

骨と筋組織の超音波の反射特性と散乱特性の差異に基づく胸椎の描出

横山 智大¹ 森 翔平² 荒川 元孝^{1,2} 大西 詠子³ 山内 正憲³ 金井 浩^{2,1}

抄 録

目的：医用超音波は、硬膜外麻酔時の穿刺位置の特定に用いられている。しかし、胸椎の構造は複雑であり、胸椎と筋組織の描出の区別は難しい。本研究では、超音波の反射・散乱特性の差異に基づき、骨と筋組織の描出を区別することを目的とする。**方法**：骨と筋組織からの受信信号の差を実験的に調べた。骨を強調するための新しいパラメータとして、理想的な遅延線上のみの受信信号の振幅と、その周囲の広い範囲における受信信号の平均振幅との比を提案した。**結果**：はじめに、基礎実験により、骨と筋組織からの受信信号の差を確認した。また、トリもも肉を用いた *in vitro* 実験、ヒトにおける *in vivo* 実験により、その差を確認した。両実験において、提案法は、通常の B モード像と比較して、骨の描出を強調し、筋組織の描出を抑制することに成功した。**結論**：骨からの反射特性と筋組織からの散乱特性の差を用いて、提案法により、骨と筋組織を区別することができた。

Discrimination of thoracic spine from muscle based on their difference in ultrasound reflection and scattering characteristics

Tomohiro YOKOYAMA¹, Shohei MORI², Mototaka ARAKAWA^{1,2}, Eiko ONISHI³, Masanori YAMAUCHI³, Hiroshi KANAI^{2,1}

Abstract

Purpose: Medical ultrasound is often used to specify the puncture position during epidural anesthesia. However, visualization of the thoracic spine is difficult because of the complex structure, i.e., it is difficult to determine whether the thoracic spine or muscle is depicted. Therefore, this study aims to distinguish bone from muscle tissue using the differences in reflection and scattering characteristics of ultrasound. **Methods**: We experimentally investigated the difference in signals received from bone and muscle. We proposed a new parameter utilizing the ratio of the amplitude of the received signals averaged in a wide range around the ideal delay line and that only along the ideal delay line, to emphasize the bone. **Results**: First, we confirmed the difference in signals received from bone and muscle tissue by basic experiments. We also investigated the difference by *in vitro* experiments using chicken thigh and *in vivo* experiments in humans. In both experiments, the proposed method succeeded to clearly depict bone, suppressing the depiction of muscle, compared with conventional B-mode imaging. **Conclusion**: Using the difference in the characteristics of reflection from bone and scattering from muscle tissue, we could distinguish bone from muscle tissue with the proposed method.

Jpn J Med Ultrasonics 2022; 49 : 141-149

Keywords

ultrasound imaging, epidural anesthesia, bone, muscle, scattering, reflection

1. はじめに

硬膜外麻酔は、局所麻酔法の1つである。脊椎の間隙から硬膜外腔に針を穿刺し、手術中に麻酔薬が注入される。全身麻酔と比較すると、硬膜外麻酔は次の3つの利点がある。1つ目は、下肢や下腹部の手術において、術中のストレス反応を抑制し、免疫

能を保持できることである。2つ目は、カテーテルを挿入し術後に薬剤を持続投与することで、手術後の痛みを大幅に軽減できることである。3つ目は、術後の心血管や呼吸器の合併症の発生頻度が低下することである¹⁾。このように硬膜外麻酔は術中の鎮痛および術後の早期回復に大きく貢献している。

硬膜外麻酔では間隙位置の特定が重要であるが、

本論文は、公益社団法人日本超音波医学会 第35回菊池賞受賞論文を翻訳掲載したものです。

元論文は、英文誌 J Med Ultrasonics 2020; 47:3-11 に掲載しています。

Received: 10 April 2019 / Accepted: 28 June 2019 / Published online: 21 August 2019

¹東北大学大学院医工学研究科, ²同工学研究科, ³同医学系研究科麻酔科学・周術期医学分野

¹Graduate School of Biomedical Engineering, ²Graduate School of Engineering, Tohoku University, 6-6-05 Aoba, Aramaki, Aoba, Sendai, Miyagi 980-8579, Japan, ³Department of Anesthesiology and Perioperative Medicine, Tohoku University School of Medicine, 2-1 Seiryomachi, Aoba, Sendai, Miyagi 980-8575, Japan

Corresponding Author: Mototaka ARAKAWA (arakawa@ecei.tohoku.ac.jp)

J-STAGE. Advanced published. date: November 12, 2021

それは医師の経験と触診に依存する。硬膜外麻酔の失敗率は6-25%²⁻⁴⁾、背中への痛みや精神的苦痛を訴えた患者の割合はそれぞれ22%、14%と報告されている⁵⁾。

臨床において硬膜外麻酔の穿刺前に麻酔施行者により脊椎の超音波画像の確認が行われるが⁶⁾、鮮明な像は得られていない⁷⁾。硬膜外麻酔で医用超音波を使用するために様々な方法が考えられているが^{8,9)}、超音波による骨の描出能が低いため、実時間の超音波ガイド下における穿刺は依然として難しい。硬膜外麻酔中の超音波を用いた硬膜外腔の自動同定や椎弓の抽出などが研究されてきたが¹⁰⁻¹²⁾、いずれも間隙が大きく単純な構造を有する腰椎に関するものである。さらに、骨に関する超音波イメージングは整形外科の分野において用いられることが増えており^{13,14)}、加圧した際の歪みを利用して骨の形状を特定する方法^{15,16)}や位相対称性を用いた方法¹⁷⁾が提案されている。しかし、硬膜外麻酔施行の際に計測する脊椎は深い位置に存在する。さらに、胸椎は複雑な構造を有しており、その描出は困難である。

我々はこれまでに、送信位置と受信位置を同一とみなさないエンベロープ法¹⁸⁾と range point migration (RPM) 法^{19,20)}を応用し、胸椎表面からの超音波の反射に生じる遅延加算のずれを改善する胸椎表面描出法を提案した²¹⁾。その結果、Bモード像では不鮮明だった胸椎表面を描出することができた。しかし、胸椎より浅部に存在する筋肉も描出されるという問題が残っている。本研究では、胸椎を描出し筋肉を抑制するために、それらに対する超音波の反射・散乱特性の違いについて検討する。さらに、その違いをもとに胸椎の位置を特定する方法を提案する。

