

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5269717号  
(P5269717)

(45) 発行日 平成25年8月21日(2013.8.21)

(24) 登録日 平成25年5月17日(2013.5.17)

(51) Int.Cl.	F I				
<b>A 6 1 B 5/055 (2006.01)</b>	A 6 1 B	5/05	3 7 0		
<b>G O 1 R 33/34 (2006.01)</b>	G O 1 N	24/04	5 2 O Y		
<b>G O 1 R 33/48 (2006.01)</b>	G O 1 N	24/08	5 2 O Y		

請求項の数 2 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2009-187494 (P2009-187494)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成21年8月12日(2009.8.12)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願2003-360866 (P2003-360866)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
原出願日	平成15年10月21日(2003.10.21)	(73) 特許権者	594164542
(65) 公開番号	特開2009-254915 (P2009-254915A)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(43) 公開日	平成21年11月5日(2009.11.5)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成21年8月12日(2009.8.12)		弁理士 蔵田 昌俊
前置審査		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

磁石が発生する静磁場と、前記静磁場と合成される傾斜磁場とが形成された空間内に配置された被検体に磁気共鳴現象を発生させ、これに基づく磁気共鳴信号を受信し、当該磁気共鳴信号に基づいて磁気共鳴画像を生成する磁気共鳴イメージング装置であって、

それぞれが異なる感度領域を有し前記磁気共鳴信号を受信する複数のRFコイルからなる受信コイルと、

同じ磁場強度で励起される複数の異なる位置を含み前記静磁場と前記傾斜磁場とから形成される合成磁場領域内における断面の撮像位置と、前記傾斜磁場の極性と、の関係に応じて、感度領域を有するRFコイルを前記複数のRFコイルの中から選択する選択手段と

10

前記選択された前記RFコイルにより前記磁気共鳴信号の受信が実行されるように、前記受信コイルを制御する制御手段と、

を具備することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項2】

前記制御手段は、前記撮像位置に応じて前記傾斜磁場の傾斜に関する極性を選択するように、前記傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段を制御することを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

## 【0001】

本発明は、アーチファクトを軽減するための傾斜磁場制御方法、及び当該制御方法を行う磁気共鳴イメージング(Magnetic Resonance Imaging: MRI)装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

磁気共鳴イメージング装置は、固有の磁気モーメントを持つ核の集団が一様な静磁場中に置かれたときに、特定の周波数で回転する高周波磁場のエネルギーを共鳴的に吸収する現象を利用して、物質の化学的及び物理的な微視的情報を映像化し、あるいは化学シフトスペクトラムを観測する装置である。

10

## 【0003】

この磁気共鳴イメージング装置を利用した撮影において、MRIの励起領域を限定する手法として選択励起法が広く用いられている(例えば、非特許文献1参照)。この方法は、スライス傾斜磁場を印加中に、撮影対象に対して有限長のRFパルスを印加することにより、スライス方向にある一定の厚みを持った板状の領域を高周波励起する技術である。磁場中心から励起すべき板状の領域中心までの距離を $X_s$  [m]、RFパルスの送信帯域を $BW$  [Hz]、磁場中心の磁場強度に対応する共鳴周波数とRFパルスの搬送波周波数との差を $f$  [Hz]、RFパルス印加時のスライス方向傾斜磁場強度を $G_s$  [T/m]、 $f$  を磁気回転比(約 $42.57 \times 10^6$  [Hz/T])とすると、これらの間には、次の式(1)、(2)に示す関係が成立する。

20

## 【0004】

$$|G_s| = BW / (\text{スライス厚} \cdot X_s) \quad (1)$$

$$f = \text{共鳴周波数} \cdot X_s \cdot G_s \quad (2)$$

選択励起法による通常の撮影では、撮影者により撮影前にパルスシーケンスの選択がなされ、対応するRFパルス波形が決定され、スライス厚 $X_s$ 、撮影断面の距離 $X_s$ が設定される。これにより装置内部で $G_s$ 、 $f$ が決定され、例えば図12に示すようなパルスシーケンスに従って撮影が実行される。

## 【0005】

ところで、上記選択励起法を用いて撮影されたMRI画像上において、虚像(アーチファクト)が現れることがある。これは、実際の磁気共鳴イメージング装置には、静磁場マグネットと傾斜磁場、RFコイルの不完全性が存在し、これを原因として所望する板状の領域以外の領域が励起されることがあるからである。以下、この事情を詳しく説明すると、次のようである。

30

## 【0006】

図13は、静磁場コイル(マグネット)により生じる $X_s$ 方向各点での磁場分布A、傾斜磁場コイルの磁場分布B、AとBとの合成磁場分布Cを示している。撮影対象は、励起の瞬間において合成磁場Cに晒される。このような状況において、例えば、図13中の点 $P_1$ の磁場強度に相当するオフセット周波数 $f$ で励起すると、点 $P_1$ でのスライスが励起されるだけでなく、 $P_2$ 点付近の空間に存在する撮影対象も励起されてしまう。これは、合成磁場分布Cにおいては、点 $P_2$ の磁場と点 $P_1$ の磁場とが同じになってしまうためである。従って、当該励起によって得られる磁気共鳴信号を受信し、これによって得られる画像は、点 $P_2$ の画像が虚像と重なり、アーチファクトとして現れることになる。

40

## 【0007】

図14は、従来の選択励起法において生じるアーチファクトの一例を示している。同図において、 $I_1$ は点 $P_1$ を含むスライスの画像(実像)であり、 $I_2$ は点 $P_2$ を含む画像のアーチファクトである。このようなアーチファクトによる画像劣化は、誤診を招く原因となるおそれがある。

