

後方散乱係数を指標とした生体組織性状評価の  
実用化に向けた安定性の検証

2022 年 2 月

大栗 拓真

千葉大学大学院 融合理工学府  
基幹工学専攻 医工学コース

(千葉大学審査学位論文)

後方散乱係数を指標とした生体組織性状評価の  
実用化に向けた安定性の検証

2022年2月

大栗 拓真

千葉大学大学院 融合理工学府  
基幹工学専攻 医工学コース

# 目次

<b>1 はじめに</b>	<b>4</b>
1.1 超音波定量診断法と課題 .....	4
1.2 本研究の目的と構成 .....	6
<b>2 後方散乱係数評価法</b>	<b>9</b>
2.1 後方散乱係数 .....	9
2.2 後方散乱係数評価法.....	11
<b>3 凹面単一振動子とリニアアレイプローブによる後方散乱係数評価 精度の比較</b>	<b>14</b>
3.1 評価方法 .....	14
3.1.1 ガラスビームファントム .....	14
3.1.2 データ取得方法 .....	17
3.1.2.1 凹面単一振動子 .....	17
3.1.2.2 リニアアレイプローブ .....	18
3.1.3 後方散乱係数評価法 .....	21
3.2 評価結果 .....	22
3.3 考察 .....	27

<b>4 参照信号と評価信号間の音場特性の違いが後方散乱係数評価結果 に与える影響の検証 - 均質なファントムを対象とした検証</b>	<b>29</b>
4.1 評価方法 .....	29
4.1.1 ガラスビーズファントム .....	29
4.1.2 データ取得方法 .....	29
4.1.3 後方散乱係数評価法 .....	32
4.2 評価結果 .....	32
4.2.1 送信条件I.....	32
4.2.2 送信条件II .....	41
4.3 考察.....	47
<b>5 参照信号と評価信号間の音場特性の違いが後方散乱係数評価結果 に与える影響の検証 - 生体組織を対象とした検証</b>	<b>54</b>
5.1 評価方法 .....	54
5.1.1 評価対象とデータ取得方法 .....	54
5.1.2 後方散乱係数評価法 .....	55
5.2 評価結果 .....	56
5.2.1 送信条件I.....	56
5.2.2 送信条件II .....	69
5.3 考察.....	82

<b>6 まとめと今後</b>	<b>88</b>
6.1 まとめ .....	88
6.2 今後 .....	90
<b>参考文献</b>	<b>92</b>
<b>謝辞</b>	<b>103</b>



価を試みた例も報告されている。例として、摘出したブタ肝臓から取得された超音波エコー信号から後方散乱係数の評価を試みた例<sup>[42]</sup>や、in-vivo で取得した超音波エコー信号を用いて脂肪肝の進行度の評価を試みた例<sup>[43]-[45]</sup>、送受信周波数を変えて取得した超音波エコー信号における減衰係数と後方散乱係数の評価結果を加算平均することにより評価精度の向上を試みた例<sup>[46]</sup>、送信角度を変えて平面波送受信することで高フレームレートに取得された超音波エコー信号における後方散乱係数評価結果を空間コンパウンドすることで、フレームレートを損なわずに評価精度の向上を試みた例<sup>[47]</sup>などが報告されている。

超音波エコー信号には、減衰量や後方散乱強度などの観察対象の物理的な特性の他に、装置や振動子、ビームフォーミング手法やゲイン特性などの送受信器や送受信条件に依存する特性(音場特性)も含まれている。そのため、超音波エコー信号から減衰係数や後方散乱係数を評価する際には音場特性を補正する必要がある。これまでに、反射係数が既知な平板や、減衰係数や後方散乱係数が既知な均質なファントムから取得された音場特性補正用の RF エコー信号(参照信号)から、参照信号取得時の送受信条件における音場特性を予め評価しておき、参照信号取得時と同じ送受信条件で評価対象から得られた RF エコー信号(評価信号)の音場特性の補正に用いる音場特性補正手法が提唱されている。これらの音場特性補正手法では、参照信号と評価信号は同じ音場特性を有していることが想定されている。しかし、参照信号取得用の均質なファントムや様々な生体組織間における散乱体の音響インピーダンスや大きさ、密度などは異なるため、参照信号と評価信号間の音場特性に違いが生じている可能性が考えられる。また、参照信号と評価信号間の音場特性に違いが生じている場合、評価信号の音場特性は完全に補正しきれず、減衰係数や後方散乱係数の評価結果に影響を与える可能性も考えられる。これまでに、参照信号取得用のファントム(リファレンスファントム)と評価対象間の音速の違いが減衰係数評価結果に与える影響について検証した例<sup>[48]</sup>や、様々な送受信器や代表的なビームフォーミング手法と音場特性の違いの関係や、それらの音場特性の違いが減衰係数や後方散乱係数の評価結果に与える影響について検証した例<sup>[49]-[54]</sup>などが報告されている。しかし、超音波診断装置を用いた生体組織の観察は観察対象に合わせた様々な送受

信条件下で行われているため、より様々な条件下における検討が必要であると考えられる。現在の超音波診断装置に実装されている画像化手法は、送信時に遅延処理を行うことで送信フォーカスを設定し、各受信サンプル点において位相補正のための遅延処理を行った後に、各素子における受信信号を加算するビームフォーミング手法(Delay-And-Sum; DAS)<sup>[55]</sup>が主流である。また、より高分解能かつ高フレームレートもしくは高深部感度である画像化を目的として、送信時にフォーカスを設定しない平面波(plane wave)やオフフォーカスの領域を活用してより広範囲に送信波を伝播させる送信設定(divergent wave)などを用い、受信後に送受信の両方を考慮した位相補正を行うビームフォーミングやイメージフォーミング手法の検討が進められており<sup>[55]-[61]</sup>、最新の超音波診断装置にも搭載され始めている。加えて、皮下組織などの複雑な音速分布を持つ生体組織によって生じる各素子における受信信号の位相収差や、骨などの観察対象である生体組織と音響インピーダンスが大きく異なる生体組織などによって生じるアーチファクトなどによって理想的な送受信音場が形成されない場合も多い<sup>[62]-[65]</sup>。そのため、様々な送受信条件下における音場特性の違いや、参照信号と評価信号間の音場特性の違いが生じた場合の減衰係数評価結果や後方散乱係数評価結果への影響を確認する必要がある。

## 1.2 本研究の目的と構成

本研究の最終的な目的は、後方散乱係数評価手法を臨床アプリケーションとして超音波診断装置に実装することである。音場特性が比較的単純な凹面単一振動子を用いて後方散乱係数を評価した報告例と比較して、音場特性がより複雑な超音波診断装置を用いた報告例は少ないため、はじめに、超音波診断装置とリニアアレイプローブを用いた場合の後方散乱係数評価精度を確認した。減衰係数と後方散乱係数の異なる6種類の均質なファントムを対象として、超音波診断装置と周波数の異なる2種類のリニアアレイプローブを用いた場合の後方散乱係数評価結果を、凹面単一振動子を用いた場合の後方散乱係数評価結果や各ファントムの後方散乱係数の理論値と比較した。次に、送受信条件や評価対象の違いによる音場特性の違いや、参照信号と評価信号間の音場特性の違い

が、均質なファントムや生体組織を対象とした場合の後方散乱係数評価結果に与える影響について検討した。減衰係数と後方散乱係数の異なる3種類の均質なファントムと健康ボランティアの肝実質、乳腺、甲状腺実質を対象として、複数の送信条件下において超音波診断装置と周波数の異なる2種類のリニアアレイプローブを用いて後方散乱係数評価結果を評価した。また、参照信号と評価信号間に異なる送信条件下で得られたRFエコー信号を用いることで、参照信号と評価信号間の音場特性が異なる場合を再現し、参照信号と評価信号間に同じ送信条件下で得られたRFエコー信号を用いた場合と異なる送信条件下で得られたRFエコー信号を用いた場合の後方散乱係数評価結果を比較した。

2章では、後方散乱係数の理論と音場特性補正方法、後方散乱係数評価法について説明する。

3章では、超音波診断装置とリニアアレイプローブを用いた場合の後方散乱係数評価精度を確認した。凹面単一振動子と比較して、超音波診断装置とリニアアレイプローブを用いて後方散乱係数を評価した報告例は少ないため、凹面単一振動子で一般に用いられている後方散乱係数評価法を超音波診断装置とリニアアレイプローブに適用した場合の後方散乱係数評価精度を確認する必要がある。減衰係数と後方散乱係数の異なる6種類の均質なファントムを対象として、周波数の異なる2種類の凹面単一振動子とリニアアレイプローブによる各深度における後方散乱係数評価結果を各ファントムの後方散乱係数の理論値と比較した。

4章では、均質なファントムを評価対象として、参照信号と評価信号の音場特性の違いが後方散乱係数評価精度に与える影響について検証した。減衰係数と後方散乱係数の異なる2種類の均質なファントムを対象として、超音波診断装置と周波数の異なる2種類のリニアアレイプローブを用いて異なる音場特性下において後方散乱係数を評価した。異なる音場特性は、異なる送信条件(異なる送信開口と送信フォーカス深度の組み合わせ)を用いて再現した。また、参照信号と評価信号に異なる送信条件下で得られたRFエコー信号を用いた場合でも後方散乱係数を評価し、参照信号と評価信号に同じ送信条件下で得られたRFエコー信号を用いた場合の後方散乱係数評価結果や各ファントムの後

方散乱係数の理論値と比較した。

5章では、生体組織を評価対象として、参照信号と評価信号の音場特性の違いが後方散乱係数評価精度に与える影響について検証した。健常ボランティアの肝臓、乳腺、甲状腺を対象として、超音波診断装置と周波数の異なる2種類のリニアアレイプローブを用いて異なる音場特性下において後方散乱係数を評価した。また、均質なファントムを対象として、各生体組織と同じ範囲における後方散乱係数を評価した。均質なファントムを用いた検証と同様に、参照信号と評価信号に異なる送信条件で得られたRFエコー信号を用いた場合でも後方散乱係数を評価し、参照信号と評価信号に同じ送信条件で得られたRFエコー信号を用いた場合の後方散乱係数評価結果を評価対象間で比較した。

6章では、各章における検討内容と結果のまとめと今後の展望について記述する。

## 2 後方散乱係数評価法

### 2.1 後方散乱係数

送受信器によって送信された超音波は減衰や散乱をしながら観察対象内を伝播し、後方に(送受信器側に)反射や散乱した超音波(後方散乱波)を超音波エコー信号として受信することで画像化や様々な解析に用いられている。後方散乱係数は単位体積あたり、単位立体角あたりの後方散乱強度であり、超音波の波長よりも十分に小さい散乱体によって構成された散乱体群からの(レイリー散乱における)後方散乱係数 $\sigma_0$  [ $\text{m}^{-1}\text{sr}^{-1}$ ]は式(2.1)によって表される<sup>[66]</sup>。

$$\begin{aligned}\delta_0 &= \frac{k^4 n V_s^2 \gamma_z^2}{4\pi^2} \\ &= \frac{1}{3} \phi a^3 k^4 \gamma_z^2\end{aligned}\tag{2.1}$$

ここで、 $k$ は波数、 $n$ は散乱体の数密度、 $V_s$ は散乱体の体積、 $\gamma_z$ は散乱体と周囲の媒質間の音響インピーダンスの比、 $\phi$ は体積分率、 $a$ は散乱体の半径である。図 2.1 に散乱体の半径が 20, 40  $\mu\text{m}$ 、体積分率が 0.5, 5.0%、音響インピーダンス比が 0.05, 0.5 の場合での後方散乱係数の例を示す。

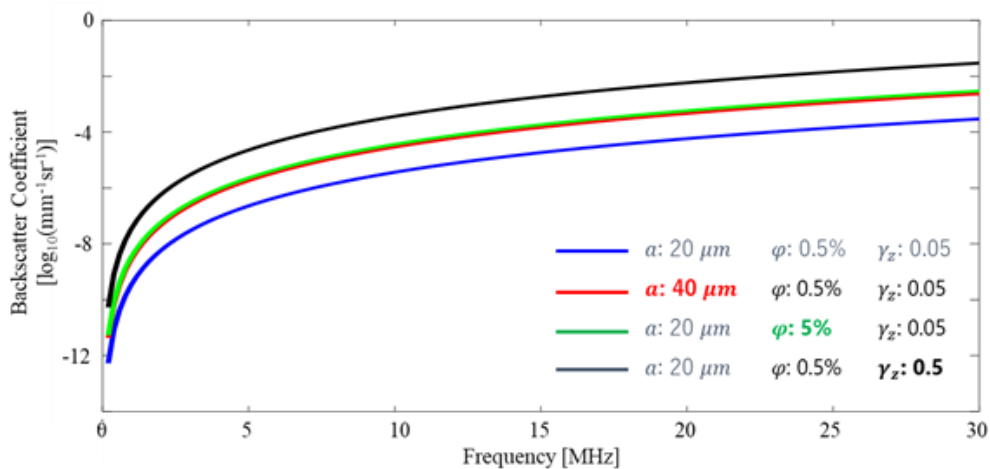


図 2.1 レイリー散乱条件下における後方散乱係数例

レイリー散乱ではない場合の後方散乱係数は、レイリー散乱における後方散乱係数に散乱体の音響インピーダンスの分布に基づく周波数特性の理論モデル(form factor)を加えることで表すことができる。これまでに、散乱体内の音響インピーダンスが一定である理論モデル(式(2.2))や、散乱体の中心からガウス分布状に音響インピーダンスが変化する理論モデル(式(2.3))などを用いた場合の後方散乱係数( $\delta_b$ )が提唱されている<sup>[67]</sup>。

$$\delta_b = \delta_0 \left\{ \frac{3}{2ka} j_1(2ka) \right\}^2 \quad (2.2)$$

$$\delta_b = \delta_0 e^{-0.827(ka)^2} \quad (2.3)$$

ここで、 $j_1$ は1次のベッセル関数である。また、form factorに加えて、散乱体群内における散乱体の数密度に起因する周波数特性の理論モデル(structure factor)を更に加えることで、より高精度な後方散乱係数のモデル化が試みられている。これまでに、高密度に散乱体が分布する理論モデル(式(2.4))<sup>[68]</sup>などを用いた場合の後方散乱係数が提唱されている。

$$\delta_b = \delta_0 F(k, a) \frac{1}{1 - nC(k, a, n)},$$

$$C(k, a, n) = -32\pi a^3 \int_0^1 (\Delta r)^2 \frac{\sin(4ka\Delta r)}{4ka\Delta r} \left[ \left\{ \frac{1+2\varphi}{(1-\varphi)^2} \right\}^2 + - \left\{ \frac{6\varphi \left(1 + \frac{\varphi}{2}\right)}{(1-\varphi)^2} \right\}^2 \Delta r \right. \quad (2.4)$$

$$\left. + \frac{\varphi}{2} \left\{ \frac{1+2\varphi}{(1-\varphi)^2} \right\}^2 (\Delta r)^3 \right]^2 d\Delta r$$

ここで、 $F(k, a)$ は form factor である。図 2.2 にレイリー散乱条件下(図 2.1)と同条件における form factor と structure factor を考慮した場合の後方散乱係数の例を示す。

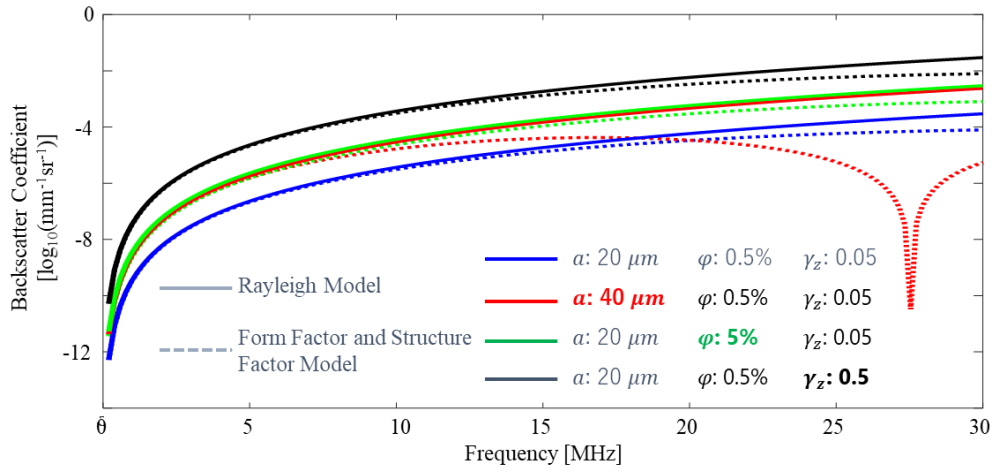


図 2.2 Form factor と structure factor を考慮した場合の後方散乱係数の例

## 2.2 後方散乱係数評価法

超音波エコー信号には、減衰量や後方散乱強度などの観察対象の物理的な特性の他に、装置や振動子、ビームフォーミング手法やゲイン特性などの送受信器や送受信条件に依存する音場特性も含まれており、超音波エコー信号のパワースペクトル $S(x, f)$ は式(2.5)によって表される<sup>[69]-[70]</sup>。

$$S(x, f) = S_0(x, f)D(x, f)G(x, f)e^{-4\alpha_0 f x} \delta_b(f) \quad (2.5)$$

ここで、 $S_0(x, f)$ は送信波のパワースペクトル、 $D(x, f)$ は装置や振動子、ビームフォーミングなどの特性、 $G(x, f)$ はゲイン特性、 $\alpha_0$ は減衰係数、 $x$ は距離、 $f$ は周波数である。超音波エコー信号から後方散乱係数を評価するためには、音場特性を補正することで得られる正規化パワースペクトルを算出して評価する必要がある。これまでに、参照信号取得時と同じ送受信条件で得られた評価信号が参照信号と同じ音場特性を有していると仮定し、参照信号として反射係数が既知な平板から得られた超音波エコー信号を用いるリフレクター法<sup>[71]</sup>や、減衰係数および後方散乱係数が既知な均質なファントムから得られた超音波エコー信号を用いるリファレンスファントム法<sup>[72]</sup>などの音場特性補正法が提唱されている。

リフレクター法の模式図を図 2.1 に示す。リフレクター法を用いた場合には、参照信号取得用の平板からの反射強度と評価対象の減衰量、関心領域における送受信ビームの

体積を正規化パワースペクトルから更に補正することで、評価対象の後方散乱係数を評価することができる。凹面単一振動子とリニアアレイプローブを用いた場合を用いた場合のリフレクター法による後方散乱係数評価式の代表例を式(2.6) [71]と式(2.7) [73]に示す。

$$\delta_b = 0.3625 \frac{R^2 \gamma^2}{A_0 L} \frac{S(x, f)}{S_{ref}(x, f)} A(x, f) \quad (2.6)$$

$$\delta_b = \frac{6(R + \frac{L}{2})^2 d^2 \gamma^2}{L \omega^2 D h} \frac{S(x, f)}{S_{ref}(x, f)} A(x, f) \quad (2.7)$$

ここで、 $S_{ref}(x, f)$ は参照信号のパワースペクトル、 $R$ は振動子から関心領域までの距離、 $L$ は関心領域の距離方向の長さ、 $A_0$ は凹面単一振動子の開口面積、 $d$ 、 $\omega$ 、 $h$ 、および $D$ はリニアアレイプローブの素子のピッチ、幅、高さ、実行開口幅距離、 $\gamma$ は参照信号取得用の平板の反射係数、 $A(x, f)$ は評価対象の減衰量の補正関数である。代表例以外にも、主に振動子の形状や送受信ビーム形状のモデル化の違いによる関心領域における送受信ビームの体積の補正方法の違いによって、これまでに複数の後方散乱係数評価法が提唱されている [74]-[79]。

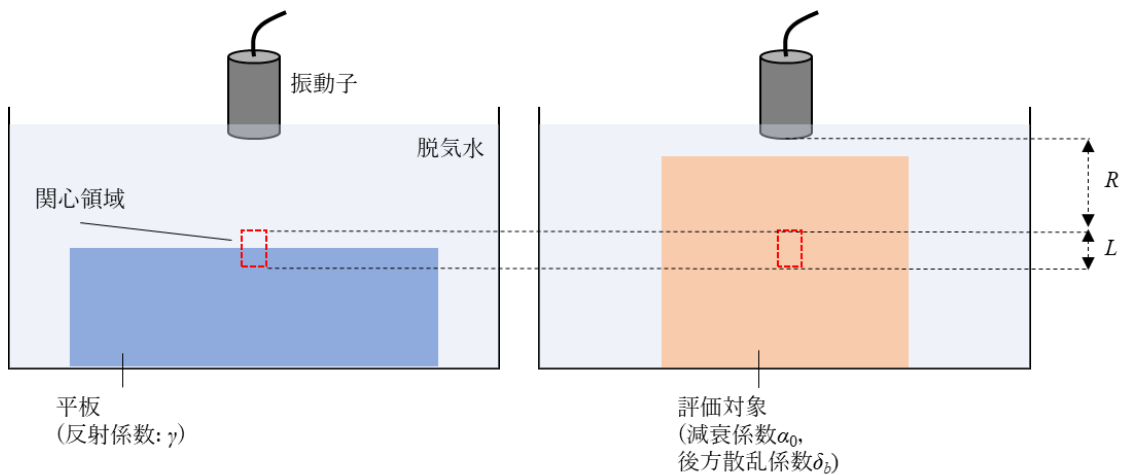


図 2.3 リフレクター法の模式図

リファレンスファントム法の模式図を図 2.2 に示す。リファレンスファントム法を用いた場合には、リファレンスファントムの減衰量と後方散乱強度、評価対象の減衰量を正規化パワースペクトルから更に補正することで、評価対象の後方散乱係数を評価することができる。リファレンスファントム法による後方散乱係数評価式の例(2.8) [71]に示す。

$$\delta_b = \frac{S(x, f)}{S_{ref}(x, f)} \frac{A(x, f)}{A_{ref}(x, f)} \delta_{b_{ref}} \quad (2.8)$$

ここで、 $A_{ref}(x, f)$ はリファレンスファントムの減衰量の補正関数、 $\delta_{b_{ref}}$ はリファレンスファントムの後方散乱係数である。また、評価対象やリファレンスファントムの減衰量の補正関数においても、関心領域内の減衰量やパワースペクトル算出時の窓関数の考慮の有無などの違いによって、これまでに複数の手法が提唱されている [80]- [82]。例として、振動子から関心領域までの減衰量と関心領域内の減衰量を考慮し、パワースペクトル算出時の窓関数にハミング窓を使用した際の減衰量補正関数の例を式(2.9) [81]に示す。

$$A(x, f) = \frac{e^{4\alpha_0 f R} - 2\alpha_0 f L}{L} \left\{ \frac{2\alpha_0 f L}{1 - e^{-2\alpha_0 f L}} \right\}^2 \quad (2.9)$$

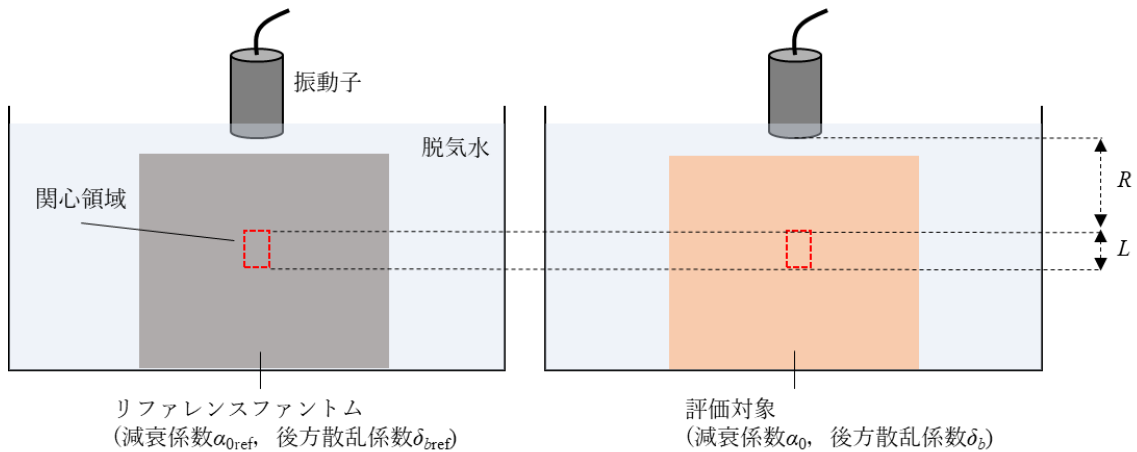


図 2.4 リファレンスファントム法の模式図

### 3 凹面単一振動子とリニアアレイプローブによる後方散乱評価精度の比較

#### 3.1 評価方法

##### 3.1.1 ガラスビーズファントム

減衰係数と後方散乱係数の異なる6種類の均質なファントムを作成した。散乱体となるガラスビーズ(架橋アクリル単分散粒子)の粒径と体積分立の組み合わせを変えて混入させることで、減衰係数と後方散乱係数の異なるファントムを作成した。ガラスビーズの粒径を  $10\ \mu\text{m}$  (MX-1000, 総研),  $20\ \mu\text{m}$  (MX-2000, 総研)もしくは  $30\ \mu\text{m}$  (MX-3000, 総研), 体積分立を  $0.5\ \%$  もしくは  $5.0\ \%$  とし, 粒径と体積分立の各組合せ(6種類の組み合わせ)でファントムを作成した。脱気水に体積分率  $2.0\ \%$  となる粉末寒天(A1296, Sigma-Aldrich)とガラスビーズ, 分散材(TERGUTOL Type NP-10, Sigma-Aldrich)を混ぜ, 加熱後に攪拌した溶液をスライス方向(X)×方位方向(Y)×深度方向(Z)が  $10\ \text{mm} \times 90\ \text{mm} \times 40\ \text{mm}$  のポリ乳酸製の四方形の容器に入れて冷やし固めることでファントムを作成した。作成した各ファントムを図 3.1 に示す。

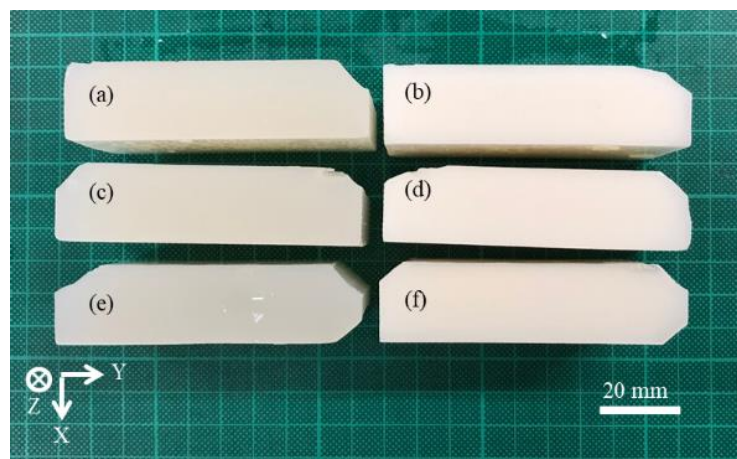


図 3.1 減衰係数と後方散乱係数の異なる6種類のファントム。ファントムの散乱体の粒径と体積分立: (a)  $10\ \mu\text{m}$ ,  $0.5\ \%$ , (b)  $10\ \mu\text{m}$ ,  $5.0\ \%$ , (c)  $20\ \mu\text{m}$ ,  $0.5\ \%$ , (d)  $20\ \mu\text{m}$ ,  $5.0\ \%$ , (e)  $30\ \mu\text{m}$ ,  $0.5\ \%$ , (f)  $30\ \mu\text{m}$ ,  $5.0\ \%$ .

各ファントムを 23°Cの脱気水中に固定したアクリル平板上に固定し、中心周波数が 4.5 MHz の平面単一振動(V310, Parametrics)とデータ取得用のスキャナ<sup>[83]</sup>、パルサレーザバ(Model15800PR, Parametrics), オシロスコープ(HDO6104, Lecroy)を用いて、各ファントムを介した際のアクリル平板からの 12 bit の 3 次元 RF エコー信号を取得した。平面単一振動子 V310 を図 3.2 に示す。パルサの入力エネルギーは 12.5  $\mu$ J, レーザバのローパスフィルタとハイパスフィルタのカットオフ周波数はそれぞれ 1 MHz と 35 MHz, サンプリング周波数は 100 MHz に設定した。3 軸リニアモータステージ(MTN100CC, Newport)を用いて、振動子をスライス方向と方位方向に 0.5 mm 間隔で走査させることで、各位置における RF エコー信号を取得した。また、ファントムを介した場合と同様の設定を用いて、ファントムをアクリル平板上に設置しなかった場合の 3 次元 RF エコー信号も取得した。



図 3.2 4.5 MHz 平面単一振動子 V310

リフレクター法により各ファントムの平均的な音速と減衰係数を評価した。ファントム表面からの RF エコー信号、ファントムを介した場合とファントムを設置しなかった場合のアクリル平板からの RF エコー信号の時間差から、式(3.1)<sup>[84]</sup>により各位置における各ファントムの平均的な音速( $SoS_{global}$ )を評価し、各ファントムにおける音速評価結果の平均と標準偏差を算出した。

$$SoS_{global} = c_{ref} \left( \frac{t_{ref} - t_{p1}}{t_{p1} - t_{p2}} \right) \quad (3.1)$$

ここで、 $c_{ref}$  は 23°Cの脱気水の音速、 $t_{ref}$  はファントム表面からのエコー信号の時間、

$t_{p1}$ はファントムを介した場合のアクリル平板からの時間、 $t_{p2}$ はファントムを設置しなかった場合のアクリル平板からの時間である。また、ファントムと介した場合と設置しなかった場合のアクリル平板からのエコー信号のパワースペクトルの差から、各位置における式(3.2)<sup>[84]</sup>により各ファントムの平均的な減衰率( $\alpha_{total}(f)$ )を評価した。

$$\alpha_{total}(f) = \frac{8.686}{2d} \left\{ \frac{S_p(f, d)}{S_{ref}(f, d)} \right\} \quad (3.2)$$

ここで、 $d$ は深さ、 $S_p(f, d)$ はファントムを介した場合のアクリル平板からのエコー信号のパワースペクトル、 $S_{ref}(f, d)$ はファントムを設置しなかった場合のアクリル平板からのエコー信号のパワースペクトルである。平均的な減衰係数( $\alpha_{0 total}$ )は、減衰率評価結果を最小二乗法により式(3.3)<sup>[85]</sup>の1次関数に近似することで得られた近似式の傾きから評価した。

$$\alpha_{total}(f) = \alpha_{0 total} f + (Intercept) \quad (3.3)$$

各位置における減衰係数評価結果から、各ファントムにおける減衰係数の平均と標準偏差を算出した。

各ファントムの平均的な音速と減衰係数の評価結果の平均と標準偏差を表3.1に示す。音速は、体積分立0.5%のファントムと比較して体積分立5.0%のファントムの方がわずかに高かった。減衰係数は、体積分立0.5%のファントムと比較して体積分立5.0%のファントムの方が顕著に高く、特に粒径30  $\mu\text{m}$ 、体積分立5.0%のファントムでは高かった。

表 3.1 各ファントムの音速と減衰係数評価結果

粒径 [ $\mu\text{m}$ ]	体積分立 [%]	音速 [m/s]	減衰係数 [dB/cm/MHz]
10	0.5	1495.8±0.5	0.125±0.005
10	5.0	1508.9±0.5	0.495±0.108
20	0.5	1494.6±0.3	0.075±0.003
20	5.0	1508.7±0.6	0.374±0.023
30	0.5	1494.5±0.3	0.093±0.008
30	5.0	1509.5±0.6	0.651±0.046

## 3.1.2 データ取得方法

### 3.1.2.1 凹面単一振動子

周波数の異なる2種類の凹面単一振動子(V309とV327)と各ファントムの平均的な音速と減衰係数評価時に用いたものと同じデータ取得用スキャナ、パルスレーザ、オシロスコープを用いて、各ファントムの12 bitのRFエコー信号を取得した。各凹面単一振動子V309とV327を図3.3に、各凹面単一振動子の基本情報(周波数、フォーカス深度、F値、フォーカス深度における深度方向と方位方向の分解能(Point Spread Function; PSF)), パルスレーザの設定(入力エネルギー、受信ハイパスフィルタとローパスフィルタのカットオフ周波数、サンプリング周波数)を表3.2に示す。また、各凹面単一振動子の深度方向の音圧分布を図3.4に示す。深度方向の音圧分布は、23°Cの脱気水中にピンターゲットを固定し、各深度におけるピンターゲットからの反射波の振幅を計測することで算出した。各ファントムを23°Cの脱気水中に固定し、凹面単一振動子とファントム表面をできるだけ接近させて各凹面単一振動子のフォーカス深度がファントム表面から約20 mmとなる高さに凹面単一振動子を固定した。各ファントムの平均的な音速と減衰係数評価時に用いたものと同じ3軸リニアモータステージを用いて凹面単一振動子を方位方向に0.1 mm間隔で走査させることで、各位置におけるRFエコー信号を取得した。



図 3.3 凹面単一振動子(a) V309 と(b) V327

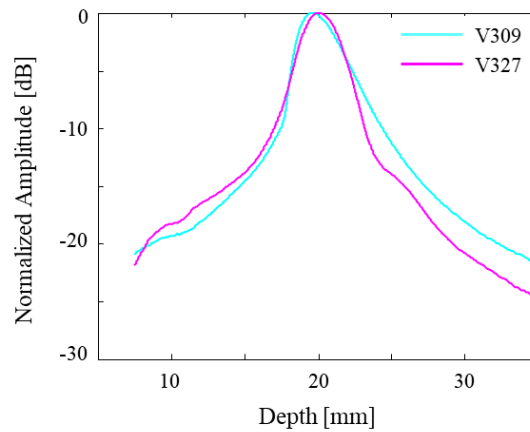


図 3.4 各凹面振動子の深度方向の音圧分布

表 3.2 各凹面振動子の基礎情報とパルサレシーバの設定

凹面単一振動子	V309 (オリンパス)	V327 (オリンパス)
周波数 (-12 dB)	4.6 ± 2.5 MHz	9.5 ± 5.0 MHz
フォーカス深度	18 mm	20 mm
F 値	1.5	2.1
PSF (深度方向)	0.50 mm	0.33 mm
PSF (方位方向)	0.34 mm	0.16 mm
入力エネルギー	25 μJ	
受信ハイパスフィルタ	1 MHz	
受信ローパスフィルタ	35 MHz	
サンプリング周波数	50 MHz	

### 3.1.2.2 リニアアレイプローブ

周波数の異なる 2 種類のリニアアレイプローブ(9L-D と ML6-15-D)と超音波診断装置 (LOGIQ S8, GE Healthcare)を用いて、各ファントムの 16 bit の RF エコー信号を取得した。各プローブの送受信設定には、臨床現場で B-mode 画像観察時に使用されている設定を用いた。超音波診断装置 LOGIQ S8 を図 3.5 に、各リニアアレイプローブ 9L-D と ML6-15-D を図 3.6 に示す。また、各リニアアレイプローブの基本情報(アレイタイプ、周波数、素子数)と RF エコー信号取得時の送受信設定(フォーカス深度、観察深度、送信中心周波数、送信波数、送信波形、送信素子数、音速、受信中心周波数、受信開口、

サンプリング周波数), 送信フォーカス深度における深度方向と方位方向の PSF 算出結果を表 3.3 に, 各深度におけるエレベーション方向の PSF を図 3.7 (a)に, 各リニアアレイプローブの深度方向の音圧分布を図 3.7 (b)に示す. エレベーション方向の PSF は, 23°Cの脱気水中にピンターゲットを固定し, 各ファントムの平均的な音速と減衰係数評価時に用いたものと同じ 3 軸リニアモータステージを用いてプローブをエレベーション方向に 0.5 mm 間で走査させることで得られた各深度におけるピンターゲットからの反射波の振幅から-6 dB の範囲で計測した. 各ファントムを 23°Cの脱気水中に固定し, 各リニアアレイプローブがファントム表面に接地する高さに固定することで RF エコー信号を取得した. なお, 本超音波診断装置で取得される RF エコー信号は, アナログゲインや DAS などの処理後の信号である.

