

模擬胸椎ファントムを用いた 超音波による胸椎間隙描出法に関する検討*

○副島湧介, △大西詠子, △山内正憲, 荒川元孝 (東北大学)

1 はじめに

硬膜外麻酔は脊椎の間隙から麻酔針を穿刺する麻酔で、触診による手技では穿刺位置の特定が難しい。そこで、穿刺位置である胸椎間隙特定の補助として医用超音波が用いられることがあるが、一般的な超音波断層像ではその位置を正確に特定するほどの描出能がない。その原因としては、胸椎が傾いていることによって反射波を超音波プローブで受信できない場合があるためと考えられる。

我々は、偏向させた送信ビームを用いることで、間隙描出の鮮鋭化に取り組んでいる[1]。先行研究においては超音波の反射と散乱の違いに着目し、水槽実験によって課題の解決に取り組んできた[2]。しかしながら、水槽中では生体内との条件の違いが複数あり、詳細な超音波送受信条件の検討のためには、より生体条件に近づける必要があった。そこで、グラファイト粉末を混ぜた寒天により胸椎模型を包埋し、模擬胸椎ファントムを作製した。本報告では、そのファントムに対する計測結果、および描出能向上のための受信信号処理方法を検討した。

2 原理

2.1 素子データの理想遅延線

超音波断層像は、超音波プローブの各素子で得られた生の受信信号である素子データにより作成される。図1に、超音波送受信の概念図を示す。ここで、 x_k , x_m , (x_t, z_t) はそれぞれ、送信ビームの中心位置、受信素子位置、および対象物の座標であり、 θ_m は対象物から受信素子への見込み角である。媒質の音速を c とすると、ステアリング角 ψ で送信した集束波が対象物で反射もしくは散乱し、プローブで受信するまでの超音波伝播時間 τ は式(1)で表せる。

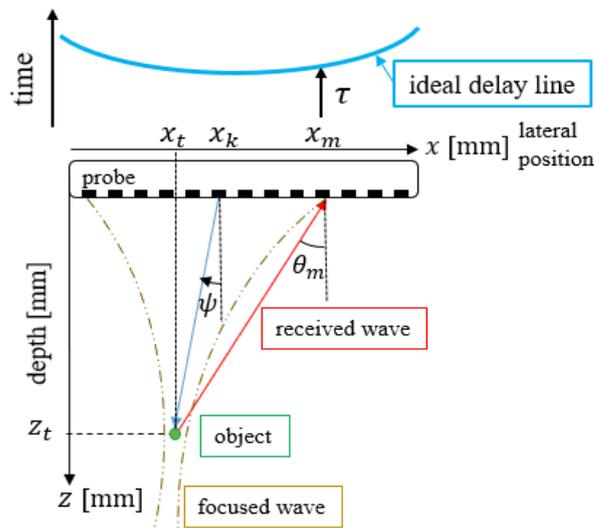


図1：超音波送受信の概念図

$$\tau = \frac{z_t / \cos \psi + \sqrt{z_t^2 + (x_t - x_m)^2}}{c} \quad (1)$$

この τ をすべての受信素子で計算することで、各素子で受信する反射波の理想遅延時間を求めることができ、素子データ上でこれを結んだものが理想遅延線である。超音波断層像はこの理想遅延線上の包絡線振幅値を加算平均することによって構成される。

2.2 プローブの受信指向性

見込み角 θ_m の方向からの超音波を観測する場合に得られた信号の振幅は、圧電素子自体の受信指向性 $\cos \theta_m$ 、および入射に角度がついていることによる素子への入力成分減少分 $\cos \theta_m$ が積の形で影響を受ける。したがって、プローブの受信指向性は、各素子の受信信号に対して $1 / \cos^2 \theta_m$ を乗ずることによって補正することができる。

3 実験

実験系を図2に、実験に用いた模擬胸椎の写真を図3に示す。本模型は右から硬膜外麻酔の穿刺位置である Th 6 から Th 8 の部位に対応しており、樹脂製で、3Dプリンタで作製

* Study of thoracic spine gap imaging by ultrasound using a simulated thoracic spine phantom, by SOEJIMA, Yusuke, ONISHI, Eiko, YAMAUCHI, Masanori, and ARAKAWA, Mototaka (Tohoku Univ.).