## 【0008】

現実に、点 $P_2$ のように磁場中心から離れた点では、傾斜磁場分布の直線性がかなり低下していることが多い。従って、点 $P_2$ の画像は大きく歪んだり、点状に縮小してしまう

50

こともある。また、このアーチファクトは、スライス位置、スライス厚、断面方向によっても形状あるいは出現する位置が変化する。

【0009】

現在主流の円筒形マグネットを使用した磁気共鳴イメージング装置においては、静磁場の方向と分布、被検体の入る方向の関係から、横断像（アキシャル）画像を撮影した場合に、この様なアーチファクトが出現する頻度が高いと予想される。

【0010】

また、近年、単位時間あたりの磁場強度変化率（ $dB/dt$ ）の増大による神経刺激を低減させるため、及び居住性・設置性の観点から、マグネットの短軸化が図られている。その一方で、マグネットの短軸化は、静磁場分布を急激に変化させることとなり、上記アーチファクトの出現を招来する原因となる。従って、マグネットを短軸化するにあたり、上記アーチファクトの低減は、解決すべき大きな課題の一つとなっている。

【0011】

なお、この課題を解決する手法として、撮影対象の端部位置に着目し、上記点P2を端部位置の外側に追いやることで、上記アーチファクトの出現を防止する手法が提案されている（例えば、特許文献1参照）。しかしながら、本手法は被検体の端部のうち、静磁場中心から距離が短い端部が存在する側に、静磁場方向と同方向の傾斜磁場を加えるように傾斜磁場の極性を制御するものである。このため、例えば一連の撮影シーケンスにおいて撮影位置を移動させるマルチスライススキャン等においては、撮影位置によっては上記アーチファクトが出現する可能性がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

【特許文献1】特開2000-308625号公報

【非特許文献】

【0013】

【非特許文献1】“Magnetic Resonance Imaging (2nd edition)”, p.1427-1428, W.B.S AUNDERS COMPANY, 1988

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、静磁場と傾斜磁場とから形成される合成磁場領域に設定される断面の撮影位置に応じて、複数のRFコイルの中から当該撮影位置の撮影に適した感度領域を有するRFコイルを自動的に選択することにより、撮影条件によらずアーチファクトを低減させることができる磁気共鳴イメージング装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0015】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0016】

一実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置は、磁石が発生する静磁場と、前記静磁場と合成される傾斜磁場とが形成された空間内に配置された被検体に磁気共鳴現象を発生させ、これに基づく磁気共鳴信号を受信し、当該磁気共鳴信号に基づいて磁気共鳴画像を生成する磁気共鳴イメージング装置であって、それぞれが異なる感度領域を有し前記磁気共鳴信号を受信する複数のRFコイルからなる受信コイルと、同じ磁場強度で励起される複数の異なる位置を含み前記静磁場と前記傾斜磁場とから形成される合成磁場領域内における断面の撮像位置と、前記傾斜磁場の極性と、の関係に応じて、感度領域を有するRFコイルを前記複数のRFコイルの中から選択する選択手段と、前記選択された前記RFコイルにより前記磁気共鳴信号の受信が実行されるように、前記受信コイルを制御する制御手段と、を具備するものである。

## 【発明の効果】

## 【0017】

以上本発明によれば、静磁場と傾斜磁場とから形成される合成磁場領域に設定される断面の撮影位置に応じて、複数のRFコイルの中から当該撮影位置の撮影に適した感度領域を有するRFコイルを自動的に選択することにより、撮影条件によらずアーチファクトを低減させることができる磁気共鳴イメージング装置等を実現できる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0018】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置10の構成図を示している。

10

【図2】図2(a)は、撮影点Paにおける傾斜磁場の極性を負とした場合の合成磁場分布を示した図である。図2(b)は、撮影点Paにおける傾斜磁場の極性を正とした場合の合成磁場分布を示した図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係る撮影動作において実行される処理の流れを示したフローチャートを示した図である。

【図4】図4(a)、図4(b)は、合成磁場分布を示した図であり、撮影動作において実施される傾斜磁場の極性判定を説明するための図である。

【図5】図5(a)は、スキャンAに従うシーケンスタイムチャートを示した図である。図5(b)は、スキャンBに従うシーケンスタイムチャートを示した図である。

【図6】図6は、第2の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置10の構成図を示している。

20

【図7】図7は、合成磁場分布を示した図であり、撮影動作において実施される感度領域制御を説明するための図である。

【図8】図8は、合成磁場が図7に示した分布である場合に選択される感度領域の一例を示した図である。

【図9】図9は、合成磁場分布を示した図であり、撮影動作において実施される感度領域制御を説明するための図である。

【図10】図10は、合成磁場が図9に示した分布である場合に選択される感度領域の一例を示した図である。

【図11】図11は、第2の実施形態に係る撮影動作において実行される処理の流れを示したフローチャートである。

30

【図12】図12は、パルスシーケンスの一例を示した図である。

【図13】図13は、静磁場コイル(マグネット)により生じるXs方向各点での磁場分布A、傾斜磁場コイルの磁場分布B、AとBとの合成磁場分布Cを示している。

【図14】図14は、従来の選択励起法において生じるアーチファクトの一例を示している。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0019】

以下、本発明の第1実施形態及び第2実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

40

## 【0020】

## (第1実施形態)

図1は、本実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置10の構成図を示している。まず、同図に示すように、本磁気共鳴イメージング装置10は、静磁場磁石11、冷却系制御部12、シムコイル(図示せず)、傾斜磁場コイル13、高周波送信コイル14、高周波受信コイル15、送信部18、受信部19、データ処理部20を具備している。

