

Une approche numérique pour la simulation d'un examen de mammographie

H. Drobez¹, H. Reynaud¹, L. Picot¹, H. Jaffal¹, V. Corre², R. Klausz², S. Muller²

¹ Centre Technique des Industries Mécaniques, 52 avenue Felix Louat, 60300 Senlis (France)

² GE Healthcare, 283 Rue de la Minière, 78530 Buc (France)

Résumé :

L'examen de mammographie est une technique de projection radiographique bidimensionnelle à faible irradiation qui s'est avérée être la méthode disponible la plus efficace pour le diagnostic précoce du cancer du sein. Cet examen est pratiqué par une forte compression du sein qui peut être à l'origine d'un inconfort ressentie par les patientes. Le travail réalisé vise à mettre en place une approche numérique pour modéliser la compression du sein et évaluer la répartition des charges dans le sein comprimé afin d'optimiser le système de compression.

Abstract :

The mammography examination is a two-dimensional X-ray projection technique with low irradiation proved to be the most effective method available for the early diagnosis of breast cancer. This examination is carried out by a strong compression of the breast that can be the source of discomfort felt by patients. This work aims to develop a numerical approach to model breast compression and evaluate loads distribution in the compressed breast in order to optimize the compression system.

Mots clefs : Simulation / Compression / mammographie / comportement tissu humain.

Introduction

L'examen de mammographie est une technique de projection radiographique bidimensionnelle à faible irradiation qui s'est avérée être la méthode disponible la plus efficace pour le diagnostic précoce du cancer du sein. Cet examen est pratiqué par une forte compression du sein qui peut être à l'origine d'un inconfort ressentie par les patientes. Le travail réalisé consiste à mettre en place une approche numérique pour modéliser la compression du sein avec le système usuel. L'objectif étant d'évaluer la répartition des charges dans le sein comprimé dans le but d'optimiser le système de compression au moyen d'un modèle de simulation numérique.

Un sein est principalement composé de tissu glandulaire et de tissu adipeux, qui sont entourés par la peau. Le tissu glandulaire est lié à la peau grâce à des ligaments suspenseurs (ou ligaments de Cooper). Il est attaché à la poitrine composée de côtes et muscle pectoral [1].

1 Caractéristiques mécaniques de la peau.

La peau est composée de trois couches [2]: l'épiderme (75-150 μ m d'épaisseur), le derme (couche dense de tissu conjonctif fibro-élastique d'une épaisseur de 1-4 mm) et de l'hypoderme (également appelé graisse sous-cutanée). Le derme est composé de plusieurs tissus de fibres (collagène, élastine, réticuline, ..). Le comportement mécanique de la peau humaine est caractérisée en général par:

- Une relation contrainte-déformation non-linéaire en raison de la non-uniformité de la structure et du réarrangement des fibres de collagène sous étirement.
- Anisotropie: les fibres de collagène donnent une direction préférentielle à l'allongement.
- Viscoélasticité, pilotée par la substance fondamentale du derme.

- Précontrainte: dans des conditions normales, la peau est dans un état de pré-tension qui varie avec l'âge, le corps et la direction des fibres. La pré-tension serait de 24 kPa dans la direction longitudinale des fibres et de 9,3 kPa dans la direction transversale des fibres.

Cependant, afin de simplifier le modèle numérique, tous les tissus du sein peuvent être considérés comme isotropes, homogènes et incompressibles, avec des propriétés élastiques non linéaires [3] et [4]. Le comportement qui varie en fonction du temps est ignoré.

2 Caractéristiques mécaniques des tissus fibro-glandulaires et adipeux.

Pour simplifier, les tissus fibro-glandulaires et adipeux sont considérés incompressibles ($0,49 \leq \nu \leq 0,5$) et isotropes. En réalité, ils ne sont ni homogènes ni anisotropes [5] et [6]. Comme pour la peau, le comportement des tissus fibro-glandulaires est caractérisé par une relation contrainte-déformation non-linéaire [7], [8], [9] et [10]. Dans [7], la composante visqueuse est jugée négligeable. Dans la littérature, les essais réalisés sur le tissu adipeux sont effectués à température ambiante. A 37°C , le tissu adipeux est plus liquide de sorte que le module d'Young du tissu adipeux à l'intérieur du sein est probablement plus faible que lors des tests in vitro à température ambiante [1].

