

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-97606  
(P2004-97606A)

(43) 公開日 平成16年4月2日(2004.4.2)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055	A 6 1 B 5/05 3 5 5	4 C 0 9 6
G 0 1 R 33/3415	G 0 1 N 24/04 5 2 0 C	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2002-265428 (P2002-265428)	(71) 出願人	300019238 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(22) 出願日	平成14年9月11日(2002.9.11)	(74) 代理人	100094053 弁理士 佐藤 隆久
		(72) 発明者	奈部谷 章 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社 社内
		Fターム(参考)	4C096 AA20 AB25 AB41 AD10 CC06

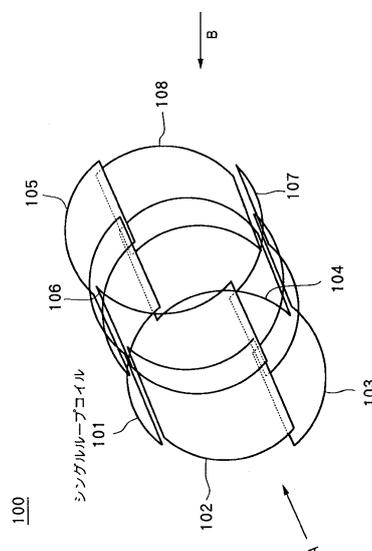
(54) 【発明の名称】 R F コイル及びそれを用いた磁気共鳴撮像装置

(57) 【要約】

【課題】多チャンネルのフェーズドアレイコイルを用いて構成され、どのフェース方向においても被検体に励起した磁気共鳴信号を安定に受信することができるRFコイルとこのRFコイルを用いた磁気共鳴撮像装置を実現する。

【解決手段】4つのシングルループコイルエレメント101~104が円筒形に組み立てられ、同様に4つのシングルループコイルエレメント105~108も円筒形に組み立てられ、2つの円筒形を長軸方向に並べて、8チャンネルのRFコイルを形成する。シングルループコイルにおいて、隣り合う一對のコイルエレメントによってペアが形成され、各ペアのコイルがグランドが共通化され、また、隣り合う2つのコイルが互いにオーバーラップし、オーバーラップ部分の面積がすべて等しく、例えば、コイルループ面積のほぼ10%となるように形成することで、隣り合うコイルエレメント間の相互インダクタンスがほぼ0となる。

【選択図】 図2



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

ほぼ円筒形をなす 4 つのシングルループコイルエレメントからなる円筒形を一組のコイルとして、二組の上記円筒形コイルが当該円筒形の長軸方向に並べて構成され、  
上記各組のコイルにおいて、隣り合う上記シングルループコイルエレメントが 2 つずつペアをなし、上記各ペアにある 2 つの上記シングルループコイルエレメントの接地が共通に行われる

RF コイル。

## 【請求項 2】

上記シングルループコイルエレメントは、隣り合う 2 つのコイルエレメント間の相互インダクタンスがほぼ 0 となるように隣り合うコイルエレメントが互いに重なり合っている

請求項 1 記載の RF コイル。

## 【請求項 3】

上記円筒形の長軸方向に隣り合う 2 つの上記シングルループコイルエレメントは、コイルエレメント間の相互インダクタンスがほぼ 0 となるように隣り合うコイルエレメントが互いに重なり合っている

請求項 1 記載の RF コイル。

## 【請求項 4】

上記シングルループコイルエレメントは、隣り合う 2 つのコイルエレメント間が互いに重なり合い、当該重なり合った部分の面積が他の隣り合うコイルエレメント間の重なり合った部分の面積と等しく形成されている

請求項 1 記載の RF コイル。

## 【請求項 5】

上記シングルループコイルエレメントは、隣り合う 2 つのコイルエレメント間が互いに重なり合い、当該重なり合った部分の面積は、コイルエレメント全体の面積の約 10% になるように形成されている

請求項 1 記載の RF コイル。

## 【請求項 6】

上記シングルループコイルエレメントは、隣り合う 2 つのコイルエレメントの間隔が他の隣り合う 2 つのコイルエレメントの間隔と等しく形成されている

請求項 1 記載の RF コイル。

## 【請求項 7】

静磁場及び勾配磁場の下で撮影の対象となる被検体に高周波磁場を印加して受信した磁気共鳴信号に基づいて被検体の画像を生成する磁気共鳴撮像装置であって、

上記高周波磁場によって上記被検体に励起された上記磁気共鳴信号を受信する RF コイルを有し、

上記 RF コイルはほぼ円筒形をなす 4 つのシングルループコイルエレメントからなる円筒形を一組のコイルとして、二組の上記円筒形コイルが当該円筒形の長軸方向に並べて構成され、

