

Amélioration de la qualité de l'élastogramme du sein en élastographie ultrasonore statique

Taher Slimi^{#1}, Ines Marzouk Moussa^{*2}, Tarek Kraiem^{#3}, Halima Mahjoubi^{#4}.

^{#1,4} Université de Tunis El Manar, Institut supérieur des technologies médicales de Tunis, laboratoire de biophysique et de technologies médicales, rue Dr Z.E 1006 Tunis, Tunisie.

^{*2} Centre hospitalo-universitaire Monji Slim, service de radiologie et imagerie médicale, 2046 Marsa, Tunisie.

^{#3} Université de Tunis el Manar, Faculté de Médecine de Tunis, département de biophysique, 1007 Rabta, Tunisia.

¹ slimi.taher@hotmail.com (auteur correspondant)

² marzouk.ines@gmail.com

³ kraiemtarek@yahoo.fr

⁴ hmahjoubi9@gmail.com

Abstract—

L'élastogramme mammaire est souvent contaminé par le bruit du speckle. L'application des techniques développées en traitement de l'élastogramme, améliorent légèrement sa qualité, cependant, ces techniques détériorent l'information utile, nécessaire au diagnostic clinique.

Nous proposons dans ce papier, une nouvelle méthode basée sur la reconstruction et le filtrage des élastogrammes mammaires. La méthode proposée a été validée sur 20 élastogrammes mammaires, utilisée pour éliminer le bruit de speckle en fonction de la reconstruction par Rétro-Projection Filtrée (RPF) incluant un filtrage en différence de Gauss « Difference Of Gaussian » (DOG). Une amélioration des élastogrammes mammaires a été observée. Nous montrons que la méthode proposée fournit une meilleure performance en qualité d'image avec de meilleures valeurs en standard de déviation (SD), de meilleurs rapports Contraste/bruit (CNR) et elle est beaucoup plus rapide que la technique d'amélioration basée sur les ondelettes de shrinkage (SW). Les résultats du modèle proposé sont encourageants.

Keywords— Elastogramme mammaire, élastographie ultrasonore statique, Rétroprojection filtrée, Différence de Gauss, image ultrasonore, bruits de speckle, CNR.

I. INTRODUCTION

L'imagerie des propriétés élastiques des tissus mammaires par élastographie ultrasonore statique, est devenue une modalité d'imagerie précieuse, en raison de la grande variance de différents modules d'élasticité dans le sein, et de sa capacité à discriminer le tissu pathologique. Le radiologue maintient la sonde ultrasonore sur le sein, et applique une légère compression externe sur la partie du sein à imager. Le résultat de cet examen est appelé élastogramme mammaire [1].

De point de vue clinique, l'image d'élasticité mammaire contenant l'élastogramme, souffre de la présence du bruit de speckle et des artefacts couvrant toute l'image [2], en la donnant un aspect granuleux, détériorant sa qualité et gênant l'interprétation médicale durant le diagnostic.

Dans ce contexte, la mise en place d'une technique qui permet de reconstruire l'image d'élasticité et de la filtrer est nécessaire pour garantir une bonne interprétation des résultats cliniques,

dont l'objectif est de garantir toujours l'orientation des algorithmes vers une plateforme d'amélioration efficace de l'élastogramme.

Dans ce papier, nous proposons l'utilisation de la méthode de RPF incluant la DOG, afin de surmonter les limites citées auparavant, les résultats de la méthode proposée ont été validés sur une base de données comportant 20 élastogrammes mammaires. En adaptant l'approche proposée à l'image d'élasticité du sein et la comparant à la méthode de SW, nous montrons que notre méthode présente des performances importantes en amélioration. Elle présente de meilleures valeurs en termes de calcul du SD, du CNR et du temps d'exécution, par rapport à celles obtenues par la technique SW. Les résultats du modèle proposé sont encourageants, permettant d'obtenir une bonne amélioration de l'élastogramme, permettant à son tour d'améliorer le diagnostic des lésions et des tumeurs mammaires.