3 Modèle simplifié de compression du sein

L'objectif de ce premier modèle est la validation des caractéristiques des matériaux pour une compression élevée (jusqu'à 70%). Ce modèle est constitué d'une sphère composée de tissu fibro-glandulaire (fraction volumique de 25%) entouré par du tissu adipeux, le tout enveloppé par une peau (figure 1). La surface arrière est bloquée selon z et les conditions de symétrie sont utilisées. Cette sphère est comprimée entre deux plaques non déformables, figure 1. La compression est appliquée par un déplacement contrôlé de la plaque supérieure, alors que la plaque inférieure est fixe.

Ce modèle a été implémenté dans le logiciel Abaqus / Standard.

Deux séries de comportement des matériaux, qui sont tirées de la littérature, sont étudiées:

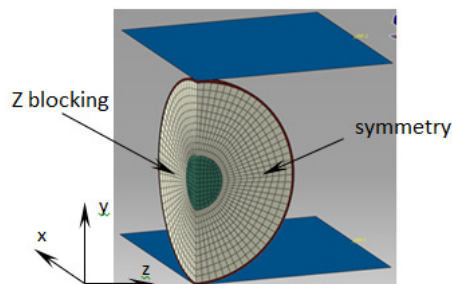


Figure 1: conditions aux limites

	C_{10}	C_{01}	C_{20}	C_{02}	C_{11}
Adipose tissue	0.31	0.3	2.25	3.8	4.72
Fibro-glandular tissue	0.33	0.28	4.49	7.72	9.54

Table 1: Paramètres hyper-élastiques pour les tissus adipeux et glandulaires

- Un comportement linéaire en utilisant les paramètres suivants: $E_{\text{peau}} = 88\text{ kPa}$, $E_{\text{adipeux}} = 1\text{ kPa}$, $E_{\text{glande}} = 10\text{ kPa}$, avec un coefficient de Poisson de 0,49 pour les trois [8].

- Un comportement hyper-élastique non linéaire en utilisant les paramètres suivants ($\nu = 0,5$):
Peau : $C_{10} = 9,4\text{ kPa}$ et $C_{11} = 92\text{ kPa}$ [4].

Pour les tissus adipeux et fibro-glandulaire, les valeurs sont consignées dans la table 1 (en kPa) [10].

4 Validation des paramètres.

Afin de valider les caractéristiques mécaniques des matériaux utilisés dans les calculs, les données sont choisies telles que:

* L'épaisseur finale du sein comprimé est de $55\text{ mm} + / - 20\text{ mm}$ [11] et [12]

* La taille du sein est comprise entre 300 ml et 1000 ml avec une valeur moyenne de 600 ml, ce qui représente respectivement des sphères de diamètres 105 mm, 156 mm et 132 mm respectivement.

* La densité moyenne de tissu fibro-glandulaire est comprise entre 25% et 30%.

Les résultats doivent répondre aux critères de validation suivants:

- * La plage recommandée de la force de compression est comprise entre 130 N et 200 N [13].
- * La pression maximale peut varier entre 5 et 75 kPa [14].
- * A la fin de la compression, la force en fonction du déplacement de la courbe est caractérisée par une asymptote (figure 2) [15].

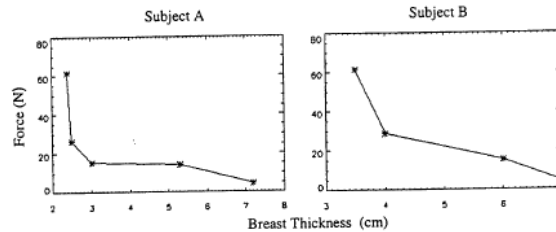


Figure 2: force vs. thickness by [15]

5 Résultats préliminaires

Pour le modèle linéaire, des problèmes de convergence ou de stabilité apparaissent à environ 35% de compression. Avec ABAQUS / Explicit une épaisseur finale de 50 mm peut être atteinte, mais à la fin de la compression, la force de compression est plus faible que prévu, avec une valeur de 12 N.

