

医用超音波検査における実データオーバーサンプリング法を用いた隣接走査線間の相関低下による微小石灰化検出

瀧 宏文* 阪本 卓也 山川 誠 椎名 毅 佐藤 亨 (京都大学)

Small Calcification Detection for Ultrasonography Using Decorrelation between Adjacent Scan Lines with Real Data Oversampling

Hirofumi Taki*, Takuya Sakamoto, Makoto Yamakawa, Tsuyoshi Shiina, Toru Sato, (Kyoto University)

For the improvement of the calcification detection ability in ultrasonography, we propose a method using decorrelation between adjacent scan lines with a technique to convert IQ data to the data suitable for wide-band signal processing. Experimental study verified the potential of the method to detect calcifications about 0.05 mm in diameter.

キーワード：石灰化検出，医用超音波検査，音響イメージング，相関低下，相互相関，マンモグラフィー
(Keywords: calcification detection, ultrasonography, acoustic imaging, decorrelation, cross-correlation, mammography)

1. はじめに

超音波診断装置は安価で放射線被曝がなく軟部組織描出能に優れるため、臨床現場で広く用いられている。しかしながら、超音波検査は CT やマンモグラフィーなど X 線を用いた検査と比較し石灰化描出能が低く、乳がん検診など石灰化領域の描出が必要なスクリーニングや診断では第一選択とはならない^{(1)~(4)}。高いエコー強度を持つ領域を抽出することにより石灰化領域を描出する方法も提案されているが⁽⁵⁾⁽⁶⁾、微小石灰化からのエコー強度は小さく検出が困難である。

超音波診断装置の石灰化検出能を向上させるため、我々は石灰化領域によるエコー間の相関低下を用いた石灰化検出法を提案してきた⁽⁷⁾⁽⁸⁾。提案する石灰化検出法に実データオーバーサンプリング法を適用することにより提案法の石灰化検出能が改善することを確認したので、本論文にて報告する。

2. 相互相関を用いた石灰化検出法

(2.1) 提案法の原理

石灰化領域を検出するため、我々は隣接走査線間の相関低下を使用する (図 1 参照)。石灰化領域の音響インピーダンスは他の軟部組織と大きく異なるため、石灰化領域で回折波、クリーピング波、多重反射波が発生する (図 2 参照)。そのため、石灰化領域を通過後の超音波パルスの波形は通過前と比較し大きく変化する。よって、石灰化領域を含む

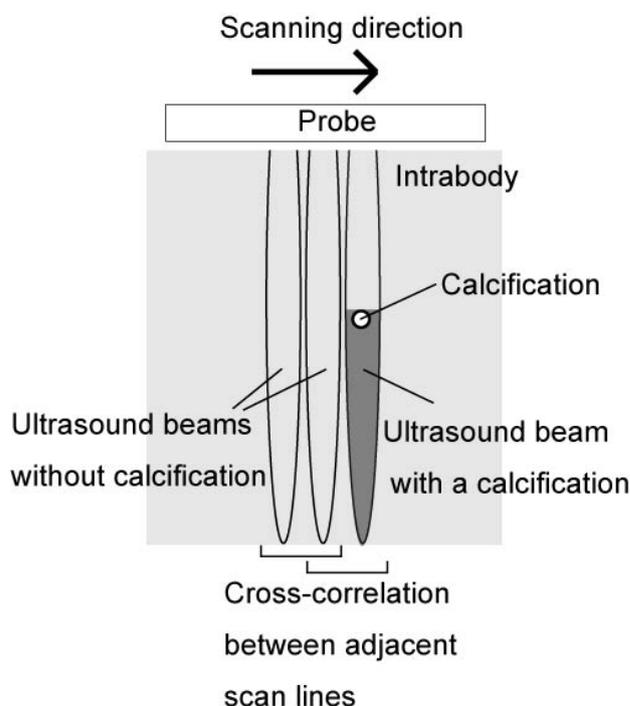


図 1 提案する石灰化検出法の概略図
Fig. 1. Schema of the proposed calcification detection method.

