

医用超音波イメージングにおける エコー信号間の相関を用いた微小結石検出法 ＝結石による送信パルスの波形変化を用いた結石検出＝

京都大学 瀧 宏文・佐藤 亨

1. はじめに

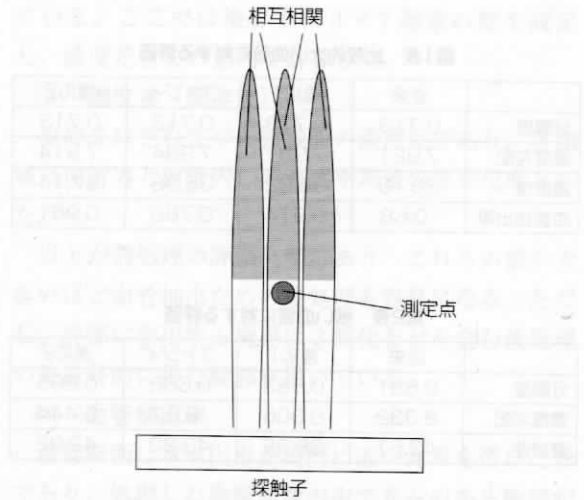
超音波検査は軟部組織描出能に優れ、放射線被ばくがなく簡便であるため臨床分野において広く用いられている。しかしながら、超音波検査の結石検出能はX線検査と比較し大きく劣り、乳がん検診など結石検出を必要とするスクリーニングには用いられていない。超音波を用いた結石検出法としては腎結石トラッキング法⁽¹⁾⁽²⁾が提案されているが、体外衝撃波結石破碎術を目的としており、音響陰影が存在するようなある程度大きい結石が適用対象である。また、エコー信号強度の高い位置を検出する方法としてセル平均を用いた一定誤警報率法⁽³⁾⁽⁴⁾が提案されており、この手法の結石検出への適用が報告されている⁽⁵⁾⁽⁶⁾。しかし小結石は音響陰影を伴わないことが多く、またエコー強度も他の組織の鏡面反射成分と比較し十分大きくないため、小結石に対して誤警報確率を一定とする検出法は有効であるとはいえない。放射線被ばくのない簡便で有効な小結石検出法を確立するため、超音波イメージング法における結石検出能改善が現在強く望まれている。

我々は測定点後方のIQ信号間の相互相関を用いた新しい小結石検出法を提案し、その有効性を計算機シミュレーションにより検証したため、本稿にて報告する。

2. 測定点後方のIQ信号間の 相互相関を用いた小結石検出法

提案する小結石検出法は測定点後方の隣接する2走査線の超音波IQ信号間の相互相関を用いる。第

※本記事は第29回超音波シンポジウムで発表された論文に基づいております。



第1図 隣接走査線のIQ信号間の相互相関を用いた結石検出法の概念図

1図は本プロセスの概念図である。測定点における結石の有無を判定するとき、測定点の後方から返ってきたエコーのIQ信号と、隣接する走査線の同じ深さから返ってきたエコーのIQ信号との相互相関を求める。この相互相関係数は以下のようにあらわせる。

$$c(i, j) = \max_l g(i, j, l) \quad \dots(1)$$

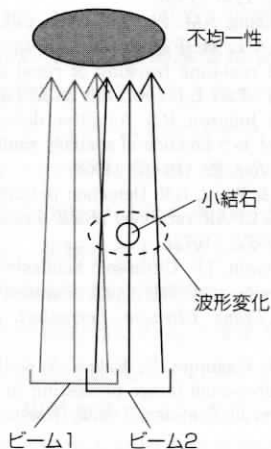
$$g(i, j, l) = \left| \sum_{j=S}^E e_{i,j} e_{i+1,j+l}^* \right| / \sqrt{p(i, j) p(i+1, j+l)} \quad \dots(2)$$

$$p(i, j) = \sum_{j=j}^{j+L_w} e_{i,j} e_{i,j}^* \quad \dots(3)$$

ただし、 $e_{i,j}$ はBモード画像上の1ピクセルにおけるIQ信号成分、 i と j はそれぞれBモード画像の横方向、深さ方向の座標、 S と E は相関窓の始点、終点であ

る。提案法は各測定点の相互相関係数を全観測領域にわたって計算し、相互相関係数が大きく低下する位置を抽出する。抽出された位置が結石の存在位置となる。

結石が送信超音波ビーム内に存在する場合、クリーピング波、結石内を通過する高速波、結石内の多重反射、回折波などの影響により送信波の波形は結石通過後に大きく変化する。よって第2図のように走査線内に結石が存在する場合、結石後方からのエコーの波形は隣接する走査線のエコーでビーム内に結石を含まない場合と大きく異なったものとなる。エコーのIQ信号間の相互相関係数低下はエコー間の波形が異なることを意味するため、相互相関係数の低い領域を抽出することにより結石を検出することができる。



