aide du logiciel open

source *gmsk*. Des propriétés physiques génériques des tissus du sein sont alors attribuées aux deux classes segmentées. La simulation de l'IRM en position prone est enfin obtenue à l'aide du schéma itératif décrit dans [11].

2.3 Simulation Ultrasonore

Le logiciel FieldII [9] sert ensuite de base pour la simulation d'un ensemble d'images US 2D afin de reconstruire le volume 3D correspondant à l'IRM. FieldII est un programme fonctionnant sous MATLAB qui fait office d'état de l'art dans la communauté de l'imagerie médicale US pour la simulation du processus d'acquisition de ces images. Les caractéristiques de cette simulation sont principalement liées aux propriétés du transducteur et à la région d'intérêt du milieu imagé.

Dans cette partie, le niveau de gris de l'IRM utilisée comme modèle est dénoté I et (x_i^1, x_i^2) représente la position du i ème diffuseur, respectivement dans les directions axiale et latérale. a_i représente l'amplitude correspondante de ce diffuseur.

Le milieu imagé est modélisé comme un ensemble de diffuseurs dont les positions et les amplitudes sont déterminées afin de simuler la micro-structure des tissus. Les positions de ces diffuseurs sont distribuées selon une loi aléatoire uniforme [9]. Le nombre de diffuseurs N_s est choisi de telle sorte que leur concentration soit au minimum d'un diffuseur par cellule de résolution, c'est à dire dans notre cas une densité $d \geq 20$ diffuseurs par mm^2 . La taille de chaque région 2D est $45 \text{ mm} \times 50 \text{ mm}$ (dimensions axiale et latérale), correspondant ainsi aux dimensions des images cliniques US réelles dans notre configuration. Ce procédé peut alors être répété selon la direction azimutale pour obtenir une image 3D.

Chaque diffuseur se voit ensuite attribué une amplitude obtenue directement à partir de l'image IRM I aux coordonnées correspondantes :

$$a_i = I(x_i^1, x_i^2), \quad 1 \leq i \leq N_s. \quad (1)$$

L'IRM I utilisée comme modèle dans cette simulation est extraite de l'IRM simulée en position supine à l'aide des indications notées par le radiologue en charge de l'acquisition des images US. Il s'agit principalement de la position de la sonde US par rapport au sein et la position de la tumeur.

La segmentation en deux classes générée lors du modèle de déformation biomécanique est alors utilisée afin de corriger l'échogénicité des tissus correspondants [1].

La sonde US utilisée lors de l'acquisition de ces images correspond au modèle SuperLinear Volumetric SLV16-5 configuré à l'aide du mode « imagerie du sein ». Ses caractéristiques ont été obtenues directement auprès de SuperSonic Imagine. La fréquence centrale du transducteur est $f_0 = 11.25 \text{ MHz}$, échantillonnée à environ $f_s = 10 \times f_0$. Le Tableau 1 résume les principaux paramètres utilisés pour les simulations présentées dans cet article.

Transducteur	
Paramètre	Valeur
Fréquence centrale	$f_0 = 11.25$ MHz
Fréquence d'échantillonnage	$f_s = 100$ MHz
Vitesse du son	$c = 1540$ m/s
Largeur des éléments	$\lambda = 0.14$ mm
Hauteur des éléments	$h = 5$ mm
Kerf	$k = 7$ μ m
Nombre d'éléments physiques	$N_p = 192$
Nombre d'éléments actifs	$N_a = 64$
Région d'intérêt	
Paramètre	Valeur
Dimension latérale	$x = 50$ mm
Dimension azimutale	$x = 45$ mm
Dimension axiale	$z = 45$ mm
Nombre de diffuseurs (2D) (densité correspondante)	$N_s = 5 \times 10^4$ ($d = 22$ diff. / mm ²)

TABLE 1 – Paramètres utilisés pour la simulation ultrasonore.

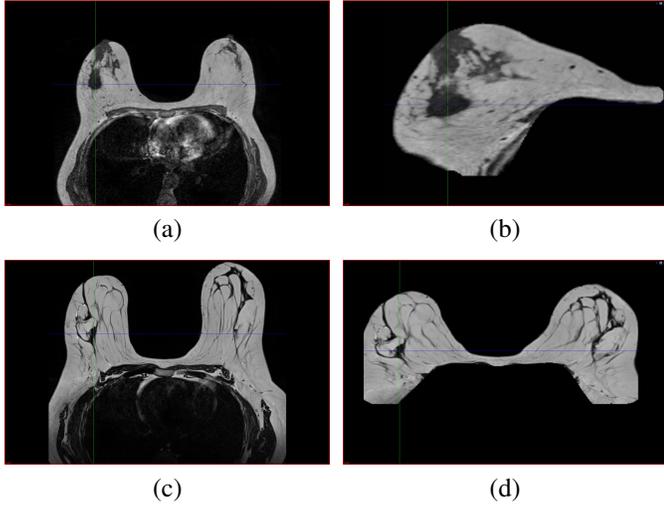


FIGURE 1 – IRM pour (haut) la patiente 1 et (bas) la patiente 2. Les coupes axiales (a-c) sont extraites de l'IRM prone et l'estimation de l'IRM supine correspondante est affichée pour (b) le sein droit et (d) les deux seins dans le même plan axial.

