

« Recalage entre IRM du sein et mammographie à l'aide d'un modèle biomécanique basé sur des données cliniques et une méthode des éléments finis. »

S.Ribes ^(1,2), E.Gonneau ⁽¹⁾, D.Didierlaurent ⁽¹⁾, N.Decoster ⁽²⁾, V.Feillel ⁽³⁾, F.Courbon ⁽³⁾, O.Caselles ^(1,3)

⁽¹⁾ SIMAD – LU 50 – Université Paul Sabatier – Toulouse – France

⁽²⁾ Magellium – Toulouse – France

⁽³⁾ Institut Claudius Regaud – Département d'Imagerie – Toulouse – France

La lutte mondiale contre le cancer du sein

Le cancer du sein est le cancer le plus fréquent en Europe et en Amérique du Nord avec plus d'un million de nouveaux cas détectés chaque année dans le monde. Un des plus grands succès de la lutte contre le cancer du sein a été l'importante réduction du taux de mortalité observée au cours des vingt dernières années.¹ Cette diminution de la mortalité est liée à une combinaison de facteurs, mais les experts s'accordent sur le fait que les deux causes primaires sont à la fois un diagnostic plus précoce de la maladie obtenu grâce à la mise en place de programmes de dépistage mais également les améliorations apportées au niveau des traitements. Les contributions spécifiques du dépistage et du traitement à la réduction du taux de mortalité sont encore largement débattues et probablement impossible à discerner. Des estimations obtenues à partir de modèles numériques suggèrent par exemple que la mammographie seule est responsable d'une réduction de mortalité allant de 28 à 65% selon les hypothèses retenues.²

Quelle que soit l'étude considérée, il a été montré qu'une détection précoce était la manière la plus efficace d'améliorer le pronostic. La mammographie est aujourd'hui la modalité de référence utilisée pour la détection et le diagnostic, et est également la seule modalité envisageable dans le cadre d'un dépistage de masse organisé. Malgré des améliorations considérables au niveau de la technologie des sénographes, l'utilisation seule de la mammographie ne permet malheureusement pas une identification et une caractérisation de toutes les lésions. Cette modalité souffre notamment d'un manque de sensibilité pour une population de femmes jeunes dont les seins sont denses, avec par exemple une détection de 75% des cancers pour les femmes de la tranche d'âge 40-49 ans contre une détection de 90% des cancers pour les femmes de la tranche d'âge 60-69 ans.³ Cette insuffisance a conduit à l'exploration d'autres modalités telles que les ultrasons (échographie et élastographie), l'imagerie par résonance magnétique (IRM), la tomosynthèse ou encore les modalités de médecine nucléaire.

A l'heure actuelle, aucune de ces modalités n'a été unanimement retenue pour le dépistage de la globalité de la population de patientes et aucune étude n'a démontré une réduction de la mortalité grâce à l'utilisation seule de l'une de ces modalités. Parmi ces modalités complémentaires, l'IRM et l'échographie ont été utilisées en supplément de la mammographie pour le dépistage des femmes jeunes dont les seins sont denses et présentant un risque élevé de développement de cancer (mutations BRCA1 et BRCA2). Pour cette catégorie de patientes à haut risque, les études semblent s'accorder sur la pertinence d'une analyse conjointe systématique de la mammographie et de l'IRM en vue de l'établissement d'un diagnostic.⁴⁻⁵

Recalage multimodal par modèle biomécanique entre IRM du sein et mammographie

Essentiellement à cause du comportement non rigide du sein et des différences notables des conditions de chargement, la fusion entre IRM et mammographie reste encore aujourd'hui une tâche difficile (**Fig.1**).



Fig.1 Conditions de chargement de la mammographie et de l'IRM du sein.