上記各組のコイルにおいて、隣り合う上記シングルループコイルエレメントが 2 つずつペアを成し、上記各ペアにある 2 つの上記シングルループコイルエレメントの接地が共通に行われる

磁気共鳴撮像装置。

## 【請求項 8】

上記シングルループコイルエレメントは、隣り合う 2 つのコイルエレメント間の相互インダクタンスがほぼ 0 となるように隣り合うコイルエレメントが互いに重なり合っている

請求項 7 記載の磁気共鳴撮像装置。

## 【請求項 9】

10

20

30

40

50

上記円筒形の長軸方向に隣り合う2つの上記シングルループコイルエレメントは、コイルエレメント間の相互インダクタンスがほぼ0となるように隣り合うコイルエレメントが互いに重なり合っただけで配置されている  
請求項7記載の磁気共鳴撮像装置。

【請求項10】

上記シングルループコイルエレメントは、隣り合う2つのコイルエレメント間が互いに重なり合い、当該重なり合った部分の面積が他の隣り合うコイルエレメント間の重なり合った部分の面積と等しく形成されている  
請求項7記載の磁気共鳴撮像装置。

【請求項11】

上記シングルループコイルエレメントは、隣り合う2つのコイルエレメント間が互いに重なり合い、当該重なり合った部分の面積は、コイルエレメント全体の面積の約10%になるように形成されている  
請求項7記載の磁気共鳴撮像装置。

10

【請求項12】

上記シングルループコイルエレメントは、隣り合う2つのコイルエレメントの間隔が他の隣り合う2つのコイルエレメントの間隔と等しく形成されている  
請求項7記載の磁気共鳴撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

20

【発明の属する技術分野】

本発明は、RF (Radio frequency) コイル及び当該RFコイルを用いて撮像を行う磁気共鳴撮像装置、特に、円筒形に形成されたシングルループコイルエレメントを用いるRFコイルと、このようなRFコイルを用いる磁気共鳴撮像装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

磁気共鳴撮像装置は、撮像対象となる被検体の生体組織にスピン (spin) のRF励起及び励起されたスピンの生じる磁気共鳴信号の受信を行い、当該受信信号に基づき、被検体の生体組織の内部を映像化する。

30

【0003】

磁気共鳴信号を受信するフェーズドアレイコイルは、例えば、ほぼ円筒形に形成された例えば4つのシングルループコイルエレメントからなるものがある。これらのコイルエレメントはほぼ同じ大きさであり、円柱の表面に沿ってループ状に形成され、全体として円筒形をなすように組み立てられている。

【0004】

4つのコイルエレメントのうち、2つずつ対を成して円筒の中心軸を挟んで互いに対向して配置されている。また、隣接するコイル同士に相互インダクタンスをゼロにするように、隣接する部分を互いにオーバーラップさせ、コイル間の信号の干渉を抑制している。このように構成されているRFコイルは、それぞれのチャンネル (コイル) を独立してRF

40

【0005】

撮像を行うとき、被検体の生体組織、例えば、人間の頭部、腹部または膝などの部分 (以下、便宜上をこれを被検体と称する) を4チャンネルのフェーズドアレイコイルからなる円筒の内部空間に収容し、所定のプロトコルに従ってそれぞれのRFコイルにRF信号を給電することにより、円筒の内部空間に収容されている被検体の生体組織にスピンの励起され、これによって生じた磁気共鳴信号が、例えば、スピンエコー (spin echo) またはグラディエントエコー (gradient echo) として、受信用RFコイルによって二次元空間で収集される。そして、収集したエコー信号に従って、所定の信号処理により被検体内の生体組織を立体的に映像化できる。

50

## 【0006】

上述した従来のRFコイル及びそれを用いた磁気共鳴撮像装置において、所定のプロトコルに従って送信用RFコイルにRF信号を給電することによって、円筒の内部空間に高周波磁場を発生することが可能である。互いに対向して配置されている一対のRFコイルをペアとして給電することで、円筒の長軸に直交する方向に磁場を発生することができる。また、各組のコイルに供給するRF信号の位相を適宜制御することにより、発生する磁場の位相を制御することもできる。

## 【0007】

## 【特許文献1】

特開平11-318851号公報

10

## 【特許文献2】

特開2000-185021号公報

## 【0008】

## 【発明が解決しようとする課題】

ところで、上述した従来のRFコイル及びそれを用いた磁気共鳴撮像装置において、互いに対向して配置されている4チャンネルのRFコイルによって、SENSE (Sensitivity encoding) と呼ばれるパラレルイメージングテクニックを用いる場合、円筒形に形成されたコイルの内部空間に円筒の長軸に直交する方向にのみフェーズ (phase) 方向として磁気共鳴信号を受信でき、他の方向をフェーズ方向として磁気共鳴信号を受け取ることができない。