表 3.3 各リニアアレイプローブの基礎情報と RF エコー信号取得時の設定

リニアアレイプローブ	9L-D (GE Healthcare)	ML6-15-D (GE Healthcare)
	1.0 D linear array	1.5 D linear array
周波数 (-12 dB)	6.5 ± 2.0 MHz	10.0 ± 2.5 MHz
素子数	192 素子	336 素子 × 3 列
フォーカス深度		20 mm
観察深度		40 mm
送信中心周波数	6.5 MHz	10.0 MHz
送信波数		1.5 波
送信波形		矩形
送信素子数	30 素子	75 素子
音速		1500 m/s
受信中心周波数	6.5 ± 2.0 MHz	10.0 ± 3.0 MHz
受信開口		192 素子
サンプリング周波数		50 MHz
PSF (深度方向)	0.50 mm	0.40 mm
PSF (方位方向)	0.30 mm	0.20 mm



図 3.5 超音波診断装置 LOGIQ S8

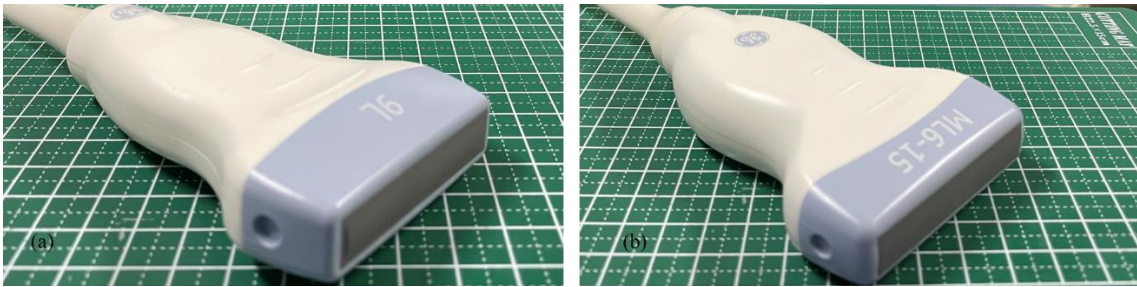


図 3.6 リニアアレイプローブ(a) 9L-D と(b) ML6-15-D

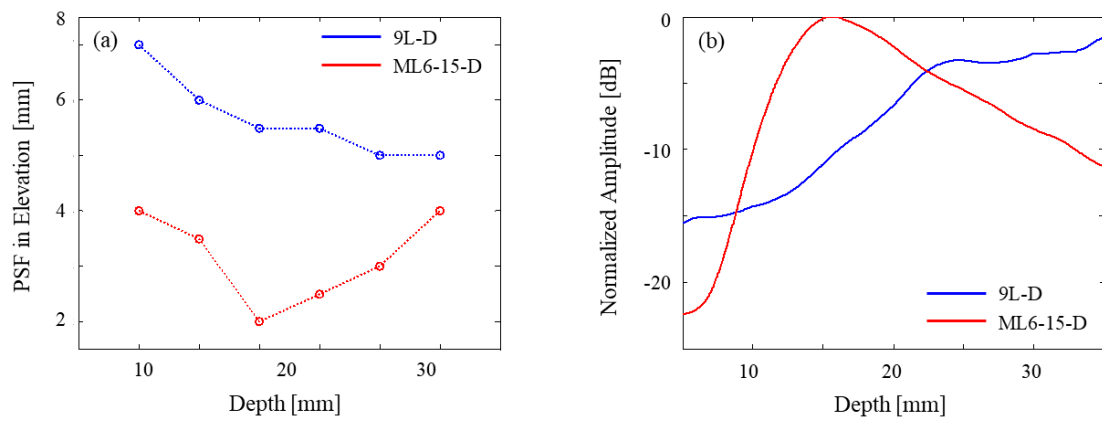


図 3.7 各リニアアレイプローブの(a)エレベーション方向の PSF と(b)深度方向の音圧分布

### 3.1.3 後方散乱係数評価方法

各凹面単一振動子とリニアアレイプローブを用いて取得した RF エコー信号から、リファレンスファントム法により各ファントムの後方散乱係数  $\log_{10} \delta_b(f)$  [dB] を評価した。後方散乱係数評価式を式(3.1)に示す。

$$\log_{10} \delta_b(f) = \log_{10} \left\{ \frac{S(x, f)}{S_{ref}(x, f)} \right\} + \log_{10} \left\{ \frac{A(x, f)}{A_{ref}(x, f)} \right\} + \log_{10} \delta_{b_{ref}} \quad (3.1)$$

リファレンスファントムには粒径 10  $\mu\text{m}$ 、体積分立 0.5 % のファントムを用いた。各ファントムの減衰量は、式(2.9)の減衰量補正関数と各ファントムの平均的な減衰係数評価結果から各ファントムにおける減衰量の理論値を算出することで補正した。リファレンスファントムの後方散乱係数は、Faran model<sup>[86]</sup>を用いて後方散乱係数の理論値を算出することで補正した。

各凹面単一振動子とリニアアレイプローブ間において同じ範囲の後方散乱係数进行评估するために、評価信号の方位方向の中心から各方向に 10 mm (計 20 mm) の各深度を解析領域に設定した。各凹面単一振動子とリニアアレイプローブにおいて、深度方向と方位方向に各方向の PSF の 5 倍の関心領域(Region of Interest; ROI)を設定した。解析領域内を ROI が深度方向と方位方向に 50 % 被るように走査させることで、各位置における後方散乱係数进行评估し、各深度における後方散乱係数評価結果の平均と標準偏差を算出した。

また、各ファントムにおける各凹面単一振動子とリニアアレイプローブによる後方散乱係数評価結果を各ファントムの後方散乱係数の理論値と比較した。式(3.2)を用いて各位置における後方散乱係数評価結果と理論値の偏差(Deviation [dB])进行评估し、各深度における偏差評価結果の平均と標準偏差を算出した。

$$Deviation = \frac{1}{BW} \sum_{f \text{ in } BW} (\log_{10} \delta_b \text{ evaluated} - \log_{10} \delta_b \text{ theory}) \quad (3.2)$$

ここで、 $BW$  は -12 dB の帯域幅である。各ファントムにおける後方散乱係数の理論値は Faran model により算出した。

### 3.2 評価結果

各凹面単一振動子によって取得された各ファントムの B-mode 画像を図 3.8 に示す。各ファントムにおいて、各振動子のフォーカス深度が設定されている深度 20 mm 付近の領域の振幅が大きくなっていることが確認された。また、ファントムの散乱体の粒径と体積分立が大きくなるのに伴い、振幅が大きくなる傾向が確認された。ファントムの散乱体の粒径と体積分立の違いによる振幅の違いの程度は凹面単一振動子間で異なっていた。各凹面単一振動子によって取得された各ファントムにおける深度 20 mm の周波数特性を図 3.9 に示す。なお、周波数特性は中心 50 raster における周波数特性を平均した結果を示している。各ファントムと凹面単一振動子間において、異なる周波数特性の形状、中心周波数、帯域幅が確認された。

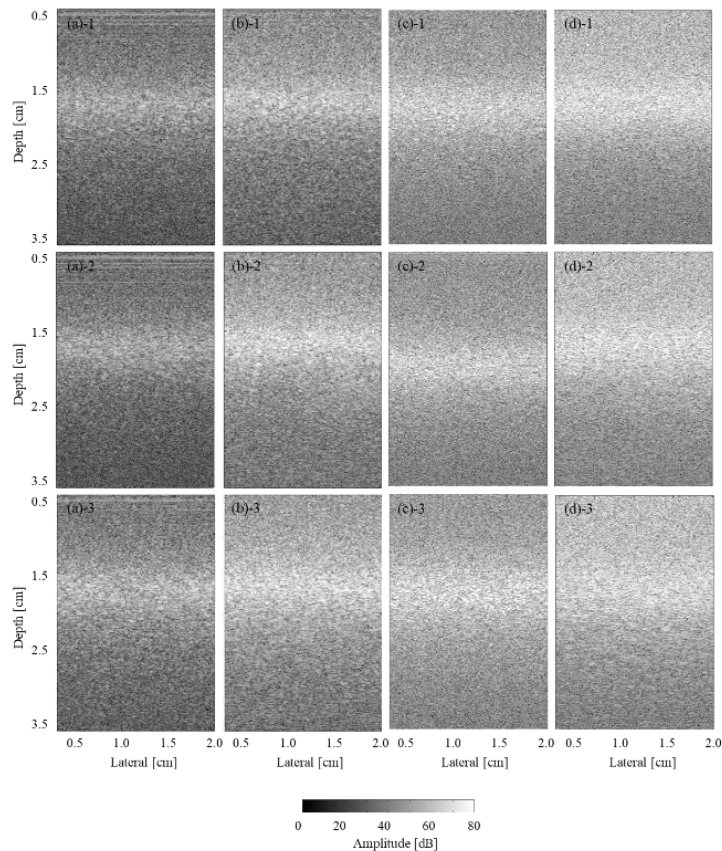


図 3.8 各凹面単一振動子によって取得された各ファントムにおける B-mode 画像。凹面単一振動子: (a)と(b) V309, (c)と(d) V327。散乱体の粒径: (1) 10  $\mu\text{m}$ , (2) 20  $\mu\text{m}$ , (3) 30  $\mu\text{m}$ 。散乱体の体積分立: (a)と(c) 0.5 %, (b)と(d) 5.0%。

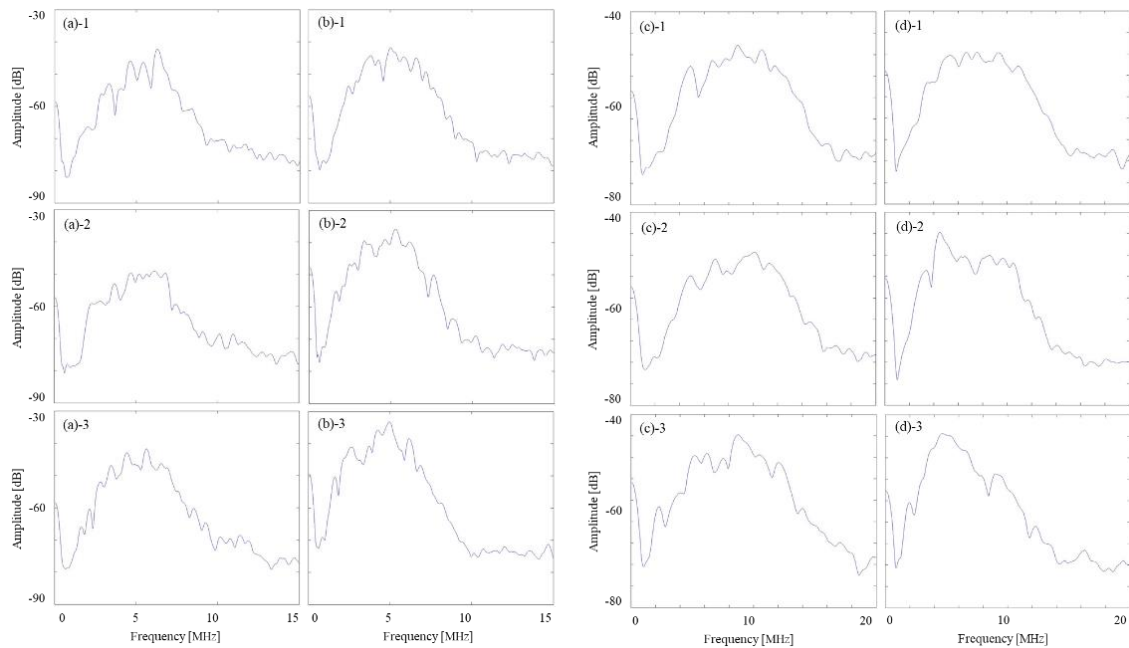


図 3.9 各凹面単一振動子によって取得された各ファントムにおける周波数特性. 凹面単一振動子: (a)と(b) V309, (c)と(d) V327. 散乱体の粒径: (1) 10  $\mu\text{m}$ , (2) 20  $\mu\text{m}$ , (3) 30  $\mu\text{m}$ . 散乱体の体積分立: (a)と(c) 0.5 %, (b)と(d) 5.0%.

各リニアアレイプローブによって取得された各ファントムの B-mode 画像を図 3.10 に示す. 各ファントムとリニアアレイプローブにおいて振幅の送信フォーカス依存性が確認された. 各凹面単一振動子において確認された振幅の送信フォーカス依存性と比較して, 各リニアアレイプローブにおける振幅の送信フォーカス依存性は小さかった. また, 各凹面単一振動子の B-mode 画像で確認された結果と同様に, ファントムの散乱体の粒径と体積分立が大きくなるのに伴い振幅が大きくなる傾向が確認され, ファントムの散乱体の粒径と体積分立の違いによる振幅の違いの程度はリニアアレイプローブ間で異なっていた. 各リニアアレイプローブによって取得された各ファントムにおける深度 20 mm での周波数特性を図 3.11 に示す. なお, 各凹面単一振動子における周波数特性と同様に, 中心 50 raster における周波数特性を平均した結果を示している. 各ファントムとリニアアレイプローブ間において, 異なる周波数特性の形状, 中心周波数, 帯域幅が確認された.

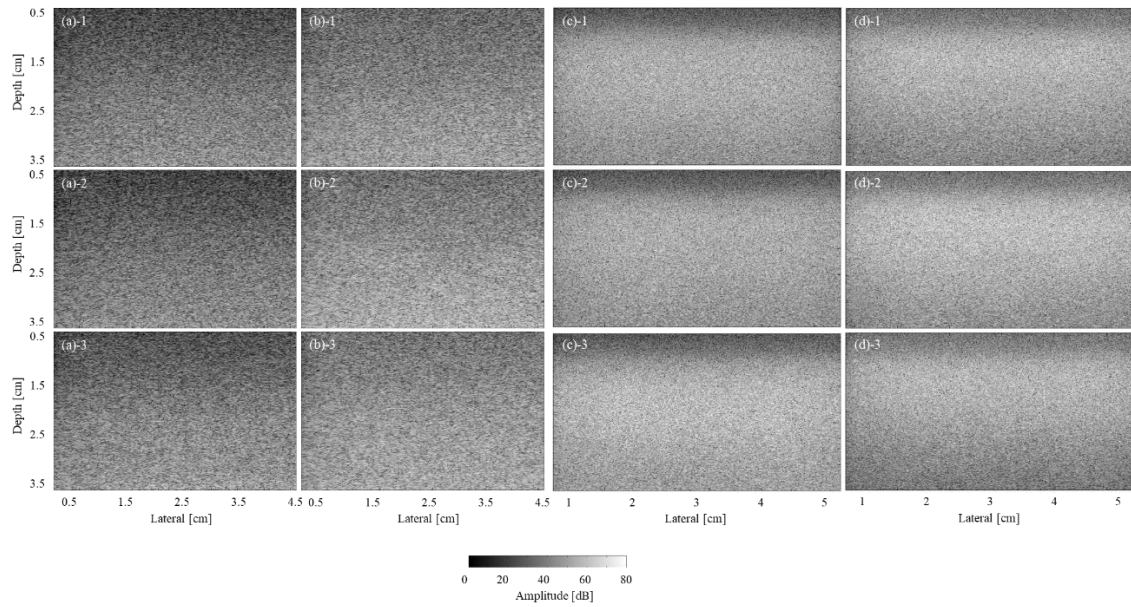


図 3.10 各リニアアレイプローブによって取得された各ファントムにおける B-mode 画像. リニアアレイプローブ: (a)と(b)9L-D, (c)と(d)ML6-15-D. 散乱体の粒径:(1) 10  $\mu\text{m}$ , (2) 20  $\mu\text{m}$ , (3) 30  $\mu\text{m}$ . 散乱体の体積分立: (a)と(c) 0.5 %, (b)と(d) 5.0%.

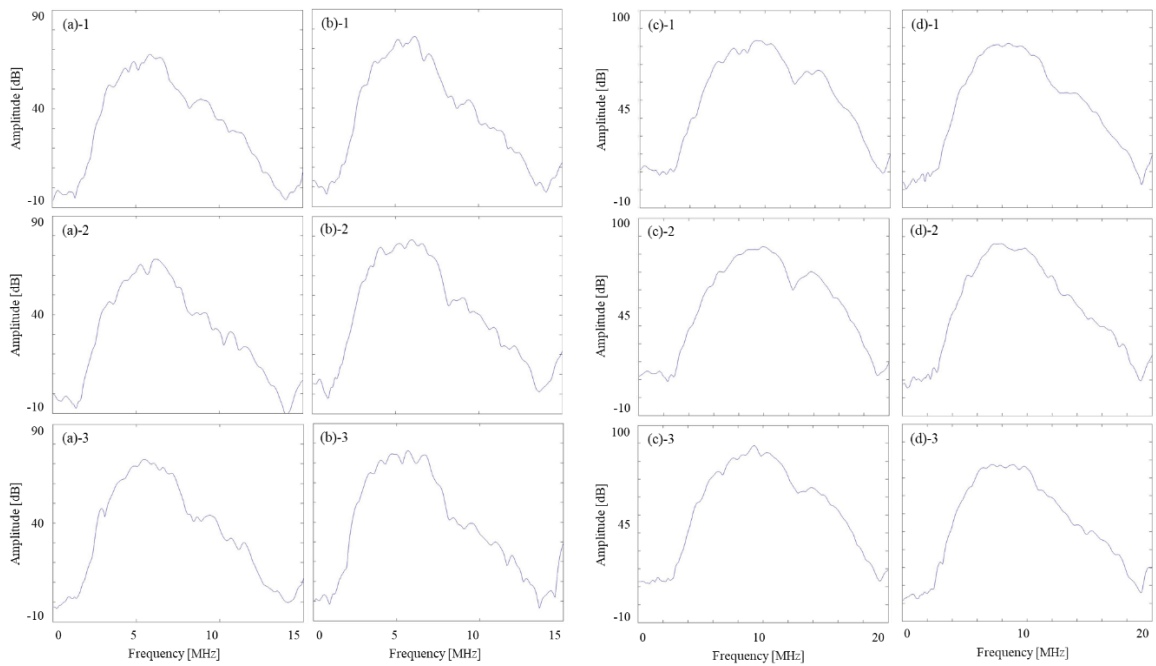


図 3.11 各リニアアレイプローブによって取得された各ファントムにおける周波数特性. リニアアレイプローブ: (a)と(b)9L-D, (c)と(d)ML6-15-D. 散乱体の粒径: (1) 10  $\mu\text{m}$ , (2) 20  $\mu\text{m}$ , (3) 30  $\mu\text{m}$ . 散乱体の体積分立: (a)と(c) 0.5 %, (b)と(d) 5.0%.

各ファントムにおける各凹面単一振動子とリニアアレイプローブの深度 20 mm における後方散乱係数評価結果の平均と標準偏差を図 3.12 に示す。各凹面単一振動子とリニアアレイプローブにおいて、ファントム間の後方散乱係数評価結果が異なっていることが確認された。各凹面単一振動子とリニアアレイプローブにおいて、後方散乱係数評価結果の平均は、粒径 10  $\mu\text{m}$ 、体積分立 0.5% のファントム(図 3.12 (a)-1)で最も小さく、粒径 30  $\mu\text{m}$ 、体積分立 5.0% のファントム(図 3.12 (b)-3)で最も大きかった。各ファントムにおいて、各凹面単一振動子とリニアアレイプローブ間の後方散乱係数評価結果の値、傾き、標準偏差が異なっていることが確認された。各凹面単一振動子とリニアアレイプローブにおいて、後方散乱係数評価結果と理論値間の差は、粒径 10  $\mu\text{m}$ 、体積分立 0.5% のファントムで最も小さかった。高周波の凹面単一振動子(V327)とリニアアレイプローブ(ML6-15-D)における粒径 30  $\mu\text{m}$ 、体積分立 5.0% のファントムでの後方散乱係数評価結果では、高周波数帯域で後方散乱係数評価結果と理論値間の差が比較的大きかった。また、各凹面単一振動子とリニアアレイプローブにおいて、後方散乱係数評価結果の標準偏差は、粒径 10  $\mu\text{m}$ 、体積分立 0.5% のファントムで最も小さく、粒径 30  $\mu\text{m}$ 、体積分立 0.5% と 5.0% のファントムでは最も大きかった。

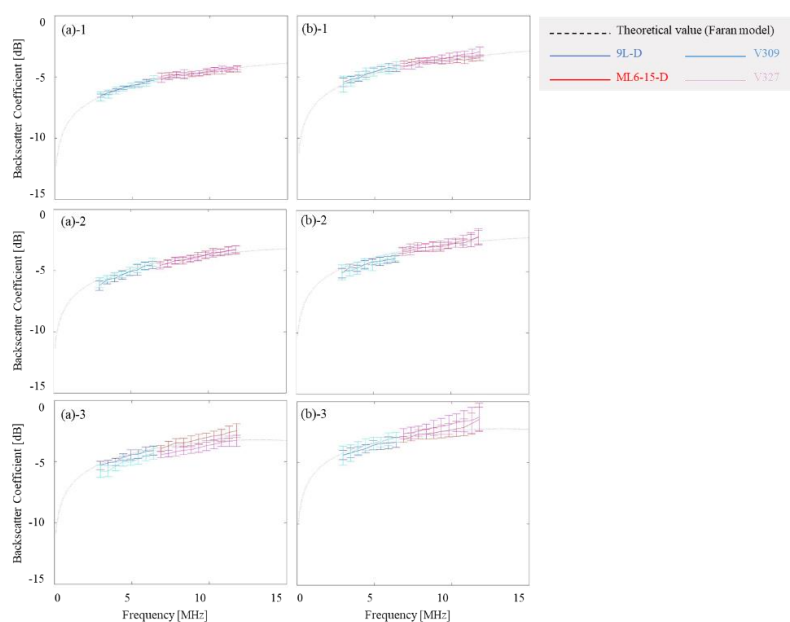


図 3.12 各ファントムにおける各凹面単一振動子とリニアアレイプローブによる後方散乱係数の評価結果。散乱体の粒径: (1) 10  $\mu\text{m}$ , (2) 20  $\mu\text{m}$ , (3) 30  $\mu\text{m}$ . 散乱体の体積分立: (a) 0.5%, (b) 5.0%.

各ファントムにおける各凹面単一振動子とリニアアレイプローブの各深度での後方散乱係数評価結果と理論値間の偏差評価結果を図 3.13 に示す. 各ファントムにおいて, 各凹面単一振動子とリニアアレイプローブ間の各深度での後方散乱係数評価結果と理論値間の差が異なっていることが確認された. 各凹面単一振動子とリニアアレイプローブにおいて, 偏差は粒径  $10\ \mu\text{m}$ , 体積分立  $0.5\%$  のファントム(図 3.13 (a)-1)で最も小さかった. 各凹面単一振動子とリニアアレイプローブ間で最も大きい後方散乱係数評価結果と理論値間の差が評価されたファントムは異なっていたが, 各凹面単一振動子とリニアアレイプローブにおいて後方散乱係数評価結果と理論値間の差は最大で約  $0.8\ \text{dB}$  であった. 高周波の凹面単一振動子(V327)とリニアアレイプローブ(ML6-15-D)における粒径  $30\ \mu\text{m}$ , 体積分立  $5.0\%$  のファントム(図 3.13 (b)-3)での偏差評価結果では, 評価深度が深部になるのに伴い偏差評価結果が大きくなっていった. また, 各凹面単一振動子とリニアアレイプローブにおいて, 偏差評価結果の標準偏差は, 粒径  $10\ \mu\text{m}$ , 体積分立  $0.5\%$  のファントムで最も小さく, 粒径  $30\ \mu\text{m}$ , 体積分立  $0.5\%$  と  $5.0\%$  のファントムでは比較的大きかった.

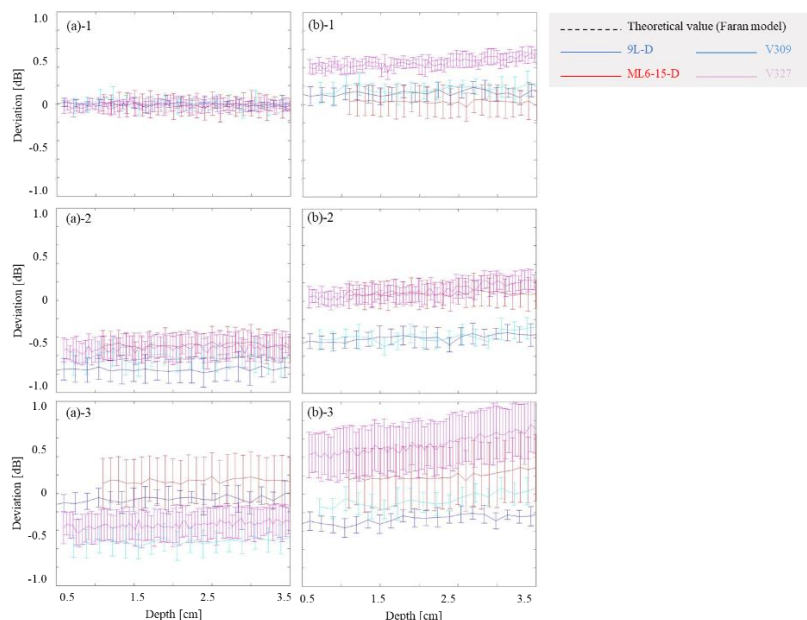


図 3.13 各ファントムにおける各凹面単一振動子とリニアアレイプローブによる後方散乱係数の評価結果と理論値間の偏差. 散乱体の粒径: (1)  $10\ \mu\text{m}$ , (2)  $20\ \mu\text{m}$ , (3)  $30\ \mu\text{m}$ . 散乱体の体積分立: (a)  $0.5\%$ , (b)  $5.0\%$ .

### 3.3 考察

本章では、超音波診断装置とリニアアレイプローブを用いた場合のリファレンスファントム法による後方散乱係数評価精度を確認した。均質なファントムを対象として、超音波診断装置とリニアアレイプローブを用いた場合の後方散乱係数評価結果を、凹面単一振動子を用いた場合の後方散乱係数評価結果と各ファントムの後方散乱係数の理論値と比較した。減衰係数と後方散乱係数の異なる 6 種類の均質なファントム(図 3.1)を対象として、周波数の異なる 2 種類の凹面単一振動子(図 3.3)と、超音波診断装置(図 3.5)と周波数の異なる 2 種類のリニアアレイプローブ(図 3.6) を用いて RF エコー信号を取得し、振幅(図 3.8 と 3.10)と周波数特性(図 3.9 と 3.11)を確認した。各ファントムにおいて、各凹面単一振動子とリニアアレイプローブ間で異なる振幅の大きさと深度依存性、周波数特性の形状、中心周波数、帯域幅が確認された。また、各凹面単一振動子とリニアアレイプローブにおいて、ファントム間で異なる振幅の大きさと深度依存性、周波数特性の形状、中心周波数、帯域幅が確認された。これら結果から、音場特性が均質なファントムの散乱体の粒径や体積分立間と、凹面単一振動子とリニアアレイプローブの送受信条件間で異なっていることが確認された。

各凹面単一振動子とリニアアレイプローブを用いて各ファントムから取得した評価信号から、リファレンスファントム法により後方散乱係数を評価した。リファレンスファントムには粒径 10  $\mu\text{m}$ 、体積分立 0.5%のファントムを用いた。各ファントムにおいて、各凹面単一振動子とリニアアレイプローブの後方散乱係数評価結果は異なっていることが確認された。各凹面単一振動子とリニアアレイプローブにおいて、粒径 10  $\mu\text{m}$ 、体積分立 0.5%のファントム(図 3.12 (a)-1 と図 3.13 (a)-1)での後方散乱係数評価結果と後方散乱係数の理論値間の差が最も小さく、粒径 30  $\mu\text{m}$ 、体積分立 0.5%と 5.0%のファントム(図 3.12 (a)-3, 図 3.12 (b)-3, 図 3.13 (a)-3, 図 3.13 (b)-3)での後方散乱係数評価結果の標準偏差が大きかった。これらの結果から、各凹面単一振動子とリニアアレイプローブにおいて、均質なファントムの散乱体の粒径と体積分立の違いによって生じた音場特性の違いがリファレンスファントム法による音場特性補正と後方散乱係数の評価に影響を与えたことが示唆された。高周波の凹面単一振動子(V327)とリニアアレイプローブ

(ML6-15-D)における粒径 30  $\mu\text{m}$ , 体積分立 5.0%のファントムでは, 高周波数帯域や深部での後方散乱係数評価結果と理論値間の差が大きかった. これは, 減衰などの影響により後方散乱係数の評価に十分な信号ノイズ比を確保できていなかったためと考えられる.

均質なファントムを対象として, 中心周波数が 2 MHz ~ 9 MHz である複数の凹面単一振動子による後方散乱係数評価結果を比較した先行研究例<sup>[49]</sup>では, 各凹面単一振動子間に約 1 dB ~ 2 dB の違いが確認されている. また, 均質なファントムを対象として, 複数の超音波診断装置とリニアアレイプローブによる散乱係数評価結果を後方散乱係数の理論値と比較した先行研究例<sup>[53]</sup>では, 後方散乱係数評価結果と理論値間の差は最大で約 0.2 dB であった. 本検討では, 各凹面単一振動子とリニアアレイプローブにおいて先行研究例と同程度である約 0.8 dB の後方散乱係数評価結果と理論値との差が確認された. そのため, 超音波診断装置とリニアアレイプローブを用いた場合の後方散乱係数評価精度は凹面単一振動子を用いた場合と同程度であることが確認された.

## 4 参照信号と評価信号間の音場特性の違いが後方散乱係数評価結果に与える影響の検証 - 均質なファントムを対象とした検証

### 4.1 評価方法

#### 4.1.1 ガラスビーズファントム

3.1.1 で用いたファントム作成方法と同様の手法により、減衰係数と後方散乱係数の異なる2種類の均質なファントムを作成した。混入したガラスビーズの粒径と体積分立の組み合わせは、粒径  $20\ \mu\text{m}$  と体積分立  $0.5\%$  (ファントム I), 粒径  $30\ \mu\text{m}$  と体積分立  $5.0\%$  (ファントム II)とした、リファレンスファントムは粒径  $10\ \mu\text{m}$  のガラスビーズを体積分立  $0.5\%$  で混入することで作成した。また、3.1.1 で用いた音速と減衰係数評価手法と同様の手法により、各ファントムの平均的な音速と減衰係数を評価した。各ファントムの平均的な音速と減衰係数の評価結果の平均と標準偏差を表 4.1 に示す。

表 4.1 各ファントムの音速と減衰係数評価結果

ファントム (粒径 [ $\mu\text{m}$ ], 体積分立 [%])	音速 [m/s]	減衰係数 [dB/cm/MHz]
リファレンスファントム (10, 0.5)	1488.4 $\pm$ 0.5	0.12 $\pm$ 0.01
ファントム I (20, 0.5)	1488.0 $\pm$ 0.5	0.09 $\pm$ 0.01
ファントム II (30, 5.0)	1511.2 $\pm$ 1.0	0.67 $\pm$ 0.05

#### 4.1.2 データ取得方法

3.1.2 と同様の2種類のリニアアレイプローブ(9L-D と ML6-15-D)と超音波診断装置 (LOGIQ S8)を用いて、各ファントムの 16 bit の RF エコー信号を異なる複数の音場特性下で取得した。複数の音場特性は次の異なる送信開口とフォーカス深度の組み合わせを用いて再現した；送信フォーカス深度を 2 cm に固定し、送信開口を 40 素子, 81 素子, 192 素子に設定 (送信条件 I), 送信開口を 81 素子に固定し、送信フォーカス深度を 1 cm, 2 cm, 4 cm に設定 (送信条件 II)。送信開口と送信フォーカス条件を除いて、送信条

条件 I と送信条件 II 間で同じ送受信条件を用いた。各リニアアレイプローブにおける送信条件 I での各送受信条件を表 4.2 に、送信条件 II での各送受信条件を表 4.3 に示す。

表 4.2 各リニアアレイプローブにおける送信条件 I での RF エコー信号取得時の送受信条件

リニアアレイプローブ	9L-D (GE Healthcare)	ML6-15-D (GE Healthcare)
フォーカス深度		2 cm
観察深度		4 cm
送信中心周波数	6.5 MHz	10.0 MHz
送信波数		1.5 波
送信波形		矩形
送信素子数	40 素子, 81 素子, 192 素子	
音速	1500 m/s	
受信中心周波数	6.5 ± 5.0 MHz	10.0 ± 5.0 MHz
受信開口	192 素子	
サンプリング周波数	50 MHz	

表 4.3 各リニアアレイプローブにおける送信条件 II での RF エコー信号取得時の送受信条件

リニアアレイプローブ	9L-D (GE Healthcare)	ML6-15-D (GE Healthcare)
フォーカス深度	1 cm, 2 cm, 4 cm	
観察深度	4 cm	
送信中心周波数	6.5 MHz	10.0 MHz
送信波数	1.5 波	
送信波形	矩形	
送信素子数	81 素子	
音速	1500 m/s	
受信中心周波数	6.5 ± 5.0 MHz	10.0 ± 5.0 MHz
受信開口	192 素子	
サンプリング周波数	50 MHz	

各リニアアレイプローブにおける送信開口 81 素子、送信フォーカス 2 cm に設定した際の深度 2 cm での深度方向の PSF を計測結果は、9L-D で 0.5 mm、ML6-15-D で 0.3 mm

であった。各リニアアレイプローブにおいて、送信条件間と計測深度間で深度方向の PSF 計測結果に大きな違いは確認されなかった。また、各リニアアレイプローブにおける方位方向とエレベーション方向の各深度の PSF 計測結果を図 4.1 に示す。方位方向とエレベーション方向の PSF は 3.1.2 で用いたエレベーション方向の PSF 計測方法と同様の手法により計測した。なお、エレベーション方向の PSF は、送信開口 81 素子、送信フォーカス 2 cm に設定した際の深度 2 cm での計測結果を示している。ここで、RF エコー信号は汎用超音波診断装置によって取得されているため、送信条件のみを変化させた場合であっても送受信の両方の特性を有している音場特性として評価されていることに注意が必要である。

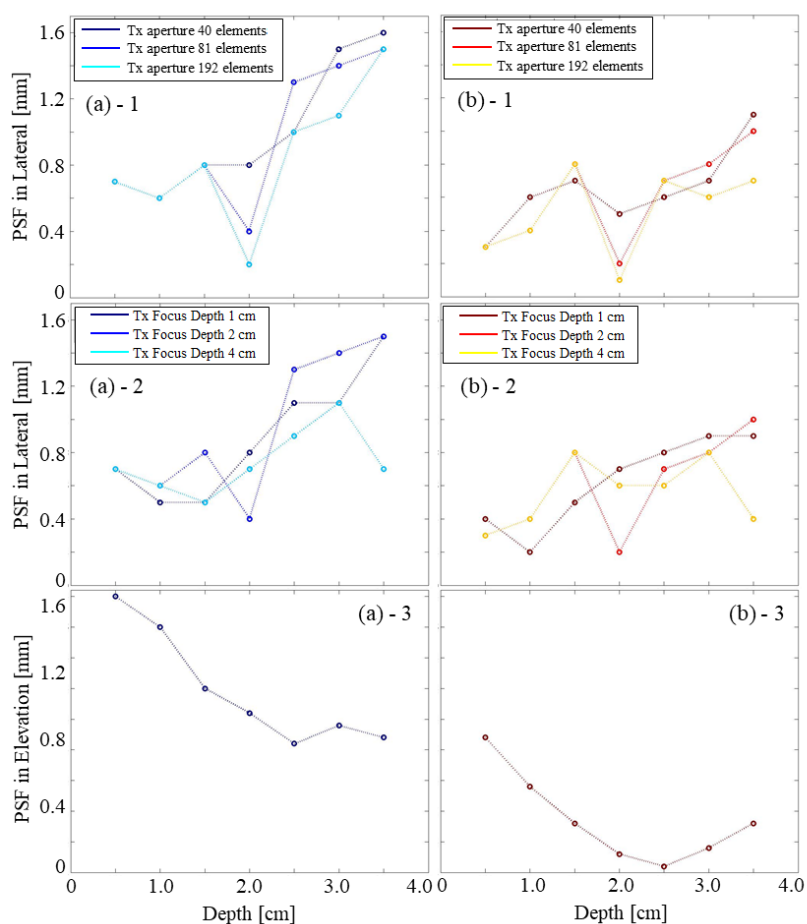


図 4.1 各リニアアレイプローブにおける PSF. リニアアレイプローブ: (a) 9L-D, (b) ML6-15-D. (a) - 1 と (b) - 1: 送信条件 I における深度方向の PSF. (a) - 2 と (b) - 2: 送信条件 II における深度方向の PSF. (a) - 3 と (b) - 3: エレベーション方向の PSF.