2. 原 理

2.1 骨と筋組織における反射と散乱の違い

超音波の送受信には、通常、超音波プローブの圧電素子が用いられる。胸椎を描出するために、リニアアレイプローブにより形成される集束波を使用する。我々は、1送信ビームによる、遅延加算前の各受信素子で受信した信号を用いて、筋組織と骨における超音波の散乱・反射の特性の違いを検討した。集束波を形成するために、Fig. 1 aの概念図に示されるように外側の素子から中央の素子に向かって順番に超音波が送信される。ここで、黒線で示される円弧は各素子からの送信波の波面を示し、黄色の部

分は集束による高振幅部、すなわちメインローブを示す。Fig. 1 aには描かれていないが、通常、メインローブの周囲にサイドローブが形成される。

Fig. 1 b-fにおいて、下図は様々な対象物からの散乱波または反射波の概念図であり、上図は超音波診断装置で通常集束波を送信したときの受信素子での受信波の包絡振幅である。集束波を送信するための各素子における遅延時間は、中央素子の送信時刻が0となるように設定した。これらの概念図を描く際には、各素子での送信遅延時間と対象物から受信素子までの距離を考慮した。各素子での受信信号は、送信波とすべての散乱波または反射波との畳み込みとなる。ここで、筋組織や骨は超音波の波長よりも十分に大きいと仮定した。

対象物が点散乱体のとき、散乱体からの散乱波はFig. 1 bのように受信素子で受信される。Fig. 1 cは、プローブに平行な筋組織からの反射波を示す。Fig. 1 dは、プローブに平行な骨からの反射波を示す。筋組織からの散乱特性と骨からの反射特性を考慮すると、筋組織では散乱体が疎に、骨表面では散乱体が密に存在すると考えられる。筋組織の場合、反射率が低く、焦点以外からの反射波の振幅が小さいため、各受信波は点散乱体からのそれと同じになる。一方、骨の場合には反射率が高いため、骨への入射波のメインローブ成分だけでなく、そのサイドローブ成分もその表面で強く反射する。その結果、対象物表面の異なる点から、多くの振幅の高い反射波が異なる時刻で受信される。したがって、サイドローブの影響により、骨からの反射波は、点散乱体や筋組織からの反射波と比べ外側の受信素子で浅い領域への広がりを示す。

次に、対象物がプローブに対して傾いている場合を検討する。Fig. 1 eはプローブに対して傾いた筋組織からの受信波を示す。焦点からの受信波は、Fig. 1 cに示すプローブに平行な筋組織からのそれと同じである。散乱波が焦点以外の位置から受信される時刻はプローブに平行な筋組織からの場合とは異なるが、これらの散乱波の強度は焦点からの散乱波の強度と比べはるかに小さい。したがって、筋組織からの散乱波は対象物の傾きにほとんど依存しない。