20

## 【0009】

本発明は、かかる事情に鑑みてなされたものであり、その目的は、シングルループのコイルエレメントを用いて構成され、どの方向をフェーズ方向として選択してもSENSE法が適用可能なRFコイル及び当該のRFコイルを用いた磁気共鳴撮像装置を提供することにある。

## 【0010】

## 【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するため、本発明のRFコイルは、ほぼ円筒形をなす4つのシングルループコイルエレメントからなる円筒形を一組として、二組の上記円筒形コイルが当該円筒形の長軸方向に並べて構成され、上記各組のコイルにおいて、隣り合う上記シングルループコイルエレメントが2つずつペアをなし、上記各ペアにある2つの上記シングルループコイルエレメントの接地が共通に行われる。

30

## 【0011】

また、本発明の磁気共鳴撮像装置は、静磁場及び勾配磁場の下で撮影の対象となる被検体に高周波磁場を印加して受信した磁気共鳴信号に基づいて被検体の画像を生成する磁気共鳴撮像装置であって、上記高周波磁場によって上記被検体に励起された上記磁気共鳴信号を受信するRFコイルを有し、上記RFコイルはほぼ円筒形をなす4つのシングルループコイルエレメントからなる円筒形を一組のコイルとして、二組の上記円筒形コイルが当該円筒形の長軸方向に並べて構成され、上記各組のコイルにおいて、隣り合う上記シングルループコイルエレメントが2つずつペアを成し、上記各ペアにある2つの上記シングルループコイルエレメントの接地が共通に行われる。

40

## 【0012】

また、本発明では、好適には、上記シングルループコイルは、隣り合う2つのコイル間の相互インダクタンスがほぼ0となるように隣り合うコイルエレメントが互いに重なり合って配置されている。

## 【0013】

また、本発明では、好適には、上記円筒形の長軸方向に隣り合う2つの上記シングルループコイルエレメントは、コイルエレメント間の相互インダクタンスがほぼ0となるように隣り合うコイルエレメントが互いに重なり合って配置されている。

## 【0014】

50

また、本発明では、好適には、上記シングルループコイルエレメントは、隣り合う２つのコイルエレメント間が互いに重なり合い、当該重なり合った部分の面積が他の隣り合うコイルエレメント間の重なり合った部分の面積と等しく形成されている。

【 0 0 1 5 】

また、本発明では、好適には、上記シングルループコイルエレメントは、隣り合う２つのコイルエレメント間が互いに重なり合い、当該重なり合った部分の面積は、コイルエレメント全体の面積の約 1 0 % になるように形成されている。

【 0 0 1 6 】

さらに、本発明では、好適には、上記シングルループコイルエレメントは、隣り合う２つのコイルエレメントの間隔が他の隣り合う２つのコイルエレメントの間隔と等しく形成されている。

10

【 0 0 1 7 】

本発明によれば、ほぼ円筒形をなす４つのシングルループコイルエレメントからなる円筒形コイルを二つ用いて、円筒の長軸方向に並べて８チャンネルの円筒形 R F コイルが構成される。それぞれの円筒形コイルにおいて、隣り合う２つのコイルエレメントによってペアが構成され、各ペアの２つのコイルエレメントのグラウンドが共通化される。即ち、各ペアにある２つのコイルエレメントが共通のグラウンド電位線に接続されている。

【 0 0 1 8 】

また、本発明において、それぞれのシングルループコイルエレメントにおいて、隣り合う２つのコイルエレメント間の相互インダクタンスがほぼ 0 となるように形成されている。

20

【 0 0 1 9 】

また、隣り合う２つのコイルエレメント間が互いに重なり合い、当該重なり合った部分の面積が他の隣り合うコイルエレメント間の重なり合った部分の面積と等しく形成され、この重なり合った部分の面積は、例えば、コイルエレメント全体の面積の約 1 0 % に等しくなるように形成されている。さらに、本発明において、隣り合う２つのコイルエレメントの間隔が他の隣り合う２つのコイルエレメントの間隔と等しく形成されている。

【 0 0 2 0 】

【 発明の実施の形態 】

以下、本発明の磁気共鳴撮像装置及びそれに用いられる R F コイルについて、図面を参照しながら説明する。

30

【 0 0 2 1 】

図 1 は、本発明に係る磁気共鳴撮像装置を採用した磁気共鳴撮影 ( M R I : M a g n e t i c R e s o n a n c e I m a g i n g ) システムの一実施形態を示す構成図である。

【 0 0 2 2 】

本実施形態に係る M R I システム 1 0 は、図 1 に示すように、マグネットからの放射電磁波の漏洩や外乱電磁波の進入を防止する閉空間を形成した図示しないスキャンルームに配設される M R I 装置 2 0、及びたとえばスキャンルームに隣接して設けられた操作ルーム内のオペレータが操作するオペレータコンソール 3 0 を主構成要素として有している。

