

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3819367号

(P3819367)

(45) 発行日 平成18年9月6日(2006.9.6)

(24) 登録日 平成18年6月23日(2006.6.23)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 6 2
G 0 1 R 33/422 (2006.01)	G 0 1 N 24/02 5 4 0 B

請求項の数 16 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2003-43508 (P2003-43508)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成15年2月21日(2003.2.21)		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
(65) 公開番号	特開2004-248928 (P2004-248928A)		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
(43) 公開日	平成16年9月9日(2004.9.9)	(74) 代理人	100095511
審査請求日	平成16年10月21日(2004.10.21)		弁理士 有近 紳志郎
		(72) 発明者	鈴木 恒素
			東京都日野市旭ヶ丘4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内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 R F シールドおよびMR I 装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

MR I 装置の R F シールドであって、コンデンサを介して接地されていることを特徴とする R F シールド。

【請求項 2】

MR I 装置の R F シールドであって、2 カ所以上が同容量のコンデンサを介してそれぞれ接地されていることを特徴とする R F シールド。

【請求項 3】

MR I 装置の R F シールドであって、2 カ所以上がそれぞれ個別に選ばれた容量のコンデンサを介して接地されていることを特徴とする R F シールド。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の R F シールドにおいて、グランドポイントに最も近い接地路に介設するコンデンサの容量を最も小さくすることを特徴とする R F シールド。

【請求項 5】

垂直磁場型の MR I 装置の R F シールドであって、上側の R F シールドの等角度ずつ方向が異なる 4 カ所以上でそれぞれコンデンサを介して接地されると共に、下側の R F シールドの等角度ずつ方向が異なる 4 カ所以上でそれぞれコンデンサを介して接地されていることを特徴とする R F シールド。

【請求項 6】

垂直磁場型の MR I 装置の R F シールドであって、接地された上側のマグネット又はポー

ルピース又はそれらの筐体に上側のR Fシールドがコンデンサを介して接続されると共に、接地された下側のマグネット又はポールピース又はそれらの筐体に下側のR Fシールドがコンデンサを介して接続されていることを特徴とするR Fシールド。

【請求項7】

垂直磁場型のMR I装置のR Fシールドであって、接地された支柱にコンデンサを介して接続されていることを特徴とするR Fシールド。

【請求項8】

請求項1から請求項7のいずれかに記載のR Fシールドにおいて、コンデンサの容量が1000[p F]以上であることを特徴とするR Fシールド。

【請求項9】

R Fシールドがコンデンサを介して接地されていることを特徴とするMR I装置。

【請求項10】

R Fシールドの2カ所以上が同容量のコンデンサを介してそれぞれ接地されていることを特徴とするMR I装置。

【請求項11】

R Fシールドの2カ所以上がそれぞれ個別に選ばれた容量のコンデンサを介して接地されていることを特徴とするMR I装置。

【請求項12】

請求項11に記載のMR I装置において、グラウンドポイントに最も近い接地路に介設するコンデンサの容量を最も小さくしたことを特徴とするMR I装置。

【請求項13】

垂直磁場型のMR I装置であって、上側のR Fシールドが等角度ずつ方向の異なる4カ所以上でそれぞれコンデンサを介して接地されると共に、下側のR Fシールドが等角度ずつ方向の異なる4カ所以上でそれぞれコンデンサを介して接地されていることを特徴とするMR I装置。

【請求項14】

垂直磁場型のMR I装置であって、接地された上側のマグネット又はポールピース又はそれらの筐体に上側のR Fシールドがコンデンサを介して接続されると共に、接地された下側のマグネット又はポールピース又はそれらの筐体に下側のR Fシールドがコンデンサを介して接続されていることを特徴とするMR I装置。

【請求項15】

垂直磁場型のMR I装置であって、接地された支柱にR Fシールドがコンデンサを介して接続されていることを特徴とするMR I装置。

【請求項16】

請求項9から請求項15のいずれかに記載のMR I装置において、コンデンサの容量が1000[p F]以上であることを特徴とするMR I装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、MR I (Magnetic Resonance Imaging) 装置のR F (Radio Frequency) シールドおよびMR I装置に関し、さらに詳しくは、R Fシールドに生じた渦電流がMR I画像の画質を低下させることを防止できるR Fシールドおよび該R Fシールドを用いたMR I装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

