

Envelope法を用いた超音波イメージングのための アレイ素子数削減の実験的検討

阪本 卓也[†] 瀧 宏文[†] 佐藤 亨[†]

[†] 京都大学大学院情報学研究科
606-8501 京都市左京区吉田本町
E-mail: †t-sakamo@i.kyoto-u.ac.jp

あらまし 超音波イメージングのための128素子凹面アレイを用いた実験システムを整備し、従来手法であるマイグレーション法と近年注目されている高分解能画像化手法 Envelope の両方を実験データへ適用し、特性を明らかにした。Envelope法は従来リニアアレイのみ想定した手法であるため、凹面アレイに適用可能となるよう拡張を行った。素子を削減した場合の特性を調べるため、128素子のうちの一部の素子のみを用いた場合のイメージング性能を確認した。その結果、Envelope法を用いることで画像の劣化を起さずに素子数を削減できる可能性が示唆された。実験データを用いて素子数、S/N(信号対雑音比)をさまざまに変化させ、2種類の手法のイメージング性能を定量的に評価した。2MHzのパルスを用いた場合、Envelope法によりRMS誤差0.5mmと高精度なイメージングが実現でき、この精度は128素子から32素子へ素子数を削減させた場合にも維持されることを明らかにした。この結果からEnvelope法を導入することで少数素子のみによる安価で高精度な超音波イメージングが実現できる可能性があることを明らかにした。

キーワード 超音波素子アレイ, Envelope法, 超音波イメージング, 素子数削減

Ultrasound Imaging Experiment using the Envelope Method with Reduced Number of Ultrasound Element Circular Array

Takuya SAKAMOTO[†], Hirofumi TAKI[†], and Toru SATO[†]

[†] Graduate School of Informatics, Kyoto University
Yoshida-Honmachi, Sakyo-ku, Kyoto, 606-8501 JAPAN
E-mail: †t-sakamo@i.kyoto-u.ac.jp

Abstract In this study, we applied a couple of different imaging methods to ultrasound measurement system to evaluate their performance. We employed a 128-element ultrasonic concave array system for this measurement. Images generated by the conventional migration method were compared with the Envelope Method, a promising high-resolution imaging technique. To check the imaging quality of an ultrasonic measurement system using reduced number of elements, we selected 8, 16, 32 and 64 elements from the total 128 elements used in our imaging process. The results show that the Envelope Method can produce clear images with the RMS (Root Mean Square) error less than 0.5 mm even when using a small number of elements, suggesting that the introduction of the Envelope Method could be an effective way of reducing the number of elements employed in array systems while maintaining its high performance in image quality.

Key words ultrasound element array, Envelope Method, ultrasound imaging, reduced element number

1. はじめに

超音波イメージング技術は医療を含む幅広い応用を有するため、新たな手法やシステムの開発が盛んに行われている [1] ~

[3]. 特に目標の表面形状を推定する技術は胎児の発育観察 [1] やパイプ内の気泡のモニタリング [3] などの応用を有する。これらの研究では超音波プローブを手動あるいは機械的に走査することで分解能を向上させている。これらの走査のかわりに超

音波素子アレイを導入することで、分解能やフレームレートを同時に改善させることができ、有望な技術である。一般に、所望分解能が上がるほど、多素子の大型アレイが必要となる。しかし、コストの面からそうした多素子のアレイを用いることは容易ではない。このことは医療用超音波イメージング技術の問題として認識されている [4]。

超音波素子アレイを用いたトモグラフィー技術は不均質媒質中の目標を高分解能で観察できるために注目され、これまでに多くのグループによって研究されてきた [3], [5], [6]。一方、超広帯域レーダイメージング分野において、Envelope 法と呼ばれる高分解能画像化手法が開発された [7]。この手法は目標モデルを簡易化し、比較的均質な媒質の中の明瞭な境界を有する目標のみを対象に絞ることで従来の分解能を大きく上回るイメージング技術を提供する。Envelope 法の高いイメージング能力は超広帯域レーダシステムを用いた実験によっても明らかにされている [8], [9]。佐保ら [10] は Envelope 法を超音波測定データへ適用し、高分解能画像化が超音波でも可能なことを報告している。この文献 [10] では、超音波プローブがロボットアームへ取り付けられ、平面上を走査することで目標の 3 次元イメージングを実現した。

