

SSIM, MSE, PSNR を用いた超音波画像の定量的な客観評価

渡邊優樹、山谷弘樹、柳田裕隆

山形大学、山形大学大学院

1 研究概要

本研究の目的は超音波画像の画質に対して統一された基準で評価を行える方法を検討することである。今回は、X線CT画像を元にMATLAB上の超音波シミュレーションであるFieldIIで超音波画像を作成し、主観評価と複数の画像評価法による定量評価で評価に差が出るか確認した。画像評価法は、SSIM, MSE, PSNRの3つを使用した。

2 研究背景・目的

超音波診断装置から得られる超音波画像を評価する際、その画像評価には統一性がなく、各メーカーの装置の優劣がわかりにくい。一般的な画像評価方法では、基準となる参照用の画像が必要であり、医療診断では正解となる参照用画像を作成することが困難なことも画質評価の進歩を阻む一因であった。本研究では、X線CT画像のCT値を元に数値ファントムを作成し、超音波伝播シミュレーションを行う。再構成された超音波画像をSSIM, MSE, PSNRの3つ画像評価法で評価し、それぞれの違いについて明らかにしたい。

3 数値ファントムの作成

3.1 反射率の作成

超音波の反射率は音響インピーダンスの差で決定され、密度 ρ と音速 c の乗算で表される。生体内の音速 c が一定だとすると、密度 ρ の差で反射率が決定される。X線CT画像は生体組織のX線減衰率を画像化しており、X線の減衰率は透過する対象の密度に比例することから、音響インピーダンスがX線CT画像の画素値に比例すると仮定した。この仮定に基づいてX線CT画像から反射率を計算し、対応した座標とともにまとめたデータファイルを数値ファントムとした。

3.2 ガウス関数型PSFを用いた画像作成方法

本研究では、像の拡がりを実験的に再現するために、数値ファントムとガウス関数で与えられた理想的点拡がり関数との畳み込みにより、参照画像を生成する。点拡がり関数とは小さな点をぼかして像を拡げたものである。

4 画像評価

SSIM, MSE, PSNRで使用する参照用の画像は、ガウス関数型PSFで作成した画像を使用し、超音波伝播シミュレーションによって得られた受信データから再構成を行った超音波画像と比較する。

4.1 SSIM

SSIMは、画像を輝度、コントラスト、画像構造の独立した要素として考え、それぞれを比較することにより画質を評価する。SSIMは、評価値として2つの画像の類似度を0から1までの実数で表し、0に近いほど悪く1に近いほど良いことを示す。 x, y は参照画像とテスト画像、 μ_x, μ_y は平均輝度値、 σ_x, σ_y は画素値の分散、 σ_{xy} は画素値の共分散、 C_1, C_2 はゼロ除算を防ぐための定数である。

$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_2)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)} \quad (1)$$

4.2 MSE

MSEは、画像のピクセルごとに輝度値の誤差を計算し、平均することで定量評価を行う。評価値が0に近いほど類似度が高く、数値が大きいほど類似度が低い。 M は横の画素数、 N は縦の画素数、 x_i はテスト画像の i 番目の輝度値、 y_i は i 番目の輝度値である。

$$MSE(x, y) = \frac{1}{M \times N} \sum_{i=1}^{M \times N} (x_i - y_i)^2 \quad (2)$$

4.3 PSNR

MSEとダイナミックレンジの比を用いて定量評価を行う。PSNRは評価値が大きいほど類似度が高く、0に近いほど類似度が低い。 $peakval$ は画像がとりうる最大ピクセル値である。

$$PSNR(x, y) = 10 \log_{10} \left(\frac{peakval^2}{MSE(x, y)} \right) \quad (3)$$

5 超音波伝播シミュレーション

5.1 シミュレーション環境

本研究では、数値解析ソフトウェアMATLAB R2021bと、MATLAB上で動作する超音波撮像シミュレーションプログラムFieldIIを用いて、テスト画像を作成した。本研究では、全長176mmの一次元リニアアレイを想定し、17.6mmのアクティブ領域内に0.44mmから1.76mmの間隔で素子を配

“Quantitative objective evaluation of ultrasound images using SSIM, PSNR, and MSE”

WATANABE Yuki, YAMAYA Hiroki, YANAGIDA Hirotaka
Yamagata University, Graduate School of Science and Engineering

置し、中心周波数を 3.5MHz、サンプリング周波数を 100MHz に設定し、シミュレーションを行った。

5.2 DICOM 規格の X 線 CT 画像

本研究では、医療用分野で使用される超音波画像の定量評価を目的としているため、テスト画像の撮像対象として、X線CTで撮像された人体の臓器画像を使用する。使用する X 線 CT 画像と撮像領域(枠内)について図 1 に示す。

