

ブラインドデコンボリューションによる 高周波数超音波イメージングの画質向上に関する研究

Improvement of High Frequency Ultrasound Imaging Quality Using Blind Deconvolution

○小川みなみ*, 西條芳文*, 小林和人**, 熊谷和敏*,
小池秀幸*, 田中明***, 竹田宏†, 吉澤誠‡

○Minami Ogawa*, Yoshifumi Saijo*, Kazuto Kobayashi**, Kazutoshi Kumagai*,
Hideyuki Koike*, Akira Tanaka***, Hiroshi Takeda†, Makoto Yoshizawa‡

*東北大学大学院医工学研究科, **本多電子株式会社, ***福島大学共生システム理工学類,
†東北大学, ‡東北大学サイバーサイエンスセンター

*Graduate School of Biomedical Engineering, Tohoku University,

*Honda Electronics Co. Ltd.,

**Faculty of Symbiotic System Science, Fukushima University,

†Tohoku University,

‡Cyberscience Center, Tohoku University

キーワード : デコンボリューション (deconvolution), 高周波数超音波 (high frequency ultrasound),
イメージング (imaging)

連絡先 : 〒 982-8579 宮城県仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-05 電気系 (青 A13)
東北大学大学院医工学研究科 吉澤・本間研究室

小川みなみ, Tel.: 022-795-7130, Fax.: 022-263-9163, E-mail: mogawa@yoshizawa.ecei.tohoku.ac.jp

1. はじめに

近年, 高周波数超音波 (High Frequency Ultrasound: HFUS) イメージングシステムの開発により, 表皮や真皮, 皮下組織といった皮膚の構造を非侵襲的に可視化することが可能となっている. HFUS イメージングは, 腫瘍の深達度評価¹⁾ や乾癬およびアトピー性皮膚炎による皮膚の厚さ計測²⁾, 化粧品や薬の効果判定³⁾ などの皮膚科学の分野において利用されている.

超音波画像には, プローブから送信される超

音波パルスの広がりによって「ぼけ」が生じる. このぼけにより分解能は低下し, 画像のコントラストが低下したり, 診断, 評価をする上で重要な部分が曖昧になってしまうことがある. そこで, ぼけを抑制して画質を向上させることが求められる.

Vogt らは, 超音波イメージングの一つの手法である空間合成イメージングを HFUS イメージングに応用し, 画質を向上させた⁴⁾. この方法は, 多方向からの超音波の散乱・反射波を受信し, それらを合成することで画像を構成するイ

メージング手法であるが、リアルタイム性が失われてしまうという欠点がある。そこで、本研究では信号処理を用い、リアルタイム性を保持した HFUS イメージングの画質向上を目指す。

超音波画像は、イメージングプロセスの点広がり関数 (Point Spread Function: PSF) と組織関数の畳込みとしてモデル化される。音響的散乱・反射の強度を表す組織関数に PSF が畳み込まれていることで、超音波画像はぼやけてしまう。そこで、デコンボリューションにより超音波画像から組織関数を再構成し、ぼけを低減させる手法が広く用いられている⁵⁾⁶⁾。超音波画像においては、PSF は未知であることから、PSF 推定をあらかじめ行うブラインドデコンボリューションが必要となる。Jirik らは、2次元ブラインドデコンボリューションにより超音波画像を高分解能化した⁵⁾。しかし、ぼけの原因は画像の方向により異なり、方向別に PSF を推定しデコンボリューションを行う必要があると考える。

本研究では、1次元ブラインドデコンボリューションを方向別に HFUS イメージングに適用し、HFUS イメージングシステムより得られる画像の画質を向上させることを目的とする。

2. 高周波数超音波イメージング

2.1 システム

我々の研究グループでは、中心周波数 120 MHz の超音波を使用した HFUS イメージングシステムを開発した⁷⁾。開発したシステムを Fig. 1 に示す。

PVDF 凹面振動子を用い、超音波パルスの送信、散乱・反射波の受信を行う。中心周波数は 120 MHz、焦点距離は 3.2 mm、レンズ径は 2.4 mm である。

