

Simulation d'images échographiques à partir de données scanner X.

S. Laguitton¹, J.-J. Patard², J.-L. Dillenseger¹

¹LTSI, INSERM, Univ. Rennes, 35042 Rennes, France.

²Service d'Urologie, Hôpital de Pontchaillou, CHR Rennes, Rennes, France.

Soizic.Laguitton@univ-rennes1.fr, jean-jacques.patard@chu-rennes.fr, jean-louis.dillenseger@univ-rennes1.fr

Résumé – L'objectif de notre travail est de proposer une méthode rapide de simulation d'images échographiques à partir des informations contenues dans un volume abdominal acquis en scanner X. Précédemment, Bamber et Dickinson ont proposé un modèle de prédiction de l'apparence de l'image finale à partir de la seule contribution des diffuseurs. Ce modèle toutefois n'a été créé et n'a été appliqué que pour être utilisé sur des petites régions. Nous proposons de généraliser ce modèle pour la simulation d'échographie à l'échelle des images abdominales en prenant en compte les propriétés acoustiques des tissus, la géométrie et les paramètres de la sonde échographique (géométrie circulaire, nombre et taille des transducteurs, fréquence des pulses ultrasonores, ...).

Abstract – The goal of our work is to propose a fast ultrasound images simulation from an abdominal CT volume. This method is based on a model elaborate by Bamber and Dickinson that predict the appearance and properties of a B-Scan ultrasound image from the distribution of point scatterers. However the main assumption of this method is that the US pulse and beam shape are assumed invariant. So this model can only be applied on small regions of interest. We propose to extend this model for abdominal ultrasound image simulation by taking into account the acoustical tissues properties and the geometry and the characteristics of the ultrasound transducers (circular probe, transducers number and size, US pulse frequency, etc.).

1. Introduction

Pour de nombreux gestes chirurgicaux, les techniques d'imagerie utilisées pour l'établissement du planning préopératoire divergent de celles utilisées lors du geste lui-même. C'est le cas par exemple en urologie, et plus particulièrement de la ponction rénale où le planning préopératoire se base sur l'acquisition de volume en scanner X, volume à haut niveau d'information anatomique, et où la ponction elle-même est menée sous guidage échographique, technique d'imagerie plus délicate à interpréter. La connexion entre ces deux techniques d'imagerie pose des problèmes de corrélation entre information et d'interprétation ou plus encore d'apprentissage de l'interprétation des images échographiques par rapport au volume issu du scanner X. Une solution à ces problèmes peut être donnée par la simulation d'images échographique à partir du volume scanner X.

Dans le domaine de la simulation d'images échographiques, deux grandes approches ont été proposées :

- La simulation et le suivi de la propagation du champ ultrasonore sortant et revenant aux transducteurs. C'est le cas de l'étude de Jensen [1] où les organes sont modélisés par des ensembles de diffuseurs. L'image est formée par l'étude simulée de l'interférence entre les transducteurs, de la propagation physique et temporelle du champ et de son interaction avec les diffuseurs. La précision de cette

simulation se fait par contre au détriment de la vitesse d'exécution¹.

- L'étude de la prédiction de l'apparence de l'image finale à partir de la seule contribution des diffuseurs. L'étude pionnière a été le travail de Bamber et Dickinson [3] sur l'étude de la relation entre l'interaction champ ultrasonore/diffuseurs et l'apparence produite sur l'image échographique. Si cette relation se résume à la seule réflexion directe diffuse, le principe de la formation de l'image échographique est alors d'établir une carte des diffuseurs et de la convoluer avec un modèle du champ ultrasonore. Cette technique a été validée sur la simulation d'échographie à haute résolution de petits morceaux de tissus.

Notre objectif est de proposer des images simulant l'échographie abdominale et plus particulièrement l'échographie rénale. Le modèle de Bamber et Dickinson, s'il présente l'avantage de la simplicité et de la rapidité, n'a été créé et appliqué que pour être utilisé sur des petites régions de grande résolution. Notre contribution a consisté à adapter ce modèle à des images abdominales acquises en scanner X.

2. Méthode

Les données de départ sont des images extraites du volume scanner X dont la taille des pixels (ou des voxels le cas échéant) est connue. La géométrie et les paramètres de la

¹ En 2000, Jensen rapporte les résultats d'une version rapide de son algorithme. Le calcul d'une image 64x64 avec 200.000 diffuseurs lui prenait plus de 3 heures [2].

sonde échographique sont également connus (sonde circulaire, nombre et taille des transducteurs, fréquence des pulses ultrasonores, facteur de qualité du spectre d'émission des pulse, etc.).

