

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4891539号  
(P4891539)

(45) 発行日 平成24年3月7日(2012.3.7)

(24) 登録日 平成23年12月22日(2011.12.22)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 5/055 (2006.01)** A 6 1 B 5/05 3 5 5

請求項の数 13 (全 16 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2004-331914 (P2004-331914)                  (22) 出願日 平成16年11月16日 (2004.11.16)                  (65) 公開番号 特開2006-141444 (P2006-141444A)                  (43) 公開日 平成18年6月8日 (2006.6.8)                  審査請求日 平成19年11月13日 (2007.11.13)</p> <p>前置審査</p>	<p>(73) 特許権者 000003078                  株式会社東芝                  東京都港区芝浦一丁目1番1号                  (73) 特許権者 594164542                  東芝メディカルシステムズ株式会社                  栃木県大田原市下石上1385番地                  (73) 特許権者 594164531                  東芝医用システムエンジニアリング株式会社                  栃木県大田原市下石上1385番地                  (74) 代理人 100078765                  弁理士 波多野 久                  (74) 代理人 100078802                  弁理士 関口 俊三</p> <p style="text-align: right;">最終頁に続く</p>
--	---

(54) 【発明の名称】 高周波コイルアセンブリ及び磁気共鳴撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

静磁場に置かれた被験者に所定のシーケンスに従って印加される傾斜磁場パルス及び高周波磁場パルスに応じて当該被験者に生じる高周波の磁気共鳴信号を受信する高周波コイルアセンブリにおいて、

前記被験者の上下に対向して配置された第1のコイルアセンブリ及び第2のコイルアセンブリを有し、

前記第1のコイルアセンブリと、前記第2のコイルアセンブリの夫々は、

第1の方向に沿って隣接して配列された複数の第1の高周波コイルと、

この複数の第1の高周波コイルの夫々から構造的にデカップリングされた第2の高周波コイルと、を少なくとも備え、

前記被験者の腹部を撮像するときは、前記第1のコイルアセンブリと前記第2のコイルアセンブリの夫々から出力される前記磁気共鳴信号を選択し、前記被験者の脊椎を撮像するときは、前記第1のコイルアセンブリおよび前記第2のコイルアセンブリのいずれか一方から出力される前記磁気共鳴信号を選択する選択手段と、を備えたことを特徴とする高周波コイルアセンブリ。

【請求項2】

前記第2の高周波コイルは、前記複数の第1の高周波コイルが担う撮像領域と実質的に同等な撮像領域をカバーするように前記第1の方向に沿って配置されていることを特徴とする請求項1に記載の高周波コイルアセンブリ。

## 【請求項 3】

前記第 2 の高周波コイルは、前記第 1 の高周波コイルの数  $N$  に対して、少なくとも  $N$  回前記第 1 の方向において交差する形状を有した 1 つの交差コイルであることを特徴とする請求項 2 に記載の高周波コイルアセンブリ。

## 【請求項 4】

前記複数の第 1 の高周波コイルは、互いに磁氣的にデカップリングされるように前記第 1 の方向に沿って配置された複数のループコイルであることを特徴とする請求項 2 に記載の高周波コイルアセンブリ。

## 【請求項 5】

前記第 2 の高周波コイルは、前記第 1 の高周波コイルの数  $N$  に対して、少なくとも  $N$  回前記第 1 の方向において交差する形状を有した 1 つの交差コイルであることを特徴とする請求項 4 に記載の高周波コイルアセンブリ。

10

## 【請求項 6】

前記第 2 のコイルアセンブリは、前記第 1 の方向に直交し且つ前記被験者が横たわる天板の長手方向と一致する第 2 の方向に沿って複数配置されることを特徴とする請求項 1 に記載の高周波コイルアセンブリ。

## 【請求項 7】

前記第 2 のコイルアセンブリが備える前記第 1 の高周波コイルはループコイルであり、前記第 2 の高周波コイルは前記ループコイルの数  $N$  に対して、少なくとも  $N$  回前記第 1 の方向において交差する形状を有した 1 つの交差コイルであり、  
前記第 2 の方向において互いに隣接する前記交差コイルのうちの少なくとも 2 つの交差コイルを、互いに一部だけオーバーラップさせて配置したことを特徴とする請求項 6 に記載の高周波コイルアセンブリ。

20

## 【請求項 8】

複数の前記ループコイルにおいて、前記第 1 または第 2 の方向に対して互いに斜め方向に隣接して配置されるループコイル間には、デカップリング回路が設けられる、ことを特徴とする請求項 7 に記載の高周波コイルアセンブリ。

## 【請求項 9】

前記デカップリング回路は、インダクタンス要素を重ねて構成される、ことを特徴とする請求項 8 に記載の高周波コイルアセンブリ。

30

## 【請求項 10】

前記デカップリング回路は、キャパシタネットワークによって構成される、ことを特徴とする請求項 8 に記載の高周波コイルアセンブリ。

## 【請求項 11】

静磁場に置かれた被験者に所定のシーケンスに従って印加される傾斜磁場パルス及び高周波磁場パルスに応じて当該被験者に生じる高周波の磁気共鳴信号を受信し、受信した磁気共鳴信号に基づいて画像を再構成する磁気共鳴撮像装置において、

前記被験者の上下に対向して配置された第 1 のコイルアセンブリ及び第 2 のコイルアセンブリを有し、

前記第 1 のコイルアセンブリと、前記第 2 のコイルアセンブリの夫々は、

第 1 の方向に沿って隣接して配列された複数の第 1 の高周波コイルと、

この複数の第 1 の高周波コイルの夫々から構造的にデカップリングされた第 2 の高周波コイルと、を少なくとも備え、

40

前記被験者の腹部を撮像するときは、前記第 1 のコイルアセンブリと前記第 2 のコイルアセンブリの夫々から出力される前記磁気共鳴信号を選択し、前記被験者の脊椎を撮像するときは、前記第 1 のコイルアセンブリおよび前記第 2 のコイルアセンブリのいずれか一方から出力される前記磁気共鳴信号を選択する選択手段と、を備えたことを特徴とする磁気共鳴撮像装置。

## 【請求項 12】

前記選択手段は、前記第 1 のコイルアセンブリ前記第 2 のコイルアセンブリから出力さ

50

れる前記磁気共鳴信号の一部を信号収集から除外することを特徴とする請求項 1 1 記載の磁気共鳴撮像装置。

【請求項 1 3】

前記選択手段は、前記磁気共鳴信号を受信処理する受信器に設けられることを特徴とする請求項 1 1 記載の磁気共鳴撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被験者から磁気共鳴現象に基づく磁気共鳴信号を収集する高周波コイルアセンブリ及び当該高周波コイルアセンブリを備えた磁気共鳴撮像装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴 (MRI) 撮像装置によって行われる磁気共鳴イメージングは、静磁場中に置かれた被験者の原子核スピンをそのラーモア周波数の高周波信号で磁氣的に励起し、この励起に伴って発生する磁気共鳴 (MR) 信号から画像を再構成する撮像法である。