【 0 0 2 3 】

以下、M R I 装置 2 0、及びオペレータコンソール 3 0 について順を追って説明する。

40

【 0 0 2 4 】

M R I 装置 2 0 は、図 1 に示すように、マグネットシステム 2 1、R F 駆動部 2 2、勾配駆動部 2 3、データ収集部 2 4、制御部 2 5、及びクレードル 2 6 を有している。

【 0 0 2 5 】

マグネットシステム 2 1 は、図 1 に示すように、概ね円柱状の内部空間 ( ボア : b o r e ) 2 1 1 を有し、ボア 2 1 1 内には、クッションを介して被検体 4 0 を載せたクレードル 2 6 が図示しない搬送部によって搬入される。

【 0 0 2 6 】

マグネットシステム 2 1 内には、図 1 に示すように、ボア 2 1 1 内のマグネットセンタ (

50

走査する中心位置)の周囲に、主磁場マグネット部212、勾配コイル部213、及びRFコイル部214が配置されている。

【0027】

主磁場マグネット部212及び勾配コイル部213は、検査時に被検体40が位置するボア211内の空間を挟んで対向する1対のコイルからなる。なお、RFコイル部214は、主磁場マグネット部212及び勾配コイル部213と同様に、ボア211内の空間を挟んで対向する1対のコイルからなる場合と、円筒形に形成されたいわゆるバードケージコイルからなる場合がある。特に、円筒形のRFコイルが主流である。

【0028】

主磁場マグネット部212は、ボア211内に静磁場を形成する。静磁場の方向は、例えば概ね被検体40の体軸方向と平行である。すなわち、平行磁場を形成する。主磁場マグネット部212を構成する1対の主磁場マグネットは、たとえば超伝導電磁石、あるいは永久磁石や常伝導電磁石などを用いて構成される。

10

【0029】

勾配コイル部213は、受信用RFコイルによって受信される磁気共鳴信号に3次元の位置情報を持たせるために、主磁場マグネット部212が形成した静磁場の強度に勾配を付ける勾配磁場を発生する。

勾配コイル部213が発生する勾配磁場は、スライス(slice)勾配磁場、リードアウト(read out)勾配磁場及びフェーズエンコード(phase encode)勾配磁場の3種類であり、これら3種類の勾配磁場に対応して勾配コイル部213は3

20

【0030】

RFコイル部214は、主磁場マグネット部212が形成した静磁場空間内で被検体40の体内のスピンを励起するための高周波磁場を形成する。ここで、高周波磁場を形成することをRF励起信号の送信という。また、RFコイル部214は、被検体40の体内に励起されたスピンの生じる電磁波を磁気共鳴信号として受信する。

【0031】

RFコイル部214は、送信用と受信用コイルが別々に設けられる場合と、送信と受信を兼用する場合がある。なお、図1では、RFコイル部214を概念的に示しており、実際のコイルの状況が図示例と異なる場合がある。例えば、送信用と受信用コイルが別々に設けられている場合、受信用コイルは別途被検体40の撮像部位に装着するのが普通である。この場合、受信用RFコイルが被検体40の撮像部位に近いので、受信される磁気共鳴信号のSNRを改善できる。

30

【0032】

送信用RFコイルは、RF駆動部22によって供給されるプロトコル対応の駆動信号DR1を受けて、高周波磁場を形成する。

一方、受信用RFコイルは、被検体40の体内に励起されたスピンの生じた磁気共鳴信号を受信する。

【0033】

本発明の磁気共鳴撮像装置では、RFコイル部214において、送信用と受信用コイルがそれぞれ別々に設けられている。さらに、本発明に係るRFコイルは、受信専用のRFコイルである。本発明に係るRFコイルの詳細について後に説明する。

40

【0034】

本実施形態の磁気共鳴撮像装置において、RFコイル部214の送信コイル(または送受信兼用コイル)は、RF駆動部22によるプロトコル対応の駆動信号DR1を受けて高周波磁場を形成する。

磁気共鳴撮影処理においては、1TR(磁気共鳴撮像における繰り返し周期)ごとに用いるパルスシーケンス(スキャンシーケンス)の数は、被検部位毎に対応して設定されたプロトコルによって異なる。

たとえば頭部等の被検部位に応じたプロトコル毎に、それぞれ異なる回数、たとえば64

50

回～512回繰り返されて、64ビューから512ビューのビューデータが得られる。

【0035】

本実施形態において、RFコイル部214は、被検体の被検部位として、例えば頭部を対象とする。ただし、本発明に係るRFコイルは、被検体の頭部を撮像対象に限定されるものではなく、その他の部位、例えば、膝、胴体などを対象とすることも可能である。