### 4.1.3 後方散乱係数評価方法

3.1.3 で用いた後方散乱係数評価法(リファレンスファントム法)と同様の手法(式(3.1))により各ファントムの後方散乱係数を評価した。リファレンスファントム法による音場特性の補正では、評価信号と参照信号は同じ音場特性を有している必要があるため、通常は参照信号に評価信号取得時と同じ送受信条件で取得された RF エコー信号が用いられる。しかし、本検討では、参照信号と評価信号の音場特性に違いが生じた場合の後方散乱係数評価結果への影響を検証することを目的としているため、参照信号と評価信号に同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合に加えて、あえて異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合においても後方散乱係数を評価した。送信条件 I と II における各送信条件(各送信開口と各送信フォーカス深度の組み合わせ)で取得した RF エコー信号の組み合わせを参照信号と評価信号の組み合わせとすることで、参照信号と評価信号に同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合で後方散乱係数を評価した。深度方向と方位方向の大きさが各方向の PSF の 5 倍の ROI を設定し、ROI が深度方向と方位方向に 50% 被るように走査させることで深度 1 cm, 2 cm, 3 cm の各位置における後方散乱係数を評価し、各評価深度における後方散乱係数評価結果の平均と標準偏差を算出した。各深度における後方散乱係数評価結果から、各周波数における後方散乱係数評価結果の平均と標準偏差と、周波数に対する後方散乱係数評価結果の傾きの平均と標準偏差を算出した。また、3.1.3 で用いた後方散乱係数評価結果とファントムの後方散乱係数の理論値間の偏差評価法(式(3.2))により、各ファントムにおける各参照信号と評価信号の組み合わせでの後方散乱係数評価結果を理論値と比較した。

## 4.2 評価結果

### 4.2.1 送信条件 I

各リニアアレイプローブによって取得された各ファントムの B-mode 画像を図 4.2 に示す。各ファントムとリニアアレイプローブにおいて、送信開口が大きくなるのに伴い送信フォーカス深度(2 cm)付近の振幅が大きくなっていることが確認された。また、フ

ファントムの散乱体の粒径と体積分立が大きくなるのに伴い B-mode 画像全体の振幅が大きくなることが確認された。各リニアアレイプローブによって取得された各ファントムの各深度における包絡振幅を図 4.3 に示す。各包絡振幅は中心 50 ラスタを平均することで算出した結果を示している。B-mode 画像において確認されたように、各ファントムにおいて、振幅の送信フォーカス依存性とファントムの散乱体条件依存性が確認された。送信フォーカス深度とオフフォーカス深度間の振幅の比は送信条件とファントム間で異なっており、特に 9L-D(図 4.3 (a)-1, (b)-1, (c)-1)では送信開口が大きくなるのに伴い全体の振幅が小さくなる傾向が顕著であった。また、ファントムの散乱体の粒径と体積分立の違いによる振幅の違いの程度は送信条件間で異なっていた。ここで、各深度における包絡振幅(図 4.3)と各深度における方位方向の PSF (図 4.1 (a)-1 と(b)-1)を合わせることで、送信条件 I における各リニアアレイプローブの 2 次元の送受信音場を理解することができる。また、各深度におけるエレベーション方向の PSF (図 4.1 (a)-3 と (b)-3)も合わせることで、3 次元の送受信音場を理解することができる。

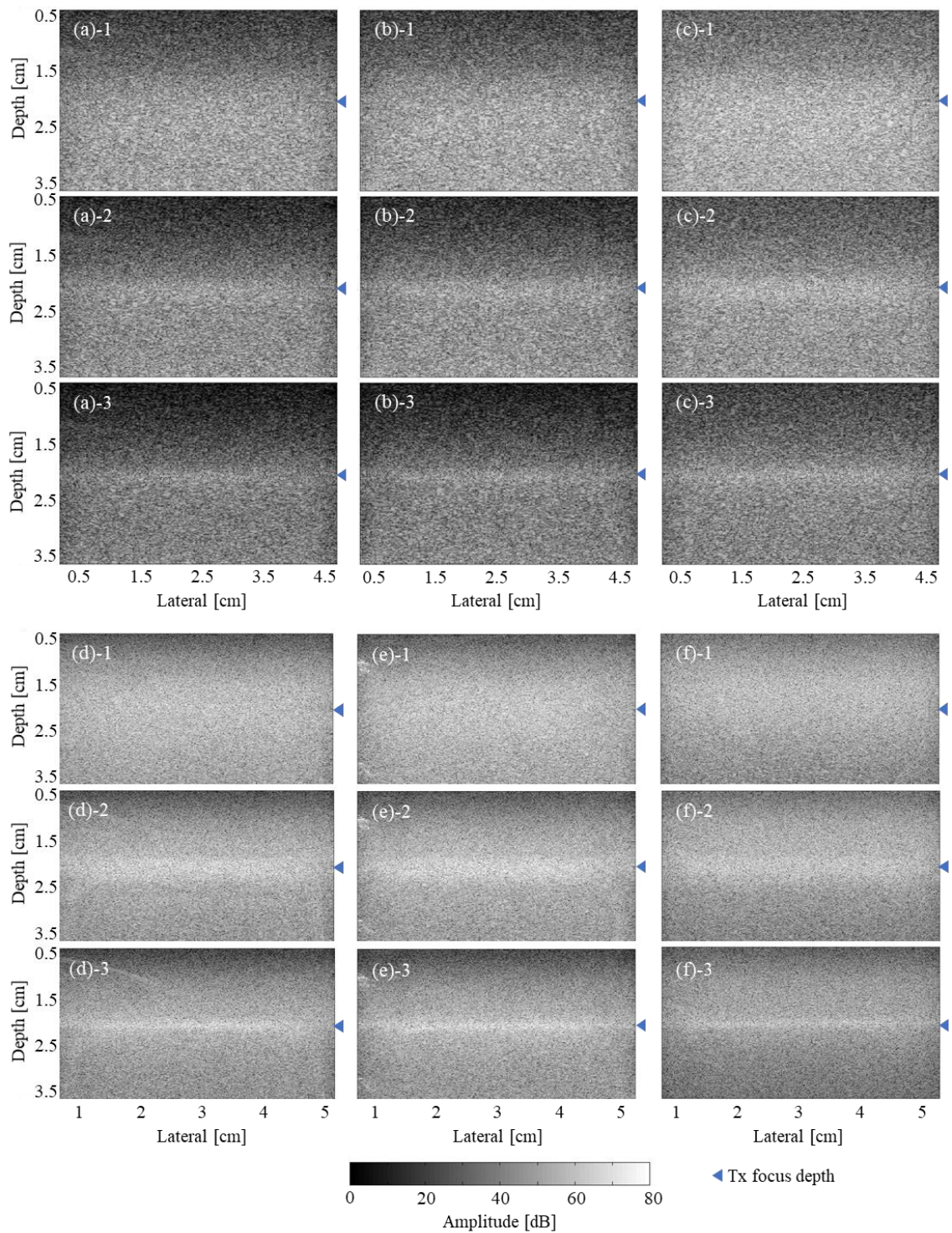


図 4.2 各リニアアレイプローブによって取得された各ファントムの B-mode 画像。ファントム: (a)と(d) リファレンスファントム, (b)と(e) ファントム I, (c)と(f) ファントム II。リニアアレイプローブ: (a)–(c) 9L-D, (d)–(f) ML6-15-D。送信開口: (1) 40 素子, (2) 81 素子, (3) 192 素子。

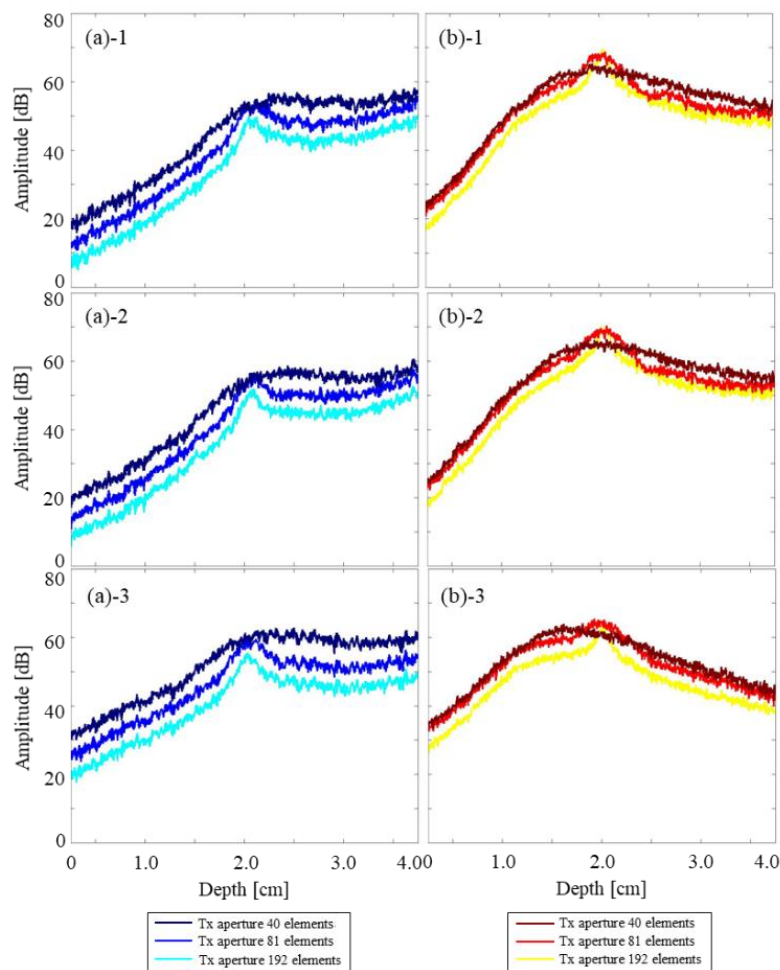


図 4.3 各リニアアレイプローブによって取得された各ファントムの包絡振幅。ファントム: (1) リファレンスファントム, (2) ファントム I, (3) ファントム II。リニアアレイプローブ: (a) 9L-D, (b) ML6-15-D。

各リニアアレイプローブによって取得された各ファントムにおける深度 1cm, 2 cm, 3 cm での周波数特性を図 4.4 に示す。各周波数特性は中心 50 ラスタで算出された周波数特性を平均した結果を示している。ファントム, 送信条件, 評価深度間において, 異なる周波数特性の形状, 中心周波数, 帯域幅が確認された。各ファントムとリニアアレイプローブにおいて, 送信開口 192 素子の深度 3 cm での周波数特性(図 4.4(a)-3, (b)-3, (c)-3, (d)-3, (e)-3, (f)-3)では顕著な違いが確認された。また, 送信開口素子数が大きくなるのに伴い, 中心周波数が 9L-D では高周波側に, ML6-15-D では低周波側にシフトしていた。

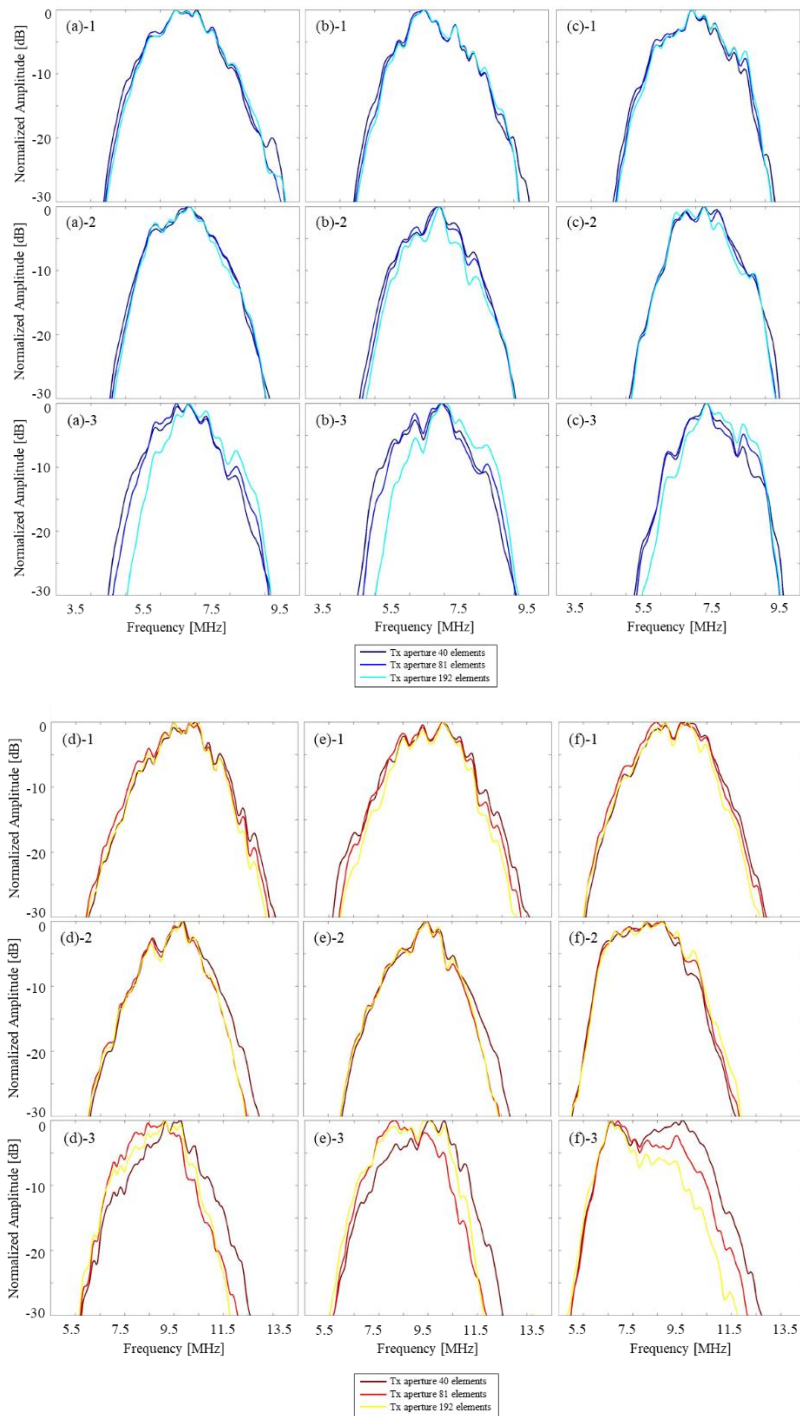


図 4.4 各リニアアレイプローブによって取得された各ファントムにおける深度 1cm, 2 cm, 3 cm の周波数特性. ファントム: (a)と(d) リファレンスファントム, (b)と(e) ファントム I, (c)と(f) ファントム II. リニアアレイプローブ: (a) – (c) 9L-D, (d) – (f) ML6-15-D. 送信開口: (1) 40 素子, (2) 81 素子, (3) 192 素子.

各ファントムにおける各リニアアレイプローブを用いた深度 1, 2, 3 cm での後方散乱係数評価結果の平均と標準偏差を図 4.5 と図 4.6 に示す。点線は Faran model を用いて算出した各ファントムの後方散乱係数の理論値を示している。各リニアアレイプローブにおいて、ファントムと評価深度間の後方散乱係数算出結果の違いは、参照信号と評価信号に異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と比較して、同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の方が小さいことが確認された。また、後方散乱係数評価結果の値と傾きがファントム間で異なっていることが確認された。ファントム間における後方散乱係数評価結果の値と傾きの違いの程度は、送信開口条件と評価深度間で異なっていた。各ファントムとリニアアレイプローブにおいて、参照信号もしくは評価信号の送信開口が 192 素子である組み合わせの 3 cm での後方散乱係数評価結果(図 4.5 (a)-3, (b)-3, (c)-1, (c)-2, 図 4.6 (a)-3, (b)-3, (c)-1, (c)-2)では顕著な違いが確認された。各後方散乱係数評価条件間において、後方散乱係数評価結果の標準偏差に明確な違いは確認されなかった。

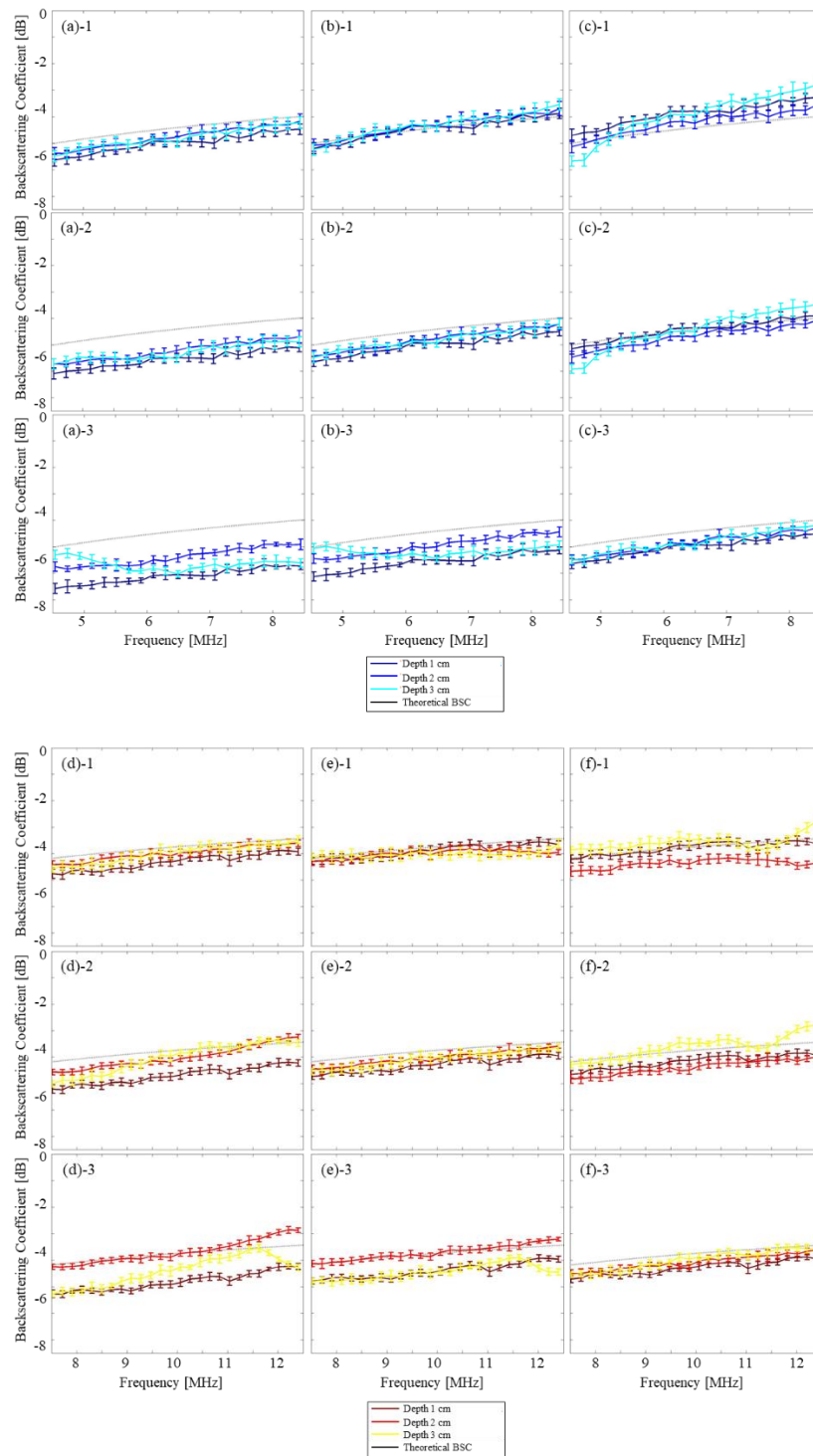


図 4.5 ファントム I における各リニアアレイプローブを用いた各深度での後方散乱係数評価結果. リニアアレイプローブ: (a) – (c) 9L-D, (d) – (f) ML6-15-D. 参照信号の送信開口: (a)と(d) 40 素子, (b)と(e) 81 素子, (c)と(f) 192 素子. 評価信号の送信開口: (1) 40 素子, (2) 81 素子, (3) 192 素子.

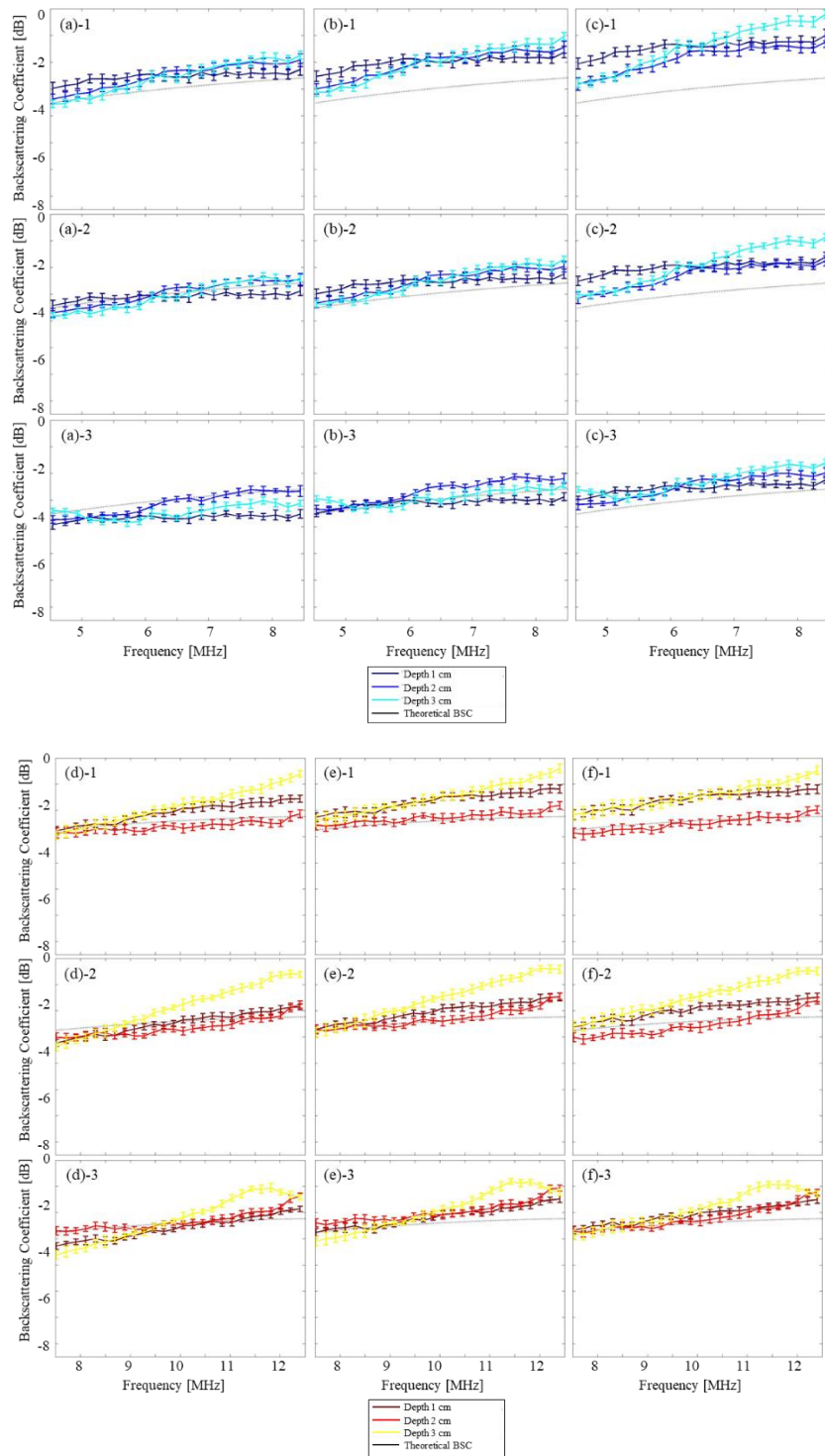


図 4.6 ファントム II における各リニアアレイプローブを用いた各深度での後方散乱係数評価結果. リニアアレイプローブ: (a) – (c) 9L-D, (d) – (f) ML6-15-D. 参照信号の送信開口: (a)と(d) 40 素子, (b)と(e) 81 素子, (c)と(f) 192 素子. 評価信号の送信開口: (1) 40 素子, (2) 81 素子, (3) 192 素子.

各ファントムにおける各リニアアレイプローブでの各周波数における後方散乱係数評価結果の平均、および、周波数に対する傾きの平均と標準偏差を図 4.7 に示す。点線は Faran mode を用いて算出した各ファントムの後方散乱係数の理論値での結果を示している。各ファントムとリニアアレイプローブにおいて、各周波数での評価値と傾きの平均と標準偏差の送信条件間の違いは、参照信号と評価信号に異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と比較して、同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の方が小さいことが確認された。各後方散乱係数評価条件において、参照信号と評価信号に同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の送信条件間の差は、各周波数での評価値では約 0.6 dB 以下、傾きでは約 0.05 dB/MHz 以下であった。一方で、参照信号と評価信号に異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合では、同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合での結果と、各周波数での評価値では最大で約 1.3 dB、傾きでは最大で約 0.2 dB/MHz の差が確認された(図 4.7 (a)-2)。各周波数での評価値における参照信号と評価信号に異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の差は、ML6-15-D と比較して 9L-D の方が大きかった。また、9L-D では、参照信号の送信開口が評価信号よりも小さい場合に傾きが正の方向に大きくなる傾向が確認されたが、ML6-15-D では負の方向に大きくなっていった。標準偏差は、参照信号と評価信号に同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の各周波数での評価値では最大で約 ±0.1 dB (図 4.7 (b)-1)、傾きでは最大で約 ±0.07 dB/MHz (図 4.7 (a)-2)であったのに対し、異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の各周波数での評価値では最大で約 ±0.5 dB (図 4.7 (b)-1)、傾きでは約 ±0.15 dB/MHz (図 4.7 (a)-2)であった。

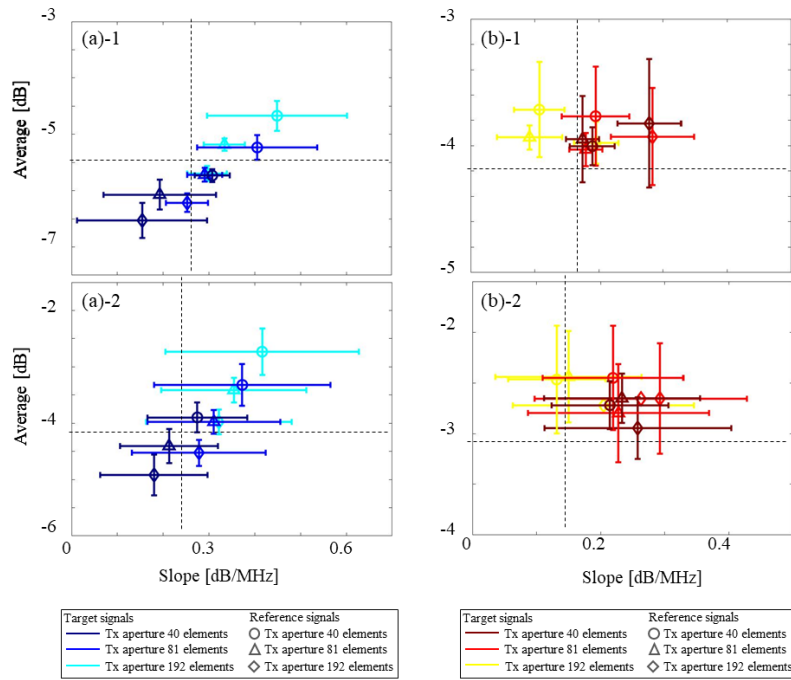


図 4.7 各ファントムにおける各リニアアレイプローブでの各周波数における後方散乱係数評価結果の平均および周波数に対する傾き. ファントム: (1) ファントム I, (2) ファントム II. リニアアレイプローブ: (a) 9L-D, (b) ML6-15-D.

各ファントムにおける各リニアアレイプローブでの後方散乱係数評価結果と各ファントムにおける後方散乱係数の理論値間の偏差の平均と標準偏差を図 4.8 に示す. 各ファントムとリニアアレイプローブにおいて, 偏差の平均と標準偏差は, 参照信号と評価信号に異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と比較して, 同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の方が小さいことが確認された. 各後方散乱係数評価条件において, 参照信号と評価信号に同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の後方散乱係数評価結果と各ファントムにおける後方散乱係数の理論値間の差は約 0.6 dB 以下であった. また, 参照信号と評価信号に異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の結果では, ML6-15-D における結果と比較して 9L-D の方が大きい傾向が確認され, ファントム II における 9L-D の結果(図 4.8 (a)-2)で最大約 1.5 dB の差が確認された.

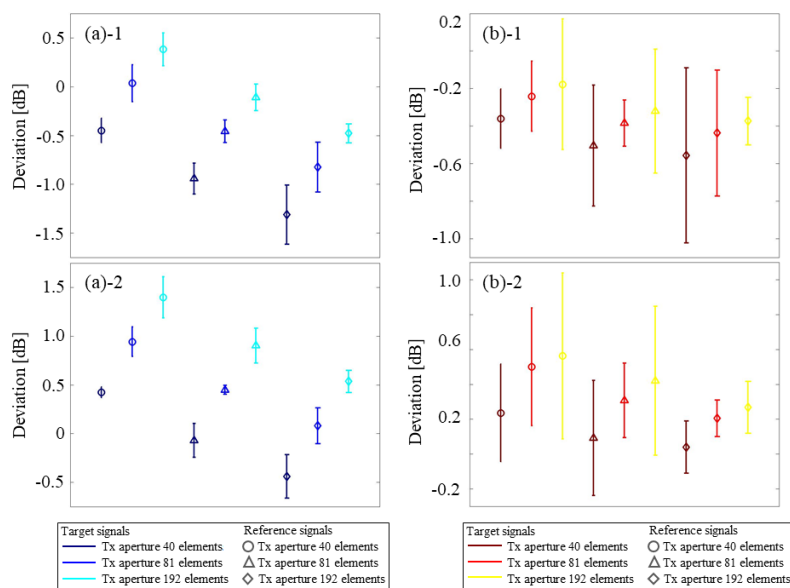


図 4.8 各ファントムにおける各リニアアレイプローブの後方散乱係数評価結果と理論値間の偏差. ファントム:(1) ファントム I, (2) ファントム II. リニアアレイプローブ:(a) 9L-D, (b) ML6-15-D.