このように、Envelope 法は 1 次元または 2 次元のリニアアレイを想定して開発されてきた。一方、多くの医用システムでは被測定物を囲むような凹面アレイの使用が適切な場合が少なくない [11], [12]。Helbig ら [13] は Envelope 法に類似した方法である SEABED 法 [14] を凹面アレイへ適用した。Envelope 法と SEABED 法は様々な条件で比較され、Envelope 法の高分解能性能が勝ることが示されてきた [7]。このため、Envelope 法を凹面アレイに適用できるよう拡張することは高性能のイメージングシステム開発に不可欠であるといえる。

本稿では Envelope 法を凹面アレイへ適用可能なように拡張し、整備した超音波アレイ実験システムにより取得したデータへ適用し、従来法であるマイグレーション法と比較する。その結果、Envelope 法を用いることで比較的少数の素子数に対してもイメージング性能の劣化が見られないことを示す。この結果は安価で簡易な超音波イメージングシステムの実現の可能性を示唆するという点で重要である。

2. システムモデル

図 1 は本稿で使用する超音波イメージング実験システムの外觀図である。簡単のため、本稿では 2 次元のイメージングについてのみ検討する。アレイ素子は 0.6mm 間隔で半径 5cm の円上に配置されている。開口幅は $127 \times 0.6\text{mm} = 76.2\text{mm}$ であり、凹面水槽の 87.3 度を占める。図 2 は実験システムの配置および定義される座標系を示す。ここでは第 1 番素子は x 軸上に配置されている。アクリル製の円筒目標を水槽内の水中、 $x-y$ 座標の (1.1mm, -2.0mm) に配置する。2MHz の正弦波の 2 周期分を切りだした形状の波形を送信波形とし、それぞれの素子から順番に送信される。エコーは送信素子と同じ素子で受信される、いわゆるモノスタティックシステムを構成する。受信信号はサンプリング、A/D 変換されメモリへ保存され、イメージ

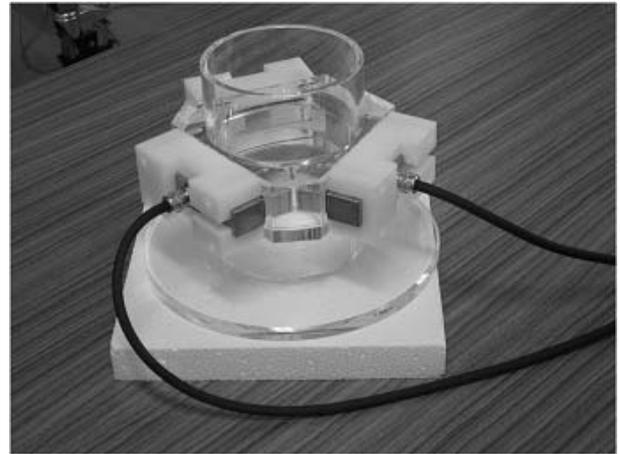


図 1 超音波イメージング実験システム
Fig. 1 Ultrasonic imaging experimental system.