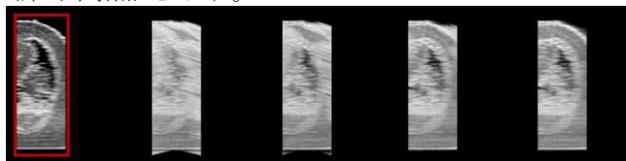


図 1 使用する X 線 CT 画像と撮像領域(枠内)

6 結果

6.1 シミュレーション結果

超音波撮像シミュレーションで得られたテスト画像とガウス関数型 PSF で得られた参照画像(左端)を図 2 に示す。図の下に作成に用いた素子数(素子間隔)を示す。



参照画像 11 (1.76mm) 14 (1.32mm) 21 (0.88mm) 41 (0.44mm)

図 2 得られた参照画像とテスト画像

6.2 評価結果

図 3、4、5 に SSIM、PSNR、MSE による評価結果をそれぞれ示す。

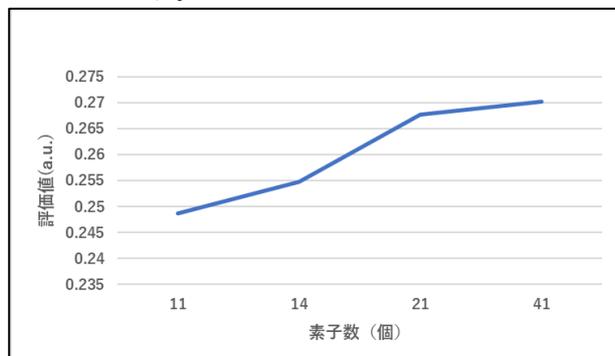


図 3 SSIM による評価値の推移

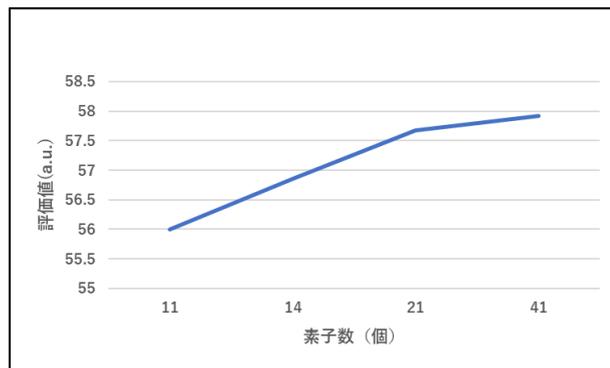


図 4 PSNR による評価値の推移

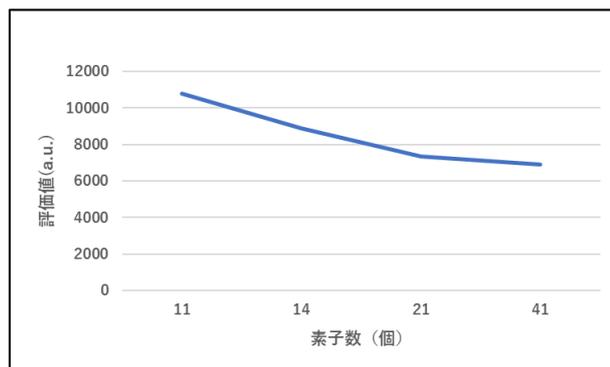


図 5 MSE による評価値の推移

7 まとめ

3 つの画質評価法を用いて超音波画像の画質評価を行った。結果としては素子数が増えるほど評価がよくなる結果となった。SSIM に関しては輝度比較関数に依存したような結果となり、コントラスト比較関数と画像構造比較関数は素子数の増加による変化がなかった。さらに、MSE と PSNR は輝度値による画質評価法であることから、超音波画像の画質評価について輝度に注目すべきという結果になった。

8 参考文献

- [1] 塩田智広 “SSIM を用いた三次元超音波画像の画質評価” (山形大学工学部 2017 卒業 論文)
- [2] Z. Wang and A. C. Bovik “Image Quality Assessment: from error visibility to structural similarity”, vol.13, no.4, pp. 600-612, Apr.2004
- [3] Alain HImage quality metrics: PSNR vs. SSIM. Proc of 2010 20th International Conference on Pattern Recognition. Pp. 2366-2369. 2002.
- [4] Lin Zhang “FSIM: A Feature Similarity Index for Image Quality Assessment” Vol.20 No.8, August 2011
- [5]Jorgen Srendt Jensen:COMPUTER PHANTOMS FOR SIMULATING ULTRASOUND B-MODE AND CFM IMAGES Published in Acoustical Imaging, vol. 23, pp. 75-80,1997.
- [6]J.A. Jensen: A Program for Simulating Ultrasound Systems, pp. 351-353, Volume 34, Supplement 1, Part 1, 1996.
- [7] J.A. Jensen: Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers, 39, pp. 262-267, 1992.