Avec un matériau non linéaire ou hyper-élastique, aucun problème de convergence n'a été rencontré (ABAQUS / Standard).

En utilisant les paramètres hyper élastiques définis au §3, nous avons alors étudié l'influence de la morphologie interne sur les résultats. Plusieurs configurations de répartition entre les tissus fibroglandulaire et adipeux ont été analysées (inclusions sphériques, sphère creuse, multicouches, ...), ainsi que le cas d'un matériau homogène pour les deux tissus (figure 3).

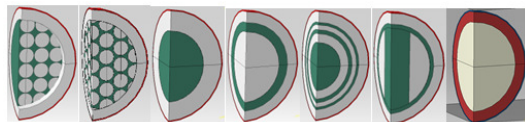


Figure 3: Structures internes étudiées

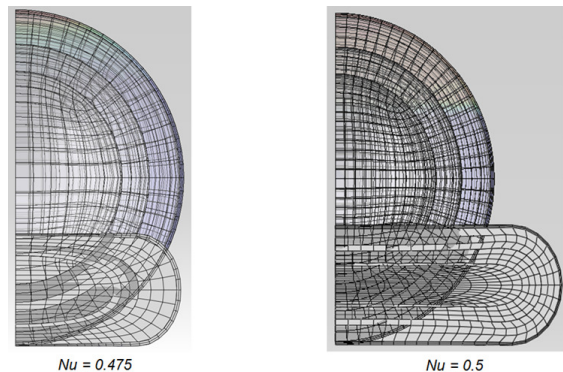


Figure 4: retrait latéral – coefficient de Poisson

Les résultats montrent que, pour les différentes configurations, il n'y a pas de différence sur le comportement global (épaisseur comprimée et force de compression).

Néanmoins, à la fin de la compression, la force de réaction sur la plaque de compression est d'environ 11000 N, qui est beaucoup trop grand. Comme remarqué dans [16] le coefficient de Poisson, ainsi que les conditions aux limites, ont une influence prépondérante sur la précision du modèle. Par exemple, dans notre cas, pour un coefficient de Poisson $\nu = 0,475$ (matériau presque incompressible), la force de réaction sur la plaque de compression passe à 600 N pour la même épaisseur finale. En revanche, pour cette valeur du coefficient de Poisson, un retrait latéral se produit en fin de compression (figure 4), ce qui n'est pas réaliste. Ainsi, pour la suite des calculs, le coefficient de Poisson est fixé à 0,5.

Une explication de la valeur observée de la force de compression pourrait être que les tests réalisés dans la littérature sont faits pour une compression limitée à 30%. Dans notre cas, le taux de compression final est de 67% et les valeurs de la littérature ne sont pas adaptées. En fait, pour un taux de compression de 67%, la contrainte calculée dans le tissu adipeux est d'environ 125 kPa et dans le

tissu fibro-glandulaire 7,5 MPa. Ces valeurs sont trop élevées par rapport à la pression de contact qui est comprise entre 5 et 75 kPa [14] à la fin de la compression du sein.

6 Modification du comportement mécanique.

Pour faire correspondre les valeurs calculées (force de compression et pression de contact) avec les observations, les caractéristiques matériaux des tissus internes au sein ont été modifiées. Ainsi, on considère un matériau hyper-élastique qui correspond aux données issues de la littérature jusqu'à 30% de compression puis qui divergent avec un raidissement plus faible que celui trouvé dans la littérature. La figure 5 montre ces ajustements pour un tissu adipeux et la figure 6 pour un tissu fibro-glandulaire (les valeurs de contrainte sont en MPa). Pour la loi de comportement, nous choisissons un polynôme réduit de degré 1 (Neo Hooke). Ce choix est motivé par le fait que seulement des valeurs en tension ou compression sont disponibles dans la littérature et aucune sur le cisaillement ou de couplage (essai biaxial).