Fig. 1 fはプローブに対して傾いた骨からの受信波を示す。超音波は、骨の表面で鏡面反射する。骨の傾きに対応したラテラル位置の受信素子で受信波

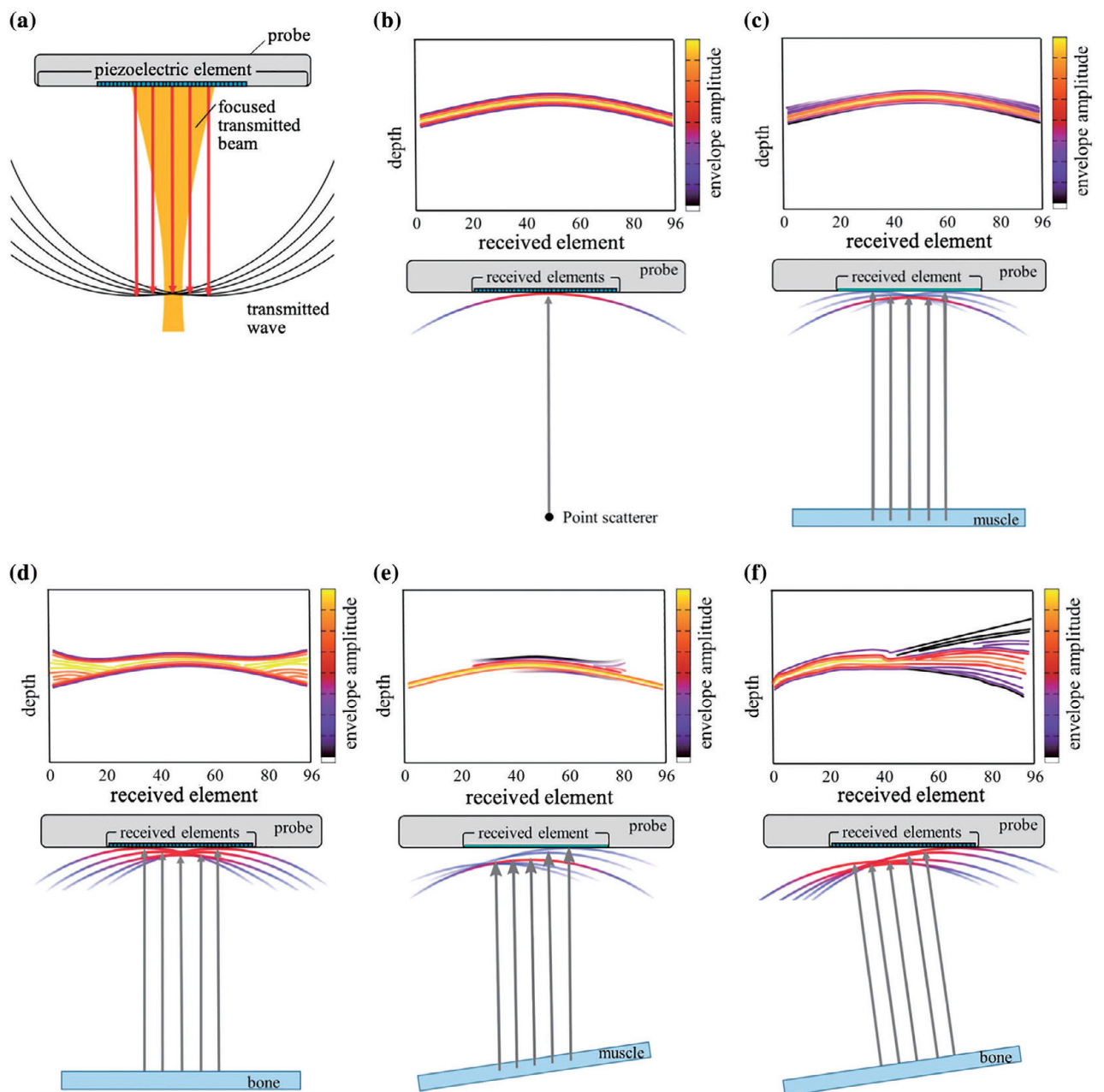


Fig. 1 a は集束ビームを形成するための超音波プローブの各圧電素子からの送信波を示す。b-f は受信素子における受信信号の包絡振幅の等高線と対象物からの受信波を示す。受信信号の遅延時間と音速の仮定値から深さを計算した。図の下側は深い領域に相当する。b 点散乱体、c プローブに平行な筋肉、d プローブに平行な骨、e プローブに対して傾いた筋肉、f プローブに対して傾いた骨

の振幅は高くなり、その反対側の受信素子では深さ方向に受信信号の広がりが見られる。

筋組織では、対象物の傾きにかかわらず中心受信素子近傍で高振幅の受信信号が得られる。骨では、その表面で超音波が鏡面反射するため、対象物の傾きに相当する方向の受信素子で高振幅の受信信号が得られる。これらの特性は、受信素子における受信波形を用いて骨と筋肉を区別するのに有用である。

2.2 骨の位置を特定する新しい方法

胸椎の位置を特定するために、骨からの受信波は外側の受信素子で深さ方向に広がり、筋肉からの散乱波は点散乱体の理想的な遅延時間分布に従うことを利用する。送信位置を変えながら複数のビームを送信するリニア電子走査法²²⁾における i 番目の送信ビームで得られる受信波形を用いる。 i 番目の送信ビームに対して、各サンプリング点の深さに相当する遅延を加えて受信波形を足し合わせることにより

Bモード像が得られる。これにより、異なる音響インピーダンスを有する媒質間のすべての境界を描出する。特に、筋組織と骨は高強度で描出される。ここで、骨の描出のみを強調する新しい方法を提案する。

Fig. 2 に提案法の概念図を示す。ここで、骨から得られた受信波形の概念図を用いて説明する。

Fig. 2 a は骨からの受信信号に対する包絡振幅の等高線と $P_{\text{line}}(d, i)$ を計算するための点散乱体からの遅延時間を描いたものである。 $P_{\text{line}}(d, i)$ は、 i 番目

の送信ビームに対する深さ d の点散乱体からの理想的な遅延時間 $\tau(d, j)$ に沿った n 個の受信素子における包絡振幅 $A_i(d, j)$ の和を示すパラメータである。

$$P_{\text{line}}(d, i) = \sum_{j=0}^{n-1} A_i\{c\tau(d, j), j\}, \quad (1)$$

ここで、 c は音速である。 $A_i(d, j)$ は rf 信号の包絡線検出により求められる。

Fig. 2 b に、骨からの反射波の包絡振幅の等高線と $P_{\text{zone}}(d, i)$ を計算するための領域を示す。 $P_{\text{zone}}(d, i)$

Fig. 2 提案法の手順の概念図。 a 緑線は点散乱体からの理想的な遅延時間分布であり、 $P_{\text{line}}(d, i)$ はその線上の振幅の和である。 b 青枠は $P_{\text{zone}}(d, i)$ を計算するための領域である。 $w(j)$ は窓関数である。 d は受信信号の遅延時間から計算される深さを示す