トランスデューサは 2 軸の直交したリニアモータにより、2 次元的に機械走査される。ここでは、超音波パルスの伝搬方向を axial 方向、トラ

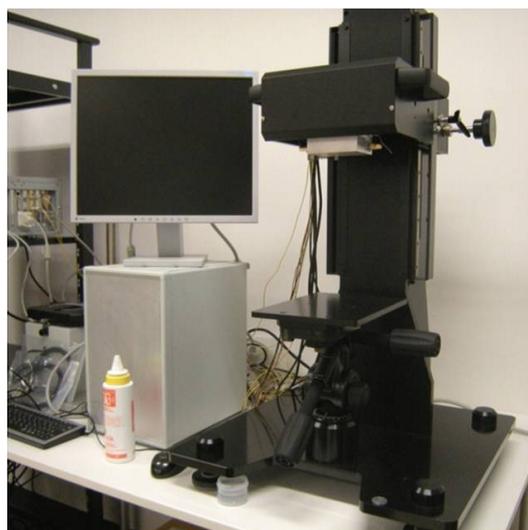


Fig. 1 HFUS イメージングシステム

ンスデューサの X スキャン方向を lateral 方向、Y スキャン方向を frame 方向と呼ぶことにする。

2.2 信号処理

超音波イメージングは以下の手順で行われる。

RF 信号取得

RF 信号は、A/D ボード (Acqiris DP210, Geneva, Switzerland) によってサンプリング 2 GSa/s、解像度 8 bit で記録される。スキャンサイズは、300 x 300 x 4000 (lateral x frame x axial) points である。これはおよそ 4.8 x 4.8 x 3.0 mm に対応する。

バンドパスフィルタ

取得した RF 信号に対し、50-120 MHz の 4 次バターワースバンドパスフィルタを適用し、帯域外の周波数成分を持つ信号を除去する。

エンベロープ検波

ヒルベルト変換によって解析信号を生成し、この信号の絶対値成分を算出してエンベロープを得る。

ログ圧縮

エンベロープの対数を取り，Bモード画像を作成する．

本研究では，イメージング過程に axial 方向，lateral 方向それぞれの1次元ブラインドデコンボリューションを組み込み，組織関数を推定する．それにより，超音波画像のぼけを低減させ，分解能を向上させる．axial, lateral 方向のPSFはそれぞれ，超音波パルスの時間的広がり，超音波ビームの広がりに対応する．したがって，axial 方向デコンボリューションはバンドパスフィルタリング後に，lateral 方向デコンボリューションはエンベロープ検波後に適用する．

3. ブラインドデコンボリューション

3.1 超音波イメージングのモデル

記録される超音波信号 $g(n)$ は，以下のようにコンボリューションモデルで表される⁵⁾．

$$g(n) = h(n) * f(n) + w(n) \quad (1)$$

ここで， $*$ は畳込み演算子， $h(n)$ はPSF， $f(n)$ は組織関数， $w(n)$ はノイズ項である． n は axial, lateral 方向の離散点を表す．

3.2 PSF 推定

PSF 推定には，複素ケプストラム解析を用いる．複素ケプストラムは，ログスペクトルの逆フーリエ変換により求められる．

ノイズ項 $w(n)$ を無視し，式(1)を複素ケプストラム領域へ変換すると，以下ようになる．

$$\hat{g}(n) = \hat{h}(n) + \hat{f}(n) \quad (2)$$

$\hat{g}(n)$, $\hat{h}(n)$, $\hat{f}(n)$ はそれぞれ，複素ケプストラム領域における超音波信号，PSF，組織関数である．このように，複素ケプストラム領域へ変換することで，2つの信号の畳込みを和の形へ変

換することができる．周波数領域において，PSF はゆっくりと変化する関数，組織関数はブロードバンドで変化の激しい関数であるため，これら2つの信号は複素ケプストラム領域において異なる帯域に現れると考えられる．したがって，複素ケプストラム領域におけるフィルタリングにより，PSFのみを抽出することができる．

ケプストラム解析の前処理として，ダウンサンプリングを行い，不要な信号の周波数成分を除去する．

一般的に複素ケプストラムは無有限長であるため， $\hat{g}(n)$ にはエイリアシングが生じる．そこで，信号をゼロパディングすることで複素ログスペクトルのサンプリングレートを上げ，複素ケプストラムに生じるエイリアシングを抑制する⁸⁾．