Le présent papier se procède comme suit : les techniques de reconstruction et de filtrage de l'élastogramme sont reprises et présentées dans la section 2. La section 3 présente les résultats obtenus de 20 élastogrammes mammaires. Nous étudions également la comparaison entre les résultats obtenus avec notre méthode et ceux obtenus avec la méthode SW. La section 4 présente la discussion des résultats. Les remarques finales sont laissées à la section 5.

II. LA RECONSTRUCTION DE L'ELASTOGRAMME

La RPF est la technique de base utilisée en reconstruction tomographique. Nous l'avons adapté dans ce travail sur des images ultrasonores, elle est basée sur le théorème de projection de Radon qui établit la possibilité de reconstituer une fonction réelle à deux variables à l'aide de la totalité de ses projections. D'après John Radon, nous pouvons obtenir de meilleures informations sur le contenu d'un objet à partir des différentes projections enregistrées en tournant autour de lui-même [3].

A. Principe de la projection

La rotation autour de l'image d'élasticité permet d'acquérir un ensemble d'images. Chacune de ces images est représentée en

une seule dimension, et est appelée ligne de projection. Elle correspond à la projection sur un plan de la répartition des structures de la région étudiée, lorsque nous acquérons les lignes de projections de cette image selon les différents angles, nous allons obtenir tous les points contenus dans l'image pour toutes les projections, dont la position va varier dans l'intervalle définissant l'ensemble des angles [4]. Cette théorie est modélisée mathématiquement, soit $f(x,y)$ l'image à reconstruire, placée dans le plan (x,y) . La reconstruction de cette image consiste à estimer la distribution d'atténuation « f » à partir de ses lignes de projections acquises « p ». La sommation de toutes les structures rencontrées sur un axe « v » perpendiculaire à l'axe « u » permet de définir l'équation du Radon suivante :

$$p(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x,y) dv \text{ Avec } u = x \cos(\theta) + y \sin(\theta) \quad (1)$$

Pour un ensemble de projections, l'expression de la transformée du Radon, est définie par l'intervalle qui précise le nombre de projection, l'équation de Radon devient alors :

$$R[f(x,y)] = p(u, \theta) = \int_0^\pi f(x,y) dv \quad (2)$$

B. La retroprojection

La première idée pour reconstruire une image, est de procéder à la rétroprojection en utilisant l'inverse de la transformée du Radon, pour chaque ligne de projection faisant un angle θ avec l'axe x, correspond une fonction $p(r, \theta)$ définie dans l'espace de Radon (u, v) :

$$\hat{f}[x,y] = \int_0^\pi p(u, \theta) d\theta \quad (3)$$

La référence [5] montre qu'au fur et à mesure des épandages, des résidus d'épandage apparaissent dans les zones où n'existe aucun signal. Ces résidus constituent ce que nous appelons les artefacts en étoile, qui déforment énormément le résultat. C'est pour cette cruciale raison, qu'il faut procéder au filtrage. Le filtrage s'effectue en premier lieu avec le filtre rampe, qui a pour conséquence d'amplifier de manière très importante les hautes fréquences, correspondant principalement au bruit. Le deuxième filtrage, fait appelle à un filtre lissant (passe bas), afin de réduire le bruit causé par le filtre rampe.

Le troisième filtrage consiste à implémenter un nouveau filtre après l'application de la RPF, qui est l'intérêt de cette recherche, pour éliminer le bruit de speckle.

1) Filtre rampe

Le principe de ce filtrage nécessite de multiplier la transformée de Fourier des projections par la valeur absolue de « q » que nous l'appelons filtre rampe.

$$F(x,y) = \int_0^\pi p'(u, \theta) d\theta \quad (4)$$

$$\text{Avec } p'(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} P(q, \theta) |q| \cdot e^{2i\pi qu} dq$$

Ce filtre possède deux caractéristiques principales: Il annule la composante continue du signal et donc introduit des valeurs négatives, et il amplifie les composantes de hautes fréquences et donc génère dans le signal des transitions rapides.

