

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5660814号  
(P5660814)

(45) 発行日 平成27年1月28日(2015.1.28)

(24) 登録日 平成26年12月12日(2014.12.12)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 5/055 (2006.01) A 6 1 B 5/05 3 2 0

請求項の数 9 (全 12 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2010-144807 (P2010-144807)                  (22) 出願日 平成22年6月25日 (2010. 6. 25)                  (65) 公開番号 特開2012-5684 (P2012-5684A)                  (43) 公開日 平成24年1月12日 (2012. 1. 12)                  審査請求日 平成24年12月28日 (2012. 12. 28)</p>	<p>(73) 特許権者 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                  (74) 代理人 100106541                  弁理士 伊藤 信和                  (72) 発明者 大岸 範史                  東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127                  GEヘルスケア・ジャパン株式会社内</p>
--	--

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】

被検体から磁気共鳴信号を収集する磁気共鳴イメージング装置であって、  
 シールドルームの中に設置された磁場発生装置と、  
 前記磁場発生装置に設けられ、所定の情報を表示する電子ペーパーと、  
 前記シールドルームの外に設置され、前記電子ペーパーを制御する制御装置と、  
 前記電子ペーパーと前記制御装置とを接続するケーブルとを有し、  
 前記ケーブルは、信号線と、前記信号線を覆う内側シールドと、前記内側シールドの外側に位置する外側シールドとを有し、前記内側シールドおよび前記外側シールドによってダブルシールド構造を成しており、

前記内側シールドおよび前記外側シールドは、前記電子ペーパーから延びており、前記外側シールドは、前記内側シールドよりも短い磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】

前記磁場発生装置は、前記被検体が収容される収容空間を有しており、  
 前記電子ペーパーは、前記収容空間の内壁に取り付けられている、請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】

前記電子ペーパーは、前記磁場発生装置の外面に取り付けられている、請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】

前記ケーブルは、前記内側シールドと前記外側シールドとの間に絶縁体を有している、請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】

前記ケーブルは、前記信号線に混入したノイズを除去するノイズ除去フィルタを有する、請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】

前記ノイズ除去フィルタは、コンデンサ、フェライト又はバランである、請求項 5 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】

前記ノイズ除去フィルタはフェライトであり、前記フェライトは前記信号線又は前記内側シールドに取付けられている、請求項 6 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

10

【請求項 8】

前記電子ペーパは、電気泳動式である、請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】

前記制御装置は、前記電子ペーパに、スキャンの残り時間、撮影時の注意事項、被検体の好みに合った画像又は被検体の個人情報を表示させる請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に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、被検体から磁気共鳴信号を収集する磁気共鳴イメージング装置に関する。

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴イメージング装置で被検体を撮影する場合、被検体はボア内に搬送される。しかし、ボアは狭い空間であるので、被検体が閉所恐怖症の場合、被検体が撮影に耐えられなくなり、撮影を続けることができなくなることがある。また、オペレータが撮影中に被検体に対して必要な指示をする場合、一般的には、音声で指示を伝えるが、被検体が聴覚障害者の場合、音声での指示をすることはできない。上記のような問題点を解決する方法として、ボア内に液晶ディスプレイ（LCD：Liquid Crystal Display）を設置する方法が知られている（例えば、特許文献 1 参照）。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開2003-190112号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特許文献 1 の方法では、被検体が閉所恐怖症の場合は、被検体に安心感を与えるような映像を LCD に表示させている。また、被検体が聴覚障害者の場合は、必要な指示を LCD に表示させている。しかし、磁気共鳴イメージング装置のボアおよびその周辺には強磁場が発生しているので、LCD は、発生した強磁場の影響を受けて正常に動作することができず、実際には、被検体に必要な情報（例えば、映像、指示）を表示することは難しいという問題がある。したがって、磁気共鳴イメージング装置の強磁場に左右されずに、被検体に必要な情報を表示できるようにすることが望まれている。

40

【課題を解決するための手段】

【0005】

課題を解決するための発明は、被検体から磁気共鳴信号を収集する磁気共鳴イメージング装置であって、

磁場発生装置と、

50

前記磁場発生装置に設けられ、所定の情報を表示する電子ペーパーと、  
を有する磁気共鳴イメージング装置である。

【発明の効果】

【0006】

電子ペーパーを使用することによって、被検体に情報を表示することが可能なる。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】第1の実施形態の磁気共鳴イメージング装置の概略図である。