ング処理に使用される。

超音波素子アレイの個々の素子は $0.5\text{mm} \times 10.0\text{mm}$ の振動子を 0.6mm ピッチで円上に並べて構成される。超音波の送信および受信にはジャパンプローブ株式会社の超音波パルス・レシーバ JPR-10CN を用いる。帯域幅は 300Hz-20MHz と広く、10 ビット A/D 変換を行う。サンプリング周波数は 20MHz とする。素子の送受信切り替えには同社のマルチプレクサ MUX-128 を用い、リレースイッチの自動切り替えを行うことで 10 秒程度で全素子の測定を完了する。

r_i ($i = 1, 2, \dots, 128$) を i 番目の素子の 2 次元座標上での位置と定義する。信号 $s_i(t)$ は i 番目の素子でパルスの送受信を行うことで得られたエコーに整合フィルタを適用した後の波形である。この整合フィルタは送信波形と整合するよう設計し、本稿ではインパルス応答が次式に示す $p(t)$ で与えられるフィルタとする。

$$p(t) = \exp(-t^2/2\sigma^2) \cos(2\pi ft) \quad (1)$$

ここで $\sigma = 0.4$ 、 μsec および $f = 2.0$ MHz とする。図 3 に受信波形の一例を示す。整合フィルタにより波形がほぼ左右対称となり、S/N が改善していることがわかる。本稿では整合フィルタ適用後の S/N をピーク S/N と呼ぶ。

3. イメージング手法

3.1 マイグレーション法

マイグレーション法は医用イメージングにおいてしばしば使用される手法であり、得られる画像 $S(x)$ は次式の通り計算される。

$$S(x) = \left| \sum s_i(2|r_i - x|/c) \right|^2 \quad (2)$$

ここで x は画像上の位置ベクトルである。医用イメージングで用いられるビームフォーミング法は一般にバスタティックシステムを採用しているが、本研究ではモノスタティックシステムを採用した。この手法は受信信号を想定される伝搬距離に応じて時間シフトさせて可算する簡易な手法である。正しい目標位置に対応する x に対しては各素子で受信された信号が同位相

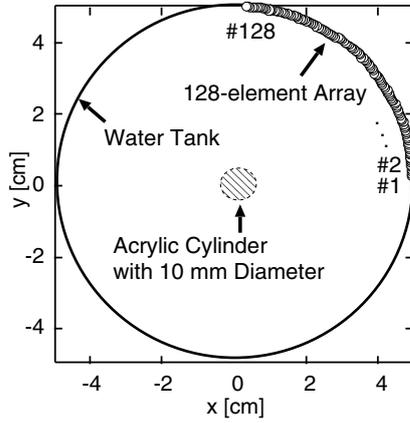


図2 アクリル円筒目標および超音波素子アレイの配置図

Fig. 2 Experimental system setup with an acrylic cylinder.

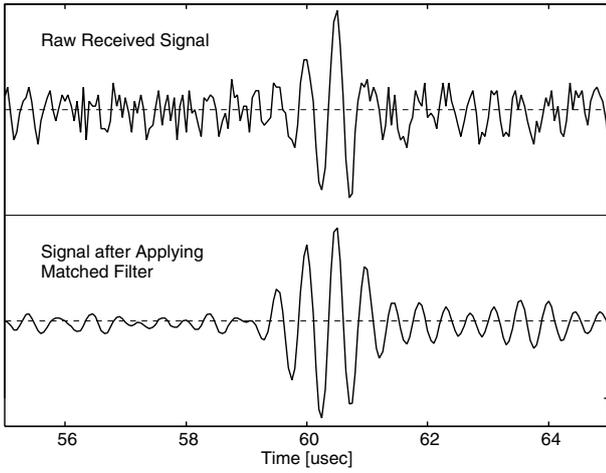


図3 整合フィルタ使用前および使用後の受信波形の一例 (S/N=23dB)

Fig. 3 A received signal w/ and w/o matched filtering.

