

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6980917号
(P6980917)

(45) 発行日 令和3年12月15日(2021.12.15)

(24) 登録日 令和3年11月19日(2021.11.19)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/055 3 5 5
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/11 1 1 0
	A 6 1 B 5/055 3 5 1
	A 6 1 B 5/055 3 6 4

請求項の数 14 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2020-527099 (P2020-527099)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成30年11月9日 (2018.11.9)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2021-503337 (P2021-503337A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	令和3年2月12日 (2021.2.12)		オランダ国 5656 アーヘー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(86) 国際出願番号	PCT/EP2018/080825	(74) 代理人	110001690
(87) 国際公開番号	W02019/096707		特許業務法人M&Sパートナーズ
(87) 国際公開日	令和1年5月23日 (2019.5.23)	(72) 発明者	リュースラ クリストフ
審査請求日	令和3年9月8日 (2021.9.8)		オランダ国 5656 アーヘー アイン ドーフエン ハイ テック キャンパス 5
(31) 優先権主張番号	17202078.6		
(32) 優先日	平成29年11月16日 (2017.11.16)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁 (EP)		
早期審査対象出願			

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 RF動き検出を有する磁気共鳴イメージングシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

患者の検査用の磁気共鳴イメージングシステムであって、前記磁気共鳴イメージングシステムは、

磁気共鳴画像の生成用の無線周波数(RF)信号を送信及び/又は受信するRFコイルと、

前記RFコイルと接続される前置増幅器と、

前記RFコイルが前記磁気共鳴画像の生成用の前記RF信号を送信及び/又は受信すると同時に、前記患者の組織と相互作用するためのRF送信信号を送信するための、且つ、前記患者の動きによってもたらされる動き信号を受信するための、RFセンサとを備え、

前記RFセンサは、前記前置増幅器と一緒に配置され、

前記RFセンサは、前記RFコイルに統合されているアンテナを含み、

前記RF送信信号は、連続波レーダ信号及び/又は超広帯域レーダ信号を含む、磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項2】

前記前置増幅器及び前記RFセンサは、動き検出用の統合RFトランシーバデバイスを形成する、請求項1に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項3】

前記統合RFトランシーバデバイスは、デジタルスペクトラム拡散信号である搬送波信

号を生成し、

前記統合 R F トランシーバデバイスは更に、前記 R F コイルが M R I 信号及び動き検出用の追加の R F 信号のために同時に使用されるように、前記 M R I 信号からスペクトラム拡散信号を除去するデコリレータを含む、請求項 2 に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項 4】

前記 R F センサは、前記前置増幅器のプリント回路基板上に配置されるアンテナを含む、請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項 5】

受信された前記動き信号を処理する深層学習機能を有する機械学習モジュールを更に含む、請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

10

【請求項 6】

前記機械学習モジュールは、前記磁気共鳴画像の生成用の前記 R F 信号を受信する前記 R F コイルに接続される、請求項 5 に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項 7】

前記磁気共鳴イメージングシステムは、
磁気共鳴画像の生成用の追加の R F 信号を送信及び / 又は受信する追加の R F コイルと

前記患者の組織と相互作用する追加の R F 送信信号を送信及び受信するための、且つ、前記患者の動きによってもたらされる追加の動き信号を受信するための追加の R F センサと、

20

前記追加の動き信号を処理するための追加の機械学習モジュールと
を更に含み、

受信された前記動き信号と、受信された前記追加の動き信号とをそれぞれ処理するために、前記 R F センサと前記追加の R F センサとは、前記機械学習モジュールと前記追加の機械学習モジュールとにそれぞれ別個に接続される、請求項 5 に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項 8】

患者の検査用の磁気共鳴イメージングシステムの作動方法であって、
前記磁気共鳴イメージングシステムは、無線周波数 (R F) コイルと、 R F センサとを含み、前記 R F センサは、前記 R F コイルに統合されているアンテナを含み、前記方法は

30

前記 R F コイルを使用して、磁気共鳴画像の生成用の R F 信号を送信及び / 又は受信するステップと、

前置増幅器を使用して前記 R F 信号を増幅するステップと、
前記前置増幅器と一緒に配置される前記 R F センサを使用して、前記患者の組織と相互作用する R F 送信信号を送信するステップと、

