



Image échographique ultrasonore de microbulles et de tissus biologiques basée sur les paramètres du modèle statistique de Nakagami

N. Bahbah^a, H. Djelouah^a et A. Bouakaz^b

^aUSTHB, USTHB, BP 32 El Alia, Bab-Ezzouar, Alger, Algérie, 16000 Alger, Algérie

^bUMR Inserm U930 'Imagerie et Cerveau' - Université de Tours, 10 Boulevard Tonnellé, 37032 Tours, France

nardjess_bahbah@yahoo.fr

L'objectif à atteindre dans cette étude est d'exploiter les signatures statistiques pour obtenir des images échographiques ultrasonores et proposer une nouvelle stratégie de discrimination entre les échos ultrasonores issus de microbulles et ceux de tissus biologiques, basée sur l'évaluation de certains paramètres statistiques locaux. Pour modéliser les tissus biologiques plusieurs modèles statistiques sont cités dans la littérature tels que : le modèle de Rayleigh, le modèle K et le modèle de Nakagami. Dans la présente étude, le modèle de Nakagami a été choisi en raison de la simplicité de son expression analytique qui rend l'estimation de ses paramètres (m et Ω) plus simple que pour les autres modèles. Ce modèle a été appliqué sur des signaux HF expérimentaux provenant d'un « fantôme » qui simule les tissus biologiques et les vaisseaux sanguins dans lesquels on fait circuler des agents de contraste (bulles de type Sonovue). Les signaux HF ont été acquis pour une fréquence d'émission ultrasonore égale à 2.5 MHz et avec différents nombres de cycles d'émission ainsi que pour différentes concentrations de microbulles. Les paramètres m et Ω sont obtenus selon une ligne de tir par traitement des enveloppes des signaux d'échos. Différentes méthodes de traitement ont été utilisées pour optimiser l'évaluation des valeurs locales de m et de Ω . Ce qui a mené à l'obtention d'une image échographique en fonction de ces deux paramètres qui est comparée à une image obtenue par un B-scan classique.

1. Introduction

Le système d'imagerie ultrasonore en mode B est un outil fréquemment utilisé de manière non invasive pour examiner l'anatomie du tissu dans le diagnostic médical. Les signaux ultrasonores rétrodiffusés par le tissu sont habituellement considérés comme des signaux aléatoires. Plusieurs modèles stochastiques ont été utilisés pour modéliser la forme de la fonction densité de probabilité de l'enveloppe de ces signaux. Les paramètres caractérisant la distribution spatiale des éléments diffuseurs (tissus ou agents de contrastes) dépendent de quelques grandeurs caractéristiques telles que la densité (nombre d'éléments diffuseurs à l'intérieur des cellules de mesure) et l'amplitude de diffusion qui dépend de la taille des éléments diffuseurs. Les distributions habituellement utilisées sont la distribution de Rayleigh (racine carrée de la distribution exponentielle), la K-distribution [1] (racine carrée du produit d'une distribution Gamma avec une distribution exponentielle) et la distribution de Nakagami (racine carrée d'une distribution gamma). Le modèle de Rayleigh qui est le plus utilisé [2] nécessite toutefois quelques conditions telles que la présence d'un nombre important de diffuseurs distribués aléatoirement dans l'espace. Wagner [3] classe les autres modèles, selon leur rapport signal sur bruit, par rapport au rapport signal sur bruit de la distribution de Rayleigh. La première classe appelée pré-Rayleigh ($SNR < 1,91$) décrit les textures hétérogènes. La seconde, appelée classe Rayleigh ($SNR = 1,91$) définit la classe des textures homogènes. La troisième classe ($SNR > 1,91$) appelée classe post-Rayleigh correspond aux textures périodiques.

La K-distribution constitue un assez bon modèle pour les textures du type pré-Rayleigh ou Rayleigh [4,5]. Les deux paramètres de la distribution pré-Rayleigh fournissent des informations sur le nombre de diffuseurs, la variation de l'amplitude de diffusion et sa valeur moyenne. Mais, en général, ils ne suffisent pas pour décrire la statistique des échos rétrodiffusés par des cellules de mesure contenant un alignement périodique des diffuseurs conduisant à la diffusion post-Rayleigh. Récemment, le modèle statistique de Nakagami, initialement proposé pour décrire la statistique des échos radar, a été considéré comme pouvant caractériser de manière quantitative les tissus biologiques grâce à ses deux paramètres m et Ω [6]. En plus de l'amplitude de diffusion et de la densité, ce modèle peut prendre en compte la régularité de l'espacement spatial des diffuseurs [7]. Le modèle statistique de Nakagami est moins complexe que les autres modèles, et il est assez général

pour décrire un large spectre de conditions de diffusion en imagerie médicale par ultrasons comprenant les distributions de pré-Rayleigh, Rayleigh et post-Rayleigh. Bien que la distribution de Nakagami concorde de manière relativement précise avec la fonction distribution des diffuseurs de l'enveloppe des signaux ultrasonores, une distribution statistique multi-paramètres serait plus appropriée pour modéliser l'enveloppe statistique car les signaux ultrasonores diffusés par les tissus contiennent des informations résultant de plus d'un mécanisme physique [8].