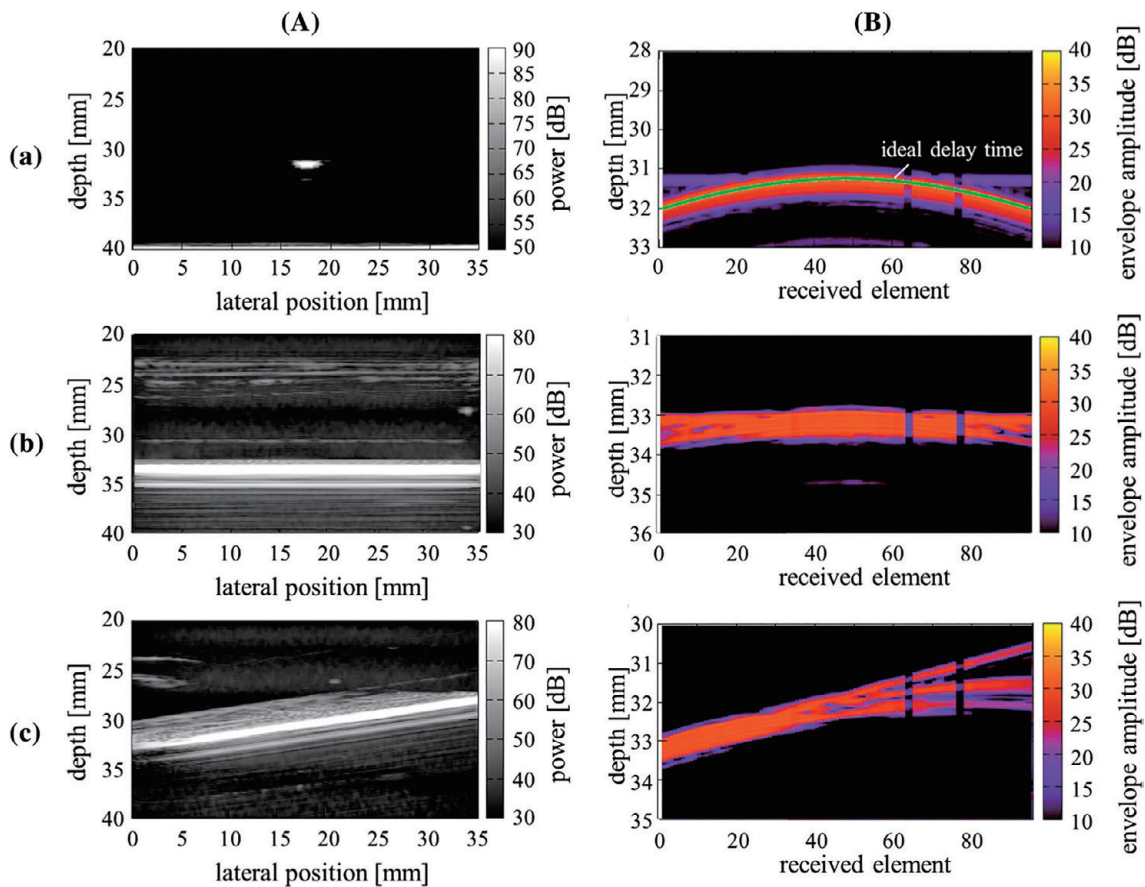
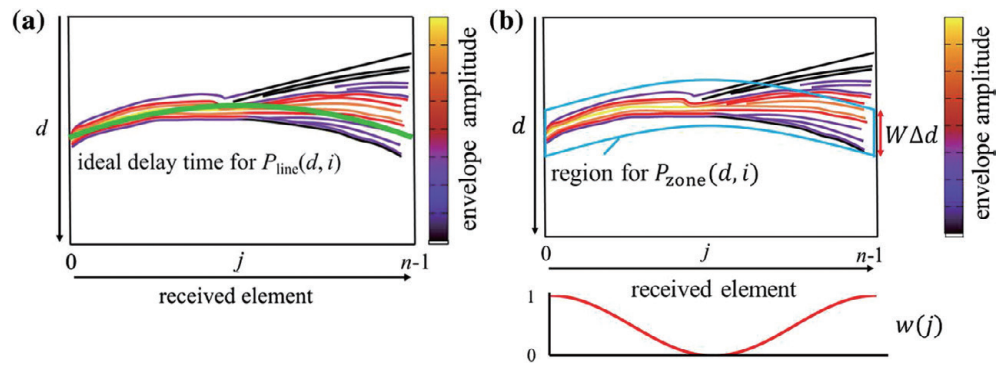


Fig. 3 対象物にワイヤとアクリル板を用いたときの実験結果。 A Bモード像。 B ラテラル位置 18 mm のビームに対する受信信号。 a ワイヤ。 b プロープに平行なアクリル板。 c プロープに対して傾いたアクリル板

は i 番目の送信ビームに対して深さ d を中心として幅 $W\Delta d$ の包絡線振幅 $A_i(t, j)$ の平均値を示すパラメータである。ここで、 W は標本数、 Δd は標本間隔である。Fig. 1 c や Fig. 1 e に示されるように、筋組織からの散乱波は中心の受信素子付近で高振幅となるため、中心の受信素子付近で得られる振幅を小さくするために、Fig. 2 に示されるような窓関数 $w(j)$ をかけた。

$$P_{\text{zone}}(d, i) = \frac{\sum_{j=0}^{n-1} \left[w(j) \frac{1}{W} \sum_{k=-(W-1)/2}^{(W-1)/2} A_i\{c\tau(d, j) + k\Delta d, j\} \right]}{\sum_{j=0}^{n-1} w(j)}, \quad (2)$$

筋肉からの散乱波は、点散乱体からの散乱波の理想的な遅延時間分布に従う。一方、骨からの反射波は、その他の成分も含む。このため、筋組織と骨の P_{line} はほとんど同じであり、骨の P_{zone} は筋組織のそれよりも大きくなる。

さらに、パラメータ $S_{\text{power}}(d, i)$ を導入した。このパラメータは、Bモード像のパワーである $B_{\text{power}}(d, i)$ に、 $P_{\text{zone}}(d, i)$ と $P_{\text{line}}(d, i)$ の比をかけることにより得られる。

$$S_{\text{power}}(d, i) = B_{\text{power}}(d, i) \cdot \left\{ \frac{P_{\text{zone}}(d, i)}{P_{\text{line}}(d, i)} \right\}, \quad (3)$$