## 4.2.2 送信条件 II

各リニアアレイプローブによって取得された各ファントムの B-mode 画像を図 4.9 に示す. 各ファントムとリニアアレイプローブにおいて, 振幅の送信フォーカス依存性が確認され, 送信フォーカス深度付近における振幅はオフフォーカス深度よりも大きかった. また, 送信条件 I での結果(図 4.2)と同様に, ファントムの散乱体の粒径と体積分立が大きくなるのに伴い B-mode 画像全体の振幅が大きくなることが確認された. 各リニアアレイプローブによって取得された各ファントムの各深度における包絡振幅を図 4.10 に示す. 送信条件 I での結果(図 4.3)と同様に, 送信フォーカス深度とオフフォーカス深度間の振幅の比は送信条件間で異なっていることが確認された. B-mode 画像において確認されたように, 各ファントムとリニアアレイプローブにおいて, 振幅の送信フォーカス依存性とファントムの散乱体条件依存性が確認された. 送信フォーカス深度とオフフォーカス深度間の振幅の比は送信条件とファントム間で異なっており, 送信フォーカス深度が深くなるのに伴い全体の振幅が大きくなる傾向があった. また, ファントムの散乱体の粒径と体積分立の違いによる振幅の違いの程度は送信条件間で異な

っていた。ここで、各深度における包絡振幅(図 4.3)と各深度における方位方向の PSF (図 4.1 (a)-2 と(b)-2)を合わせることで、送信条件 II における各リニアアレイプローブの 2次元の送受信音場を理解することができる。また、各深度におけるエレベーション方向の PSF (図 4.1 (a)-3 と(b)-3)も合わせることで、3次元の送受信音場を理解することができる。

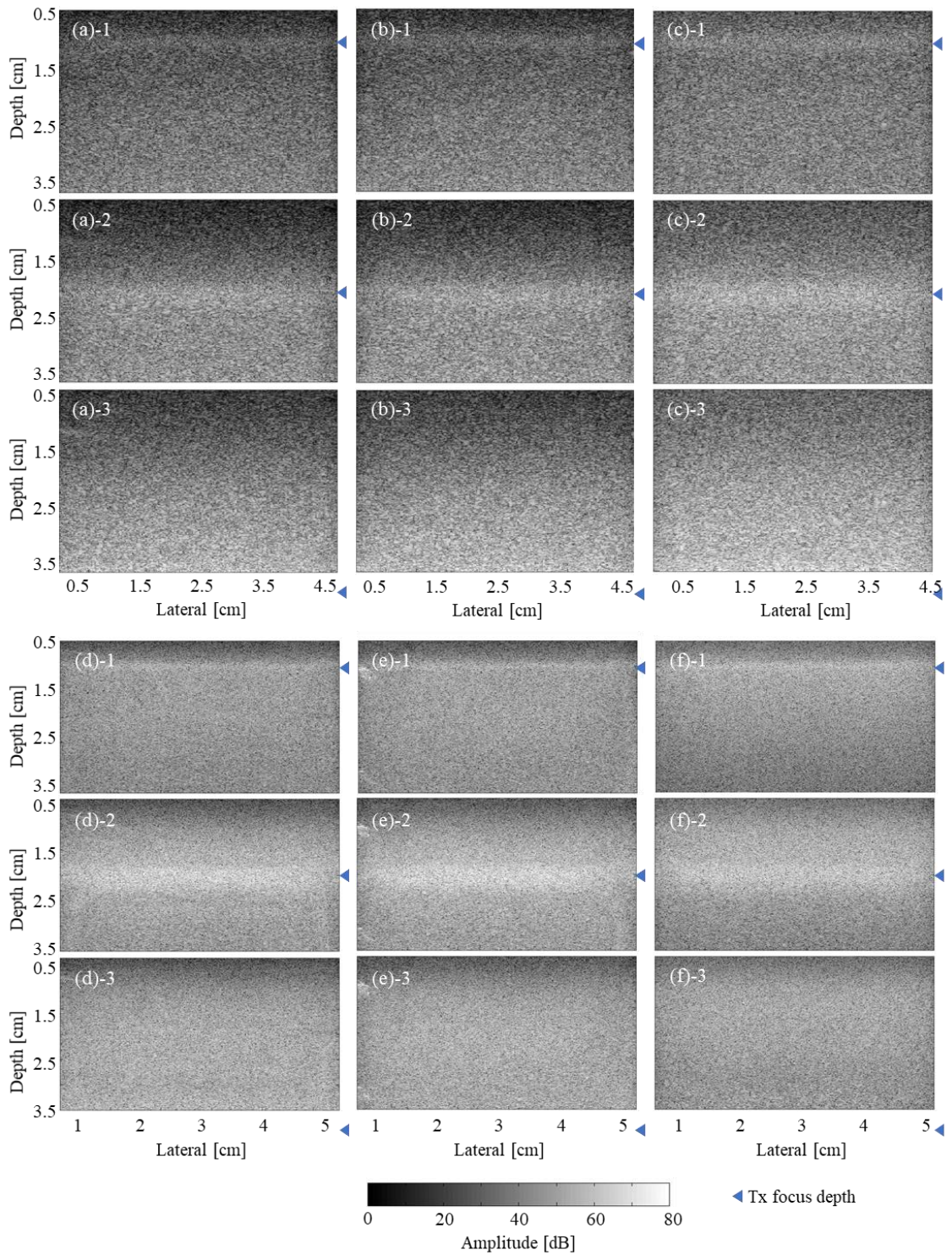


図 4.9 各リニアアレイプローブによって取得された各ファントムの B-mode 画像。ファントム: (a)と(d) リファレンスファントム, (b)と(e) ファントム I, (c)と(f) ファントム II。リニアアレイプローブ: (a) – (c) 9L-D, (d) – (f) ML6-15-D。送信フォーカス深度: (1) 1 cm, (2) 2 cm, (3) 4 cm。

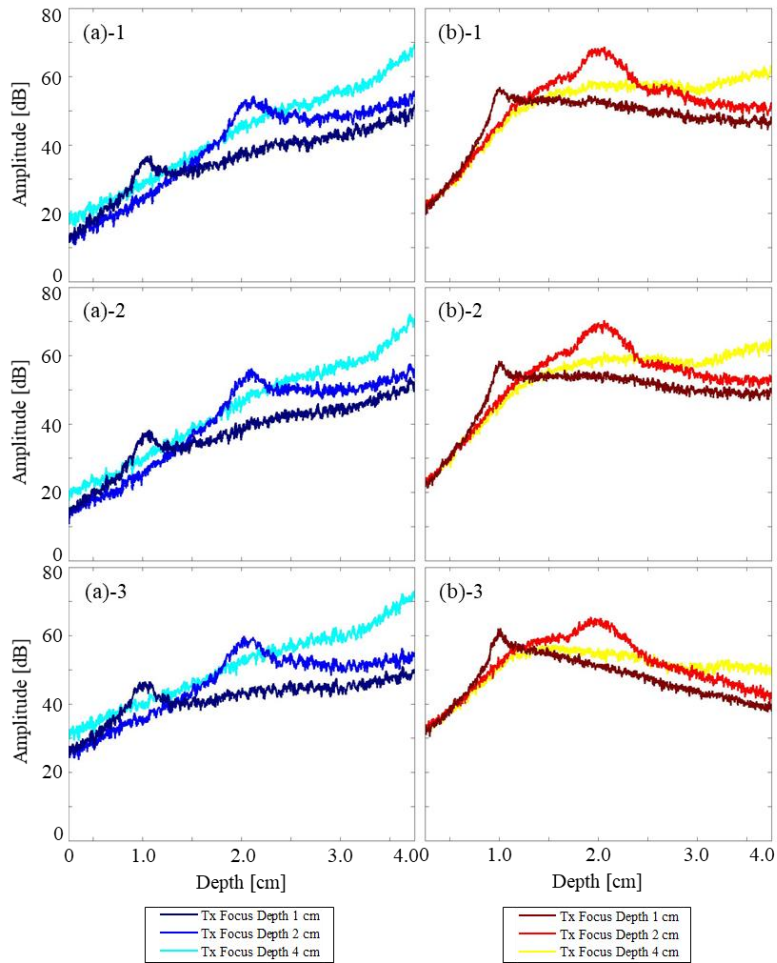


図 4.10 各リニアアレイプローブによって取得された各ファントムの包絡振幅。ファントム: (1) リファレンスファントム, (2) ファントム I, (3) ファントム II。リニアアレイプローブ: (a) 9L-D, (b) ML6-15-D。

各リニアアレイプローブによって取得された各ファントムにおける深度 1 cm, 2 cm, 3 cm の周波数特性を図 4.11 に示す。ファントム, 送信条件, 深度間において, 異なる周波数特性の形状, 中心周波数, 帯域幅が確認された。各ファントムとリニアアレイプローブにおいて, 送信フォーカス深度 4 cm での周波数特性(図 4.11 (a)-3, (b)-3, (c)-3, (d)-3, (e)-3, (f)-3)では顕著な違いが確認された。送信フォーカス深度が深くなるのに伴い, 中心周波数は 9L-D では低周波側に, ML6-15-D では高周波側にシフトしていた。

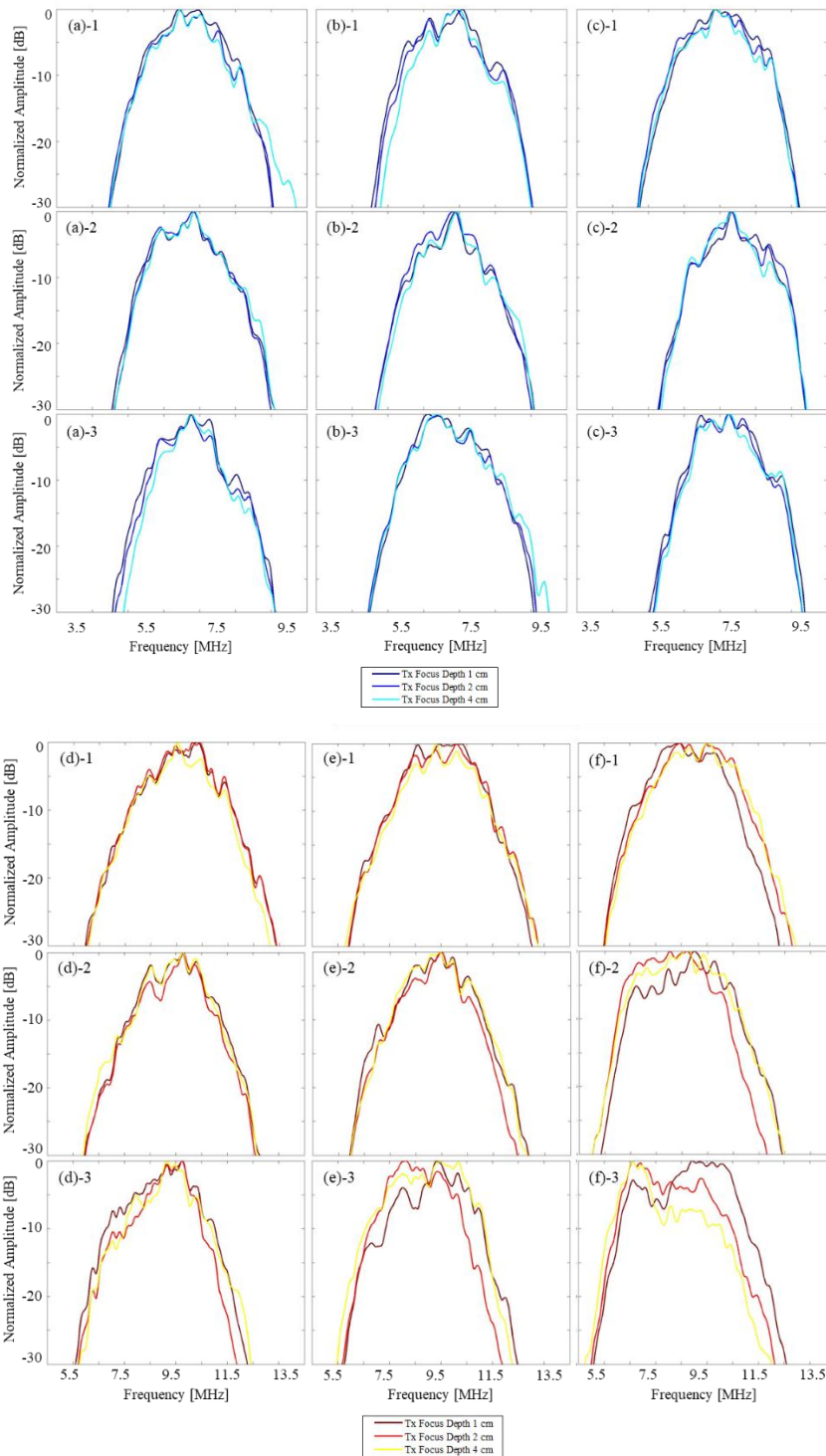


図 4.11 各リニアアレイプローブによって取得された各ファントムにおける深度 1 cm, 2 cm, 3 cm の周波数特性. ファントム: (a)と(d) リファレンスファントム, (b)と(e) ファントム I, (c)と(f) ファントム II. リニアアレイプローブ: (a)–(c) 9L-D, (d)–(f) ML6-15-D. 送信フォーカス深度: (1) 1 cm, (2) 2 cm, (3) 4 cm.

各ファントムにおける各リニアアレイプローブを用いた各深度での後方散乱係数評価結果の平均と標準偏差を図4.12と図4.13に示す。各リニアアレイプローブにおいて、ファントムと評価深度間の後方散乱係数算出結果の違いは、参照信号と評価信号に異なる送信条件で取得したRFエコー信号を用いた場合と比較して、同じ送信条件で取得したRFエコー信号を用いた場合の方が小さいことが確認された。また、後方散乱係数評価結果の値と傾きはファントム間で異なっていることが確認された。ファントム間における後方散乱係数評価結果の値と傾きの違いの程度は、送信フォーカス深度条件と評価深度間で異なっていた。ML6-15-DにおけるファントムIの深さ3cmでの後方散乱係数の傾き(図4.12(d)-(f))とファントムIIの深さ2cmと3cmでの後方散乱係数の傾き(図4.13(d)-(f))では顕著な違いが確認された。各後方散乱係数評価条件間において、後方散乱係数評価結果の標準偏差に明確な違いは確認されなかった。

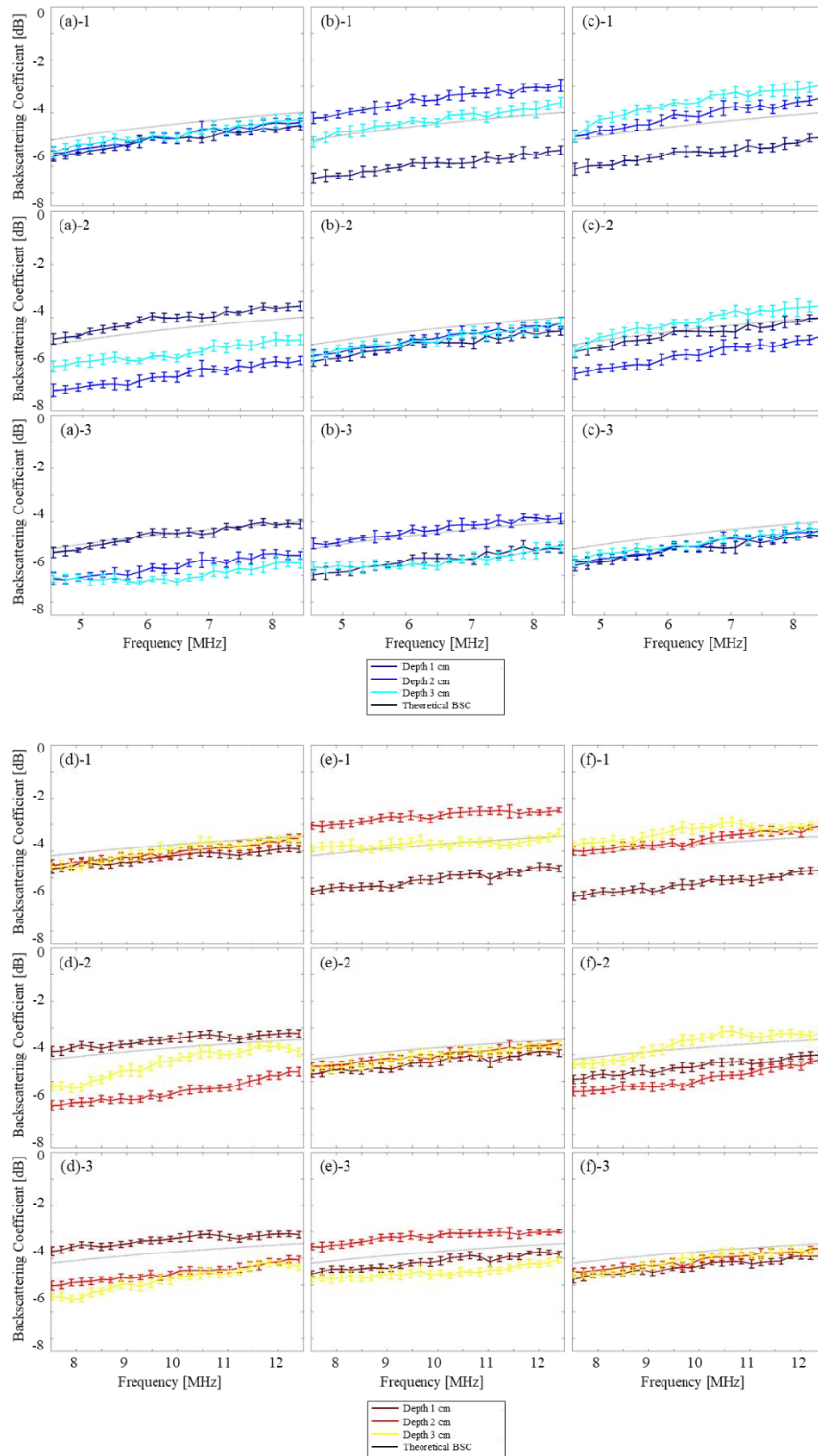


図 4.12 ファントム I における各リニアアレイプローブを用いた各深度での後方散乱係数評価結果. リニアアレイプローブ: (a) – (c) 9L-D, (d) – (f) ML6-15-D. 参照信号の送信フォーカス深度: (a)と(d) 1 cm, (b)と(e) 2 cm, (c)と(f) 3 cm. 評価信号の送信開口: (1) 1 cm, (2) 2 cm, (3) 3 cm.

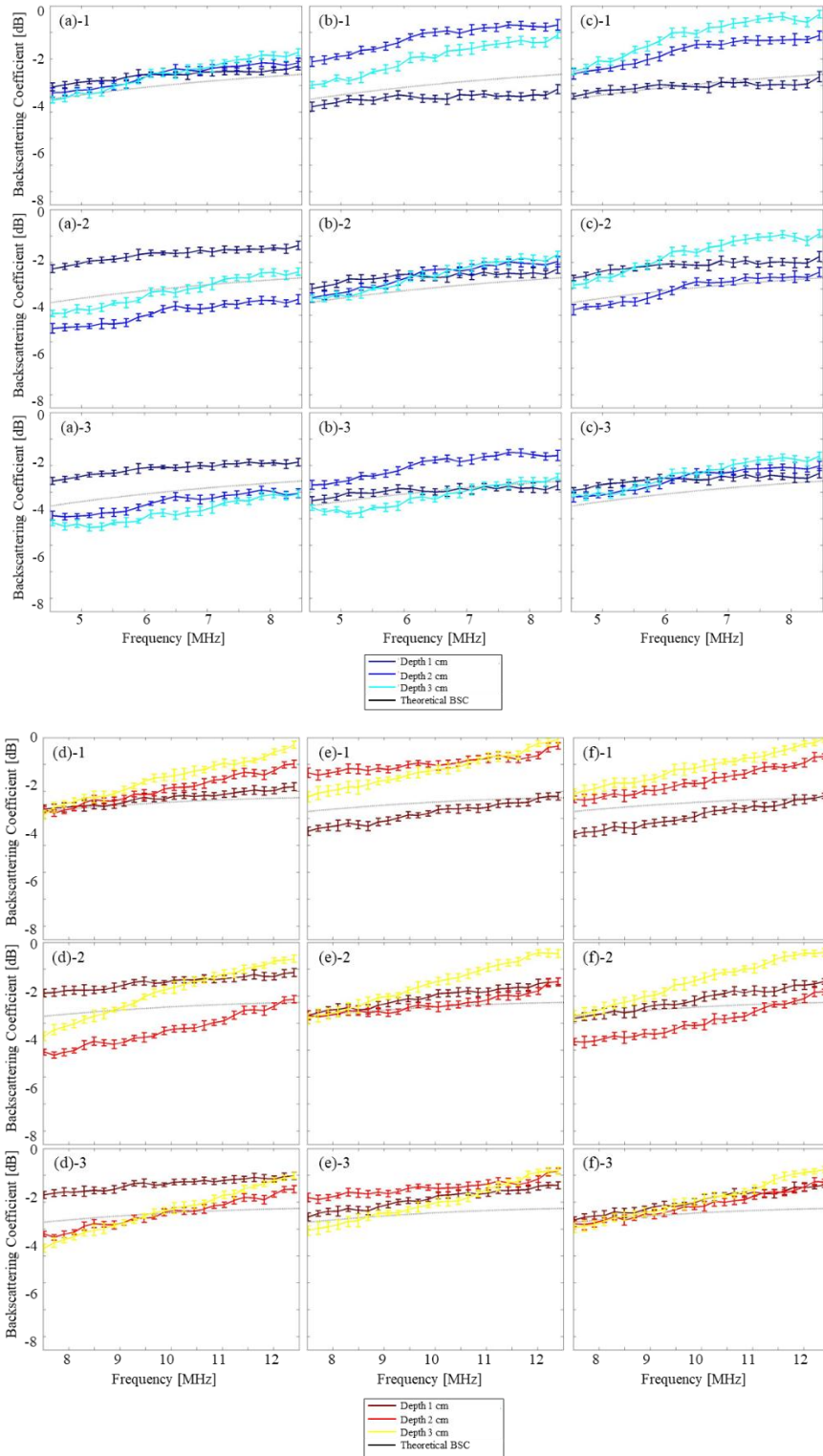


図 4.13 ファントム II における各リニアアレイプローブを用いた各深度での後方散乱係数評価結果。リニアアレイプローブ: (a) – (c) 9L-D, (d) – (f) ML6-15-D。参照信号の送信フォーカス深度: (a)と(d) 1 cm, (b)と(e) 2 cm, (c)と(f) 3 cm。評価信号の送信開口: (1) 1 cm, (2) 2 cm, (3) 3 cm。

各ファントムにおける各リニアアレイプローブでの各周波数における後方散乱係数評価結果の平均および周波数に対する傾きの平均と標準偏差を図 4.14 に示す。各ファントムとリニアアレイプローブにおいて、各周波数での評価値と傾きの平均と標準偏差の送信条件間の違いは、参照信号と評価信号に異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と比較して、同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の方が小さいことが確認された。各後方散乱係数評価条件において、参照信号と評価信号に同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の送信条件間の差は、各周波数での評価値では約 0.6 dB 以下、傾きでは約 0.06 dB/MHz 以下であった。一方で、参照信号と評価信号に異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合では、同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合での結果と、各周波数での評価値では最大で約 1.5 dB (図 4.14 (a)-2)、傾きでは最大で約 0.13 dB/MHz (図 4.14 (b)-1)の差が確認された。参照信号と評価信号に異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の差は、各リニアアレイプローブで同程度であった。また、9L-D では、参照信号の送信フォーカス深度が評価信号よりも深い場合に傾きが正の方向に大きくなる傾向が確認されたが、ML6-15-D では負の方向に大きくなっていた。標準偏差は、参照信号と評価信号に同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の各周波数での評価値では最大で約 ±0.07 dB (図 4.14 (a)-2)、傾きでは最大で約 ±0.05 dB/MHz (図 4.14 (b)-2)であったのに対し、異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の各周波数での評価値では最大で約 ±0.8 dB (図 4.14 (a)-2)、傾きでは約 ±0.13 dB/MHz (図 4.14 (b)-2)であった。参照信号と評価信号に異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合では、各周波数での評価値と傾きの標準偏差は送信条件 I の結果(図 4.7)と比較して送信条件 II (図 4.14)の方が大きかった。

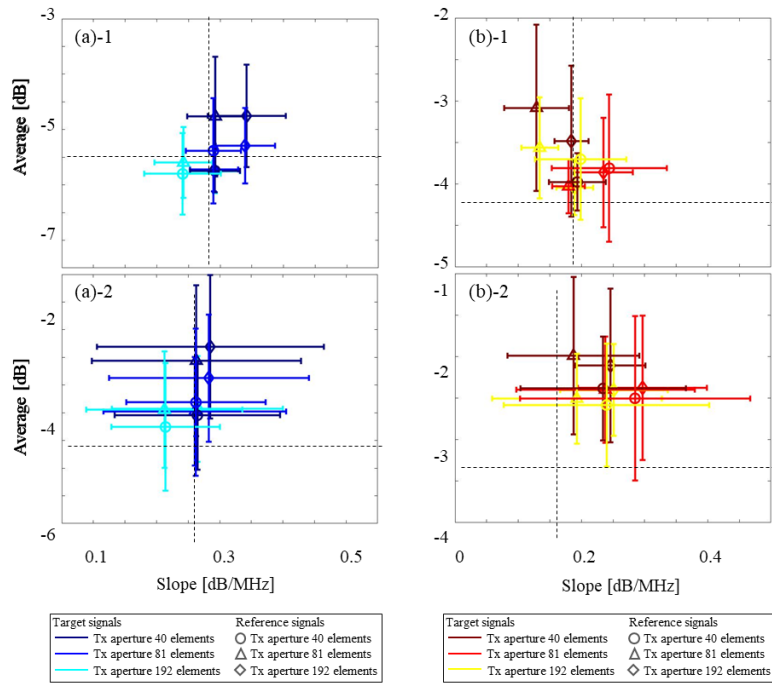


図 4.14 各ファントムにおける各リニアアレイプローブでの各周波数における後方散乱係数評価結果の平均および周波数に対する傾き。ファントム: (1) ファントム I, (2) ファントム II, リニアアレイプローブ: (a) 9L-D, (b) ML6-15-D.

各ファントムにおける各リニアアレイプローブの後方散乱係数評価結果と各ファントムにおける後方散乱係数の理論値間の偏差の平均と標準偏差を図 4.15 に示す。各ファントムとリニアアレイプローブにおいて、偏差の平均と標準偏差は、参照信号と評価信号に異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と比較して同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の方が小さかった。参照信号と評価信号に同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合を除いて、送信条件 I (図 4.8) と比較して送信条件 II における標準偏差の方が大きかった。各リニアアレイプローブにおける参照信号と評価信号に同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の差は同程度であり、ファントム II における 9L-D での結果 (図 4.15 (a)-2) で最大約 1.7 dB の差が確認された。

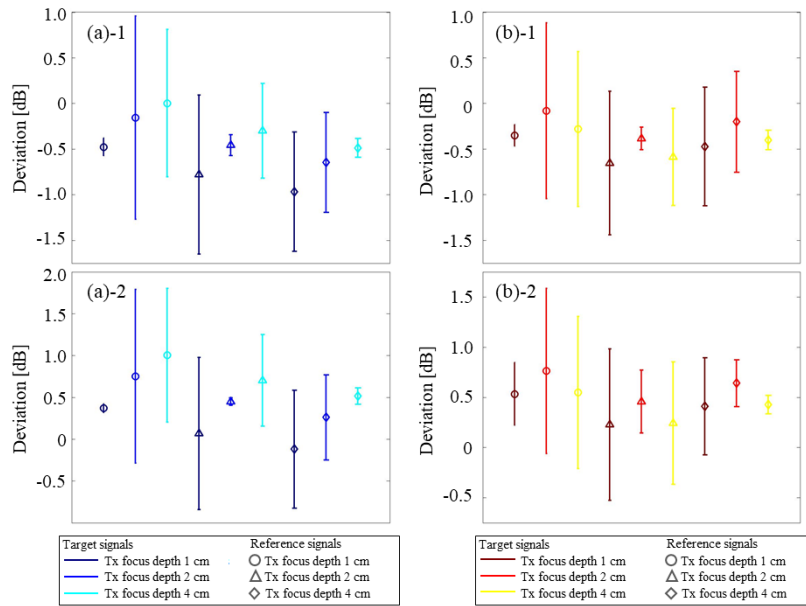


図 4.15 各ファントムにおける各リニアアレイプローブの後方散乱係数評価結果と理論値間の偏差. ファントム:(1) ファントム I, (2) ファントム II. リニアアレイプローブ:(a) 9L-D, (b) ML6-15-D.

### 4.3 考察

本章では、均質なファントムを対象として、リファレンスファントム法における参照信号と評価信号間の音場特性に違いが生じた場合の後方散乱係数評価結果への影響を検証した。超音波診断装置とリニアアレイプローブを用いて、異なる送信開口条件と送信フォーカス深度条件を組み合わせ(送信条件 I と送信条件 II)を設定することで異なる音場特性を再現した。リファレンスファントム法における参照信号と評価信号に、同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合に加えて、異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合においても後方散乱係数を評価し、各条件における後方散乱係数評価結果を各ファントムの後方散乱係数の理論値と比較した。

減衰係数と後方散乱係数の異なる 2 種類の均質なファントムとリファレンスファントム(表 4.1)を対象として、周波数の異なる 2 種類のリニアアレイプローブ(9L-D と ML6-15-D)を用いて送信条件 I と送信条件 II (表 4.2)によって RF エコー信号を取得し、振幅(図 3.3 と図 3.9)と周波数特性(図 4.4 と図 4.11)を確認した。各ファントムにおいて、送信条件間で異なる振幅の大きさや送信フォーカス深度依存性、周波数特性の形状、中心

周波数，帯域幅が確認された．また，各リニアアレイプローブにおいて，ファントム間で異なる振幅の大きさと送信フォーカス深度依存性，周波数特性の形状，中心周波数，帯域幅が確認された．送信条件 I の 9L-D では送信開口が大きくなるのに伴い全体の振幅が小さくなる傾向が確認された．送信条件 II の各リニアアレイプローブでは送信フォーカス深度条件間で送信フォーカス深度付近の振幅の比が異なっており，送信フォーカス深度が深くなるのに伴い全体の振幅が大きくなる傾向があった．また，送信条件 I における各リニアアレイプローブでの送信開口 192 素子の周波数特性は，9L-D では中心周波数が高周波側に，ML6-15-D では低周波側にシフトしていた．送信条件 II での周波数特性は，送信フォーカス深度が深くなるのに伴い，9L-D の中心周波数は低周波側に，ML6-15-D では高周波側にシフトしていた．これら結果から，音場特性が均質なファントムの散乱体の粒径や体積分立間とリニアアレイプローブの送信条件間で異なっていることが確認された．

リファレンスファントム法における参照信号と評価信号に同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合において，各ファントムの後方散乱係数を深度 1cm, 2cm, 3cm で評価した(図 4.5, 図 4.6, 図 4.12, 図 4.13)．各ファントム，リニアアレイプローブ，参照信号と評価信号の送信条件間において，評価深度間の後方散乱係数算出結果の違いは，参照信号と評価信号に異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と比較して，同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の方が小さいことが確認された．参照信号と評価信号に異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合における評価深度間の後方散乱係数評価結果の違いは，異なる送信開口を用いた場合(送信条件 I)における違いと比較して異なる送信フォーカス深度を用いた場合(送信条件 II)における違いの方が大きかった．また，各リニアアレイプローブ，参照信号と評価信号の送信条件間において，後方散乱係数評価結果の値と傾きがファントム間で異なっていることが確認された．ファントム間における後方散乱係数評価結果の値と傾きの違いの程度は，送信条件と評価深度間で異なっていた．

各ファントム，リニアアレイプローブ，参照信号と評価信号の送信条件における各評

評価深度での後方散乱係数評価結果の各周波数における平均的な評価値、および、周波数に対する傾きを評価した(図 4.7 と図 4.14). 評価値と傾きの両方において、参照信号と評価信号に同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と比較して、異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の方が送信条件間の違いが大きいことが確認された. 参照信号と評価信号に同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の差は、評価値では最大で約 1.5 dB (図 4.14 (a)-2), 傾きでは最大で約 0.13 dB/cm/MHz (図 4.14 (b)-2)であった. これらの差は、Faran model を用いて体積分率を 0.5%, 音響インピーダンス比を 0.3 とした場合の後方散乱係数では、評価対象の散乱体が粒径 20  $\mu\text{m}$  であった場合に、粒径約 90  $\mu\text{m}$  と過大評価してしまう差に相当する. また、参照信号と評価信号に異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の各周波数での評価値の差は、送信条件 I では ML6-15-D と比較して 9L-D の方が大きく、送信条件 II では各リニアアレイプローブで同程度であった. また、送信条件 I での周波数に対する傾きは、9L-D では参照信号の送信開口が評価信号よりも小さい場合に正の方向に大きくなる傾向が確認されたが、ML6-15-D では負の方向に大きくなっていった. 一方で、送信条件 II での周波数に対する傾きは、9L-D では参照信号の送信フォーカス深度が評価信号よりも深い場合に傾きが正の方向に大きくなる傾向が確認され、ML6-15-D では負の方向に大きくなっていった. 各周波数での評価値と傾きの標準偏差では、参照信号と評価信号に同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と比較して異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の方が大きいことが確認された. 異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の標準偏差は、評価値では  $\pm 0.8$  dB (図 4.14 (b)-1), 傾きでは約  $\pm 0.13$  dB/MHz (図 4.14 (b)-2)であった. また、各ファントム、リニアアレイプローブ、参照信号と評価信号の送信条件における各評価深度での後方散乱係数評価結果と各ファントムの後方散乱係数の理論値間の偏差を評価した(図 4.8 と図 4.15). ファントム II における 9L-D の送信条件 II での後方散乱係数評価結果と理論値間の差(図 4.15 (a)-2)が最も大きく、約 1.7 dB の差が確認された. また、参照信号と評価信号に同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合

と比較して異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の方が偏差の標準偏差が大きいことが確認された。参照信号と評価信号に異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合における偏差の標準偏差は、異なる送信開口を用いた場合(送信条件 I)と比較して異なる送信フォーカス深度を用いた場合(送信条件 II)の方が大きかった。これらの結果から、参照信号と評価信号間の音場特性(振幅特性と周波数特性)の違いが後方散乱係数評価結果に影響を与えていることが確認された。参照信号と評価信号間の深度方向の振幅分布の違いが後方散乱係数評価結果の値に、周波数特性の違いが傾きに影響を与えていた。また、参照信号と評価信号間の PSF の違いと比較して、参照信号と評価信号間の深さ方向の振幅分布の違いの方が大きく後方散乱係数評価結果に影響を与えていることが確認された。そのため、生体観察時に生じる皮下組織や脂肪層などの音速の異なる構造や、骨などによる実行的な送受信開口の大きな損失などが原因となる送信フォーカス深度の変化は、後方散乱係数の評価結果に大きな影響を与えることが想定される。

均質なファントムを対象として、異なる複数の超音波診断装置とリニアアレイプローブによる散乱係数評価結果とファントムの後方散乱係数の理論値を比較した報告例<sup>[53]</sup>では、後方散乱係数評価結果と理論値間の差は最大で約 0.2 dB であった。また、後方散乱係数によって脂肪肝の進行度の評価を試みた報告例<sup>[43]</sup>では、軽度脂肪肝と重度脂肪肝間で確認された後方散乱係数評価結果の差は、本検証で確認された参照信号と評価信号に同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の平均的な後方散乱係数評価値の差(約 1.5 dB)と、参照信号と評価信号に異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の後方散乱係数評価結果と理論値間の差(約 1.7 dB)よりも若干大きい約 2.0 dB であった。そのため、本検証において再現された参照信号と評価信号間の音場特性の違いは後方散乱係数評価結果のばらつきの一要因であり、後方散乱係数を用いた生体組織性状の評価精度を低下させる要因となる得ると考えられる。