前記磁気共鳴画像の生成用の前記 R F 信号の送信及び / 又は受信と同時に、前記 R F センサを使用して、前記患者の動きによる動き信号を受信するステップと、

を含み、
前記 R F 送信信号は、連続波レーダ信号及び / 又は超広帯域レーダ信号を含む、
方法。

40

【請求項 9】

深層学習機能を有する機械学習モジュールにおいて、受信された前記動き信号を処理するステップを更に含む、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記機械学習モジュールにおいて、受信された前記動き信号を、前記磁気共鳴画像の生成用の前記 R F 信号と一緒に処理するステップを更に含む、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

無線周波数 (R F) コイル及び R F センサを含む患者の検査用の磁気共鳴イメージング

50

システムの動作を制御するための非一時的コンピュータ可読媒体であって、前記RFセンサは、前記RFコイルに統合されているアンテナを含み、前記非一時的コンピュータ可読媒体は、プロセッサ上で実行されると、前記プロセッサに、

前記RFコイルを使用して、磁気共鳴画像の生成用のRF信号を送信及び/又は受信させ、

前置増幅器と一緒に配置される前記RFセンサを使用して、前記患者の組織と相互作用するRF送信信号を送信させ、

前記磁気共鳴画像の生成用の前記RF信号の送信及び/又は受信と同時に、前記RFセンサを使用して、前記患者の動きによる動き信号を受信させる

命令が格納されており、

前記RF送信信号は、連続波レーダ信号及び/又は超広帯域レーダ信号を含む、非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項12】

前記RFコイルは、マルチ共振デザインにおける前記統合RFトランシーバデバイスによってアンテナデバイスとして構成される、請求項2に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項13】

前記前置増幅器及び前記RFセンサは、統合RFトランシーバデバイスを形成し、前記方法は、

前記統合RFトランシーバデバイスを使用して、デジタルスペクトラム拡散信号である搬送波信号を生成するステップ

を更に含む、請求項8に記載の方法。

【請求項14】

前記RFコイルがMRI信号及び動き検出用の追加のRF信号のために同時に使用されるように、前記MRI信号からスペクトラム拡散信号を除去するステップ

を更に含む、請求項13に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴画像の生成用のRF信号を送信及び/又は受信するRFコイルを有するRFコイル装置を含む患者の磁気共鳴イメージング(MRI)検査用のMRIシステムに関し、特に、検査中の患者の動きを検出する可能性を有するMRIシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

当技術分野において一般に知られているように、磁気共鳴イメージングシステムでは、患者(通常は人間又は動物)が均一な主磁場(B₀磁場)に晒されることで、患者内の原子核の磁気モーメントが、すべての原子核の特定の正味の磁化をB₀磁場に平行に形成し、これを傾けることで、印加B₀磁場の軸の周りの回転(ラーモア歳差運動)を生じさせることができる。歳差運動の速度はラーモア周波数と呼ばれ、これは、関与する原子核の特定の物理特性、具体的には磁気回転比と、印加B₀磁場の強度とに依存する。磁気回転比は、磁気モーメントと原子核のスピンとの比である。

【0003】

B₀磁場に対して直交偏波を有し、RF送信アンテナ又はコイルによって生成され且つ関心の原子核のラーモア周波数に一致するRF励起パルス(B₁磁場)を送信することにより、原子核のスピンは励起されて揃えられ、それらの正味の磁化のB₀磁場の方向からの偏向が得られるため、正味の磁化の縦成分に対する横成分が生成される。

【0004】

RF励起パルスの終了後、正味の磁化がその平衡状態に戻るまで、正味の磁化の縦成分及び横成分の緩和過程が開始する。歳差運動する磁化によって生成されるMR(磁気共鳴

10

20

30

40

50

）信号が、RF受信アンテナ又はコイルによって検出される。次に、時間ベースの振幅信号である受信MR信号は、周波数ベースのMRスペクトル信号にフーリエ変換され処理されて、患者内の関心の原子核のMR画像が生成される。

【0005】

患者内のスライス又はボリュームの空間的選択と、関心のスライス又はボリュームから発せられる受信MR信号の空間エンコーディングとを得るために、B0磁場と同じ方向を有するが、直交するx、y及びz方向に勾配を有する傾斜磁場がB0磁場に重ね合わされる。ラーモア周波数は原子核に課される磁場の強度に依存することにより、原子核のラーモア周波数は、全体の重ね合わされたB0磁場の勾配の低下に沿って且つ当該低下と共に適宜低下する（この逆もまた同様である）。これにより、送信RF励起パルスの周波数を適切に調整することにより（また、それに応じてRF/MR受信アンテナの共振周波数を調整することにより）、また、傾斜磁場を適宜制御することにより、x、y及びz方向の各勾配に沿った特定の位置のスライス内での原子核の選択と、これにより、全体として、物体の特定のボクセル内での原子核の選択とを得ることができる。