【図2】電子ペーパー5の説明図である。

【図3】シールドルーム101内に配置された磁場発生装置2およびテーブル3および4  
と、シールドルーム101の外に配置された制御装置7とを示す図である。 10

【図4】電子ペーパー5に表示される情報の例を示す図である。

【図5】実験結果の説明図である。

【図6】第2の実施形態のMRI装置200の概略図である。

【図7】シールドルーム101に配置された磁場発生装置2およびテーブル3および4の  
側面図である。

【図8】電子ペーパー5に表示される情報の例を示す図である。

【図9】第3の実施形態のMRI装置におけるケーブル6の説明図である。

【図10】フェライトを有するケーブルの一例を示す図である。

【図11】フェライトを有するケーブルの別の例を示す図である。 20

【図12】フェライトを有するケーブルの別の例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、発明を実施するための形態について説明するが、本発明は、以下の形態に限定され  
ることはない。

【0009】

(1)第1の実施形態

図1は、第1の実施形態の磁気共鳴イメージング装置の概略図である。

【0010】

磁気共鳴イメージング(MRI: Magnetic Resonance Imaging)装置100は、シールド  
ルーム101内に、磁場発生装置2、テーブル3および4などを有している。 30

【0011】

磁場発生装置2は、被検体11が收容されるトンネル型の收容空間21を有している。  
磁場発生装置2の前側には、テーブル3が配置され、磁場発生装置2の後側には、テー  
ブル4が配置されている。テーブル3は、被検体11を載置するためのクレードル31を有  
している。クレードル31がz方向に移動することによって、被検体11は收容空間21  
内に搬入される。

【0012】

また、磁場発生装置2の收容空間21の内壁22には、被検体11に所定の情報(例え  
ば、スキャンの残り時間、撮影時の注意事項、被検体11の好みに合った画像)を表示  
する電子ペーパー5が取り付けられている。電子ペーパー5については、後に詳しく説明する。 40

【0013】

MRI装置100は、シールドルーム101の外側に、電子ペーパー5を制御する制御装  
置7や、コンソール8などを備えている。電子ペーパー5と制御装置7は、ケーブル6によ  
って接続されている。オペレータ12は、コンソール8を操作することによって、撮影に  
必要な情報などを入力することができる。

次に、電子ペーパー5について、図2を参照しながら説明する。

【0014】

図2は、電子ペーパー5の説明図である。

図2(a)は、磁場発生装置2を示す斜視図、図2(b)は、図2(a)のラインP1 50

の位置で収容空間 2 1 の内壁 2 2 を分断し、二次元の平面に展開して示した図である。

【 0 0 1 5 】

収容空間 2 1 の内壁 2 2 は、収容空間 2 1 に搬入されたクレードル 3 1 を支持するための支持面 2 2 a ( 図 2 ( b ) では、斜線で示されている ) と、支持面 2 2 a に繋がる曲面 2 2 b とを有している。

【 0 0 1 6 】

電子ペーパー 5 は、内壁 2 2 の曲面 2 2 b のほぼ全面を覆うように取り付けられている。電子ペーパー 5 の厚さは紙のように薄く、曲げて使用することができるので、内壁 2 2 の曲面 2 2 b に容易に取り付けることができる。

【 0 0 1 7 】

図 3 は、シールドルーム 1 0 1 内に配置された磁場発生装置 2 およびテーブル 3 および 4 と、シールドルーム 1 0 1 の外に配置された制御装置 7 とを示す図である。

【 0 0 1 8 】

尚、磁場発生装置 2 については、電子ペーパー 5 の位置を分かりやすくするため、y z 面における断面が示されている。

【 0 0 1 9 】

磁場発生装置 2 は、超伝導コイル 2 3、勾配コイル 2 4、および送信コイル 2 5 を内蔵している。超伝導コイル 2 3 は静磁場を印加し、勾配コイル 2 4 は勾配磁場を印加し、送信コイル 2 5 は R F パルスを送信する。尚、超伝導コイル 2 3 の代わりに、永久磁石を用いてもよい。