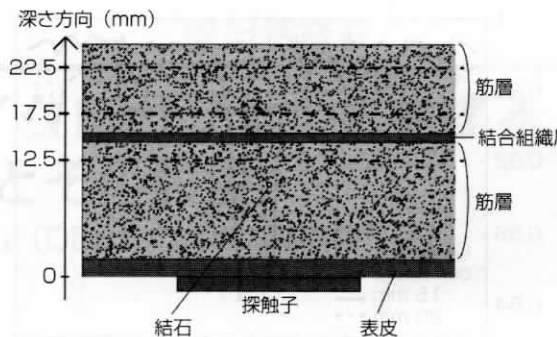
第2図 結石による相互相関係数低下の概念図

送信ビーム内に結石が存在する場合、結石通過後に送信パルスの波形が変化する。そのため結石後方からのエコーのIQ信号とビーム内に結石を含まない走査線のエコーのIQ信号との相互相関係数は低下する。

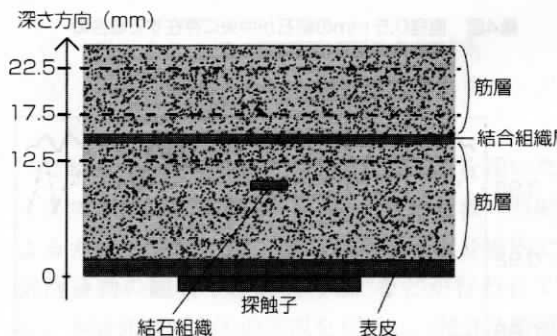
3. 提案法の評価

3-1 シミュレーションモデル

我々はデジタル組織図を用いた計算機シミュレーションにより提案する結石検出法の有効性を検証した。このとき有限要素法⁽⁷⁾⁽⁸⁾に基づく計算機シミュレーションツールであるPZFlexを使用した。第3図は本シミュレーションに用いたデジタル組織図である。組織図は厚さ2 mmの表皮と後方の筋層からなり、筋層には幅0.1 mmの脂肪滴が5%含まれている。鏡面反射エコーを生じる層状構造体と小結石と



(a) 直径0.5 mmの小結石



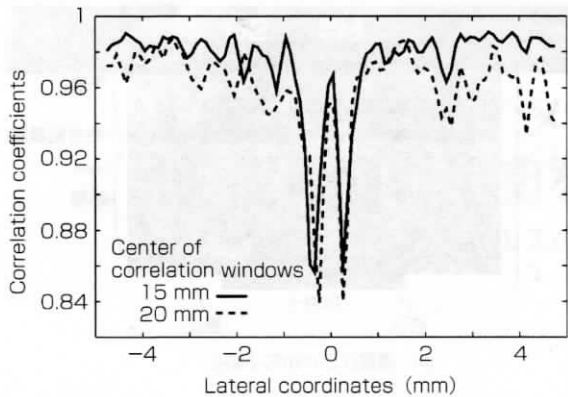
(b) 厚さ1 mmの結合組織が深さ1 cmに配置

第3図 計算機シミュレーションによる提案法の検証に用いたデジタル組織図

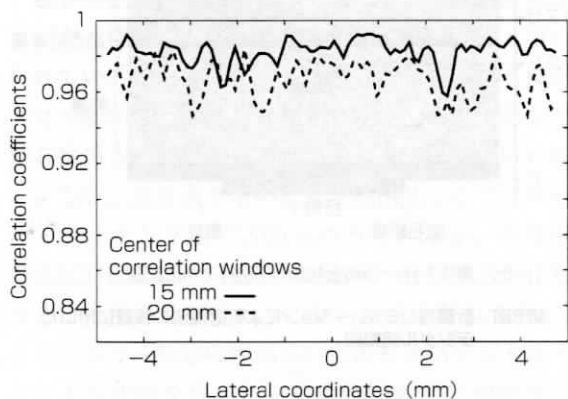
の識別に対する提案法の有効性を調べるため、深さ1 cmに直径0.5 mmの小結石を配置した組織図と厚さ1 mmの結合組織を配置した組織図の2つを作成した。探触子には幅0.5 mmの素子32個が0.1 mmの素子間隙で並べられており、16素子もしくは17素子を同時に作動させた。97本の走査線を0.1 mm間隔で設定し、アポダイゼーションを用いて送受信ビームを形成した。相関窓の幅を5 mm、中心を深さ15 mmもしくは20 mmとし、横方向に96個の相互相関係数を計算した。送信超音波パルスは中心周波数を4 MHz、-6 dB帯域幅を60%とした。