走査線のエコー波形は石灰化領域を含まない近傍の走査線

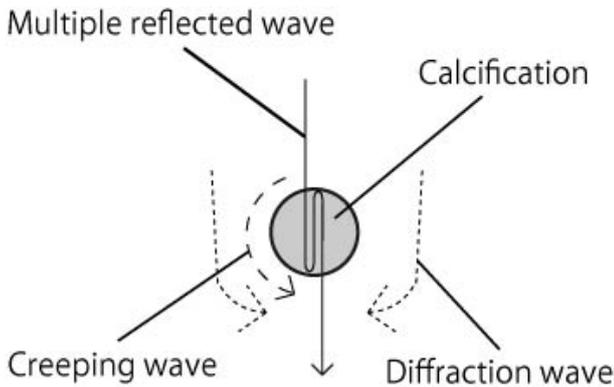


図2 石灰化領域での超音波パルスの波形変化要因
 Fig. 2. Factors in the waveform change of an ultrasound pulse at a calcification location.

のエコー波形と比較し大きく異なり、両者の相互相関が低下する。提案法は隣接走査線間の相互相関を計算し、相関の低下から石灰化領域の存在を予測する。

〈2・2〉 実データオーバーサンプリング法

超音波診断装置は直交検波により IQ データを取得する。これは送信波の中心周波数をもち位相差が 90 度の 2 つの正弦波を受信信号と乗算し検波することと等価である。そのため、IQ データが複素信号となるのは送信波の中心周波数成分のみであり、受信信号が高帯域信号の場合、IQ データは送信波の中心周波数の 4 倍の周波数でオーバーサンプリングされた実データと等価である⁹⁾。よって我々は IQ データを送信波の中心周波数の 4 倍の周波数でオーバーサンプリングされたデータに変換し、その後に隣接走査線間の相互相関を計算した。

〈2・3〉 修正ウィナーフィルタを用いた隣接走査線間の相互相関係数

隣接走査線間の相関低下は両走査線のエコー波形の差によって生じるため、石灰化領域の存在だけでなくエコーの信号対雑音比 (SNR) の低下によっても走査線間の相関が低下する。隣接走査線間の相互相関に対する雑音の影響を抑圧するため、我々は修正ウィナーフィルタを用いた。提案法は相関窓によって切り出された隣接 2 走査線のエコーに対して以下の式を適用することにより相互相関値 r_w を計算する。

$$r_w(x + \frac{\Delta X}{2}, z) = \max_l \frac{\sum_{z'=z_1}^{z_2} g(x, z')g(x + \Delta X, z' + l\Delta Z_s) + \alpha n I_0}{\sqrt{\sum_{z'=z_1}^{z_2} |g(x, z')|^2 \sum_{z'=z_1}^{z_2} |g(x + \Delta X, z' + l\Delta Z_s)|^2 + \alpha n I_0}} \quad (1)$$

ただし、 α は正の数、 n は相関窓のサイズ、 I_0 は関心領

域内の 1 ピクセルの平均エコー強度、 x と z は B-mode 像上の測定点の横方向と深さ方向の座標、 $g(x, z)$ は IQ データを実データオーバーサンプリング法によって変換した実データ、 ΔX は走査線間隔、 ΔZ_s は相関係数の最大値を探索する際の相関窓のスキャン間隔、 l は整数、 z_1 と z_2 は相関窓の両端の z 座標である。

3. 結果

〈3・1〉 石灰化ファントムを用いた IQ データの取得

日立製超音波診断装置 EUB-8500 により IQ データを取得した。走査線間隔が約 0.13 mm のリニアアレイを使用し、送信波の中心周波数を 7.5 MHz とした。実験に使用した石灰化ファントムは豚皮下脂肪層と 4% の寒天ゲルから成り、寒天ゲルの表面に厚さ 1 cm の豚皮下脂肪層が配置されている (図 3 参照)。乳管内の微小石灰化など石灰化領域近傍に構造体が存在する場合は B-mode で石灰化の検出が困難である。この B-mode 像上で石灰化領域が描出困難となる状態を再現するため、石灰化ファントム内の深さ 2 cm に直径 0.1 mm、0.05 mm、0.03 mm のワイヤーを 1.5 cm 間隔で埋め込み、ワイヤーのすぐ後ろに厚さ 0.1 mm のポリエチレンシートを配置した (図 4 参照)。また、寒天ゲル内には直径 7 μ m のテクポリマー (積水化成工業株式会社) が 1% 含まれている。図 4 のように、直径 0.1 mm のワイヤーは B-mode 上で描出されているが、音響陰影を伴っていない。また、直径 0.05 mm、0.03 mm のワイヤーは B-mode 上で描出されておらず、従来の超音波検査では検出困難である。

