

研究種目：若手研究 (B)

研究期間：2008～2009

課題番号：20700407

研究課題名 (和文) 凹面鏡と小規模アレイを用いたリアルタイム3次元医用超音波イメージング

研究課題名 (英文) Real-time 3D medical acoustic imaging using a concave mirror and a small element array

研究代表者

瀧 宏文 (Taki Hirofumi)

京都大学・大学院情報学研究科・研究員

研究者番号：40467460

研究成果の概要 (和文)：凹面鏡と小規模アレイを用いた3次元医用超音波イメージング法では探触子と体表面の接触面積が広く、皮下脂肪層での脂肪含有率のばらつきが大きくなるため、収差による画像劣化を収差補正により抑圧する必要がある。皮下脂肪層の厚さが1 cmである場合収差補正を行う際の送信周波数は1.5MHzが適しており、収差の影響が大きい場合には画像化を行う送信周波数の半分以下で収差補正を行うことにより収差による画像劣化を効果的に抑圧できることが分かった。

研究成果の概要 (英文)：A real-time 3D medical acoustic imager with a concave mirror and a small element array needs a wide contact area between a probe and the body surface, and thus the variation of fat content in the cutaneous fat layer is supposed to be larger than a conventional imagers, causing the severe deterioration of image quality by aberration. Therefore this method should employ an aberration correction technique to suppress the influence of aberration. This study shows that the transmit center frequencies of 1.5 MHz are suitable for aberration correction in the case of a fat layer 1 cm thick, and under severe aberration conditions the proper transmit frequency for the aberration condition is lower than half of that for imaging.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2008年度	1,400,000	420,000	1,820,000
2009年度	1,100,000	330,000	1,430,000
年度			
年度			
年度			
総計	2,500,000	750,000	3,250,000

研究分野：総合・新領域系

科研費の分科・細目：総合領域・医用システム

キーワード：超音波医科学・医用超音波工学・医用画像・3次元超音波イメージング・凹面鏡・収差

1. 研究開始当初の背景

(1) 凹面鏡と小規模アレイを用いた3次元医用超音波イメージング法では探触子と体表面の接触面積が大きく、皮下脂肪層での脂肪含有率のばらつきが大きくなる。このばらつきによる伝搬距離の分散が収差であり、これにより、超音波ビームの焦点形成が崩れ画質が劣化する。そのため、収差による画像劣化を収差補正により抑圧する必要がある。

(2) 隣接素子間で受信される信号の相関から収差補正值を計算するという手法が提案されているが、未だ技術的に確立されていない。

2. 研究の目的

(1) 脂肪層が存在する場合、高周波数の超音波を送信しても収差の影響によりビームパターンが崩れ、画質が劣化する。そのため、収差補正を行わない場合の最適な送信周波数を探索する。

(2) 収差補正を行う際に最適な送信周波数を探索し、求められた収差補正值を用いて画像化を行う際に適切な送信周波数を調べる。

3. 研究の方法

(1) 超音波素子と焦点位置との間の経路長が理想的な均一媒質の場合と実際の生体組織の場合とで異なるため収差が生じるが、同じ経路長差でも送信周波数が低いほど位相差が小さくなるため、低い送信周波数を用いたほうが収差の影響を抑圧できる。しかし、低周波数を送信する場合は均一媒質でのビーム幅が広くなり空間分解能が低くなる。そのため、収差の影響をある程度抑圧し十分な空間分解能が実現できる送信周波数をコンピュータシミュレーションにより探索する。

(2) 収差補正に適した送信周波数を調べるため、0.5MHz から 4MHz の送信周波数を想定しコンピュータシミュレーションにより得られた受信信号の隣接走査線間の相関を調べ、これをもとに収差補正值を求める。また、求めた収差補正值を用いて超音波を送信し、ビームパターンから収差補正值の正確さを評価する。

(3) 偽スペクトラル法に基づくコンピュータシミュレーションツールであるスペクトラルフレックスを使用しビームパターンや受信信号を計算する。また、ビームパターンや収差補正值を評価するため、図1のようなデジタル組織図を10個使用する。この組織図は皮膚が2mm、皮下脂肪層の厚さが1cmもしくは5mmであり、皮下脂肪層の下には5%の微小脂肪滴が存在する筋層が存在してい