Cependant, ce filtrage amplifie fortement les hautes fréquences ce qui provoque l'amplification du bruit, et rend difficile l'interprétation des élastogrammes mammaires. Il est donc nécessaire de réduire ce bruit ajouté. Pour ce faire, nous le faisons en associant un filtrage de type lissant. C'est-à-dire

ajouter un filtre de type passe-bas supplémentaire au filtre rampe, pour limiter l'apparition du bruit [6].

2) Fenêtre de Butterworth

Dans la littérature, la fenêtre de Butterworth est utilisée dans le même processus d'application de la RPF, ce filtre dépend de deux paramètres : la fréquence de coupure pour laquelle la valeur du filtre est de 0,707 et l'ordre du filtre, sa formule est la suivante :

$$F(v) = \frac{1}{\left(1 + \left(\frac{v}{v_c}\right)^n\right)^{1/2}} \quad (5)$$

3) Amélioration des résultats par traitement du bruit de speckle

Après avoir filtré l'image des artefacts et du bruit provenant de l'épandage, nous commençons à éliminer le bruit du speckle qui est encore présent dans l'élastogramme. Le Speckle est dû à de multiples réflexions cohérentes à partir de l'environnement autour de la cible, c'est un bruit multiplicatif qui dégrade l'évaluation visuelle en imagerie ultrasonore [7]. Nous pouvons appliquer un filtre passe-bande aux images, l'objectif d'intégration de ce filtre passe-bande, est de préserver le détail du signal désiré et de réduire le bruit du speckle. Dans ce contexte, pour conserver le détail dans l'image, les caractéristiques principales doivent être sélectionnées dans une fenêtre de filtrage passe-bande. De la famille des filtres passe-bande, la DOG est adoptée dans notre travail. Ainsi, nous pouvons réduire la fréquence du bruit et ne localiser que la fréquence désirée dans la fenêtre gaussienne. Comme il était démontré en [8], l'image filtrée est modélisée par la structure suivante:

$$G = I(x,y) * f(x,y) \quad (6)$$

$I(x,y)$ est l'image à traiter et $f(x,y)$ est le filtre passe-bande, "*" est un opérateur de convolution. La réponse en fréquence du filtre sélectionné est représentée par l'expression suivante :

$$F(u_1, u_2) = \frac{1}{2\pi\sigma_1^2} e^{-\frac{u_1^2+u_2^2}{2\sigma_1^2}} - \frac{1}{2\sigma_2^2} e^{-\frac{u_1^2+u_2^2}{2\sigma_2^2}} \quad (7)$$

(u_1, u_2) est la variable de fréquence et σ_1 et σ_2 sont les largeurs de la fenêtre de Gauss. Nous définissons les paramètres suivants $\sigma_1 = 1$ et $\sigma_2 = 4$ dont le but de réduire un bruit dans l'image.

III. RESULTATS

Les résultats ont été évalués par deux radiologues expérimentés. 20 élastogrammes mammaires ont été étudiés, en utilisant une sonde linéaire haute définition (bande passante, 6-15 MHz). Le processus décrit dans la section 2 est évalué ici; la figure 1 ci-dessous représente les résultats des méthodes de traitement de l'élastogramme d'une seule patiente.

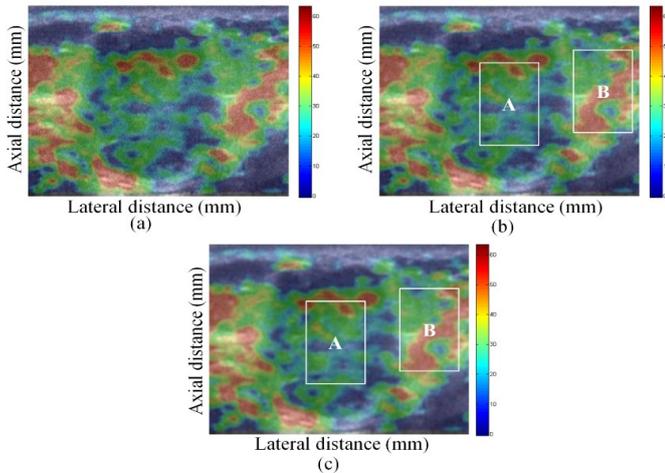


Fig. 1 Effet des méthodes de traitement du bruit de speckle sur l'élastogramme mammaire. a Elastogramme original. b élastogramme obtenue par la technique SW. c élastogramme obtenue par la méthode proposée.

