

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2007～2008

課題番号：19500423

研究課題名（和文） 磁気共鳴断層撮像装置における無音撮像法に関する研究

研究課題名（英文） A study for silent magnetic resonance pulse sequence

研究代表者

妹尾 淳史 (SEN00 ATSUSHI)

首都大学東京・人間健康科学研究科・准教授

研究者番号：00299992

研究成果の概要：

本研究の目標はMR検査の撮像時に全く騒音が発生せず、しかも臨床診断に用いられているコントラストと同等の画質が得られるという撮像理論を構築することである。本研究の成果として、撮影時に発生する騒音を無音と呼べるほど劇的に低減し、得られた画像は通常の検査の画像と同程度の画質であるという成果を得られた。また、これまで臨床で使用されてきた撮像時間を延長することなく無音化および高画質化を可能とした。

交付額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2007年度	2,200,000	660,000	2,860,000
2008年度	800,000	240,000	1,040,000
年度			
年度			
年度			
総計	3,000,000	900,000	3,900,000

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：人間医工学

キーワード：検査・診断システム

## 1. 研究開始当初の背景

現在、MR装置メーカーをはじめ多くの研究者らがMR装置からの騒音を低減させるために精力的に取り組んでいる。しかし、その殆どは騒音の発生そのものを抑えるという根本的な解決方法ではなく、発生した装置の騒音（振動）を伝播し難くするというようなハードウェアの開発に関するものであるために、従来法での効果は騒音の低減という程度で無音とは程遠いというのが現状である。

これまで実際に実用化されたハードウェアとしては、MR装置内の勾配磁場コイルを魔法瓶と同じ要領で真空パック化し、騒音が

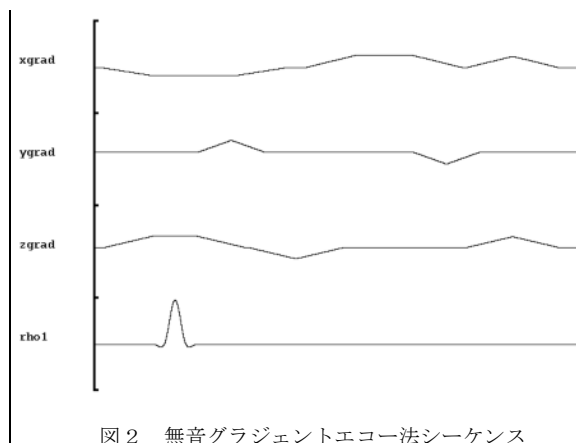


図2 無音グラジエントエコー法シーケンス

伝播しないようにするものが東芝社で商用化されている。しかし、その効果としては無音と呼ぶには程遠く、騒音が低減した程度である。騒音が低減する撮影法(ソフトウェア)に関する報告はいくつかあるが、臨床診断に用いられているコントラストと異なる画質となるために無音撮影法は未だ実用化されていないのが現状である。現状として実用化が困難な原因は、無音撮像法を維持したままエコータイムが最短となる励起法が考案されていないことが挙げられる。

本研究の基礎となる無音撮像法は研究代表者独自で理論を考案した。その理論の効果を検証するため2005年11月にその理論を実現化したプロトタイプの撮影法を作成したところ、撮影時に全く音が発生しないことが判明した。この成果は本理論が正しいということであり、本研究により既に無音化した撮影法が開発できたことを示す。