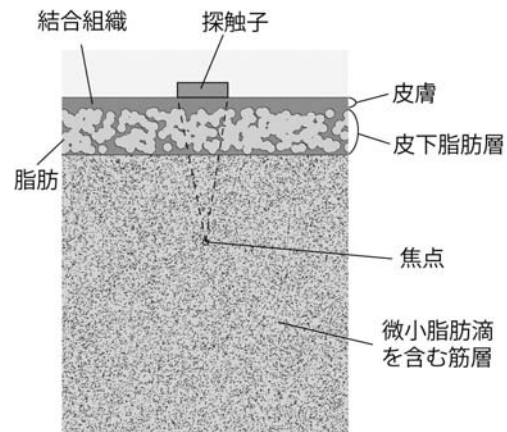


図1 本研究で用いられたデジタル組織図

る。また、皮下脂肪層内には70%の脂肪球が分布しており、深さ3cmには直径1mmの脂肪球が配置されている。また、探触子には0.5mm幅の超音波素子が0.6mmピッチで16個配置されている。本シミュレーションでは筋肉、脂肪、結合組織の音速をそれぞれ1547m、1478m、1611mとし、送信波の比帯域は60%としている。

(4) 収差の影響が大きい場合送信ビームパターンは大きく崩れるため、主ビームの電力半値幅やサイドローブレベルを評価するだけでは焦点形成能を評価することは困難である。主ビーム幅、サイドローブレベル、主ビームのずれを評価するため、2次モーメントを用いた評価値である等価半値幅を提案し、これにより送信ビームパターンの評価を行う。等価半値幅とは送信ビームの焦点位置への送信電力の集中度を焦点を中心とした2次モーメントにより評価する手法である。また、サイドローブ位置による等価半値幅への影響を除外した修正等価半値幅も提案した。

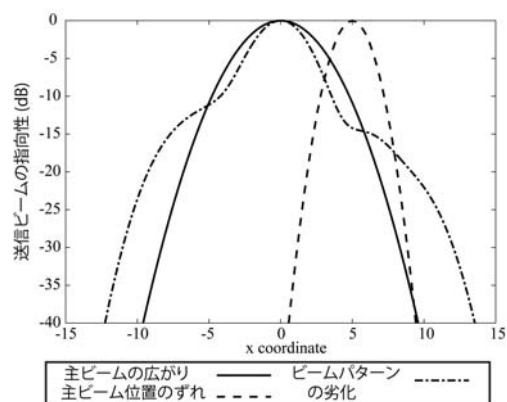


図2 同じ等価半値幅を持つ3つの送信ビームプロファイル

4. 研究成果

(1) 収差補正を行う場合でも、補正値の初期値を求める際には収差補正されていないビームを送信する必要がある。そのため収差補正を行わない場合の送信ビームの焦点形成能について調べた。図3は脂肪層が1cmの場合における深さ3cmでの各送信周波数での送信ビームパターンであり、図4は脂肪層の厚さが1cm、0.5cmのときの主ビームの電力半値幅、主ビームのずれ、サイドローレベルを示している。送信ビームの電力半値幅は送