Les zones sélectionnées par un rectangle sont utilisées pour le calcul du CNR. (A) est la cible choisie dans la région tumorale et (B) est la région saine.

Afin de montrer l'efficacité de notre approche, des mesures quantitatives comme le SD, le CNR et le temps d'exécution, ont été utilisées. La figure 2 montre les résultats du SD des 20 élastogrammes pour les deux méthodes : SW et la méthode proposée.

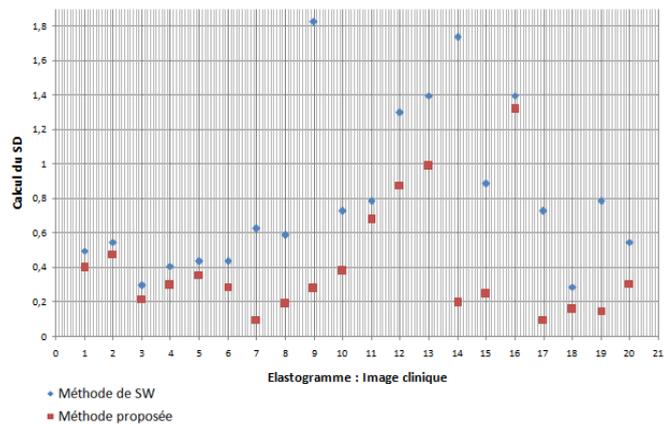


Fig.2 Résultats de calcul du SD de 20 élastogrammes pour les deux méthodes : SW et la méthode proposée.

La figure 3 montre les résultats du CNR des 20 élastogrammes pour les deux méthodes : SW [9] et la méthode proposée.

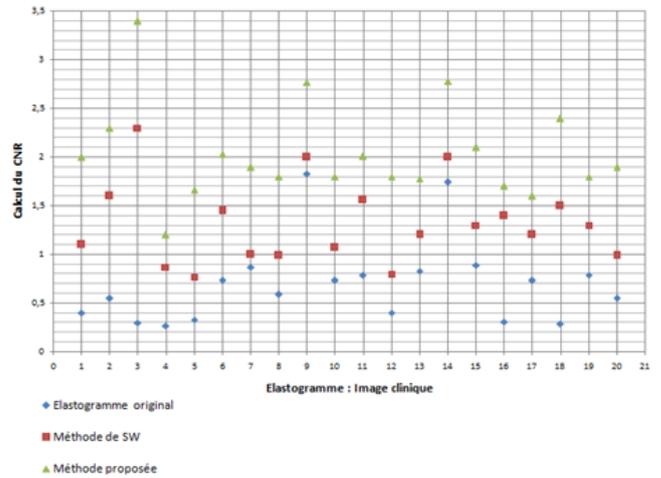


Fig.3 Résultats de calcul du CNR de 20 élastogrammes pour l'élastogramme original et celui obtenu par les deux méthodes : SW et la méthode proposée.

La figure 4 montre les résultats du temps de calcul des 20 élastogrammes pour les deux méthodes : SW et la méthode proposée.

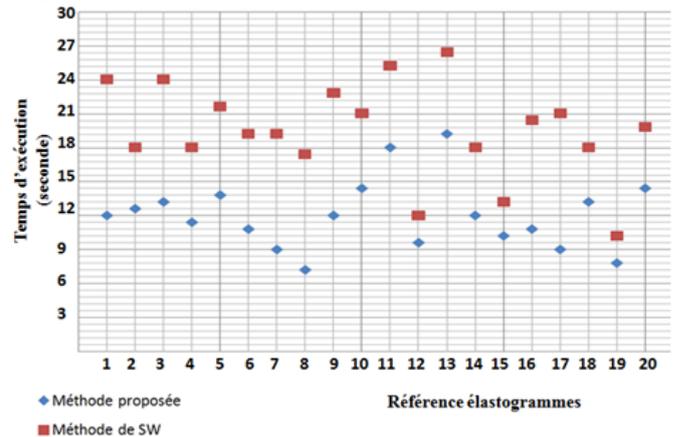


Fig.4 Résultats du calcul du temps de calcul des 20 élastogrammes pour les deux méthodes : SW et la méthode proposée.