【0003】

この撮像法を実行するため、磁気共鳴撮像装置は、静磁場を生成する静磁場磁石と、所定のパルスシーケンスにしたがって傾斜磁場パルス及び高周波磁場パルスを被験者に加える機構を備えている。このうち、傾斜磁場パルスは静磁場磁石のボア内に配置され且つ傾斜磁場電源に接続された傾斜磁場コイルを介して被験者に送信される。また、高周波磁場パルスも同様に、静磁場磁石のボア内に配置され且つ送信機に接続された送信用高周波コイルを介して被験者に送信される。一方で、被験者から発生する高周波信号で成る磁気共鳴信号を受信するため、受信用高周波コイルが被験者の近傍に配置される。送信用高周波コイルと受信用高周波コイルを 1 つのコイルで兼用することもあるが、多くの場合、診断部位の違いに応じた専用の受信用高周波コイルが用いられる。

20

【0004】

例えば、感度良く画像を得るために、受信用高周波コイルとして複数の表面コイル (アレイコイル) を被験者の関心領域に配置して撮像することが行われている。例えば、脊椎用コイルとしては、特許文献 1 に示すように、QD 表面コイルを体軸方向に並べるアレイコイルが提案されている。このアレイコイルを図 17 に示す。

30

【0005】

ここで、QD 表面コイルについて説明する。図 18 に示すように、QD コイル 90 は、ループ型表面コイル 91 と 8 字型表面コイル 92 を重ねて配置したコイルである。互いに発生する高周波磁場のループ内での総和が 0 になるため、磁氣的にデカップリングした状態で重ねて配置できる。A-A' 線断面で 2 つのコイル 91, 92 の発生する高周波磁場 B1 の方向を見ると、図 19 のように、軸上で直交していることがわかる。この場合、互いのコイル 91, 92 からのノイズは独立となり、信号を 90° ずらして和を演算すると、SNR は以下ようになる。

【0006】

[数 1]

$$SNR = (B1(\text{ループ})^2 + B1(8\text{字型})^2)$$

40

図 20 には、各コイル 91, 92 の軸上の SNR の特徴を示している。つまり、長い点線はループ型表面コイル 91 の SNR プロファイルを、短い点線は 8 字型表面コイル 92 のプロファイルを、実線は 90° ずらして和をとった QD 表面コイル 90 の SNR プロファイルを夫々示している。QD 表面コイル 90 の SNR は、ループ型表面コイル 91 と 8 字型表面コイル 92 の SNR が等しいところで 2 倍の SNR になっているのをはじめとして、広い部分で 2 つのコイル 91, 92 より高い SNR になっていることがわかる。このように QD 表面コイル 90 は、ループ型表面コイルや 8 字型表面コイルを個別に使う場合よりも、高い SNR を達成できる。

【0007】

50

一方、腹部全体を撮像する場合には、特許文献2に示されるように、通常、被検者を取り囲むように複数の表面コイルを配置し、腹部全体から信号を受信するようにしている。この表面コイルとしては、図21に示すように、ループコイルを体表に沿うように複数個、配列させたアレイコイルが用いられることが多い。

【0008】

このように、複数の表面コイルを撮像部位に応じて配置することで、各部位で最も感度良く画像を取得できるようになってきた。しかし、一方で、部位毎にコイルを設定する必要があるため、コイルの数が増え、操作者は患者さんが変わるごとに、撮像部位に応じたコイルの入れ替えが必要となった。これは、コイルを多くそろえる必要があるとともに、現場の医師や技師にとって非常に煩わしい作業となっている。

【特許文献1】特開平5-261081号公報

【特許文献2】特開2003-334177号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

このように、従来の受信用高周波コイルの場合、撮像部位の種類毎に、異なる専用のアレイ構造を採用していたため、操作者(医師や技師)は撮像部位が変わる度にアレイコイルを入れ替える必要がある。この入替作業は、操作者にとって非常に煩雑で時間の掛かる作業になっていた。このため、操作者の準備作業上の負担が増えるとともに、患者スルーットの低下の大きな要因の一つになっていた。

【0010】

ところで、近年、複数のループコイルを互いにデカップリングさせて配置し、このうち  
の中心部に位置するループコイルに8の字状に交差する8の字型コイルを重ねて配置して、これにより、QD表面コイルのようにSNRを向上させるものが開発されている。このコイルを複数組、ループコイル配列方向とは直交する方向に配列してアレイコイルを構成し、このアレイコイルを天板上に置くことで被験者の脊椎を撮像するようにしている。

【0011】

しかしながら、被験者の個人差もあるが、被験者が天板上に仰向けになった場合、その脊椎は天板から、すなわちアレイコイルから比較的深い(遠い)位置になることも多い。例えば、その位置は10cmになることもある。そのような場合、上述した、中心部のループコイルのみに8の字型コイルを重ねて配置したコイルの場合、深めの脊椎からの信号収集には感度不足であり、SNRが低いという問題があった。

【0012】

そこで、本発明は従来の受信用高周波コイルの使用法が直面している状況に鑑みてなされたもので、被験者の異なる部位(典型的には、脊椎と腹部)を撮像する場合でも、受信用高周波コイルを入れ替える手間が少なくなり、かつ、各々の部位に最適な感度で磁気共鳴信号を収集することができるようにすることを、その目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記目的を達成するため、本発明に係る高周波コイルアセンブリは、その1つの態様によれば、静磁場に置かれた被験者に所定のシーケンスに従って印加される傾斜磁場パルス及び高周波磁場パルスに応じて当該被験者に生じる高周波の磁気共鳴信号を受信するようにしたコイルアセンブリであり、前記被験者の上下に対向して配置された第1のコイルアセンブリ及び第2のコイルアセンブリを有し、前記第1のコイルアセンブリと、前記第2のコイルアセンブリの夫々は、第1の方向に沿って隣接して配列された複数の第1の高周波コイルと、この複数の第1の高周波コイルの夫々から構造的にデカップリングされた第2の高周波コイルと、を少なくとも備え、前記被験者の腹部を撮像するときは、前記第1のコイルアセンブリと前記第2のコイルアセンブリの夫々から出力される前記磁気共鳴信号を選択し、前記被験者の脊椎を撮像するときは、前記第1のコイルアセンブリおよび前記第2のコイルアセンブリのいずれか一方から出力される前記磁気共鳴信号を選択する

10

20

30

40

50

択手段と、を備えたことを特徴とする。

【0015】

さらに、本発明によれば、これらの構成を有する高周波コイルアセンブリを備えた磁気共鳴撮像装置も提供される。

【発明の効果】

【0018】

本発明に係る磁気共鳴撮像装置及び受信用高周波コイルによれば、操作者（医師や技師）の準備作業上の負担を軽減するとともに、患者スループットを向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