## 【0021】

静磁場磁石11は、静磁場を発生する磁石であり、一様な静磁場を発生する。この静磁場磁石11には、例えば永久磁石、超伝導磁石等が使用される。

50

## 【 0 0 2 2 】

図示していないシムコイルは、静磁場磁石 1 1 の内側に設けられており、能動的に磁場の均一性を高めるためのコイルである。このシムコイルは、シムコイル電源（図示せず）により駆動される。このシムコイル及び傾斜磁場コイル 1 3 により、図示しない被検体に均様な静磁場と、互いに直交する X, Y, Z の三方向に線形傾斜磁場分布を持つ傾斜磁場が印加される。なお、Z 軸方向は、本実施形態では静磁場の方向と同方向にとるものとする。

## 【 0 0 2 3 】

冷却系制御部 1 2 は、静磁場磁石 1 1 の冷却機構を制御する。

## 【 0 0 2 4 】

傾斜磁場コイル 1 3 は、静磁場磁石 1 1 の内側に設けられ、且つ静磁場磁石 1 1 よりも短軸であり、傾斜磁場コイル装置電源 1 7 から供給されるパルス電流を傾斜磁場に変換する。この傾斜磁場コイル 1 3 が発生する傾斜磁場によって、信号発生部位（位置）が特定される。

## 【 0 0 2 5 】

なお、本実施形態において、傾斜磁場コイル 1 3 及び静磁場磁石 1 1 は円筒形をしているものとする。また、傾斜磁場コイル 1 3 は、所定の支持機構によって真空中に配置される。これは、静音化の観点から、パルス電流の印加によって発生する傾斜磁場コイル 1 3 の振動を、音波として外部に伝播させないためである。

## 【 0 0 2 6 】

高周波送信コイル（RF 送信コイル）1 4 は、被検体の撮像領域に対して、磁気共鳴信号を発生させるための高周波パルスを印加するためのコイルである。

## 【 0 0 2 7 】

高周波受信コイル（RF 受信コイル）1 5 は、被検体の近傍、好ましくは密着させた状態で当該被検体を挟むように設置され、被検体から磁気共鳴を受信するためのコイルである。当該高周波受信コイル 1 5 は、一般的には、部位別に専用の形状を有する。

## 【 0 0 2 8 】

なお、図 1 では、高周波送信コイルと高周波受信コイルとを別体とするクロスコイル方式を例示したが、これらを一つのコイルで兼用するシングルコイル方式を採用する構成であってもよい。

## 【 0 0 2 9 】

傾斜磁場コイル装置電源 1 7 は、傾斜磁場を形成するためのパルス電流を発生し、傾斜磁場コイル 1 3 に供給する。また、傾斜磁場コイル装置電源 1 7 は、後述する制御部 2 0 4 の制御に従って、傾斜磁場コイル 1 3 に供給するパルス電流の向きを切替えることにより、傾斜磁場の極性を制御する。

## 【 0 0 3 0 】

送信部 1 8 は、発振部、位相選択部、周波数変換部、振幅変調部、高周波電力増幅部（それぞれ図示せず）を有しており、ラーモア周波数に対応する高周波パルスを送信用高周波コイルに送信する。当該送信によって高周波送信コイル 1 4 から発生した高周波によって、被検体の所定原子核の磁化は、励起状態となる。

## 【 0 0 3 1 】

受信部 1 9 は、増幅部、中間周波数変換部、位相検波部、フィルタ、A/D 変換器（それぞれ図示せず）を有する。受信部 1 9 は、高周波コイル 1 4 から受信した、核の磁化が励起状態から基底状態に緩和するとき放出する磁気共鳴信号（高周波信号）に対して、増幅処理、発信周波数を利用した中間周波数変換処理、位相検波処理、フィルタ処理、A/D 変換処理を施す。

## 【 0 0 3 2 】

データ処理部 2 0 は、受信後のデータを処理して磁気共鳴画像を生成する計算機システムであり、記憶部 2 0 1、制御部 2 0 2、データ収集部 2 0 3、再構成部 2 0 4、磁場分布演算部 2 0 5、表示部 2 0 6、入力部 2 0 7 を有している。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 3 】

記憶部 2 0 1 は、静磁場磁石 1 1 によって形成される静磁場に関する情報（以下、「静磁場情報」とも言う。）、高周波受信コイルの種類毎の感度分布に関する情報等を記憶する。なお、静磁場情報は、例えば事前の実計測やシミュレーション等によって取得される。

## 【 0 0 3 4 】

制御部 2 0 2 は、図示していない CPU、メモリ等を有しており、システム全体の制御中枢として、本磁気共鳴イメージング装置を静的又は動的に制御する。また、制御部 2 0 2 は、磁場分布演算部 2 0 5 の演算結果に基づいて、設定された撮影位置に応じて傾斜磁場の極性を切替える傾斜磁場極性選択機能に関する制御を行う。この傾斜磁場極性選択機能の内容については、後で詳しく説明する。

10

## 【 0 0 3 5 】

データ収集部 2 0 3 は、受信部 1 9 によってサンプリングされたデジタル信号を収集する。

## 【 0 0 3 6 】

再構成部 2 0 4 は、データ収集部 2 0 3 によって収集されたデータに対して、後処理すなわちフーリエ変換等の再構成等を実行し、被検体内の所望核スピンのスペクトラムデータあるいは画像データを求める。

## 【 0 0 3 7 】

磁場分布演算部 2 0 5 は、被検体の体軸方向（図 1 では、z 軸方向）に沿って傾斜する x 軸方向に関する傾斜磁場  $G_x$  又は y 軸方向に関する傾斜磁場  $G_y$  と、静磁場磁石 1 1 によって形成される静磁場とを合成して形成される架台空間内の合成磁場  $G_m$  を、傾斜磁場の各極性について演算する。