## 5 参照信号と評価信号間の音場特性の違いが後方散乱係数評価結果に与える影響の検証 - 生体組織を対象とした検証

### 5.1 評価方法

#### 5.1.1 評価対象とデータ取得方法

健康者ボランティアの肝臓, 乳腺, 甲状腺を対象として, 超音波診断装置(LOGIQ S8)と周波数の異なる2種類のリニアアレイプローブ(9L-DとML6-15-D)を用いて16 bitのRFエコー信号を異なる複数の音場特性下で取得した. 4章におけるRFエコー信号取得時の送受信条件と同様に, 送信フォーカス深度を2 cmに固定し, 送信開口を40素子, 81素子, 192素子に設定した場合(送信条件 I)と, 送信開口を81素子に固定し, 送信フォーカス深度を1 cm, 2 cm, 4 cmに設定した場合(送信条件 II)の各送信条件にてRFエコー信号を取得した. 各リニアアレイプローブにおける送信開口81素子, 送信フォーカス2 cmに設定した際の深度2 cmでの深度方向のPSFは表4.2に示す通りである. また, 各リニアアレイプローブにおける各送受信条件の各深度での方位方向のPSFは図4.1(a)-1, (a)-2, (b)-1, (b)-2に, 送信開口81素子, 送信フォーカス深度2 cmに設定した際の各深度でのエレベーション方向のPSFは図4.1(a)-3と(b)-3に示す通りである. 各生体組織のデータ取得時には息止めを行い, 可能な限り同じ領域でRFエコー信号を取得した. 肝臓のRFエコー信号は, 比較的皮下組織の薄い右肋間アプローチによりSegment 5領域もしくはSegment 6領域から比較的深部まで肝実質が描画される断面を選択し, 大きな血管を避けて取得した. 乳腺のRFエコー信号は, 乳頭を避け, 脂肪組織と乳腺組織の層構造が比較的明瞭な断面を選択して取得した. 甲状腺のRFエコー信号は, 右葉の短軸像が比較的広く描画される断面を選択し, 大きな血管を避けて取得した. なお, ML6-15-Dでは肝実質の後方散乱係数の評価に十分な信号ノイズ比を有するRFエコー信号を取得できなかったため, 肝臓のRFエコー信号の取得には9L-Dのみを用いた. また, 各生体組織の減衰量の補正と後方散乱係数の評価で使用する音速と減衰

係数には文献値<sup>[87]-[88]</sup>を用いた。各生体組織における音速と減衰係数の文献値を表 5.1 に示す。

各生体組織における後方散乱係数評価結果と比較するために、均質なファントムからも RF エコー信号を取得した。各生体組織の RF エコー信号取得時と同じ超音波診断装置、周波数の異なる 2 種類のリニアアレイプローブ、送信条件(送信条件 I と送信条件 II)を用いて、4 章で用いた粒径 10  $\mu\text{m}$  のガラスビーズを体積分立 0.5 % で混入させて作成した均質なファントム(音速  $1488.4 \pm 0.5 \text{ m/s}$ , 減衰係数  $0.12 \pm 0.01 \text{ dB/cm/MHz}$ )から、異なる 2 断面における RF エコー信号を取得した。

表 5.1 各生体組織の音速と減衰係数

生体組織	音速 [m/s]	減衰係数 [dB/cm/MHz]
皮下組織 (腹部, 頸部)	1600	0.7
肝実質	1540	0.5
脂肪層 (乳腺)	1500	0.7
乳腺層	1500	0.7
甲状腺実質	1540	0.5

## 5.1.2 後方散乱係数評価方法

4.1.3 で用いた後方散乱係数評価法(リファレンスファントム法)と同様の手法により、送信条件 I と送信条件 II における各送信条件(各送信開口と各送信フォーカス深度の組み合わせ)で取得した RF エコー信号の組み合わせを参照信号と評価信号の組み合わせとすることで、参照信号と評価信号に同じ送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合と異なる送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合において各生体組織の後方散乱係数を評価した。リファレンスファントムには、評価対象でもある均質なファントム(ガラスビーズの粒径 10  $\mu\text{m}$ , 体積分立 0.5 %)を用いた。4 章において複数の均質なファントムの後方散乱係数を評価した際と同じ条件の ROI (深度方向と方位方向の大きさが各方向の PSF の 5 倍)を深度方向と方位方向に 50 % 被るように走査させることで各位置における後方散乱係数を評価した。各位置における後方散乱係数評価結果から、各

リニアアレイプローブの-12 dB の周波数帯域(9L-D: 4.5 MHz - 8.5 MHz, ML6-15D: 7.5 MHz - 12.5 MHz)における後方散乱係数評価結果の平均を算出した。また、肝実質内、乳腺組織内、甲状腺実質内にできるだけ大きな解析領域を設定し、解析領域内の後方散乱係数評価結果の平均と標準偏差を算出した。解析領域は各生体組織とリニアアレイプローブごとに送信開口条件間で同じ範囲に設定した。均質なファントムにおいても肝実質内、乳腺組織内、甲状腺実質内それぞれに設定した各解析領域と同一範囲に解析領域を設定することで、各生体組織と同範囲における後方散乱係数評価結果の平均と標準偏差を算出した。各解析領域における後方散乱係数評価結果から、各周波数における後方散乱係数評価結果の平均と標準偏差と、周波数に対する後方散乱係数評価結果の傾きの平均と標準偏差を算出した。また、送信条件 I では参照信号と評価信号に送信開口 40 素子を用いた場合を、送信条件 II では参照信号と評価信号に送信フォーカス深度 1 cm を用いた場合を参照条件とし、参照条件における解析領域内の後方散乱係数評価結果 ( $\log_{10} \delta_b reference$ ) とその他の条件における解析領域内の後方散乱係数評価結果間の偏差を式(5.1)により算出した。

$$Deviation = \frac{1}{BW} \sum_{f \text{ in } BW} (\log_{10} \delta_b evaluated - \log_{10} \delta_b reference) \quad (5.1)$$

## 5.2 評価結果

### 5.2.1 送受信条件 I

各リニアアレイプローブによって取得された各生体組織の B-mode 画像を図 5.1 に示す。各生体組織、リニアアレイプローブ、送信開口条件において、振幅の送信フォーカス深度依存性と全体の振幅が異なっていることが確認された。各生体組織における後方散乱係数の解析領域を図 5.2 に示す。解析領域を白枠で示している。各リニアアレイプローブによって取得された各生体組織における各深度での包絡振幅を図 5.3 に示す。包絡振幅は各解析領域の方位方向の範囲を平均することで算出した。また、点線は各解析領域の深度方向の範囲を示している。B-mode 画像において確認されたように、生体組織間で異なる振幅の送信フォーカス深度依存性が確認され、送信開口が大きくなるのに伴い送信フォーカス深度(2 cm)付近の振幅が大きくなっていった。乳腺と甲状腺において

は、9L-Dにおける振幅の送信フォーカス深度依存性(図 5.3 (b)と図 5.3 (c))と比較して、ML6-15-Dにおける振幅の送信フォーカス深度依存性(図 5.3 (d)と図 5.3 (e))の方が明瞭であった。各リニアアレイプローブによって取得された各生体組織の周波数特性を図 5.4 に示す。周波数特性は各解析領域内で算出された周波数特性を平均することで算出した。各生体組織、リニアアレイプローブ、送信開口条件において、周波数特性の形状、中心周波数、帯域幅が異なっていることが確認された。

各リニアアレイプローブによって取得された均質なファントムの B-mode 画像は図 4.2 (9L-D: (a)-1, (a)-2, (a)-3, ML6-15-D: (d)-1, (d)-2, (d)-3)に、各深度における包絡振幅は図 4.3 (9L-D: (a)-1, ML6-15-D: (b)-1)に示す通りである。各リニアアレイプローブにおいて、送信開口条件間で振幅の送信フォーカス深度依存性が異なっていることが確認された。送信開口が大きくなるのに伴い送信フォーカス深度(2 cm)付近の包絡振幅の分布はより急峻な分布を示していた。また、各リニアアレイプローブにおいて、各生体組織における送信開口条件間の振幅の送信フォーカス深度依存性の違い(図 5.3)と比較して、均質なファントムにおける送信開口条件間の振幅の送信フォーカス深度依存性の違い(図 4.3)の方が明瞭に確認された。各リニアアレイプローブの各生体組織における解析領域と同じ範囲内で平均することで算出した周波数特性を図 5.5 に示す。各リニアアレイプローブと送信開口条件において、周波数特性の形状、中心周波数、帯域幅が異なっていることが確認された。各リニアアレイプローブにおける送信条件間の周波数特性の形状、中心周波数、帯域幅の違いの程度は、周波数特性を算出した領域が対応する各生体組織で確認された送信条件間の周波数特性の形状、中心周波数、帯域幅の違いとは異なっていた。

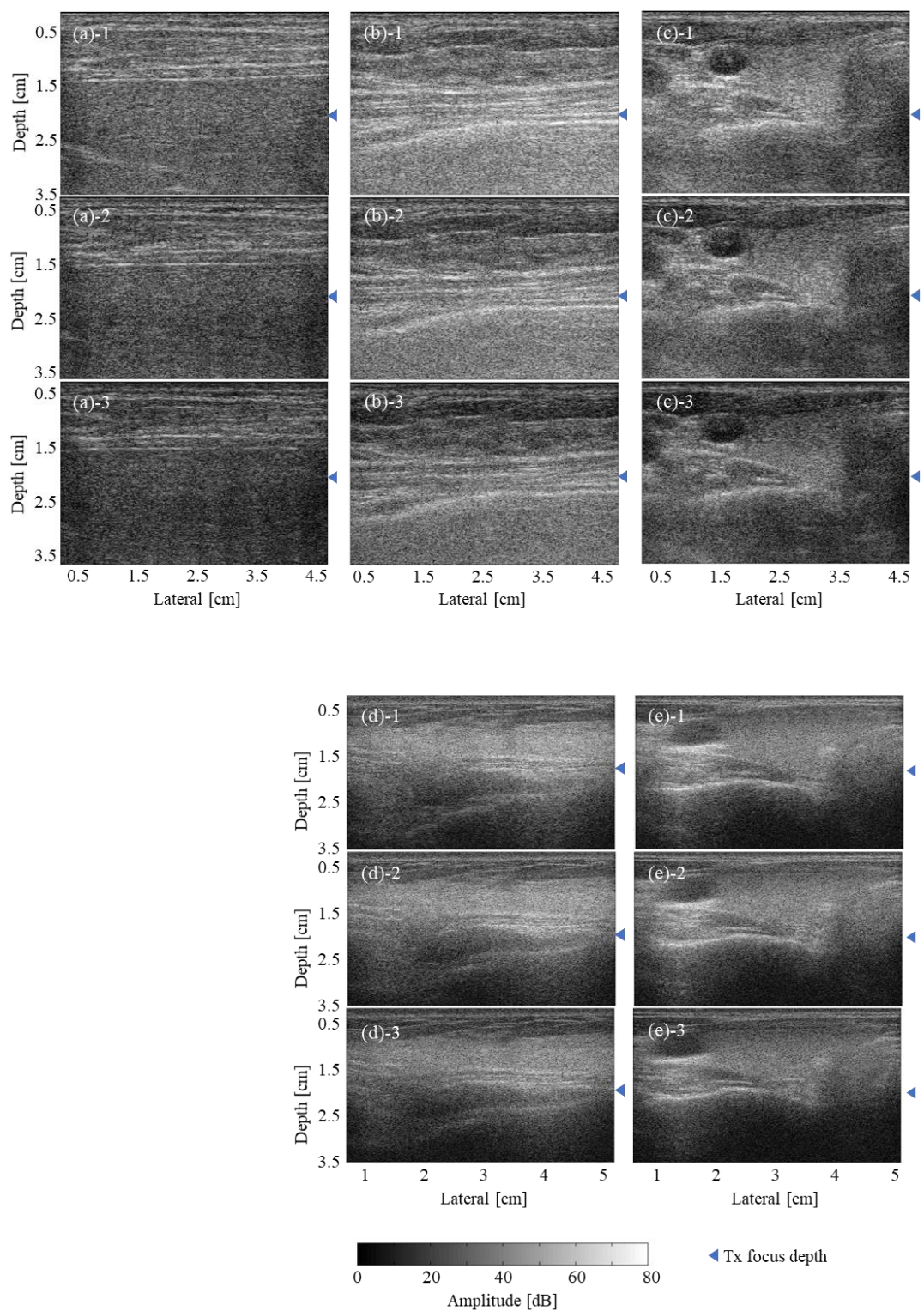


図 5.1 各リニアアレイプローブによって取得された健常者の肝臓, 乳腺, 甲状腺の B-mode 画像.  
 生体組織: (a) 肝臓, (b)と(d) 乳腺, (c)と(e) 甲状腺. リニアアレイプローブ: (a)–(c) 9L-D, (d)–  
 (e) ML6-15-D. 送信開口: (1) 40 素子, (2) 81 素子, (3) 192 素子.

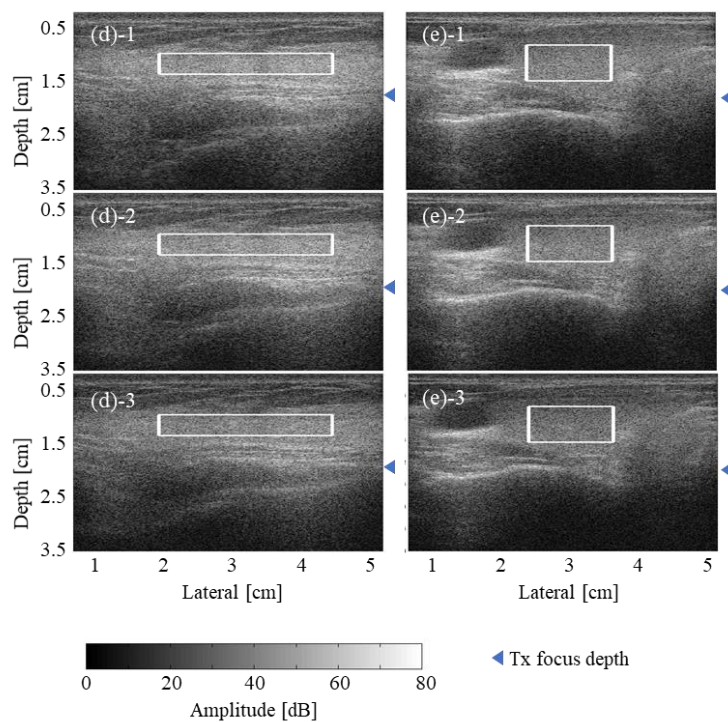
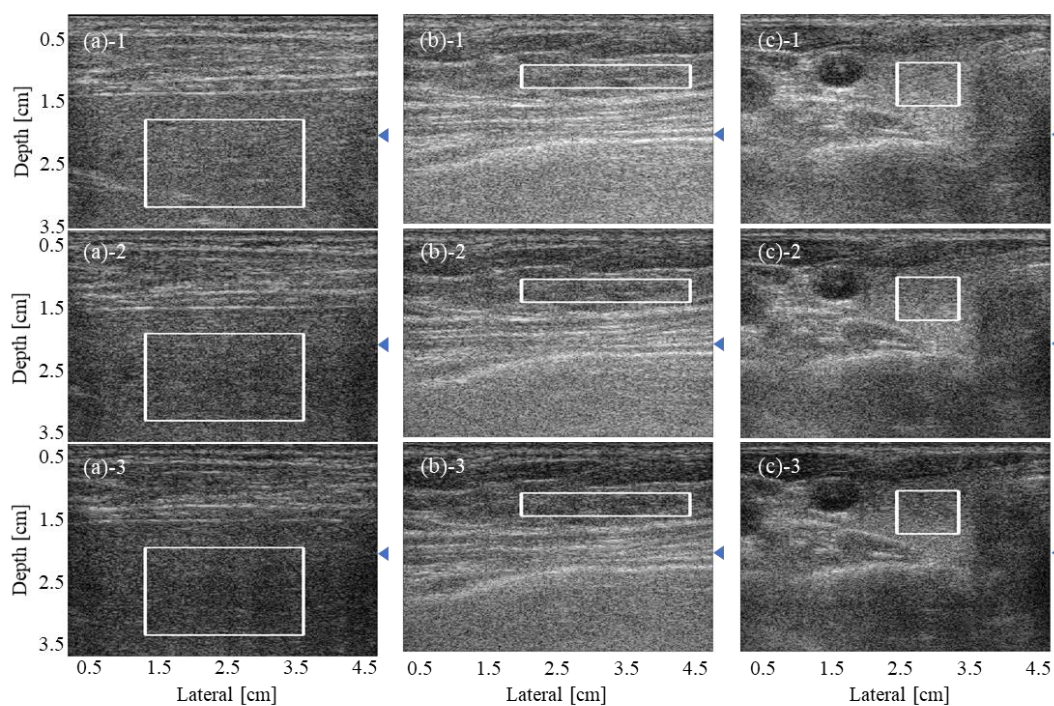


図 5.2 各評価信号における解析領域. 生体組織: (a) 肝臓, (b)と(d) 乳腺, (c)と(e) 甲状腺. リニアアレイプローブ: (a)–(c) 9L-D, (d)–(e) ML6-15-D. 送信開口: (1) 40 素子, (2) 81 素子, (3) 192 素子.

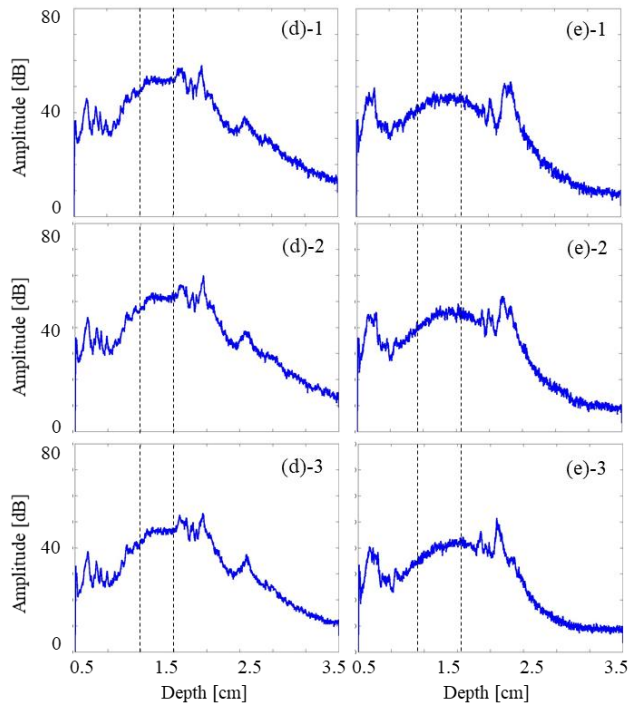
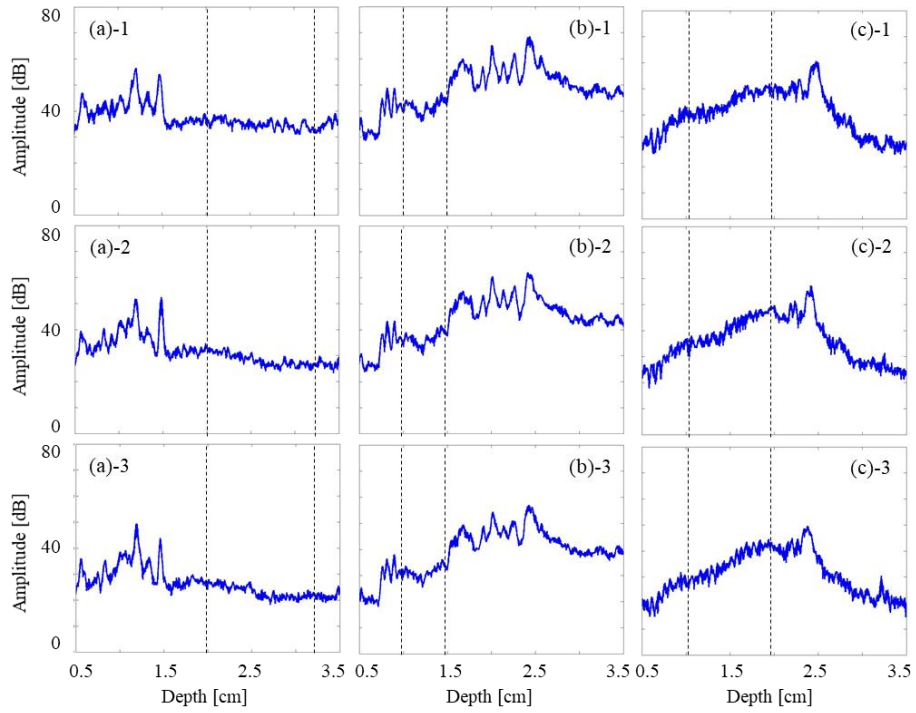


図 5.3 各評価信号における各深度の包絡振幅. 生体組織: (a) 肝臓, (b)と(d) 乳腺, (c)と(e) 甲状腺. リニアアレイプローブ: (a) – (c) 9L-D, (d) – (e) ML6-15-D. 送信開口: (1) 40 素子, (2) 81 素子, (3) 192 素子.

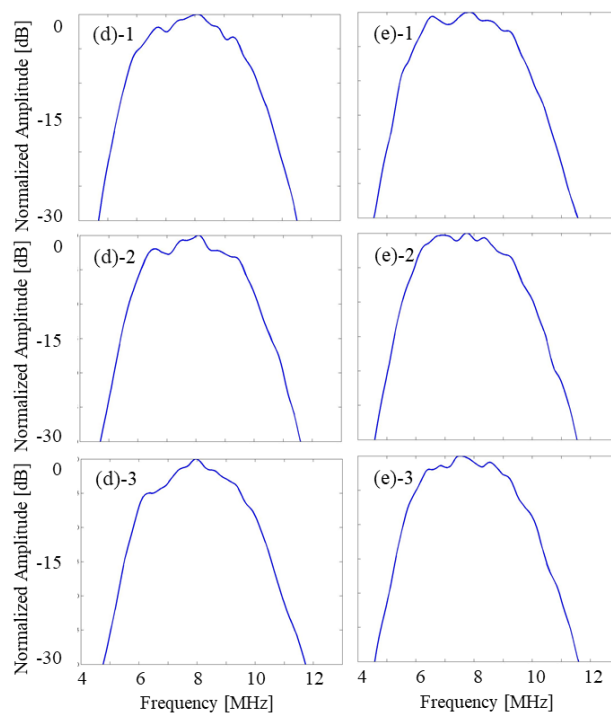
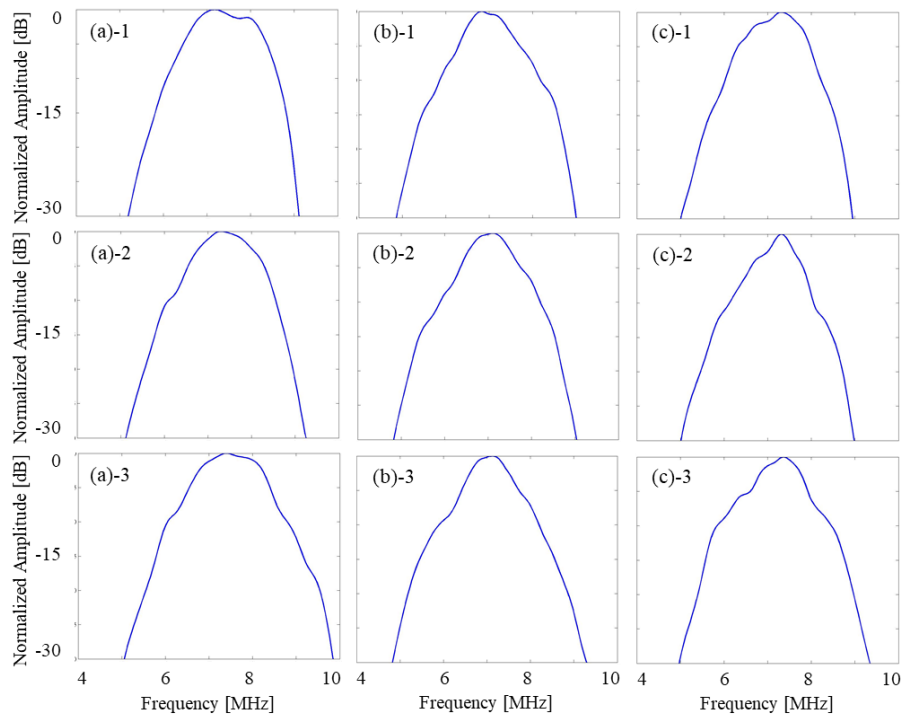


図 5.4 各評価信号における周波数特性. 生体組織: (a) 肝臓, (b)と(d) 乳腺, (c)と(e) 甲状腺. リニアアレイプローブ: (a) – (c) 9L-D, (d) – (e) ML6-15-D. 送信開口: (1) 40 素子, (2) 81 素子, (3) 192 素子.

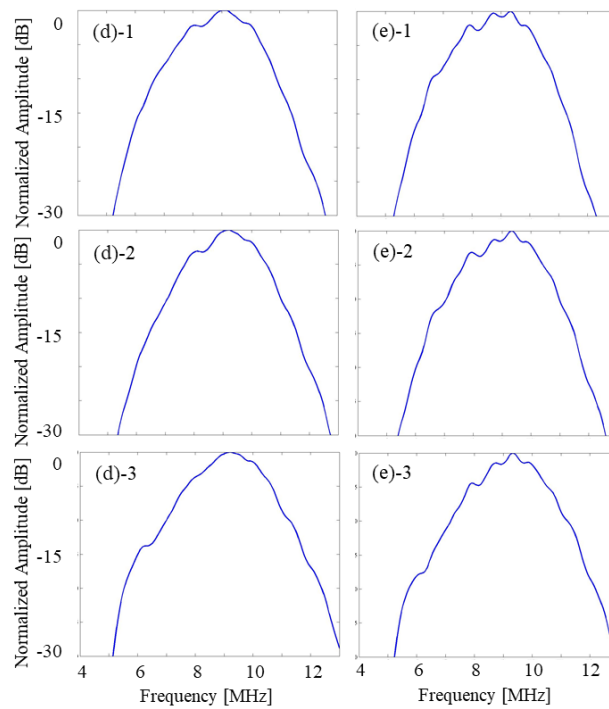
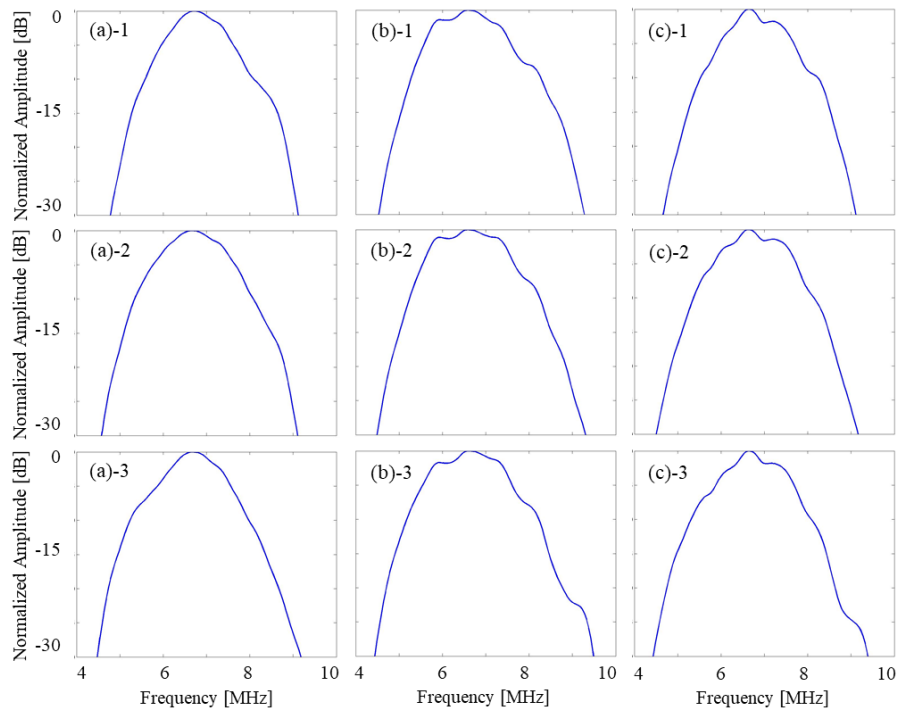


図 5.5 均質なファントムにおける周波数特性. 解析領域: (a) 肝臓, (b)と(d) 乳腺, (c)と(e) 甲状腺. リニアアレイプローブ: (a) – (c) 9L-D, (d) – (e) ML6-15-D. 送信開口: (1) 40 素子, (2) 81 素子, (3) 192 素子.

9L-D における肝臓の各位置での平均的な後方散乱係数評価結果を B-mode 画像に重畳した画像を図 5.6 に示す。また、各リニアアレイプローブにおける乳腺と甲状腺の各位置での平均的な後方散乱係数評価結果を B-mode 画像に重畳した画像を図 5.7 と図 5.8 に示す。各リニアアレイプローブと参照信号と評価信号間の送信開口条件の組み合わせにおいて、生体組織間で後方散乱係数評価結果が異なっていることが確認された。参照信号と評価信号に同じ送信開口条件で得られた RF エコー信号を用いた場合と比較して、参照信号と評価信号に同じ送信開口条件で得られた RF エコー信号を用いた場合の方が、送信開口条件間の後方散乱係数評価結果の違いが小さかった。また、各後方散乱係数評価結果に送信フォーカス依存性が確認された。送信フォーカス深度付近の後方散乱係数評価結果が低値を示す傾向にあり、参照信号の送信開口条件が大きくなるのに伴い顕著であった。各生体組織、リニアアレイプローブ、参照信号と評価信号間の送信開口条件の組み合わせにおいて、B-mode 画像上で識別可能な生体組織間の違いが後方散乱係数評価結果上でも識別可能であった。

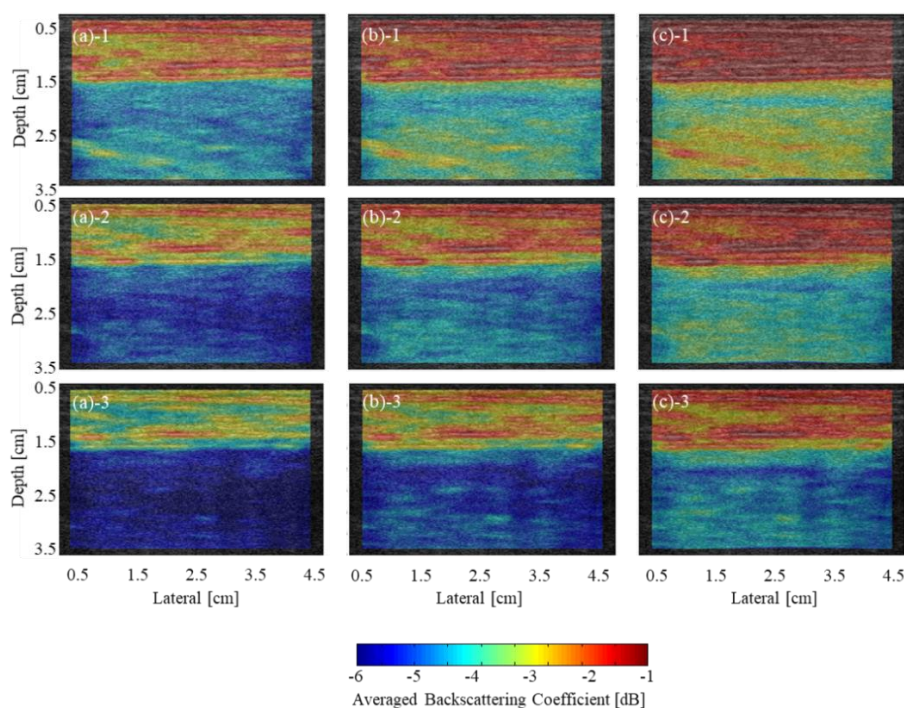


図 5.6 9L-D における肝臓の後方散乱係数評価結果。参照信号: (1) 40 素子, (2) 81 素子, (3) 192 素子。評価信号: (a) 40 素子, (b) 81 素子, (c) 192 素子。

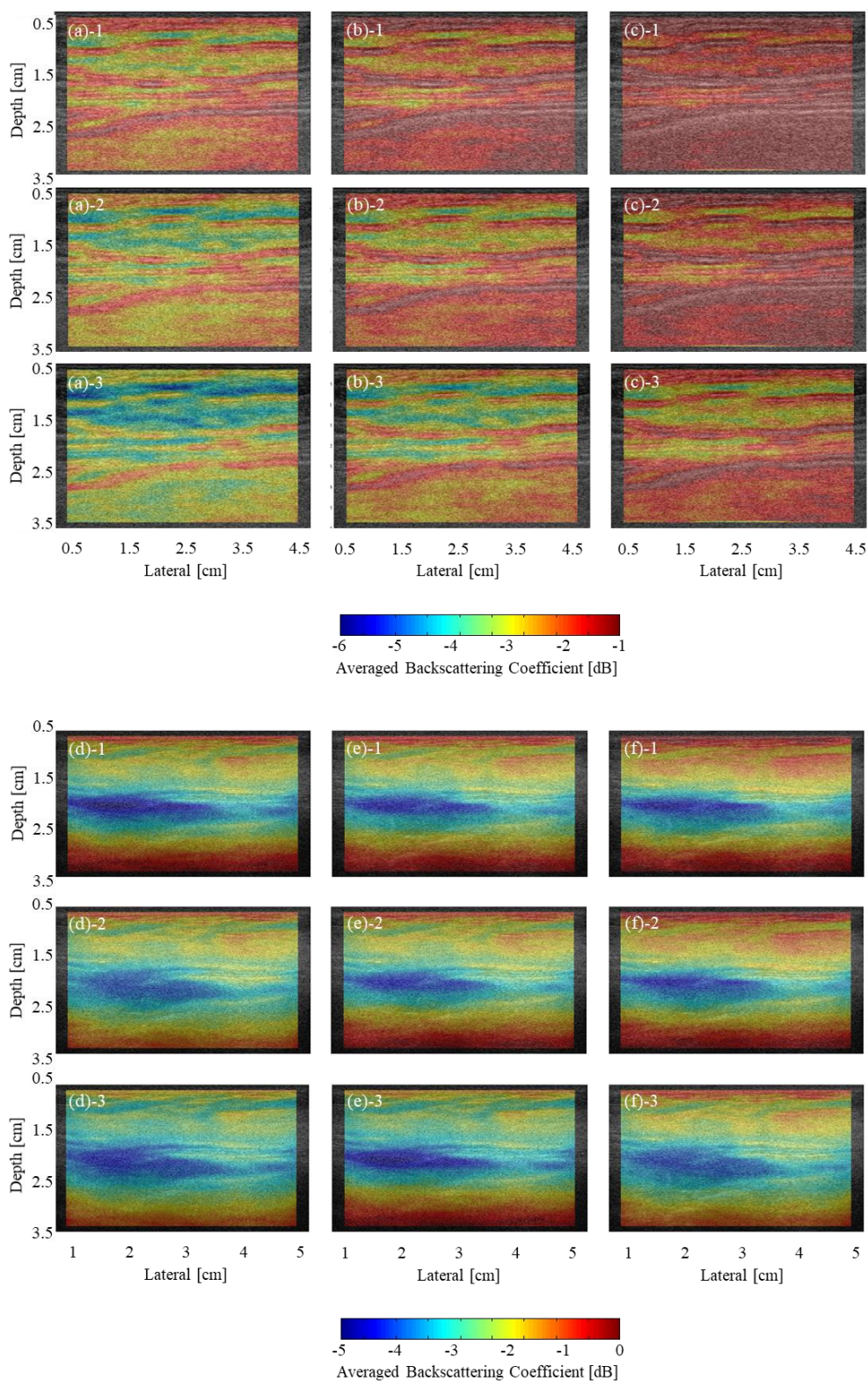


図 5.7 各リニアプローブにおける乳腺の後方散乱係数評価結果。リニアアレイプローブ: (a)–(c) 9L-D, (d)–(f) ML6-15-D. 参照信号: (1) 40 素子, (2) 81 素子, (3) 192 素子. 評価信号: (a) と (d) 40 素子, (b) と (e) 81 素子, (c) と (f) 192 素子.