10

【0019】

以下、本発明の磁気共鳴撮像装置に係る一実施形態を図1～9を参照して説明する。

【0020】

この実施形態にかかる磁気共鳴撮像（MRI:Magnetic Resonance Imaging）装置の概略構成を図1に示す。

【0021】

この磁気共鳴撮像装置は、被験者Pを載せる寝台部と、静磁場を発生させる静磁場発生部と、静磁場に位置情報を付加するための傾斜磁場発生部と、高周波信号を送受信する送受信部と、システム全体のコントロール及び画像再構成を担う制御・演算部とを備えている。

20

【0022】

静磁場発生部は、例えば超電導方式の磁石1と、この磁石1に電流を供給する静磁場電源2とを備え、被験者Pが遊挿される円筒状の開口部（診断用空間）の軸方向（Z軸方向）に静磁場 $H_0$ を発生させる。なお、この磁石部にはシムコイル（図示せず）が設けられている。寝台部は、被験者Pを載せた天板Tを磁石1の開口部に退避可能に挿入できる。

【0023】

傾斜磁場発生部は、磁石1に組み込まれた傾斜磁場コイルユニット3を備える。この傾斜磁場コイルユニット3は、互いに直交するX軸方向、Y軸方向及びZ軸方向の傾斜磁場を発生させるための3組（種類）のx、y、zコイル $3x \sim 3z$ を備える。傾斜磁場部はまた、x、y、zコイル $3x \sim 3z$ に電流を供給する傾斜磁場電源4を備える。この傾斜磁場電源4は、後述するシーケンサ5の制御のもとで、x、y、zコイル $3x \sim 3z$ に傾斜磁場を発生させるためのパルス電流を供給する。

30

【0024】

傾斜磁場電源4からx、y、zコイル $3x \sim 3z$ に供給されるパルス電流を制御することにより、物理軸である3軸（X軸、Y軸、Z軸）方向の傾斜磁場を合成して、互いに直交するスライス方向傾斜磁場 $G_S$ 、位相エンコード方向傾斜磁場 $G_E$ 、および読出し方向（周波数エンコード方向）傾斜磁場 $G_R$ から成る論理軸方向を任意に設定・変更することができる。スライス方向、位相エンコード方向、および読出し方向の各傾斜磁場は静磁場 $H_0$ に重畳される。

【0025】

40

送受信部は、磁石1内の撮影空間にて被験者Pの近傍に配設される送信用高周波コイル7T及び受信用高周波コイル7Rと、この高周波コイル7T、7Rにそれぞれ接続された送信器8T及び受信器8Rとを備える。この送信器8T及び受信器8Rは、後述するシーケンサ5の制御のもとで動作する。この動作により、送信器8Tは、核磁気共鳴（NMR）を励起させるためのラーモア周波数のRF電流パルスを送信用高周波コイル7Tに供給する。受信器8Rは、受信用高周波コイル7Rが受信した磁気共鳴（MR）信号（高周波信号）を取り込み、これに前置増幅、中間周波変換、位相検波、低周波増幅、フィルタリングなどの各種の信号処理を施した後、A/D変換してMR信号のデジタルデータ（原データ）を生成する。

【0026】

50

さらに、制御・演算部は、シーケンサ（シーケンスコントローラとも呼ばれる）5、ホスト計算機6、演算ユニット10、記憶ユニット11、表示器12、及び入力器13を備える。この内、ホスト計算機6は、記憶したソフトウェア手順（図示せず）により、シーケンサ5にパルスシーケンス情報を指令するとともに、装置全体の動作を統括する機能を有する。

#### 【0027】

シーケンサ5は、CPUおよびメモリを備えており、ホスト計算機6から送られてきたパルスシーケンス情報を記憶し、この情報にしたがって傾斜磁場電源4、送信器8T、受信器8Rの動作を制御するとともに、受信器8Rが出力した磁気共鳴信号のデジタルデータを一旦入力し、これを演算ユニット10に転送するように構成されている。ここで、パルスシーケンス情報とは、一連のパルスシーケンスにしたがって傾斜磁場電源4、送信器8Tおよび受信器8Rを動作させるために必要な全ての情報であり、例えばx, y, zコイル3x ~ 3zに印加するパルス電流の強度、印加時間、印加タイミングなどに関する情報を含む。

10

#### 【0028】

また、演算ユニット10は、受信器8Rが出力したデジタルデータ（原データ又は生データとも呼ばれる）を、シーケンサ5を通して入力し、その内部メモリによるk空間（フーリエ空間または周波数空間とも呼ばれる）にそのデジタルデータを配置し、このデータを1組毎に2次元または3次元のフーリエ変換に付して実空間の画像データに再構成する。また演算ユニット10は、必要に応じて、画像に関するデータの合成処理や差分演算処理も実行可能になっている。この合成処理には、画素毎に加算する処理、最大値投影（MIP）処理などが含まれる。

20

#### 【0029】

記憶ユニット11は、再構成された画像データのみならず、上述の合成処理や差分処理が施された画像データを保管することができる。表示器12は例えば再構成画像を表示するのに使用される。また入力器13を介して、術者が希望するパラメータ情報、スキャン条件、パルスシーケンス、画像合成や差分の演算に関する情報などをホスト計算機6に入力できる。

#### 【0030】

上述した構成の中で、受信用高周波コイル7Rについて更に詳述する。

30

#### 【0031】

この受信用高周波コイル7Rは、本実施形態にあつては、被験者Pの脊椎及び腹部の双方からの磁気共鳴信号の受信に兼用でき、しかも、脊椎及び腹部をそれぞれに最適な感度で信号収集できる表面コイルとして構成されている。

#### 【0032】

具体的には、受信用高周波コイル7Rは、図1に模式的に示すように、被験者Pの所望領域の画像データを取得すべく配置された上部高周波コイルアセンブリ7U、及び、下部高周波コイルアセンブリ7L（7L1, 7L2, 7L3, 7L4）を備える。このコイルアセンブリ7U及び7Lの夫々は、実際には、後述するように複数のエレメントコイルにより形成され、各エレメントコイルで受信された磁気共鳴信号は、夫々、受信器8Rに送られる。

40

#### 【0033】

受信器8Rは、上部高周波コイルアセンブリ7U及び下部高周波コイルアセンブリ7Lのコイル数に応じた受信チャンネルを有し、それぞれの受信チャンネルには各表面コイルから磁気共鳴信号が供給される。このため、受信チャンネルそれぞれから、磁気共鳴信号に応じたデジタル量のデータが出力される。

#### 【0034】

この受信チャンネルそれぞれにより収集されたデータは、シーケンサ5を介して、演算ユニット10に送られる。演算ユニット10は、受信した収集データを再構成して時間の画像データを生成する。この再構成において、受信用高周波コイル7Rの各コイルから収