20

## 【 0 0 3 8 】

表示部 2 0 6 は、計算機システム 2 2 から入力したスペクトラムデータあるいは画像データ等を表示する出力手段である。

## 【 0 0 3 9 】

入力部 2 0 7 は、オペレータからの各種指示・命令・情報を取りこむため入力装置（マウスやトラックボール、モード切替スイッチ、キーボード等）を有している。

## 【 0 0 4 0 】

（傾斜磁場極性選択機能）

次に、本磁気共鳴イメージング装置 1 0 が具備する傾斜磁場極性選択機能について説明する。この機能は、磁気共鳴画像にアーチファクトを出現させないために、断層画像（スライス面）の撮影位置（スライス位置）に応じて、傾斜磁場の極性を制御するものである。以下、選択励起法において選択するスライス面に垂直な方向を  $X_s$  方向とし、当該方向に関する傾斜磁場を  $G_s$  と表記するものとする。

30

## 【 0 0 4 1 】

図 2 ( a )、図 2 ( b ) は、本傾斜磁場極性選択機能の概念を説明するための図であり、 $G_s$  の極性毎の（静磁場 A と傾斜磁場 B との）合成磁場 C の分布を示している。すなわち、図 2 ( a ) は、撮影点 P a における傾斜磁場の極性を負とした場合の合成磁場分布を、図 2 ( b ) は、撮影点 P a における傾斜磁場の極性を正とした場合の合成磁場分布をそれぞれ示している。各図に示すように、磁石 1 1 によって形成される静磁場 A は、 $|X_s|$  が大きくなる（すなわち磁石 1 1 の端部に近づく）に従って、磁場強度が減少している。そのため、合成磁場 C は、磁石 1 1 の端部に近い領域において極大点 M を持つような分布となる。この様な極大点 M を合成磁場 C が持つため、撮影点 P a と同じ磁場強度によって励起される点 P b が存在することになる。

40

## 【 0 0 4 2 】

図 2 ( a )、図 2 ( b ) を比較すると、図 2 ( a ) の場合に比して図 2 ( b ) の場合の方が、点 P b が点 P a に隣接していることがわかる。従って、図 2 ( a ) に示す合成磁場分布を実現するように傾斜磁場の極性を選択することによって、極大点 M を励起する側か

50

らなくすことができ、点 P b の撮影領域への影響を低減させることができる。

【 0 0 4 3 】

上記理由から、本磁気共鳴イメージング装置 1 0 においては、撮影領域の位置における傾斜磁場を正極性とした場合と、撮影領域の位置における傾斜磁場を負極性とした場合との二通りの合成磁場分布を磁場分布演算部 2 0 5 において演算する。制御部 2 0 4 は、この演算結果に基づいて、極大点 M が撮影領域の位置からより遠くに存在する合成磁場分布を実現する傾斜磁場極性を選択し、撮影を行う。

【 0 0 4 4 】

( 撮影動作 )

次に、本磁気共鳴イメージング装置 1 0 が実現する一連の撮影動作について説明する。図 3 は、本撮影動作において実行される処理の流れを示したフローチャートである。

10

【 0 0 4 5 】

まず、位置決め画像のためのスキャンが実行され、位置決め画像が生成され、表示部 2 0 6 に表示される ( ステップ S 1 ) 。

【 0 0 4 6 】

次に、表示された位置決め画像に撮影断層面位置に対応する関心領域を設定することで、撮影断層面位置を決定する ( ステップ S 2 ) 。この関心領域の設定により、z 軸方向に関して静磁場中心から X s の位置に、スライス厚 X s の撮影断面が決定される。

【 0 0 4 7 】

次に、上記撮影断面位置 X s 、スライス厚 X s に基づいて、選択励起時の傾斜磁場強度の絶対値  $| G_s |$  を決定する ( ステップ S 3 ) 。すなわち、RF パルスの帯域を BW [ Hz ] とすると、選択励起時の傾斜磁場強度の絶対値  $| G_s | [ T / s ]$  は、 $| G_s | = BW / ( X_s )$  として求められる。

20

【 0 0 4 8 】

次に、磁場分布演算部 2 0 5 は、ステップ S 3 によって得られた  $| G_s |$  を用いて、撮影位置 X s における傾斜磁場 G s の極性を正とした場合 ( すなわち、 $G_s = BW / ( X_s ) > 0$  の場合 ) の合成磁場と、傾斜磁場 G s の極性を負とした場合 ( すなわち、 $G_s < 0$  の場合 ) の合成磁場と、を演算する ( ステップ S 4 ) 。この演算により、図 2 に示すような二通りの合成磁場分布が得られる。

【 0 0 4 9 】

次に、制御部 2 0 4 は、撮影位置 X s における傾斜磁場 G s の極性を負とした場合の合成磁場分布 ( 図 2 ( a ) ) と、撮影位置 X s における傾斜磁場 G s の極性を正とした場合の合成磁場分布 ( 図 2 ( b ) ) とを比較して、撮影位置 X s と極大点 M との間の距離が大きい方の磁場分布を選択する ( ステップ S 5 ) 。

30

【 0 0 5 0 】

ステップ S 4 において、撮影位置 X s における傾斜磁場 G s を負極性とした合成磁場分布が選択された場合には、傾斜磁場 G s の出力値  $G_{s, out}$  は、 $G_{s, out} = | G_s |$  として設定され、磁場中心の強度に対応する共鳴周波数と RF パルスの搬送波周波数との差の出力値  $f_{out}$  は、 $f_{out} = - X_s | G_s |$  と設定される ( ステップ S 6 A ) 。