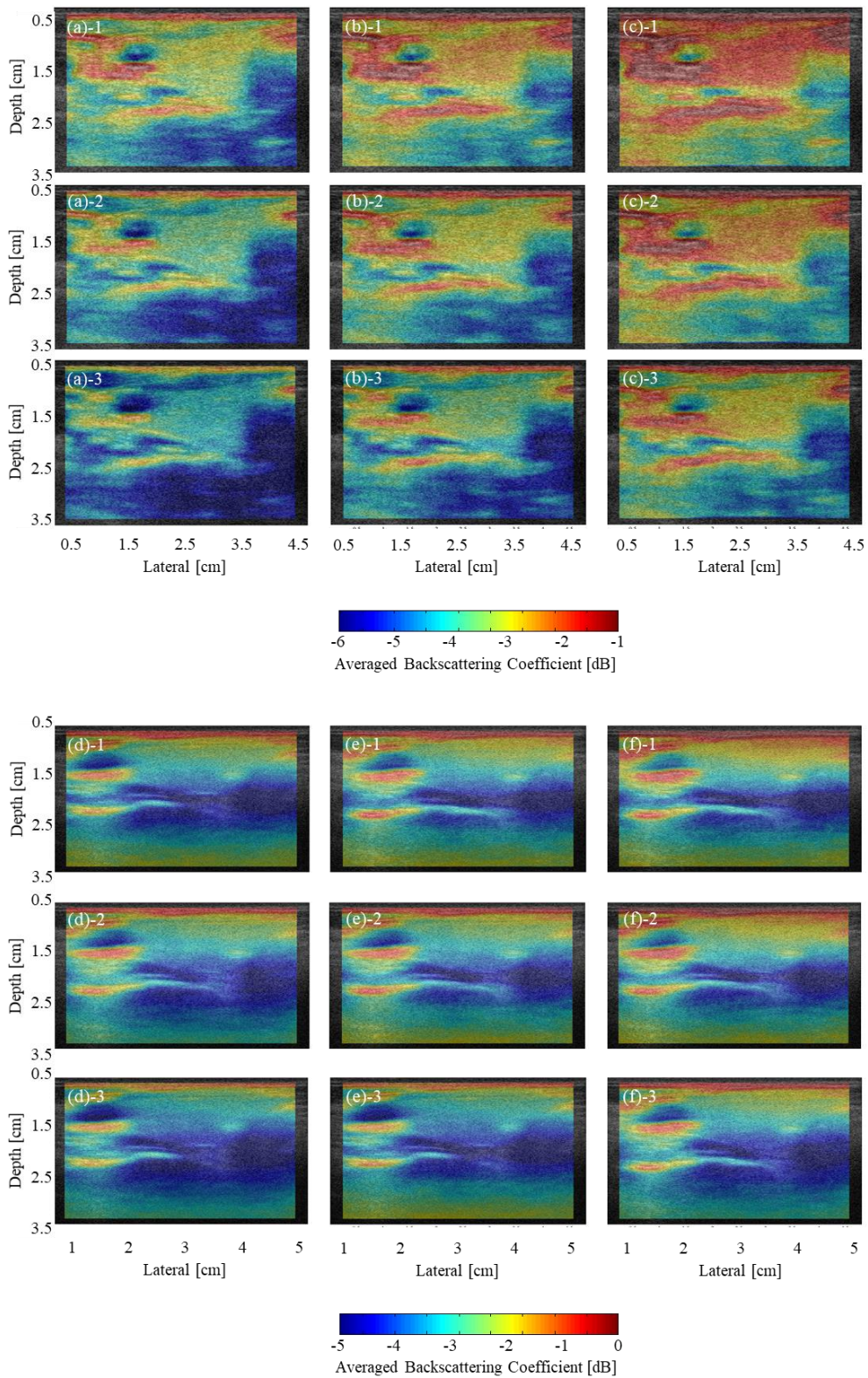


図 5.8 各リニアプローブにおける甲状腺の後方散乱係数評価結果. リニアアレイプローブ: (a) – (c) 9L-D, (d)–(f) ML6-15-D. 参照信号: (1) 40 素子, (2) 81 素子, (3) 192 素子. 評価信号: (a)と(d) 40 素子, (b)と(e) 81 素子, (c)と(f) 192 素子.

各リニアアレイプローブにおける各評価対象(肝実質, 乳腺, 甲状腺実質, 均質なファントム)の解析領域内での後方散乱係数の平均と標準偏差を図 5.9 に, 各周波数での後方散乱係数評価結果の平均および周波数に対する傾きの平均と標準偏差を図 5.10 に示す. 各リニアアレイプローブと参照信号と評価信号間の送信開口条件の組み合わせにおいて, 評価対象間で後方散乱係数評価結果の値と傾きが異なっていることが確認された. 均質なファントムにおいては, 各生体組織の解析領域と対応する均質なファントムでの解析領域間で後方散乱係数評価結果の値と傾きが異なっており, 各生体組織と比較して標準偏差は小さい傾向にあった. 各リニアアレイプローブと評価対象において, 参照信号と評価信号間の送信開口条件の組み合わせ間で後方散乱係数評価結果の値と傾きが異なっていることが確認された. 参照信号と評価信号に異なる送信開口条件で得られた RF エコー信号を用いた場合の違いと比較して, 同じ送信開口条件で得られた RF エコー信号を用いた場合の方が, 参照信号と評価信号間の送信開口条件の組み合わせ間の後方散乱係数評価結果の値と傾きの違いは小さかった. 参照信号と評価信号に同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の各周波数での評価値の送信条件間の差は約 0.2 dB 以下, 傾きの送信条件間の差は約 0.12 dB/MHz 以下であった. 一方で, 異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合では, 同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と, 各周波数での評価値では最大で約 1.1 dB, 傾きでは最大で約 0.25 dB/MHz の差が確認された(図 5.10 肝臓・均質なファントム(解析領域: 肝臓)). 標準偏差は, 同じ送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合と比較して異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の方が大きかった. 異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合では, 同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と, 各周波数での評価値では最大で約 0.08 dB(図 5.10 ML6-15 甲状腺・均質なファントム(解析領域: 甲状腺)), 傾きでは最大で約 0.07 dB/MHz(図 5.10 ML6-15 乳腺・均質なファントム(解析領域: 乳腺))の差が確認された. また, 送信開口条件間における異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の結果との差の傾向は, 各生体組織と解析領域が一致する均質なファントムでの結果間でおおむね一致した.

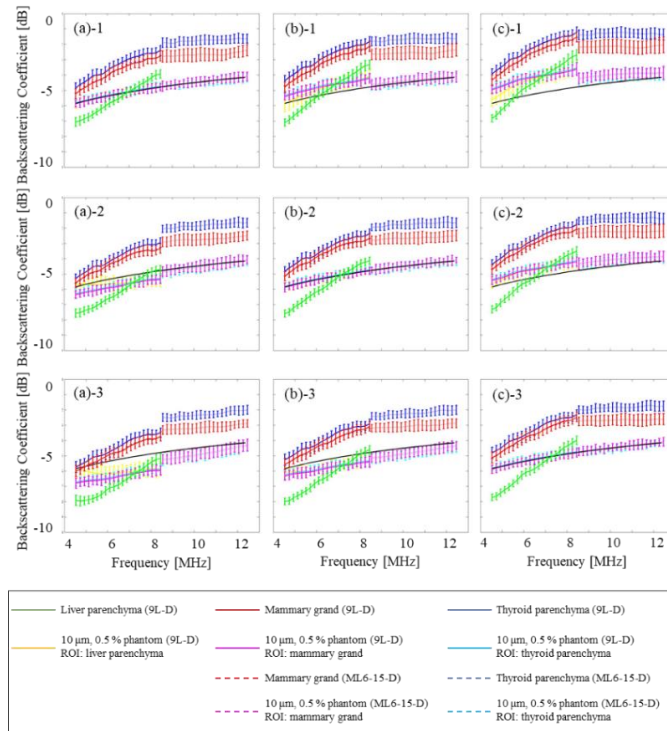


図 5.9 各評価対象における解析領域内の後方散乱係数評価結果. 参照信号: (a) 40 素子, (b) 81 素子, (c) 192 素子. 評価信号: (1) 40 素子, (2) 81 素子, (3) 192 素子.

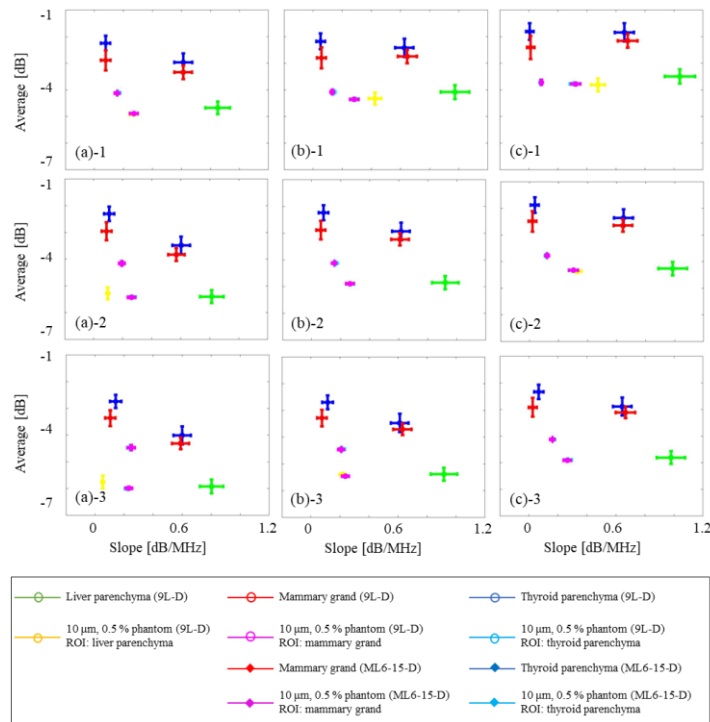


図 5.10 各周波数における後方散乱係数評価結果の平均および周波数に対する傾き. 参照信号: (a) 40 素子, (b) 81 素子, (c) 192 素子. 評価信号: (1) 40 素子, (2) 81 素子, (3) 192 素子.

各リニアアレイプローブにおける各評価対象の参照条件(参照信号と評価信号に送信開口40素子を用いた場合)とその他の条件間の後方散乱係数評価結果の偏差の平均と標準偏差を図5.11に示す。各リニアアレイプローブと参照信号と評価信号間の送信開口条件の組み合わせにおいて、評価対象間で偏差の平均と標準偏差が異なっていることが確認された。均質なファントムにおいては、各生体組織の解析領域と対応する均質なファントムでの解析領域間で偏差の平均と標準偏差が異なっていた。各リニアアレイプローブと評価対象において、参照信号と評価信号間の送信開口条件の組み合わせ間で偏差の平均と標準偏差が異なっていることが確認された。参照信号と評価信号に異なる送信開口条件で得られたRFエコー信号を用いた場合と比較して、同じ送信開口条件で得られたRFエコー信号を用いた場合の方が、偏差の平均と標準偏差が小さいことが確認された。生体組織(肝実質、乳腺、甲状腺実質)における参照信号と評価信号に同じ送信開口条件で得られたRFエコー信号を用いた場合の参照条件と差は、9L-Dにおける肝実質での参照信号と評価信号の送信開口が192素子の場合(図5.10(c)-3)で最も大きく、その差は約0.4dBであった。均質なファントムにおける参照信号と評価信号に同じ送信開口条件で得られたRFエコー信号を用いた場合の参照条件と差は、9L-Dにおける参照信号と評価信号の送信開口が192素子の肝実質と同じ範囲に解析領域を設定した場合(図5.10(c)-3)で最も大きく、その差は約0.3dBであった。また、生体組織における参照信号と評価信号に異なる送信開口条件で得られたRFエコー信号を用いた場合の参照条件と差は、9L-Dにおける肝実質での参照信号の送信開口が40素子、評価信号の送信開口が192素子の場合(図5.10(a)-3)で最も大きく、その差は約1.4dBであった。均質なファントムにおける参照信号と評価信号に異なる送信開口条件で得られたRFエコー信号を用いた場合の参照条件と差は、9L-Dにおける参照信号の送信開口が192素子、評価信号の送信開口が40素子の乳腺と同じ範囲に解析領域を設定した場合(図5.10(c)-1)で最も大きく、その差は約1.5dBであった。

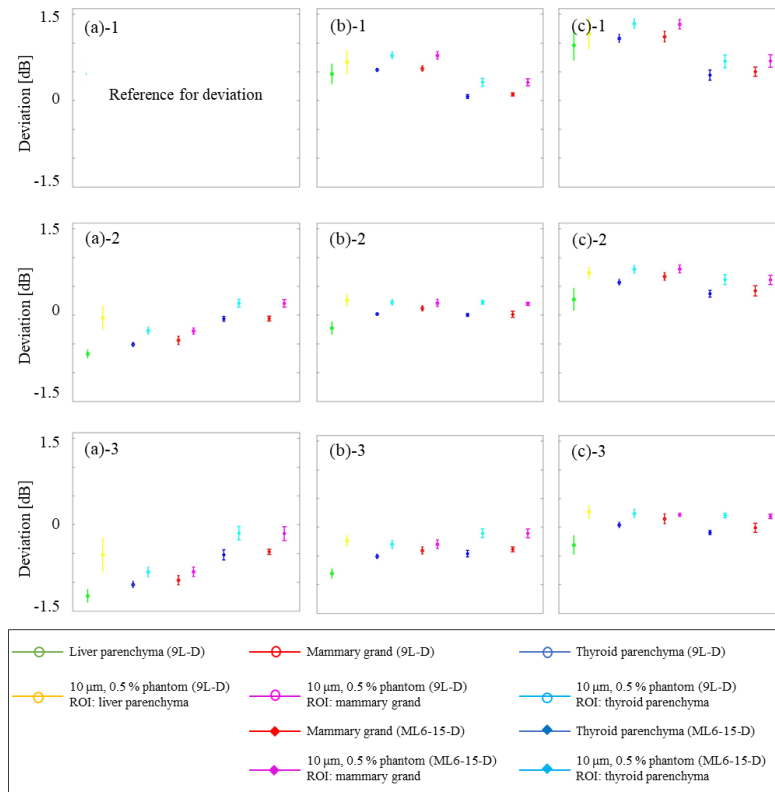


図 5.11 各評価対象における参照条件とその他の条件における後方散乱係数評価結果の偏差算出結果. . 参照信号: (a) 40 素子, (b) 81 素子, (c) 192 素子. 評価信号: (1) 40 素子, (2) 81 素子, (3) 192 素子. 参照条件: (a) - 1 (参照信号 40 素子, 評価信号 40 素子).

## 5.2.2 送受信条件 II

各リニアアレイプローブによって取得された各生体組織の B-mode 画像を図 5.12 に、後方散乱係数の解析領域を図 5.13 に示す。各生体組織、リニアアレイプローブ、送信フォーカス深度条件において、振幅の送信フォーカス深度依存性と全体の振幅が異なっていることが確認された。各リニアアレイプローブによって取得された各生体組織における各深度での包絡振幅を図 5.14 に示す。包絡振幅は各解析領域の方位方向の範囲を平均することで算出した。B-mode 画像において確認されたように、生体組織間で異なる振幅の送信フォーカス依存性が確認され、各送信フォーカス条件において送信フォーカス深度付近の振幅が大きくなっていた。各リニアアレイプローブによって取得された各生体組織の周波数特性を図 5.15 に示す。周波数特性は各解析領域内で算出された周波数特性を平均することで算出した。各生体組織、リニアアレイプローブ、送信フォーカ

ス深度条件において、周波数特性の形状、中心周波数、帯域幅が異なっていることが確認された。

各リニアアレイプローブによって取得された均質なファントムの B-mode 画像は図 4.9 (9L-D: (a)-1, (a)-2, (a)-3, ML6-15-D: (d)-1, (d)-2, (d)-3)に、各深度における包絡振幅は図 4.10 (9L-D: (a)-1, ML6-15-D: (b)-1)に示す通りである。各リニアアレイプローブにおいて、送信フォーカス深度条件間で振幅の送信フォーカス深度依存性が異なっていることが確認された。送信フォーカス深度が 1 cm と 2 cm の場合では送信フォーカス深度付近の包絡振幅の分布が急峻な分布を示していた。また、各リニアアレイプローブにおいて、各生体組織における送信フォーカス深度条件間の振幅の送信フォーカス深度依存性の違い(図 5.14)と比較して、均質なファントムにおける送信開口条件間の振幅の送信フォーカス深度依存性の違い(図 4.10)の方が明瞭に確認された。

各リニアアレイプローブにおける各生体組織それぞれと同じ範囲で平均することで算出した周波数特性を図 5.16 に示す。各リニアアレイプローブと送信フォーカス深度条件において、周波数特性の形状、中心周波数、帯域幅が異なっていることが確認された。各リニアアレイプローブにおける送信条件間の周波数特性の形状、中心周波数、帯域幅の違いの程度は、周波数特性を算出した領域が対応する各生体組織で確認された送信条件間の周波数特性の形状、中心周波数、帯域幅の違いとは異なっていた。

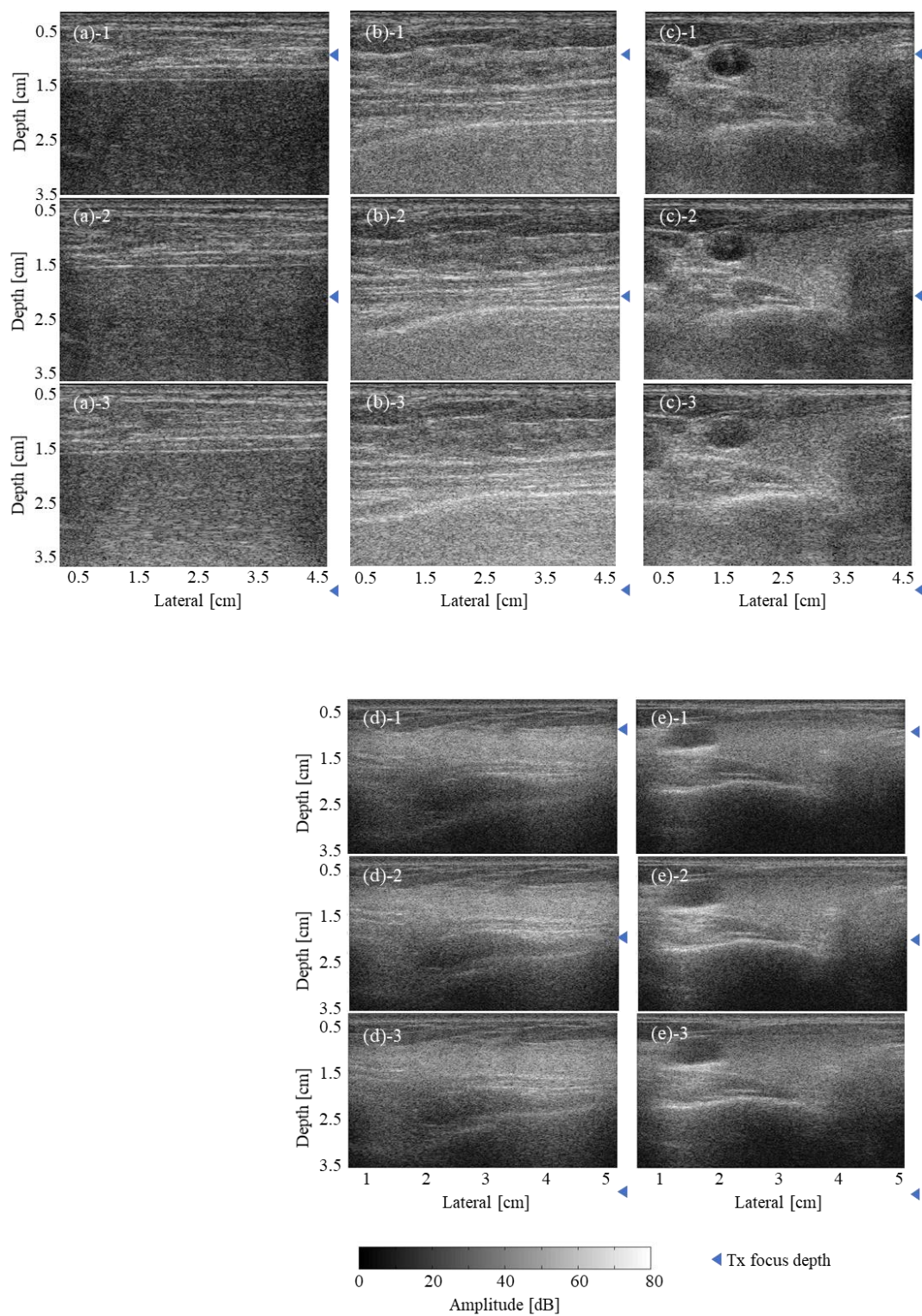


図 5.12 各リニアアレイプローブによって取得された健常者の肝臓，乳腺，甲状腺の B-mode 画像．生体組織: (a) 肝臓，(b)と(d) 乳腺，(c)と(e) 甲状腺．リニアアレイプローブ: (a) – (c) 9L-D, (d) – (e) ML6-15-D. 送信フォーカス深度: (1) 1 cm, (2) 2 cm, (3) 4 cm.

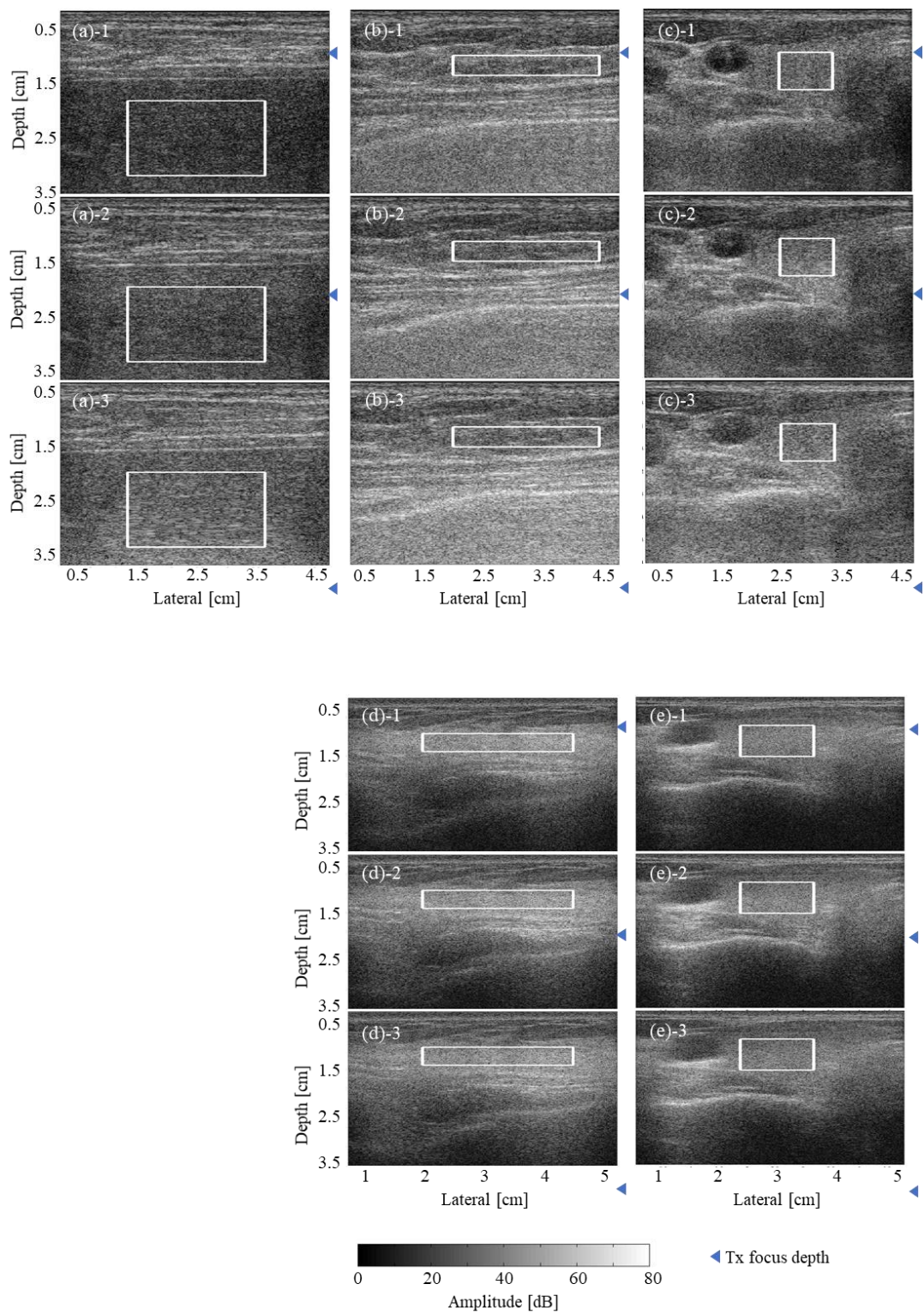


図 5.13 各評価信号における解析領域. 生体組織: (a) 肝臓, (b)と(d) 乳腺, (c)と(e) 甲状腺. リニアアレイプローブ: (a) – (c) 9L-D, (d) – (e) ML6-15-D. 送信フォーカス深度: (1) 1 cm, (2) 2 cm, (3) 4 cm.

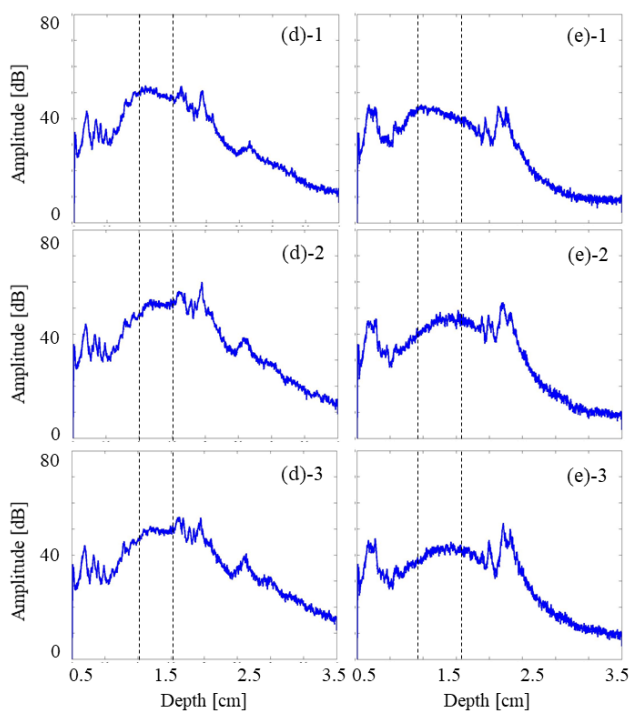
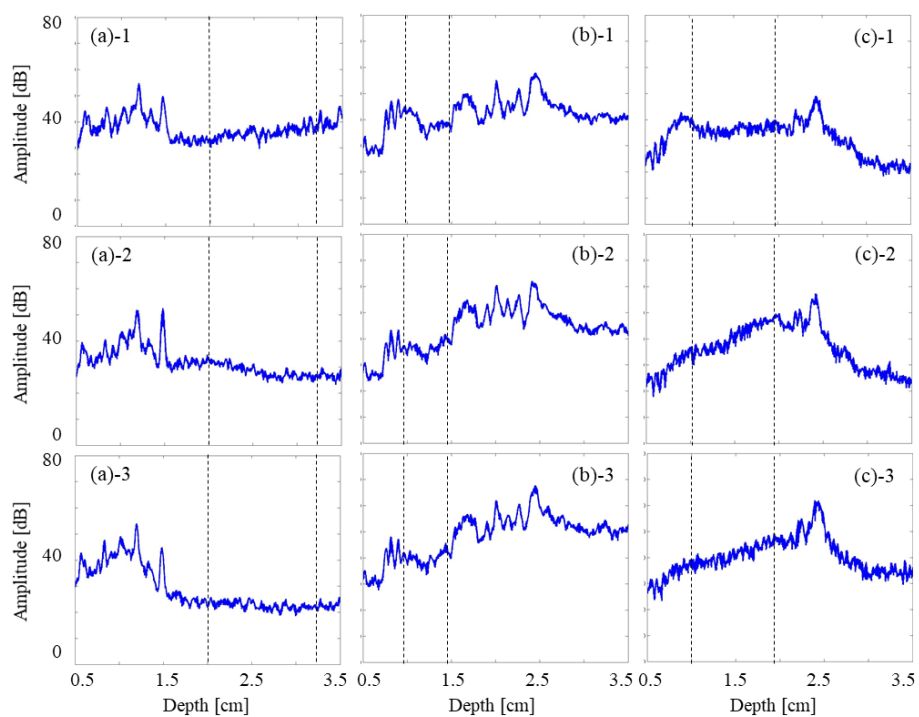


図 5.14 各評価信号における各深度の包絡振幅. 生体組織: (a) 肝臓, (b)と(d) 乳腺, (c)と(e) 甲状腺. リニアアレイプローブ: (a)–(c) 9L-D, (d)–(e) ML6-15-D. 送信フォーカス深度: (1) 1 cm, (2) 2 cm, (3) 4 cm.

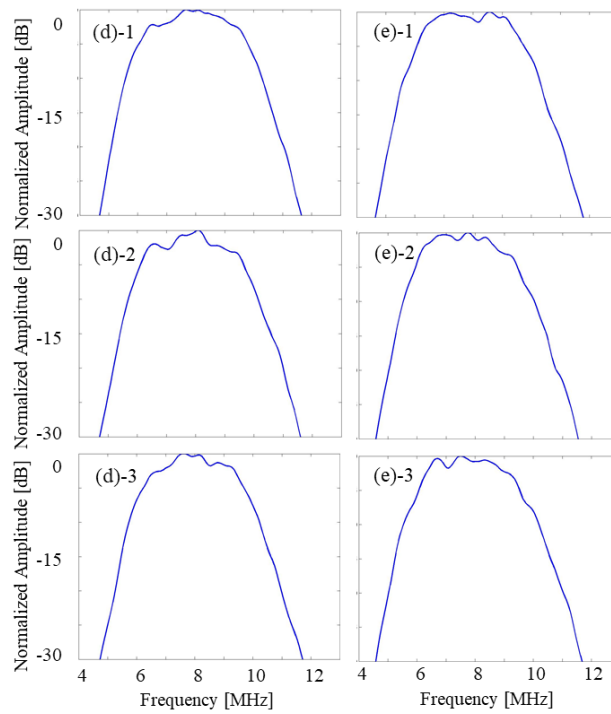
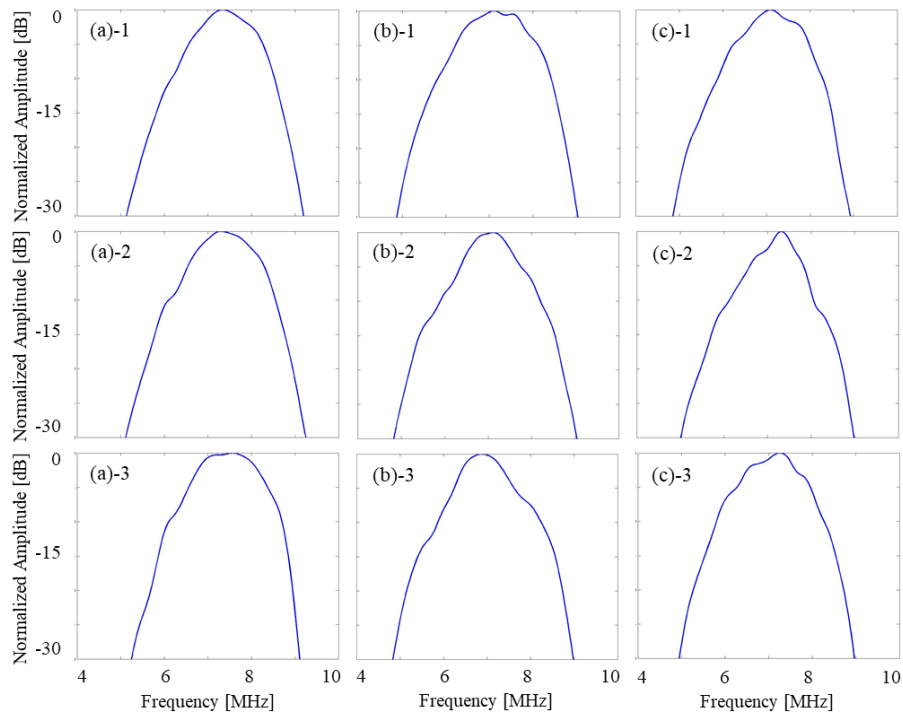


図 5.15 各評価信号における周波数特性. 生体組織: (a) 肝臓, (b)と(d) 乳腺, (c)と(e) 甲状腺. リニアアレイプローブ: (a)–(c) 9L-D, (d)–(e) ML6-15-D. 送信フォーカス深度: (1) 1 cm, (2) 2 cm, (3) 4 cm.