50

集されたデータは、例えば、受信チャンネル毎に独立して再構成処理され、2乗和平方根の演算に処することで一つの画像に合成される。

【0035】

ここで、下部高周波コイルアセンブリ7Lは、仰向けの状態でスキャンに臨んでいる被験者Pの背中側（撮像領域下部）に設置されており、例えば、被験者Pの脊椎をスキャンする場合には、これらのコイルアセンブリ7Lのみが用いられる。この下部高周波コイルアセンブリ7Lは天板T上に常時設置されている。一方、被験者Pの体部としての腹部を撮像する場合は、上部高周波コイルアセンブリ7Uが被験者Pの体表に沿って設置され、この上部高周波コイルアセンブリ7Uと、下部高周波コイルアセンブリ7L：7L1～7L4のうちの一部のコイルアセンブリ、例えばコイルアセンブリ7L1とを用いて、腹部の10 スキャンが行なわれる。つまり、本実施形態にあつては、下部高周波コイルアセンブリ7Lのうちの一部のコイルアセンブリ、すなわち、7L1が複数の体部（頸椎及び腹部）のスキャンに兼用されるように構成されている。

【0036】

本実施形態では、上部高周波コイルアセンブリ7U、及び、下部高周波コイルアセンブリ7L1～7L4は、夫々、複数のエレメントコイルで形成されている。この複数のエレメントコイルの組をコイルアセンブリと呼ぶことにする。

【0037】

図2は、コイルアセンブリの例を示す。それぞれのコイルアセンブリは、アレイ状に配置した3つのループコイル（第1のエレメントコイル20, 21, 22と、これらのループコイル20～22と重ねて配置され且つ構造的に別体の交差コイル（第2のエレメントコイル）23とからなる。これらのエレメントコイルは、一例としては、FPCで形成され、プラスチック材で成る所定形状の支持部材により保持されている。20

【0038】

これらのコイル20～23で検出された信号は、それぞれのコイルの同調・整合回路を介して同軸ケーブルに至り、この同軸ケーブルを通して相互に独立に受信器8Rに接続されている。

【0039】

ループコイル20～22は、隣接するループコイルとの電気的カップリングを抑えるため、互いに発生する高周波磁場のループ内での総和が0になるように、互いに隣接するループコイル同士が一定方向において互いに適当な幅（図2中のW1を参照）だけ重なるように配置されている。30

【0040】

また、交差コイル23は、一例として、1本のコイル導体を3回交差させることにより、2個の8の字状に連続したようなエレメントコイルを形成している。つまり、一定方向に3個のコイル線交差部を作って4個のコイル面を形成している。しかも、ループコイル群及び交差コイルの配列方向を互いに一致させ且つそれらの方向の中心位置Cを相互に合わせた状態で、交差コイル23が作る4個のコイル面のうち、中央部の2個のコイル面S1, S2を、ループコイル20～22に重ねている。このとき、中央の2個のコイル面S1, S2は、中央のループコイル21を越えて、隣接するループコイル20, 22にも渡るように形成されている。つまり、交差コイル23の中心部の2つのコイル面とループコイル20～22とが重なる範囲W2は、中央のループコイル21よりも、大きくなるように設定されている。更に言えば、重なり範囲W2は、中央部のループコイル21に止まらず、その隣接ループコイル20, 22とも重なって、3つのループコイル20～22と実質的に等しい撮像領域をカバーしている。40

【0041】

ここで、複数のループコイル20～22の数をNとすると、1本のコイル導体を複数回8の字状に交差させて形成する交差コイル23の交差数は少なくともN回である。

【0042】

図3(a), (b)は、交差コイル23の発生する高周波磁場の様子を詳しく示す図で 50

ある。交差コイル 23 に矢印の A 方向に電流が流れた場合、図のように磁場 B1 が発生する。本実施形態のように、3つのループコイル 20 ~ 22 との重なり領域 W2 を大きくとった（すなわち、3つのループコイル 20 ~ 22 と実質的に等しい撮像領域を成す）交差コイル 23 の場合は、アレイ方向の中央部のループコイル 21 だけでなく、それに隣接したループコイル 20、22 の軸上においてもほぼ直交する磁場を生成するため、ループコイル 20 ~ 22 それぞれの軸上の SNR は、交差コイル 23 からの信号と合成処理することで向上する。

#### 【0043】

また、交差コイル 23 を 8 の字コイルが 2 つ連続するように形成している。このため、この交差コイル 23 の交差形状を調整して、当該交差コイル 23 から発生された磁束がループコイル 20 ~ 22 それぞれに鎖交する量が零になるように設定できる。つまり、交差コイル 23 とループコイル 20 ~ 22 それぞれとの磁気的なデカップリングも達成できる。

#### 【0044】

上述の如く、交差コイル 23 は、3つのループコイル 20 ~ 22 それぞれの中心軸上でほぼ直交する高周波磁場を発生して QD (Quadrature) 効果を奏する。このため、ループコイル 20 ~ 22 のそれぞれと交差コイル 23 とにより検出されたデータを互いに合成すると、QD 表面コイルと同様に、それぞれのループコイル 20 ~ 22 の中心軸上の SNR (SN 比) を上げることができる。この SNR の上昇具合は、交差コイル 23 が中央のループコイル 21 に交差させただけの構造により得られる SNR に比べて、改善される（高くなる）。したがって、ループコイル 20 ~ 22 及び交差コイル 23 で形成されるコイルアセンブリを被験者 P の脊椎のスキャンに用いる場合に都合が良くなる。すなわち、脊椎は、被験者 P が仰向けになっている場合、その脊椎はコイルよりも比較的深い（遠い）位置に在るため（被験者の個人差もある）、より高い SNR が必要だからである。

#### 【0045】

コイルアセンブリを成す下部高周波コイルアセンブリ 7L1 (~ 7L4) は、図 4 に示すように配置される。同図の配置例は、脊椎を中心とした人体背面の撮像に適用した場合の配置例をアキシャル断面で示す。被験者 2 の背面に下部高周波コイルアセンブリ 7L1 ~ 7L4 が配置されており、ループコイル 20, 21, 22 と交差コイル 23 が示されている。図 4 において、コイル 20 ~ 23 は例えば、片面実装の FPC を 2 枚、又は、両面実装の FPC を 1 枚用いて形成され、プラスチック製の支持部材 SP 内に固定・支持される。

#### 【0046】

この下部高周波コイルアセンブリ 7L1 ~ 7L4 のそれぞれにおいて、図 2, 図 3 で説明したとおり、全ループコイル 20 ~ 22 の軸上において、ループコイル 20 ~ 22 それぞれの発生する高周波磁場と交差コイル 23 の発生する高周波磁場とはほぼ直交している。このため、各コイルからの信号をそれぞれ画像化処理して合成することで、ループコイルだけで撮像する場合は勿論のこと、中央のループコイル 21 だけを QD 化する場合に比べて、広い領域で優れた SNR の画像が得られる。

#### 【0047】

上述した下部高周波コイルアセンブリ 7L1 ~ 7L4 は、寝台の天板 T の長手方向（被験者 P の体軸方向；Z 軸方向）において、図 5 に示す如く、配置されている。すなわち、4つの下部高周波コイルアセンブリ 7L1 ~ 7L4 が、ループコイル 20 ~ 22 及び交差コイル 23 の配列方向に直交する方向に並べられる。これにより、4つの下部高周波コイルアセンブリ 7L1 ~ 7L4 は、その直交方向を天板 T の長手方向（被験者 P の体軸方向）に一致させて天板 T の上に載置される。