【0036】

オペレータコンソール30は、図1に示すように、データ処理部31、操作部32、及び表示部33を有している。

【0037】

データ処理部31は、データ収集部24から取り込んだデータをメモリに記憶する。メモリ内にはデータ空間が形成される。メモリに形成されるデータ空間は、2次元フーリエ空間を構成する。

データ処理部31は、これら2次元フーリエ空間のデータを2次元逆フーリエ変換、すなわちフーリエ周波数空間から実空間への変換を行って、被検体40の画像を生成（再構成）する。

なお、2次元フーリエ空間をkスペースともいう。

【0038】

データ処理部31には、制御部25が接続されており、制御部25の上位にあってそれを統括する。

データ処理部31には、また、操作部32、及び表示部33が接続されている。

【0039】

操作部32は、ポインティングデバイスを備えたキーボードやマウス等により構成され、オペレータOPの操作に応じた操作信号をデータ処理部31に出力する。また、操作部32からは、たとえば上述した実行すべきプロトコルの入力が行われる。データ処理部31は、操作部32から入力されたプロトコルに関する情報（プロトコル番号等）を制御部25に供給する。

【0040】

表示部33は、グラフィックディスプレイ等により構成され、操作部32からの操作信号に応じて、MRI装置20の動作状態に応じた所定の情報を表示する。

【0041】

以下、本実施形態の磁気共鳴撮像装置に用いられる受信用RFコイルの具体的な構成について、図面を参照しつつ説明する。

【0042】

図2は本実施形態のMRI装置20に用いられる受信用RFコイル100の一具体例を示す構成図である。

図示のように、本例の受信用RFコイル100は、8つのコイルエレメント101, 102, ..., 108によって構成されている。コイルエレメント101～104は、シングルループに構成され、4つのシングルループのコイルが円筒形に組み立てられる。同様に、コイルエレメント105～108も、同じくシングルループに構成され、そして、4つのシングルループのコイルが円筒形に組み立てられている。こうしてできた2つの円筒状のRFコイルが円筒の長軸の方向に並べられて、全体として8チャンネルのRFコイルを構成している。

【0043】

図3は、図2に示すRFコイルを長軸方向と横方向から見た断面図を示している。図3(a)は、RFコイルを長軸方向Aから見た断面図であり、図3(b)は、RFコイルを長軸に垂直する横方向Bから見た断面図である。

【0044】

図3に示すように、円筒状に組み立てられたシングルループのコイルエレメント101～104及び105～108は、円周方向に沿って隣接するコイルエレメント同士が互いにオーバーラップする（重なり合う）ように配置されている。オーバーラップする部分の面

10

20

30

40

50

積は、コイル全体の面積の約10%に相当する。

また、円筒形の長軸方向に隣り合う2つのコイルエレメントも互いにオーバーラップするように配置されている。

さらに、オーバーラップの部分において、それぞれのコイル間の距離はほぼ等しく形成されている。

#### 【0045】

図2及び図3に示すRFコイル100において、隣接する2つのコイルエレメントのグラウンド電位(接地電位GND)が共通化される。

図4は、隣接する2つのコイルにおいてグラウンド電位の共通化を示す図である。図4において、コイルエレメントC1は、例えば、図2に示すコイルエレメント101、103、105または107、コイルエレメントC2は、例えば、図2に示すコイルエレメント102、104、106または108を示す。

10

#### 【0046】

図4に示すように、コイルエレメントC1とC2は、それぞれループをなしており、コイルエレメントC1とC2がなしたループの一部がオーバーラップしている。オーバーラップ部分の面積は、ループ面積の約10%に相当する。

各コイルのループにおいて、その一方の端子がグラウンド電位に接続され、他方の端子がRF励起信号の入力端子に接続されている。例えば、図4に示すように、端子 $T_{c1}$ はコイルエレメントC1のRF励起信号入力端子であり、端子 $T_{c2}$ はコイルエレメントC2のRF励起信号入力端子である。

20

入力端子 $T_{c1}$ と $T_{c2}$ が図1に示すデータ収集部24に接続されているので、コイルエレメントC1とC2から出力されるRF励起信号がそれぞれデータ収集部24入力される。

#### 【0047】

図4に示すように、コイルエレメントC1とC2のオーバーラップ部分において、2つのコイルエレメントのグラウンド端子が共通の接地線に接続され、これによって2つのコイルエレメントC1とC2のグラウンドが共通化される。

#### 【0048】

上述したように、本実施形態の磁気共鳴撮像装置に用いられるRFコイル部214において、8つのコイルエレメント101~104及び105~108によって受信用RFコイルが形成される。8つのコイルエレメントうち、隣接して配置されているコイルエレメントがそれぞれペアを成して、各ペアにおいて、図4に示すようにグラウンド電位が共通化されている。