MR I装置では、R Fコイルと勾配磁場コイルのカップリングを防止するために、両者の間に、R Fシールドを介設している。しかし、このR Fシールドには、勾配磁場による渦電流が生じ、それがMR I画像の画質を低下させる。

そこで、従来、R Fシールドを分割することによって渦電流の影響を小さくすることが行われている（例えば、特許文献1参照。）。

10

20

30

40

50

また、R Fシールドの変形を防止することによって非対称な渦電流が発生しないようにすることが行われている（例えば、特許文献2参照。）。

【0003】

【特許文献1】

特開平8-252234号公報

【特許文献2】

特開2000-333929号公報

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

R Fシールドを接地することにより、R Fコイルの特性を安定させることが出来る。

10

しかし、R Fシールドに対するX軸勾配磁場コイルとY軸勾配磁場コイルとZ軸勾配磁場コイルの幾何学的配置に差があるため、これらX軸勾配磁場コイルとY軸勾配磁場コイルとZ軸勾配磁場コイルとでR Fシールドにそれぞれ誘起される渦電流に差が生じ、R Fシールドを単に接地したのでは、これら渦電流を均等に逃がすことが出来ず、それがM R I画像の画質を低下させる問題点がある。

そこで、本発明の目的は、R Fシールドに生じた渦電流がM R I画像の画質を低下させることを防止できるR Fシールドおよび該R Fシールドを用いたM R I装置を提供することにある。

【0005】

【課題を解決するための手段】

20

第1の観点では、本発明は、M R I装置のR Fシールドであって、コンデンサを介して接地されていることを特徴とするR Fシールドを提供する。

上記構成において、コンデンサは、高周波的には十分低いインピーダンスを有している必要がある。

上記第1の観点によるR Fシールドでは、R Fシールドを直接接地するのではなく、コンデンサを介して接地するため、そのコンデンサのインピーダンスでR Fシールド内における場所の差が吸収されてしまい、X軸勾配磁場コイルとY軸勾配磁場コイルとZ軸勾配磁場コイルとでR Fシールドにそれぞれ誘起される渦電流を均等に逃がすことが出来る。この結果、R Fシールドに生じた渦電流がM R I画像の画質を低下させることを防止できる。

30

【0006】

第2の観点では、本発明は、M R I装置のR Fシールドであって、2カ所以上が同容量のコンデンサを介してそれぞれ接地されていることを特徴とするR Fシールドを提供する。上記第2の観点によるR Fシールドでは、R Fシールドを直接接地するのではなく、コンデンサを介して接地するため、そのコンデンサのインピーダンスでR Fシールド内における場所の差が吸収されてしまう。また、R Fシールドの2カ所以上でコンデンサを介して接地するため、これによってもR Fシールド内における場所の差がなくなる。従って、X軸勾配磁場コイルとY軸勾配磁場コイルとZ軸勾配磁場コイルとでR Fシールドにそれぞれ誘起される渦電流を均等に逃がすことが出来る。この結果、R Fシールドに生じた渦電流がM R I画像の画質を低下させることを防止できる。

40

また、同容量のコンデンサを用いるため、製作、保守が容易になる。

【0007】

第3の観点では、本発明は、M R I装置のR Fシールドであって、2カ所以上がそれぞれ個別に選ばれた容量のコンデンサを介して接地されていることを特徴とするR Fシールドを提供する。

上記第3の観点によるR Fシールドでは、R Fシールドを直接接地するのではなく、コンデンサを介して接地するため、そのコンデンサのインピーダンスでR Fシールド内における場所の差が吸収されてしまう。また、R Fシールドの2カ所以上でコンデンサを介して接地する。さらに、接地箇所に応じた容量のコンデンサを選んで接地する。これらによって、R Fシールド内における場所の差がなくなる。従って、X軸勾配磁場コイルとY軸勾