#### 【0048】

各表面コイルは、2次元両方向にて、隣接配列されたコイル間で磁気的にデカップリングするため、所定の幅だけ互いに重ねて配置されている。ループコイルの場合は、斜め方向に配列されたコイル間でカップリングを抑えるために重ねて配置するのは困難である。

このため、図 6 に示すように、例えば、ループコイル 5 1 とループコイル 5 2 の間、および、ループコイル 5 0 とループコイル 5 4 の間にデカップリング回路 5 5 がそれぞれ付加される。

【 0 0 4 9 】

図 7 は、図 6 のデカップリング回路の一つの例を示す図である。インダクタンス要素 L 1、L 2 は、それぞれ、例えばループコイル 5 2 と 5 3 に直列に接続しておき、インダクタンス要素 L 1、L 2 の一部を互いに重ねて配置することでループコイル間をデカップリングできる。

【 0 0 5 0 】

本実施形態では、上部高周波コイルアセンブリ 7 U も、下部高周波コイルアセンブリ 7 L 1 ~ 7 L 4 のそれぞれと略同じ構成を有している。この上部高周波コイルアセンブリ 7 U を被験者 P の腹部に沿って配置した例を図 8 に示す。被験者 P の背面側には、常時、アレイ状の下部高周波コイルアセンブリ 7 L 1 ~ 7 L 4 が配置されている。このため、この下部高周波コイルアセンブリ 7 L 1 ~ 7 L 4 の一部のコイルアセンブリ、例えば 7 L 1 と上部高周波コイルアセンブリ 7 U とで協働して腹部からの信号収集を行うことができる。この場合、残りの下部高周波コイルアセンブリ 7 L 2 ~ 7 L 4 は信号収集から外される。

【 0 0 5 1 】

この信号収集からの除外は、残りの下部高周波コイルアセンブリ 7 L 2 ~ 7 L 4 から送られてきた磁気共鳴信号を採用しないようにマルチプレクサを受信器 8 R に設けるか、又は、ソフトウェアによる選択・非選択処理を受信器 8 R 又は演算ユニット 1 0 において行なえばよい。

【 0 0 5 2 】

図 9 には、選択・非選択処理を受信器 8 R 又は演算ユニット 1 0 によりソフトウェアで実行させるときの手順の一例を示す。演算ユニット 1 0 は、ホスト計算機 6 から撮像条件や撮像部位（脊椎か腹部か）などの条件に応じて決まる選択（又は非選択）の受信チャンネルを表す情報を読み込む（ステップ S 1）。次いで、演算ユニット 1 0 は信号収集の開始か否かを判断し（ステップ S 2）、収集の開始が指令されると、受信チャンネルを初期チャンネルに切り換える（ステップ S 3）。

【 0 0 5 3 】

受信チャンネルは、ここでは、上部及び下部の高周波コイルアセンブリ 7 U、7 L 1 ~ 7 L 4 に属するコイルに設定されている。つまり、本実施形態の場合、例えば上部及び下部の高周波コイルアセンブリ 7 U、7 L 1 ~ 7 L 4 の各コイルアセンブリが図 2 の配置構成を採っているので、4 チャンネル × 5 組 = 2 0 チャンネルである。

【 0 0 5 4 】

演算ユニット 1 0 は、切り換えられた受信チャンネルが非選択の受信チャンネルか否かを、ステップ S 1 における読み込み情報に基づき判断し、非選択の受信チャンネルの場合には、そのまま次の受信チャンネルに切り換える（ステップ S 3、S 4）。これに対し、切り換えられた受信チャンネルが選択の受信チャンネルである場合、そのチャンネルからの信号（収集データ）を受信し記憶する（ステップ S 5）。このステップ S 3 ~ S 5 の一連の処理は、データ収集が完了するまで繰り返される（ステップ S 6）。この結果、選択したい受信チャンネルからの収集データだけが選択的に受信処理され、画像再構成に供される。非選択の受信チャンネルからの収集データは、受信処理には至らず、廃棄される。

【 0 0 5 5 】

なお、かかる選択・非選択処理を応用すれば、上部高周波コイルアセンブリ 7 U も最初から下部高周波コイルアセンブリ 7 L 1 ~ 7 L 4 と伴に設置しておいて、脊椎を測定するときには、下部高周波コイルアセンブリ 7 L 1 ~ 7 L 4 に通じた受信チャンネルの収集データだけを選択的に処理することもできる。

【 0 0 5 6 】

以上のように、本実施形態によれば、受信用高周波コイル 7 R のうち、少なくとも下部高周波コイルアセンブリ 7 L 1 ~ 7 L 4 のコイルアセンブリは常時、天板 T 上に配設した

10

20

30

40

50

状態で複数の被験者Pの複数の所望部位を撮像することができる。すなわち、ある被験者Pについては脊椎を撮像する場合、そのまま下部高周波コイルアセンブリ7L1～7L4を用いて被験者Pからの磁気共鳴信号を受信すればよい。このとき、下部高周波コイルアセンブリ7L1～7L4それぞれは表面コイルとして構成されているとともに、図2, 4に示すように、ループコイル20～22が担う撮像領域と実質的に同等な領域をカバーする交差コイル23が配置されている。このため、ループコイル20～22の全てにおいてQD効果を発揮することができるので、従来のように、中央のループコイル(図2の例ではループコイル21)のみにQD効果を持たせるように交差コイル23を配置する場合に比べて、下部高周波コイルアセンブリ7L1～7L4それぞれのSNRは格段に向上し、感度が良くなる。これにより、被験者Pのより深い位置から信号を収集できるようになる。したがって、例えば肥満気味であって、脊椎の位置が天板Tから比較的遠い位置に在る被験者Pの場合でも、脊椎をSNR良く撮像することができる。

【0057】

さらに、別の被験者Pに移行して腹部を撮像する場合、下部高周波コイルアセンブリ7L1～7L4はそのままにした状態で、被験者Pの腹部側に上部高周波コイルアセンブリ7Uを設置すればよい。これにより、被験者Pの背面側には下部高周波コイルアセンブリ7L1～7L4が位置し、腹部前側には上部高周波コイルアセンブリ7Uが位置することになる。この場合、前述した図9のソフトウェア処理によって、下部高周波コイルアセンブリ7L1～7L4のうちの例えば最初のコイルアセンブリ7L1の収集信号を選択し、それ以外のコイルアセンブリ7L2～7L4の収集信号は非選択とする。この結果、腹部の場合、上部高周波コイルアセンブリ7U及び下部高周波コイルアセンブリ7L1が腹部の前後を取り囲むように位置して、腹部をSNR良く撮像することができる。このとき、上部高周波コイルアセンブリ7Uはループコイルのみで構成したものを設置し、且つ、下部高周波コイルアセンブリ7L1のコイルアセンブリのうち、ループコイル20～22の収集信号を採用するようにしてもよく、これにより、ループコイルのみで腹部を撮像することもできる。