〈3・2〉 実データオーバーサンプリング法による石灰化検出能

実データオーバーサンプリング法の有効性を検討するため、実データオーバーサンプリング法を適用し実データに変換後に隣接走査線間の相互相関を求めたものと、IQ データを複素信号として複素相関を求めたものを比較した (図



図3 本研究に用いられた石灰化ファントム。
 Fig. 3. Calcification phantom used in this study.

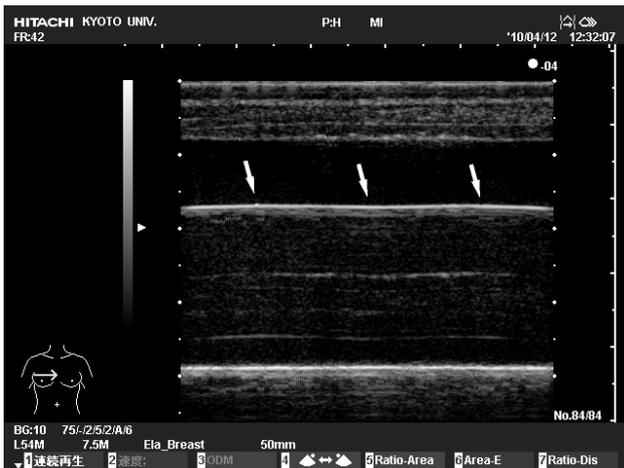


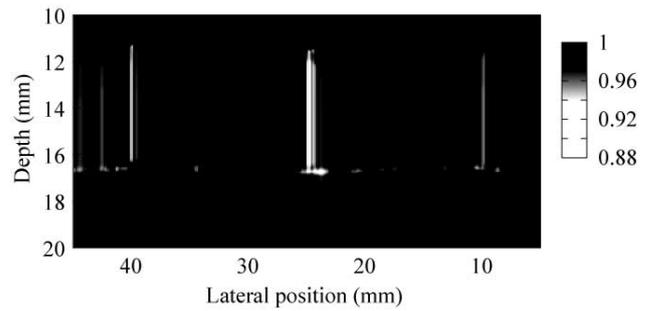
図4 石灰化ファントムのB-mode像。ただし、矢印はワイヤー位置を示す。ワイヤーの直径は左から順に0.1 mm、0.05 mm、0.03 mmである。

Fig. 4. B-mode image of a section of a calcification phantom with three wires. White arrows indicate the wire locations. The diameters of the wires are 0.1, 0.05, and 0.03 mm in left to right order.

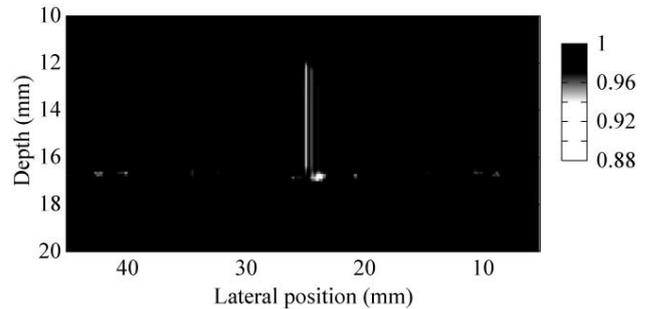
5参照)。ただし、本研究では相関窓幅を5 mmとし、修正ウィナーフィルタの安定化定数 α を0 dBとした。提案法では相関値の低下が距離方向に連続するが、この長さは相関窓幅と対応している。図5 (a)に示すように、実データオーバーサンプリング法を適用した場合、直径0.05 mmと0.1 mmのワイヤー位置に相互相関値の低下が顕著に見られる。また、直径0.03 mmのワイヤー位置にも相互相関値の低下が出現する。一方図5 (b)に示すように、IQデータを複素信号として複素相関を求めた場合、直径0.05 mmのワイヤー位置に相関値の低下が認められるが、実データオーバーサンプリング法を適用した場合と比較して相関値の低下が不明瞭となっている。また、直径0.1 mmと0.03 mmのワイヤーに関しては相関値の低下が認められない。この結果は、実データオーバーサンプリング法を適用した後に隣接走査線間の相互相関を取ることで、超音波診断装置を用いた石灰化検出能が改善することを示唆している。