2.1 Modèle de Bamber et Dickinson.

Il est basé sur une modélisation linéaire² des caractéristiques d'un signal ultrasonore réfléchi de façon diffuse par un milieu non homogène. Ce modèle qui dérive de l'équation d'onde décrit le signal comme une intégration de réponses impulsionnelles :

$$I_{3D}(x, y, z) = \iiint H_{3D}(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma) \cdot T(\alpha, \beta, \gamma) \cdot d\alpha \cdot d\beta \cdot d\gamma \quad (1)$$

où :

- y est la direction de propagation (direction axiale) de l'onde, x sa direction latérale et z sa direction d'élévation.
- I_{3D} , l'image radiofréquence résultante
- H_{3D} , la réponse impulsionnelle 3D du système c'est-à-dire l'image radiofréquence 3D d'un point,
- T, la fonction qui décrit l'échogénéité du tissu. Elle dépend directement de l'impédance acoustique du tissu.

Pour une petite région, la réponse impulsionnelle H_{3D} peut être considérée comme invariante dans l'espace. La formule (1) peut alors s'écrire sous la forme d'une convolution :

$$I_{3D}(x, y, z) = H_{3D}(x, y, z) * T(x, y, z) \quad (2)$$

La réponse impulsionnelle H_{3D} est généralement modélisée comme une onde modulée par une enveloppe gaussienne :

$$H_{3D}(x, y, z) = e^{-\frac{1}{2} \left(\frac{x^2}{\sigma_{ax}^2} + \frac{y^2}{\sigma_{lat}^2} + \frac{z^2}{\sigma_{el}^2} \right)} \cos(2\pi f y) \quad (3)$$

où f est la fréquence spatiale du pulse et σ_{ax} , σ_{lat} et σ_{el} sont représentatives respectivement de la longueur, la largeur et l'épaisseur du pulse. σ_{ax} est lié directement à la bande passante du spectre d'émission du pulse. σ_{lat} et σ_{el} découlent de la forme des transducteurs.

T, la fonction qui décrit l'échogénéité du tissu s'écrit :

$$T(x, y, z) = \frac{1}{2Z_0} \frac{\delta}{\delta y^2} Z_{3D}(x, y, z) \quad (4)$$

où Z_0 est le niveau de référence de l'impédance acoustique et Z_{3D} l'impédance acoustique du tissu.

L'image radiofréquence d'une coupe, pour un z_0 donné se détermine alors par :

$$I(x, y) = I_{3D}(x, y, z_0) = H_{3D}(x, y, z_0) * \frac{\delta}{\delta y^2} (Z_{3D}(x, y, z)) \quad (5)$$

L'image échographique en B-scan finale I_B est alors obtenue par une détection d'enveloppe de l'image radiofréquence. Celle-ci peut s'effectuer par :

² Le terme « linéaire » vient de l'utilisation de l'approximation de Born pour résoudre l'équation de la propagation d'ondes en milieu inhomogène.

$$I_B = |I(x, y) + j \cdot \text{Hilbert}[I(x, y)]| \quad (6)$$

où Hilbert[] est la transformée de Hilbert.

Le modèle de Bamber et Dickinson présente la particularité d'avoir une réponse impulsionnelle H_{3D} invariante dans l'espace. Il n'est donc valable que pour des petits morceaux de tissus. Nous l'avons donc adapté à notre problématique de simulation d'échographies de plus grandes tailles acquises avec des sondes particulières.

2.2 Adaptation du modèle de Bamber et Dickinson.

Cette adaptation se fait comme suit :

1) Prise en compte de la géométrie spatiale de la sonde circulaire.

Dans ce type de sonde, les ondes ultrasonores présentent une direction de propagation différente pour chaque transducteur. La solution est de se ramener aux conditions géométriques de propagation parallèle des ondes du modèle de Bamber et Dickinson en travaillant en géométrie polaire :

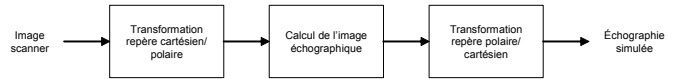


Fig. 1 : Prise en compte de la géométrie spatiale de la sonde circulaire

2) Rééchantillonnage dans l'axe de propagation afin de respecter le critère de Shannon.