【 0 0 2 0 】

収容空間 2 1 の内壁に取り付けられた電子ペーパー 5 は、ケーブル 6 によって、シールドルーム 1 0 1 の外に配置された制御装置 7 に接続されている。電子ペーパー 5 は、ケーブル 6 を通じて制御装置 7 から信号を受け取り、制御装置 7 から受け取った信号に応答して、被検体 1 1 に所定の情報 ( 例えば、スキヤンの残り時間、撮影時の注意事項、被検体 1 1 の好みに合った画像 ) を表示する。電子ペーパー 5 は収容空間 2 1 の内壁 2 2 に取り付けられているので、被検体 1 1 は、収容空間 2 1 の中で、電子ペーパー 5 に表示された情報を視覚的に容易に認識することができる。以下に、電子ペーパー 5 に表示される情報の例について説明する。

【 0 0 2 1 】

図 4 は、電子ペーパー 5 に表示される情報の例を示す図である。図 4 には、収容空間 2 1 の前側から電子ペーパー 5 を見たときの様子が示されている。

【 0 0 2 2 】

図 4 ( a ) では、電子ペーパー 5 は花畑と青空を表示しており、更に、青空の中に、スキヤンの残り時間 T を表示している。また、図 4 ( b ) では、電子ペーパー 5 は森林を表示しており、更に、森林の中に、スキヤンの残り時間 T を表示している。図 4 ( a ) および ( b ) では、スキヤンの残り時間 T は、T = 2 分 4 5 秒の例が示されている。

【 0 0 2 3 】

図 4 に示すように、花畑や森林を表示することによって、被検体が閉所恐怖症であっても、被検体 1 1 が感じる不安感を低減することができる。また、スキヤンの残り時間 T を表示するので、被検体 1 1 が聴覚障害者であっても、スキヤンの残り時間 T を視覚的に認識することができる。尚、電子ペーパー 5 に表示する情報は、図 4 に示す情報に限られない。例えば、息止めスキヤンを実行する場合は、息止めのタイミング、息止めスキヤンが終了するまでの残り時間などを表示してもよい。

【 0 0 2 4 】

また、電子ペーパー 5 は、液晶ディスプレイと比較して、情報の書き換え時に必要となる電力は微量であるので、ノイズもほとんど発生しない。したがって、被検体 1 1 のスキヤン中に情報を書き換えても、高品質な M R 画像を得ることができる。

【 0 0 2 5 】

尚、電子ペーパー 5 としては、電気泳動式の電子ペーパーを用いることが好ましい。電気泳

10

20

30

40

50

動式の電子ペーパーは、強磁場中で使用しても、磁場の影響をほとんど受けないので、必要な情報を正しく表示することができる。電気泳動式の電子ペーパーが、強磁場中でも必要な情報を正しく表示することができることを検証するため、電気泳動式の電子ペーパーを用いて実験を行った。以下に、実験結果について説明する。

【0026】

図5は、実験結果の説明図である。

実験では、電気泳動式の電子ペーパー50を、MRI装置の收容空間21の内壁22に取り付け、電子ペーパー50に数字「7」を表示させた。図5を参照すると、電子ペーパー50には、数字「7」がきれいに表示されており、電気泳動式の電子ペーパーが、強磁場中でも必要な情報を正しく表示することができることがわかる。また、実質的に磁場の影響を受けないのであれば、電気泳動式とは別の方式の電子ペーパーを用いてもよい。ただし、磁気ツイストボールや磁気感熱式などのデバイスを利用している電子ペーパーは、磁場発生装置2の磁場の影響を受けて正常に動作しない可能性が高いので、使用しないことが望ましい。

10

【0027】

尚、第1の実施形態では、被検体を收容する收容空間21がトンネル型の場合について説明されているが、本発明は、收容空間がオープン型の場合であっても適用することができる。

【0028】

(2) 第2の実施形態

第1の実施形態では、電子ペーパー5が收容空間21の内壁22に取り付けられたMRI装置100について説明されているが、第2の実施形態では、電子ペーパーが磁場発生装置の外面上に取り付けられたMRI装置について説明する。

20

【0029】

図6は、第2の実施形態のMRI装置200の概略図、図7は、シールドルーム101に配置された磁場発生装置2およびテーブル3および4の側面図である。

【0030】

第2の実施形態のMRI装置200は、電子ペーパー5が磁場発生装置2の外面上に取り付けられているが、その他の構成については、第1の実施形態のMRI装置100と同じである。