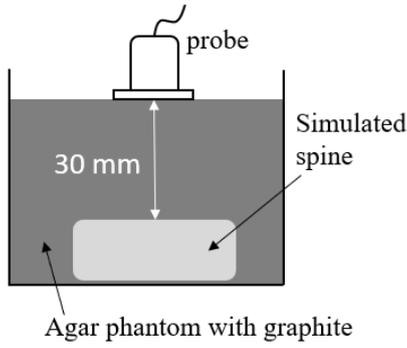


図 2 : 実験模式図

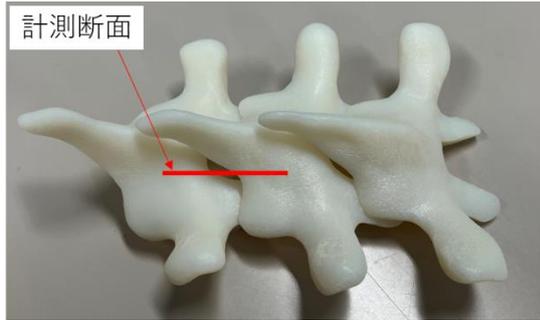


図 3 : 模擬胸椎と計測断面

した. 3D プリンタの積層ピッチは $30\ \mu\text{m}$ であり, 波長 ($150\ \mu\text{m}$) に対して十分に小さくはない. 表面を滑らかにするため, 粒径 $15\ \mu\text{m}$, $3\ \mu\text{m}$, $1\ \mu\text{m}$ の順でコンパウンド剤により研磨してから使用した. その模擬胸椎を 2% のグラファイト粉末を混ぜ合わせた寒天中, 深さ $30\ \text{mm}$ の位置に埋めることでファントムとした.

フロントエンドテクノロジー社製の超音波機器開発用プラットフォーム RSYS-0018 にリニアアレイプローブ(素子間隔 $0.2\ \text{mm}$, 送信周波数 $10\ \text{MHz}$)を接続した. 焦点距離 $30\ \text{mm}$ の集束ビームを用い, 送信開口幅を $19.0\ \text{mm}$ として送信し, 受信素子数は 192 とした. ビームフォーミングのための想定音速を $1540\ \text{m/s}$ とし, ステアリング角 $-35\sim 35^\circ$ (5° 間隔) によって計測した.

4 結果・考察

模擬胸椎単体を水槽中で計測した超音波断層像を図 4(a) に, 作製したファントムを計測した超音波断層像を図 4(b) に示す. 両図とも, ステアリング角は 15° とした. 図 4(b) において, 胸椎の表面が確認できる一方で, 穿刺位置となる間隙部分は骨との境界部が判別しづらいことがわかる.