50

配磁場コイルとZ軸勾配磁場コイルとでRFシールドにそれぞれ誘起される渦電流を均等に逃がすことが出来る。この結果、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。

【0008】

第4の観点では、本発明は、上記構成のRFシールドにおいて、グラウンドポイントに最も近い接地路に介設するコンデンサの容量を最も小さくすることを特徴とするRFシールドを提供する。

上記第3の観点によるRFシールドでは、グラウンドポイントに最も近い接地路に介設するコンデンサの容量を最も小さくするので、当該接地路のインピーダンスを最も高くする。これにより、グラウンドポイントから遠い接地路のインピーダンスの差が小さくなり、RFシールド内における場所の差がなくなる。従って、X軸勾配磁場コイルとY軸勾配磁場コイルとZ軸勾配磁場コイルとでRFシールドにそれぞれ誘起される渦電流を均等に逃がすことが出来る。この結果、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。

10

【0009】

第5の観点では、本発明は、垂直磁場型のMRI装置のRFシールドであって、上側のRFシールドの等角度ずつ方向が異なる4カ所以上でそれぞれコンデンサを介して接地されると共に、下側のRFシールドの等角度ずつ方向が異なる4カ所以上でそれぞれコンデンサを介して接地されていることを特徴とするRFシールドを提供する。

上記第5の観点によるRFシールドでは、上側および下側のRFシールドを直接接地するのではなく、それぞれコンデンサを介して接地するため、そのコンデンサのインピーダンスでRFシールド内における場所の差が吸収されてしまう。また、各RFシールドの等角度ずつ方向が異なる4カ所以上でコンデンサを介して接地する。これらによって、各RFシールド内における場所の差がなくなる。従って、X軸勾配磁場コイルとY軸勾配磁場コイルとZ軸勾配磁場コイルとでRFシールドにそれぞれ誘起される渦電流を均等に逃がすことが出来る。この結果、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。

20

【0010】

第6の観点では、本発明は、垂直磁場型のMRI装置のRFシールドであって、接地された上側のマグネット又はポールピース又はそれらの筐体に上側のRFシールドがコンデンサを介して接続されると共に、接地された下側のマグネット又はポールピース又はそれらの筐体に下側のRFシールドがコンデンサを介して接続されていることを特徴とするRFシールドを提供する。

30

上記第6の観点によるRFシールドでは、上側および下側のRFシールドを直接接地するのではなく、それぞれコンデンサを介して接地するため、そのコンデンサのインピーダンスでRFシールド内における場所の差が吸収されてしまう。これによって、各RFシールド内における場所の差がなくなる。従って、X軸勾配磁場コイルとY軸勾配磁場コイルとZ軸勾配磁場コイルとでRFシールドにそれぞれ誘起される渦電流を均等に逃がすことが出来る。この結果、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。そして、各RFシールドを最近傍のマグネット又はポールピース又はそれらの筐体にそれぞれ接続するため、配線が短くて済む。

40

【0011】

第7の観点では、本発明は、垂直磁場型のMRI装置のRFシールドであって、接地された支柱にコンデンサを介して接続されていることを特徴とするRFシールドを提供する。

上記第7の観点によるRFシールドでは、RFシールドを直接接地するのではなく、コンデンサを介して接地するため、そのコンデンサのインピーダンスでRFシールド内における場所の差が吸収されてしまう。これによって、各RFシールド内における場所の差がなくなる。従って、X軸勾配磁場コイルとY軸勾配磁場コイルとZ軸勾配磁場コイルとでRFシールドにそれぞれ誘起される渦電流を均等に逃がすことが出来る。この結果、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。そして、RF

50

シールドを最近傍の柱に接続するため、配線が短くて済む。

【0012】

第8の観点では、本発明は、上記構成のRFシールドにおいて、コンデンサの容量が1000[pF]以上であることを特徴とするRFシールドを提供する。

上記第8の観点によるRFシールドでは、例えば10[kHz]の渦電流に対するインピーダンスを160[Ω]以下にすることが出来る。

【0013】

第9の観点では、本発明は、RFシールドがコンデンサを介して接地されていることを特徴とするMRI装置を提供する。

上記第9の観点によるMRI装置では、前記第1の観点によるRFシールドを用いるため、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。 10

