

(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2008-86837
(P2008-86837A)

(43) 公開日 平成20年4月17日(2008.4.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 5 5	4 C 0 9 6
G 0 1 R 33/34 (2006.01)	G 0 1 N 24/04 5 2 0 A	

審査請求 有 請求項の数 7 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2007-338333 (P2007-338333)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成19年12月27日 (2007.12.27)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願2004-351669 (P2004-351669)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
	の分割	(74) 代理人	100058479
原出願日	平成13年11月22日 (2001.11.22)		弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

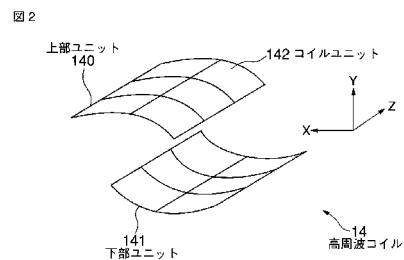
(54) 【発明の名称】 高周波コイル、及び当該高周波コイルを使用した磁気共鳴映像装置

(57) 【要約】

【課題】 複数の表面コイルを用いた画像化法において、P I法を任意方向の断面に自在に適用することができ、これによって高S/N比あるいは高速に磁気共鳴画像を得ることのできる磁気共鳴映像装置、及び当該装置にて使用される高周波コイルを提供すること。

【解決手段】 静磁場方向(Z方向)およびこれに直交するX方向に二つ以上配列した表面コイルとしてのコイルユニット142と、Y方向に表面コイルとしての上部ユニット140と下部ユニット141とを有する高周波コイル14によって、P I法により磁気共鳴信号を取得する磁気共鳴映像装置である。上部ユニット140と下部ユニット141とは、被検体に装着しやすいようにバンド等によって固定される。各表面コイルが検出する信号は、個々独立した送信系によってデータ処理系に送信され、磁気共鳴映像として画像化される。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

静磁場中に配置した被検体に発生する磁気共鳴信号を映像化する磁気共鳴映像装置において使用される高周波コイルにおいて、

磁気共鳴信号を検出する複数の表面コイルを有する第 1 のユニットと、

磁気共鳴信号を検出する複数の表面コイルを有し、前記第 1 のユニットに対向して配置される第 2 のユニットと、

前記第 1 のユニットが有する前記複数の表面コイルが検出した前記磁気共鳴信号を、前記第 2 のユニットに送信する第 1 の送信手段と、

を具備することを特徴とする高周波コイル。

10

【請求項 2】

前記第 2 のユニットは、

前記第 1 のユニットが有する前記複数の表面コイルのそれぞれに対応して設けられる複数の第 1 のアンプと、

当該第 2 のユニットが有する前記複数の表面コイルのそれぞれに対応して設けられる複数の第 2 のアンプと、

を有することを特徴とする請求項 1 記載の高周波コイル。

【請求項 3】

前記第 1 のユニットの前記複数の表面コイルにおいて検出された磁気共鳴信号と、前記第 2 のユニットの前記複数の表面コイルにおいて検出された磁気共鳴信号とを、前記磁気共鳴映像装置に送信する第 2 の送信手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の高周波コイル。

20

【請求項 4】

前記第 1 のユニットは、前記被検体の上側に配置される上部ユニットであり、

前記第 2 のユニットは、前記被検体の下側に配置される下部ユニットであること、

を特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の高周波コイル。

【請求項 5】

前記第 1 のユニットと前記第 2 のユニットとを、被検体に固定するための固定手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の高周波コイル。

【請求項 6】

前記第 2 のユニットは、前記第 1 のユニットの前記複数の表面コイルが検出する磁気共鳴信号及び前記第 2 のユニットの前記複数の表面コイルが検出する磁気共鳴信号のうちの一方の位相を変化させた後、双方の前記磁気共鳴信号を合成する合成回路をさらに有すること、を特徴とする請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項記載の高周波コイル。

30

【請求項 7】

静磁場中に配置した被検体に発生する磁気共鳴信号を映像化する磁気共鳴映像装置において、

磁気共鳴信号を検出する複数の表面コイルを有する第 1 のユニットと、磁気共鳴信号を検出する複数の表面コイルを有し、前記第 1 のユニットに対向して配置される第 2 のユニットと、前記第 1 のユニットが有する前記複数の表面コイルが検出した前記磁気共鳴信号を前記第 2 のユニットに送信する第 1 の送信手段と、を有する高周波コイルと、

40

前記第 2 の送信手段から受信した前記磁気共鳴信号を用いて、磁気共鳴画像を生成する画像生成手段と、

を具備することを特徴とする磁気共鳴映像装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、静磁場中の被検体に、高周波パルスを印加して磁気共鳴信号を発生させ、同時に磁気共鳴信号を取得する信号検出用高周波コイル、及び当該高周波コイルを使用した磁気共鳴映像装置に関する。

50

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴映像 (Magnetic Resonance Imaging: MRI) 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たり、あるいは化学シフトスペクトルを観測する装置である。この磁気共鳴映像装置に関する近年の技術の中に、関心領域に対して複数の表面コイルを配設し、磁気共鳴信号を受信して高 S/N な画像を取得するフェーズドアレイ技術がある。