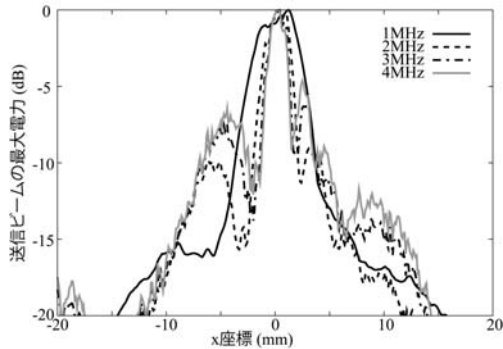
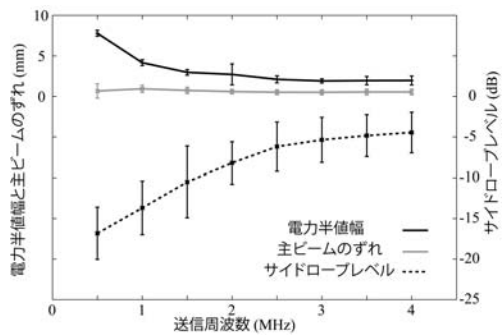
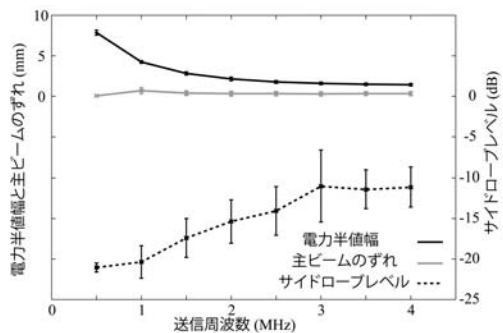


図3 収差補正を行わない場合の送信ビームパターン。ただし、脂肪層の厚さを1cmとし、焦点距離を3cmとした。

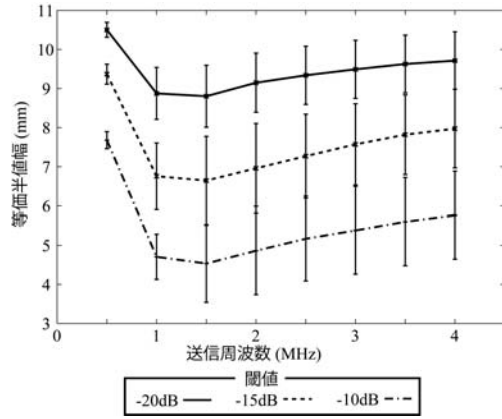


(a)

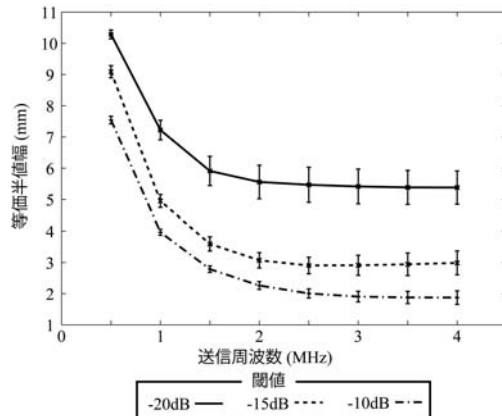


(b)

図4 収差補正を行わない場合の送信ビーム特性。(a)脂肪層の厚さが1cmのとき。(b)脂肪層の厚さが0.5cmのとき。エラーバーは標準偏差を示す。



(a)



(b)

図5 収差補正を行わない場合の送信ビームパターンの等価半値幅。ただし、2次モーメントを取る電力の閾値を-20dB、-15dB、-10dBとした。(a)脂肪層の厚さが1cmのとき。(b)脂肪層の厚さが0.5cmのとき。エラーバーは標準偏差の半分である。

信周波数が3MHzのとき最も狭く高空間分解能となる一方、送信周波数が高くなるに従ってサイドローレベルも上昇し、虚像が出現しやすくなる。

(2) 送信ビーム特性を評価し最適な送信周波数を決定するため、提案する等価半値幅を用いて収差補正を行わない場合の送信ビームの焦点形成能を評価した。ただし等価半値幅を求める際の送信ビーム電力の閾値を-20dB、-15dB、-10dBとした。図5に示すように、脂肪層の厚さが1cmの場合は1.5MHzの送信周波数を用いた際に最も等価半値幅が小さく送信電力が焦点位置に最も集中していることがわかる。一方脂肪層の厚さが0.5cmの場合には4MHzの送信周波数を用いた際に最も等価半値幅が小さいが、2MHzの送信周波数では等価半値幅がある程度小さくなっている。以上から、脂肪層が1cmの場合は1.5MHzの