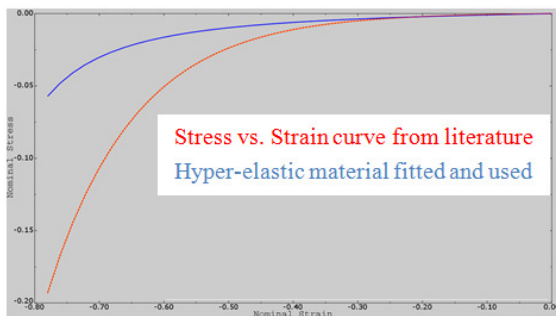


Fig. 5: Tissu adipeux (σ vs ϵ)

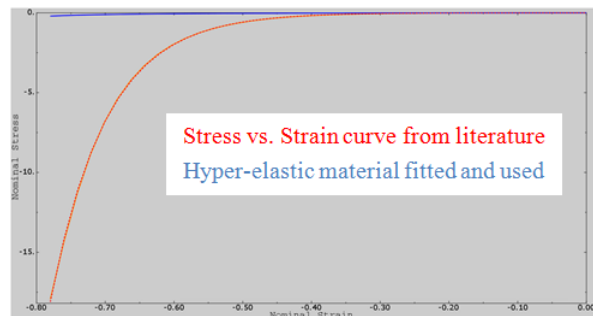


Fig. 6: Tissu fibro- glandulaire tissue (σ vs ϵ)

Pour les tissus fibro-glandulaires et adipeux, le module de Young initial est d'environ 30 kPa et 8,5 kPa respectivement.

Pour la peau, si une formulation de type Neo Hooke est choisie, la force de compression augmente trop vite et il n'y a aucune asymptote à la fin de la compression. Avec un comportement hyper-élastique de type polynôme réduit de degrés 4 ou 5, la courbe de compression est en bonne corrélation, avec des mesures expérimentales obtenues par [15] (figure 7).

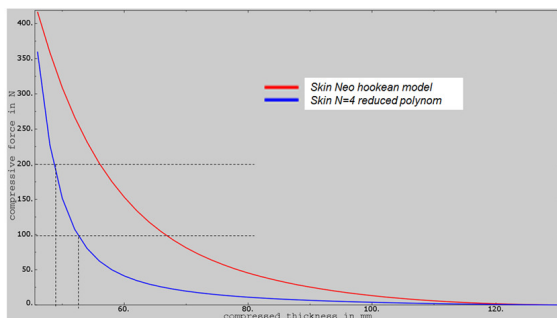


Figure 7: épaisseur en fonction de la force

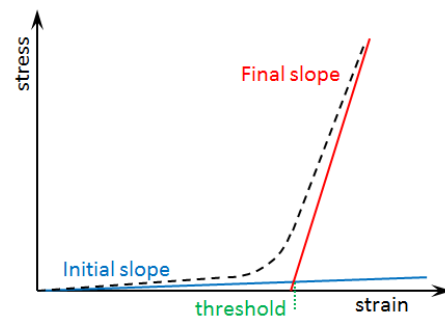


Figure 8: paramètres de la peau

Avec ce comportement, le module d'Young initial de la peau est de 100 kPa et le module d'Young final est de 80 MPa. Avec ces nouveaux paramètres de matériaux, l'épaisseur comprimée, la force de compression et la pression de contact sont en bon accord avec les critères de validation définis en 4.

Pour gérer la grande dispersion des caractéristiques mécaniques de la peau [1], [17], nous définissons un comportement linéaire « à seuil » défini par une double pente décrivant une élasticité variable selon la déformation (figure 8).

Ces trois paramètres (pente initiale, finale et seuil) permettent la description du comportement de la peau qui peut présenter une grande variation avec les paramètres tels que l'âge, l'hydratation, etc...