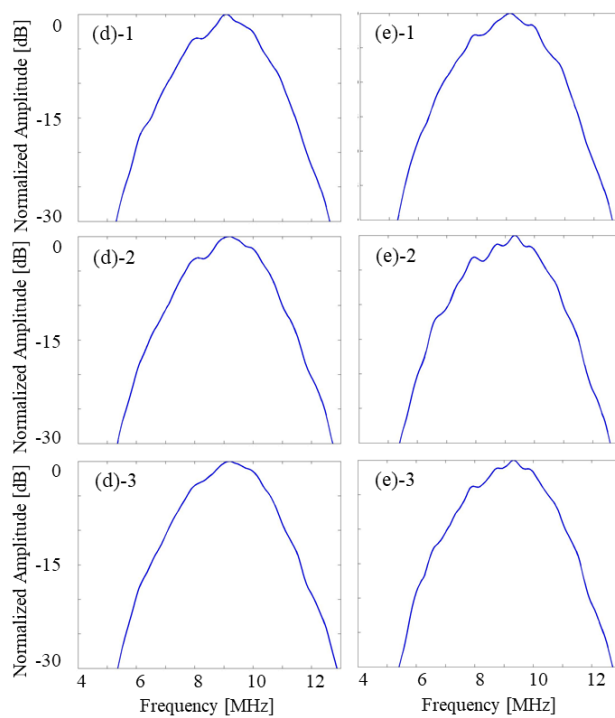
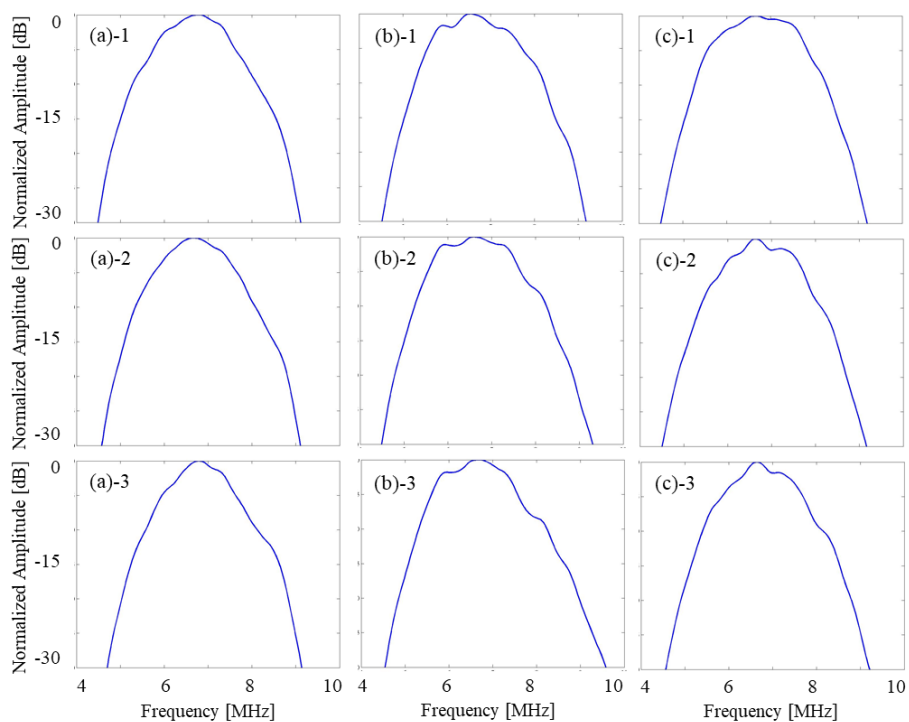


図 5.16 均質なファントムにおける周波数特性. 解析領域: (a) 肝臓, (b)と(d) 乳腺, (c)と(e) 甲状腺. リニアアレイプローブ: (a)–(c) 9L-D, (d)–(e) ML6-15-D. 送信フォーカス深度: (1) 1 cm, (2) 2 cm, (3) 4 cm.

9L-D における肝臓の各位置での平均的な後方散乱係数評価結果を B-mode 画像に重畳した画像を図 5.17 に示す。また、各リニアアレイプローブにおける乳腺と甲状腺の各位置での平均的な後方散乱係数評価結果を B-mode 画像に重畳した画像を図 5.18 と図 5.19 に示す。各リニアアレイプローブと参照信号と評価信号間の送信フォーカス深度条件の組み合わせにおいて、生体組織間で後方散乱係数評価結果が異なっていることが確認された。参照信号と評価信号に異なる送信フォーカス深度条件で得られた RF エコー信号を用いた場合と比較して、参照信号と評価信号に同じ送信フォーカス深度条件で得られた RF エコー信号を用いた場合の方が、送信フォーカス深度条件間の後方散乱係数評価結果の違いが小さかった。参照信号と評価信号に異なる送信フォーカス深度条件で得られた RF エコー信号を用いた場合では、参照信号と評価信号の送信フォーカス深度依存性が明瞭に確認され、参照信号の送信フォーカス深度付近の後方散乱係数評価結果が低値を、評価信号の送信フォーカス深度付近の後方散乱係数評価結果が高値を示す傾向があった。各生体組織、リニアアレイプローブ、参照信号と評価信号間の送信フォーカス深度条件の組み合わせにおいて、B-mode 画像上で識別可能な生体組織間の違いが後方散乱係数評価結果上でも識別可能であった。

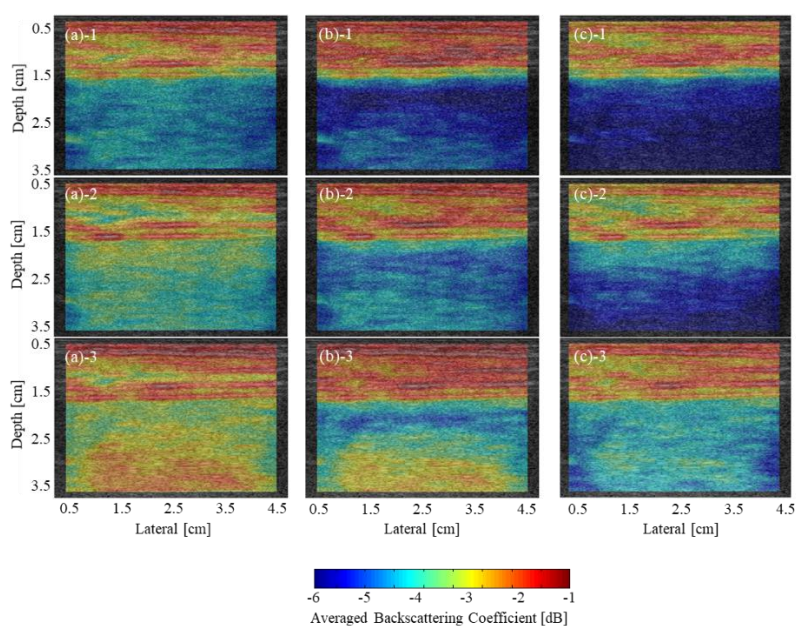


図 5.17 9L-D における肝臓の後方散乱係数評価結果。参照信号: (1) 1 cm, (2) 2 cm, (3) 4 cm。評価信号: (a) 1 cm, (b) 2 cm, (c) 4 cm。

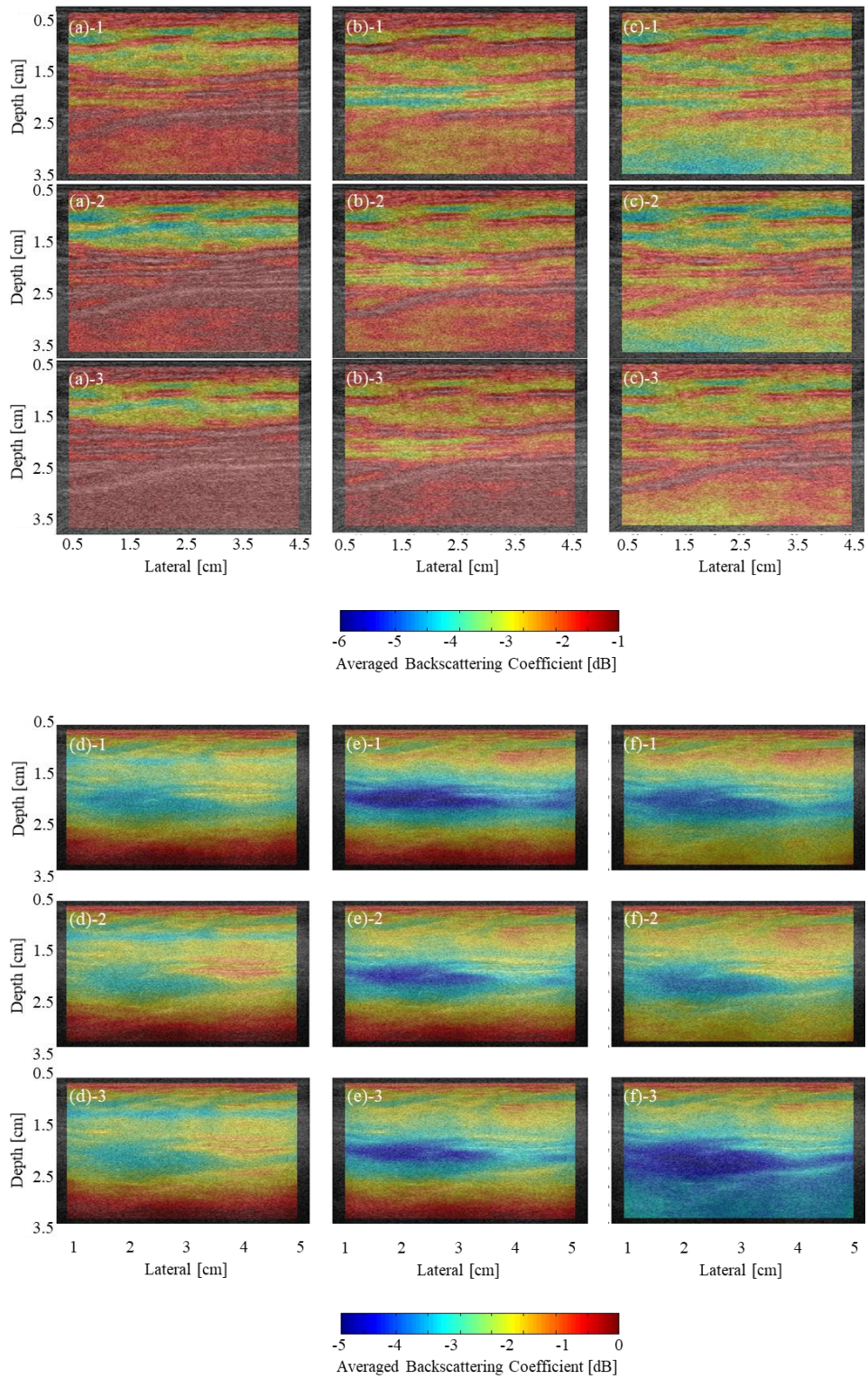


図 5.18 各リニアプローブにおける乳腺の後方散乱係数評価結果. リニアアレイプローブ: (a) – (c) 9L-D, (d) – (f) ML6-15-D. 参照信号: (1) 1 cm, (2) 2 cm, (3) 4 cm. 評価信号: (a)と(d) 1 cm, (b)と(e) 2 cm, (c)と(f) 3 cm.

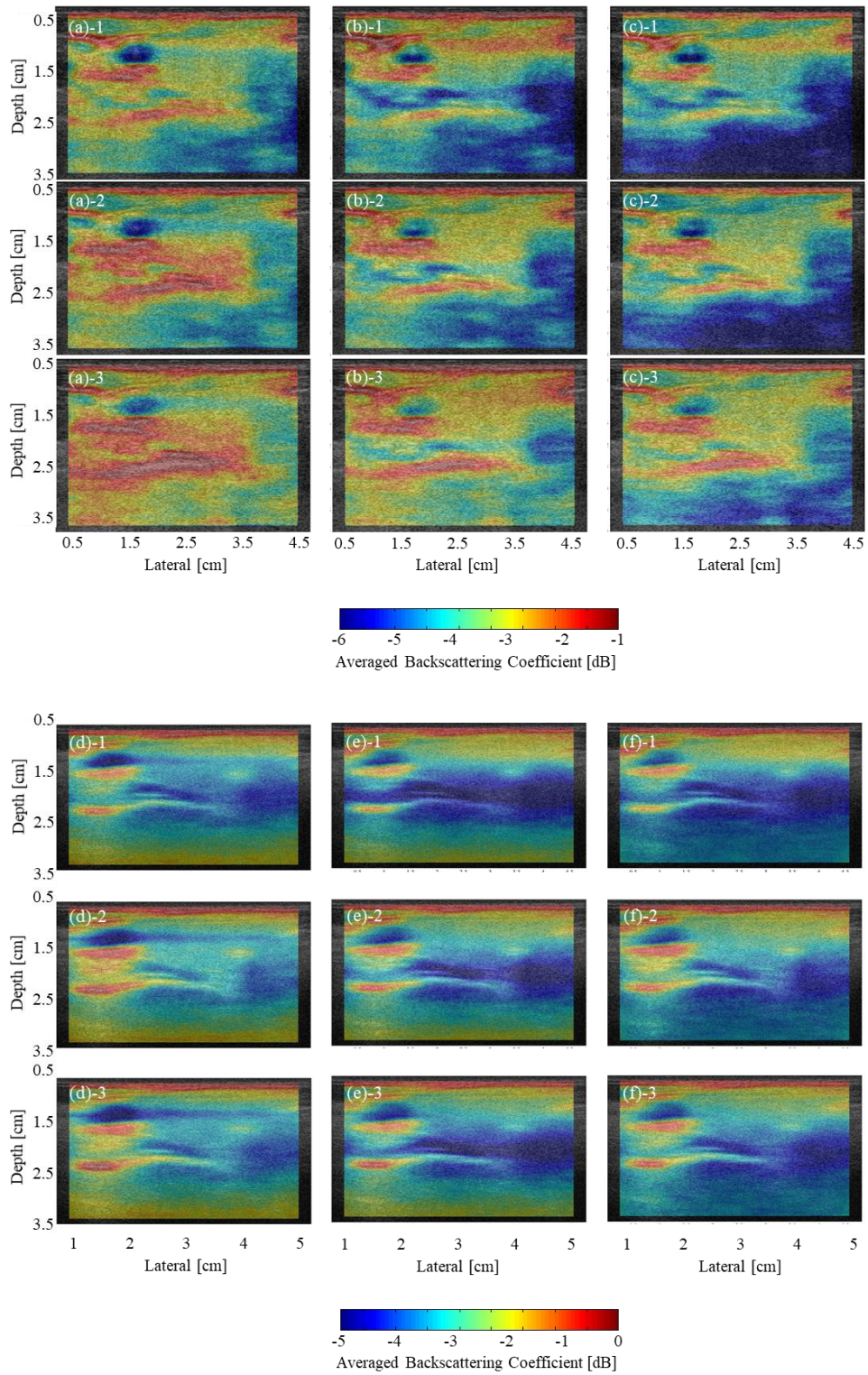


図 5.19 各リニアプローブにおける甲状腺の後方散乱係数評価結果。リニアアレイプローブ: (a) – (c) 9L-D, (d) – (f) ML6-15-D. 参照信号: (1) 1 cm, (2) 2 cm, (3) 4 cm. 評価信号: (a)と(d) 1 cm, (b)と(e) 2 cm, (c)と(f) 3 cm.

各リニアアレイプローブにおける各評価対象の解析領域内での後方散乱係数の平均と標準偏差を図 5.20 に、各周波数での後方散乱係数評価結果の平均および周波数に対する傾きの平均と標準偏差を図 5.21 に示す。各リニアアレイプローブと参照信号と評価信号間の送信フォーカス条件の組み合わせにおいて、評価対象間で後方散乱係数評価結果の値と傾きが異なっていることが確認された。均質なファントムにおいては、各生体組織の解析領域と対応する均質なファントムでの解析領域間で後方散乱係数評価結果の値と傾きが異なっており、各生体組織と比較して標準偏差は小さい傾向にあった。各リニアアレイプローブと評価対象において、参照信号と評価信号間の送信フォーカス深度条件の組み合わせ間で後方散乱係数評価結果の値と傾きが異なっていることが確認された。参照信号と評価信号に異なる送信フォーカス深度条件で得られた RF エコー信号を用いた場合と比較して、参照信号と評価信号に同じ送信フォーカス深度条件で得られた RF エコー信号を用いた場合の方が、参照信号と評価信号間の送信フォーカス深度条件の組み合わせ間の後方散乱係数評価結果の値と傾きの違いは小さかった。参照信号と評価信号に同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の後方散乱係数評価結果の各周波数での評価値の送信条件間の差は約 0.6 dB 以下、傾きの送信条件間の差は約 0.09 dB/MHz 以下であった。一方で、異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合では、同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と、各周波数での評価値では最大で約 1.4 dB、傾きでは最大で約 0.12 dB/MHz の差が確認された(図 5.21 肝臓・均質なファントム(解析領域: 肝臓))。標準偏差は、同じ送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合と比較して異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の方が大きかった。異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合では、同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と、各周波数での評価値では最大で約±0.10 dB、傾きでは最大で約±0.02 dB/MHz の差が確認された(図 5.21 ML6-15 甲状腺・均質なファントム(解析領域: 甲状腺))。また、送信条件間において、異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の差の傾向は、各生体組織と解析領域が一致する均質なファントムでの結果間でおおむね一致した。

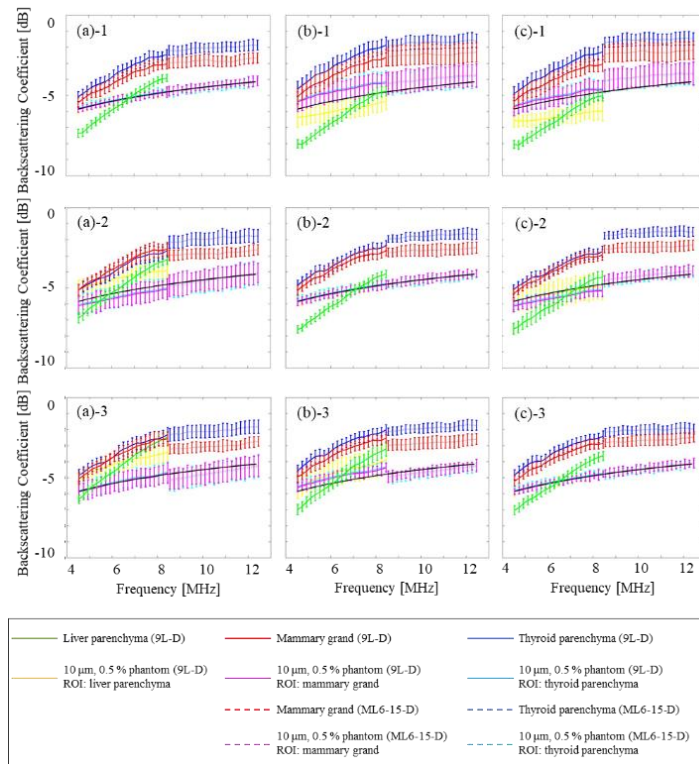


図 5.20 各評価対象における解析領域内の後方散乱係数評価結果. 参照信号: (1) 1 cm, (2) 2 cm, (3) 4 cm. 評価信号: (a) 1 cm, (b) 2 cm, (c) 4 cm.

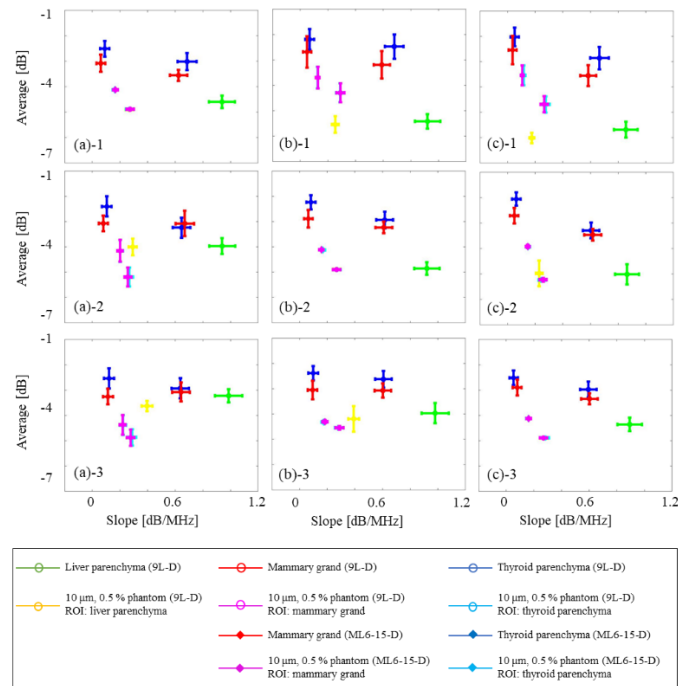


図 5.21 各周波数における後方散乱係数評価結果の平均および周波数に対する傾き. 参照信号: (1) 1 cm, (2) 2 cm, (3) 4 cm. 評価信号: (a) 1 cm, (b) 2 cm, (c) 4 cm.

各リニアアレイプローブにおける各評価対象の参照条件(参照信号と評価信号に送信フォーカス深度 1 cm を用いた場合)とその他の条件間の後方散乱係数評価結果の偏差の平均と標準偏差を図 5.20 に示す。各リニアアレイプローブと参照信号と評価信号間の送信フォーカス深度条件の組み合わせにおいて、評価対象間で偏差の平均と標準偏差が異なっていることが確認された。均質なファントムにおいては、各生体組織の解析領域と対応する均質なファントムでの解析領域間で偏差の平均と標準偏差が異なっていた。各リニアアレイプローブと評価対象において、参照信号と評価信号間の送信フォーカス深度条件の組み合わせ間で偏差の平均と標準偏差が異なっていることが確認された。参照信号と評価信号に異なる送信開口条件で得られた RF エコー信号を用いた場合と比較して、同じ送信開口条件で得られた RF エコー信号を用いた場合の方が、偏差の平均と標準偏差が小さかった。生体組織(肝実質, 乳腺, 甲状腺実質)における参照信号と評価信号に同じ送信フォーカス深度条件で得られた RF エコー信号を用いた場合の参照条件と差は, ML6-15-D における乳腺での参照信号と評価信号の送信フォーカス深度が 2 cm の場合(図 5.20 (b)-2)で最も大きく, その差は約 0.5 dB であった。均質なファントムにおける参照信号と評価信号に同じ送信フォーカス深度条件で得られた RF エコー信号を用いた場合の参照条件と差は, 9L-D における参照信号と評価信号の送信フォーカス深度が 2 cm の肝実質と同じ範囲に解析領域を設定した場合(図 5.20 (b)-2)で最も大きく, その差は約 0.4 dB であった。また, 生体組織における参照信号と評価信号に異なる送信フォーカス深度条件で得られた RF エコー信号を用いた場合の参照条件との差は, 9L-D における肝実質での参照信号の送信フォーカス深度が 1 cm, 評価信号の送信フォーカス深度が 4 cm の場合(図 5.22 (a)-3)で最も大きく, その差は約 1.4 dB であった。均質なファントムにおける参照信号と評価信号に異なる送信フォーカス深度条件で得られた RF エコー信号を用いた場合の参照条件との差は, 9L-D における参照信号の送信フォーカス深度が 1 cm, 評価信号の送信フォーカス深度が 4 cm の場合の肝実質と同じ範囲に解析領域を設定した場合(図 5.22 (a)-3)で最も大きく, その差は約 1.5 dB であった。参照信号と評価信号に同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合を除いて, 送信条件 I (図 5.10)と比較して, 送信条件 II における標準偏差の方が大きかった。

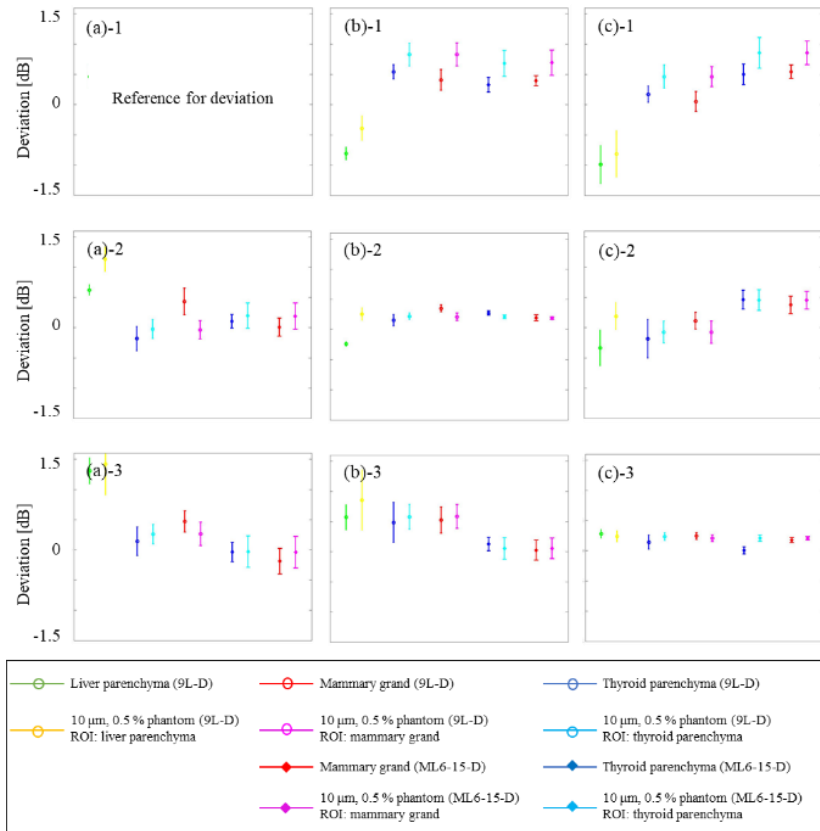


図 5.22 各評価対象における参照条件とその他の条件における後方散乱係数評価結果の偏差算出結果. 参照信号の送信フォーカス深度: (1) 1 cm, (2) 2 cm, (3) 4 cm. 評価信号の送信フォーカス深度: (a) 1 cm, (b) 2 cm, (c) 4 cm. 参照条件: (a) - 1 (参照信号の送信フォーカス深度 1 cm, 評価信号の送信フォーカス深度 1 cm).

### 5.3 考察

本章では、生体組織(健常ボランティアの肝臓, 乳腺, 甲状腺)を対象として, リファレンスファントム法における参照信号と評価信号間の音場特性に違いが生じた場合の場合の後方散乱係数評価結果への影響を検証した. 超音波診断装置とリニアアレイプローブを用いて, 異なる送信開口条件と送信フォーカス深度条件を組み合わせ(送信条件 I と送信条件 II)を設定することで異なる音場特性を再現した. 各生体組織と均質なファントムを対象として, リファレンスファントム法における参照信号と評価信号に, 同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合に加えて, 異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合においても後方散乱係数を評価し, 各評価対象における各

条件での後方散乱係数評価結果を参照条件(送信条件 I; 参照信号と評価信号に送信開口 40 素子を用いた場合, 送信条件 II; 参照信号と評価信号に送信フォーカス深度 1 cm を用いた場合)での後方散乱係数評価結果と比較した。また, 各生体組織における各条件での後方散乱係数評価結果と参照条件間の差を均質なファントムにおける各条件での後方散乱係数評価結果と参照条件間の差と比較した。

健康ボランティアの肝実質, 乳腺, 甲状腺実質と均質なファントムを対象として, 周波数の異なる 2 種類のリニアアレイプローブ(9L-D と ML6-15-D)を用いて送信条件 I と送信条件 II (表 4.2)によって RF エコー信号を取得し, 深度方向の振幅分布(図 4.3, 図 5.3, 図 5.13)と周波数特性(図 5.4, 図 5.5, 図 5.15, 図 5.16)を確認した。各評価対象において, 送信条件間で異なる振幅の大きさと送信フォーカス深度依存性, 周波数特性の形状, 中心周波数, 帯域幅が確認された。また, 各リニアアレイプローブにおいて, 評価対象間で異なる振幅の大きさと送信フォーカス深度依存性, 周波数特性の形状, 中心周波数, 帯域幅が確認された。これら結果から, 音場特性が評価対象間とリニアアレイプローブの送信条件間で異なっていることが確認された。

リファレンスファントム法における参照信号と評価信号に異なる送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合と同じ送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合で, 各生体組織の平均的な後方散乱係数(図 5.6, 5.7, 5.8, 5.17, 5.18, 5.19)と肝実質, 乳腺, 甲状腺実質内に設定された解析領域内の後方散乱係数の平均と標準偏差(図 5.9 と 5.20), 各周波数における後方散乱係数評価結果の平均と周波数に対する傾きの平均と標準偏差(図 5.10 と 図 5.21)を評価した。各リニアアレイプローブと参照信号と評価信号間の送信フォーカス条件の組み合わせにおいて, 評価対象間で後方散乱係数評価結果の値と傾きが異なっていることが確認された。均質なファントムにおいては, 各生体組織の解析領域と対応する均質なファントムでの解析領域間で後方散乱係数評価結果の値と傾きが異なっており, 各生体組織と比較して標準偏差は小さい傾向にあった。これは, 生体組織の複雑な組成や構造が後方散乱係数評価結果に反映されたためと考えられる。各生体組織とリニアアレイプローブにおいて, 後方散乱係数評価結果の参照信号と評価信号の送信フォーカス深度依存性が確認された。後方散乱係数評価結果における参照信

号と評価信号の送信フォーカス深度依存性は、参照信号と評価信号に同じ送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合と比較して、異なる送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合の方が顕著であった。また、各評価対象とリニアアレイプローブにおいて、参照信号と評価信号の送信条件間の後方散乱係数評価結果の違いは、参照信号と評価信号に同じ送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合と比較して、異なる送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合の方が大きいことが確認された。参照信号と評価信号に異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合では、同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と、各周波数帯の評価値の平均では最大で約 1.4 dB (図 5.21 肝臓・均質なファントム(解析領域: 肝臓)), 傾きでは最大で約 0.25 dB/cm/MHz (図 5.10 肝臓・均質なファントム(解析領域: 肝臓))の差が確認された。参照信号と評価信号に同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と比較して異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の方が各周波数での評価値と傾きの標準偏差が大きかった。異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の標準偏差は、評価値では $\pm 0.10$  dB (図 5.21 ML6-15 甲状腺・均質なファントム(解析領域: 甲状腺)), 傾きでは約 0.07 dB/MHz (図 5.10 ML6-15 乳腺・均質なファントム(解析領域: 乳腺))であった。これは、異なる送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合では、参照信号と評価信号間の各深度における音場特性の違いが後方散乱係数評価結果に反映されたためと考えられる。また、送信条件間における、異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の差の傾向は、各生体組織と解析領域が一致する均質なファントムでの結果間でおおむね一致していることが確認された。これは、各生体組織と均質なファントムの両方において、送信条件の違いによる音場特性の違いの影響が、生体組織の複雑性による音場特性の違いの影響よりも大きかったためと考えられる。

各評価対象、リニアアレイプローブ、参照信号と評価信号の送信条件における後方散乱係数評価結果と参照条件(送信条件 I; 参照信号と評価信号に送信開口 40 素子を用いた場合、送信条件 II; 参照信号と評価信号に送信フォーカス深度 1 cm を用いた場合)の後方散乱係数評価結果間の偏差を評価した(図 5.10 と図 5.20)。各リニアアレイプローブにお

る各参照信号と評価信号間の送信条件の組み合わせにおいて、評価対象間で後方散乱係数評価結果と参照条件間の偏差の平均と標準偏差が異なっていることが確認された。生体組織における参照信号と評価信号に同じ送信フォーカス深度条件で得られた RF エコー信号を用いた場合の後方散乱係数評価結果と参照条件間の差は、ML6-15-D における乳腺での参照信号と評価信号の送信フォーカス深度が 2 cm の場合(図 5.21 (b)-2)に最大で約 0.5 dB であった。また、異なる送信フォーカス深度条件で得られた RF エコー信号を用いた場合の後方散乱係数評価結果と参照条件間の差は、9L-D における肝実質での参照信号の送信フォーカス深度が 1 cm, 評価信号の送信フォーカス深度が 4 cm の場合(図 5.22 (a)-3)に最大で約 1.4 dB であった。均質なファントムにおける参照信号と評価信号に同じ送信フォーカス深度条件で得られた RF エコー信号を用いた場合の後方散乱係数評価結果と参照条件間の差は、9L-D における参照信号と評価信号の送信フォーカス深度が 2 cm の肝実質と同じ範囲に解析領域を設定した場合(図 5.21 (b)-2)に最大で約 0.5 dB であった。また、異なる送信フォーカス深度条件で得られた RF エコー信号を用いた場合の後方散乱係数評価結果と参照条件間の差は、9L-D における参照信号の送信フォーカス深度が 1 cm, 評価信号の送信フォーカス深度が 4 cm の場合の肝実質と同じ範囲に解析領域を設定した場合(図 5.23 (a)-3)に最大で約 1.4 dB であった。また、参照信号と評価信号に同じ送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合と比較して異なる送信条件下で取得した RF エコー信号を用いた場合の方が偏差の標準偏差が大きいことが確認された。参照信号と評価信号に異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合における偏差の標準偏差は、異なる送信開口を用いた場合(送信条件 I)と比較して異なる送信フォーカス深度を用いた場合(送信条件 II)の方が大きかった。これらの結果から、4 章における均質なファントムを用いた検証で確認された結果と同様に、参照信号と評価信号間の音場特性の違いが後方散乱係数評価結果に影響を与えていることが確認された。また、参照信号と評価信号間の PSF の違いと比較して、参照信号と評価信号間の深さ方向の振幅分布の違いの方が後方散乱係数評価結果に大きく影響を与えていることが確認された。

各参照信号と評価信号の送信条件(送信条件 I と送信条件 II)における各生体組織とり

ニアアレイプローブでの偏差評価結果の最大値と、送信条件 I での偏差評価時の参照条件(参照信号と評価信号に送信開口 40 素子を用いた場合)における後方散乱係数評価結果を表 5.2 に示す。送信条件 I と送信条件 II での評価結果ともに、各生体組織において最も解析領域深度での振幅分布に最も差が生じた送信条件の組み合わせで偏差が最大となることが確認された。また、各生体組織とリニアアレイプローブの組み合わせ間、参照信号と評価信号の送信条件間で偏差評価結果が異なっていた。これは、音場特性の送信条件間の違い、生体組織間の違い、深度間の違い(解析領域深度は各生体組織とリニアアレイプローブの組み合わせで異なる)の組み合わせにより、後方散乱係数評価条件間において、参照信号と評価信号間の PSF の違い、もしくは深さ方向の音場特性の違いが後方散乱係数評価結果に与える影響が異なっていたためと考えられる。

表 5.2 各参照信号と評価信号の送信条件における偏差評価結果の最大値と参照条件(送信条件 I)における後方散乱係数評価結果

	9L-D (6.5 ± 5.0 MHz)			ML6-15-D (10.0 ± 5.0 MHz)		
	偏差 [dB]		後方散乱 係数 [dB]	偏差 [dB]		後方散乱 係数 [dB]
	(参照信号送信条件 評価信号送信条件)			(参照信号送信条件 評価信号送信条件)		
	送信条件 I (素子数)	送信条件 II (焦点距離)	送信条件 I (素子数)	送信条件 II (焦点距離)		
Liver	-1.38 ± 0.33	1.41 ± 0.22	-4.76 ± 0.24	NA	NA	NA
	40 素子	1 cm		NA	NA	NA
Breast	1.08 ± 0.21	0.54 ± 0.12	-3.34 ± 0.26	-0.53 ± 0.27	0.50 ± 0.17	-2.90 ± 0.28
	192 素子	2 cm		40 素子	2 cm	
Thyroid	1.11 ± 0.27	0.52 ± 0.18	-2.96 ± 0.34	0.50 ± 0.24	0.54 ± 0.11	-2.25 ± 0.38
	192 素子	2 cm		192 素子	2 cm	
	40 素子	1 cm		40 素子	1 cm	