送信周波数が適切であり、脂肪層が 0.5cm の場合には 2MHz 以上の送信周波数が適切であることが分かった。

(3) 低送信周波数を用いる場合ビームパターンが崩れないため、精度は落ちるが求められた収差補正值の誤りが低下すると考えられる。そのため、低周波数送信によって求められた収差補正值を高周波数送信時に適用し、形成されたビームパターンを評価した。図 6 は 1MHz から 4MHz の送信周波数で求めた収差補正值を 4MHz の送信時に適用した場合の送信ビームパターンである。ただし、脂肪層の厚さを 1cm とした。4MHz の送信周波数で求めた収差補正值を適用した場合のビームパターンは主ビームが 2 つに分かれており、補正值に誤りが存在することを示唆している。また、2MHz の送信周波数で求めた収差補正值を適用した場合は主ビームが狭く再度ローブも低いため、適切は収差補正が行われていると考えられる。また、図 7 に脂肪層が 1cm もしくは 0.5cm における収差補正後の 4MHz の送信ビームの修正等価半値幅を示す。ただし、修正等価半値幅を計算する際に使用する電力の閾値を最大値の -20dB、-15dB、-10dB とした。この結果は、4MHz の送信周波数でイメージングを行うとき、脂肪層が 1cm の場合の収差補正時の最適送信周波数は 1.5MHz、脂肪層が 0.5cm の場合は 2MHz であることを示している。すなわち、収差補正により画質を改善する場合、画像化に用いる送信周波数の約半分の送信周波数を用いて収差補正值を求める必要があることを示唆している。

(4) 収差補正值を求める際に使用する最適周波数が画像化に用いる送信周波数の約半分となる理由を調べるため、2MHz と 4MHz の送信周波数で求めた収差補正值を 4MHz の周波

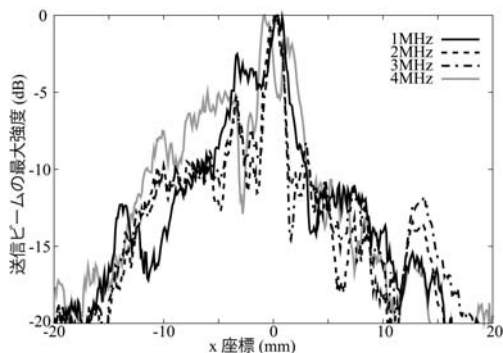
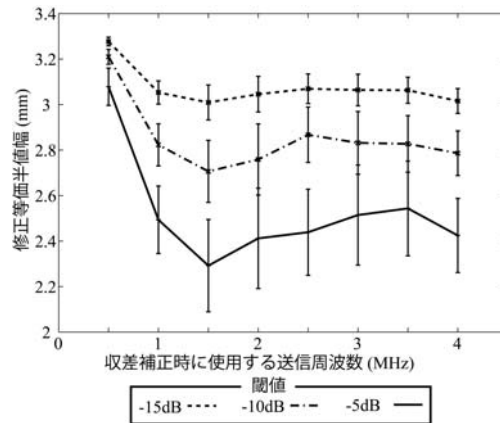
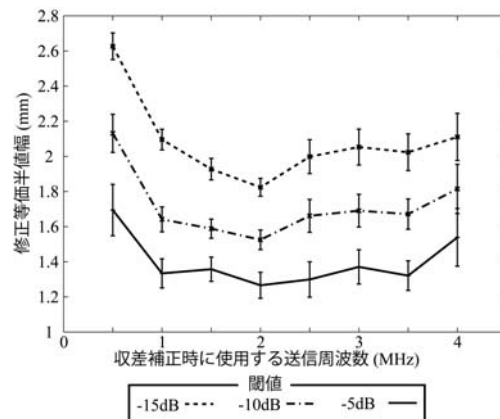


図 6 1MHz から 4MHz の送信周波数で求めた収差補正值を 4MHz の送信時に適用した場合の送信ビームパターン。ただし、脂肪層の厚さを 1cm とし、焦点距離を 3cm とした。



(a)



(b)

図 7 0.5MHz から 4MHz の送信周波数で求めた収差補正值を 4MHz の送信時に適用した場合の送信ビームの修正等価半値幅。10 回のシミュレーション結果の平均であり、エラーバーは標準偏差の 4 分の 1 を示している。ただし、脂肪層の厚さを(a) 1cm もしくは(b) 0.5cm とし、焦点距離を 3cm とした。