【0014】

第10の観点では、本発明は、RFシールドの2カ所以上が同容量のコンデンサを介してそれぞれ接地されていることを特徴とするMRI装置を提供する。

上記第10の観点によるMRI装置では、前記第2の観点によるRFシールドを用いるため、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。

【0015】

第11の観点では、本発明は、RFシールドの2カ所以上がそれぞれ個別に選ばれた容量のコンデンサを介して接地されていることを特徴とするMRI装置を提供する。

上記第11の観点によるMRI装置では、前記第3の観点によるRFシールドを用いるため、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。 20

【0016】

第12の観点では、本発明は、上記構成のMRI装置において、グラウンドポイントに最も近い接地路に介設するコンデンサの容量を最も小さくしたことを特徴とするMRI装置を提供する。

上記第12の観点によるMRI装置では、前記第4の観点によるRFシールドを用いるため、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。

【0017】

第13の観点では、本発明は、垂直磁場型のMRI装置であって、上側のRFシールドが等角度ずつ方向の異なる4カ所以上でそれぞれコンデンサを介して接地されると共に、下側のRFシールドが等角度ずつ方向の異なる4カ所以上でそれぞれコンデンサを介して接地されていることを特徴とするMRI装置を提供する。 30

上記第13の観点によるMRI装置では、前記第5の観点によるRFシールドを用いるため、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。

【0018】

第14の観点では、本発明は、垂直磁場型のMRI装置であって、接地された上側のマグネット又はポールピース又はそれらの筐体に上側のRFシールドがコンデンサを介して接続されると共に、接地された下側のマグネット又はポールピース又はそれらの筐体に下側のRFシールドがコンデンサを介して接続されていることを特徴とするMRI装置を提供する。 40

上記第14の観点によるMRI装置では、前記第6の観点によるRFシールドを用いるため、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。

【0019】

第15の観点では、本発明は、垂直磁場型のMRI装置であって、接地された支柱にRFシールドがコンデンサを介して接続されていることを特徴とするMRI装置を提供する。

上記第15の観点によるMRI装置では、前記第7の観点によるRFシールドを用いるため、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。

【0020】

第16の観点では、本発明は、上記構成のMRI装置において、コンデンサの容量が1000[pF]以上であることを特徴とするMRI装置を提供する。 50

上記第16の観点によるMRI装置では、前記第8の観点によるRFシールドを用いるため、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。

【0021】

【発明の実施の形態】

以下、図に示す実施形態により本発明をさらに詳細に説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【0022】

－第1の実施形態－

図1は、第1の実施形態に係るMRI装置100を示す側面図である。また、図2は、図1のA-A'断面図である。

このMRI装置100は、オープン型MRI装置であり、垂直方向に対向して設置されているマグネットMa、Mbと、ベースヨークYBa、YBbと、支柱ヨークYP、YPと、ポールピースPPa、PPbとにより構成される磁気回路により、ポールピースPPa、PPbの間に、垂直方向の静磁場を発生させている。

【0023】

上側のポールピースPPaの下面には、勾配磁場コイル(X軸、Y軸、Z軸を含む)GCと、銅箔製のRFシールド10aと、RFコイルRCとが積層されている。

また、下側のポールピースPPbの上面には、勾配磁場コイル(X軸、Y軸、Z軸を含む)GCと、銅箔製のRFシールド10bと、RFコイルRCとが積層されている。

【0024】

下側のマグネットMbは、1カ所でグランドポイントgpに接地されている。この結果、下側のマグネットMbと電氣的に接続している下側のベースヨークYBa、支柱ヨークYP、上側のベースヨークYBaおよび上側のマグネットMaも、接地されている。