一例としては、被検体の画像化すべき所望の領域に複数個の表面コイル (例えばループ状コイル) を配置し、これら複数個の表面コイルを介して被検体からの磁気共鳴信号をそれぞれ検出する磁気共鳴映像装置がある (例えば、特許文献 1 参照) を開示している。検出された磁気共鳴信号は、画像化処理によって複数系列の画像データとされ、同じ空間位置に対応するもの同士を、所定の重み関数 (各々の表面コイルが発生する高周波磁場の分布に基づいて、予め決定された関数) を乗じて加算される。こうして得られる各画素のデータを作成し、それらを合成することにより、被検体の所望領域全体の高 S/N な画像を提供している。

【0003】

また、近年、マルチ表面コイルを用いた高速撮像法である Parallel Imaging 法 (以下、「PI 法」と称する) が提案されている (例えば、非特許文献 1、非特許文献 2、特許文献 2 参照)。さらに、注目の手法としてフェーズドアレイ技術もある (例えば、非特許文献 3 参照)。これらの手法によれば、関心領域の周りに複数の表面コイルを配設したとき、MRI の生データにおけるエンコード方向のデータ量を、ほぼその方向に並んだコイル数の逆数分減じることができる。例えば、 256×256 マトリクスのアキシャル画像を取得しようとする場合、X 方向をリード方向、Y 方向をエンコード方向とすると、通常 X 方向の傾斜磁場を印加しながら 256 個のデータサンプリングを行い、これを Y 方向の傾斜磁場パルス在所定のステップで段階的に強度を変えながら 256 回繰り返して、 256×256 の生データを得る。これをフーリエ変換することにより、アキシャル画像を得ることができる。ここで、上下方向に被験者をはさむ形で 2 つの表面コイルを配設して PI 法を適用すると、Y 方向の傾斜磁場パルス在所定の強度変えながらデータ収集する回数を 128 回まで減らしても、良好に 256×256 の画像を再生することができる。

【0004】

このようにデータ収集時間 T は $1/n$ に、 S/N 比は $1/n^{1/2}$ に減少することになる。従って、 S/N 比の高い表面コイルを複数個使ってデータ収集することにより、データ収集時間短縮による S/N 比の悪化をカバーできる。さらに、表面コイルを X 方向あるいは Z 方向 (静磁場方向) に並べると、X 方向あるいは Z 方向にエンコードをする場合にも並べるコイル数に応じてエンコード数を減らすことができ、データ収集時間を減らすことができる。すなわち、高速な画像化が可能になると考えられる。

しかしながら、従来の磁気共鳴映像装置では、特に PI 法を利用して腹部領域を画像する場合、X 及び Y の 2 方向に高周波コイルを配設した場合はあったが、X、Y、Z の 3 方向にコイルを配設したことはなかった。従って、Z 方向についてはエンコード回数を減らすことができず、また任意方向の断面を選択 (オブリーク撮像) した場合には、PI 法の適用を難しくさせることがあった。

【特許文献 1】特開平 4 - 42937

【非特許文献 1】Magnetic Resonance in Medicine 29 巻 681 頁 688 頁 (1993 年)

【非特許文献 2】Magnetic Resonance in Medicine 30 巻 142 頁乃至 145 頁 (1993 年)

【特許文献 2】米国特許公報 4,857,846

10

20

30

40

50

【非特許文献3】Magnetic Resonance in Medicine 4
2巻952頁乃至962頁(1999年)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、複数の表面コイルを用いた画像化法において、PI法を任意方向の断面に自在に適用することができ、これによって高S/N比を実現し高速に磁気共鳴画像を得ることのできる磁気共鳴映像装置、及び当該装置にて使用される高周波コイル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】

【0006】

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。

【0007】

請求項1に記載の発明は、静磁場中に配置した被検体に発生する磁気共鳴信号を映像化する磁気共鳴映像装置において使用される高周波コイルにおいて、磁気共鳴信号を検出する複数の表面コイルを有する第1のユニットと、磁気共鳴信号を検出する複数の表面コイルを有し、前記第1のユニットに対向して配置される第2のユニットと、前記第1のユニットが有する前記複数の表面コイルが検出した前記磁気共鳴信号を、前記第2のユニットに送信する第1の送信手段と、を具備することを特徴とする高周波コイルである。

【0008】

請求項7に記載の発明は、静磁場中に配置した被検体に発生する磁気共鳴信号を映像化する磁気共鳴映像装置において、磁気共鳴信号を検出する複数の表面コイルを有する第1のユニットと、磁気共鳴信号を検出する複数の表面コイルを有し、前記第1のユニットに対向して配置される第2のユニットと、前記第1のユニットが有する前記複数の表面コイルが検出した前記磁気共鳴信号を前記第2のユニットに送信する第1の送信手段と、を有する高周波コイルと、前記第2の送信手段から受信した前記磁気共鳴信号を用いて、磁気共鳴画像を生成する画像生成手段と、を具備することを特徴とする磁気共鳴映像装置である。

【発明の効果】

【0009】

以上本発明によれば、複数の表面コイルを用いた画像化法において、PI法を自在に適用できるようにコイルを構成することにより、高S/N比あるいは高速に磁気共鳴画像を得ることのできる磁気共鳴映像装置、及び当該装置にて使用される高周波コイルを実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、本発明の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のみ行う。