3 Résultats

Deux images US 3D ont été simulées à partir de deux jeux de données différents en utilisant la méthodologie décrite précédemment. La Figure 1 montre une IRM acquise en position prone et l'estimation de l'IRM en position supine correspondante pour ces deux patientes. Des coupes 2D prises dans les plans axiaux sont également présentées.

Un exemple d'extrait d'IRM utilisé comme modèle pour la simulation US est présenté dans la Figure 2, avec la segmentation correspondante aux deux classes de tissus. Ces images ont été obtenues à partir d'une coupe sagittale de l'IRM de la pa-

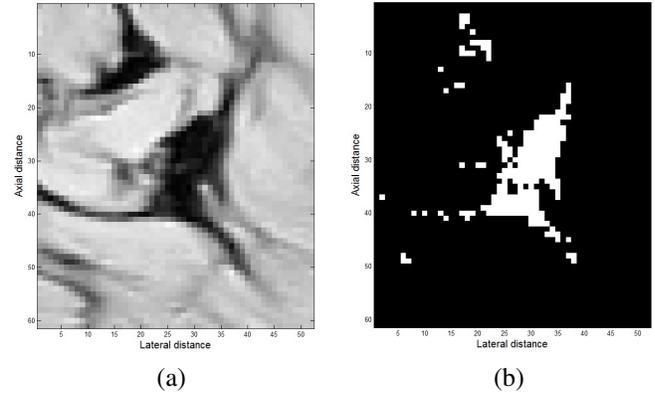


FIGURE 2 – Extrait de l'IRM utilisé pour la simulation ultrasonore et la segmentation associée. (a) L'IRM présentée ici est extraite d'une coupe axiale de l'IRM simulée en position supine pour la patiente 2 et (b) la segmentation correspond aux deux classes de tissus adipeux (noir) et fibro-glandulaires (blanc).

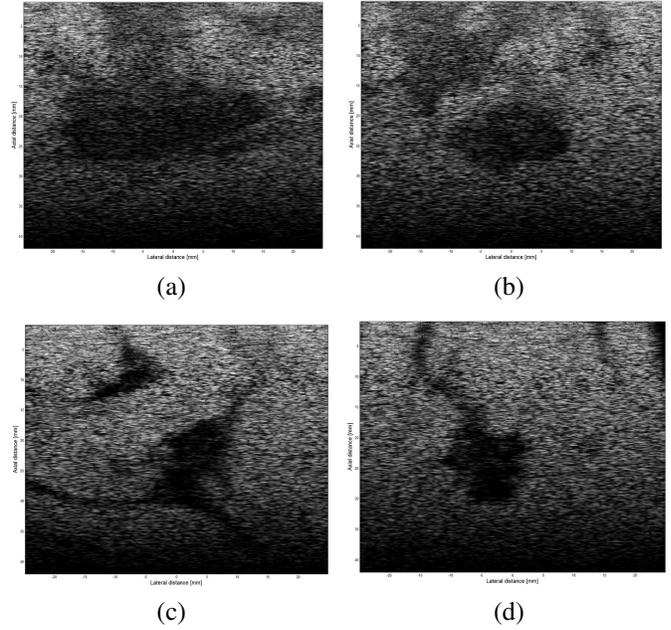


FIGURE 3 – Simulation d'images US pour les patientes (haut) 1 et (bas) 2 en coupes (a-c) axiale et (b-d) sagittale.

tiente 1. L'amplitude des diffuseurs appartenant à la classe des tissus fibro-glandulaires, caractérisés par une échogénicité plus importante, a ainsi été augmentée de 10%.

Le résultat de la simulation US obtenue avec les paramètres recensés dans la Table 1 est enfin présenté dans la Figure 3. Le volume 3D reconstruit est affiché pour les deux patientes à l'aide de coupes dans les directions axiales et sagittales, centrées au niveaux des lésions hypoéchogènes. La distribution de Rayleigh [12] correspondant à ces données US a été calculée pour l'enveloppe des données radio-fréquence. La paramètre σ lié à cette distribution a été estimé à l'aide de la fonction MAT-

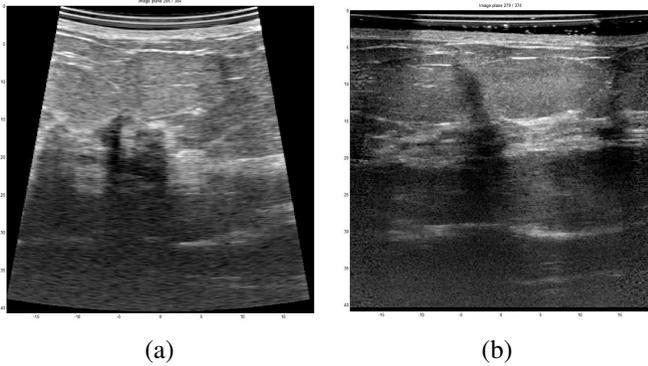


FIGURE 4 – Images ultrasonores réelles obtenues pour la patiente 2, affichées en coupes (a) axiale et (b) sagittale similaires à celles présentées dans la Figure 3 (c-d).