30

隣接するコイルエレメントのグラウンド電位を共通化することによって、コイルエレメント101~104及び105~108が仮想的にグラウンドの位置が一致しているので、形成されたRFコイルの安定性が向上する。

#### 【0049】

このように、隣接するコイルエレメントのグラウンド電位を共通化することによって、RFコイル全体の電気特性の安定化が改善される。

また、ペアを成している一对のコイルエレメントが互いにオーバーラップして配置されているので、隣接するコイルエレメント間の相互インダクタンスによって生じた電磁誘導が大きさが同じく極性が反対になるので、互いに打ち消しあって相互インダクタンスがほぼ0になる。

40

同様に、円筒形の長軸方向に隣り合う2つのコイルエレメントも互いにオーバーラップして配置されているので、長軸方向に隣接するコイルエレメント間の相互インダクタンスもほぼ0になる。

#### 【0050】

さらに、本実施形態において、受信用RFコイル100は8チャンネルのコイルエレメントから構成されるので、所望のフェーズ方向においてRF励起信号を受信することができる。

50

## 【0051】

次に、上述した構成を有する本実施形態の磁気共鳴撮像装置の全体の動作について説明する。

## 【0052】

この磁気共鳴撮影用パルスシーケンスは、いわゆるスピンエコー (SE: Spin Echo) 法、グラディエントエコー (GRE: Gradient Echo) 法、ファーストスピンエコー (FSE: Fast Spin Echo) 法、ファーストリカバリSE (Fast Recovery Spin Echo) 法、エコープラナー・イメージング (EPI: Echo Planar Imaging) 法等、各撮影方法によって異なる。

10

## 【0053】

ここで、各撮影方法のパルスシーケンスのうち、SE法のパルスシーケンスについて、図5に関連付けて説明する。

図5(a)はSE法におけるRF励起用の90°パルスおよび180°パルスのシーケンスであり、RF駆動部22がRFコイル部214に印加する駆動信号DR1に相当する。図5(b)、(c)、(d)、および(e)は、それぞれスライス勾配Gs、リードアウト勾配Gr、フェーズエンコード勾配Gp、およびスピンエコーMRのシーケンスであり、スライス勾配Gs、リードアウト勾配Gr、およびフェーズエンコード勾配Gpのパルスは、勾配駆動部23が勾配コイル部213に印加する駆動信号DR2に相当する。

## 【0054】

20

図5(a)に示すように、RF駆動部22によりRFコイル部214の送信用コイル(または送受信兼用コイル)に対して90°パルスが印加され、スピンの90°励起が行われる。このとき、図5(b)に示すように、勾配駆動部23により勾配コイル部213に対してスライス勾配パルスGsが印加され、所定のスライスについて選択励起が行われる。図5(a)に示すように、90°励起から所定の時間後に、RF駆動部22によりRFコイル部214に対して180°パルスが印加され、180°励起、すなわちスピン反転が行われる。このときも、図5(b)に示すように、勾配駆動部23により勾配コイル部213に対してスライス勾配パルスGsが印加され、同じスライスについて選択的な反転が行われる。

## 【0055】

30

図5(c)および(d)に示すように、90°励起とスピン反転の間の期間に、勾配駆動部23により勾配コイル部213に対してリードアウト勾配パルスGr、およびフェーズエンコード勾配パルスGpが印加される。そして、リードアウト勾配パルスGrによりスピンのディフェーズが行われ、フェーズエンコード勾配パルスGpによりスピンのフェーズエンコードが行われる。

## 【0056】

スピン反転後、図5(b)に示すように、勾配駆動部23により勾配コイル部213に対してリードアウト勾配パルスGrが印加されて、これに応じてスピンのリフェーズされて、図5(e)に示すように、スピンエコーMRが発生される。スピンエコーMRの信号強度は、90°励起からTE(echo time)後の時点で最大となる。

40

このスピンエコーMRは、上述した受信用RFコイル100によって受信され、データ収集部24によりビューデータとして収集される。そして、データ収集部24によって収集されたビューデータがオペレータコンソール30のデータ処理部31に出力される。

## 【0057】

データ処理部31では、データ収集部24から入力したデータがメモリに記憶され、メモリ内にデータ空間が形成される。データ処理部31では、これら2次元フーリエ空間のデータを2次元逆フーリエ変換して被検体40の被検部位の画像が生成(再構成)される。

## 【0058】

以上説明したように、本実施形態の受信用RFコイル100及びそれを用いた磁気共鳴撮像装置によれば、隣接するコイルエレメントのグラウンド電位を共通化することによって、

50

RFコイル全体の電気特性の安定化が改善される。また、ペアを成している一対のコイルエレメントが互いにオーバーラップして配置されているので、隣接するコイルエレメント間の相互インダクタンスによって生じた電磁誘導が大きさが同じく極性が反対になるので、互いに打ち消しあって影響が生じない。