で加算されることで大きな値となり、画像を構成する。

3.2 Envelope 法

Envelope 法は送受信素子の位置を中心とする円を複数描き、その包絡線を目標形状として推定する手法である [8]。元来の Envelope 法はリニアアレイ、あるいは線形走査されたデータにのみ適用可能な手法であった。本節では Envelope 法を凹面アレイに適用可能なように拡張し、その手順を説明する。

まず、ピーク点を整合フィルタ適用後の受信信号から推定する。これらの点は次式を満たす。

$$\frac{ds_i(t)}{dt} = 0, \quad (3)$$

$$|s_i(t)| > \delta, \quad (4)$$

ここで δ は雑音成分を除去するための正の定数である。本稿では単一目標のみを想定するため、ピーク点は各素子に対して一点のみ推定される。こうして i 番目の素子に対応する遅延時間 $t = T_i$ が決定される。

次に、 r_i を中心とし、半径を $a = cT_i/2$ とする円上の点を計算する。これらの点 $x = x_{i,k}$ は次式のとおり計算される

$$x_{i,k} = r_i \begin{pmatrix} \cos \theta_i \\ \sin \theta_i \end{pmatrix} + a \begin{pmatrix} \cos \phi_k \\ \sin \phi_k \end{pmatrix}, \quad (5)$$

ここで i 番目の素子は $r_i = r_0(\cos \theta_i, \sin \theta_i)$ に位置する。続いて直交座標上の $x_{i,k}$ を極座標へ変換する。

$$x_{i,k} = (x_{i,k}, y_{i,k}) \quad (6)$$

$$\rightarrow (r_{i,k}, \phi_{i,k}) = \left(\sqrt{x_{i,k}^2 + y_{i,k}^2}, \tan^{-1} \left(\frac{y_{i,k}}{x_{i,k}} \right) \right) \quad (7)$$

こうして極座標上の値 $r_{i,k}(\phi)$ を得る。最後に、求める画像 $R(\phi)$ は凸形状目標に対しては次式により得られる。

$$R(\phi) = \min_{i,k} r_{i,k}(\phi). \quad (8)$$

4. 超音波素子アレイを用いた実験データによるイメージング

前節に示した2手法を実際に超音波素子アレイを用いた実験データに適用し、イメージング性能を調べる。整合フィルタ適用後、全素子の平均されたピーク S/N は 23.0dB であった。ここでピーク S/N は次式で定義される。

$$S/N = \frac{\max_{i,t} |s_i(t)|^2}{\frac{1}{T N_e} \sum_i^{N_e} \int_0^T |n_i(t)|^2 dt}, \quad (9)$$

ここで N_e は使用する素子数であり、 $s_i(t)$ と $n_i(t)$ は整合フィルタ適用後のエコーおよび雑音である。

図4はマイグレーション法により推定された画像を示す。ここで、素子は 128, 32 および 16 素子の3通りを用いた場合の結果を示している。これらの少数素子は一定間隔になるように間引かれ、例えば 32 素子での実験の場合は素子番号 #1, #5, #9, ..., #125 が選択されている。画像は最大値で正規化され、dB で表示されている。破線は真の目標形状を示す。この図では多くの不要成分による虚像が見られ、特に素子数を削減した場合にその影響が大きい。128 素子全てを用いた場合にはこれらの虚像は比較的少ない。これは、式 (2) における総和演算においてこれらの不要成分どうしが打ち消し合い、画像への寄与が減るためである。

図5は受信された信号(実線)および推定された遅延時間(破線)を各素子について示す。遅延時間は正しく推定されていることがわかる。図6は Envelope 法により推定された画像である。ここで、使用されたデータは図4と同じものである。図4のマイグレーション法を用いた場合と比べ、画像はより明瞭となり、少ない素子数に対しても画像の劣化はほとんど見られない。これは、遅延時間がまず波形の中から推定され、その後の画像化処理において波形どうしの不要な干渉が本質的に生じないためである。