【0058】

このように被験者Pの撮像部位が変わっても、下部高周波コイルアセンブリ7L1～7L4を常時設置の状態にしておくことができ、腹部が変わったときには、一部の下部高周波コイルアセンブリ7L1を兼用することができる。つまり、要約すれば、被験者Pの異なる部位(典型的には、脊椎と腹部)を撮像する場合に、複数の受信用高周波コイル7Rとしての表面コイルの構成を一部、互いに共通化し、かつ、各々の部位を最適な感度で信号収集できる。

【0059】

このため、操作者にとって被験者毎或いは撮像部位毎に別の種類の受信用高周波コイル7Rに入れ替えるという手間が大幅に減ることになる。したがって、操作者の撮像準備に掛かる作業量を減らすことができ、患者スループットを上げることができる。要約すれば、被験者の異なる部位(典型的には、脊椎と腹部)を撮像する場合でも、受信用高周波コイルを入れ替える手間が少なくなり、かつ、各々の部位に最適な感度で磁気共鳴信号を収集することができる。患者スループットを改善することができる。

【0060】

(変形例)

図10は、既述した図8と同様に、被験者Pに対するコイルアセンブリの配置を変えた例を示す図である。被験者の体形に合うように支持部材SPを湾曲させることで、コイルアセンブリが被験者Pの体表に密着し、よりSNRの良い画像が得られる。

【0061】

図11は、ループコイルが4つある場合の例を示す。ループコイル30, 31, 32, 33は、互いにデカップリングするために所定の幅だけ重ねて配置されている。この場合の交差コイル34は、各ループコイルと電氣的にデカップリングするため、各ループコイル上で電流パスがクロスするように構成される。これにより、やはり、各ループコイルそ

10

20

30

40

50

それぞれの軸上で、各ループコイルが発生する高周波磁場の向きと交差コイル34の発生する高周波磁場の向きはほぼ90°となり、交差コイル34を追加することでループコイル30, 31, 32, 33だけを使用した場合に比べて、SNRの高い画像を得ることができる。

【0062】

図12は、図6のデカップリング回路の別の例を示す図である。ループコイル51と52にそれぞれ直列にキャパシタ63, 64を配し、このキャパシタ間にキャパシタネットワーク62を取り付ける。キャパシタネットワーク62のキャパシタの容量C1, C2を調整することにより、デカップリングをすることが可能になる。

【0063】

図13は、図5における交差コイル間のデカップリングをするための配置の例を示す図である。交差コイル70と交差コイル71を適当な面積だけ重ねることで、互いのコイルに鎖交する磁束を零にすることができ、デカップリングすることができる。

【0064】

図14は、図5における交差コイル間のデカップリングをするための配置の別の例を示す図である。ここでは、交差コイル72, 73の体軸方向に直交する方向の両外側のループのみが体軸方向に適当な幅だけ重ね合わせられている。これにより、互いのコイルに鎖交する磁束を0にすることができ、デカップリングが可能となる。

【0065】

図15は、本発明に係るコイルアセンブリの配置の別の例を示す図である。被験者Pの背部に設置するコイルアセンブリは、脊椎撮像の機能も備えるため、交差コイル23とループコイル20, 21, 22とを備えた構成とし、腹部側に置く表面コイルは、交差コイルを使用しなくてもよい。その場合には、腹部側に置くコイルアセンブリは、図15(a), (b)に示すようにループコイル80, 81, 82のみで構成してもよい。

【0066】

なお、図8、15で説明したコイル配置の例は、脊椎の撮像に用いたコイルアセンブリの一部を、腹部を撮像する場合にも兼用するように構成したものである。この中で、交差コイル23は、先にも説明したように、特に脊椎領域をSNR良く撮像するために付加されたものである。よって、腹部撮像する場合には、交差コイルがある場合でも使用しなくてもよく、図8又は図15に記載のコイル構成で採用したループコイル20~22の収集データだけを選択的に採用するようにしてもよい。それは、腹部中心のSNRは交差コイルを使っても向上するものではなく、被験者を取り囲むように覆ったループコイルがあれば有用だからである。処理すべき収集データの受信チャンネルを余分に増やすことは、データ量や計算時間の増大を招くので、適宜、これを回避することも需要である。この選択処理は、一例としては、前述した図9に記載の処理によって可能になる。

【0067】

図16は、本発明に係るコイルアセンブリの配置の別の例を示す。この変形例に係るコイルアセンブリは、同図に示すように、N個のループコイル101~105と1個の交差コイル106とを備えるが、交差コイル106の交差回数はN個よりも少ない。このように、交差コイルの交差数がループコイルの数よりも少ない場合、感度を向上させる必要のある領域に合わせて交差コイルの大きさ(交差回数)を調整すればよい。

【0068】

さらに、表面コイルからの信号処理法に関する変形も可能である。前述した実施形態にあっては、各表面コイルから出力される受信信号は、それぞれ、独立した受信チャンネルとしてデータサンプリングを受けるようになっているが、予め、いくつかの表面コイルからの信号を合成したり分配したりする合成・分配回路を設けてもよい。これにより、この合成・分配回路で合成・分配の処理を受けた後のデータをサンプリングすることができ、信号処理の多様化を図ることができる。

【0069】

本発明は、上述した実施形態及びその変形例に係る構成に限定されるものではなく、当

10

20

30

40

50

業者であれば、従来周知の構成と組み合わせて適宜、変形して実施可能である。

【図面の簡単な説明】

【0070】

【図1】本発明の一つの実施形態に係る磁気共鳴撮像装置の概略構成を示すブロック。

【図2】実施形態で採用している表面コイルを成す1つのコイルアセンブリの模式的な配置図。

【図3】本実施形態に係るコイルアセンブリに組み込まれた交差コイルの模式的な配置を示す配置図（同図（a））及び当該交差コイルの発生する磁束の向きを説明する図（同図（b））。

【図4】本実施形態に係るコイルアセンブリを、脊椎を中心とした人体背面の撮像に適用した場合の配置例を、磁束の発生向きと伴に説明する図。 10

【図5】本実施形態に係るコイルアセンブリを複数配列させて下部高周波コイルアセンブリを形成したときの体軸方向に沿ったコイル配置図。

【図6】複数のコイルアセンブリの間のデカップリング回路の取り付けの様子を示す図。

【図7】デカップリング回路の一つの例を示す図。

【図8】本実施形態に係るコイルアセンブリを採用した上部高周波コイルアセンブリ及び下部高周波コイルアセンブリを被験者の体部に配置したアキシャル面を示す図。

【図9】収集データを受信チャンネル毎に選択・非選択するための処理を示す概略フローチャート。

【図10】下部高周波コイルアセンブリ（支持部材）を被験者の背中の丸みに応じて湾曲させた配置例を示す図。 20

【図11】本発明の変形例に係るコイルアセンブリの別のコイル配置例を示す模式図。

【図12】本発明の別の変形例に係るコイルアセンブリのデカップリング回路の別の例を示す図。

【図13】本発明の更に別の変形例に係る隣接する複数のコイルアセンブリ間の交差コイル同士のデカップリングをするためのコイル配置の例を示す図。

【図14】本発明の更に別の変形例に係る隣接する複数のコイルアセンブリ間の交差コイル同士のデカップリングをするためのコイル配置の例を示す図。

【図15】本発明の更に別の変形例に係る上部高周波コイルアセンブリ（同図（a））、及び、当該上部高周波コイルアセンブリと下部高周波コイルアセンブリとを被験者の体部に配置したアキシャル面（同図（b））を示す図。 30