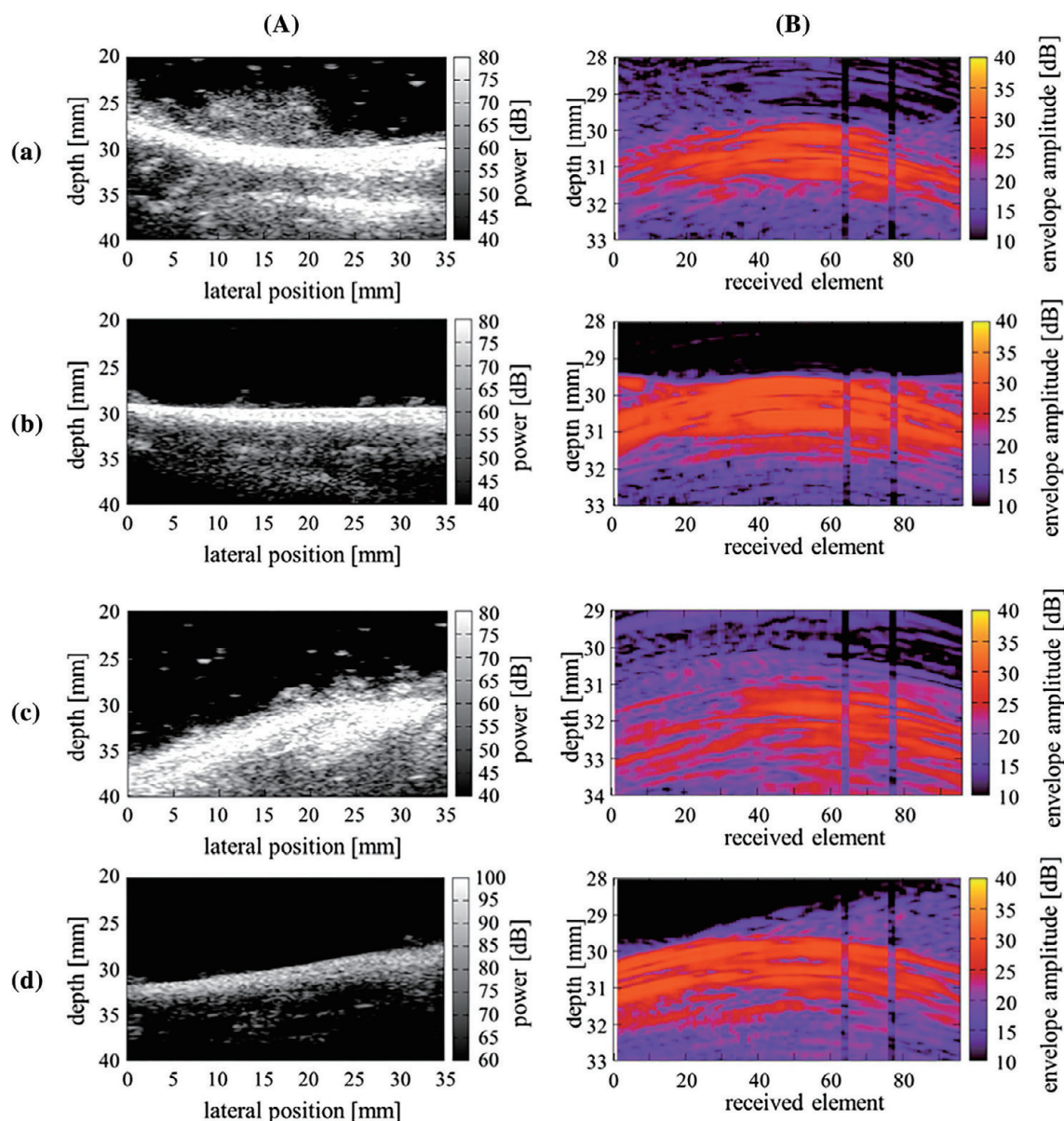


Fig. 4 骨つきトリもも肉に対する実験結果. A Bモード像. B ラテラル位置 18 mm のビームに対する受信信号. a プロープに対して平行な筋肉. b プロープに平行な骨. c プロープに対して 18° 傾いた筋肉. d プロープに対して 7° 傾いた骨

$S_{\text{power}}(d, i)$ は骨で大きく、筋組織で小さい。このため、 $S_{\text{power}}(d, i)$ により構成される画像は、Bモード像と比較して骨が強調され筋組織が抑制される。

2.3 実験条件

モリブデンワイヤとアクリル板を用いた基礎実験、トリもも肉を用いた *in vitro* 実験、およびヒト胸椎に対する *in vivo* 実験において、受信信号を観察した。さらに、トリもも肉を用いた *in vitro* 実験、およびヒト胸椎に対する *in vivo* 実験において提案法を適用した。

はじめに、点散乱体、鏡面反射体として、それぞれワイヤとアクリル板からの受信信号の違いを確認した。ワイヤの直径は $50 \mu\text{m}$ 、板の厚さは 40 mm であった。

次に、骨つきトリもも肉を用いて筋肉と骨からの散乱・反射特性の差を調べた。実験で用いた骨つきトリもも肉の幅は、プローブの幅 (36 mm) よりも広い。トリもも肉を、生理食塩水を入れた水槽中のプローブ表面から深さ 30 mm の位置に設置した。

最後に、提案法と通常のBモード像の比較を行うために、実際に硬膜外麻酔を施行する際に計測される胸椎間隙を中心としたヒト胸椎の傍正中断面像を測定した。

192 素子、 0.2 mm ピッチのリニアプローブを超音波診断装置（日立アロカ社製 ProSound SSD- α 10）に取り付け、使用した。送信ビーム数を 181 本、送信周波数を 10 MHz 、標準化周波数を 40 MHz とし、焦点距離 30 mm としての集束波を送信した。被験者 A と B は 23 歳健常男性、被験者 C は 21 歳健常男性であった。

3. 結果と考察

3.1 基礎実験

ワイヤとアクリル板からの受信信号の違いを調べた。Fig. 3 A に B モード像、Fig. 3 B にラテラル位置 18 mm の送信波に対する受信信号を示す。Fig. 3 a にワイヤに対する結果を示す。点散乱体からの理想的な遅延時間に沿った波のみが得られた。Fig. 3 b はプローブに平行なアクリル板に対する結果を示す。点散乱体からの理想的な遅延時間に沿わない波が外側の素子の浅い領域で見られた。Fig. 3 c はプローブに対して傾いたアクリル板に対する結果を示す。右側の受信素子で、浅い領域への

受信波の広がりが見られた。高い振幅をもつ波が左側の受信素子で見られた。これらは、アクリル板表面における鏡面反射によるものである。Fig. 3 B-c の右側において、深さ方向に3つの波が見られた。原理的には、アクリル板表面に散乱点が密に分布しているため連続的になるはずである。これは、超音波診断装置の送信波のアポダイゼーションによるものかもしれない。

3.2 In vitro 実験

Fig. 4 に、骨つきトリもも肉に対する結果を示す。Fig. 4 A に B モード像、Fig. 4 B にラテラル位置 18 mm の送信波に対する受信信号を示す。Fig. 4 a-d に、それぞれプローブに平行な筋肉、プローブに平行な骨、プローブに対して 18° 傾いた筋肉、プローブに対して 7° 傾いた骨に対する結果を示す。

送信波は筋肉の表面で散乱されるので、Fig. 4 a と Fig. 4 c では同様の受信波が観測された。Fig. 4 b と Fig. 4 d では、点散乱体に対する理想的な遅延時間分布に沿っていない高い振幅の受信波が、外側の受信素子で見られた。Fig. 4 d では、波面の傾きが見られた。筋肉と骨からの散乱波と反射波は、それぞれ Fig. 3 のワイヤとアクリル板のそれらからと同様であった。これらの結果から、筋肉と骨からの散乱・反射特性がそれぞれ確認された。

