科学研究**費**補助金研究成果報告書

平成 22 年 6 月 10 日現在

研究種目:若手研究(B) 研究期間:2008~2009 課題番号:20700418

研究課題名(和文) MRIを用いた生体内超音波音場可視化技術の開発

研究課題名(英文) Development of a MRI-based Technique for Visualizing Ultrasound

Field in Biological Tissue

研究代表者

新田 尚隆(NITTA NAOTAKA)

独立行政法人産業技術総合研究所・人間福祉医工学研究部門・研究員

研究者番号:60392643

研究成果の概要(和文):

これまで超音波音場の計測はハイドロホンや光学的手法を用いた水中計測に限られ、超音波診断及び治療技術の高精度化にとって重要な生体内での超音波音場の計測方法としては、有効な手段がなかった。そこで本研究では、MRIを用い無侵襲で生体内超音波音場を可視化するための技術開発を行った。音場可視化のために音響放射力による微小変位を MRI にて計測することとし、鮮明な音場分布が得られるよう MRI 撮像パルスシーケンスや MR 信号処理方式を検討した。計算機シミュレーション及びファントム実験を行った結果、MR 画像上で媒体中の超音波音場が可視化できることが示された。

研究成果の概要 (英文):

So far, ultrasound field measurements have been conducted by using a hydrophone or optical method in only water. Although the measurement of ultrasound field in a biological tissue is important for improving accuracy in the ultrasound diagnosis and therapy, there was no effective method for such measurement technique. Therefore, a MRI-based technique for visualizing the ultrasound field in the biological tissue was developed in this study. In order to visualize the ultrasound field, minute displacements in a medium, which is induced by applying the acoustic radiation force with safety ultrasound intensity, were measured by using a MR imager. In order to obtain clear images of ultrasound field, pulse sequence for acquiring MR images and signal processing method of MR signals were investigated. Results of numerical simulation and phantom experiment revealed that the ultrasound field in the medium can be visualized on the acquired and processed MR images.

交付決定額

(金額単位:円)

	直接経費	間接経費	合 計
2008 年度	1,100,000	330,000	1,430,000
2009 年度	900,000	270,000	1,170,000
年度			
年度			
年度			
総計	2,000,000	600,000	2,600,000

研究分野:医用生体工学

科研費の分科・細目:人間医工学・医用システム

キーワード:超音波、音場、可視化、磁気共鳴イメージング

1.研究開始当初の背景

超音波医学分野において、探触子により形成される音場を把握することは、アレイ探触子の設計や、超音波画像の空間分解能評価及びアーチファクトの理解にとって非常に重要である。従来、超音波音場の計測は理想的な環境下に限られ、水中でハイドロホンや光学的手法などが用いられてきた。しかしながら、ハイドロホンは無侵襲的な体内使用が難しく、また経皮的な入射光は生体深部まで到達しないため、生体内音場の無侵襲的観察は非常に困難であった。

2.研究の目的

生体内では、回折や屈折、組織の音速差などの影響により、水中計測で予見された超音波音場とは異なる分布を呈する。従って、生体内での超音波音場が無侵襲で捉えられれば、それをフィードバックして開口合成時のは相歪み補正や、集束超音波治療における院内を開発を受ける。とが期待される。そこで本研究では、ハイドロホンや光学におけるとでも、カイドロホンや光学における。とは、大大・ロボンや光学における。とは、大大・ロボンや光学における。とは、大大・ロボンや光学における。

3.研究の方法

これまでの音響放射力変位の MR 検出法 (平 成 18-19 年度科学研究費補助金若手研究(B)、 課題番号:18700450、研究課題名:超音波加 振による MR マイクロエラストグラフィ技術 の開発)の成果を応用し、局所的な音響放射 力変位を捉えて超音波音場を可視化するた めの MRI 撮像におけるパルスシーケンス及び データ処理方法を検討する。超音波音場可視 化の基礎となる音響放射力による微小変位 を MRI で計測するためには、微弱な MR 信号 の変化が高感度で捉えられることを確認す る必要がある。検出可能な微小変位の大きさ についても見積もり、超音波強度調整により 有効音場内全てを検出可能変位にするため の基礎データを得るため、まず実際の MRI 撮 像におけるパルスシーケンスを忠実に模擬 した計算機シミュレーションを行い、本手法 の実現可能性を検証する。