Les tissus sont des milieux de propagation non linéaires pouvant générer de nouvelles composantes fréquentielles autres que la fréquence nominale générée par le transducteur émetteur. Pour une meilleure qualité d'image ultrasonore, il peut s'avérer nécessaire de prendre en compte tous les effets résultant du comportement non linéaire dans le modèle statistique. De plus les microbulles ont une signature acoustique essentiellement non linéaire, principalement au voisinage de leur fréquence de résonance.

Le premier paragraphe de ce document est une présentation du modèle statistique de Nakagami et de ses paramètres. Par la suite, des signaux haute fréquence (signaux HF) obtenus expérimentalement sur des fantômes sont traités par des techniques de traitement du signal pour extraire les paramètres m et Ω ainsi que les images échographiques correspondantes. La comparaison entre ces images avec les images échographiques B-scan classiques ainsi qu'une conclusion sont données à la fin du document.

2. Modèle statistique: la distribution de Nakagami

La fonction densité de probabilité de l'enveloppe $f(R)$ des signaux ultrasonores rétrodiffusés peut être décrite à l'aide de la distribution de Nakagami définie par :

$$f(R) = \frac{2m^m R^{2m-1}}{\Gamma(m)\Omega^m} e^{-\frac{m}{\Omega}R^2} U(R) \quad (1)$$

où $\Gamma(\cdot)$ and $U(\cdot)$ représentent respectivement, la fonction Gamma et la fonction échelon. Le paramètre de Nakagami m et le paramètre d'échelle Ω sont définis par les expressions suivantes :

$$m = \frac{[E(R^2)]^2}{E[R^2 - E(R^2)]^2} \quad (2)$$

et

$$\Omega = E(R^2) \quad (3)$$

Dans ces expressions, $E(\cdot)$ représente la moyenne statistique. Le paramètre d'échelle se réfère à la puissance moyenne de l'enveloppe du signal rétrodiffusé. Le paramètre de Nakagami est particulièrement utile pour la caractérisation de la probabilité de distribution des enveloppes des signaux rétrodiffusés, incluant les conditions statistiques de pré-Rayleigh ($m < 1$), Rayleigh ($m = 1$) et post-Rayleigh ($m > 1$). Lorsque la cellule de mesure (dite aussi cellule de résolution) contient un grand nombre d'éléments diffuseurs, l'enveloppe statistique des signaux rétrodiffusés obéit à la distribution de Rayleigh. Si la cellule de résolution contient des diffuseurs donnant lieu à des sections efficaces de diffusion ayant un degré de variance élevé, les enveloppes statistiques les mieux adaptées correspondent aux distributions pré-Rayleigh. Si la cellule de résolution contient des diffuseurs distribués périodiquement dans l'espace, l'enveloppe statistique adaptée est la distribution post-Rayleigh. Les valeurs du paramètre m comprises entre 0 et 1 correspondent aux distributions allant de la distribution pré-Rayleigh à la distribution Rayleigh; les valeurs de m supérieures à 1 correspondent aux PFD post-Rayleigh. Ainsi le paramètre de Nakagami m peut être utilisé pour la classification des tissus selon leurs propriétés statistiques. Cette importante conclusion a été validée par des simulations numériques sur des fantômes [6,8] et à partir de mesures cliniques [9,10].

Il est aisé de voir que la distribution de Nakagami peut être identifiée comme appartenant à la classe des distributions Gamma qui utilise les paramètres ($\alpha; \beta$) de telle sorte que la fonction densité de probabilité $f(R)$ peut s'écrire :

$$f(R) = \frac{2\beta^\alpha}{\Gamma(\alpha)} R^{2\alpha-1} e^{-\beta R^2} U(R) \quad (4)$$

qui est la distribution de Nakagami avec les paramètres ($m = \alpha; \Omega = \alpha/\beta$). Par commodité de notation, on utilise la densité de probabilité donnée par l'Eq. (4). comme densité de probabilité de Nakagami avec les paramètres ($\alpha; \beta$). Le moment statistique du second ordre est alors donné par :