La taille des pixels de départ (de l'ordre de 0,7 mm) est généralement plus grande que la longueur d'onde du signal ultrasonore (avec une vitesse de propagation des ultrasons dans les tissus de 1540 m/s et une fréquence de pulse de 3,5 MHz, la longueur d'onde est de $\lambda=c/f=0,44$ mm). H_{3D} est directement liées à la longueur d'onde du pulse (cf. éq. 3). Afin de respecter le théorème de Shannon, l'image scanner en coordonnées polaires est rééchantillonnée par interpolation linéaire le long de l'axe de propagation (voir Fig. 2-b)

3) Modélisation macroscopique des tissus.

Les tissus sont modélisés par leur impédance acoustique. Une segmentation simple de l'image scanner permet de différencier plusieurs classes de tissus (os, tissus mous, eau, graisse). L'impédance acoustique connue de ces tissus est alors attribuées aux pixels de l'image.

Par contre, d'un point de vue macroscopique, l'impédance acoustique n'est pas homogène (variations dues aux structures microscopiques –réseau capillaire, etc.). Cette inhomogénéité n'est pas accessible directement à partir des coupes scanner. Nous la modéliserons par une texture de bruit gaussien seuillé dont l'écart type varie en fonction de la classe du tissu (voir Fig. 2-c).

4) Prise en compte des propriétés de la sonde et modélisation adaptative de H_{3D} en fonction de sa localisation spatiale.

σ_{ax} est déduite du facteur de qualité Q du spectre d'émission du pulse souhaité.

Par contre l'hypothèse d'un champ ultrasonore constant dans l'espace n'est plus vérifiée. La variation de sa forme sera modélisée par une variation de la forme de H_{3D} dans l'espace. Ainsi, l'élargissement du faisceau ultrasonore durant sa propagation sera simulée par une augmentation des valeurs de σ_{lat} et σ_{el} :

$$\sigma_{lat}(y) = \sigma_{lat}(0) + k_1 \cdot y \text{ et } \sigma_{el}(y) = \sigma_{el}(0) + k_2 \cdot y. \quad (7)$$

Les valeurs de $\sigma_{lat}(0)$ et $\sigma_{el}(0)$ sont déduits directement de la géométrie spatiale de la sonde (nous avons considéré que la largeur à mi hauteur maximale -FWHM- des gaussiennes était égale à respectivement la largeur et la hauteur d'un élément du transducteur) et k_1 et k_2 de la physique de propagation des ultrasons. H_{3D} est ensuite transformée en coordonnées polaires, cette transformation dépend elle aussi de sa localisation spatiale.

3. Résultats

La méthode décrite précédemment a été testée sur une coupe issue d'une acquisition scannerX d'un abdomen. L'objectif est de simuler l'image échographique du rein en se basant sur les propriétés des échographes et des sondes utilisés classiquement par les chirurgiens urologues.

3.1 Implémentation de la méthode

Dans un premier temps nous avons choisi de simuler l'image produite par une sonde de type circulaire, d'un angle de 60° , d'un rayon de courbure de 40 mm et comportant 128 transducteurs. La fréquence f_0 de l'échographe simulé est de 3,5 MHz avec un facteur de qualité Q de 10 ($\sigma_{ax} \approx 3\lambda$). La profondeur de l'image ultrasonore est fixée à 22 cm à partir de la sonde.

L'image de départ est issue d'une acquisition scanner X abdominale de taille 512x512, la taille isotrope du pixel étant de 0,68 mm.

Les impédances acoustiques des différents milieux ont été trouvées dans la littérature. Elles ont été fixées à 1,35, 1,65 et 5 kg/m²/s respectivement pour la graisse, les tissus mous et l'os.

La figure 2 représente les différentes étapes de la formation de l'image échographique :

a) Image scanner de départ (la position de la sonde et la géométrie finale de l'image échographique ont été rehaussées sur l'image).

b) Image en coordonnées polaires. L'image a été rééchantillonnée dans l'axe de propagation afin de respecter le critère de Shannon. Pour $f_0=3,5$ MHz ($\lambda=0,44$ mm) et une taille de pixel de 0,68 mm, un facteur d'interpolation de 4 selon l'axe des coordonnées radiales a été choisi.

c) Carte des impédances acoustiques. Cette carte a été établie après segmentation de l'image précédente en plusieurs classes de tissus (os, tissus mous, eau, graisse). L'impédance acoustique de ces tissus est ensuite modulée par une texture de bruit afin de modéliser les inhomogénéités

macroscopiques. Les impédances ont été codées en niveau de gris sur cette image.

d) Image radiofréquence résultat de l'application du champ d'ultrasons sur les tissus. Cette image est le résultat du produit de convolution de H_{3D} et de la dérivée seconde selon l'axe de propagation de l'image des impédances acoustiques. L'image présentée ici a été normalisée.

e) Détection de l'enveloppe de l'image radiofréquence. L'image radiofréquence est considérée comme partie réelle de l'enveloppe, sa partie imaginaire étant estimée à l'aide de la transformée de Hilbert.

f) Image échographique simulée après transformation du repère polaire vers le repère cartésien.