【0011】

図1は、本実施形態に係る磁気共鳴映像装置の構成を示すブロック図である。同図において、磁気共鳴映像装置10は、静磁場磁石11、勾配コイル13、シムコイル12、高周波コイル14、勾配コイル電源16、シムコイル電源17、送信部18、受信部19、データ収集部20、シーケンス制御部21、計算機システム22、コンソール23、ディスプレイ24を具備している。

【0012】

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。

【0013】

勾配コイル13は、静磁場磁石11の内側に設けられており、勾配コイル電源16から

10

20

30

40

50

供給されるパルス電流を勾配磁場に変換する。この勾配コイル 1 3 が発生する勾配磁場によって、信号発生部位（位置）が特定される。

【 0 0 1 4 】

シムコイル 1 2 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 1 2 は、シムコイル電源 1 7 により駆動される。

【 0 0 1 5 】

このシムコイル 1 2 及び勾配コイル 1 3 により、図示しない被検体に一樣な静磁場と、互いに直交する X , Y , Z の三方向に線形勾配磁場分布を持つ勾配磁場が印加される。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。

10

【 0 0 1 6 】

高周波コイル（RFコイル）装置は、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送信用高周波コイル 1 4 0 と、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受信用高周波コイル 1 4 とからなる。当該高周波コイル 1 4 は、一般的には、部位別に専用の形状を有する。

【 0 0 1 7 】

また、高周波コイル 1 4 は、上述した互いに直交する X , Y , Z のそれぞれの方向に配列された複数の表面コイルを有している。この内容については、後で詳しく説明する。

【 0 0 1 8 】

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 1 4 0 に送信する。当該送信によって高周波コイル 1 4 から発生した高周波によって、被検体の所定の原子核の磁化は、励起状態となる。

20

【 0 0 1 9 】

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。

30

【 0 0 2 0 】

データ収集部 2 0 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 2 1 】

シーケンス制御部 2 1 は、勾配コイル電源 1 6、シムコイル電源 1 7、送信部 1 8、受信部 1 9 およびデータ収集部 2 0 を制御する。

【 0 0 2 2 】

計算機システム 2 2 は、計算機システム 2 2 はコンソール 2 3 から入力される指令に基づいて、シーケンス制御部 2 1 を制御する。また、計算機システム 2 2 は、データ収集部 2 0 から入力した磁気共鳴信号に対して後処理、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ルデータあるいは画像データを求める。

40

【 0 0 2 3 】

コンソール 2 3 は、オペレータからの各種指示・命令・情報をにと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 2 4 】

ディスプレイ 2 4 は、計算機システム 2 2 から入力したスペクトル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 2 5 】

（高周波コイル）

次に、高周波コイルの構成についてさらに詳しく説明する。

50

【 0 0 2 6 】

図 2 は、例えば腹部等を診断するために使用される、上部ユニット 1 4 0 及び下部ユニット 1 4 1 からなる高周波コイル 1 4 を示した図である。図 2 に示す様に、上部ユニット 1 4 0 及び下部ユニット 1 4 1 にはそれぞれ X 方向に 2 列、Z 方向に 3 列のコイルユニット 1 4 2 が配列された構成となっている。また上部ユニット 1 4 0 及び下部ユニット 1 4 1 は、Y 方向に沿って対向して配列される。従って、高周波コイル 1 4 は、X 方向には表面コイルとしての 2 列のコイルユニット 1 4 2、Z 方向には表面コイルとしての 3 列のコイルユニット 1 4 2、Y 方向には表面コイルとしての上部ユニット 1 4 0 及び下部ユニット 1 4 1、すなわち合計 1 2 個の表面コイルが並べられた構成を有している。従って、本高周波コイルによって P I 法を実行した場合、傾斜磁場パルスのエンコードによるデータ 10
収集回数を X 方向については 1 / 2、Y 方向については 1 / 3、Z 方向については 1 / 3 にすることができる。

【 0 0 2 7 】

図 3 は、高周波コイル 1 4 のブロック図を示している。上部ユニット 1 4 0 と下部ユニット 1 4 1 は、第 1 ケーブル 4 0 と第 1 コネクタ 4 1 で結合されている。上部ユニット 1 4 0 の表面コイルで検出された磁気共鳴信号は、コネクタ 4 1 の付いたケーブル 4 0 を通して一度下部ユニット 1 4 1 で受け、まとめてケーブル 4 2 さらにコネクタ 4 3 を通して信号処理システム（磁気共鳴映像装置 1 0 の本体に内蔵）に取り込まれる。

上部ユニット 1 4 0 と下部ユニット 1 4 1 には、既述の如く、それぞれコイルユニット 1 4 2 が X 方向及び Z 方向に複数個配置されている。なお、本図 3 では、円形状コイルと 20
8 字型コイルとからなるコイルユニット 1 4 2 を示している。このコイルユニット 1 4 2 の具体例については、後で詳しく説明する。また、下部ユニット 1 4 1 には、各コイルに対して其々に接続されるプリアンプ 4 4、後述するコイルユニット 1 4 2 の信号を位相を 9 0 ° 変化させて合成するハイブリッド回路 4 5 が含まれている。