$$E(R^2) = \frac{\alpha}{\beta} \quad (5)$$

3. Résultats expérimentaux sur des fantômes

Les expériences ont été réalisées à l'aide d'une plateforme échographique "ouverte" du commerce disposant de 128 canaux indépendants équipés d'émetteurs analogiques. Un fantôme imitant les tissus biologiques contenant un tube de diamètre 4 mm a été utilisé pour acquérir les réponses à la fois du pseudo-tissu (fantôme) et de microbulles Sonovue, utilisées comme agents de contraste, circulant dans le tube grâce à une pompe et à un agitateur magnétique avec un débit de 20 ml/mn. Les images ultrasonores correspondantes et les signaux haute fréquence correspondants ont été obtenus avec des

impulsions contenant 3 et 5 cycles à une fréquence d'émission f_0 de 2,5 MHz et pour une dilution de microbulles de 1/2000. L'indice mécanique étant de 0,19.

L'étude a été effectuée dans des domaines d'intérêt (Region Of Interest ou ROI) de différentes tailles de forme carrée, localisés en différentes positions dans le tissu et à l'intérieur du tube contenant l'agent de contraste. Les signaux HF correspondants ont été analysés afin d'évaluer le paramètre de Nakagami m et le facteur d'échelle Ω en utilisant trois procédures de filtrage : utilisation des données brutes (sans filtrage), filtrage autour de la fréquence d'émission (fondamental) et filtrage autour du double de la fréquence d'émission (2nd harmonique).

Dans la présente étude, le filtrage des signaux HF autour du 2nd harmonique est effectué afin d'exploiter l'effet non-linéaire des interactions ultrasonores avec le tissu et avec les microbulles de contraste. Les images B-scan obtenues dans ce cas offrent un meilleur contraste pour les microbulles comparativement aux régions occupées par le tissu (Figure 1).

La qualité des images B-scan obtenues est de meilleure qualité pour une émission courte (3 cycles) que pour une émission plus longue (5 cycles). L'étude faite par la suite est pour le cas d'une émission de 3 cycles.

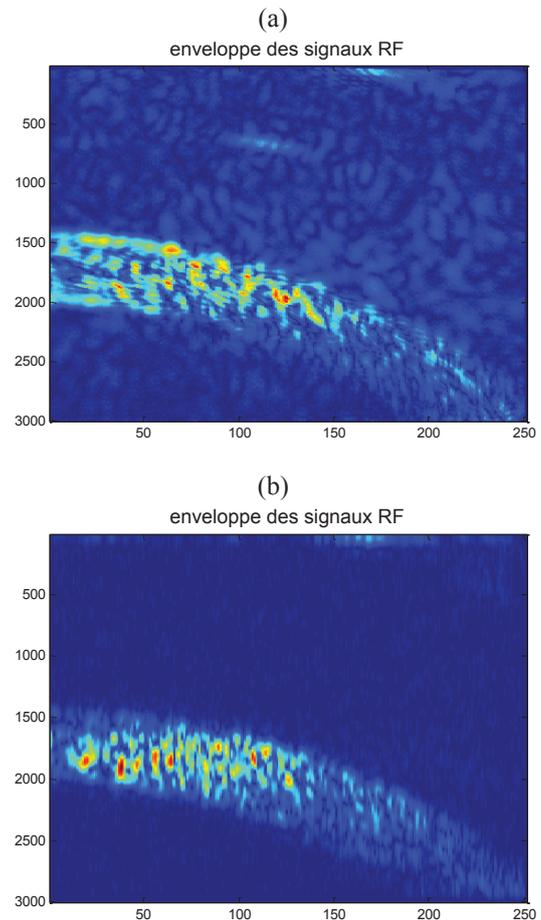


Figure 1 : Images B-scan : (a) Echos bruts, (b) Echos filtrés autour de $2f_0$.

Les valeurs moyennes des paramètres statistiques du modèle de Nakagami (m et Ω) ont été évaluées pour les différentes régions à l'intérieur du fantôme étudié, pour le mode d'excitation à 3 cycles et pour les trois procédures du

filtrage. Les images échographiques correspondantes sont montrées sur les Figures 3 et 4.

La taille de la région d'intérêt détermine la résolution de l'image échographique basée sur les paramètres de Nakagami. Quand la taille de la région d'intérêt diminue, la résolution de l'image paramétrique est meilleure. Cependant, pour une petite taille de la région d'intérêt on a moins d'informations sur l'enveloppe rétrodiffusée, ce qui conduit à une estimation instable de paramètres de Nakagami. Par conséquent, avant la construction de l'image basée sur ces paramètres, une taille optimale de la région d'intérêt doit être déterminée pour satisfaire simultanément l'estimation stable des paramètres de Nakagami ainsi qu'une résolution acceptable de l'image paramétrique. Dans cette étude la taille utilisée est de 0.5mm^2 .