【0059】

さらに、本実施形態において、受信用RFコイル100は8チャンネルのコイルエレメントから構成されるので、所望のフェーズ方向にRF励起信号を受信することが可能である。これによって、隣接するコイル間の相互インダクタンスによる干渉を受けることなく磁気共鳴撮像を行うことができる。また、図4に示す構成にすることによって、各コイルエレメントの開口面積を大きくすることができるので、撮像対象となる被検体の生体組織の深部まで感度よくRF信号を送受信することができ、高品位の映像を生成できる。

10

【0060】

なお、本発明の受信用RFコイルは、被検体の頭部を撮像するいわゆるヘッドコイルとして利用するほか、膝用または胴体用のRFコイルとして利用することも可能である。それぞれの場合、受信用RFコイルを構成する各コイルエレメントの形状、寸法を適宜設計することにより、それぞれの撮像部位に適した受信用RFコイルを構成できる。

【0061】

例えば、被検体の膝を撮像する受信用RFコイルとして用いる場合、図6に示すように、長軸方向に長く設計された8チャンネルのコイルエレメント201~204及び205~208を用いてRFコイル部100aを構成することができる。これによって、被検体の膝の長さに対応した寸法をもつRFコイルを構成することができ、撮像部位全体を撮像することができ、かつ撮像部位全体に渡ってRF励起信号の受信効率を維持することができる。

20

【0062】

さらに、RFコイルの円筒状の断面は、被検体の撮像部位の形状に合わせて設計することも可能である。例えば、被検体の胴部を撮像するRFコイルの場合、図7に示すように、断面形状を真円の代わりに楕円またはそれに類似した形状にすることができる。このようにすることにより、RFコイル部100bを構成する各コイルエレメントと被検体の撮像対象部位との距離が短くなり、RF励起信号の受信の効率を改善できる。

【0063】

30

【発明の効果】

以上説明したように、本発明のRFコイル及びそれを用いた磁気共鳴撮像装置によれば、隣接するコイルエレメントのグラウンド電位を共通化することによって、RFコイル全体の電気特性の安定化が改善される。また、ペアを成している一対のコイルエレメントが互いにオーバーラップして配置されているので、隣接するコイルエレメント間の相互インダクタンスによって生じた電磁誘導が大きさが同じく極性が反対になるので、互いに打ち消しあって影響が生じない。