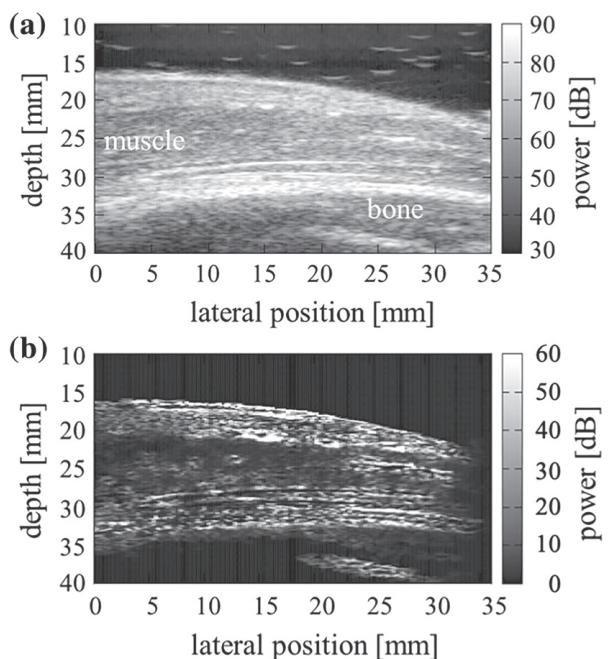


Fig. 5 骨つきトリもも肉の筋肉と骨の両方を含む領域に対する描出。a Bモード像。b 提案法による画像

Fig. 5 に、筋肉と骨の両方を含む領域に対する計測結果を示す。Fig. 5 a に B モード像, Fig. 5 b に提案しているパラメータ $S_{\text{power}}(d, i)$ の結果を示す。Fig. 3 に示す基礎実験の結果に基づき、本研究では W を 50 とした。このため、 $W\Delta d$ は 0.96 mm であった。 $W\Delta d$ はパルス幅よりも広いけれども、提案法による空間分解能は、通常の B モード像と比べて劣らなかった。B モード像における骨の空間分解能は、Fig. 3 B-b と Fig. 3 B-c に示されるように反射信号の広がりにより低下した。筋肉の表面も描出されたけれども、*in vivo* では組織表面の深さは 0 mm なので、問題はない。これらの結果から、骨は強調され、筋組織は抑制されることが示された。

3.3 *In vivo* 実験

Fig. 6 に、被験者 A の胸椎に対する結果を示す。Fig. 6 a-c に、それぞれ B モード像、筋肉からの受信信号、骨からの受信信号を示す。Fig. 6 b,c は、ラテラル位置 9 mm の送信ビームに対する受信ビームである。Fig. 6 b より、筋肉からの受信波は点散乱体からの理想的な遅延時間分布に従い、深さ 17 mm における 40 番目から 50 番目の受信素子で振幅が高かった。一方、Fig. 6 c の骨からの受信波は、深さ 27 mm における 40 番目から 96 番目の受信素子で振幅が高く、特に 20 番目から 30 番目の素子で、点散乱体からの理想的な遅延時間分布からそれた波も見られた。したがって、*in vivo* 実験においても、骨と筋肉からの反射・散乱特性が確認された。