さらにファントム(生体擬似材料)を対象として、超音波音場可視化の可能性について実験的検証を行う。MRI装置としては現有の動

物実験用 MRI 装置を用いる。

計算機シミュレーション及びファントム実験結果をもとに、MRI撮像におけるパルスシーケンスやMR信号処理方式の改善を行うことで音場分布画像の鮮明化が図れるかどうかについて検討を行い、最適な超音波音場可視化アルゴリズムを構築する。

4. 研究成果

超音波音場可視化技術の開発にあたり、音響放射力による微小変位をMRIで捉えるためには、微弱な MR 信号の変化が高感度で捉えられる必要がある。実際の MR 信号にはノイズが含まれるため、捕捉される MR 信号の SNRを変化させ、計算機シミュレーションにより本手法の実現可能性を検討した。

図 1 にシミュレーションモデルを示す。直径 20mm、長さ 60mm の円筒形モデル底面に直径 5mm の円筒型超音波プローブ (中心周波数 5MHz)を配置し、音響放射力を生じ得る強度で連続波送信を行いながら SE 法による冠状断面撮像を行う状況を想定した (: 42.58 MHz/T、Bo: 2.0T、Gx: 100mT/m、FOV: $80mm \times 80mm$ 、matrix: 128×128 、1 pixel = 0.625mm)。微小変位に対する検出能を評価するため、モデル内部に加わる音響放射力変位はプローズ表面で $0.1 \mu m$ 、深部ほど線形に減少して底面で $0 \mu m$ になるように設定した (図 2)。 さらにシミュレーションにより得られたエコー信号に対して SNR=40dB 及び 30dB となるノイズを加えた。

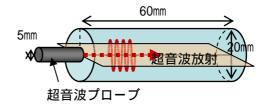


図 1:シミュレーションモデル

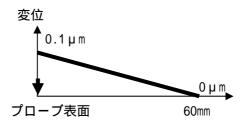


図2:変位プロファイル

このようなノイズを抑制するためには、通常 MR 画像において加算平均処理がなされるが、 その分撮像時間が長時間となってしまう。本 法の場合、撮像中に超音波照射を続けて行う ため、長時間の撮像時間は避ける必要がある。 そのため、SNR を向上させるための MR 信号処 理法として以下のような手段を採用した。ま ず音響放射力印加前後の2枚の MRI 画像を得 た。次に音響放射力印加前後の MR 画像間に おいて複素相関関数を算出し、その実部と虚 部各々に対して局所平滑化処理を施した後、 位相成分を算出してこれを変位に換算した。 カーネルサイズ 0x0(局所平滑化なし) 3x3、 5x5 pixel 各々に対する変位検出を行った結 果を図3に示す。図3(a)はSNR=40 dBのとき、 図 3(b)は SNR=30 dB のときの結果である。SNR が低く、音場を確認できない図3(b)の0x0の 場合でもカーネルサイズを大きくすること で微小変位の検出が可能であることが示さ れた。

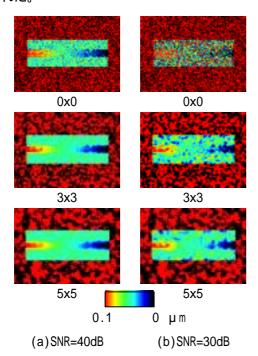


図3:音場検出結果

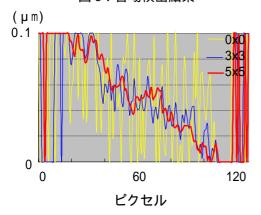


図 4:中心軸上の変位 (SNR=30dB)

図4は、SNR=30dBのときにおいて、音場の中心軸上プロファイルを示した結果である。 5x5のカーネルにおいて0.1μmの微小変位に対しても著しい安定化が図られた。

図5はカーネルサイズによる誤差評価を行った結果である。SNRが低い場合においてもカーネルサイズをより大きく調整することにより変位推定分散は大幅に低下していることが確認された。RMSEによる比較では3x3は0x0の33%に、5x5は0x0の19%にそれぞれ大幅に低下し、変位検出の安定化が可能であった。

RMSE(µm)