IV. DISCUSSION

Selon les résultats expérimentaux présentés dans la section 3, nous pouvons analyser les élastogrammes mammaires obtenus, pour se faire, nous avons comparé les résultats obtenus par la méthode proposée à ceux obtenus par la technique SW, la comparaison se base sur l'évaluation des critères qualitatifs et quantitatifs de 20 élastogrammes mammaires des patientes ayant des tumeurs malignes. Nous notons que tous les résultats ont été vérifiés et validés par deux radiologues. Les résultats de la méthode proposée et ceux de SW sont illustrés sur la figure 1, l'élastogramme montré dans le cas de notre approche proposée est dépourvu d'artefacts et du bruit avec une bonne préservation de la texture tissulaire du sein. Nous notons une bonne précision de l'emplacement de la tumeur, la lésion est bien définie dans sa position, moins du bruit, moins d'artefact par rapport aux résultats obtenus par la technique SW.

Pour une évaluation quantitative des résultats, le SD, le CNR et le temps d'exécution sont calculés pour chaque méthode.

Il ressort de la figure 2, que le SD entre les pixels de la méthode proposée est inférieur à celui obtenu par la méthode

SW. Grâce à l'utilisation de la technique de reconstruction de l'élastogramme, la texture mammaire a été empilée sans perte du détail. Et en ajoutant la DOG, nous avons opté à réduire le bruit du speckle dans l'image avec une bonne préservation tissulaire. Ce qui explique les plus petites valeurs trouvées dans le modèle proposé.

Un autre critère fondamental a été étudié : le CNR est un critère souvent impliqué dans l'évaluation des techniques de traitement d'image par ultrasons. A partir de la figure 1, l'élastogramme obtenue par la méthode proposée, est mieux contrasté, mieux filtré avec une meilleure visibilité des détails de l'image que celle obtenue par la technique SW. La figure 3 illustre les valeurs supérieures de CNR dans le cas de l'approche proposée par rapport à la technique SW.

Cette supériorité s'explique par le fait que le CNR est amélioré par deux étapes dans le modèle développé; La première étape est liée à la présence des deux filtres (Rampe et Butterworth) qui améliorent le contraste. La seconde étape est liée à la DOG qui a réduit le bruit existant. Ce modèle combiné, a permis d'améliorer à la fois le CNR et l'exactitude de la texture des tissus. Dans la technique SW, nous ne trouvons que le filtrage par ondelette de shrinkage, en n'arrivant plus à éliminer parfaitement le bruit de speckle.

Un autre critère d'évaluation utilisant le temps de calcul est compté pour les deux méthodes pour démontrer la rapidité du modèle choisi. Les résultats de la simulation ont été réalisés sur un MATLAB exécuté sur un ordinateur Pentium 4, 4,2 GHz, 6 Go RAM exécutant Windows 7.

La figure 4, montre le temps de calcul des deux méthodes, et à partir de cette figure, nous notons que le modèle proposé est beaucoup plus rapide que la méthode SW. La technique SW filtre directement l'image sans traitement préalable [11], ce traitement nécessitera un temps du calcul coûteux pour filtrer complètement l'élastogramme, ce qui indique que cette méthode ne peut pas répondre aux exigences de l'élastographie ultrasonore. La mise en œuvre de la méthode proposée via une stratégie du traitement par intégration de la DOG, a permis de converger rapidement vers le résultat désiré, ce qui accélère le traitement de l'élastogramme.