En effet, le sein est comprimé entre deux plaques au cours d'un examen de mammographie alors qu'il est chargé par la gravité dans un coil au cours d'une IRM, conduisant alors à un problème de recalage 3D/2D pour lequel les algorithmes classiques de recalage non-rigide sont en échec en permettant des transformations physiquement impossibles. Pour résoudre ce problème et appliquer des transformations contraintes par les lois de la mécanique des milieux continus, plusieurs études ont été menées pour développer une modélisation biomécanique du sein à l'aide de la méthode des éléments finis. Les modèles biomécaniques utilisant la méthode des éléments finis (FEM) ont été utilisés pour fournir une estimation des grandes déformations subies par le sein dans certaines applications médicales telles que l'imagerie multi-modale⁶, les biopsies guidées par l'IRM⁷ ou encore la planification chirurgicale⁸, et ce domaine de recherche est à ce jour encore en pleine exploration.

Afin de développer un modèle biomécanique réaliste et individuel du sein, trois conditions principales doivent être réunies :

- Créer une représentation géométrique du sein dont la précision est dictée par l'application recherchée.
- Représenter le comportement mécanique du sein à l'aide d'un modèle constitutif approprié.
- Définir une représentation réaliste des conditions (chargement et frontière).

Pour le domaine du recalage entre IRM et mammographie, la correspondance spatiale est généralement calculée à l'aide d'une simulation de la compression de la plaque de mammographie.

Création d'une représentation géométrique spécifique à partir de données cliniques

La génération d'un modèle biomécanique individuel repose sur l'utilisation des données d'IRM (3D T1). Dans le cadre de l'étude proposée, un processus de classification semi-automatique du type probabiliste des différents tissus composants le sein (structures glandulaire, adipeuse, peau et éventuellement tumeur) a été mise en œuvre (**Fig.2**).

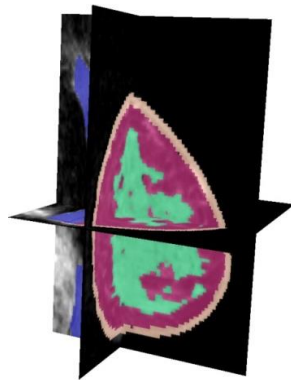


Fig.2 Classification semi-automatique des données d'IRM : structure glandulaire (vert), structure adipeuse (violet) et structure peau (rose).

Suite à cette étape de segmentation, un maillage volumique des différentes structures à l'aide d'éléments tétraédriques linéaires comportant 12 degrés de liberté par élément a été réalisé (**Fig.3**). Au cours de cette étape, les critères de précision et de raffinement du maillage peuvent être spécifiés en accord avec l'application visée. L'adéquation des maillages aux besoins d'une simulation par élément finis a également été vérifiée.

A la fin de cette étape, le modèle numérique individuel qui a été construit possède à la fois la propriété de réalisme associée aux fantômes numériques mais également la propriété de flexibilité associée aux fantômes mathématiques.

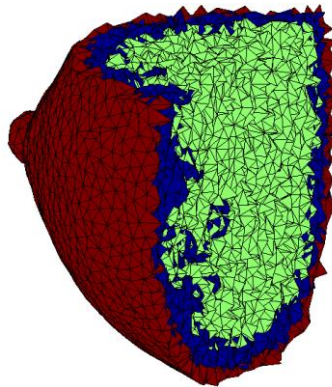


Fig.3 Vue en coupe d'un maillage tétraédrique des différentes structures composant le sein : structure glandulaire (vert), structure adipeuse (bleu) et structure peau (rouge).

Modélisation de la compression subie au cours d'un examen de mammographie

Comme la majorité des tissus mous, les tissus du sein exhibent un comportement non linéaire, anisotrope et dont la réponse est fonction du temps sous l'hypothèse de grande déformation. Dans un but de simplification du modèle, les relations constitutives utilisées sont du type linéaire élastique et la compression a été modélisée à l'aide d'un modèle de plaque rigide. Afin de représenter une déformation plus réaliste du sein, l'interaction entre la plaque et la peau a été représentée à l'aide d'un modèle de contact pouvant inclure un coefficient de friction, et la résolution des équations aux dérivées partielles repose de ce fait sur un solveur du type dynamique. Une fois l'ensemble des paramètres du système définis, la résolution du problème est effectuée (**Fig.4**) et la simulation des mammogrammes associés est conduite à partir de la configuration déformée.