30

【0031】

図8は、電子ペーパー5に表示される情報の例を示す図である。

第2の実施形態では、電子ペーパー5は、被検体11の個人情報(例えば、名前、生年月日、体重)を表示している。被検体11の個人情報を表示することによって、被検体11がシールドルーム101に入室したときに、被検体11が自分自身で本人確認をすることができ、検査対象者の取り違えを未然に防止することができる。また、電子ペーパー5を磁場発生装置2の外面上に取り付けることによって、オペレータ12も、電子ペーパー5に表示された被検体11の個人情報を容易に確認することができる。被検体11の個人情報の中でも、被検体11の体重は、SAR(Specific Absorption rate)などの観点から非常に重要な情報であるので、オペレータ12が、被検体11の体重を容易に確認できることは、安全管理の面からも好ましい。更に、被検体11が、例えば、小さな子供の場合は、電子ペーパー5に、被検体11の好みに合った画像(アニメのキャラクターなど)を表示してもよい。被検体11が小さな子供の場合は、電子ペーパー5に、被検体11の好みに合った画像を表示しておくことによって、子供の不安感を軽減することができる。

40

【0032】

(3) 第3の実施形態

図3に示すように、ケーブル6は、送信コイル25の近くに配設されている。したがって、送信コイル25が送信するRFパルスが、高周波ノイズとなり、ケーブル6を介して制御装置7に到達する可能性がある。高周波ノイズが制御装置7に到達すると、制御装置

50

7が故障する恐れがあるので、制御装置7は、高周波ノイズから保護されることが望ましい。そこで、第3の実施形態のMRI装置では、制御装置7を高周波ノイズから保護できるように、ケーブル6が構成されている。以下に、第3の実施形態のMRI装置におけるケーブル6について説明する。尚、第3の実施形態のMRI装置は、ケーブル以外は、第1の実施形態のMRI装置100と同じである。したがって、第3の実施形態の説明に当たっては、主に、ケーブルについて説明する。

【0033】

図9は、第3の実施形態のMRI装置におけるケーブル6の説明図である。

ケーブル6は、n本の信号線S1～Sn、内側シールド61、外側シールド62、絶縁体63、およびコンデンサCを有している。

10

【0034】

内側シールド61は、電子ペーパー5の位置から制御装置7の近くの位置まで、信号線S1～Snを覆うように設けられている。外側シールド62は、内側シールド61よりも短く、電子ペーパー5側に設けられている。内側シールド61と外側シールド62との間には、絶縁体63が設けられている。コンデンサCは、内側シールド61と各信号線S1～Snとの間に設けられている。

【0035】

第3の実施形態のケーブル6は、内側シールド61によるシングルシールド構造だけでなく、内側シールド61および外側シールド62によるダブルシールド構造を有している。したがって、RFパルスによる高周波ノイズの大部分はシールドされ、信号線S1～Snに混入することが防止される。尚、内側シールド61および外側シールド62の長さは、図9に示されている長さに限定されることはなく、必要に応じて、適宜変更してもよい。例えば、外側シールド62の長さを、内側シールド61と同じ長さにしてもよい。

20

【0036】

また、ケーブル6はコンデンサCを有しているので、高周波ノイズが信号線S1～Snに混入しても、信号線S1～Snに混入した高周波ノイズの大部分はコンデンサCで除去することができる。このため、高周波ノイズが信号線S1～Snに混入しても、信号線S1～Snに混入した高周波ノイズの大部分は、制御装置7に到達する前に除去することができ、制御装置7が高周波ノイズによって故障することを防止できる。

【0037】

また、ケーブル6は、フェライトを備えてもよい(図10参照)。

図10は、フェライトを有するケーブルの一例を示す図である。

30

【0038】

図10に示すケーブル6は、n本の信号線S1～Sn、内側シールド61、外側シールド62、絶縁体63、およびコンデンサCの他に、フェライトFを有している。フェライトFは、内側シールド61に取り付けられている。フェライトFを備えることによって、信号線S1～Snに混入した高周波ノイズを更に除去することが可能となる。

【0039】

尚、図10では、フェライトFは、内側シールド61に取り付けられているが、信号線S1～Snに取り付けてもよいし(図11参照)、内側シールド61と信号線S1～Snとの両方に取り付けてもよい(図12参照)。