【 0 0 2 8 】

実際の撮影においては、被検体は下部ユニット 1 4 1 上に配置され、当該被検体上に下部ユニット 1 4 1 と対向するように上部ユニット 1 4 0 が配置される（図 4、図 5 参照）。本高周波コイル 1 4 は、上部ユニット 1 4 0 と下部ユニット 1 4 1 とをコネクタ接続させ、出来る限り上部ユニット 1 4 0 に含まれる部品を少なくした構成となっている。従って、上部ユニット 1 4 0 は十分軽量化されており、被験者への負荷を少なくすることができ 30

図 2 又は図 3 にて示した、上部ユニット 1 4 0 及び下部ユニット 1 4 1 からなる高周波コイル 1 4 は、通常被検体に固定して使用される。この使用の態様について、図 4、図 5 を参照しながら説明する。

【 0 0 2 9 】

図 4、図 5 は、被検体に固定して使用する、上部ユニット 1 4 0 及び下部ユニット 1 4 1 からなる高周波コイル 1 4 の例を示した図である。各図に示す上部ユニット 1 4 0 及び下部ユニット 1 4 1 からなる高周波コイル 1 4 は、特に胸腹部を画像化するとき好適である。この高周波コイル 1 4 は、磁気共鳴映像の撮影において、例えば次のように使用される。すなわち、図 4 において、下部ユニット 1 4 1 の上に被験者を横たわせ、当該被 40
検体上に上部ユニット 1 4 0 を被せる。下部ユニット 1 4 1 は図示していない寝台に載っており、また、上部ユニット 1 4 0 は、バンド 4 7 によって下部ユニット 1 4 1 に固定される。

なお、上部ユニット 1 4 0 と下部ユニット 1 4 1 とは、一定に配置されること、特に Y 方向に沿って対向して配置されることが好ましい。このため、本高周波コイル 1 4 は、上部ユニット 1 4 0 と下部ユニット 1 4 1 との配置合わせにおいて基準するための印 4 6 を有している。オペレータは、上部ユニット 1 4 0 と下部ユニット 1 4 1 との印 4 6 が対向するように上部ユニット 1 4 0 を配置することで、高周波コイル 1 4 のアライメントを容易に行うことが可能である。また、図 5 に示すように、印 4 6 の替わりに、上部ユニット 1 4 0 の外形として溝 1 0 を配することで、バンド 4 7 で固定する際に位置合わせができ 50

る構成としてもよい。

【0030】

また、高周波コイル14は、所定の形状にて上部ユニット140を被検体上に配置するためのフォームを有する形態であってもよい。

【0031】

図6は、フォーム50を有する高周波コイル14の形態を説明するための図である。図6に示すように、上部ユニット140を被験者にかぶせる際に、当該上部ユニット140と被検体との間にフォーム50を配置する。このフォーム50は、上部ユニット140の形を安定させる役割を果たす。

【0032】

一般に、PI法では、本データ収集の前に各表面コイルの高周波磁場分布を求めるためのプリスキャンが実行される。このプリスキャンにおける高周波コイル14の位置と、本データ収集における高周波コイル14の位置とは、同一であることが好ましい。上記高周波コイル14によれば、フォーム50があることにより形状が安定しコイル位置が変わらないようにすることができ、良好な本データ収集を実行することが可能である。

(表面コイル)

高周波コイル14は、X方向及びZ方向には表面コイルとしてのコイルユニット142を、Y方向には表面コイルとしての上部ユニット140及び下部ユニット141を、有する構成となっている。ここでは、コイルユニット142として組み込むのに最適なコイルの具体的態様について詳しく説明する。

【0033】

図7は、ループ状コイル53と8字型コイル55から構成される、コイルユニット142としての第1の表面QDコイル51を示している。図7に示すように第1の表面QDコイル51では、ループ状コイル53は、8字型コイル55の中央に配置されることが好ましい。このような配置をとることで、ループ状コイル53と8字型コイル55との電気的なカップリングを抑制することができるからである。この第1の表面QDコイル51は、特に静磁場方向が8字型コイル55の8字型に対してほぼ横方向(Z方向)になっている場合(つまり、横になった被検体の体軸方向が静磁場方向となる場合)に好適である。

【0034】

図8は、8字型コイル55aと8字型コイル55bとから構成される、コイルユニット142としての第2の表面QDコイル57を示している。図8に示すように第2の表面QDコイル57では、8字型コイル55aと8字型コイル55bとが直交するように重ねて配置されることが好ましい。第1の表面QDコイル51と同様、8字型コイル55aとの8字型コイル55bとの電気的なカップリングを抑制することができるからである。この第2の表面QDコイル57は、静磁場方向が8字型コイルの作る面に対して垂直方向になっている場合(つまり、静磁場方向がY方向を向いている場合)に好適である。

【0035】

本高周波コイル14においては、例えばコイルユニット142としての第1又は第2の表面QDコイルがX方向又はZ方向に配列される。しかしながら、この様に同じ共鳴周波数に調整された表面コイルを複数配列し、其々同時にデータ収集を行う場合には、コイル間の電気的なカップリングを抑制することが重要である。この電気的なカップリングを抑制する方法としては、次の二つを挙げることが出来る。一つは、空間的な配置を調整してカップリングを抑制する方法である。もう一つは、特公平4-42937に開示されているように、コイルに結合し信号の増幅を行うプリアンプに、入力インピーダンスの低いプリアンプを使う方法である。