【図16】本発明の更に別の変形例に係るコイルアセンブリを示す図。

【図17】従来のQD表面コイルを体軸方向に並べてアレイコイルを形成する例を示す図。

【図18】従来のQD表面コイルを示す図。

【図19】従来のQD表面コイルの発生する高周波磁場を説明する図。

【図20】QD表面コイルのSNRを説明する図。

【図21】被検者の例えば腹部を取り囲むように複数個配置した表面コイルの配置例を説明する図。

【符号の説明】 40

【0071】

1 静磁場磁石

3 傾斜磁場コイルユニット

5 シーケンスコントローラ

6 ホスト計算機

7 T 送信用高周波コイル

7 R 受信用高周波コイル

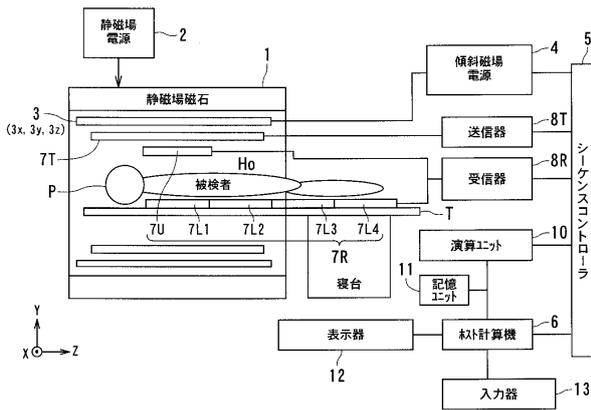
7 U 上部高周波コイル

7 L 1 ~ 7 L 4 下部高周波コイル

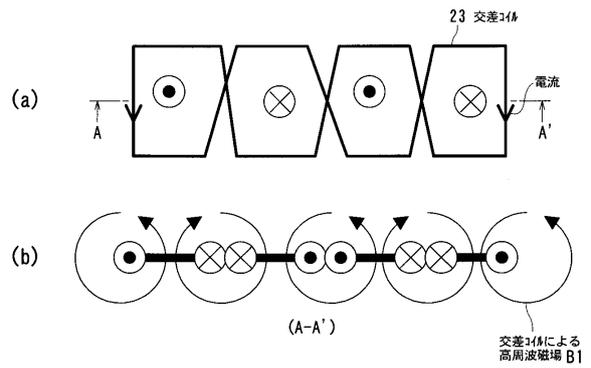
8 T 送信器 50

- 8 R 受信器
- 1 0 演算ユニット
- 1 1 記憶ユニット
- 2 0 ~ 2 2 ループコイル (それぞれコイルアセンブリを成す: 第 1 の高周波コイル)
- 2 3 交差コイル (コイルアセンブリを成す: 第 2 の高周波コイル)
- 3 0 ~ 3 3、8 0 ~ 8 2 ループコイル (第 1 の高周波コイル)
- 3 4 交差コイル (第 2 の高周波コイル)
- 5 0 ~ 5 4 ループコイル (第 1 の高周波コイル)
- 5 5 デカップリング回路
- 7 0 , 7 1 , 7 2 , 7 3 交差回路 (第 2 の高周波コイル)