被験者 A の測定データに対して提案法を適用し

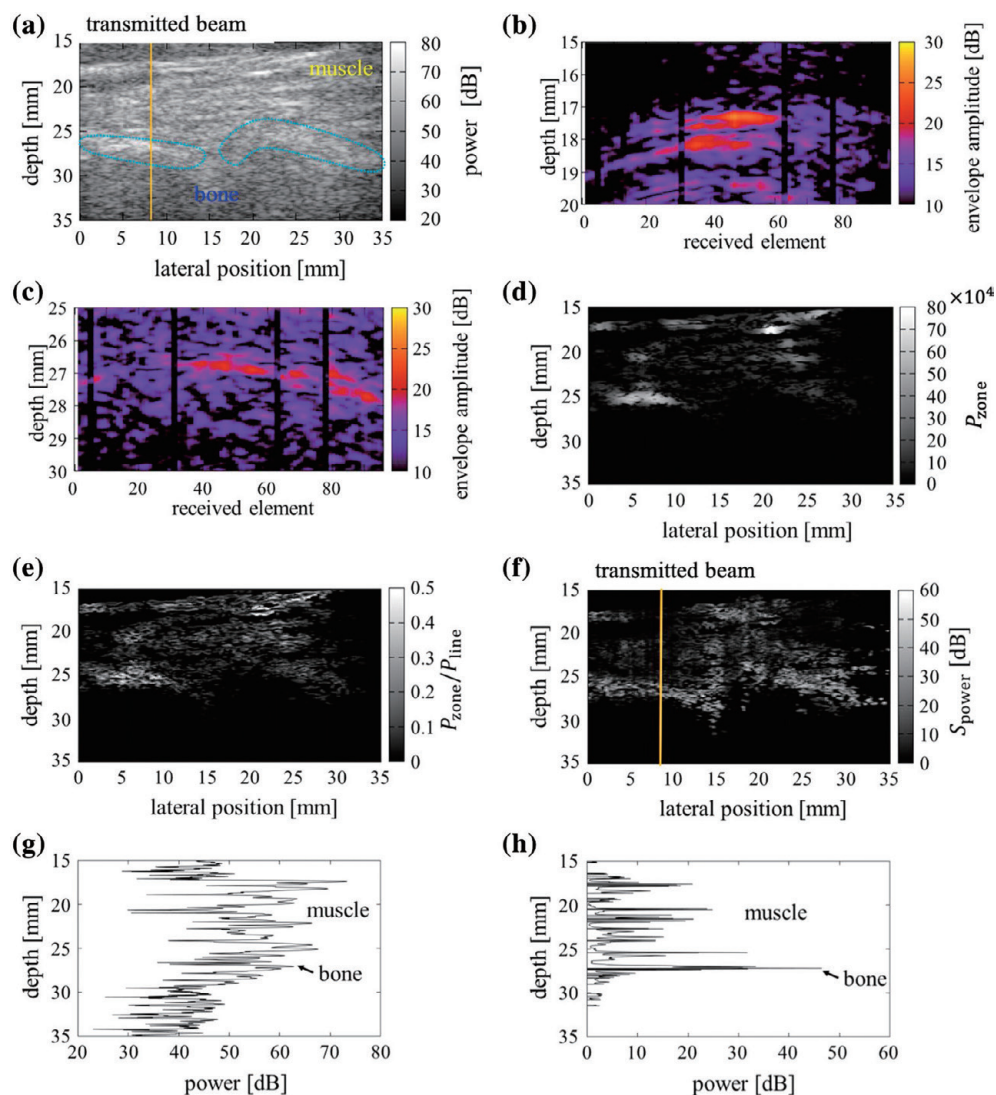


Fig. 6 被験者 A に対する *in vivo* 実験結果. a B モード像. b 筋肉からの受信信号. c 骨からの受信信号. d P_{zone} . e $P_{\text{zone}}/P_{\text{line}}$. f S_{power} . g a と f の黄線に沿った B_{power} . h a と f の黄線に沿った S_{power}

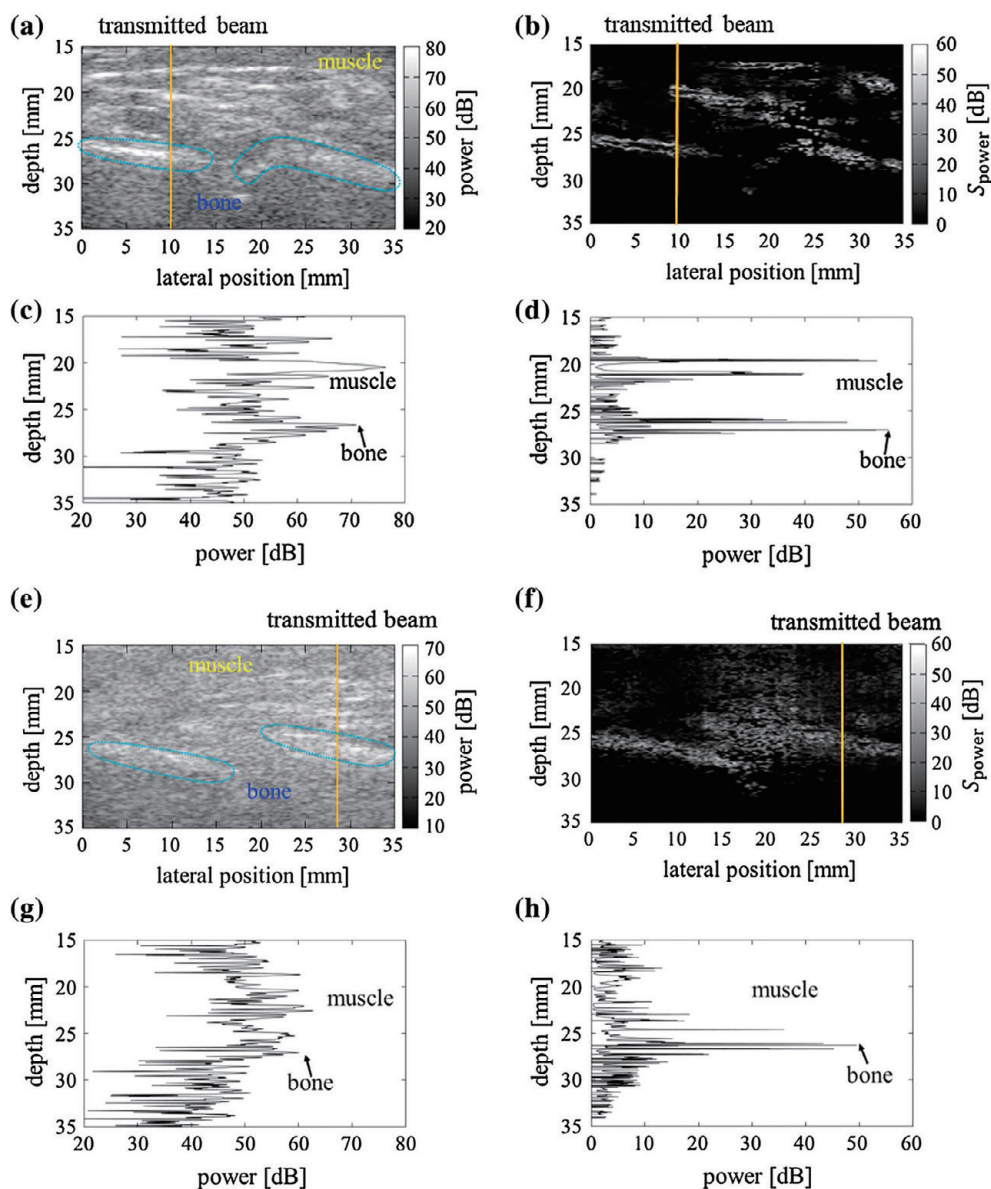


Fig. 7 *in vivo* 実験結果. **a-d** 被験者 B. **e-f** 被験者 C. **a** B モード像. **b** 提案法による画像. **c** **a** と **b** の黄線に沿った B_{power} . **d** **a** と **b** の黄線に沿った S_{power} . **e** B モード像. **f** 提案法による画像. **g** **e** と **f** の黄線に沿った B_{power} . **h** **e** と **f** の黄線に沿った S_{power}

た結果を **Fig. 6** に示す. **Fig. 6 a,d-f** に, それぞれ B_{power} , P_{zone} , $P_{\text{zone}}/P_{\text{line}}$, 提案パラメータ S_{power} ($P_{\text{zone}}/P_{\text{line}} \times B_{\text{power}}$) の結果を示す. P_{zone} による胸椎の描出は, B_{power} を用いた場合よりも良かった. しかし, 筋肉の影響は依然として大きかった. $P_{\text{zone}}/P_{\text{line}}$ を用いた場合には, P_{zone} を用いた場合よりも, 胸椎は強調された. **Fig. 6 g** と **Fig. 6 h** に, **Fig. 6 a** と **Fig. 6 f** に示される黄色の線に沿った, それぞれ B_{power} と S_{power} を示す. 提案法によって筋肉の描出は抑制され, 胸椎の概形がより鮮明に描出された.