10

【0006】

上記RF（送信及び/又は受信）アンテナは、患者全体を撮像するようにMRIシステムの検査空間内に固定して取り付けられるか、検査される局所的なゾーン又は領域のすぐ上又は付近に配置されるコイルの形で提供することができる。

【0007】

MRIスキャンには、幾つかの入力パラメータと適切なスキャン準備とが必要である。通常、検査中の患者の体のサイズ及び体重、スキャンする患者の体位及び解剖学的構造に応じてプロトコルが選択され、患者に合うように変更される。通常、このデータは手動で入力する必要がある。例えばスキャンをトリガするために必要である生理学的パラメータは、専用センサを使用して測定する必要がある。しかし、MRI処置中、患者は衣服で覆われ、また、ほとんどの利用では、ヘッドコイル及び/又は（前）面コイルといったRFコイルで覆われる。したがって、患者の動きを検出するための光学的検出方法は、実現することが難しい。

20

【0008】

これに関して、米国特許第4,712,560号から、MRIデータの収集をスライスの動きと同期させる際に使用するためにMRIシステムにおけるイメージングスライスの生理学的動きに対応する信号を提供する装置及び方法が知られている。信号は、所定周波数の入射信号を開始することによって生成され、この信号は、イメージングスライスと相互作用し、この周波数の反射信号を返す。入射信号と反射信号とを混合することにより、信号間の位相及び大きさの関係の変化を示すベースバンド信号が生成される。信号間の位相及び大きさの関係の変化は、イメージングスライスの動きにほぼ線形に関連しているため、ベースバンド信号は、MRIデータの収集をイメージングスライスの動きと同期させるための正確なトリガ信号として機能するイメージングスライスの動きを示す。

30

【0009】

このような動きの情報は、動き補正や心臓トリガリングに使用されるが、リアルタイムで計算することができる大まかな患者モデルの推定にも使用される。更なる用途は、治療デバイス（例えばMR-LINAC）をトリガするためのものである。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

本発明は、MRIシステムにおいて検査中の患者の動きを効率的且つ確実に検出するための代替の解決策を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明によれば、この目的は、独立請求項の主題によって対処される。本発明の好適な実施形態は、従属請求項に記載されている。

50

【 0 0 1 2 】

したがって、本発明によれば、患者の検査用の磁気共鳴イメージングシステムが提供される。磁気共鳴イメージングシステムは、磁気共鳴画像の生成用のRF信号を送信及び/又は受信するRFコイルを有するRFコイル装置を含む。RFコイル装置は、磁気共鳴画像の生成用のRF信号の送信及び/又は受信と同時に、患者の動きによる動き信号を感知することを可能にする患者の組織と相互作用するために適合するRF送信信号を送信するための、追加のRFセンサを備える。

【 0 0 1 3 】

したがって、本発明は、呼吸信号及び心臓信号といった動き信号をモニタリングする追加のRFセンサを有するMRIシステムを実現することに関する。「追加の」との用語は、このような動き信号のセンサとして既に使用されている可能性があるRFコイルに加えて、追加のセンサが設けられるということに関連する。したがって、RFコイルに加えて、磁気共鳴画像の生成用のRF信号の送信及び/又は受信と同時に、患者の動きによる動き信号を感知することを可能にする患者の組織と相互作用するために適合するRF送信信号を送信するための、追加のセンサを備えることが、本発明の本質的な特徴である。臨床的応用では、誘電率又は導電率（例えば電気特性トモグラフィの入力）の同時測定及び推定、リアルタイムの電氣的患者モデリング及び比吸収率制御、動き修正/モデリング並びに心臓トリガリングのためにこの追加情報を使用することができる。これらの応用は、当業者にはよく知られており、したがって、ここでは、明確にするために詳細な説明を省略する。

【 0 0 1 4 】

このようなRFモニタリングには、他の患者モニタリング方法に比べて幾つかの利点がある。光学的モニタリングとは対照的に、RFは衣服や患者を覆う他の物質を通して患者の体内に入り込む。MRナビゲータとは対照的に、RFはMRIイメージングと同時に操作されることが可能である。したがって、システム上で実行されるシーケンスに関係なく、検査手順全体を通じて継続的にセンサデータを利用することができる。RFは非接触型である。つまり、MRオペレータが患者にデバイスを取り付けなくても、ワークフローに負担がかからない。