2006年度の研究成果として、製品版のスピンエコー法と高速グラジェントエコー法のソースプログラムに本研究の理論を組み込んだ撮影プログラムを作成した。

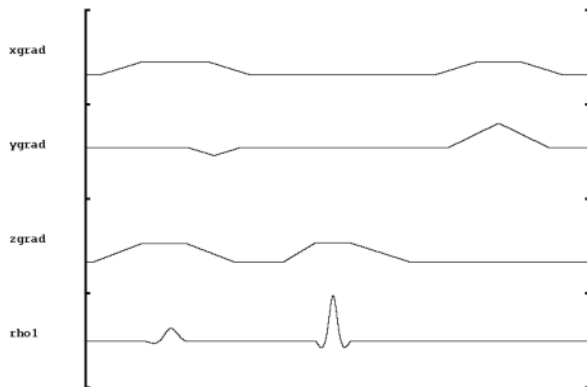


図1 無音スピンエコー法シーケンス

図1に作成した無音スピンエコー法のシーケンスチャートを示す。図2に作成した無音グラジェントエコー法のシーケンスチャートを示す。全ての勾配磁場コイルに印加する高さを可能な限り低減し、勾配量を少なくすることで無音化が可能となった。この撮影法はMR装置内に寝ている被検者が撮影しているのに気付かないほどの無音であることが主観的な評価として判明した。さらに、精密騒音計による計測でも撮像時の騒音は計測不可能であり、研究代表者が開発した撮像法が客観評価でも無音であることが判明した。無音撮像法で得られた画像と通常の撮像法で得られた画像との比較実験では、信号雑音比は95:100と若干の信号減衰があった。

MRIの画質評価法は国際的に規定された方法があり、スライス厚、空間分解能、均一性、画像ゆがみ等の測定が不可欠である。し

かし、画質評価用のファントムがないために開発した無音撮像法の評価が計測できないのが現状である。

## 2. 研究の目的

本研究の目標は、磁気共鳴断層撮影(MR)検査の撮像時に全く騒音が発生せず、しかも臨床診断に用いられているコントラストと同等の画質が得られるという画期的な撮影法を実用化することである。

昨年、全く音の発生しない撮像法を学内の臨床用MR装置を用いて実現した。この撮像法は特別なハードウェアを付加することなく撮像の無音化が図れるため、理論的には全てのメーカ製のMR装置でも本法を実現できる優れた撮像法であるが、臨床で実用化するためには、さらなる画質の向上が必要である。これまでの検討により、水素原子をRF波で励起してからデータ収集するまでの時間(エコータイム)を可能な限り短くすることで、画質を向上させることが可能なことが判明している。そこで本研究では、本撮像法の臨床的実用性に向けて、無音撮像法を維持したままエコータイムが最短となる新しい励起法を開発することで画質を劇的に向上させることを研究目的とする。

## 3. 研究の方法

平成19年度は主に騒音が発生する原因とメカニズム、およびその対策法について詳細に検討する。

MR装置からの騒音は、MR装置内に内蔵されている勾配磁場コイルと呼ばれる電磁石に電流をパルス状に流すことが原因である。電磁石に電流を流すと、フレミングの左手の法則によりローレンツ力が発生し、勾配磁場コイルを歪ませる。電磁石への電流供給を止めると歪んだコイルはもとの状態にもどる。MR装置からの騒音は勾配磁場コイルが歪んだり元にもどったりするときに発生するといわれている。そこで、勾配磁場コイルに流す電流の印加法を様々に変化させ、騒音の発生原因について究明する。具体的には以下のような検討をおこなう。

### (1) XYZ各軸の勾配磁場に対する台形波の騒音の検討

傾斜磁場に対して、印加軸の違いによって騒音がどう変化するかについて検討する。一般に、傾斜磁場の形状は、立ち上がり・下がり時間、Ampの大きさ、そして一定時間の3つのパラメータから成立している。目的は、印加軸の違いによる騒音の比較であるため、3つのパラメータを同一とし同じ傾斜磁場形状を、それぞれX軸のみ、Y軸のみ、Z軸のみに印加する。ここでは、台形波独自の騒音を検討するため、複雑にならないように単一の傾斜磁場だけを印加する。

## (2) 勾配磁場の形状を変化させたときの騒音の検討

目的は、先ほどの傾斜磁場形状を様々に変化させたとき騒音がどう影響するかについて検証する。具体的には、3つのパラメータを変化させたときの騒音の影響について検討する。ここでも台形波独自の騒音を検討するため、複雑にならないように1つの傾斜磁場だけを印加し、変化させる。検討項目は以下の3つである。

## (3) バイポーラパルスの間隔と騒音の検討

上記の検討では、単一の台形波の騒音について検証してきたが、実際の臨床の撮像方法は、複数の台形波を使用している。そこで、代表的な組合せである、負と正の方向に連続して印加した2つの台形波（バイポーラパルス）について検証する。目的は、バイポーラパルスの間隔を0~5000  $\mu$  sec まで変化させたときの騒音の影響について検討する。