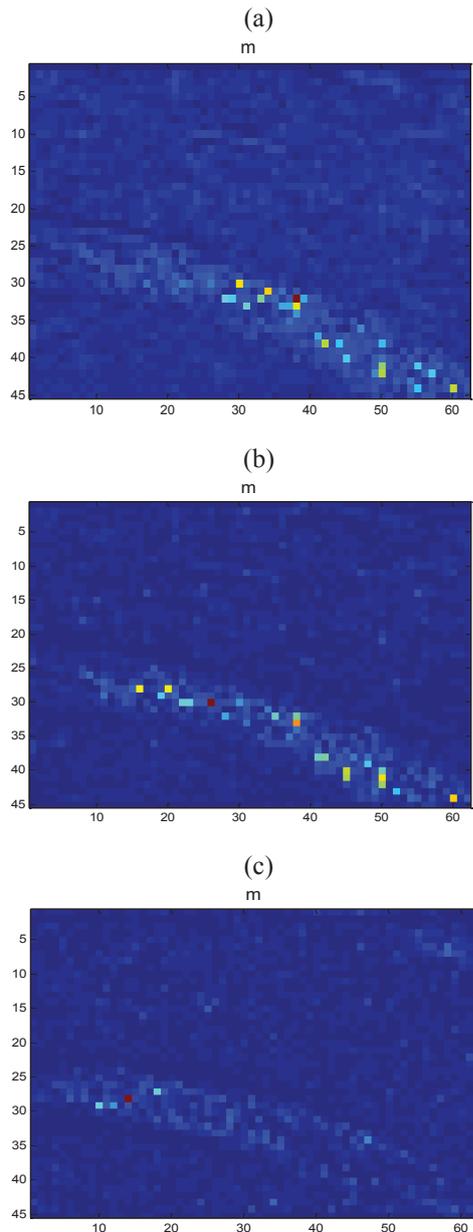


Figure 3 : Images paramétriques basées sur le paramètre de Nakagami m : (a) Echos bruts, (b) Echos filtrés autour de f_0 , (c) Echos filtrés autour de $2f_0$.

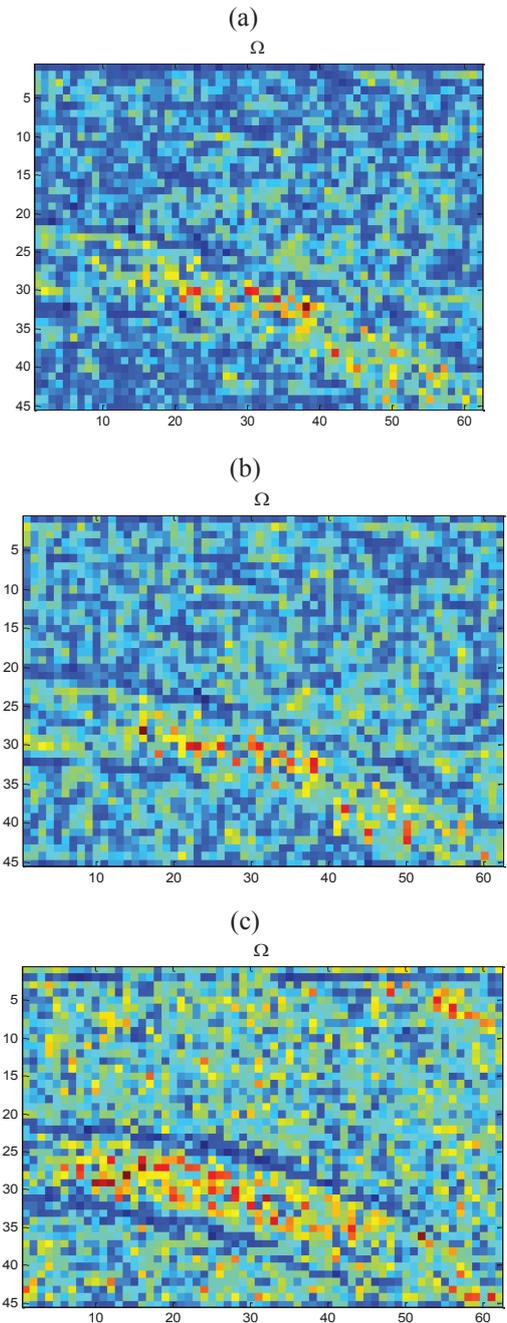


Figure 4: Images paramétriques basées sur le paramètre d'échelle Ω : (a) Echos bruts, (b) Echos filtrés autour de f_0 , (c) Echos filtrés autour de $2f_0$.