4. 結論

医用超音波検査における石灰化検出能を改善するため、我々は実データオーバーサンプリング法を用いた隣接走査線間の相関低下による石灰化検出法を提案し、商用の医用超音波診断装置を用いて提案法の有効性を検討した。その結果、IQデータを用いて複素相関を計算する場合と比較し、実データオーバーサンプリング法を適用後に相互相関を計算することにより石灰化検出能が改善されることが分かった。また、B-mode像上では描出困難な直径0.05 mmと0.03 mmのワイヤーを提案法により検出可能であることが示さ



(a)



(b)

図5 石灰化ファントムの相互相関図。(a)実データオーバーサンプリング法を用いた場合、(b)実データオーバーサンプリング法を用いなかった場合。横方向10 mm、25 mm、40 mmに直径0.03 mm、0.05 mm、0.1 mmのワイヤーが存在する。

Fig. 5. Cross-correlation coefficient profiles of a calcification phantom calculated (a) with and (b) without the real data oversampling. Three wires 0.03, 0.05, and 0.1 mm are located at the lateral positions of 10, 25, and 40 mm.

れた。以上のことから、提案法を用いることにより超音波診断装置を用いた石灰化検出能が大きく改善し、乳癌スクリーニングなど微小石灰化の検出が必要な検査に対して超音波診断装置が適用でき、放射線被曝のない安全で低コストな検査が実現できる可能性が示唆された。

謝 辞

本研究の一部は文部科学省科学技術振興調整費である京都大学・キャノン協働研究プロジェクト高次生体イメージング先端テクノハブと、超音波医学会研究開発委員会プログラムの援助を受けたものである。

文 献

- (1) H. Özdemir, M. K. Demir, O. Temizöz, H. Gençellac, and E. Unlu, "Phase inversion harmonic imaging improves assessment

- of renal calculi: a comparison with fundamental gray-scale sonography," *J. Clin. Ultrasound.*, vol. 36, pp. 16-19 (2008)
- (2) K. A. B. Fowler, J. A. Locken, J. H. Duchesne, and M. R. Williamson, "US for detecting renal calculi with nonenhanced CT as a reference standard," *Radiology*. vol. 222, pp. 109-113 (2002)
 - (3) P. M. Lamb, N. M. Perry, S. J. Vinnicombe, and C. A. Wells, "Correlation between ultrasound characteristics, mammographic findings and histological grade in patients with invasive ductal carcinoma of the breast," *Clin. Radiol.* vol. 55, pp. 40-44 (2000)
 - (4) D. Jacob et al., "Analysis of the results of 137 subclinical breast lesions excisions. Value of ultrasonography in the early diagnosis of breast cancer," *J. Gynecol. Obstet. Biol. Reprod.*, vol. 26, pp. 27-31 (1997)
 - (5) Y. Zhu, and J. P. Weight, "Ultrasonic nondestructive evaluation of highly scattering materials using adaptive filtering and detection," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.*, vol. 41, pp. 26-33 (1994)
 - (6) N. Kamiyama, Y. Okamura, A. Kakee, and H. Hashimoto, "Investigation of ultrasound image processing to improve perceptibility of microcalcifications," *J Med. Ultrasonics*, vol. 35, pp. 97-105 (2008)
 - (7) H. Taki, T. Sakamoto, M. Yamakawa, T. Shiina, and T. Sato, "Calculus Detection for Medical Acoustic Imaging using Cross-correlation: Simulation Study," *J Med. Ultrasonics*, vol. 37, pp. 129-135 (2010)
 - (8) H. Taki, T. Sakamoto, M. Yamakawa, T. Shiina, and T. Sato, "Small calculus detection for medical acoustic imaging using cross-correlation between echo signals," *Proc. IEEE Int. Ultrason. Symp.*, pp. 2398-2401 (2009)
 - (9) H. Taki, K. Taki, T. Sakamoto, M. Yamakawa, T. Shiina, and T. Sato, "High range resolution medical acoustic vascular imaging with frequency domain interferometry," *Proc. IEEE EMBS*, accepted.