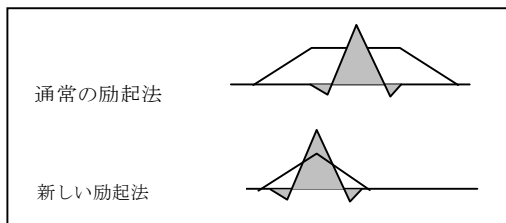


図3 励起法の概略

平成20年度は今回の研究で新たに考案した励起法の開発と検証をおこなう。

新たに考案した励起法の概略を図3に示す。

通常は勾配磁場が安定した後励起するために勾配磁場が安定するまでの時間だけ時間が延長してしまうという問題点がある。本研究で新たに考案した励起法は、勾配磁場の安定を待たずに励起するために理論上、最短時間で励起が出来るという特徴を持つ。20年度におこなった実験は以下の通りである。

## (4) ブロツホ方程式によるPCシミュレーション

勾配磁場の状況に応じて励起パルスの形状を最適化するために、ブロツホ方程式を利用して最適な形状を設計する。

## (5) MRI実機による画質および騒音の計測

先に設計した励起パルスを臨床用MRI装置に搭載し、実際にファントムなどを撮像してその画質や撮像時の騒音を計測する。

## 4. 研究成果

### (1) XYZ各軸の勾配磁場に対する台形波の騒音の検討結果

騒音の結果を図4に示す。印加軸の違いによって、同じ傾斜磁場形状でも騒音に有意差

が生じた( $p < 0.05$ )。一般的に傾斜磁場コイルの構造はX軸とY軸は同じでありZ軸は異なるため、騒音でもX軸とY軸は有意差がなく、Z軸は生じると考えられる。しかし、今回の結果は全てに有意差が生じた。これは、静音化のための騒音を減弱させる減衰機の影響や、X軸とY軸のコイルの機械的な構造やコイルの配置箇所が異なっていることが考えられる。

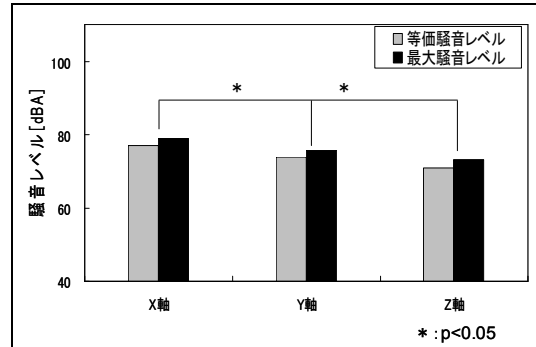


図4 印加軸の違いによる騒音の比較

この結果から、同じ傾斜磁場形状でも軸の違いにより騒音に差があることが判明した。具体的には、X軸の騒音は大きく、Z軸の騒音は小さいことがわかった。

### (2) 勾配磁場の形状を変化させたときの騒音の検討結果

#### ① 立ち上がり・下がり時間を200~5000 $\mu$ sec まで変化させたときの検討

立ち上がり・下がり時間を変化させたときの騒音の結果を図5に示す。

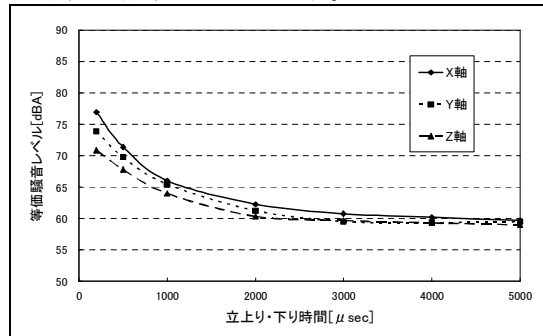


図5 立ち上がり・下がり時間と騒音の関係

X軸の騒音が大きく、Z軸の騒音が小さかった。傾向は、各軸とも時間が延長すると同様の減少傾向を示した。全ての軸において、1ms以下は騒音の減少率が大きく、1ms以上は騒音の減少率が低下した。また、5ms以上の騒音はほぼ暗騒音であり、騒音が殆んど発生していないことが判明した。一般的に立ち上がり・下がり時間を延長すると騒音は減少する。しかし、今回測定した結果、ある値を境界に騒音の減少率が顕著に変化することがわかった。これは、時間を短縮していくとある値で電磁気力が急激に大きくかかるため、騒音が大きくなると考えられる。