L'échographie mode B (mode Brillance) est une échelle de gris permet de représenter l'amplitude des échos rétrodiffusés, donc la réflectivité des interfaces, libérant ainsi une dimension sur l'écran.

L'image construite par les paramètres de Nakagami sur les régions d'intérêt peut fournir à la fois les statistiques rétrodiffusées globales et locales des signaux ultrasonores dans un fantôme, ce qui démontre que l'image paramétrique possède une excellente capacité pour la détection des concentrations de diffuseurs locaux dans un fantôme. De plus, par rapport à l'image B-scan qui est facilement influencée par des facteurs liés au système et à l'opérateur, l'image paramétrique donne un résultat relativement uniforme par rapport au réglage du système. En effet, la formation de l'image paramétrique est basée sur la forme

de l'enveloppe locale rétrodiffusée par le tissu et elle n'est pas affectée par l'amplitude du signal ultrasonore rétrodiffusé. En outre, ce principe de formation d'image associée à l'image paramétrique permet l'extraction des informations de rétrodiffusion faible qui peut être perdu dans l'image B-scan.

4. Conclusion

En raison du fait que les B-scan classiques peuvent ne pas refléter la nature du tissu à cause de certains inconvénients et limitations, les paramètres statistiques du modèle de Nakagami (m et Ω) ont été appliqués pour quantifier les propriétés du tissu et des microbulles.

L'étude réalisée montre que la discrimination entre les microbulles et les tissus biologiques peut être obtenue par un B-scan ainsi qu'à partir des paramètres de Nakagami déterminés aussi bien au voisinage de la fréquence fondamentale qu'autour de la fréquence du mode harmonique.

L'image paramétrique peut potentiellement devenir un nouvel outil de diagnostic qui peut être facilement combiné avec l'utilisation simultanée des images B-scan classiques pour visualiser les structures et les propriétés de diffuseurs dans les tissus.

Néanmoins, des validations expérimentales et cliniques doivent être effectuées avant que l'image paramétrique basée sur le modèle de Nakagami puisse être employée comme un outil clinique fiable.

Références

- [1] E. Jakeman and P. N. Pusey, "A model for non-Rayleigh sea echo", *IEEE Trans On antennas and Prop* 24(6), 806-814 (1976).
- [2] J.W. Goodman, Statistical properties of laser speckle patterns, J.C. Dainty (Ed.), *Laser Speckle and Related Phenomena*, 2nd Edition, Springer, Berlin, vol.9 of Topics in Applied Physics (1984).
- [3] R. F. Wagner, S. W. Smith, J. M. Sandrik, and H. Lopez, "Statistics of speckle in ultrasound B-Scans", *IEEE Trans. Sonics Ultrason* 30, 156-163, (1986).
- [4] J.M. Reid, F. Forsberg, E.J. Halpern, C.W. Piccoli, R. C Molthen, "Comparisons of the Rayleigh and k-distribution models using in vivo breast and liver tissue", *Ultrasound Med. Biol* 24(1), 93-100, (1998).
- [5] P. M. Shankar, V. A. Dumane, J. M. Reid, V. Genis, F. Forsberg, C.W. Piccoli, and B.B Goldberg, "Use of the k-distribution for classification of breast masses", *Ultra. Med. Biol* 26(9), 1503-1510 (2000).
- [6] Shankar PM, "A general statistical model for ultrasonic backscattering from tissues", *IEEE Trans. Ultrason Ferroelec Freq Contr* 47, 727-736 (2000).
- [7] Robert M. Cramblitt and Kevin J. Parker, "Generation of non-Rayleigh speckle distribution using marked regularity models", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 46(4), 867-873 (1999).

[8] Tsui PH, Wang SH., "The effect of the transducer characteristics on the estimation of Nakagami parameter as a function of scatterer concentration", *Ultrasound Med Biol* 30, 1345-1353 (2004).

[9] Shankar PM, Dumane VA, Reid JM, Genis V, Forsberg F, Piccoli CW, Goldberg BB, "Classification of ultrasonic B-mode images of breast masses using Nakagami distribution", *IEEE Trans. Ultrason Ferroelec Freq Contr* 48, 569-580 (2001).

[10] Tsui PH, Chien CC., "Imaging local scattered concentrations by the Nakagami statistical model", *Ultrasound Med Biol* 33, 608-619 (2007).