【 0 0 1 5 】

通常、MRIのコンテキストでは、患者の動きに関して最も関心のあるのは、例えば呼吸又は心臓の動きである。したがって、「患者の動き」との用語は、外部から見える患者の動きだけでなく、患者の内臓の動きといった患者内の動きも対象とする。ほとんどの検査では、患者は完全に静止して横になるが、内部の動きの発生源を追跡することは、高品質撮像に関連している。

【 0 0 1 6 】

一般に、このような動き信号は、RFコイル自体によって受信される。しかし、本発明の好適な実施形態では、追加のRFセンサもまた、患者の動きによる動き信号を受信する。

【 0 0 1 7 】

更に、本発明の好適な実施形態によれば、RFコイル装置は前置増幅器を具備し、追加のRFセンサは前置増幅器内に配置される。この点で、追加のRFセンサが、前置増幅器のプリント回路基板上に配置されたアンテナを含むことが更に好適である。或いは、本発明の好適な実施形態によれば、追加のRFセンサは、RFコイルに統合されているアンテナを含む。

【 0 0 1 8 】

追加のRFセンサを使用して、様々なタイプの信号を送信することができる。本発明の好適な実施形態によれば、追加のRFセンサは、連続波レーダ信号及び/又は超広帯域レーダ信号を送信する。

【 0 0 1 9 】

本発明の好適な実施形態によれば、磁気共鳴イメージングシステムは更に、感知された

10

20

30

40

50

動き信号を受信する深層学習機能を有する機械学習モジュールを含む。深層学習方法は、下位レベルの特徴の構成によって形成される階層の上位レベルからの特徴を有する特徴階層を学習することを目的としている。深層学習方法は、隠れ層を有するニューラルネットワークや隠れ変数のレベルを有するグラフィカルモデルを含む様々な深層アーキテクチャの学習方法を含んでよい。教師なし事前トレーニングは、深層アーキテクチャの学習をより効果的にする。教師なし事前トレーニングは、一種のネットワークプレコンディショナとして機能し、パラメータ値を更なる教師付きトレーニングに適した範囲に置き、モデルをパラメータ空間のポイントに初期化して、経験的コスト関数の最小値の達成の意味で最適化プロセスをより効果的にする。

【0020】

10

この点で、MRIシステムに深層学習機能を有する機械学習モジュールを使用することは、磁気共鳴画像の生成用のRF信号を送信及び/又は受信するRFコイルも含むRFコイル装置の一部である追加のRFセンサに限定されないことに留意されたい。これとは対照的に、追加のRFセンサは、RFコイルとは独立して設けられてもよい。この点で、本発明の好適な実施形態では、追加のRFセンサは、検査中に患者を保持する患者ベッドに配置される。好適には、複数のこのようなRFセンサが設けられる。

【0021】

本発明の好適な実施形態によれば、機械学習モジュールは、磁気共鳴画像の生成用のRF信号を受信するRFコイルにも接続される。更に、複数のRFコイル装置及び複数の機械学習モジュールが設けられることが好適であり、各RFコイル装置は、磁気共鳴画像の生成用のRF信号を送信及び/又は受信するRFコイルと、患者の動き信号を感知することを可能にする患者の組織と相互作用するために適合するRF送信信号を送信するための、追加のRFセンサとを含む。各RFコイル装置は、それぞれの感知された動き信号と、磁気共鳴画像の生成用のそれぞれの信号とをそれぞれの機械学習モジュールに送信するために別個の機械学習モジュールに接続される。

20

【0022】

本発明はまた、患者の検査用の磁気共鳴イメージングシステムの作動方法に関する。磁気共鳴イメージングシステムは、RFコイルと追加のRFセンサとを有するRFコイル装置を含む。方法は、

RFコイルによって、磁気共鳴画像の生成用のRF信号の送信及び/又は受信するステップと、

30

磁気共鳴画像の生成用のRF信号の送信及び/又は受信と同時に、追加のRFセンサによって、患者の動きによる動き信号を感知することを可能にする患者の組織と相互作用するRF送信信号を送信するステップとを含む。