40

【 0 0 5 1 】

一方、ステップ S 4 において、撮影位置 X s における傾斜磁場 G s を正極性とした合成磁場分布が選択された場合には、傾斜磁場 G s の出力値  $G_{s, out}$  は、 $G_{s, out} = - | G_s |$  として設定され、磁場中心の強度に対応する共鳴周波数と RF パルスの搬送波周波数との差の出力値  $f_{out}$  は、 $f_{out} = X_s | G_s |$  と設定される ( ステップ S 6 B ) 。

【 0 0 5 2 】

なお、上記ステップ S 5 からステップ S 6 A ( 又はステップ S 6 B ) にかけて実行される選択、設定は、X s 軸方向に関する撮影位置の極性と、当該撮影位置における傾斜磁場 G s の極性とが逆になるように、傾斜磁場 G s の極性を制御することと等価である。すな

50

わち、撮影位置  $X_s$  が正極性である場合、当該撮影位置における傾斜磁場  $G_s$  は負極性となるように設定し制御する。一方、撮影位置  $X_s$  が負極性である場合、当該撮影位置における傾斜磁場  $G_s$  は正極性となるように設定し制御する。従って、本磁気共鳴イメージング装置 10 に従えば、撮影位置が  $X_s > 0$  である場合には、図 4 (a) に示すように当該撮影位置で傾斜磁場が負極性となるように、一方、撮影位置が  $X_s < 0$  である場合には、図 4 (b) に示すように当該撮影位置で傾斜磁場が正極性となるように、傾斜磁場の極性は制御される。

【0053】

次に、ステップ S 6 A 又はステップ S 6 B にて設定された条件に従って、図 5 (a) に示すシーケンスタイムチャートに従うスキャン A、又は図 5 (b) に示すシーケンスタイムチャートに従うスキャン B を実行する (ステップ S 7)。当該スキャンによって得られた撮影領域に関する磁気共鳴信号は、データ収集部 202 によって収集される。再構成部 203 は、収集された磁気共鳴信号に基づいて再構成画像を生成する。生成された画像は、診断のための断層画像として表示部 206 に表示される (ステップ S 8)。

【0054】

以上述べた構成によれば、図 4 (a) に示す様に撮影位置  $X_s$  が正極性である場合にはスキャン A で撮影領域が励起され、図 4 (b) に示す様に撮影位置  $X_s$  が負極性である場合にはスキャン B で撮影領域が励起されることになる。これにより、選択励起時の傾斜磁場と静磁場の合成磁場が励起する側で極大値がなくなり、図 4 (a)、図 4 (b) に示す撮影断面の位置  $P_a$  以外に、極大点 M 近くの点  $P_b$  の様に同一の磁場強度をもつ点が近くに現れない。このため従来例で現れたようなアーチファクトを抑制することができ、診断画像の画質を向上させることができる。

【0055】

また、同一の磁場強度をもつ点  $P_b$  は、撮影断面の位置  $P_a$  と比較して磁場中心から十分に遠い。従って、点  $P_b$  の位置において受信コイル 14 の感度を落とすことで、さらにアーチファクトを抑制させることも可能である。加えて、点  $P_b$  には、磁場中心に比べ静磁場強度が大きくずれており、エコーデータ収集時のエコーの周波数が撮影断面の位置  $P_a$  由来のエコー信号より低い。従って、再構成画像上リード方向の撮像領域外に出ることも多く、本手法によって磁場中心から離れた点  $P_b$  からの影響は、深刻な問題とはならない。

【0056】

なお、本手法を利用した二次元マルチスライス撮影を行う場合には、スライス毎にスライス位置の極性によって  $G_{s, out}$  を計算することで、撮影に反映させることができる。すなわち、通常マルチスライス撮像を行う場合には、選択励起傾斜磁場波形  $G_{s, out}$  は全スライス同一で、 $f_{out}$  のみがスライス毎に異なる。これに対し、本手法を利用したマルチスライス撮像では、必ずしも  $G_{s, out}$  は同一にならず、 $X_s$  により変化する構成となっている。これにより、スライス毎で傾斜磁場極性を制御することができ、全スライスにおいてアーチファクトの低減を図ることができる。

【0057】

また、本実施形態では、撮影位置  $X_s$  の極性によって  $G_{s, out}$ 、 $f_{out}$  を切り替える例を示したが、撮影位置  $X_s$  がある閾値を境として  $G_{s, out}$ 、 $f_{out}$  の極性を変更する構成であってもよい。また、傾斜磁場、静磁場の極性の定義によっては、撮影位置  $X_s$  との極性とスキャン A 又はスキャン B との組み合わせを入れ替えて実施した方が、アーチファクトをより抑制できる場合もある。さらに、静磁場マグネットの形状、傾斜磁場コイルの形状、断面方向によっても、撮影位置  $X_s$  との極性とスキャン A 又はスキャン B との組み合わせを入れ替えて実施した方が、アーチファクトが抑制される場合もある。これらの場合には、本磁気共鳴イメージング装置 10 の設定を変更することで、図 3 に示した例とは逆の組み合わせによるスキャンを実現させることができる。

【0058】

また、上記手法は、選択励起法を使用した任意の撮像法に適用可能である。たとえば、

10

20

30

40

50



2次元撮像法でも3次元撮像法でも構わないし、フィールドエコー法、スピネコー法、高速スピネコー法、エコープラナ法等の方法でも適用可能である。

【0059】

(第2実施形態)

次に、本発明の第2の実施形態を説明する。本実施形態は、撮影断面の位置 $X_s$ に応じて、受信コイル14の感度領域を制御することにより、受信コイル14の感度分布を調整するものである。なお、本実施形態に係る手法は、第1の実施形態に係る手法と共に用いると、より効果的にアーチファクトを低減させることが可能である。

【0060】

図6は、本実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置10の構成図を示している。図1と比較した場合、感度領域制御部16を持つ点、及び受信コイル14が複数のチャンネルに対応するRFコイルを有することが必須である点が異なっている。