さらに、本実施形態において、RFコイル部は8チャンネルのコイルエレメントから構成されるので、所望のフェーズ方向にRF励起信号を受信できる利点がある。

【図面の簡単な説明】

40

【図1】本発明に係る磁気共鳴撮像装置を含む磁気共鳴撮像システムの一実施形態を示す構成図である。

【図2】本実施形態の磁気共鳴撮像装置に用いられる受信用RFコイルの一例を示す構成図である。

【図3】本実施形態の磁気共鳴撮像装置に用いられる受信用RFコイルの具体的なを示す断面図である。

【図4】本実施形態の磁気共鳴撮像装置に用いられる受信用RFコイルにおいて、隣接するコイルのグラウンド電位の共通化の具体例を示す概念図である。

【図5】本実施形態の磁気共鳴撮像装置の撮像時の信号波形を示す波形図である。

【図6】本実施形態の磁気共鳴撮像装置に用いられるRFコイルの他の変形例を示す図で

50

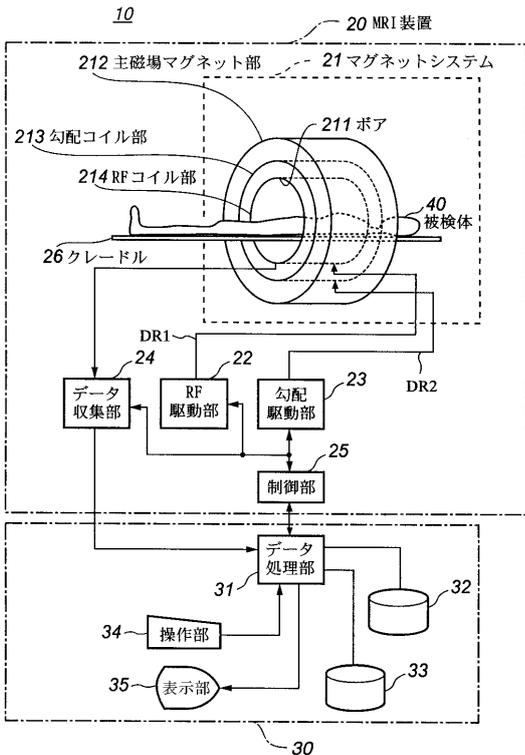
ある。

【図7】本実施形態の磁気共鳴撮像装置に用いられるRFコイルの他の変形例を示す図である。

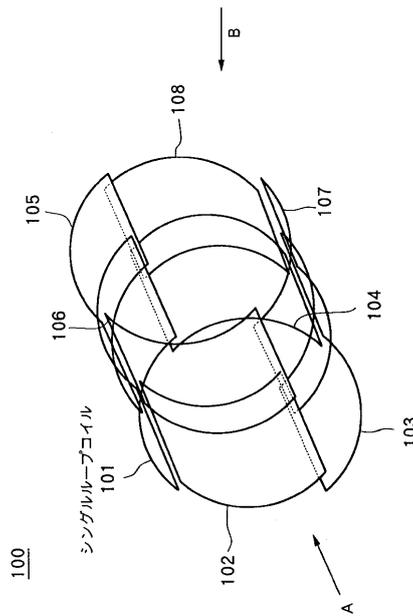
【符号の説明】

10 ... MRIシステム、20 ... MRI装置、21 ... マグネットシステム、100 ... 受信用RFコイル、211 ... ギャップ、212 a, 212 b ... 主磁場マグネット部、213 a, 213 b ... 勾配コイル部、214 ... RFコイル部、22 ... RF駆動部、23 ... 勾配駆動部、24 ... データ収集部、25, 25 A ~ 25 C ... 制御部、26 ... クレードル、30 ... オペレータコンソール、31 ... データ処理部、32 ... 操作部、33 ... 表示部、40 ... 被検体、101 ~ 104, 105 ~ 108 ... RFコイルを構成するコイルエレメント。

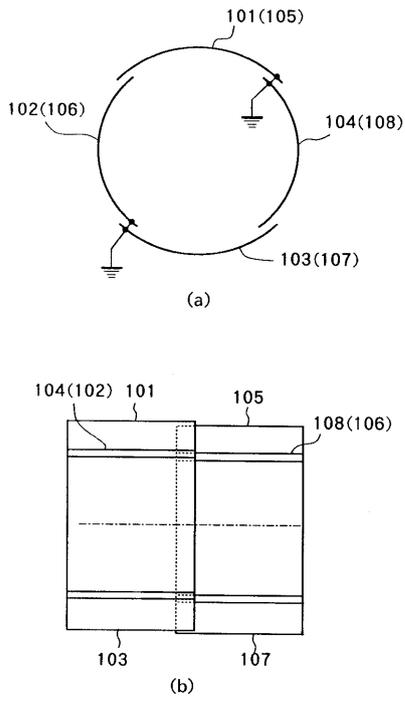
【図1】



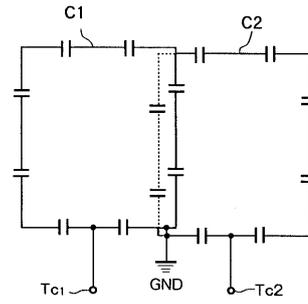
【図2】



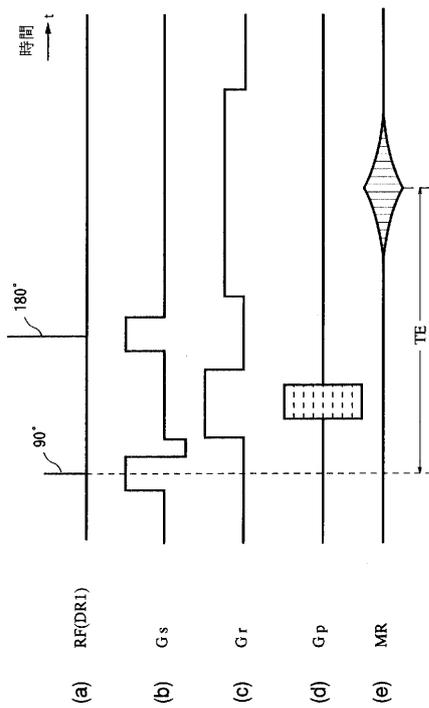
【 図 3 】



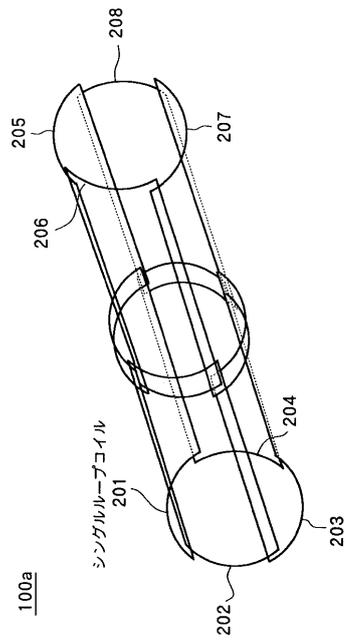
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】