また，ケプストラム解析を安定化するために，信号に対して exponential weighting ($\alpha < 1$) を適用する⁸⁾．

Axial, lateral 方向共に，すべての信号についてPSFは同一であると仮定し，すべての信号のケプストラムを平均する．これにより，PSF推定に対するノイズの影響を軽減させる．

3.3 デコンボリューション

推定したPSF $h(n)$ から，最大事後確率 (Maximum a Posteriori: MAP) 推定に基づく方法を用いて組織関数 $f(n)$ を再構成する⁹⁾．MAP推定とは，事後確率を最大にする値をパラメータとする推定方法である．

超音波信号 $g(n)$ とPSF $h(n)$ が与えられたときの組織関数 $f(n)$ の事後確率 $p(f|g, h)$ は，ベイジの定理より，

$$p(f|g, h) \propto p(g|f, h)p(f) \quad (3)$$

と表すことができる． $p(g|f, h)$ は超音波信号 g の条件付き確率密度， $p(f)$ は組織関数 f の確率密度である．組織関数 f とノイズ w が互いに独立でガウス分布に従うとき，MAP推定の推定



Fig. 2 ファントム

値は以下のようにウィナーフィルタにより与えられる。

$$F(k) = G(k) \cdot \frac{H^*(k)}{|H(k)|^2 + \Gamma} \quad (4)$$

ここで、 $F(k)$, $G(k)$, $H(k)$ はそれぞれ、組織関数、超音波信号、PSF のスペクトル、 k は離散周波数、 $*$ は複素共役である。また、 Γ は信号およびノイズのパワーから得られる定数である。今回、 Γ は試行錯誤的に決定した。

4. 結果と考察

Fig. 2 に示すような魚卵を用いたファントムを作成し、ファントムから得られたデータに対して処理を行った。魚卵の直径はおよそ 1 mm である。

ダウンサンプリングレートは、axial, lateral 方向それぞれ、4, 1 とした。また、信号長が axial 方向について 1000 から 2048, lateral 方向について 300 から 1024 となるようゼロパディングを行った。exponential weighting の係数 α は、axial, lateral 方向共に 0.975 とした。

デコンボリューションの評価には、空間分解能の推定値である分解能ゲインを使用した。分解能ゲインは、エンベロープ画像の正規化 2 次元自己相関関数の値が 0.75 以上となるピクセル数の、デコンボリューション画像とリファレンス画像の比で定義される。分解能ゲインが高くなるほど、分解能が向上していることを示す。

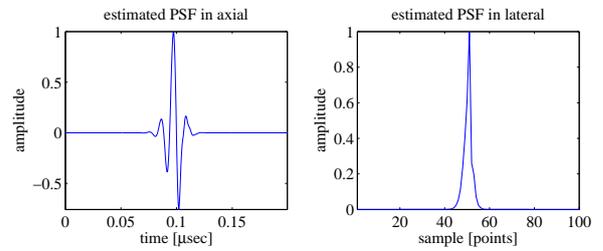


Fig. 3 推定した PSF

4.1 デコンボリューション結果

Axial および lateral 方向の信号の PSF 推定結果、およびデコンボリューション前後の信号を Fig. 3, 4 にそれぞれ示す。Fig. 4 より、デコンボリューション前と比べて、デコンボリューション後の信号はより鋭くなった。PSF の影響が軽減され、組織関数に近い信号が得られると考えられる。

通常のイメージングにより得られた画像、axial 方向のデコンボリューションを行った画像、および axial, lateral 方向のデコンボリューションを行った画像を Fig. 5, 6, 7 に示す。Fig. 6 より、axial 方向のデコンボリューションを行った結果、axial 方向のスペックルパターンは細かくなった。また、Fig. 7 より、axial 方向のデコンボリューションに加え、lateral 方向のデコンボリューションを行った結果、画像全体のぼけが軽減され鮮明になった。しかし、デコンボリューション後には、バックグラウンド領域のノイズが増加した。これは、信号全体に対して一様なデコンボリューションを行っているためであると考えられる。PSF を局所的に推定し、信号に合ったデコンボリューションを行うことで、これを軽減できるのではないかと考える。

4.2 考察

Axial 方向のデコンボリューションを行った画像、および axial, lateral 方向のデコンボリューションを行った画像の分解のゲインは、それぞれ、1.33, 5.90 となり、デコンボリューションを