被験者 B と C に対する結果を **Fig. 7** に示す. 被験者 B では, 筋組織と胸椎の両方とも強度が高かつ

た. 被験者 C に対しては, 提案法により胸椎が鮮明に描出された. すべての被験者に対して, S_{power} は B_{power} と比べ明らかに骨を強調できた.

提案法によって, 被験者 B では筋組織と骨を区別できなかった理由として, **Fig. 7 a** の B モード像に示すように, 被験者 B の筋膜は他の被験者よりも密であったことが挙げられる. P_{zone} を求める際に, 他の筋肉からの反射波が含まれるため, S_{power} が大きくなったと考えられる.

4. 結 論

本報では, 骨と筋肉からの超音波の反射・散乱特

性の差を利用した胸椎の描出法を開発した。基礎実験と *in vitro* 実験により, 反射・散乱特性を確認した。提案法をヒト胸椎に適用した結果, 骨より浅い部分にある筋肉は抑制され, 骨は明瞭に描出された。提案法は硬膜外麻酔中の実時間観察に有用である。

倫理規定

本研究における生体内実験は, 所属機関の倫理委員会によって承認されている。被験者は本研究に同意した。

利益相反

著者全員は, 本研究内容に関する利益相反を有しない。

文 献

- 1) Miller RD, Cohen NH, Eriksson LI, Fleisher LA, Wiener-Kronish JP, Young WL. Miller's anesthesia. Philadelphia: Elsevier; 2015.
- 2) Konrad C, Schüpfer G, Wietlisbach M, Gerber H. Learning manual skills in anesthesiology: Is there a recommended number of cases for anesthetic procedures? *Anesth Analg*. 1998;86:635-9.
- 3) Le Coq G, Ducot B, Benhamou D. Risk factors of inadequate pain relief during epidural analgesia for labour and delivery. *Can J Anaesth*. 1998;45:719-23.
- 4) Lewis MPN, Thomas P, Wilson LF, Mulholland RC. The 'whoosh' test. A clinical test to confirm correct needle placement in caudal epidural injections. *Anaesthesia*. 1992;47:57-8.
- 5) Finucane B. Complications of regional anesthesia. New York: Springer; 2009. p. 441.
- 6) Yamauchi M. Ultrasound-guided neuraxial block. *Trends Anaesth. Crit. Care*. 2012;2:234-43.
- 7) Grau T, Leipold RW, Delorme S, Martin E, Motsch J. Ultrasound imaging of the thoracic epidural space. *Reg Anesth Pain Med*. 2002;27:200-6.
- 8) Tiouririne M, Dixon AJ, Mauldin FW Jr, Scalzo D, Krishnaraj A. Imaging performance of a handheld ultrasound system with real-time computer-aided detection of lumbar spine anatomy: A feasibility study. *Invest Radiol*. 2017;52:447-55.
- 9) Rafii-Tari H, Lessoway VA, Kamani AA, Abolmaesumi P, Rohling R. Panorama ultrasound for navigation and guidance of epidural anesthesia. *Ultrasound Med Biol*. 2015;41:2220-31.
- 10) Yu S, Tan KK, Sng BL, Li S, Sia ATH. Automatic identification of needle insertion site in epidural anesthesia with a cascading classifier. *Ultrasound Med Biol*. 2014;40:1980-90.
- 11) Kerby B, Rohling R, Nair V, Abolmaesumi P. Automatic identification of lumbar level with ultrasound. *Conf. Proc. IEEE Eng Med Biol Soc*. 2008; 2980.
- 12) Tran D, Rohling RN. Automatic detection of lumbar anatomy in ultrasound images of human subjects. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2010;57:2248-56.
- 13) Quader N, Hodgson A, Abugharbieh R. Confidence weighted local phase features for robust bone surface segmentation in ultrasound. *Proc Clinical image-based procedures. Translational research in medical imaging*. Cham: Springer; 2014. p. 76-83.
- 14) Ozdemir F, Ozkan E, Goksel O. Graphical modeling of ultrasound propagation in tissue for automatic bone segmentation. *Proc Med Image Comput Assist Interv. Cham: Springer*; 2016. p. 256-64.
- 15) Eby SF, Song P, Chen S, Chen Q, Greenleaf JF, An KN. Validation of shear wave elastography in skeletal muscle. *J Biomech*. 2013;46:2381-7.
- 16) Hussain MA, Hodgson AJ, Abugharbieh R. Strain-initialized robust bone surface detection in 3-D ultrasound. *Ultrasound Med Biol*. 2017;43:648-61.
- 17) Hacıhaliloğlu I, Abugharbieh R, Hodgson AJ, Rohling RN. Bone surface localization in ultrasound using image phase-based features. *Ultrasound Med Biol*. 2009;35:1475-87.
- 18) Takahashi K, Taki H, Onishi E, Yamauchi M, Kanai H. Imaging of human vertebral surface using ultrasound RF data received at each element of probe for thoracic anesthesia. *Jpn J Appl Phys*. 2017;56:07JF01.
- 19) Sakamoto T, Taki H, Sato T. An experimental study of ultrasonic imaging with a reduced number of array elements using the envelope method. *Acoust Sci Tech*. 2011;32:143-50.
- 20) Kidera S, Sakamoto T, Sato T. Accurate UWB radar three-dimensional imaging algorithm for a complex boundary without range point connections. *IEEE Trans Geosci Remote Sens*. 2010;48:1993-2004.
- 21) Taki H, Tanimura S, Sakamoto T, Shiina T, Sato T. Accurate ultrasound imaging based on range point migration method for the depiction of fetal surface. *J Med Ultrasonics*. 2015;42:51-8.
- 22) 日本電子機械工業会編. 改訂医用超音波機器ハンドブック. 東京: コロナ社; 1997.