図7は RMS(Root Mean Square) 誤差を各々の画像について計算したものである。マイグレーション法および Envelope 法を複数の素子数 (8, 16, 32, 64 および 128) に対して適用し、定量的に画像精度を調べる。RMS 誤差 e は画像 $S(x)$ に対して次式のとおり定義する。

$$e = \sqrt{\frac{\sum S(x) |x - c(x)|^2}{\sum S(x)}}, \quad (10)$$

ここで $c(x)$ は真の目標境界線上の点のうち、画像上の点 x に

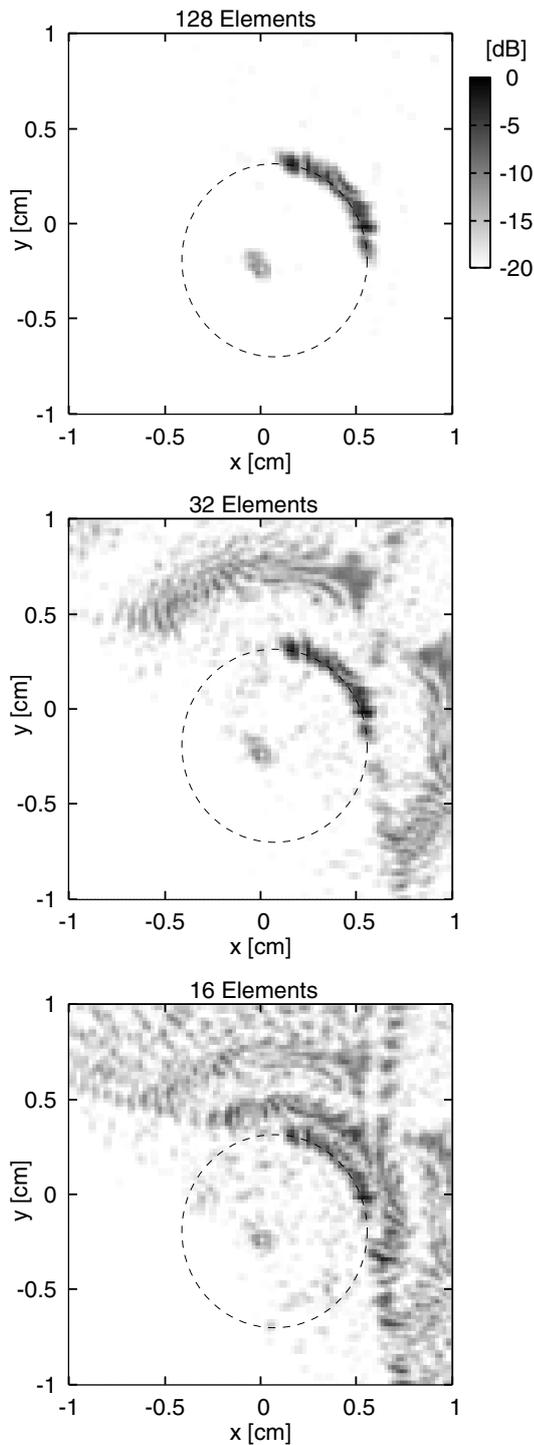


図4 マイグレーション法による推定像

Fig. 4 Estimated images using the migration method.

最も近い点の座標である。この距離が画像の値で重みづけされ、二乗平均を計算する。図7より、Envelope法は素子数を削減した場合でも画像の精度を高く保っていることがわかる。128素子使用の場合でEnvelope法はマイグレーション法に対して4.8倍、8素子使用の場合では10.3倍と高い精度改善性能を示している。

図8はRMS誤差とピークS/Nの関係を示している。異なるS/Nに対応するデータは計算機で発生させた正規乱数を実験データに可算することで生成している。マイグレーション法

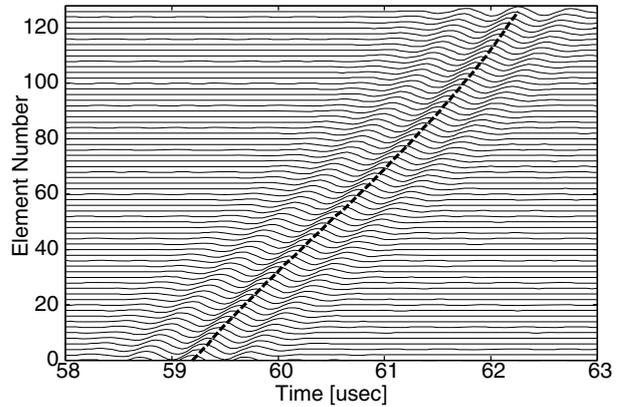


図5 受信波形および推定された遅延時間

Fig. 5 Estimated delay time for each element.