3-2 計算機シミュレーションによる評価

第4図、5図は0.5 mmの結石もしくは厚さ1 mmの結合組織が深さ10 mmの中央に存在する場合における、横方向の相互相関係数の変化を示している。結石が存在する場合、相関窓の中心が15 mmと20 mmのいずれのときも中央において相互相関係数に急激な低下がみられる。提案法では相互相関係数の低下により結石による送信超音波パルスの波形変



第4図 直径0.5 mmの結石が中央に存在する場合の横方向の相互相関係数の変化



第5図 厚さ1 mmの結合組織が中央に存在する場合の横方向の相互相関係数の変化

化を検出し結石の有無を判定するため、この結果により提案法による結石検出が実現可能であることがわかる。一方結合組織が存在する場合、結石が存在する場合と比較し相関係数の低下が認められなかった。このことから層状構造体が存在する場合においても提案法では結石の誤検出を防ぐことが可能であることがわかる。以上より、エコー強度で検出が困難な小結石に対して、結石による送信波の波形変化に基づくエコーのIQ信号間の相互相関係数の低下を用いた検出法が有効であることが示された。

4. おわりに

本稿において我々はエコーのIQ信号間の相互相関係数を用いた結石検出法を提案し、提案法により鏡面反射エコーを生じる層状構造体と小結石の識別が可能であることを示した。提案法では送信波が結石を通過することによる送信波形の変化を検出する

ため、層状構造体が多数存在する場合においても適応可能と考えられる。そのため、本提案法は超音波検査の結石検出能を大きく改善し、乳がん検診をはじめとして多くのスクリーニング、臨床診断において超音波検査を第一選択へと変える可能性がある。

謝辞

本研究は、文部科学省科学技術振興調整費、先端融合領域イノベーション創出拠点の形成プログラムの「高次生体イメージング先端テクノハブ」プロジェクトの支援を受け、日本超音波医学会研究開発班の研究の一環として行われたものである。

<参考文献>

- (1) Orkisz, M., Farchtchian, T., Saighi, D., Bourlion, M., Thiounn, N., Gimenez, G., Debre, B. & Flam, T. A. Image based renal stone tracking to improve efficacy in extracorporeal lithotripsy. *J. Urol.* **160**, 1237-1240 (1998)
- (2) Chang, C.C., Liang, S.M., Pu, Y.R., Chen, C.H., Manousakas, I., Chen, T.S., Kuo, C.L., Yu, F.M. & Chu, Z.F. In vitro study of ultrasound based real-time tracking of renal stones for shock wave lithotripsy : Part 1. *J. Urol.* **166**, 28-32 (2001)
- (3) Finn, H.M. & Johnson, R.S. Adaptive detection mode with threshold control as a function of spatially sampled clutter-level estimates. *RCA Rev.* **29**, 414-465 (1968)
- (4) Hansen, V.G. & Ward, H.R. Detection performance of the cell averaging LOG/CFAR receiver. *IEEE Trans. Aerosp. Electron. Syst.* **5**, 648-652 (1972)
- (5) Zhu, Y. & Weight, J.P. Ultrasonic nondestructive evaluation of highly scattering materials using adaptive filtering and detection. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.* **41**, 26-33 (1994)
- (6) Kamiyama, N., Okamura, Y., Kakee, A. & Hashimoto, H. Investigation of ultrasound image processing to improve perceptibility of microcalcifications. *J. Med. Ultrasonics.* **35**, 97-105 (2008)
- (7) Hossack, J.A. & Hayward, G. Finite-Element Analysis of 1-3 Composite Transducers. *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.* **38**, 618-629 (1991)
- (8) Lerch, R. and Kaarmann, H. Three-dimensional finite element analysis of piezoelectric media. *Proc. IEEE Ultrason. Symp.* 853-858 (1987)

【筆者紹介】

瀧 宏文

京都大学 大学院 情報学研究科
通信情報システム専攻 佐藤研究室 研究員
〒606-8501 京都市左京区吉田本町
TEL : 075-761-2437 FAX : 075-761-2437

佐藤 亨

京都大学 大学院 情報学研究科
通信情報システム専攻 教授
〒606-8501 京都市左京区吉田本町
TEL : 075-761-3362 FAX : 075-761-3342