なお、図に示すグランドポイントgpは、概念を表しているだけであり、実際の場所を表しているものではない。

【0025】

上側のRFシールド10aは、90°ずつ角度が異なる4カ所で、コンデンサ1a、2a、3a、4aを介して、上側のマグネットMaに接続されている。

また、下側のRFシールド10bは、90°ずつ角度が異なる4カ所で、コンデンサ1b、2b、3b、4bを介して、下側のマグネットMbに接続されている。

【0026】

図3は、勾配磁場により下側のRFシールド10bの場所Siに生じた渦電流を、コンデンサ1b、2b、3b、4bを介して、グランドポイントgpへ逃がしている状態を示す説明図である。

渦電流の周波数を例えば10[kHz]とし、コンデンサ1b、2b、3b、4bの容量を例えば1000[pF]とすると、コンデンサ1b、2b、3b、4bのインピーダンスは約160[Ω]となる。これは、場所Siから各コンデンサ1b、2b、3b、4bまでの電流路p1、p2、p3、p4のインピーダンスのいずれよりも十分大きい。このため、電流路p1、p2、p3、p4のインピーダンスの差は、コンデンサ1b、2b、3b、4bのインピーダンスで吸収されてしまう。従って、コンデンサ1b、2b、3b、4bを流れる電流I1、I2、I3、I4は等しくなる。つまり、RFシールド10bのどの場所で生じた渦電流でも、均等にグランドポイントgpへ逃がすことが出来る。

【0027】

換言すれば、X軸勾配磁場コイルとY軸勾配磁場コイルとZ軸勾配磁場コイルとでRFシールド10bに不均等に生じた渦電流でも、均等に、グランドポイントgpへ逃がすことが出来る。また、同様に、上側のRFシールド10aに不均等に生じた渦電流でも、均等に、グランドポイントgpへ逃がすことが出来る。

【0028】

上記MRI装置100によれば、RFシールド10a、10bに生じた渦電流を均等にグランドポイントgpへ逃がすことが出来るため、渦電流の影響によるMRI画像の画質の

10

20

30

40

50

低下を防止することが出来る。

【0029】

－第2の実施形態－

図4は、第2の実施形態に係るMRI装置200を示す側面図である。

このMRI装置200では、上側のRFシールド10aは、90°ずつ角度が異なる4カ所で、コンデンサ1a, 2a, 3a, 4aを介して(2a, 4aは、図4に現れていない)、支柱ヨークYBに接続されている。また、下側のRFシールド10bも、90°ずつ角度が異なる4カ所で、コンデンサ1b, 2b, 3b, 4bを介して(2b, 4bは、図4に現れていない)、支柱ヨークYBに接続されている。

【0030】

上記MRI装置200によれば、RFシールド10a, 10bに生じた渦電流を均等にグラウンドポイントgpへ逃がすことが出来るため、渦電流の影響によるMRI画像の画質の低下を防止することが出来る。

【0031】

－第3の実施形態－

上側のRFシールド10aを、上側のマグネットMaの筐体またはポールピースPPa又はその筐体に、コンデンサを介して接続してもよい。同様に、下側のRFシールド10bを、下側のマグネットMbの筐体またはポールピースPPb又はその筐体に、コンデンサを介して接続してもよい。

【0032】

－第4の実施形態－

RFシールドを接地するコンデンサの数は1個以上であればよい。例えば60°ずつ角度が異なる6カ所で6個のコンデンサを介して接地してもよい。

【0033】

－第5の実施形態－

2個以上のコンデンサを使う場合、コンデンサの容量を全て等しくしてもよいし、異ならせてもよい。

コンデンサの容量を全て等しくする場合は、コンデンサ自身のインピーダンスで各コンデンサからグラウンドポイントgpまでの電流路のインピーダンスの差を吸収できるようなコンデンサの容量を選べばよい。通常、コンデンサの容量は1000[pF]程度でよい。

コンデンサの容量を異ならせる場合、RFシールドと各コンデンサの接続点からグラウンドポイントまでの各接地路のインピーダンスの差が小さくなるように各コンデンサの容量を選べばよい。通常、グラウンドポイントgpに最も近い接地路に介設するコンデンサの容量を最も小さくし、グラウンドポイントgpに最も遠い接地路に介設するコンデンサの容量を最も大きくする。通常、コンデンサの容量は1000[pF]より大きくしてもよい。