のRMS誤差は $S/N=40\text{dB}$ においても 1.0mm を超えている。一方でEnvelope法は $S/N > 17\text{dB}$ に対してRMS誤差は常に 0.5mm よりも小さい。32素子使用の場合のマイグレーション法のRMS誤差は 3.6mm あたりにフロアを生じ、 S/N を上げててもそれより改善しない。これは、画像の劣化が不要な波形干渉による虚像により生じたものが支配的であり、雑音の寄与はそれより小さいからである。Envelope法のRMS誤差は素子数にあまり依存しないこともわかる。これは、Envelope法においては素子数は精度よりも画像の分解能に強い影響を与えるためである。

5. 議 論

Yangら[15]も本稿と同様に超音波アレイ素子数削減のための手法を提案している。彼らは非線形閾値法を導入することで素子数を減らす方法を提案し、実験データに適用した結果を示した。この手法は画像に現れる虚像を画像位置に応じて適応的に変化させた閾値によって除去するものである。この閾値の決定には2つのパラメータを画像の劣化度に応じて決定する必要があり、容易ではない。本稿は彼らの研究と目的は類似するものの、異なるイメージング手法の素子数削減による画像劣化を評価したという点で異なるアプローチを取った研究である。

6. ま と め

本稿では超音波イメージング実験により得られたデータに2つの異なるイメージング手法を適用した場合のイメージング性能について検討を行った。測定システムは128素子凹面アレイであり、凹面素子配置に適用可能なようにEnvelope法を拡張した。実験データを用いたイメージングにより、Envelope法を用いることで画像がより明瞭になることを示した。128素子全てを使用した場合にEnvelope法はマイグレーション法に対して4.8倍、8素子のみ使用した場合は10.3倍の画像精度改善を確認した。さらに、Envelope法による画像はマイグレーション法による画像に比べて素子数を減らした場合でも高い画像精度を維持することがわかった。17dB以上の S/N に対して128素子および32素子のいずれにおいてもEnvelope法はRMS誤差が常に 0.5mm を下回り、マイグレーション法のRMS誤差