図9は、本高周波コイル14に、空間的な配置を調整してカップリングを抑制する方法を適用する場合の一例を示した図であり、具体的には、図7に示した第1の表面QDコイル51を2次元(X-Z平面)に2列ずつ配列させたとき空間的な配列を調整してカップリングを抑制する例である。

図9に示すように、XあるいはZ方向に8字型コイル55A、8字型コイル55B、8

10

20

30

40

50

字型コイル 5 5 C、8 字型コイル 5 5 D が隣接している場合、隣り合うコイルの一部同士を重ね合わせて配置することにより、電気的なカップリングを抑制する。また、ループ状コイル 5 3 A とループ状コイル 5 3 C、ループ状コイル 5 3 B とループ状コイル 5 3 D もそれぞれ電気的なカップリングを抑制するために、互いの一部を重ね合わせて配置される。

【 0 0 3 6 】

なお、図 9 において、対角関係に位置する 8 字型コイルで間、X 方向に並んだループ状コイル間、及び対角関係に位置するループ状コイル間、8 字型コイルと隣接し対向関係にあるループコイル間のカップリングの抑制は、空間的な配置では十分でない。また、原理的には重ね合わせてデカップリング可能な場合であっても、製作上の誤差が生じカップリングが残る場合がある。この様な場合には、上述した入力インピーダンスの低いアンプを使う手法を併せて使うことで、十分なカップリングの抑制を達成することができる。

10

【 0 0 3 7 】

以上の方法でカップリングを出来る限り低減させるわけであるが、以下に述べるような方法によって、さらに残留カップリングがある場合でも中心の感度を落とさないようにすることができる。図 1 0 及び図 1 1 は、その方法を説明するための図である。本方法は、関心領域の感度を落とさないように例えば上部ユニット 1 4 0 と下部ユニット 1 4 1 との配置又は配線を工夫するものである。

【 0 0 3 8 】

一般にコイル同士がカップリングすると、通常互いに発生する高周波磁場を打ち消す方向に高周波電流が流れるモードと、互いに同じ方向に高周波磁場を発生し強めあうように高周波電流が流れるモードとの 2 種類が生じる。前者の場合は、互いが発生する高周波磁場が打ち消されるため、挟まれた被験者の中心における感度は低下する。一方、後者の場合には高周波磁場の打ち消し合いは発生せず、感度低下は生じない。

20

従って、仮にカップリングした場合であっても、後者のモードを選択できるように信号ケーブルの配線或いはコイルの配置を工夫することで、関心領域の感度低下を防止することができる。

【 0 0 3 9 】

図 1 0 は、関心領域の感度低下を防止するために、上部ユニット 1 4 0 が有するループ状コイル 5 3 上と下部ユニット 1 4 1 が有するループ状コイル 5 3 下とに対して施す配線方法を示している。図 1 0 において、信号ケーブルのアース側に接続する方を C 側（コールド側）、そうでない方を H 側（ホット側）とする。すると、ループ状コイル 5 3 上とループ状コイル 5 3 下との間では、H 側と C 側とが一致しているから、検出する信号の位相は同じになる。従って、高周波電流の向きも互いに同じとなり、発生する高周波磁場方向も一致し、カップリングによる感度低下を防ぐことができる。

30

【 0 0 4 0 】

図 1 1 は、上部ユニット 1 4 0 が有する 8 字型コイル 5 5 上と下部ユニット 1 4 1 が有する 8 字型コイル 5 5 下とに対して施す配線を示している。図 1 1 に示すように、8 字型コイル同士で発生する高周波磁場の向きが同じ向きになるようにするためには、上のコイルと下のコイルで H 側と C 側を逆になるようにすればよい。

40

次に、以上述べた高周波コイル及び磁気共鳴映像装置によって達成される効果について述べる。

【 0 0 4 1 】

本磁気共鳴映像装置は、互いに直交する X、Y、Z のそれぞれの方向に配列された複数の表面コイルを有している。従って、PI 法を用いた画像化法において、撮影時間 T を大幅に短縮することができる。また、表面コイルの持っている高感度特性により、この撮影時間 T の短縮に伴って減少する S/N をカバーすることができ、高精度の磁気共鳴映像を取得することが可能である。この S/N 比の向上について、Z 方向の高周波コイルの構成に着目して以下具体的に説明する。

【 0 0 4 2 】

50

本磁気共鳴映像装置 10 は、Z 方向に複数のコイルユニット 142 を配列した高周波コイル 14 を有している。一方、従来の高周波コイルは、Z 方向には一体型コイルを有するのみである。この Z 方向に関する構成の違いに起因する S/N 比の向上は、次のようにして確認することができる。すなわち、例えば図 12 に示すように、ファントム 61 を一体型の長軸体積コイル 60 で画像化する場合と、図 13 に示すように、Z 方向に配列された 2 つの短軸体積コイル 63、64 で画像化する場合と、の中心体軸上の感度 (S/N 比) を計算機シミュレーションで比較する。

【0043】

図 14 は、上記計算機シミュレーションの結果を示した図である。図 14 に示すように、長軸体積コイル 60 に比べて、短軸体積コイル 63、64 の方が感度が高いことがわかる。