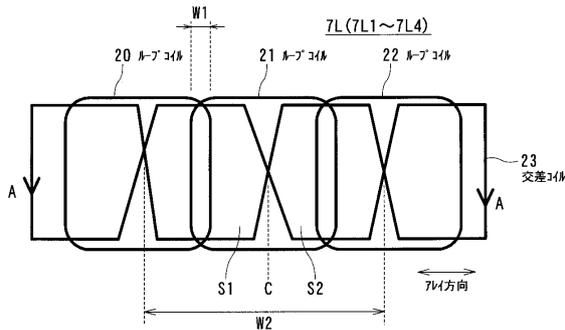
【 図 1 】



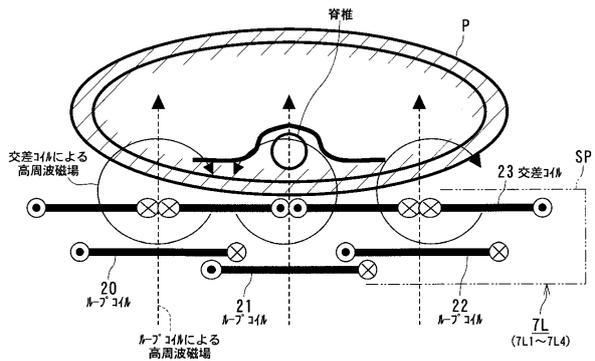
【 図 3 】



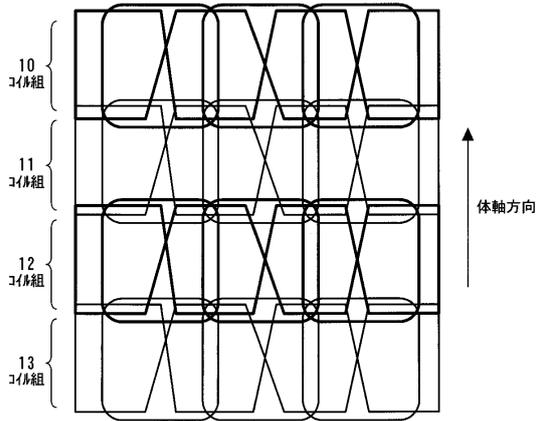
【 図 2 】



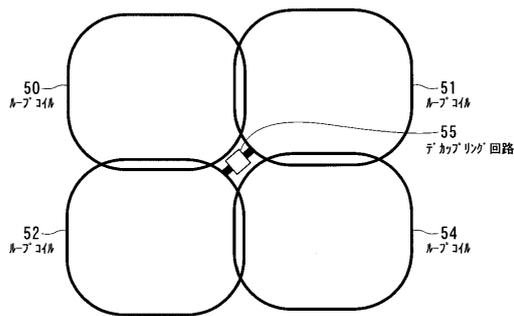
【 図 4 】



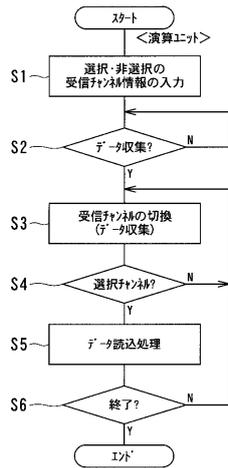
【図5】



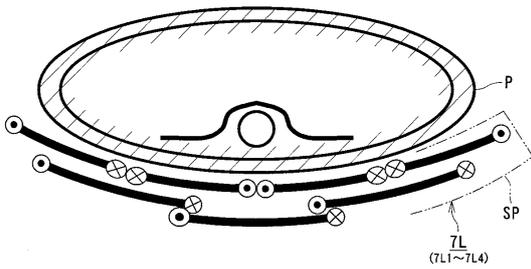
【図6】



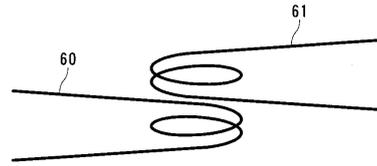
【図9】



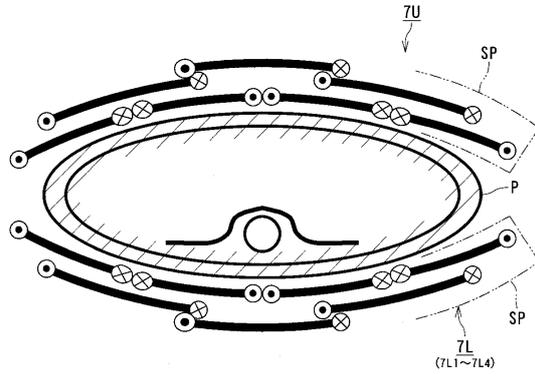
【図10】



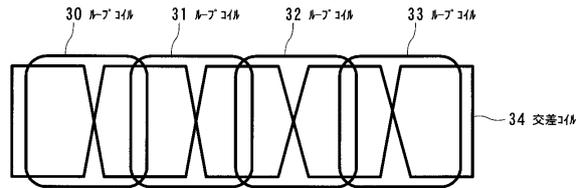
【図7】



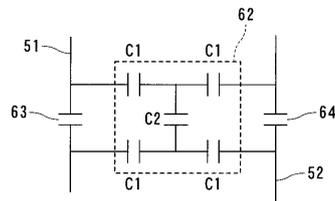
【図8】



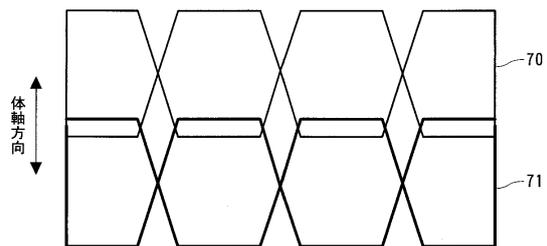
【図11】



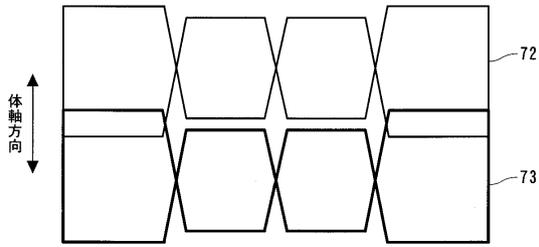
【図12】



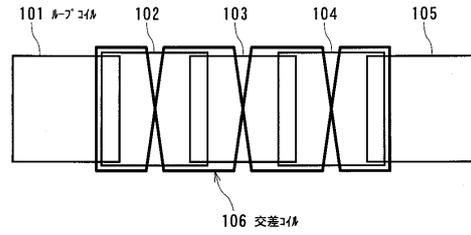
【図13】



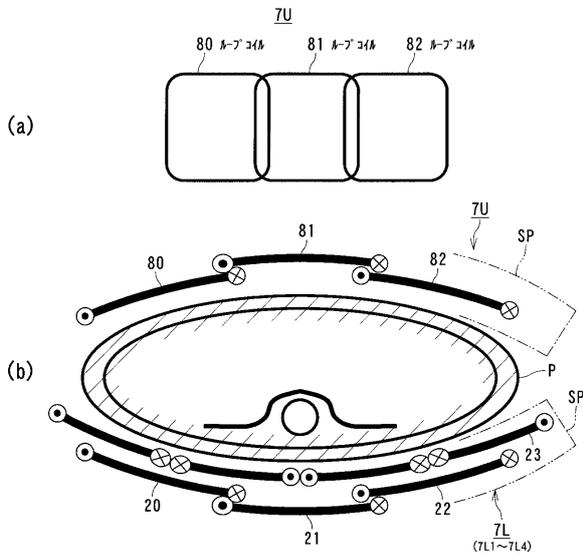
【図14】



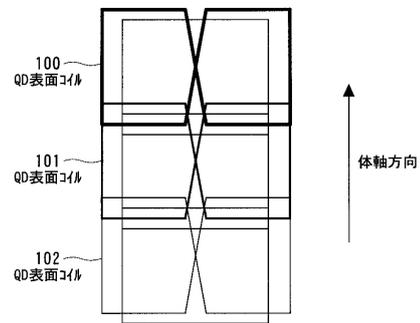
【図16】



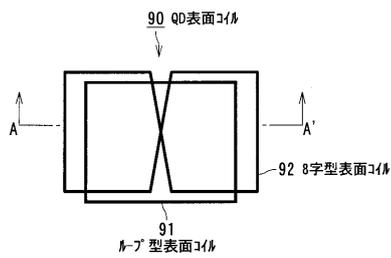
【図15】



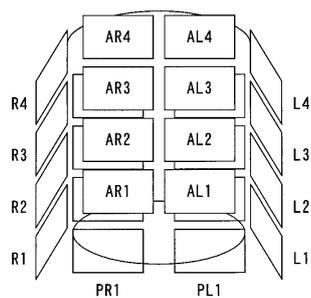
【図17】



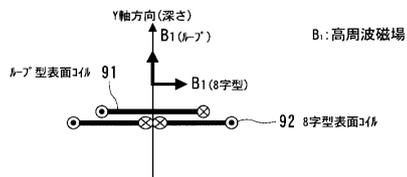
【図18】



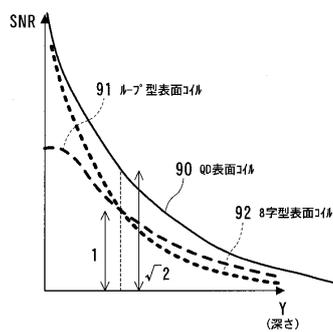
【図21】



【図19】



【図20】



## フロントページの続き

- (72)発明者 岡本 和也  
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 本社内
- (72)発明者 光井 信二  
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 本社内
- (72)発明者 石井 学  
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特開平3 - 236829 ( J P , A )  
特開平5 - 49617 ( J P , A )  
特開平5 - 261081 ( J P , A )  
特開2003 - 334177 ( J P , A )  
米国特許出願公開第2003 / 0184292 ( U S , A 1 )  
米国特許出願公開第2004 / 0183534 ( U S , A 1 )  
米国特許出願公開第2004 / 0196042 ( U S , A 1 )  
米国特許第6323648 ( U S , B 1 )  
米国特許第6597173 ( U S , B 1 )  
国際公開第02 / 063326 ( W O , A 1 )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A 6 1 B      5 / 0 5 5