Compte tenu de tout cela, il est très clair de confirmer l'excellence de la méthode proposée comme une méthode rapide et fiable dans l'amélioration des élastogrammes mammaires. Le modèle proposé permettra de résoudre plusieurs problèmes liés au bruit et au faible contraste dans les images d'élastographie à ultrasons. La mise en œuvre de la méthode proposée aidera à garantir un diagnostic fiable et précis.

V. CONCLUSIONS

Dans ce papier, nous avons proposé une nouvelle méthode pour l'amélioration de la qualité de l'élastogramme mammaire, La nouvelle utilité du cadre proposé, améliore le diagnostic des pathologies mammaires en élastographie ultrasonore. Nous avons présenté la méthode de RPF avec un filtrage DOG pour améliorer la qualité de l'élastogramme.

L'approche proposée a été évaluée qualitativement et quantitativement, elle peut conserver les détails de

l'élastogramme avec réduction du bruit de speckle. La mise en œuvre de l'approche proposée est discutée, en utilisant 20 élastogrammes mammaires. Les critères quantitatifs (SD, CNR et le temps d'exécution) montrent une supériorité accrue en termes de performance par rapport à la SW. En général, la méthode d'amélioration proposée est précieuse dans l'amélioration de la qualité des élastogrammes et elle peut être utilisée comme une future application en élastographie ultrasonore du sein.

ACKNOWLEDGMENT

Les auteurs tiennent à remercier l'équipe de l'hôpital universitaire de Mongi Slim, pour avoir fourni et évalué les données cliniques des élastogrammes du sein.

REFERENCES

- [1] P. Gu, WM. Lee, MA. Roubidoux, et al, "Automated 3d ultrasound image segmentation to aid breast cancer image interpretation," *Ultrasonics.*, vol.65, pp. 51-58, February.2016.
- [2] Y. Xiao, Y. Yu, L. Niu, et al, "Quantitative evaluation of peripheral tissue elasticity for ultrasound-detected breast lesions," *Clin Radiol.*, vol.71, pp. 896-904, September.2016.
- [3] Y. Kuo, YY. Lin, RC. Lee, CJ. Lin, YY Chiou, WY. Guo, "Comparison of image quality from filtered back projection, statistical iterative reconstruction, and model-based iterative reconstruction algorithms in abdominal computed tomography," *Medicine (Baltimore).*, vol. 95, pp.31, Aug. 2016.
- [4] N. Chetih, Z. Messali, "Tomographic image reconstruction using filtered back projection (FBP) and algebraic reconstruction technique (ART)," 2015 3rd International Conference on Control, Engineering & Information Technology (CEIT), 2015, paper 15418482, pp. 1-6.
- [5] W. Boonleelakul, U.Techavipoo, D.Worasawate, "Ultrasound beamforming and image reconstruction using CPU and GPU," 2016 13th International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON), 2016, paper 7561368, pp. 1-6.
- [6] M. Pérez-Liva, JL. Herraiz, L. Medina-Valdés, "Regularization of image reconstruction in ultrasound computed tomography," 2015 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), 2015, paper 7582217, pp. 1-3.
- [7] KM. Prabusankarlal, P. Thirumoorthy, R. Manavalan, "Assessment of combined textural and morphological features for diagnosis of breast masses in ultrasound," *HCIS*, vol. 5, pp. 1-17, April.2015.
- [8] J. Woo, BW. Hong, CH. Hu, KK. Shung, CCJ. Kuo, PJ. Slomka, "Non-Rigid Ultrasound Image Registration Based on Intensity and Local Phase Information," *Journal of Signal Processing Systems*, vol. 54, pp. 33-43, January. 2009.
- [9] S. Cui, D. Liu D, "Denoising worm artifacts of elastogram using 2-D wavelet shrinkage," *Chinese.*, vol.3, pp.460-464, Jun.2011.
- [10] J. Zhang, G. Lin, L. Wu, Y. Cheng, "Speckle filtering of medical ultrasonic images using wavelet and guided filter," *Ultrasonics*, vol.65, pp.177-193, October.2015.
- [11] DL. Donoho, IM. Johnstone, "Ideal spatial adaptation via wavelet shrinkage," *Biometrika.*, vol. 81, pp. 425-455, September.1994.