【0023】

この方法の好適な実施形態は、上記MRIシステムの好適な実施形態に関連する。

【0024】

更に、本発明はまた、患者の検査用の磁気共鳴イメージングシステムの動作を制御するための非一時的コンピュータ可読媒体に関する。磁気共鳴イメージングシステムは、RFコイルと追加のRFセンサとを有するRFコイル装置を含む。非一時的コンピュータ可読媒体には、プロセッサ上で実行されると、上記方法のステップを行う命令が格納されている。

40

【図面の簡単な説明】

【0025】

本発明のこれらの態様及び他の態様は、以下に説明する実施形態から明らかになり、当該実施形態を参照して説明する。このような実施形態は、必ずしも本発明の全範囲を表すものではなく、したがって、本発明の範囲を解釈するために、特許請求の範囲及び本明細書を参照する。

【0026】

【図1】図1は、本発明の好適な実施形態による動き検出のための統合RFトランシーバ

50

デバイスを有する前置増幅器プリント回路基板を概略的に示す。

【図2】図2は、本発明の別の好適な実施形態による動き検出のための統合RFトランシーバデバイスを有する前置増幅器プリント回路基板を概略的に示す。

【図3】図3は、本発明の好適な実施形態による統合RF動き検出器を有するRFコイルアレイを概略的に示す。

【図4】図4は、本発明の更に好適な実施形態による統合RF動き検出器アンテナを有するRFコイルを概略的に示す。

【図5】図5は、本発明の好適な実施形態による統合分散スタブアンテナを有するRFコイルアンテナを概略的に示す。

【図6】図6は、本発明の好適な実施形態による患者ベッドに複数のRFセンサを備えたMRIシステムを概略的に示す。

【発明を実施するための形態】

【0027】

図1から、本発明の好適な実施形態による動き検出用の統合RFトランシーバデバイス2とRFコイル4とを有する前置増幅器プリント回路基板1を概略的に見ることができる。これは、磁気共鳴画像の生成用のRF信号を送信及び/又は受信するRFコイル4を有するRFコイル装置である。RFコイル装置は、磁気共鳴画像の生成用のRF信号の送信及び/又は受信と同時に、患者の動きによる動き信号を感知することを可能にする、検査中の患者の組織と相互作用するために適合するRF送信信号を送信及び受信するための、追加のRFセンサを備える。RFトランシーバ2のアンテナ3は、RFコイル4に統合されているが、プリント回路基板1上に配置することもできる。RFコイル4自体もまた、マルチ共振デザインでは、RFトランシーバデバイス2によってアンテナデバイスとして使用することができる。プリント回路基板1は、デジタル変調器9及び増幅器10を含むレーダ及びRFセンサ5を含み、そこから信号がアンテナ3に供給される。RFコイル4によって受信された信号は、前置増幅器6に供給され、更にデジタイザ及びコンプレッサ7に供給される。I/O機能はデジタルインターフェイス8によって実現される。

【0028】

図2は、本発明の別の好適な実施形態による動き検出用の統合RFトランシーバデバイス2'を有する前置増幅器プリント回路基板を概略的に示す。全体的なデザインは、図1に示すデザインと類似し、同様のデバイスは同様の参照符号で参照される。ただし、ここでは、MRI帯域外又はデジタルスペクトラム拡散信号である搬送波信号が生成される。スペクトラム拡散信号は、デコリレータ11を介してMRI信号から除去される。RFコイル4は、MRI及び動き検出用の追加のRF信号に同時に使用される。

【0029】

図3は、本発明の好適な実施形態による統合RF動き検出器を有するRFコイルアレイを概略的に示す。個々のコイル21はそれぞれ局所的動き検出デバイス22を備えている。動き検出デバイス22は、患者の組織23の動き、即ち、患者の内臓(心臓、肝臓)又は患者の体表面の動きを感知する。動き感知フィールドは、参照符号24で示されている。個々のコイル素子間の反射波又はクロストークのいずれかが、更なる処理に使用される。

【0030】

図4は、本発明の更に好適な実施形態、即ち、a)アンテナアレイ41、b)ダイポール42及びc)スパイラルビバルディデザイン43による統合RF動き検出器アンテナを有するRFコイル4を概略的に示す。図5は、本発明の別の好適な実施形態による統合分散スタブアンテナ44を有するRFコイルアンテナ4を概略的に示す。