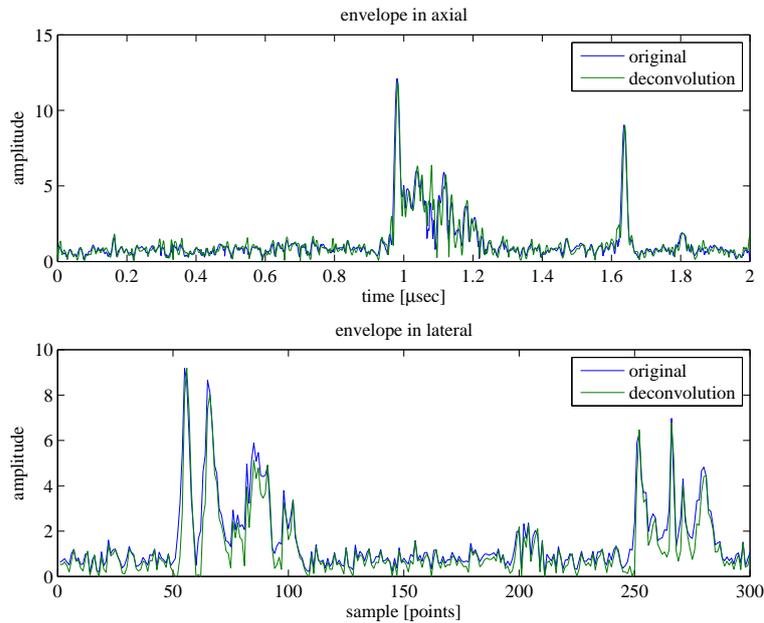


Fig. 4 デコンボリューション前後の信号

行う前と比べて、axial方向デコンボリューションでは分解能はあまり変化しなかったが、lateralデコンボリューション後には分解能が大幅に向上した。また、通常のイメージングにより得られた画像，axial方向のデコンボリューションを行った画像，およびaxial，lateral方向のデコンボリューションを行った画像の，axial，lateral方向の正規化自己相関関数をそれぞれFig. 8に示す。Fig. 8からも，特にlateral方向デコンボリューション後に正規化自己相関関数の形はより先鋭になり，分解能が高くなっていることがわかる。

5. おわりに

Axial，lateral方向の信号それぞれにブラインドデコンボリューションを適用することで，HFUSイメージングのぼけを軽減し，画質を向上させた。今回は，画像全体でPSFが一様であると仮定して処理を行ったが，実際にはシステムのフォーカシングの影響により，特にlateral方向のPSFは変化すると考えられる。そこで，信号全体でPSFを推定するのではなく，局所的にPSFを推定しデコンボリューションを行うこ

とで，さらなる画質の向上を試みていく予定である。また，今後は減衰補正などと組み合わせたHFUSイメージング画質向上のための信号処理方法を検討し，皮膚のデータに対しても適用する予定である。

参考文献

- 1) N. Lassau, A. Spatz, M. F. Avril, A. Tardivon, A. Margulis, G. Mamelie, D. Vanel and J. Leclere: Value of high-frequency US for pre-operative assessment of skin tumors, *Radio Graphics*, **17**, 1559/1565 (1997)
- 2) L. Vaillant, M. Berson, L. Machet, A. Calens, L. Pourcelot and G. Lorette: Ultrasound imaging of psoriatic skin: A non invasive technique to evaluate treatment of psoriasis, *Int. J. Dermatol.*, **33-11**, 786/790 (1994)
- 3) J. Levy, J. Gassmuller, G. Schroder, H. Audring and N. Sonnichsen: Comparison of the effects of calcipotriol, prednicarbate and clobetasol 17-propionate on normal skin assessed by ultrasound measurement of skin thickness, *Skin Pharmacol.*, **7-4**, 231/236 (1994)
- 4) M. Vogt and H. Ermert: Limited-angle spatial compound imaging of skin with high-frequency ultrasound (20 MHz), *IEEE. Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **55-9**, 1975/1983 (2008)