7 Modèle simplifié de compression

Comme vu précédemment, la morphologie interne du sein n'a pas d'influence sur le comportement global du sein en compression. Donc, pour les tissus adipeux et fibro-glandulaire, un matériau homogène est choisi. La règle des mélanges est utilisée pour déterminer les propriétés mécaniques de ce matériau équivalent, à savoir un module d'Young initial de 13,9 kPa, toujours avec une formulation hyper-élastique du type Neo Hooke. Les caractéristiques de la peau ont les mêmes valeurs que décrit dans le paragraphe précédent avec un seuil à 50% de déformation. Le modèle numérique est composé d'une demi-sphère (130 mm de diamètre) fixé à une plaque plane représentant le torse (figure 9). L'épaisseur de la peau est de 1,5 mm.

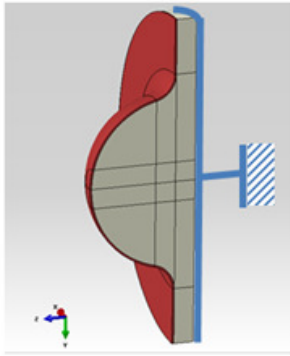


Fig. 9: modèle simplifié

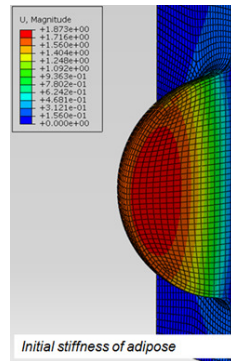


Fig. 10: sein sous gravité
(Paramètres initiaux)

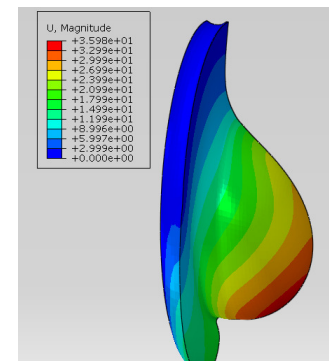


Fig. 11: sein sous gravité
(Paramètres optimisés)

La première étape pour valider le comportement du sein consiste à comparer la déformation de la poitrine sous gravité. Comme on le voit sur la figure 10, soumis à une gravité verticale, les déformations sont trop petites et ne semblent pas réalistes. Les paramètres du matériau doivent être ajustés, en particulier ceux de la matière interne homogénéisée. Pour parvenir à une forme plus réaliste de la poitrine sous gravité, figure 11, le module d'Young initial a été pris égal à 0,55 kPa.

Ces nouveaux paramètres sont revérifiés dans le modèle de compression décrit au paragraphe 3. Comme on peut le voir sur la figure 12, il n'y a pas de différence dans le comportement global en compression lorsque les caractéristiques mécaniques initiales des tissus internes sont divisées par 10. La seule différence concerne la peau qui fonctionne d'une manière légèrement différente, comme le montre la figure 13.

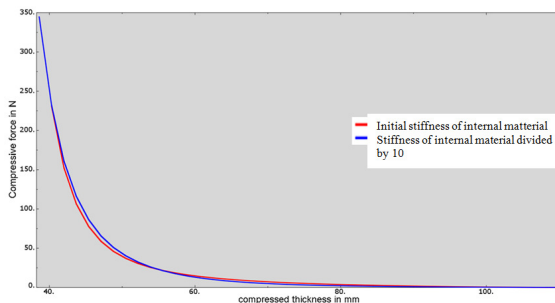


Fig. 12: force en fonction de l'épaisseur comprimée pour deux rigidités différentes de matériau interne

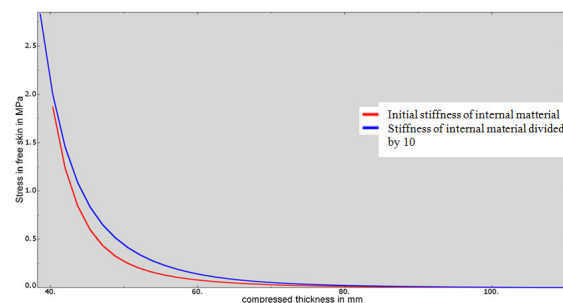


Fig. 13: contrainte dans la peau en fonction de l'épaisseur comprimée pour deux rigidités de matériau interne différentes

8 Conclusions

D'après toutes les modélisations réalisées, nous observons que:

- Le tissu mammaire (tissu cutané, adipeux et fibro-glandulaire) peut être considéré comme homogène, isotrope et incompressible ($\nu = 0,5$) décrit par une loi hyper-élastique.