40

【0040】

また、第3の実施形態では、信号線S1～Snに混入したノイズを除去するノイズ除去フィルタとして、コンデンサC(図9参照)、又はコンデンサCおよびフェライトF(図10～図12)が示されている。しかし、コンデンサCやフェライトFとは別の部品(例えば、バラ)を、ノイズ除去フィルタとして使用してもよい。

【符号の説明】

【0041】

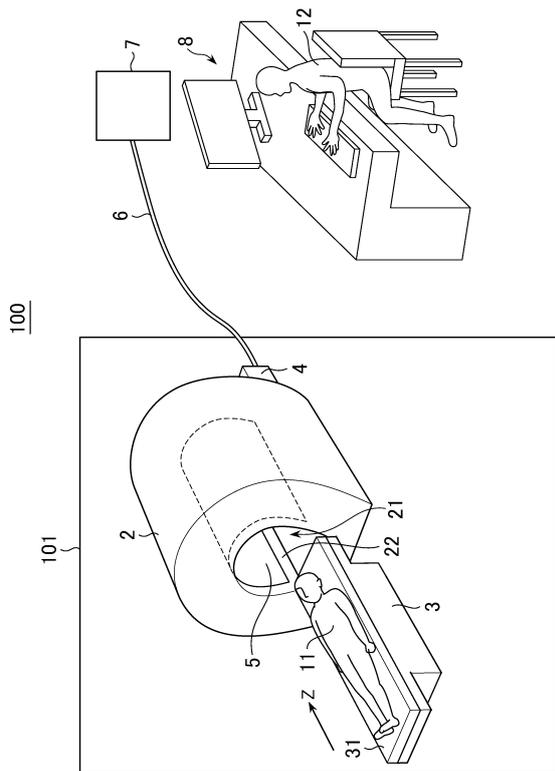
2 磁場発生装置

3、4 テーブル

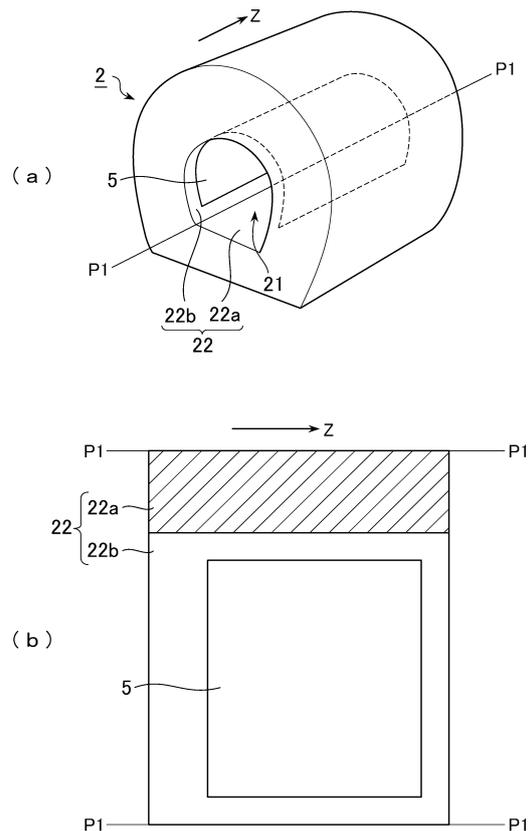
50

- 5 電子ペーパー
- 6 ケーブル
- 7 制御装置
- 8 コンソール
- 1 1 被検体
- 2 1 収容空間
- 2 2 内壁
- 2 2 a 支持面
- 2 2 b 曲面
- 2 3 超伝導コイル
- 2 4 勾配コイル
- 2 5 送信コイル
- 3 1 クレードル
- 1 0 0、2 0 0 MRI装置
- 1 0 1 シールドルーム