10

【0061】

感度領域制御部16は、制御部204の制御に基づいて、受信コイル14が有する感度領域の異なる複数のRFコイルを切り替えることで、当該受信コイル14の感度領域を制御する。

【0062】

(感度領域制御)

本磁気共鳴イメージング装置10が実行する感度領域制御について、図7乃至図10を参照しながら説明する。本感度領域制御では、例えば図7に示す合成磁場分布において撮影断層を位置 $X_s$ に設定する場合、図8に示すように、位置 $X_s$ と同一の磁場強度をもつ点 $P_b$ を含まないように感度領域を設定する。また、例えば図9に示す合成磁場分布において撮影断層を位置 $X_s$ に設定する場合には、図10に示すように点 $P_b$ を含まないように感度領域を設定する。この様に受信コイル14の感度領域を制御することで、撮影時に撮影位置 $X_s$ と同一の磁場強度をもつ点 $P_b$ が励起された場合であっても、受信する磁気共鳴信号における当該点 $P_b$ からの影響をさらに低減させることができる。

20

【0063】

(撮影動作)

次に、本磁気共鳴イメージング装置10が実現する一連の撮影動作について説明する。図11は、本撮影動作において実行される処理の流れを示したフローチャートである。

30

【0064】

次に、本磁気共鳴イメージング装置10が実現する一連の撮影動作について説明する。図11は、本撮影動作において実行される処理の流れを示したフローチャートである。

【0065】

まず、位置決め画像のためのスキャン・生成・表示が実行され(ステップS11)、当該位置決め画像に関心領域を設定することで、Z方向に関する撮影断層面位置(静磁場中心からの位置) $X_s$ 、スライス厚 $X_s$ 等を決定する(ステップS12)。

【0066】

次に、上記撮影断面位置 $X_s$ 、スライス厚 $X_s$ に基づいて、上記第1の実施形態にて説明した手法(図3ステップS3乃至ステップS6A、6B参照)によって、傾斜磁場の極性、スキャンシーケンスが決定される(ステップS13)。

40

【0067】

次に、制御部204は、図7(又は図9)に示す合成磁場分布Cと撮影位置 $X_s$ との関係から、撮影位置 $X_s$ と同一の磁場強度をもつ点 $P_b$ を含まないように、例えば図8(又は図10)に示す受信コイル14の感度領域を決定し、当該感度領域に対応するチャンネルを有するRFコイルを選択する(ステップS14)。

【0068】

次に、ステップS13にて設定された条件に従って、図5(a)に示すスキャンA(又は図5(b)に示すスキャンB)を実行する(ステップS15)。当該スキャンにおいては、図8(又は図10)に示す感度領域にて磁気共鳴信号が収集される。収集された磁気

50

共鳴信号は再構成され、診断のための断層画像として表示部 206 に表示される（ステップ S16）。

【0069】

続いて、撮影断層面の移動がある場合には、新たな断層面に関する位置を決定し、ステップ S12 乃至ステップ S16 までの処理を繰り返す。一方、撮影断層面の移動がない場合には、一連の撮影動作を終了する（ステップ S17）。

【0070】

以上述べた構成によれば、スキャン時において、撮影位置と同一の磁場強度によって励起される点を受信コイルの感度領域から除外することができる。従って、当該点において発生する磁気共鳴信号による影響を低減させることができ、アーチファクトの発生を防止することができる。

10

【0071】

なお、本実施形態では、受信コイルの感度領域の変更と、第1の実施形態で示した傾斜磁場極性の反転との2つの手段を併用した例を示した。しかしながら、受信コイルの感度領域を変更する本手法だけを単独で用いる構成であっても、十分な効果を得ることができる。

【0072】

すなわち、図2(a)、図2(b)からわかるように、撮影位置による傾斜磁場極性の反転を行わず、受信コイルの感度領域の変更だけでも、点 P<sub>a</sub>、点 P<sub>b</sub> の各点由来のエコー信号強度差がつけられるため、アーチファクトを抑制可能である。

20

【0073】

また、近年、複数の RF コイルで併行してエコーデータを受信し、別系統の受信系で検波、再構成し、画像を合成することで最終画像を得るという構成の MRI システムが広く普及している。このような装置の場合は、使用するコイルの組み合わせを撮像断面の位置により切り替えることにより、実効的な感度分布を変更すればよい。

【0074】

以上、本発明の各実施形態について説明したが、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

30

【産業上の利用可能性】

【0075】

以上本発明によれば、静磁場と傾斜磁場とから形成される合成磁場領域に設定される断面の撮影位置に応じて、複数の RF コイルの中から当該撮影位置の撮影に適した感度領域を有する RF コイルを自動的に選択することにより、撮影条件によらずアーチファクトを低減させることができる磁気共鳴イメージング装置等を実現することができる。

40

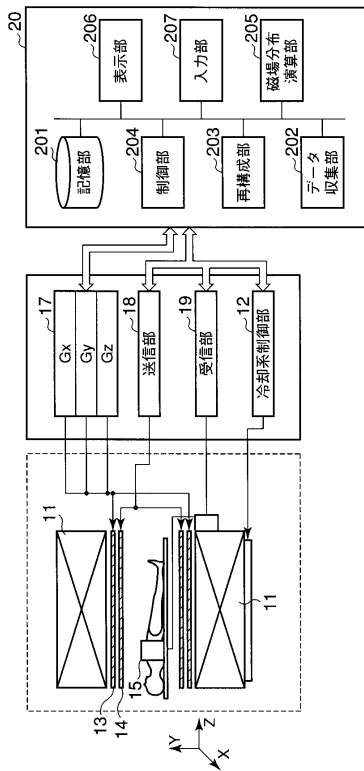
【符号の説明】

【0076】

10 ... 磁気共鳴イメージング装置、11 ... 静磁場磁石、12 ... 冷却系制御部、13 ... 傾斜磁場コイル、14 ... 高周波送信コイル、15 ... 高周波受信コイル、16 ... 感度領域制御部、18 ... 送信部、19 ... 受信部、20 ... データ処理部、29 ... ROI、30 ... 位置決め画像、31 ... 断層画像、40 ... 位置決め画像、41 ... ROI、42 ... 断層画像、201 ... 記憶部、202 ... データ収集部、203 ... 再構成部、204 ... 制御部、205 ... 磁場分布演算部、206 ... 表示部、207 ... 入力部