10

【0044】

図 13 の短軸体積コイル 63、64 のモデルは、複数の表面コイルを Z 方向に配列した本磁気共鳴映像装置に相当し、一方、図 12 の長軸体積コイルのモデルは、Z 方向に複数の表面コイルを配列しない (つまり Z 方向に長い一体型のコイルを用いる) 従来磁気共鳴映像装置に相当する。従って、従来よりも高い S/N 比によって信号を取得することができる。

【0045】

また、高周波コイル 14 には、被検体に固定するためのバンドや好適に配列するための基準が設けられている。さらに各表面コイルを構成する QD コイルは、表面コイルとして最大の高 S/N 比特性を発揮する。さらに、配線の方法を工夫することによって、残留カップリングがあった場合でも、中心領域の感度を落とさないようにしている。これらの各構成によっても、高い S/N 比を実現することができる。

20

【0046】

以上、本発明を実施形態に基づき説明したが、本発明の思想の範疇において、当業者であれば、各種の変更例及び修正例に想到し得るものであり、それら変形例及び修正例についても本発明の範囲に属するものと了解される。例えば以下に示すように、その要旨を変更しない範囲で種々変形可能である。

【0047】

高周波コイル 14 は、撮影部位によって異なる形状とすることができる。図 15 は、特に胸部撮像に適した上部ユニット 140 の一例を示している。図 15 に示すように、上部ユニット 140 は、表面コイルとしてのループ状コイル 53 G、H、I、J が X 方向、Z 方向に配列されている。また、コイル間のカップリングを低減させるために、隣り合うループ状コイルの一部は重ね合わせて配置されている。

30

また、表面コイルの形状は円形に限定する趣旨ではなく、例えば図 16 に示すような他のループ状コイル 70 を有する形態であってもよい。

【0048】

さらに、各実施形態は可能な限り適宜組み合わせる実施してもよく、その場合組合わせた効果が得られる。また、上記実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。例えば、実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果の欄で述べられている効果の少なくとも 1 つが得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

40

【産業上の利用可能性】

【0049】

以上本発明によれば、複数の表面コイルを用いた画像化法において、PI 法を任意方向の断面に自在に適用することができ、これによって高 S/N 比あるいは高速に磁気共鳴画像を得ることのできる磁気共鳴映像装置、及び当該装置にて使用される高周波コイルを実現できる。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 5 0 】

【図 1】図 1 は、本実施形態に係る磁気共鳴映像装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】図 2 は、例えば腹部等を診断するために使用される、上部ユニット 1 4 0 及び下部ユニット 1 4 1 からなる高周波コイル 1 4 を示した図である。

【図 3】図 3 は、高周波コイル 1 4 のブロック図である。

【図 4】図 4 は、被検体に固定して使用する、上部ユニット 1 4 0 及び下部ユニット 1 4 1 からなる高周波コイル 1 4 の例を示した図である。

【図 5】図 5 は、被検体に固定して使用する、上部ユニット 1 4 0 及び下部ユニット 1 4 1 からなる高周波コイル 1 4 の他の例を示した図である。

【図 6】図 6 は、フォーム 5 0 を有する高周波コイル 1 4 の形態を説明するための図である。

10

【図 7】図 7 は、ループ状コイル 5 3 と 8 字型コイル 5 5 から構成される、表面 Q D コイルを示している。

【図 8】図 8 は、8 字型コイル 5 5 a と 8 字型コイル 5 5 b とから構成される、コイルユニット 1 4 2 としての第 2 の表面 Q D コイル 5 7 を示している。

【図 9】図 9 は、本高周波コイル 1 4 におけるカップリングを抑制する方法を適用する場合の一例を示した図である。

【図 1 0】図 1 0 は、関心領域の感度低下を防止するために、上部ユニット 1 4 0 が有するループ状コイル 5 3 上と下部ユニット 1 4 1 が有するループ状コイル 5 3 下とに対して施す配線方法を示している。

20

【図 1 1】図 1 1 は、関心領域の感度低下を防止するために、上部ユニット 1 4 0 が有する 8 字型コイル 5 5 上と下部ユニット 1 4 1 が有する 8 字型コイル 5 5 下とに対して施す配線方法を示している。