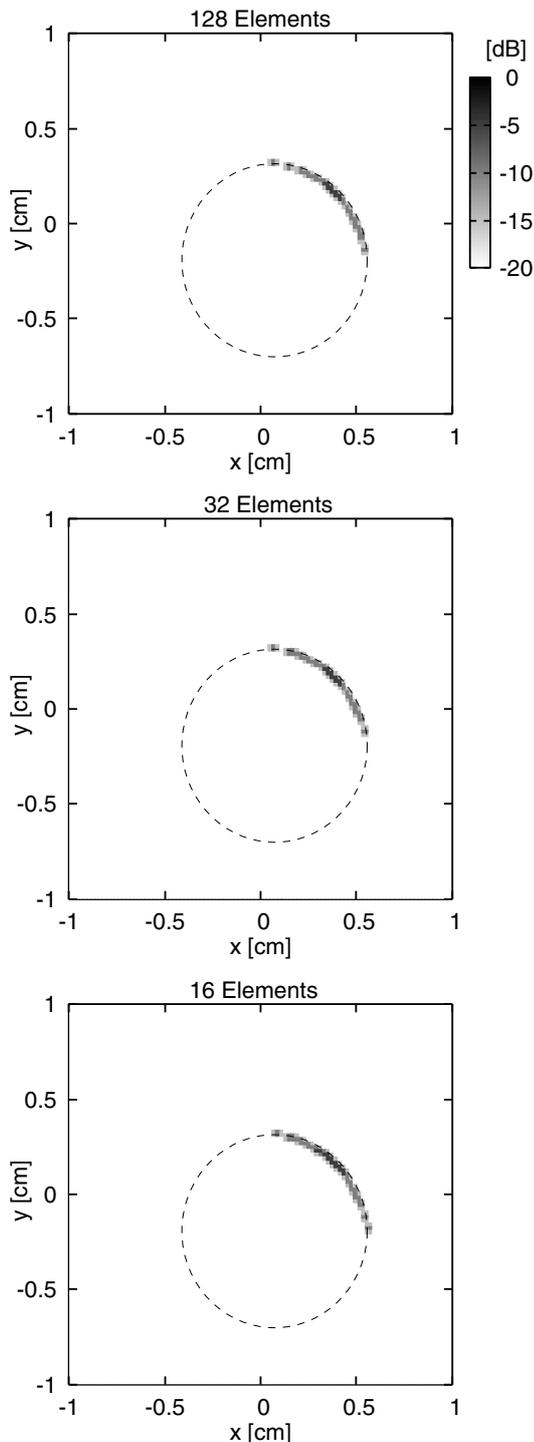


図6 Envelope法による推定像

Fig. 6 Estimated images using the Envelope Method.

が約 3.0mm および 4.0mm($S/N=17\text{dB}$, 128 素子および 32 素子使用) となることと比べ高精度のイメージング性能を有することが確認できる。このことは、Envelope法を用いることで簡易で安価な高画質の超音波イメージングシステムが実現できる可能性を示唆する点で重要である。今後、Envelope法の精度や分解能をより複雑な形状の目標や複数の目標を用いた実験により明らかにすることが課題となる。

文 献

[1] D. Vray, A. Discher, J. Lefloc'h, W. Mai, P. Clarysse,

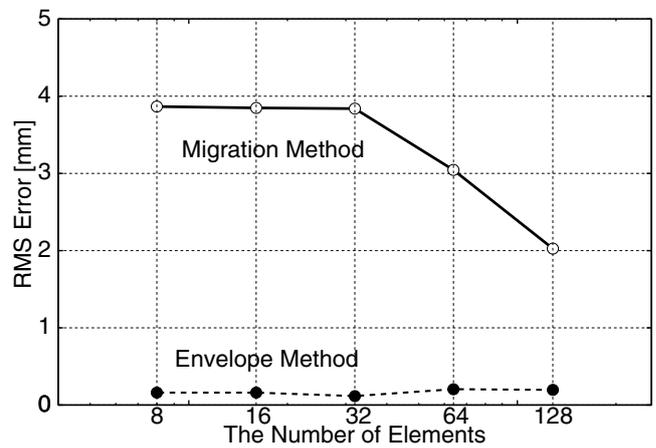


図7 各素子数およびイメージング手法を用いた場合の画像の RMS 誤差 ($S/N=23.0\text{dB}$)

Fig. 7 RMS error for each imaging method with different numbers of elements ($S/N=23.0\text{ dB}$).

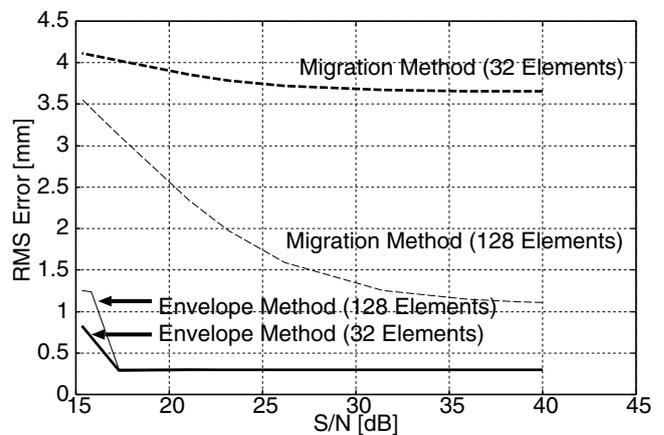


図8 S/N と RMS 誤差の関係

Fig. 8 RMS error for peak S/N .