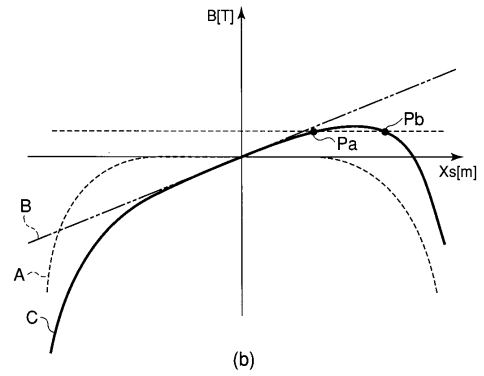
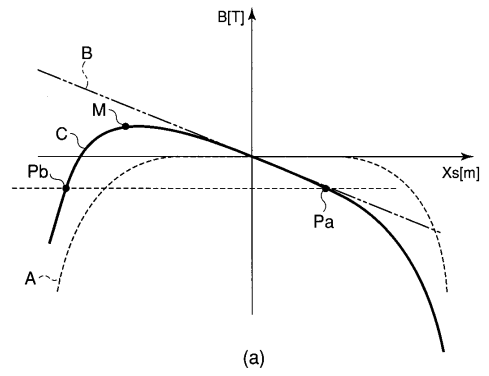
【 図 1 】

図 1



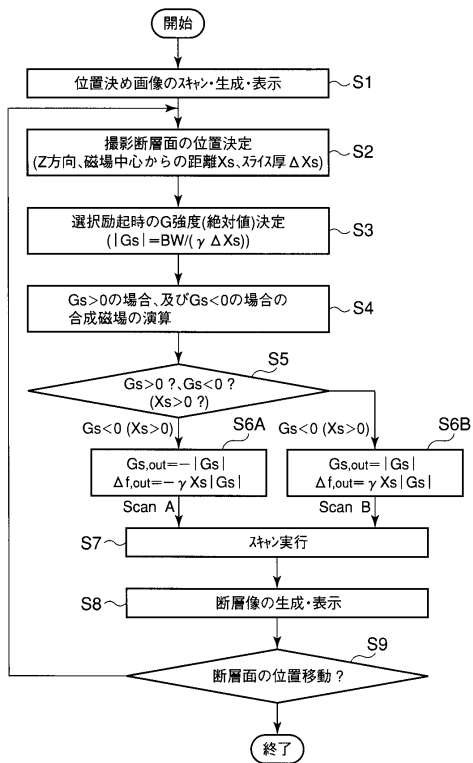
【 図 2 】

図 2



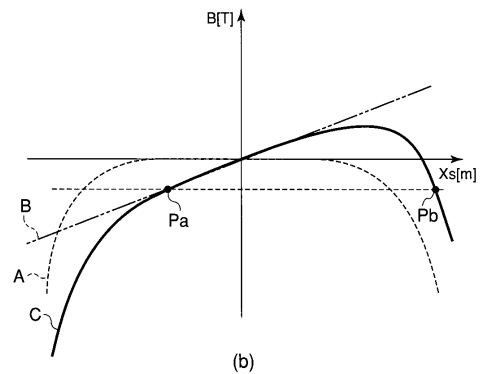
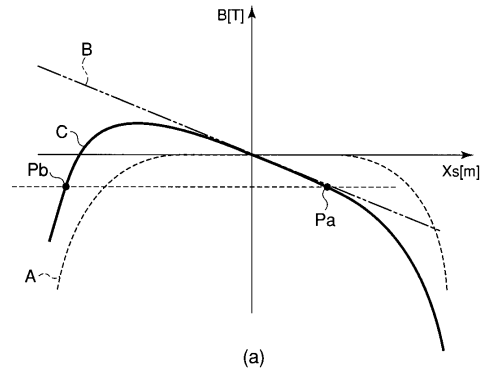
【 図 3 】