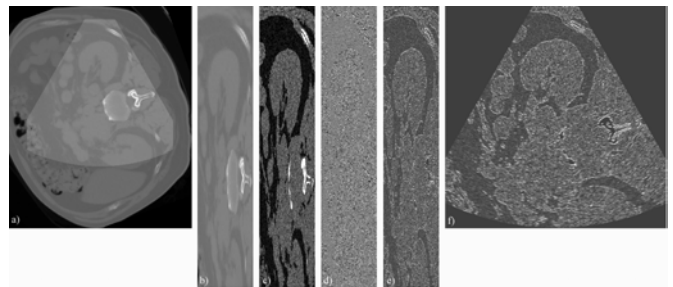


Fig2 : Formation de l'image échographique : a) Image scannerX de départ, b) Image en coordonnées polaires et rééchantillonnée selon la direction de propagation, c) carte des impédances acoustiques, d) image radiofréquence issues de la convolution avec la H_{3D} , e) détection de l'enveloppe et f) image échographique simulée

Pour les paramètres de simulation choisis, l'image échographique résultat a une taille de 1200x1200. Le temps de calcul de cette image est de moins de 5s sur un PC classique (AMD Athlon 2200+, 1Mo de RAM).

3.2 Influence de la fréquence

Afin de comparer l'effet de la fréquence de l'échographe, deux images ont été simulées, l'une avec $f_0=1$ MHz, l'autre avec $f_0=5$ MHz (figure 3).

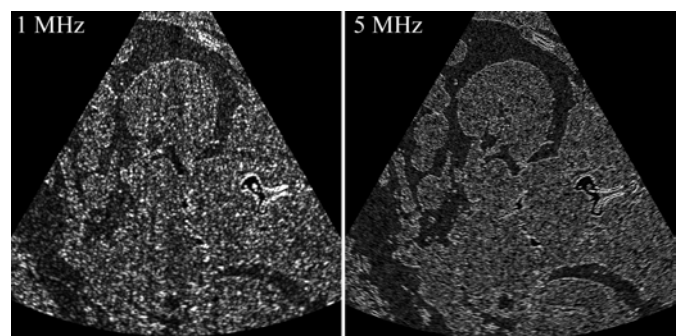


Fig3 : Simulation d'une image avec $f_0=1$ MHz et $f_0=5$ MHz

L'influence de la fréquence sur la résolution spatiale est nettement visible. Il est à noter que nous n'avons pas tenu compte de l'atténuation due à l'absorption du signal (cf. discussion).

3.3 Influence de la sonde

Deux images ont été produites par simulation de sondes de même taille, de même $f_0=3,5$ MHz, mais l'une comportant 128 transducteurs et l'autre 64 transducteurs (figure 4).

Le nombre d'éléments et leur taille ont une répercussion directe sur la résolution latérale de l'image simulée.

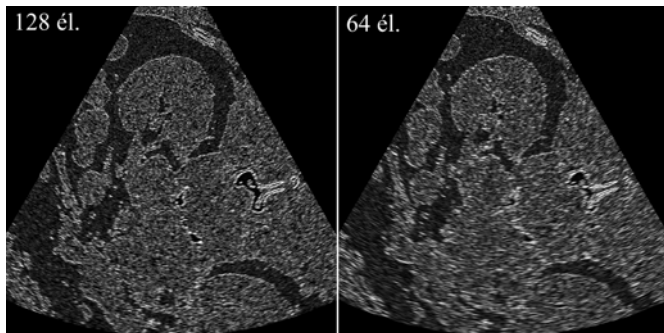


Fig4 : Simulations à 3,5 MHz, à gauche avec une sonde à 128 éléments ; à droite avec 64 éléments.