- Le comportement en compression est entraîné par le comportement mécanique de la peau (force de compression, pression de contact). L'influence des tissus adipeux et fibro-glandulaire est négligeable.
- Pour une étude globale de la compression, les tissus adipeux et fibro-glandulaire peuvent être homogénéisés dans un seul matériau interne.

- La déformation du sein sous la gravité montre que la rigidité du matériau interne (tissus adipeux et fibro-glandulaire) est plus faible que celle indiquée dans la littérature.

Ces observations peuvent être utilisées pour une modélisation plus réaliste de la compression du sein avec une validation adéquate de la morphologie initiale.

9 References

- [1] A. Gefen and B. Dilmoney, *Mechanics of the normal woman's breast*. Technology and Health Care 15 (2007) 259-271, IOS Press.
- [2] F. M. Hendriks, *Mechanical behaviour of human skin in vivo: A literature review*. Unclassified report, Koninklijke Philips Electronics N. V., 2001.
- [3] F. S. Azar, D. N. Metaxas and M. D. Schnall, *A deformable finite element model of the breast for predicting mechanical deformation under external perturbation*. Acad. radiol. 2001; 8:965-975.
- [4] F. M. Hendriks, D. Brokken, J. van Eemeren, C. W. J. Oomens, F. P. T. Baaijens and J. B. A. M. Horsten, *A numerical-experimental method to characterize the non-linear mechanical behaviour of human skin*. Skin Research and Technology, Vol. 9, 274-583, 2003.
- [5] G. A. Holzapfel, *Biomechanics of soft tissues*. Handbook of material Behaviour – nonlinear models and properties, edited by Jean Lemaître, pp 1057-1071, Elsevier, 2001.
- [6] G. A. Holzapfel, *Ch. 18: Computational biomechanics of soft biological tissue*. Encyclopedia of Computational Mechanics, John Wiley & Sons, 1999.
- [7] 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 20:260-274, 1998.
- [8] A. L. Kellner, T. R. Nelson, L. I. Cervino and J. M. Boone, *Simulation of mechanical compression of breast tissue*. IEEE transactions on Biomedical Engineering, vol. 54, n°10, Oct 2007.
- [9] P. S. Wellman, R. D. Howe, E. Dalton and K. A. Kern, *Breast tissue stiffness in compression is correlated to histological diagnosis*, Tech. Report, Harvard BioRobotics Laboratory, Harvard University, Cambridge, Mass, USA, 1999.
- [10] A. Samani and D. Plewes, *A method to measure the hyperelastic parameters of ex vivo breast tissue sample*. Phys. Med. Biol. 49 (2004) 4395-4405.
- [11] J. Zoetelief, W.J.H. Veldkamp, M.A.O. Thijssen and J.T.M. Jansen, *Glandularity and mean glandular dose determined for individual women at four regional breast cancer screening units in the Netherlands*. Phys. Med. Biol. 51 (2006) 1807-1817.
- [12] N. Geeraert, R. Klausz, D. Sundermann, S. Muller and H. Bosmans, *Breast size and exposure control sensing area position: a large sample study*. Poster ECR 12, Vienna, 2012.
- [13] J.E. de Groot, W. Branderhorst, M. Broeders, C.A. Grimbergen and G.J. den Heeten, *Standardizing mammographic breast compression: pressure rather than force*. Poster ECR 12, Vienna, 2012.
- [14] J.E. de Groot, G.J. den Heeten and C.A. Grimbergen, *Mammography and pain*. <http://www.sigmascreening.nl/publications-press>.
- [15] C.B. Williams, *The biomechanics of normal breast tissue*. PhD dissertation, Ohio state University, 2000.
- [16] C. Tanner, J.A. Schnabel, D.L.G. Hill and D.J. Hawkes, *Factors influencing the accuracy of biomechanical breast models*. Med. Phys. 33 (6), June 2006.
- [17] A. Delalleau, *Analyse du comportement mécanique de la peau in vivo*. PhD dissertation, Université Jean Monnet de Saint-Etienne, 2007.