数送信時に適用し、その電力半値幅を計算した。図 8 は求められた収差補正後の主ビームの電力半値幅の分布である。4MHz の送信周波数で求められた収差補正值を使用した場合、脂肪層が 1cm、0.5cm のいずれにおいても電力半値幅が著しく大きくなることもあり、求められた収差補正值に誤りが存在することを示唆している。このことから、4MHz の送信周波数では収差補正值を安定して求めることができず、安定して収差補正值を求めることができる 2MHz の送信周波数が適当であるという結果になったと考えられる。以上のことから、収差補正により画質を改善する場合、画像化に用いる送信周波数の約半分の送信周波数を用いて安定して収差補正值を求める必要があることがわかった。

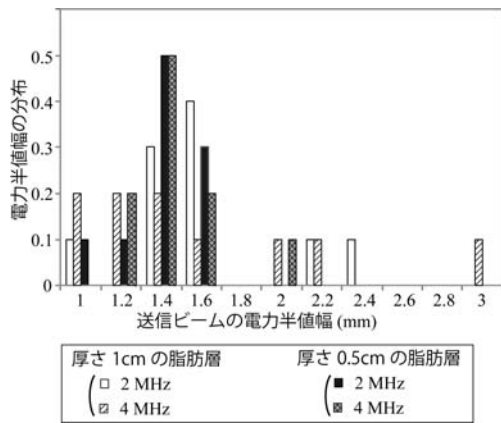


図8 2MHzもしくは4MHzの送信周波数で求めた収差補正値を4MHzの送信時に適用した場合における送信ビームの電力半値幅の分布。ただし、脂肪層の厚さを1cmもしくは0.5cmとした。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計2件)

- ① 瀧宏文、佐藤亨、収差による医用超音波画像の劣化、日本工業出版 超音波テクノ、査読無、21巻、2009、109-111
- ② 瀧宏文、佐藤亨、Aberration correction with low-frequency transmission for medical acoustic imaging、Japanese Journal of Applied Physics、査読有、2010、採録決定

[学会発表] (計3件)

- ① 瀧宏文、松田哲也、佐藤亨、医用超音波イメージングのための低送信周波数を用いた収差補正、日本超音波医学会学術集会、2008年5月24日、神戸国際展示場
- ② 瀧宏文、松田哲也、佐藤亨、医用超音波検査における収差補正技術を用いた小結石の検出能向上に関する基礎検討、アコースティックイメージング研究会、2008年8月8日、北海道大学
- ③ 瀧宏文、松田哲也、佐藤亨、Evaluation of aberration parameters estimated from a low frequency transmission for medical acoustic imaging、IEEE International Ultrasonics Symposium、2008年9月3日、Beijing International Convention Center, Beijing, China

[図書] (計0件)

[産業財産権]

- 出願状況 (計2件)

名称：超音波による画像形成方法及び収差補正方法

発明者：瀧宏文、佐藤亨、染田恭宏、長永兼一、及川克哉、斎藤恵志、高井康好

権利者：国立大学法人京都大学、キヤノン株式会社

種類：特許

番号：特願 2008-105039

出願年月日：平成 20 年 4 月 14 日

国内外の別：国内

名称：信号処理装置、超音波装置、信号処理装置の制御方法及び超音波装置の制御方法

発明者：瀧宏文、佐藤亨、長永兼一

権利者：国立大学法人京都大学、キヤノン株式会社

種類：特許

番号：特願 2008-198500

出願年月日：平成 20 年 7 月 31 日

国内外の別：国内

○取得状況 (計0件)

名称：

発明者：

権利者：

種類：

番号：

取得年月日：

国内外の別：

[その他]

ホームページ等

<http://hb6.seikyuu.ne.jp/home/taki/top.html>

6. 研究組織

(1) 研究代表者

瀧 宏文 (Taki Hirofumi)

京都大学・大学院情報学研究所・研究員

研究者番号：40467460

(2) 研究分担者

()

研究者番号：

(3) 連携研究者

()

研究者番号：