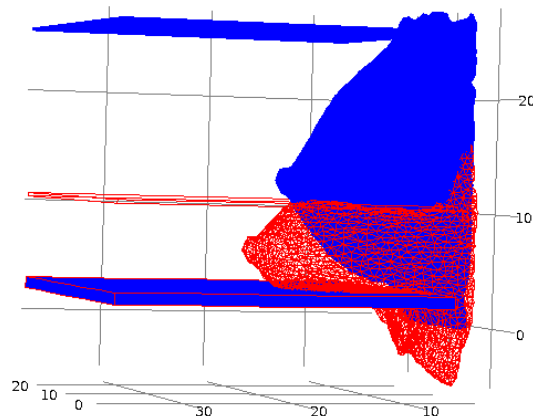


Fig.4 Configuration initiale (bleu) et configuration déformée calculée (rouge).

Les fantômes numériques individuels développés dans cette étude permettent la modélisation des grandes déformations grâce à l'utilisation de la méthode des éléments finis mais permettent également la simulation de mammogrammes réalistes. Ce type fantôme peut être utilisé à des fins de recherche en imagerie multimodale mais également pour une optimisation des performances cliniques des dispositifs d'imagerie.

1. C. DeSantis, R. Siegel, P. Bandi, A. Jemal. Breast cancer statistics, 2011. *CA Cancer Journal for Clinicians*, 61: 408–418, 2011.
2. D. Berry, K. Cronin, S. Plevritis, D. Fryback, L. Clarke, M. Zelen, J. Mandelblatt, A. Yakovlev, J. Dik, F. Habbema, E. Feuer, for the Cancer Intervention and Surveillance Modeling Network (CISNET) Collaborators. Effect of screening and adjuvant therapy on mortality from breast cancer. *The New England Journal of Medicine*, 353: 1784-1792, 2005.
3. NIH Consensus Statement. Breast cancer screening for women ages 40-49. *NIH Consensus Statement*, 15: 1-35, 1997.
4. S. Lord, W. Lei, P. Craft, J. Cawson, I. Morris, S. Waller, A. Griffiths, S. Parker, N. Houssami. A systematic review of the effectiveness of magnetic resonance imaging (MRI) as an addition to mammography and ultrasound in screening young women at high risk of breast cancer. *European Journal of Cancer*, 43: 1905-1917, 2007.
5. E. Warner, H. Messersmith, P. Causer, A. Eisen, R. Shumak, D. Plewes. Systematic Review: Using Magnetic Resonance Imaging to Screen Women at High Risk for Breast Cancer. *Annals of Internal Medicine*. 148: 671-679, 2008.
6. L. Han, J. Hipwell, C. Tanner, Z. Taylor, T. Mertzani, J. Cardoso, S. Ourselin, D. Hawkes. Development of patient-specific biomechanical models for predicting large breast deformation. *Physics in Medicine and Biology*, 57: 455-472, 2012.
7. T. Carter, L. Han, Z. Taylor, C. Tanner, N. Beechy-Newman, S. Ourselin, D. Hawkes. Application of Biomechanical Modelling to Image-Guided Breast Surgery. *Soft Tissue Biomechanical Modeling for Computer Assisted Surgery*, 11: 71-94, 2012.
8. A. Lapuebla-Ferri, A. del Palomar, J. Herrero, A. Jiménez-Mocholí. A patient-specific FE based methodology to simulate prosthesis insertion during an augmentation mammoplasty. *Medical engineering & physics*, 33: 1094-1102, 2011.