Q. C. Pham, J. Montagnat and M Janier, "3D quantification of ultrasound images: Application to mouse embryo imaging in vivo," 2002 IEEE Ultrasonics Symposium, pp. 1597-1600, vol. 2, 2002.

[2] L. Sun, C. Feng, J. M. Cannata, J. A. Johnson, J. T. Yen and K. K. Shung, "A real-time high frame rate high frequency ultrasonic system for cardiac imaging in small animals," 2006 IEEE Ultrasonics Symposium, pp. 2206-2209, Apr. 2007.

[3] L.-J. Xu, L.-A. Xu, "Ultrasound tomography system used for monitoring bubbly gas/liquid two-phase flow," IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 44, no. 1, pp. 67-76, Jan. 1997.

[4] M. Karaman, I. O. Wygant, Ö. Oralkan and B. T. Khuri-Yakub, "Minimally redundant 2-D array designs for 3-D medical ultrasound imaging," IEEE Trans. on Medical Imaging, vol. 28, no. 7, July 2009.

[5] N. Duric, Li. Cuiping, C. Glide-Hurst, P. Littrup, L. Huang, J. Lupinacci, S. Schmidt, O. Rama, L. Bey-Knight, Y. Xu, "Breast imaging with ultrasound tomography: Clinical results at the Karmanos Cancer Institute," Proc. International Conference on BioMedical Engineering and Informatics, vol. 2, pp. 713-717, 2008.

[6] K. Nogami and A. Yamada, "Evaluation experiment of ultrasound computed tomography for the abdominal sound

- speed imaging," *Japanese Journal of Applied Physics*, vol. 46, no. 7B, pp. 4820–4826, July 2007.
- [7] S. Kidera, T. Sakamoto and T. Sato, "A robust and fast imaging algorithm with an envelope of circles for UWB pulse radars," *IEICE Trans. on Commun.*, vol. E90–B, no. 7, pp. 1801–1809, July 2007.
- [8] S. Kidera, T. Sakamoto and T. Sato, "High-resolution and real-time 3-D imaging algorithm with envelope of spheres for UWB radars," *IEEE Trans. Geoscience and Remote Sensing*, vol. 46, no. 11, pp. 3503–3513, Nov. 2008.
- [9] S. Kidera, Y. Kani, T. Sakamoto and T. Sato, "A fast and high-resolution 3-D imaging algorithm with linear array antennas for UWB pulse radars," *IEICE Trans. on Commun.*, vol. E91–B, no. 8, pp. 2683–2691, Aug. 2008.
- [10] K. Saho, T. Kimura, S. Kidera, H. Taki, T. Sakamoto and T. Sato, "Experimental study of robust and high-resolution ultrasound imaging algorithm with adaptive smoothing techniques," *Proc. Workshop for Space, Aeronautical and Navigational Electronics*, Nov. 2008.
- [11] T. Miyashita and A. Honda, "An experimental study of ultrasonic diffraction tomography with circular scanning," *Japanese Journal of Applied Physics*, vol. 39, no. 5B, pp. 3101–3102, May 2000.
- [12] A. Yamada and K. Kurita, "Transmission-type ultrasonic inverse scattering computed tomography using observation data on circular arc points," *Japanese Journal of Applied Physics*, vol. 40, no. 5B, pp. 3890–3895, May 2001.
- [13] M. Helbig, M. A. Hein, U. Schwarz, J. Sachs, "Preliminary investigations of chest surface identification algorithms for breast cancer detection," *Proc. IEEE International Conference on Ultra-Wideband*, vol. 2, pp. 195–198, Sep. 2008.
- [14] T. Sakamoto and T. Sato, "A target shape estimation algorithm for pulse radar systems based on boundary scattering transform," *IEICE Trans. on Commun.* vol. E87–B, no. 5, pp. 1357–1365, May 2004.
- [15] M. Yang, H. I. Schlaberg, B. S. Hoyle, M. S. Beck and C. Lenn, "Real-time ultrasound process tomography for two-phase flow imaging using a reduced number of transducers," *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 46, no. 3, May 1999.