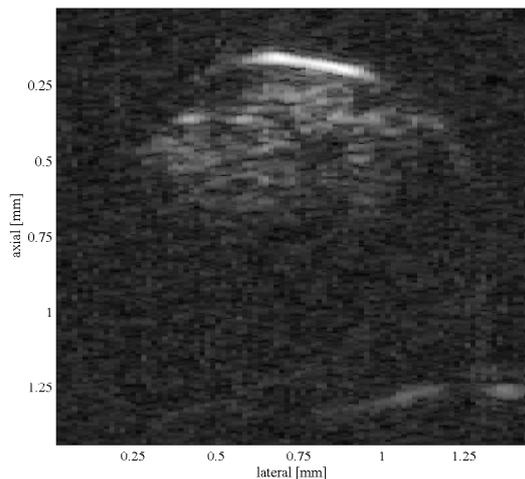


Fig. 5 原画像

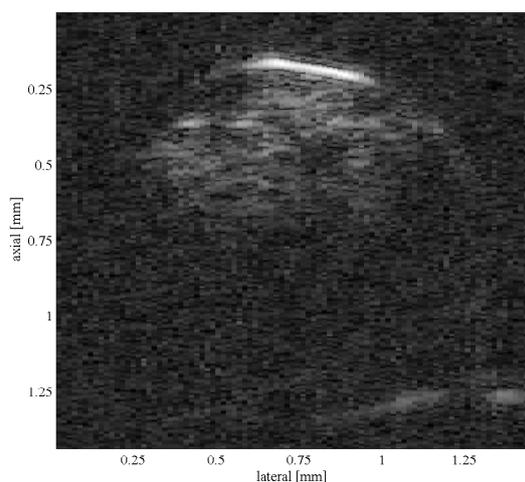


Fig. 6 axial 方向のデコンボリューションを行った画像

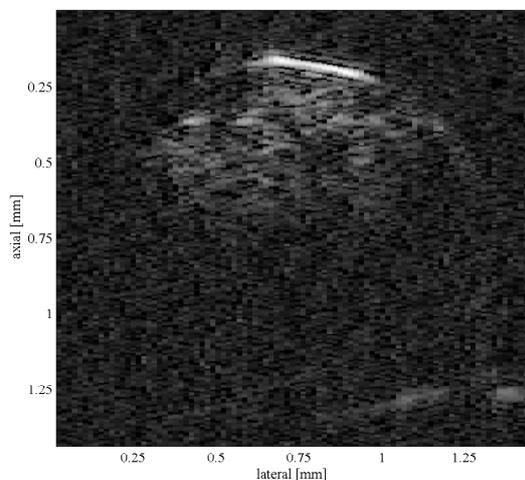


Fig. 7 axial, lateral 方向のデコンボリューションを行った画像

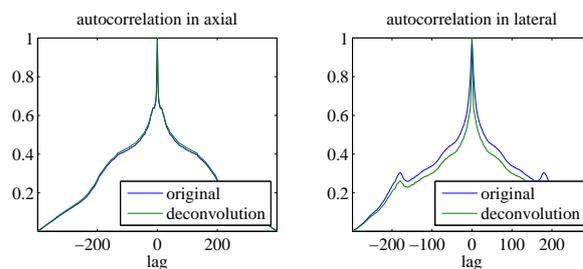


Fig. 8 正規化自己相関関数

- 5) R. Jirik and T. Taxt: Two-dimensional blind bayesian deconvolution of medical ultrasound images, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Control*, **55-10**, 2140/2153 (2008)
- 6) O. Michailovich and A. Tannenbaum: Blind deconvolution of medical ultrasound images: A parametric inverse filtering approach, *IEEE Trans. Image Process.*, **16-12**, 3005/3019 (2007)
- 7) Y. Saijo, Y. Hagiwara, K. Kobayashi, N. Okada, A. Tanaka, N. Hozumi and K. Tomihata: B-mode and C-mode imaging of regenerated 3D skin model with 100 MHz ultrasound, *Proc. IEEE Ultrason. Symp. 2007*, 244/247 (2007)
- 8) A. V. Oppenheim and R. W. Schaffer: *Discrete-Time Signal Processing*, Upper Saddle River, NJ; Prentice-Hall (2010)
- 9) P. Campisi and K. Egiazarian: *Blind Image Deconvolution: Theory and Applications*, Boca Raton, FL: CRC (2007)