図 3



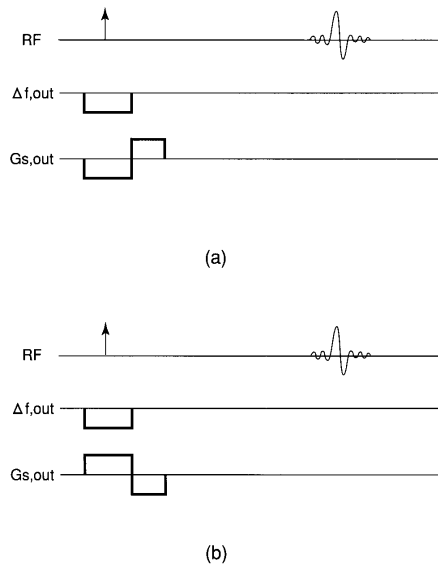
【 図 4 】

図 4



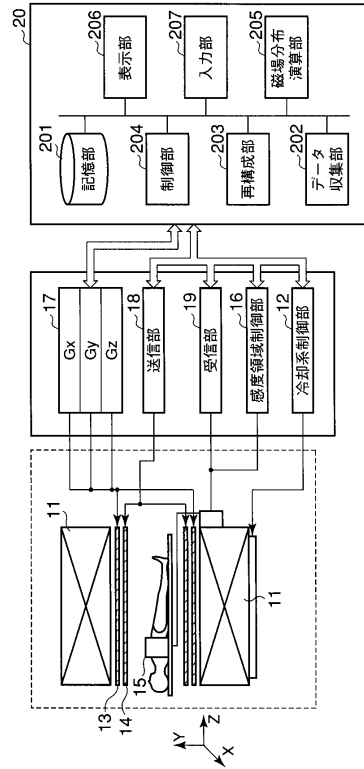
【図5】

図5



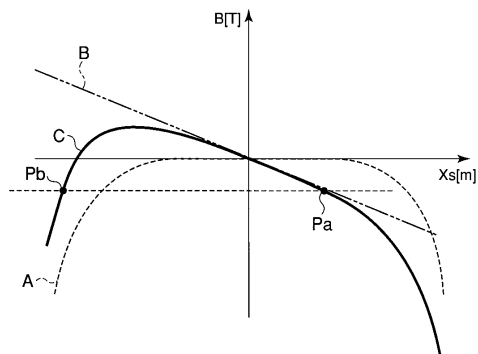
【図6】

図6



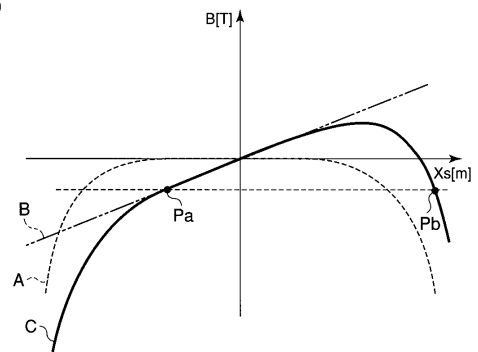
【図7】

図7



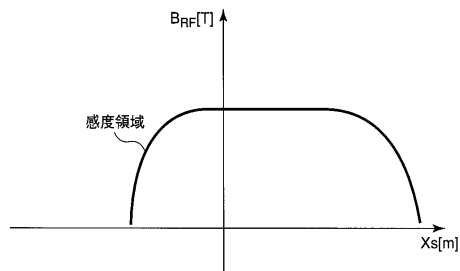
【図9】

図9



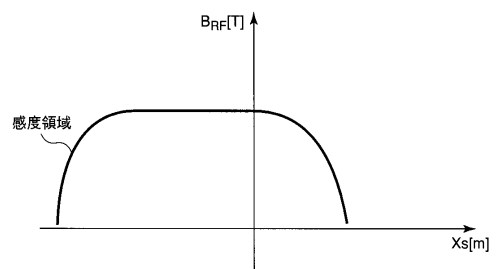
【図8】

図8



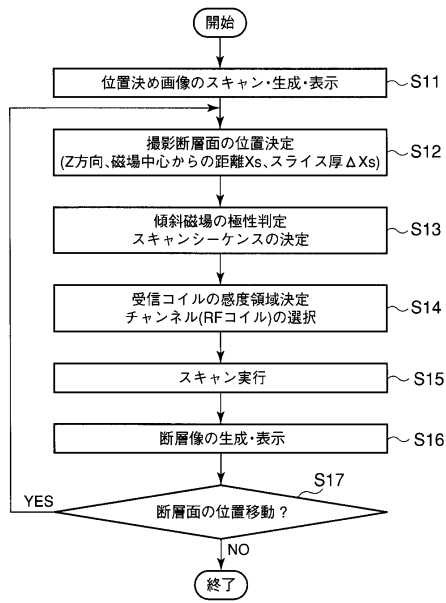
【図10】

図10



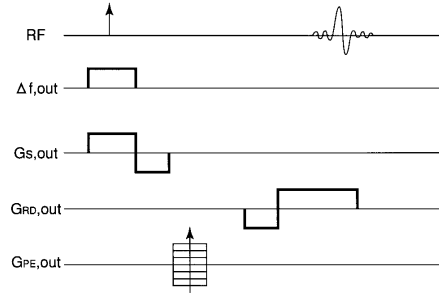
【図 1 1】

図 11



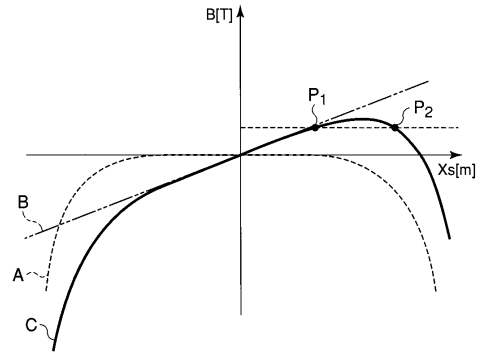
【図 1 2】

図 12



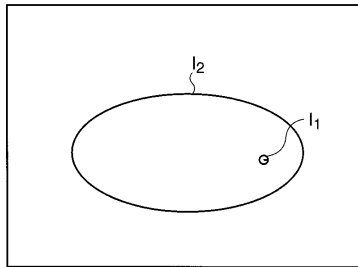
【図 1 3】

図 13



【図 1 4】

図 14



## フロントページの続き

- (74)代理人 100095441  
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100075672  
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100119976  
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051  
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290  
弁理士 竹内 将訓
- (72)発明者 金沢 仁  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

審査官 田中 洋介

- (56)参考文献 特開平10-290793(JP,A)  
特開平04-294504(JP,A)  
特開平11-056813(JP,A)  
特開平09-038065(JP,A)  
特開平05-300895(JP,A)  
特開2001-000415(JP,A)  
特開2000-308625(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

G01R 33/20-33/64