3.4 Comparaison échographie réelle et simulée

Nous avons voulu comparer de manière qualitative, une échographie réelle du rein trouvée dans la littérature et une échographie simulée, toutes deux présentant une fréquence f_0 de 3,5 MHz (figure 5). Les sujets d'observations étant dissemblables, la seule ambition de cette comparaison est de présenter les caractéristiques communes mais également les disparités entre notre modèle et une échographie réelle.

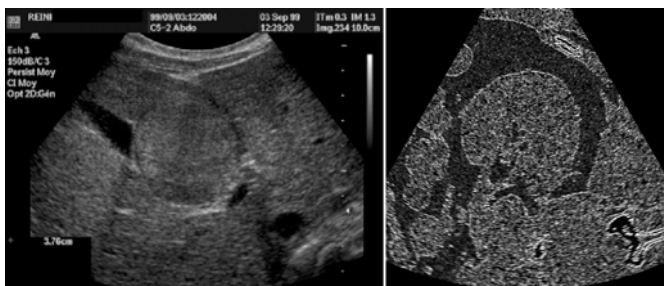


Fig5 : comparaison entre une échographie réelle (à gauche) et une simulation (à droite). Dans les deux cas, la sonde a une fréquence de 3,5 MHz

4. Discussion

D'un point de vue qualitatif, nous retrouvons dans l'image échographique simulée certaines des caractéristiques importantes d'une image échographique réelle :

- le speckle est disposé sur des cercles concentriques et s'élargit avec la distance à la sonde.
- la fréquence et le nombre d'éléments de la sonde semble présenter une influence attendue sur le résultat de la simulation. Une fréquence élevée donne un speckle fin sur la direction axiale et améliore ainsi la résolution spatiale de l'image. Un nombre d'éléments élevé donne un speckle fin suivant la direction latérale.
- l'interface entre tissus semble également bien marquée.

Toutefois certaines caractéristiques d'une échographie n'ont pas été prises en compte. C'est le cas par exemple de l'atténuation par absorption du signal par le milieu. Les appareils échographiques compensent cette atténuation à l'aide d'un gain étagé, c'est à dire qui augmente avec la profondeur. Ce gain a pour effet de rehausser le signal mais également le bruit. Sur notre simulation, le gain étagé pourrait être simplement modélisé par un bruit gaussien dont la variance croîtrait exponentiellement avec la profondeur.

D'autres caractéristiques d'une échographie tels les cônes d'ombre ou l'effet miroir sont totalement absentes des images simulées. Ceci est dû directement au modèle que nous utilisons. Cependant ces effets sont généralement considérés comme des artefacts dans les images échographiques réelles.

En dehors de ces faits, des différences d'aspects entre images simulées et images réelles demeurent. Une première cause, et cela concerne l'aspect des tissus près de la sonde, peut provenir de la pression exercée par l'opérateur. Une seconde cause provient, selon nous, de notre modélisation des inhomogénéités macroscopiques des tissus. L'aspect des échographies réelles est en grande partie dû aux speckles issus de ces inhomogénéités. L'utilisation d'une modélisation plus réaliste de ces inhomogénéités au sein des organes devrait permettre, par la suite, d'obtenir un meilleur aspect pour les images simulées.

Les temps de calculs de la simulation sont courts par rapport à d'autres modèles de simulation (de l'ordre de quelques secondes sur un PC classique). Cependant ils restent encore insuffisants pour faire des simulations temps réel.

5. Conclusion

Cette étude présente les premiers résultats de la simulation d'images ultrasonores de l'abdomen. Le modèle de simulation d'image échographique proposé par Bamber et Dickinson a été adapté pour pouvoir être utilisé dans notre simulation d'échographies. Les simulations, obtenues avec des temps de simulation relativement courts, montrent certaines caractéristiques proches des images échographiques réelles comme la forme et la disposition du "speckle" ou encore le rehaussement des interfaces lisses entre des tissus différents. L'utilisation d'un meilleur modèle pour les inhomogénéités devrait permettre d'obtenir des images de meilleure qualité. Une évaluation plus formelle se devra d'être engagée.

Références

- [1] J. A. Jensen, *Field: a program for simulating ultrasound systems*. Medical and Biological Engineering and Computing 34, 1996, pp. 351-353.
- [2] J. A. Jensen, S. I. Nikolov, *Fast simulation of ultrasound images*. Proc. of IEEE Int. ultrasonic Symp., Puerto Rico, 2000, pp. 1721-1724.
- [3] J. C. Bamber, R. J. Dickinson. *Ultrasonic B-scanning: a computer simulation*. Phys. Med. Biol., 25(3), 1980, pp. 463-479.