【図 1 2】図 1 2 は、本磁気共鳴映像装置の効果を説明するための図である。

【図 1 3】図 1 3 は、本磁気共鳴映像装置の効果を説明するための図である。

【図 1 4】図 1 4 は、上記計算機シミュレーションの結果を示した図である。

【図 1 5】図 1 5 は、胸部撮像に適した上部ユニット 1 4 0 の一例を示している。

【図 1 6】図 1 6 は、胸部撮像に適した上部ユニット 1 4 0 の他の例を示している。

【符号の説明】

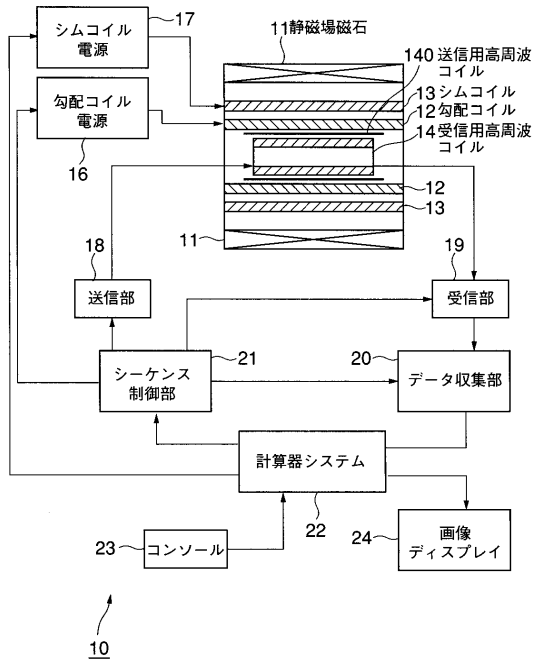
【 0 0 5 1 】

30

1 0 ... 磁気共鳴映像装置、 1 1 ... 静磁場磁石、 1 2 ... シムコイル、 1 3 ... 勾配コイル、 1 4 ... 高周波コイル、 1 6 ... 勾配コイル電源、 1 7 ... シムコイル電源、 1 8 ... 送信部、 1 9 ... 受信部、 2 0 ... データ収集部、 2 1 ... シーケンス制御部、 2 2 ... 計算機システム、 2 3 ... コンソール、 2 4 ... ディスプレイ、 4 0、 4 2 ... ケーブル、 4 1、 4 3 ... コネクタ、 4 4 ... プリアンプ、 4 5 ... ハイブリッド回路、 4 6 ... 印、 4 7 ... バンド、 5 0 ... フォーム、 5 3 ... ループ状コイル、 5 5 ... 8 字型コイル、 1 4 0 ... 上部ユニット、 1 4 1 ... 下部ユニット、 1 4 2 ... コイルユニット