この結果から、騒音を減少させるには立ち上がり・下がり時間 1ms までが騒音の大きな減少率を示し有効であることがわかった。一方、コンプレッサーなどの騒音である暗騒音が約 60dB であることを考慮すると、無音で撮像するには、立ち上がり・下がり時間を 5ms 以上にすることでほぼ無音状態になることが判明した。

②勾配磁場の振幅を 5.0~0.5 まで変化させたときの検討

勾配磁場の振幅を変化させたときの騒音の結果を図 6 に示す。

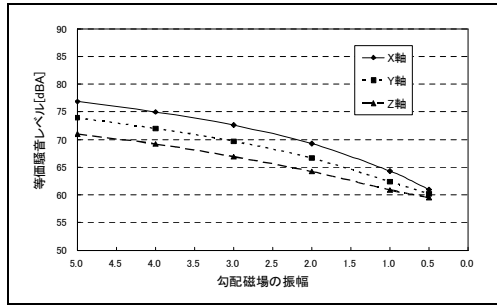


図 6 勾配磁場の振幅の大きさと騒音の関係

(3) バイポーラパルスの間隔と騒音の検討結果

バイポーラパルスの間隔と騒音の結果を図 7 に示す。東芝が取得した、半分の位相差を設定することで、電磁気力を相殺又は減少させ、発生する騒音を減弱させるという特許であるが、今回の結果からは騒音の減少には至らないことが判明した。また、バイポーラパルスの間隔を変化させても顕著な騒音減少は得られず、ほぼ一定の騒音値を示した。このことから、東芝が取得した特許である半分の位相差を設定するという手法は有効ではなく、またバイポーラパルスの間隔を変化させるだけで騒音を減弱させるということは困難だということが判明した。

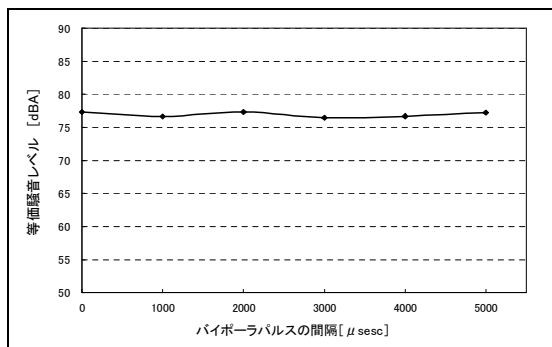


図 7 バイポーラパルスの間隔と騒音の関係

この検討により、MR 装置における騒音発生のメカニズムを以下に示す。

①XYZ 軸に対して、各軸に同じ台形波の傾斜磁場を印加したとき、必ずしも同じ騒音値を

示すのではなく、軸ごとに差が生じた。具体的には、X 軸は騒音が大きく、Z 軸は騒音が小さいことが判明した。このことから、3 軸に同じ傾斜磁場形状を印加するのではなく、各軸に対して適切な傾斜磁場形状を印加することで、騒音の大きさを減弱したりすることが可能であることが判明した。

②XYZ 軸に対して、傾斜磁場形状の 3 つのパラメータを変化させた。この検証においても、X 軸は騒音が大きく、Z 軸は騒音が小さかった。まず、立ち上がり・下がり時間を変化させると、騒音減少を考慮した場合では、1ms までが特に有効な減少率であり、無音撮像法を考慮した場合は、5ms 以上にすればほぼ無音状態が可能であることが判明した。次に、勾配磁場の振幅の大きさを変化させたときは、振幅が小さいほど騒音は小さくなり、特に X, Y 軸は 2.0 以下にすれば有効な減少率を示す一方、Z 軸は X, Y 軸と比較してもともと騒音が小さいため顕著な減少率の値は見出せなかった。最後に、一定時間を変化させたときは、若干騒音が減少する値が存在した。現段階では、一定時間のパラメータは他の 2 つのパラメータと比較すると顕著な減少率でなかった。