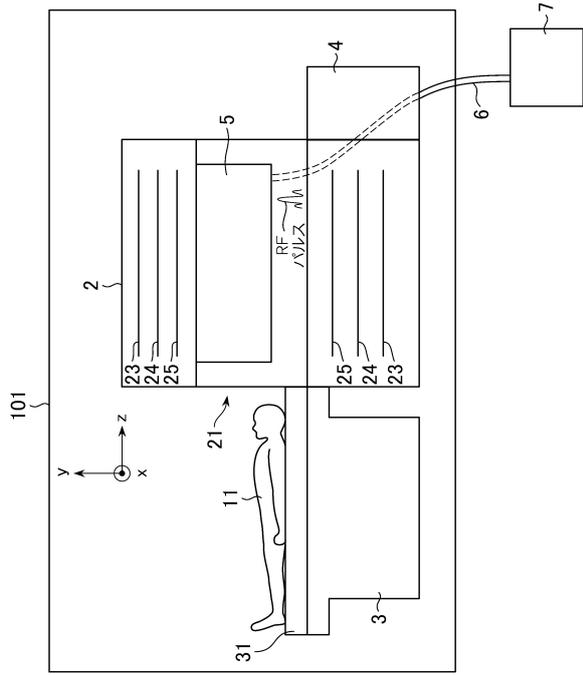
【図1】



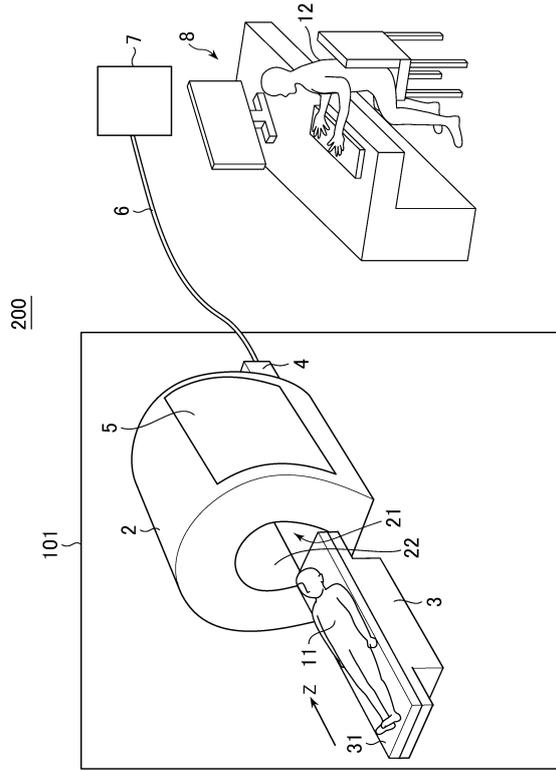
【図2】



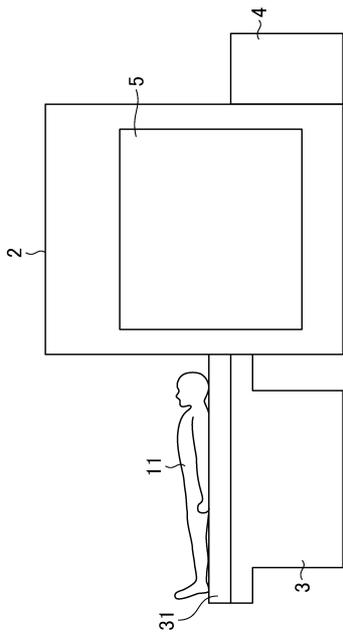
【 図 3 】



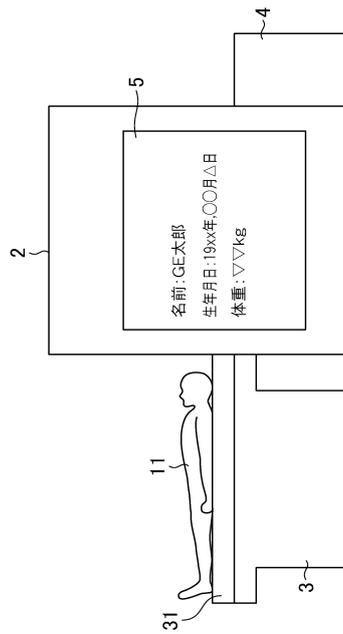
【 図 6 】



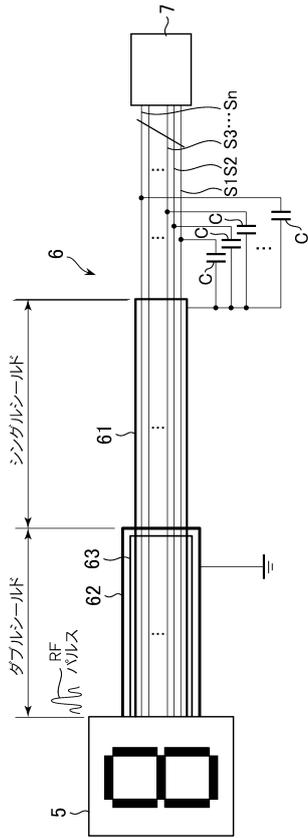
【 図 7 】



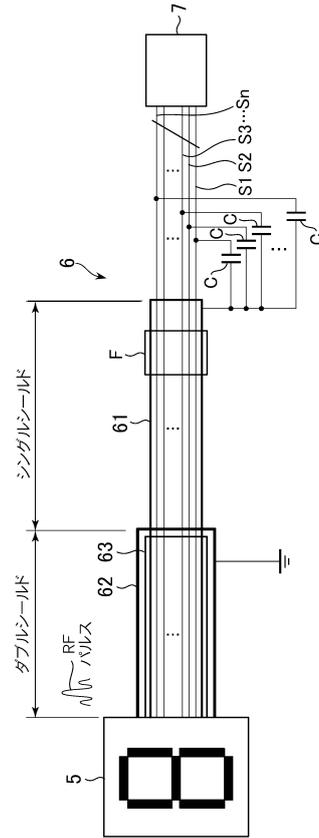