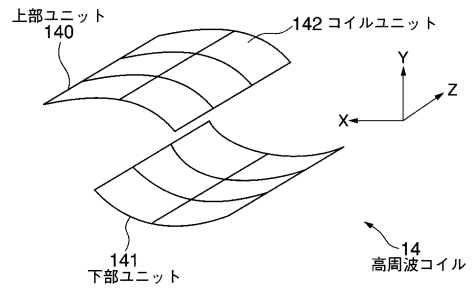
【 図 1 】

図 1



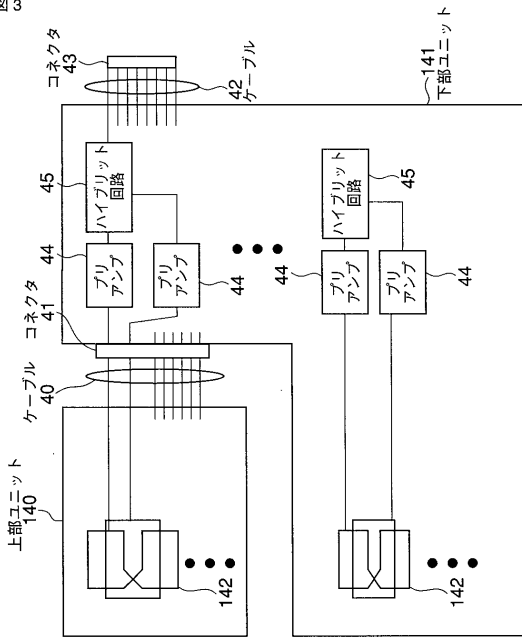
【 図 2 】

図 2



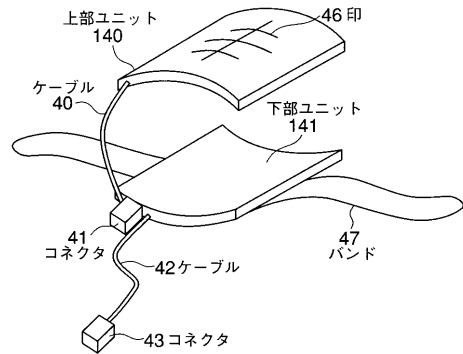
【 図 3 】

図 3



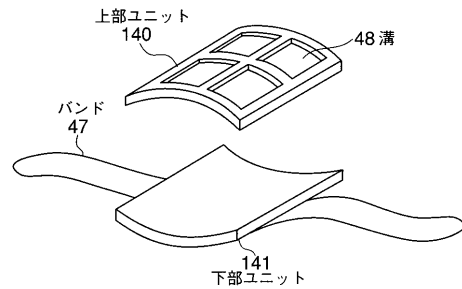
【 図 4 】

図 4



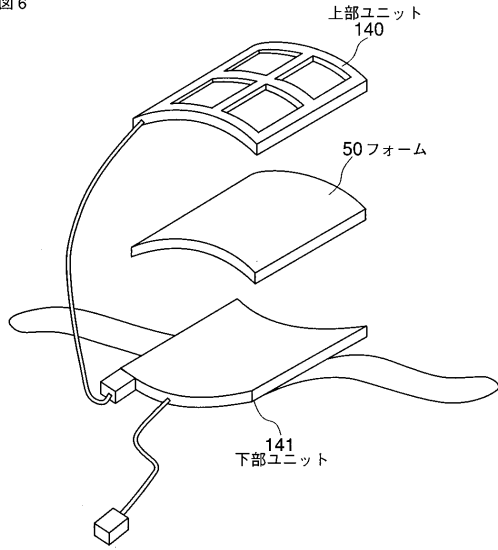
【 図 5 】

図 5



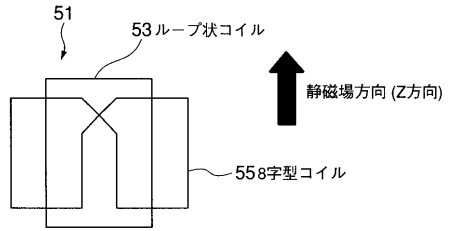
【図 6】

図 6



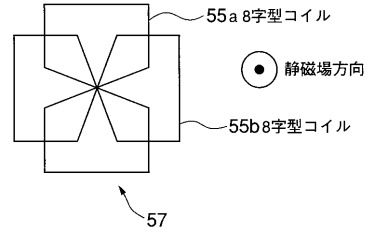
【図 7】

図 7



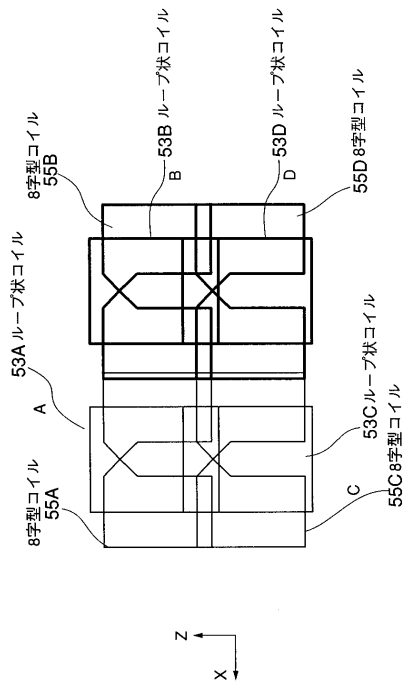
【図 8】

図 8



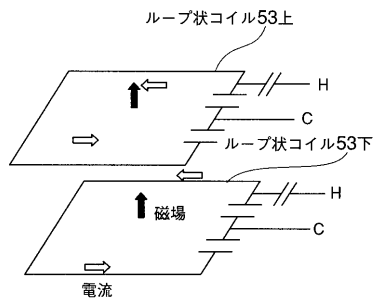
【図 9】

図 9



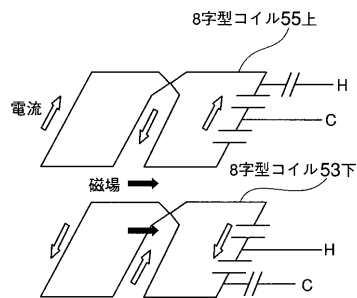
【図 10】

図 10



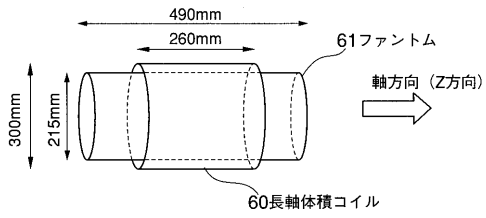
【図 11】

図 11



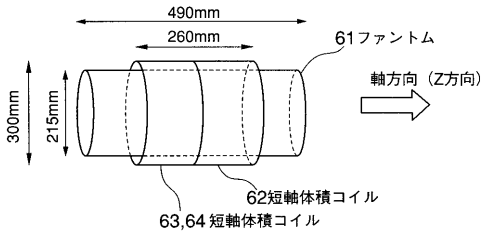
【 図 1 2 】

図 12



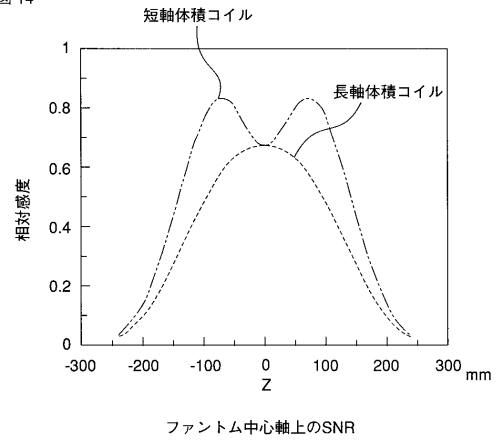
【 図 1 3 】

図 13



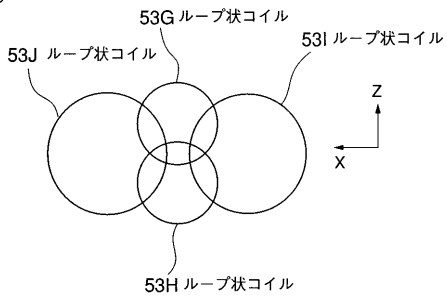
【 図 1 4 】

図 14



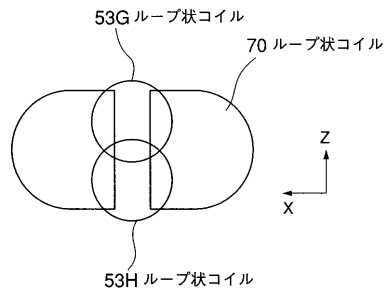
【 図 1 5 】

図 15



【 図 1 6 】

図 16



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 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (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 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (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
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 岡本 和也
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 濱村 良紀
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 町田 好男
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内
- Fターム(参考) 4C096 AA20 AB34 AD10 BA41 BA50 CC06 CC08 CC12