【0034】

－他の実施形態－

(1) 本発明は、超電導型のMRI装置にも適用できる。

(2) 本発明は、水平磁場型のMRI装置にも適用できる。

【0035】

【発明の効果】

本発明のRFシールドおよびMRI装置によれば、X軸勾配磁場コイルとY軸勾配磁場コイルとZ軸勾配磁場コイルとでRFシールドにそれぞれ誘起される渦電流を発生と同時に且つ均等にグラウンドへ逃がすことが出来る。これにより、RFシールドに生じた渦電流がMRI画像の画質を低下させることを防止できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1の実施形態に係るMRI装置を示す側面図である。

【図2】図1のA-A'断面図である。

【図3】第1の実施形態に係るRFシールドの接地路を示す説明図である。

【図4】第2の実施形態に係るMRI装置を示す側面図である。

10

20

30

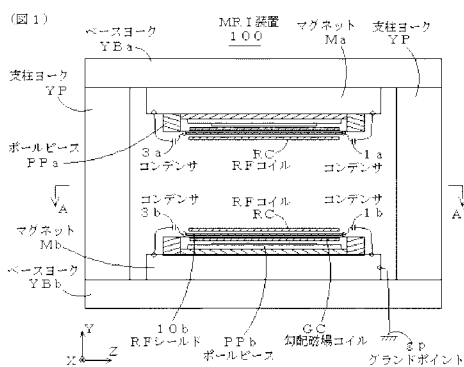
40

50

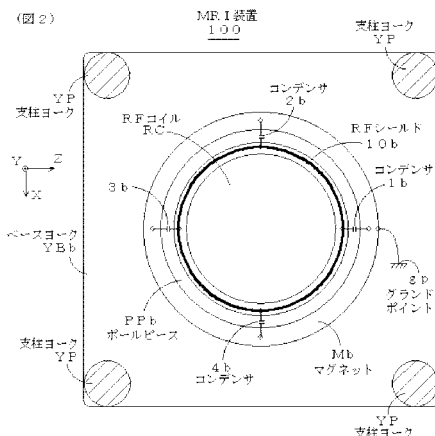
【符号の説明】

1 a, 2 a, 3 a, 4 a	コンデンサ
1 b, 2 b, 3 b, 4 b	コンデンサ
1 0 a, 1 0 b	R Fシールド
g p	グラウンドポイント
M a, M b	マグネット
1 0 0, 2 0 0	M R I 装置

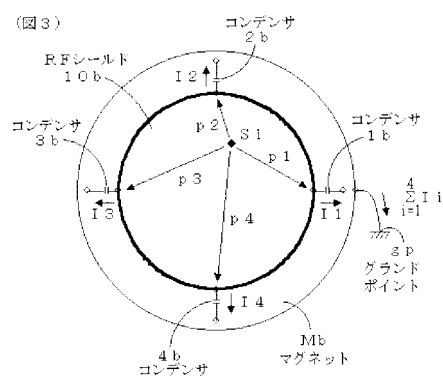
【図 1】



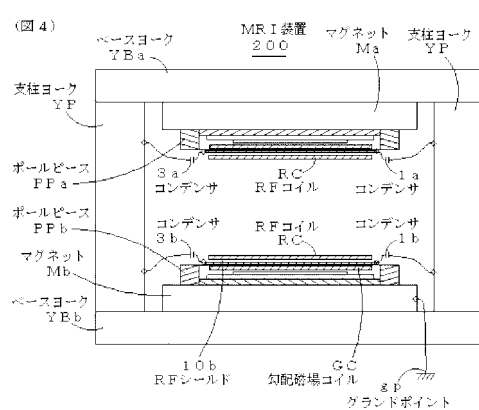
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

- (72)発明者 加藤 康司
東京都日野市旭ヶ丘4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内
- (72)発明者 植竹 望
東京都日野市旭ヶ丘4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内

審査官 伊藤 幸仙

- (56)参考文献 特開平07-000372 (JP, A)
特開2001-286152 (JP, A)
特開平07-304327 (JP, A)
欧州特許出願公開第1450178 (EP, A2)
米国特許出願公開第2005/264290 (US, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/055