均質なファントムを対象として、複数の超音波診断装置とリニアアレイプローブによる散乱係数評価結果を後方散乱係数の理論値と比較した先行研究例<sup>[53]</sup>では、後方散乱係数評価結果と理論値間の差は最大で約 0.2 dB であった。4 章において、均質なファントムを対象として超音波診断装置と複数のリニアアレイプローブを用いて参照信号と評価信号に同じ送信送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合の後方散乱係数評価結果との理論値と比較した結果では、後方散乱係数評価結果との理論値間の差は最大で約 0.5 dB (図 4.14 (a)-2) であった。本検討において確認された生体組織における各送信条件での参照信号と評価信号に同じ送信送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合の後方散乱係数評価結果と参照条件との差は最大で約 0.5 dB (図 5.20 (b)-2) であり、生体組織の複雑性によってより大きな差が生じることも考えられたが、均質なファントムで確認された理論値との差と同程度であった。また、各送信条件において、生体組織間の後方散乱係数の違いは認識可能であった。参照信号と評価信号に異なる送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合の後方散乱係数評価結果と参照条件との差は、参照信号と評価信号間の深度方向の振幅分布の違いが大きく影響を与えたため、最大で約 1.4 dB ((図 5.23 (a)-3) であった。これは、後方散乱係数による脂肪肝の進行度の評価を試みた報告例<sup>[43]</sup>において確認された、軽度脂肪肝と重度脂肪肝間の差(約 2.0 dB)よりも小さい。また、各生体組織における平均的な後方散乱係数評価結果(図 5.6, 5.7, 5.8, 5.16, 5.17, 5.18)では、特に参照信号と評価信号に異なる送信条件で取得した RF エコー信号を用いた場合の参照信号と評価信号の送信フォーカス深度依存性が顕著であったが、各生体組織間の後方散乱係数の違いは認識可能であった。そのため、本検討の評価対象である各生体組織においては、臨床では避けられない送信条件やデータ取得対象の違いによる音場特性の違いは後方散乱係数評価結果のばらつきの一要因ではあるが、局所的な音場特性の違いであれば許容できる可能性もあり、現状の臨床用装置を用いた後方散乱係数による生体組織間の評価は可能であると考えられる。

## 6 まとめと今後

### 6.1 まとめ

本研究では、生体組織性状の定量評価のために後方散乱係数評価手法を臨床アプリケーションとして超音波診断装置に実装することを最終的な目的として、送受信条件や評価対象の組成の違いによる音場特性の違いや、参照信号と評価信号間の音場特性の違いがリファレンスファントム法による後方散乱係数評価結果に与える影響を均質なファントムと健常ボランティアの生体組織を対象として検証した。

3章では、超音波診断装置とリニアアレイプローブを用いて後方散乱係数を評価した報告例は少ないため、比較的報告例の多い凹面単一振動子による後方散乱係数評価精度と比較することで、超音波診断装置とリニアアレイプローブによる後方散乱係数評価精度を確認した。減衰係数と後方散乱係数の異なる6種類の均質なファントムを対象として、周波数の異なる2種類の凹面単一振動子とリニアアレイプローブによる各深度における後方散乱係数評価結果を各ファントムの後方散乱係数の理論値と比較した。その結果、各凹面単一振動子とリニアアレイプローブ間、各ファントム間において異なる音場特性が確認されたが、各凹面単一振動子とリニアアレイプローブによる後方散乱係数評価結果と各ファントムの後方散乱係数の理論値との差は共に最大で0.8 dB程度と先行研究例と同程度の差であり、超音波診断装置とリニアアレイプローブによる後方散乱係数評価精度は凹面単一振動子と同程度であることが確認された。

4章では、均質なファントムを対象として、参照信号と評価信号の音場特性の違いが後方散乱係数評価精度に与える影響について検証した。減衰係数と後方散乱係数の異なる2種類の均質なファントムを対象として、超音波診断装置と周波数の異なる2種類のリニアアレイプローブを用いて異なる送信開口と送信フォーカス深度の組み合わせにより得られたRF信号から後方散乱係数を評価した。また、参照信号と評価信号に異なる送信条件で得られたRFエコー信号を用いた場合でも後方散乱係数を評価し、参照信号と評価信号に同じ送信条件で得られたRFエコー信号を用いた場合の後方散乱係数評

価結果や各ファントムの後方散乱係数の理論値と比較した。その結果、各送信条件間と各ファントム間において異なる音場特性が確認されたが、参照信号と評価信号に同じ送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合には各ファントムにおいて先行研究と同程度の高い後方散乱係数評価精度が確認された。また、参照信号と評価信号に異なる送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合には、参照信号と評価信号間の音場特性の違いによって参照信号と評価信号に同じ送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合よりも後方散乱係数の評価精度が低く、後方散乱係数評価結果とファントムの後方散乱係数の理論値間の差は最大で約 1.7 dB であったため、本検証における参照信号と評価信号間の音場特性の違いは後方散乱係数評価結果の誤差の一因となり得ると考えられた。

5 章では、健常ボランティアの肝実質、乳腺、甲状腺実質を評価対象として、参照信号と評価信号の音場特性の違いが後方散乱係数評価精度に与える影響について検証した。4 章の均質なファントムを対象とした検証と同じく、超音波診断装置と周波数の異なる 2 種類のリニアアレイプローブにより異なる音場特性下において取得された RF 信号を用い、参照信号と評価信号に同じ送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合と異なる送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合で各生体組織の後方散乱係数を評価した。また、均質なファントムを対象として、各生体組織と同じ範囲における後方散乱係数を評価し、各生体組織における後方散乱係数評価結果と比較した。各送信条件間と評価対象間において異なる音場特性が確認され、参照信号と評価信号に同じ送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合であっても多少の送信フォーカス依存性が確認されたが、各生体組織における参照信号と評価信号に同じ送信条件で取得された RF エコー信号を用いた場合の送信条件間の後方散乱係数評価結果の違いは最大で約 0.5 dB であり、先行研究や 4 章における均質なファントムにおける送信条件の違いによる後方散乱係数評価結果の違いと同程度であった。各生体組織における参照信号と評価信号に異なる送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合の後方散乱係数評価結果の送信条件間の違いは最大で約 1.4 dB であり、均質なファントムにおける参照信号と評価信号に異なる送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合の理論値との差と

同程度であった。また、各生体組織における参照信号と評価信号に異なる送信条件で得られた RF エコー信号を用いた場合であっても、参照信号と評価信号間の音場特性の違いによる後方散乱係数評価結果の違いよりも、生体組織間の後方散乱係数の違いの方が大きい結果となった。そのため、本検討の評価対象である各生体組織においては、臨床では避けられない送信条件やデータ取得対象の違いによる音場特性の違いは後方散乱係数評価結果のばらつきの一要因ではあるが、局所的な音場特性の違いであれば許容できる可能性もあり、現状の臨床用装置を用いた後方散乱係数による生体組織間の評価は可能であると考えられた。

## 6.2 今後

本検証によって、臨床使用時には避けられない参照信号と評価信号間の音場特性の違いが生じている場合でも、超音波診断装置を用いて様々な音場特性下において生体組織の後方散乱係数を評価できる可能性が示された。しかし、本検証では、参照信号と実際の臨床データ間の音場特性の違いを確認できていない。また、評価対象である各生体組織の減衰係数に文献値を用いて後方散乱係数評価時の減衰量補正を行ったが、より高精度な後方散乱係数の評価のためには、評価対象の減衰係数も評価信号から評価して減衰量補正をする必要がある。

超音波診断装置を用いて in-vivo で取得した超音波エコー信号から後方散乱係数を評価することで脂肪肝の進行度の評価を試みた報告例<sup>[43]-[45]</sup>では、肝臓中の脂肪沈着量を示す MRI proton density fat fraction 評価結果と後方散乱係数評価結果は高い相関関係を示しているものの、同程度の脂肪量を有する症例間のばらつきは小さくなく、特に高精度な評価精度が求められている軽度脂肪肝における精度向上が課題とされている。背景疾患の違いなどにより、臨床データにおける生体組織の組成や構造はより複雑である可能性が高く、本検討で評価対象であった健常ボランティアの生体組織から取得した評価信号とは異なる音場特性を有している可能性がある。また、臨床データ取得時には、患者の体型や姿勢の制限などにより、理想的な観察断面でデータを取得できない場合も多い。そのため、参照信号と臨床データ間の音場特性の違いを精査し、より高精度な後

方散乱係数評価法の確立のために、参照信号と臨床データ間の音場特性の違いを補正する手法の開発へと検討を進める予定である。

後方散乱係数の評価と同様に、減衰係数の評価には音場特性の補正が必要とされるため、参照信号と評価信号間の音場特性の違いが減衰係数の評価結果に影響を与えることが考えられる。そのため、本検討で送受信条件や評価対象の組成の違いによる音場特性の違いや参照信号と評価信号間の音場特性の違いがリファレンスファントム法による後方散乱係数評価結果に与える影響を検証したように、減衰係数を対象として同様の検証を行う必要がある。また、評価結果の安定性の向上のために、減衰係数と後方散乱係数評価結果の深度方向の関係性から評価結果のばらつきを抑える手法<sup>[89]-[90]</sup>や、減衰係数と後方散乱係数を同時に評価することで計測時のエラーを避ける手法<sup>[91]</sup>などが報告されている。送受信条件や評価対象の組成の違いによる音場特性の違いや参照信号と評価信号間の音場特性の違いが減衰係数評価結果に与える影響についての検証と、減衰係数と後方散乱係数の評価の安定性向上のための手法の検討を合わせて進める予定である。

## 参考文献

- [1] Oelze ML and Mamou J. Review of quantitative ultrasound: envelope statistics and backscatter coefficient imaging and contributions to diagnostic ultrasound. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 63, No. 2, pp. 336-351, 2016.
- [2] Yamaguchi T and Hachiya H. Proposal of a parametric imaging method for quantitative diagnosis of liver fibrosis. *Journal of Medical Ultrasonics.*, Vol. 37, No. 4, pp. 155-166, 2010.
- [3] Toyoda H, Kumada T, Kamiyama N, Shiraki K, Takase K, Yamaguchi T, and Hachiya H. B-mode ultrasound with algorithm based on statistical analysis of signals: evaluation of liver fibrosis in patients with chronic hepatitis C. *American Journal of Roentgenology*, Vol. 193, No. 4, pp. 1037-1043, 2009.
- [4] Kubota H, Kakisaka K, Kamiyama N, Oikawa T, Onodera M, Sawara K, Oikawa K, Endo R, Takikawa Y, and Suzuki K. Non-invasive determination of hepatic steatosis by acoustic structure quantification from ultrasound echo amplitude. *World Journal of Gastroenterology.*, Vol. 18, No. 29, pp. 3889-3895, 2012.
- [5] Tamura K, Yoshida K, Maruyama H, Hachiya H, and Yamaguchi T. Proposal of compound amplitude envelope statistical analysis model considering low scatterer concentration. *Japanese Journal of Applied Physics*, Vol. 57, 07LD19, 2018.
- [6] Mori S, Hirata S, Yamaguchi T, and Hachiya H. Quantitative evaluation method for liver fibrosis based on multi-Rayleigh model with estimation of number of tissue components in ultrasound B-mode image. *Japanese Journal of Applied Physics*, Vol. 57, 07LF17, 2018.
- [7] Zhang C, Mori S, Hirata S, and Hachiya H. Examination of optimal moments as input parameters for evaluation of liver fibrosis based on multi-Rayleigh model. *Japanese Journal of Applied Physics*, Vol. 57, 07LF27, 2018.
- [8] Zhang C, Hirata S, and Hachiya H. Accuracy evaluation of quantitative diagnosis method of

- liver fibrosis based on multi-Rayleigh model using optimal combination of input moments. *Japanese Journal of Applied Physics*, Vol. 59, SKKE27, 2020.
- [9] Tamura K, Mamou J, Yoshida K, Hachiya H, and Yamaguchi T. Ultrasound-based lipid content quantification using double Nakagami distribution model in rat liver steatosis. *Japanese Journal of Applied Physics*, Vol. 59, SKKE23, 2020.
- [10] Takeuchi M, Matsui Y, Doi T, Takano Y, Andocs G, and Hasegawa H. Measurement of internal temperature in biological tissue specimen with deformation by statistical analysis of ultrasonic scattered echoes. *Japanese Journal of Applied Physics*, Vol. 57, 07LB17, 2018.
- [11] Takeuchi M, Matsui Y, Sakai T, Andocs G, Nagaoka R, and Hasegawa H. Investigation of initial value dependence in the statistical analysis of ultrasonic scattered echoes for the non-invasive estimation of temperature distribution in biological tissue. *Japanese Journal of Applied Physics*, 58, SGGE09, 2019.
- [12] Fujiwara Y, Kuroda H, Abe T, Ishida K, Oguri T, Noguchi S, Sugai T, Kamiyama N, and Takikawa Y. The B-mode image-guided ultrasound attenuation parameter accurately detects hepatic steatosis in chronic liver disease. *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 44, No. 11, pp. 2223-2232, 2018.
- [13] Tada T, Kumada T, Toyoda H, Kobayashi N, Sone Y, Oguri T, and Kamiyama N. Utility of attenuation coefficient measurement using an ultrasound-guided attenuation parameter for evaluation of hepatic steatosis: comparison with MRI-determined proton density fat fraction. *American Journal of Roentgenology*, Vol. 212, No. 2, pp. 332-341, 2019.
- [14] Bende F, Sporea I, Sirli R, Baldea V, Lazar A, Lupusoru R, Fofiu R, and Popescu A. Ultrasound-guided attenuation parameter (UGAP) for the quantification of liver steatosis using the controlled attenuation parameter (CAP) as the reference method. *Medical Ultrasonography*, Vol. 23, No. 1, pp. 1-8, 2020.
- [15] Jeon SK, Lee JM, Joo I, Yoon JH, Lee DH, Lee JY, and Han JK. Prospective evaluation of hepatic steatosis using ultrasound attenuation imaging in patients with chronic liver disease with magnetic resonance imaging proton density fat fraction as the reference standard.

- Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 45, No. 6, pp. 1407-1416, 2019.
- [16] Tamaki N, Koizumi Y, Hirooka M, Yada N, Takeda H, Nakashima O, Kudo M, Hiasa Y, and Izumi N. Novel quantitative assessment system of liver steatosis using a newly developed attenuation measurement method. *Hepatol Reserch*, Vol. 48, No. 10, pp. 821-828, 2018.
- [17] Gibson AA, Schaffer JE, Peterson LR, Bilhorn KR, Robert KM, Haider TA, Farmer MS, Holland MR, and Miller JG. Quantitative analysis of the magnitude and time delay of the cyclic variation of myocardial backscatter from asymptomatic type 2 diabetes mellitus subjects. *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 35, No. 9, pp. 1458–1467, 2009.
- [18] Anderson CC, Gibson AA, Schaffer JE, Peterson LR, Holland MR, and Miller JG. Bayesian parameter estimation for characterizing the cyclic variation of echocardiographic backscatter to assess the hearts of asymptomatic type 2 diabetes mellitus subjects. *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 37, No. 5, pp. 805–812, 2009.
- [19] Oelze ML, Zachary JF, and O’Brien WD. Differentiation and characterization of mammary fibroadenomas and 4T1 Carcinomas using ultrasound parametric imaging. *IEEE Transaction on Medical Imaging*, Vol. 23, No. 6, pp. 764–771, 2004.
- [20] Oelze ML and Zachary JF. Examination of cancer in mouse models using quantitative ultrasound. *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 32, No. 11, pp. 1639–1648, 2006.
- [21] Oelze ML, O’Brien WD, and Zachary JF. Quantitative ultrasound assessment of breast cancer using a multiparameter approach. *Proceedings of IEEE International Ultrasonics Symposium*; New York, New York, p. 981-984, 2007.
- [22] Oelze ML, Zachary JF, and O’Brien WD. Parametric imaging of rat mammary tumors in vivo for the purposes of tissue characterization. *Journal of Ultrasound in Medicine*, Vol. 21, No. 11, pp. 1201-1210, 2002.
- [23] Sadeghi-Naini A, Papanicolau N, Falou O, Zubovits J, Dent R, Verma S, Trudeau ME, Boileau JF, Spayne J, Iradji S, Sofroni E, Lee J, Lemon-Wong S, Yaffe MJ, Kolios MC, and Czarnota GJ. Quantitative ultrasound evaluation of tumor cell death response in locally advanced breast cancer patients receiving chemotherapy. *Clinical Cancer Research*, Vol. 19,

No. 8, pp. 2163-2174, 2013.

- [24] Sannachi L, Tadayyon H, Sadeghi-Naini A, Tran W, Gandhi S, Wright F, Oelze ML, and Czarnota G. Non-invasive evaluation of breast cancer response to chemotherapy using quantitative ultrasonic backscatter parameters. *Medical Imaging Analysis*, Vol. 20, No. 1, pp. 224-236, 2015.
- [25] Trop I, Destremes F, El Khoury M, Robidoux A, Gaboury L, Allard L, Chayer B, and Cloutier G. The added value of statistical modeling of backscatter properties in the management of breast lesions at ultrasound. *Radiology*, Vol. 275, No. 3, pp. 666-674, 2015.
- [26] Lavarello RJ, Ridgway WR, Sarwate SS, and Oelze ML. Characterization of thyroid cancer in mouse models using high-frequency quantitative ultrasound techniques. *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 39, No. 12, pp. 2333-2341, 2013.
- [27] Feleppa EJ, Porter CR, Ketterling J, Lee P, Dasgupta S, Urban S, and Kalisz A. Recent developments in tissue-type imaging (TTI) for planning and monitoring treatment of prostate cancer. *Ultrasonic Imaging*, Vol. 26, No. 3, pp. 163-172, 2004.
- [28] Feleppa EJ, Ennis RD, Schiff PB, Wu CS, Kalisz A, Ketterling J, Urban S, Liu T, Fair WR, Porter CR, and Gillespie JR. Ultrasonic spectrum-analysis and neural-network classification as a basis for ultrasonic imaging to target brachytherapy of prostate cancer. *Brachytherapy*, Vol. 1, No. 1, pp. 48-53, 2002.
- [29] Feleppa EJ, Ennis RD, Schiff PB, Wu CS, Kalisz A, Ketterling J, Urban S, Liu T, Fair WR, Porter CR, and Gillespie JR. Spectrum-analysis and neural networks for imaging to detect and treat prostate cancer. *Ultrasonic Imaging*, Vol. 23, No. 3, pp. 35-46, 2001.
- [30] Feleppa EJ. Ultrasonic tissue-type imaging of the prostate: implications for biopsy and treatment guidance. *Cancer Biomarkers*, Vol. 4, No. 5, pp. 201-212, 2008.
- [31] Saegusa-Becroft E, Machi J, Mamou J, Hata M, Coron A, Yanagihara ET, Yamaguchi T, Oelze ML, Laugier P, and Feleppa EJ. Three-dimensional quantitative ultrasound for detecting lymph node metastases. *Journal of Surgical Research*, Vol. 183, No. 1, pp. 258-269, 2013.

- [32] Mamou J, Coron A, Oelze ML, Saegusa-Beecroft E, Hata M, Lee P, Machi J, Yanagihara E, Laugier P, and Feleppa EJ. Three-dimensional high-frequency backscatter and envelope quantification of cancerous human lymph nodes. *Ultrasound in Medicine and Biology* Vol. 37, No. 3, pp. 345-357, 2011.
- [33] Mamou J, Coron A, Hata M, Machi J, Yanagihara E, Laugier P, and Feleppa EJ. Three-dimensional high-frequency characterization of cancerous lymph nodes. *Ultrasound in Medicine and Biology* Vol. 36, No. 3, pp. 361-375, 2010.
- [34] Mamou, J, Coron A, Hata M., Machi, J, Yamaguchi T, Laugier P, and Feleppa, EJ. Three-dimensional high-frequency characterization of excised human lymph nodes. *Proceedings of IEEE International Ultrasonic Symposium*; Piscataway, NJ. pp. 45-48, 2009.
- [35] Mamou J, Saegusa-Beecroft E, Coron A, Oelze ML, Yamaguchi T, Hata M, Machil J, Yanagihara E, Laugier P, and Feleppa EJ. Lymph Explorer: A new GUI using 3D high-frequency quantitative ultrasound methods to guide pathologists towards metastatic regions in human lymph nodes. *Proceedings of IEEE International Ultrasonic Symposium*; Dresden, Germany. pp. 2340-2343, 2012.
- [36] Ghoshal G, Lavarello RJ, Kemmerer JP, Miller RJ, and Oelze ML. Ex vivo study of quantitative ultrasound parameters in fatty rabbit livers. *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 38, No. 12, pp. 2238-2248, 2012.
- [37] Feltovich H, Nam K, and Hall TJ. Quantitative ultrasound assessment of cervical microstructure. *Ultrasonic Imaging*, Vol. 32, No. 3, pp. 131-142, 2010.
- [38] McFarlin BL, O'Brien WD, Oelze ML, Zachary JF, and White-Traut RC. Quantitative ultrasound assessment of the rat cervix. *Journal of Ultrasound in Medicine*, Vol. 25, No. 8, pp. 1031-1040, 2006.
- [39] Guerrero QW, Carlson LC, Feltovich H, and Hall TJ. Quantitative ultrasound backscatter parameters in the human cervix. *Proceedings of IEEE International Ultrasonic Symposium*; Chicago, IL. pp. 224-227, 2014.
- [40] Feltovich H and Hall TJ. Quantitative imaging of the cervix: setting the bar. *Ultrasound*

- Obstet. *Gynecology*, Vol. 41, No. 2, pp. 121-128, 2013.
- [41] Reusch LM, Feltovich H, Carlson LC, Gunnsteinn H, Campagnola PJ, Eliceiri KW, and Hall TJ. Nonlinear optical microscopy and ultrasound imaging of human cervical structure. *Journal of Biomedical Optics*. Vol. 18, No. 3, 031110, 2013.
- [42] Oguri T, Tamura K, Yoshida K, Mamou J, Hasegawa H, Maruyama H, Hachiya H, and Yamaguchi T. Estimation of scatterer size and acoustic concentration in sound field produced by linear phased array transducer. *Japanese Journal of Applied Physics*, Vol. 54, 07HF14, 2015.
- [43] Lin SC, Heba E, Wolfson T, Ang B, Gamst A, Han A, Erdman JW Jr, O'Brien WD Jr, Andre MP, Sirlin CB, and Loomba R. Noninvasive diagnosis of nonalcoholic fatty liver disease and quantification of liver fat using a new quantitative ultrasound technique. *Clinical Gastroenterology and Hepatology*, Vol. 13, No. 7, pp. 1337-1345, 2015.
- [44] Paige JS, Bernstein GS, Heba E, Costa E, Fereirra M, Wolfson T, Gamst AC, Valasek MA, Han A, Erdman JW, O'Brian WD, Andre MP, Loomba R, and Sirlin CB. A pilot comparative study if quantitative ultrasound, conventional ultrasound, and MRI for predicting histology-determined steatosis grade in adult nonalcoholic fatty liver disease. *American Journal of Roentgenology*, Vol. 208, No. 5, pp. 168-177, 2017.
- [45] Labyed Y and Milkowski A. Novel method for ultrasound-delivered fat fraction using an integrated phantom. *Journal of Ultrasound in Medicine*, Vol. 39, No. 12, pp. 2427-2438, 2020.
- [46] Klimonda Z, Litniewski J, Karwat P, and Nowicki A. Spatial and frequency compounding in application to attenuation estimation in tissue. *Archives of Acoustics*, Vol. 39, No. 4, pp. 519-527, 2014.
- [47] Gerig AL, Varghese T, and Zagzebski JA. Improved parametric imaging of scatterer size estimates using angular compounding. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 51, No. 6, pp. 708-715, 2015.
- [48] Nam K, Mendez IM, Rubert NC, Madsen EL, Zadzebski JA, and Hall TJ. Ultrasound

- attenuation measurements using a reference phantom with a sound speed mismatch. *Ultrasonic Imaging*, Vol. 33, No. 4, pp. 251-263, 2011.
- [49] Wear KA, Stiles TA, Frank GR, Madsen EL, Cheng F, and Feleppa EJ, Interlaboratory comparison of ultrasonic backscatter coefficient measurements from 2 to 9 MHz. *Journal of Ultrasound in Medicine*, Vol. 24, No. 9, pp. 1235-1250, 2005.
- [50] Madsen EL, Cheng F, Frank GR, Garra BS, Wear KA, Wilson T, Zagzebski JA, Miller HL, Shung KK, Wang SH, Feleppa EJ, Liu T, O'Brien WD, Topp kA, Sanghvi NT, Zaitsev AV, Hall TJ, Fowlkes JB, Kripfgans OD, and Miller JG. Interlaboratory comparison of ultrasonic backscatter, attenuation, and speed measurements. *Journal of Ultrasound in Medicine*, Vol. 18, No. 9, pp. 615-631, 1999.
- [51] Anderson JJ, Herd MT, King MR, Haak A, Hafez ZT, Song J, Oelze ML, Madsen EL, Zagzebski JA, O'Brien WD, and Hall TJ. Interlaboratory comparison of backscatter coefficient estimates for tissue-mimicking phantoms. *Ultrasonic Imaging*, Vol.32, No.1, pp.48–64,2010.
- [52] Nam K, Mendez IM, Wirtzfeld LA, Kumar V, Madsen EL, Ghoshal G, Pawlicki AD, Oelze ML, Lavarello RJ, Bigelow TA, Zagzebski JA, O'Brien WD, and Hall TJ. Cross-imaging system comparison of backscatter coefficient estimates from a tissue-mimicking material. *Journal of Acoustical Society of America*, Vol. 132, No. 3, pp. 1319-1324, 2012.
- [53] Omura M, Hasegawa H, Nagaoka R, Yoshida K, and Yamaguchi T. Validation of differences in backscatter coefficients among four ultrasound scanners with different beamforming methods. *Journal of Ultrasound in Medicine*, Vol.47, No.1, pp.35–46, 2020.
- [54] Oguri T, Omura M, Saito W, Yoshida K, and Yamaguchi T. Stability of backscatter coefficient evaluation with clinical ultrasound scanner in homogeneous medium when sound field characteristics differ from reference signal. *Japanese Journal of Applied Physics*, Vol. 60, SDDE24, 2021.
- [55] Demi L. Practical guide to ultrasound beamforming: beam pattern and image reconstruction analysis. *Applied Science*, Vol. 8, No. 9, pp. 1 – 15, 2018.

- [56] O'Donnell M and Thomas LJ. Efficient synthetic aperture imaging from a circular aperture with possible application to catheter-based imaging. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 39, No. 3, pp. 366-380, 1992.
- [57] Karaman M, Li PC, and O'Donnell M. Synthetic aperture imaging for small scale systems. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 42, No. 3, pp. 429-442, 1995.
- [58] Tanter M and Fink M. Ultrafast imaging in biomedical ultrasound. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 61, No. 1, pp. 102-119, 2014.
- [59] Hergum T, Bjastad T, Kristoffersen K, and Torp H. Parallel beamforming using synthetic transmit beams. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 54, No. 2, pp. 271-280, 2007.
- [60] Hctor RT, Buckton DJ, Jagannathan S, Mienkina MP, and Jin J. Systems and methods for ultrasound retrospective transmit focus beamforming. *United States Patent*, 2015.
- [61] Mo L. A retrospective look at retrospective transmit beamforming. *Proceedings of IEEE International Ultrasonic Symposium*; Las Vegas, NV. pp. 45-48, 2020.
- [62] Krolik JL. Matched-field minimum variance beamforming. *Journal of Acoustical Society of America*, Vol. 92, No. 3, pp. 1406-1419, 1992.
- [63] Hollman MK, Rigby KW, and O'Donnell M. Coherence factor of speckle from a multi-row probe. *Proceedings of IEEE International Ultrasonic Symposium*; Tahoe, NV, pp. 1257-1260, 1999.
- [64] Li PC and Li ML. Adaptive imaging using the generalized coherence factor. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 50, No. 2, pp. 128-141, 2003.
- [65] Camacho J, Parrilla M, and Fritsch C. Phase coherence imaging. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 56, No. 5, pp. 958-974, 2009.
- [66] Shung KK and Thieme GA. Ultrasonic scattering in biological tissues., Chapter 4, pp. 76-124, *CRC Press*, 1993.

- [67] Insana MF, Wagner RF, Brown DG, and Hall TJ. Describing small-scale structure in random media using pulse-echo ultrasound. *Journal of Acoustical Society of America.*, Vol. 87, No. 1, pp. 179–192, 1990.
- [68] Han A and O’Brien WD. Structure function for high-concentration bio-phantoms of polydisperse scatterer sizes. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 62, No. 2, pp. 303–318, 2015.
- [69] Kanayama Y, Kamiyama N, Maruyama K, and Sumino Y. Real-time ultrasound attenuation imaging of diffuse fatty liver disease. *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 39, No. 4, pp. 692-705, 2013.
- [70] Jirik R, Taxt T, and Jan J. Ultrasound attenuation imaging. *Journal of Electrical Engineering*, Vol. 55, No. 8, pp. 180-187, 2004.
- [71] Insana MF and Hall TJ. Parametric ultrasound imaging from backscatter coefficient measurements: Image formation and interpretation. *Ultrasonic Imaging*, Vol. 12, No. 4, pp. 245–267, 1990.
- [72] Yao LX, Zagzebski JA, and Madsen EL. Backscatter coefficient measurements using a reference phantom to extract depth-dependent instrumentation factors. *Ultrasonic Imaging*, Vol. 12, No. 1, pp. 58–70, 1990.
- [73] Insana MF, Hall TJ, and Cook LT. Backscatter coefficient estimation using array transducers. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control.*, Vol. 41, No. 5, pp. 714–723, 1994.
- [74] Sigelmann RA and Reid JM. Analysis and measurement of ultrasound backscattering from an ensemble of scatterers excited by sine-wave bursts. *Journal of Acoustical Society of America*, Vol. 53, No. 5, pp. 1351–1355, 1973.
- [75] Bamber JC, Hill CR, King JA, and Dunn F. Ultrasonic propagation through fixed and unfixed tissues. *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 5, No. 2, pp. 159–165, 1979.
- [76] Nicholas D. Evaluation of backscattering coefficients for excised human tissues: Results, interpretation, and associated measurements. *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 8,

No. 1, pp. 17–28, 1982.

- [77] D’Astous FT and Foster FS. Frequency dependence of ultrasound attenuation and backscatter in breast tissue. *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 12, No. 10, pp.795–808, 1986.
- [78] Ueda M and Ozawa Y. Spectral analysis of echoes for backscattering coefficient measurements. *Journal of Acoustical Society of America*, Vol. 77, No. 1, pp. 38–47, 1985.
- [79] Chen X, Phillips D, Schwarz KQ, Mottley JG, and Parker KJ. The measurement of backscatter coefficient from a broadband pulse-echo system: A new formulation. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control.*, Vol. 44, No. 2, pp. 515–525, 1997.
- [80] O’Donnell M, Mimbs JW, and Miller JG. Relationship between collagen and ultrasonic backscatter in myocardial tissue. *Journal of Acoustical Society of America*, Vol. 69, No. 2, pp. 580–588, 1981.
- [81] Oelze ML and O’Brien WD. Frequency-dependent attenuation-compensation functions for ultrasonic signals backscattered from random media. *Journal of Acoustical Society of America* Vol. 111, No. 5, pp. 2308–2319, 2002.
- [82] Bigelow TA and O’Brien WD. Scatterer size estimation in pulse-echo ultrasound using focused sources: theoretical approximation and simulation analysis. *Journal of Acoustical Society of America*, Vol. 116, No. 1, pp. 578–593, 2002.
- [83] Omura M, Yoshida K, Akita S, and Yamaguchi T. Verification of echo amplitude envelope analysis method in skin tissues for quantitative follow-up of healing ulcers. *Japanese Journal of Applied Physics* No. 57, 07LF15, 2018.
- [84] Kuc R and Schwatz M. Estimating the acoustic attenuation coefficient slope for liver from reflected ultrasound signal. *IEEE Transaction on Sonics and Ultrasonics*, Vol. 25, No. 353, 1979.
- [85] Kuc R. Estimating acoustic attenuation from reflected ultrasound signals comparison of spectral shift and spectral difference approaches. *IEEE Transaction on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, Vol. 32, No. 1, 1984.

- [86] Faran JJ. Sound scattering by solid cylinders and spheres. *Journal of Acoustical Society of America*, Vol. 23, No.4, pp.405–418, 1988.
- [87] Raju BI and Srinivasan MA. High frequency ultrasonic attenuation and backscatter coefficients of in vivo normal human dermis and subcutaneous fat. *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 27, No. 11, pp. 1543-1556, 2001.
- [88] Nam K, Zagzebski JA, and Hall TJ. Quantitative assessment of in vivo breast masses using ultrasound attenuation and backscatter. *Ultrasonic Imaging*, Vol. 35, No. 2, pp. 146-161, 2013.
- [89] Coila AL. and Lavarello R. Regularized spectral log difference technique for ultrasonic attenuation imaging. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 65, No. 3, pp. 378-389, 2018.
- [90] Vajihi Z., Mendez IM., Hall TJ., and Rivaz H. Low variance estimation of backscatter quantitative ultrasound parameters using dynamic programming. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, Vol. 65, No. 11, pp. 2042-2053, 2019.
- [91] Nam K., Zagzebski JA, and Hall TJ. Simultaneous backscatter and attenuation estimation using a least squares method with constraints. *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 37, No. 12, pp. 2096-2104, 2011

## 謝辞

本研究を進めるにあたりご指導いただきました，千葉大学フロンティア医工学センター 山口匡教授ならびに吉田憲司准教授，平田慎之介准教授に心から感謝の意を表し，厚く御礼申し上げます。また，本論文を審査いただいた千葉大学フロンティア医工学センター 兪文偉教授ならびに羽石秀昭教授に御礼申し上げます。

超音波診断装置の手配にご協力いただき，大学院博士後期課程への進学や研究に関して助言やご指導をしていただきました，GE ヘルスケア・ジャパン株式会社 神山直久氏，増島史征氏，加藤生氏，島崎正氏，工藤直保子氏に御礼申し上げます。

最後に，常日頃から面倒を見てくださり，本研究を進めるにあたって多大なご協力をいただきました，富山大学工学部 大村眞朗特別研究員，千葉大学フロンティア医工学センター超音波グループの修了生，修士課程，学部4年次の皆様にも，この場を借りて厚く御礼申し上げます。