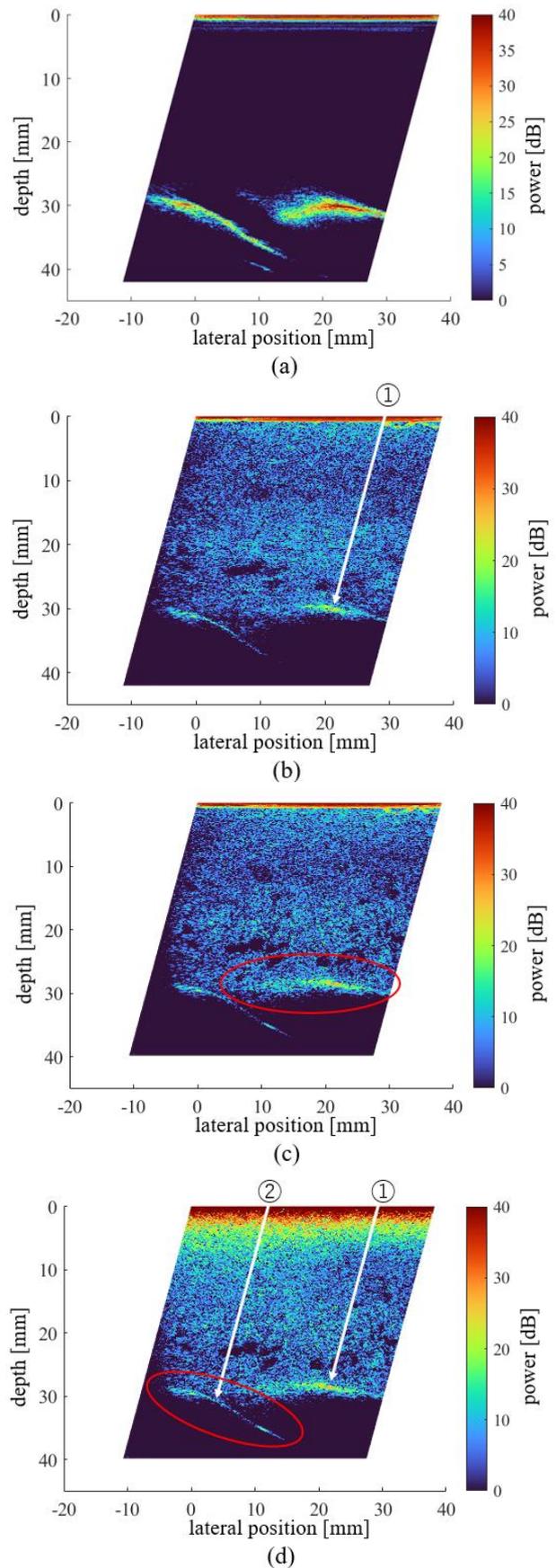
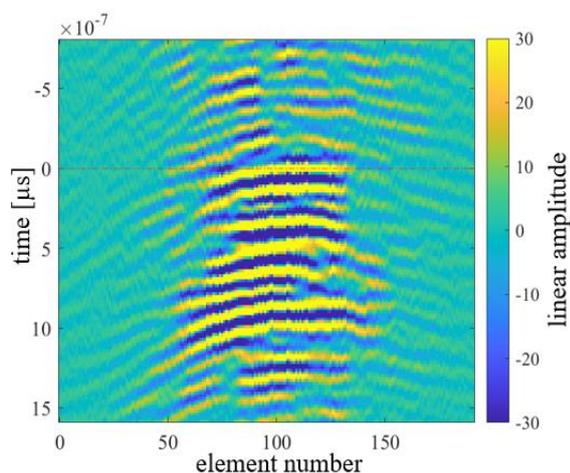
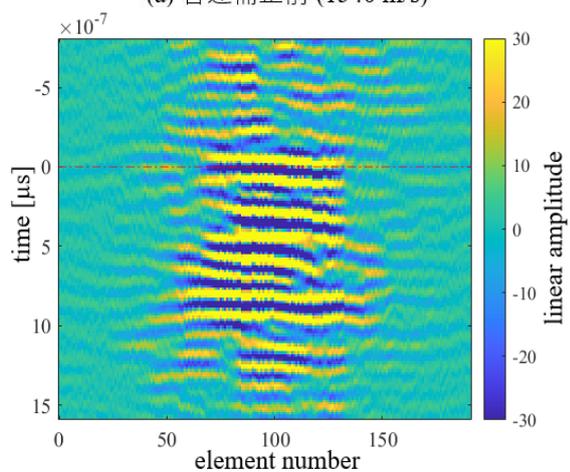


図 4 : (a)水槽中における超音波断層像, (b) 計測した超音波断層像, (c)音速調整後の超音波断層像 (d)音速調整および指向性補正後の超音波断層像



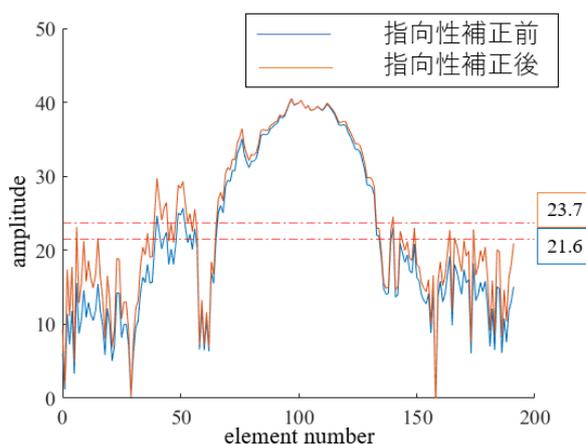
(a) 音速補正前 (1540 m/s)