③バイポーラパルスの間隔を変化させたとき、間隔が半分の位相差になるように設定することで、騒音を減弱させるという特許は有効ではなく、また間隔を変化させても騒音はほぼ一定値を示した。このことから、バイポーラパルスの間隔だけを変化させることで、騒音を減弱させることは困難であることが判明した。

以上の結果・考察から、騒音発生のメカニズムについて解明した結果、立ち上がり・下がり時間と勾配磁場の振幅の大きさが騒音発生の変化に大きく寄与していることが判明した。特に、立ち上がり・下がり時間を 5ms 以上にすることで無音状態がほぼ可能であることが判明した。

(4) ブロッチ方程式による PC シミュレーションによる励起パルスの設計

強度スケーリング関数  $\lambda(t)$  はサイン関数を元に次式で作成した。

$$\begin{cases} \lambda(t) = \alpha \sin \theta + \beta \\ \sin \theta > \beta \end{cases}$$

立ち上り傾斜磁場が 500 [Gauss/cm/sec] 以下であり、パルス幅が最短になるように  $\alpha$ 、 $\beta$  を調節し、RF パルス及び傾斜磁場波形を設計した。その他の立ち上り立ち下り傾斜磁場波形は  $\pm 500$  [Gauss/cm/sec] 一定とした。元となるスライス選択 RF パルス及び傾斜磁場は sinc 形 RF パルス (パルス幅: 4ms、RF バンド幅: 1kHz、フリップ角: 90) とそれに伴う台形傾斜磁場である。選択励起スライス厚

は5mmとした。選択励起パルスの位相再収束用傾斜磁場は傾斜磁場強度を半分にして使用した。180°パルスは設計した90°パルスの出力強度を2倍にして使用した。シミュレーションで使用したブロッホ方程式は次式となる。

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times \vec{B} - \frac{M_x \hat{x} + M_y \hat{y}}{T_2} - \frac{(M_0 + M_z) \hat{z}}{T_1} + D \nabla^2 \vec{M}$$

$$\vec{B} = \hat{x} B_1(t) \cos \omega_j t - \hat{y} B_1(t) \sin \omega_j t + \hat{z} B_0$$

本実験では自己拡散係数の項は無視したので、用いたブロッホ方程式は次式である。

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times \vec{B} - \frac{M_x \hat{x} + M_y \hat{y}}{T_2} - \frac{(M_0 + M_z) \hat{z}}{T_1}$$

シミュレーション条件及びパラメータ制限はファントム実験で使用するMRI装置と同一とした。

#### (5) MRI実機による画質および騒音の計測結果

強度スケール関数 $\lambda(t)$ の設計には $\alpha = 1.6$ 、 $\beta = 0.2$ を使用した。設計したスライス選択励起RFパルスと傾斜磁場波形は別途グラフに示す。また元のパルスと設計したパルスの比較を下表に示す。

	単位	設計	計測値
RFパルス印加時間	ms	4.000	3.324
傾斜磁場印加時間	ms	4.144	4.308
RF最大出力強度	Gauss	0.0650	0.1171
最大傾斜磁場強度	Gauss/cm	0.4697	0.8455
最大立ち上り傾斜磁場強度	Gauss/cm/sec	6523.7	500.0
信号雑音比		46.59	48.65
スライス厚	mm	4.65	4.7
騒音レベル (暗騒音 67.3dBA)	dBA	80.9	67.3

以上の成果より、勾配磁場に印可する電流量を変調させながらも励起パルスを印可することが可能となった。さらに、この理論を応用して撮像しても無音状態を保持したままで画像を劣化させることなく、通常の撮像パラメータで撮像することが可能となった。

#### 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)

[その他]

現在本学の知的財産本部の弁理士と相談しながら本年度中に特許の出願に向けて書類

を作成中です。

特許の出願と同時に本研究の成果を論文として発表する予定です。

#### 6. 研究組織

##### (1) 研究代表者

妹尾 淳史 (SEN00 ATSUSHI)

首都大学東京・人間健康科学研究科・准教授

研究者番号：00299992

##### (2) 研究分担者

なし

##### (3) 連携研究者

なし