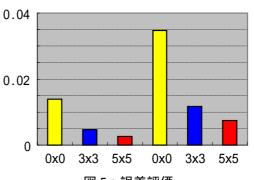


図5:誤差評価

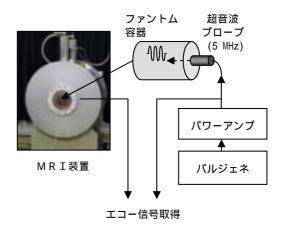


図 6:実験セットアップ

次にファントムを計測対象とした実験的検証を行った。実験セットアップを図6に示す。MRI装置としては、現有の動物実験用MRI装置(Bruker、BIOSPEC 20/30、2 Tesla)を用いた。MRIガントリー内にファントム入り円筒容器(直径40mm、長さ100mm、PP製)を配置し、超音波プローブを接触させ、内部へ超音波放射を行いながら撮像を試みた。ファントムとしては、寒天ファントムや脱気済み純粋ファントムを計測対象とした。また駆動周波数は、1MHz、2.25MHz、3.5MHz、5MHz とした。この際、超音波照射タイミングはゲート

信号発生器にて調整し、超音波振動によるプ ロトンの空間変位を反映した MR 信号の SNR を改善には2位相ロックインアンプの適用を 試みた。取得したエコー信号に対し、MR 画像 の再構成による音場の画像化を試みた。 代表的な結果を図7に示す。図7は純水中に

5MHz の超音波を連続波送信したときの MR 撮 像画像である。

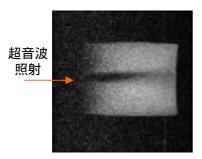
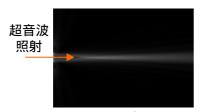
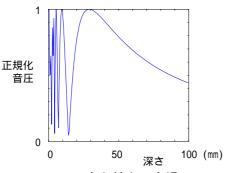


図7:超音波照射時のMR画像例



(a) 超音波ビーム領域



(b) 中心軸上の音場

図8:理論的な音場分布

比較のために、計算によって求めた理論的な 音場分布を図8に示す。図7と図8(a)との比 較から、濃淡については逆となるが、図7は 理論的な音場パターンとよく相関するコン トラストを持つ MR 画像が得られたことを示 している。図 8(b)は中心軸上の音場を示し、 深さ 30mm 付近から遠距離音場に変化してい ることを示すが、このときの音圧のパターン もまた図7の濃淡とよく相関しており、音圧 が高い部分でより黒く、音圧の低下に伴い 徐々に白く変化している。さらに空間的に不 均質な音響特性を持つ媒体として、PVDC 薄膜 を入れた純水ファントムに対する撮像実験

でも、薄膜での反射が MR 画像上において明 瞭に画像化されることを確認した。

以上の計算機シミュレーション及び実験的 検討から、計測対象が容器内に限られており 従来のハイドロホンや光学的手法の適用が 困難な場合であっても、本手法は媒体内の音 場分布を可視化し得ることが示された。今後 は、より実際の生体条件に近い状況下で本手 法の適用可能性を検証してゆく。

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4件)

新田尚隆,本間一弘:MRI による超音波 音場可視化に向けた音響放射力変位検出 の安定化, 日本磁気共鳴医学会雑誌, 査 読無, Vol.29, 2009年, 410.

新田尚隆,本間一弘:MRI と超音波技術 の融合, 超音波医学, 査読無, Vol.36, 2009年, 121.

新田尚隆,本間一弘:MRI を用いた音響 放射力変位検出に基づく超音波音場可視 化の検討, 日本磁気共鳴医学会雑誌, 査 読無, Vol.28, 2008年, 389.

新田尚隆, 本間一弘:MRI を用いた生体 内超音波伝搬検出の基礎検討, 超音波医 学, 查読無, Vol.35, 2008年, 281.

[学会発表](計4件)

新田尚隆:MRIによる超音波音場可視化 に向けた音響放射力変位検出の安定化, 第 37 回日本磁気共鳴医学会大会, 2009 年10月2日、パンパシフィック横浜ベイ ホテル東急(横浜)

新田尚隆:MRI と超音波技術の融合,第 82 回日本超音波医学会学術集会, 2009 年 5月22日,東京国際フォーラム(東京) 新田尚隆:MRI を用いた音響放射力変位 検出に基づく超音波音場可視化の検討、 第 36 回日本磁気共鳴医学会大会, 2008 年9月12日,旭川市民文化会館(旭川) 新田尚隆:MRI を用いた生体内超音波伝 搬検出の基礎検討、第 81 回日本超音波 医学会学術集会, 2008年5月23日, 神 戸国際展示場(神戸)

6.研究組織

(1)研究代表者

新田 尚隆(NITTA NAOTAKA) 独立行政法人産業技術総合研究所・人間福 祉医工学研究部門・研究員

研究者番号:60392643

(2)研究分担者:なし (3)連携研究者:なし