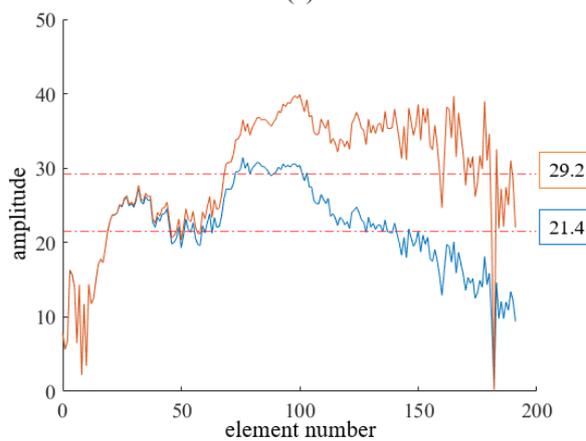
(b) 音速補正後 (1460 m/s)

図 5 : 図 3-(b)①のビームにおける素子間の遅延時間補正後の素子データ

次に、理想遅延線上の素子データの位相が揃うように音速を調整した。音速を 1460 m/s に調整した後の超音波断層像を図 4(c) に示す。図 4(b) と図 4(c) を比較すると、図 4(c) に赤丸で示した右側の骨がより明確に確認できる。また、図 4(b)上の①のビームにおける音速調整前後の素子データの変化を図 5 に示す。これは、理想遅延線上のデータが直線に整列するように表示させたものであり、生体内を想定した 1540 m/s での素子データに比べて、音速を 1460 m/s としたデータは受信信号が直線に整列していることがわかる。これより理想遅延線上のデータの位相が揃い、正負加算することによる輝度値の減少が軽減されたと考えられる。実際に、右側の骨の断層像上のピーク値は 27 dB から 30 dB に上昇した。これより、音速の調整による位相合わせを行うことでより鮮明な画像になったといえる。



(a)



(b)

図 6 : (a) 右側の骨①のビーム, (b)左側の骨②のビーム) に対する理想遅延線上包絡線振幅値の指向性補正結果

さらに、すべての受信信号に対して、 $1/\cos^2 \theta_m$ を乗ずることによって指向性を補正した結果を図 4(d) に示す。この補正では、図 4(d) に赤丸で示した左側の骨が滑らかにつながって表示されていることが確認できる。また、図 6 には、右側の骨にあたる図 4(d) 上①のビーム上 $(x, z) = (20.7 \text{ mm}, 28.5 \text{ mm})$ の点および左側の骨にあたる②のビーム上 $(x, z) = (3.0 \text{ mm}, 30.4 \text{ mm})$ の点における理想遅延線上の包絡線振幅値の指向性補正前後の変化を示す。青色は指向性補正前、橙色は指向性補正後の振幅値である。これより、②のビームでは、包絡線振幅値の平均が 21.4 から 29.2 に上昇しており、指向性の補正による効果が高いことがわかる。これは、反射体がプローブに対して傾いていることによって、見込み角 θ_m が大きい右側の受信素子における振幅補正量が大きくなったためと考えられる。一方で、①のビームにおいては包絡線振

幅値の平均は 21.5 から 23.7 までしか上昇せず、指向性の補正による効果が小さかった。これは、右側の骨は左側の骨に比べてプローブに対する角度が小さく、見込み角 θ_m が小さい中央の受信素子において大きな反射波を受信し、端の受信素子においてはほとんど反射波を受信していないためである。これより、指向性の補正をすることで鮮明になる部分と、そうでない部分があることがわかった。今後は、どのような条件である場合に指向性の補正が効果的かを検討し、画像の鮮鋭化に活用していきたいと考えている。

5 おわりに

本報告では、生体条件により近い模擬胸椎ファントムを作製し、その計測結果から、受信信号の特徴を検討した。また、音速調整および指向性の補正を行い、その効果の確認を通して受信信号処理方法を検討した。今後は胸椎とその間隙の境界部分を特定するため、複数の角度からの送信を利用することを視野に入れ、超音波送信条件および受信信号処理方法を検討する予定である。

参考文献

- [1] 副島 他, 東北地区連合支部大会, 2F06-10-05, (2024).
- [2] T. Hashimoto, *et al.*, Jpn. J. Appl. Phys. **60**, SDDE15 (2021).