LAB raylfit : $\sigma_1 = 20.5$ and $\sigma_2 = 24.8$ respectivement pour les patientes 1 et 2. Les images US réelles obtenues pour la patiente 2 sont présentées dans la Figure 4 à titre de comparaison, permettant ainsi d'établir une corrélation au niveau des vascularisations dans la partie supérieure des images en coupe sagittale.

4 Conclusion

Dans cet article, nous avons présenté une méthodologie pour la simulation d'images US à partir de données IRM. Il s'agit de travaux préliminaires visant à combiner différentes modalités d'imagerie dans le cadre de l'étude du cancer du sein. Dans notre approche, le sein est dans un premier temps déformé à l'aide d'un modèle biomécanique spécifique aux patientes afin d'obtenir une estimation de cette IRM en position supine. Cette estimation sert ensuite de base à la simulation d'images US réalistes de n'importe quelle région du sein.

Des travaux ultérieurs visent à prendre en compte la position exacte des patientes lors des examens US. Ce paramètre sera intégré à un nouveau modèle biomécanique et permettra d'améliorer l'initialisation du processus de simulation des images US. Ces images seront enfin mises à profit dans le cadre du recalage multimodal d'images 3D US et d'IRM.

5 Remerciements

Ces travaux ont été financés par l'Engineering and Physical Sciences Research Council [grant number EP/K020439/1]. Nous remercions également Supersonic Imagine pour nous avoir fourni les caractéristiques détaillées de leur système Aixplorer dans le cadre d'un accord de collaboration de recherche.

Références

[1] H. M. Zonderland, E. G. Coerkamp, J. Hermans *et al.*, "Diagnosis of breast cancer: contribution of US as an ad-

junct to mammography," *Radiology*, vol. 213, no. 2, pp. 413 – 422, 1999.

- [2] A. Evans, P. Whelehan, K. Thomson *et al.*, "Invasive breast cancer: relationship between shear-wave elastographic findings and histologic prognostic factors," *Radiology*, vol. 263, no. 3, pp. 673 – 677, 2012.
- [3] Y. Ikedo, D. Fukuoka, T. Hara *et al.*, "Development of a fully automatic scheme for detection of masses in whole breast ultrasound images," *Medical Physics*, vol. 34, no. 11, pp. 4378 – 4388, 2007.
- [4] M. Alessandrini, A. Basarab, L. Boussel *et al.*, "A new technique for the estimation of cardiac motion in echocardiography based on transverse oscillations: A preliminary evaluation in silico and a feasibility demonstration in vivo," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 33, no. 5, pp. 1148 – 1162, May 2014.
- [5] W. Gomez, W. C. A. Pereira, A. F. C. Infantosi, and A. Diaz-Perez, "Computerized simulation of breast ultrasound images," in *Proc. Pan American Health Care Exchanges (PAHCE)*, 2011.
- [6] J. J. Kaufman, L. Gangming, and R. S. Siffert, "Ultrasound simulation in bone," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 55, no. 6, pp. 1205 – 1218, 2008.
- [7] O. Kutter, R. Shams, and N. Navab, "Visualization and GPU-accelerated simulation of medical ultrasound from CT images," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 94, pp. 250 – 266, 2009.
- [8] L. Han, J. H. Hipwell, B. Eiben *et al.*, "A nonlinear biomechanical model based registration method for aligning prone and supine MR breast images," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 33, no. 3, pp. 682 – 694, 2014.
- [9] J. A. Jensen and N. B. Svendsen, "Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 39, no. 2, pp. 262 – 267, March 1992.
- [10] S. Valette and J. M. Chassery and R. Prost, "Generic remeshing of 3D triangular meshes with metric-dependent discrete Voronoi Diagrams," *IEEE Trans. Visu. Comp. Grap.*, vol. 14, no. 2, pp. 369 – 381, 2008.
- [11] B. Eiben, V. Vavourakis, J. H. Hipwell *et al.*, "Breast deformation modelling: comparison of methods to obtain a patient specific unloaded configuration," in *Proc. SPIE 9036, Medical Imaging 2014*, 2014, pp. 903615-1 – 8.
- [12] M. Pereyra, N. Dobigeon, H. Batatia, and J.-Y. Tourneret, "Segmentation of skin lesions in 2-D and 3-D ultrasound images using a spatially coherent generalized Rayleigh mixture model," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 31, no. 8, pp. 1509 – 1520, 2012.