【 図 8 】



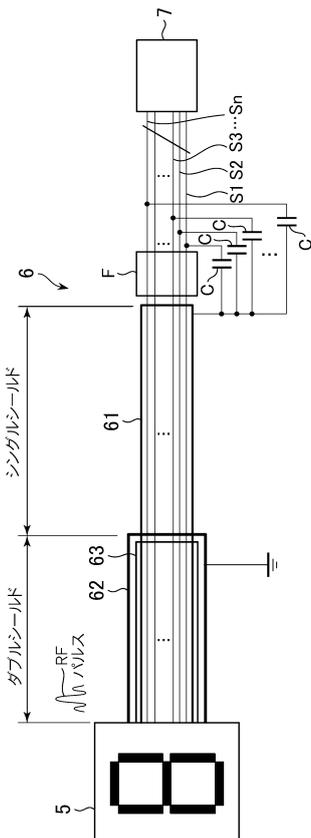
【図 9】



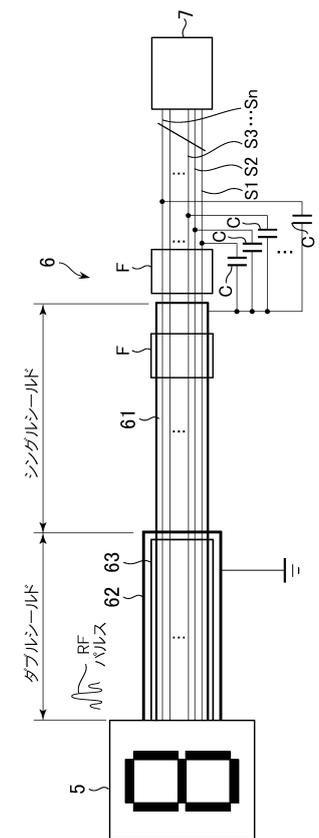
【図 10】



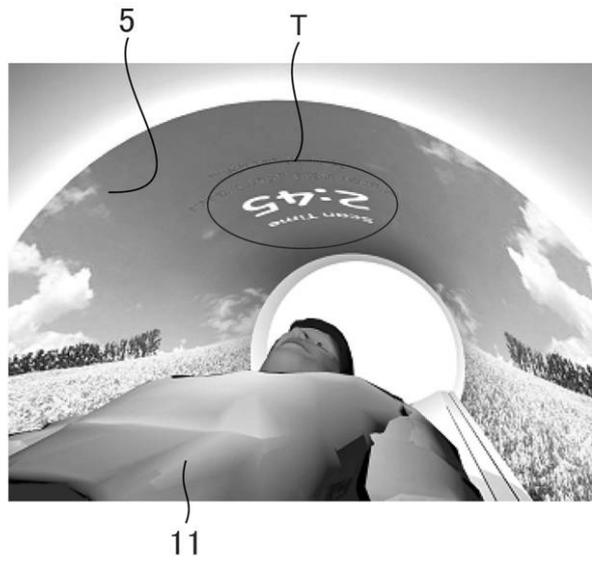
【図 11】



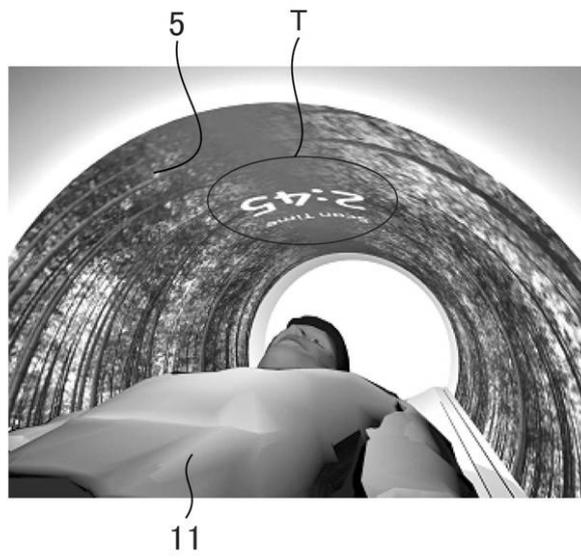
【図 12】



【 図 4 】

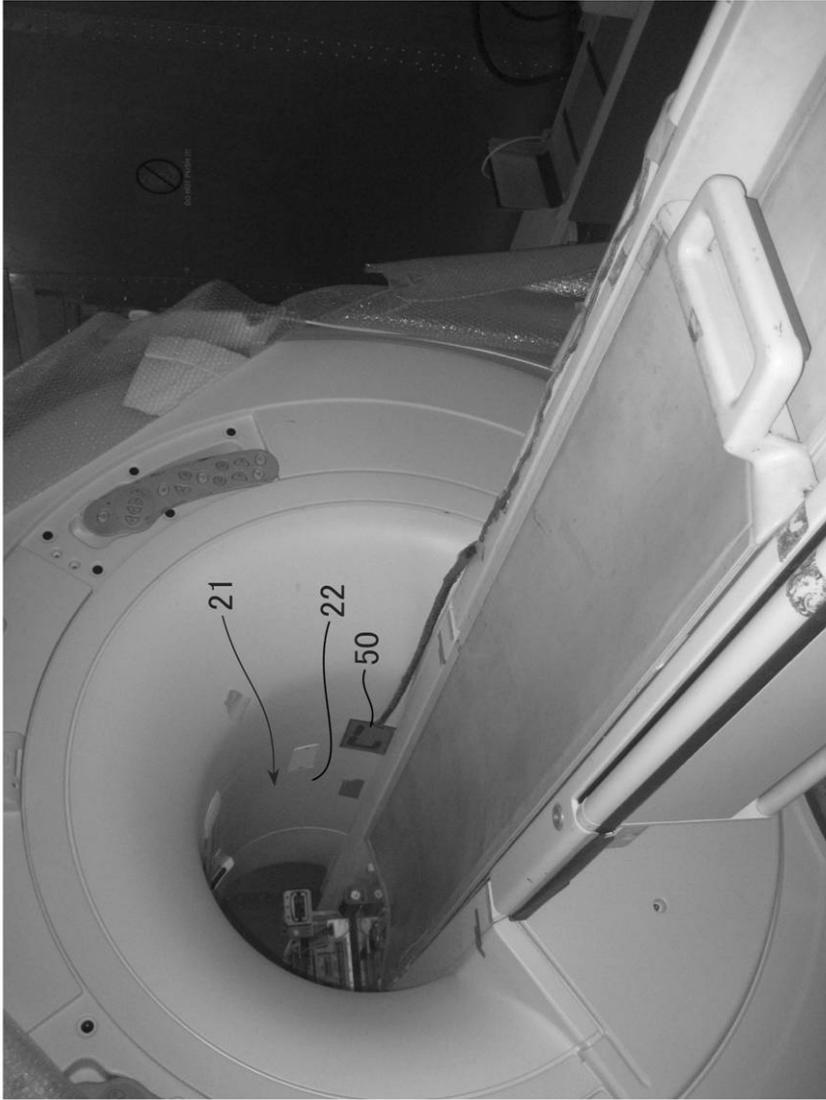


(a)



(b)

【 図 5 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 志茂 幸俊

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

審査官 伊藤 幸仙

(56)参考文献 特開2008-302214(JP,A)

特開2005-000344(JP,A)

特開平08-252239(JP,A)

特開2000-298460(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055