【0031】

本発明の好適な実施形態によれば、図6に概略的に示すMRIシステム60は、深層学習機能を備えた機械学習モジュール51を含む。図6は更に、MRIシステム60のMRIボア54内でのMRI検査中に患者53を保持する患者ベッド52を示す。患者ベッド52は、患者53の組織と相互作用するRF送信信号を送信することで、磁気共鳴画像の

10

20

30

40

50

生成用のRF信号の送信及び/又は受信と同時に、患者53の動きによる動き信号を感知することを可能にする幾つかのRFセンサ55を含む。RFセンサ55は、ユーザによる操作のためのMRIコンソール57と機械学習モジュール51との両方に結合された信号制御及び処理ユニット56によって制御される。機械学習モジュール51は、感知された動き信号と、磁気共鳴画像の生成用のRF信号とを受信する。

【0032】

機械学習モジュール51は、RFセンサ55の動作条件の関連するセンサ属性、例えば、

- 心臓の動き
- 臓器の動き（呼吸）
- 体及び四肢の動き
- 患者の姿勢
- 患者の体重
- 電気的パラメータ（誘電率及び負荷）
- 反射パワー
- コイル負荷条件

を特定する。

【0033】

信号制御及び処理ユニット56は、RFセンサ係数設定を継続的に修正し、また、動作条件が変化するにつれて、センサ、周波数及びアンテナの選択といった他のパラメータを修正する。機械学習モジュール51は、現在の動作条件をモニタリングし、突然の変化に応答して、同様の条件下で前にうまくいった過去の係数を復元する。

【0034】

うまくいった係数設定は、測定された動作条件から導出された多次元属性ベクトルを使用してインデックスが付けられたリストに保存される。配列構造のルックアップテーブルとは異なり、リストは要素を自動的に生成する。より多くの動作条件を経験すると成長し、隣接する要素が冗長であると認識されると縮小するため、リストのサイズは動的である。

【0035】

本発明を、図面及び前述の説明で詳細に例示及び説明してきたが、このような例示及び説明は、例示的と見なされるべきであり、限定的ではない。本発明は、開示された実施形態に限定されない。開示された実施形態に対する他の変形は、図面、開示及び添付の特許請求の範囲の検討から、請求項に係る発明を実施する際に当業者によって理解及び達成される。特許請求の範囲において、「含む」との用語は、他の要素又はステップを除外せず、単数形は複数を除外しない。特定の手段が相互に異なる従属請求項に記載されているということだけで、これらの手段の組み合わせが有利に使用できないことを示していない。特許請求の範囲における参照符号は、範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。更に、明確にするために、図面中のすべての要素に参照符号が付されているわけではない。

【符号の説明】

【0036】

- 1 プリント基板基盤
- 2 トランシーバデバイス
- 3 アンテナ
- 4 RFコイル
- 5 追加のRFセンサ
- 6 前置増幅器
- 7 デジタイザ及びコンプレッサ
- 8 デジタルインターフェイス
- 9 デジタル変調器

10

20

30

40

50

- 1 0 増幅器
- 1 1 デコリレータ
- 2 1 コイル
- 2 2 動き検出デバイス
- 2 3 組織
- 4 1 アンテナアレイ
- 4 2 ダイポール
- 4 3 スパイラルビバルディデザイン
- 4 4 分散スタブアンテナ
- 5 1 機械学習モジュール
- 5 2 患者ベッド
- 5 3 患者
- 5 4 M R I ボア
- 5 5 R F センサ
- 5 6 信号制御及び処理ユニット
- 5 7 M R I コンソール
- 6 0 M R I システム

【図1】

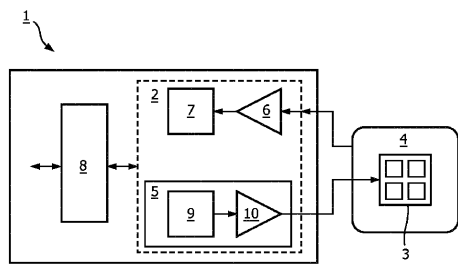


FIG. 1

【図2】

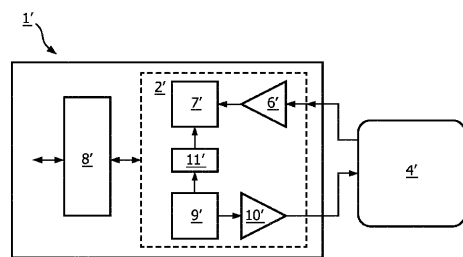


FIG. 2

【図3】

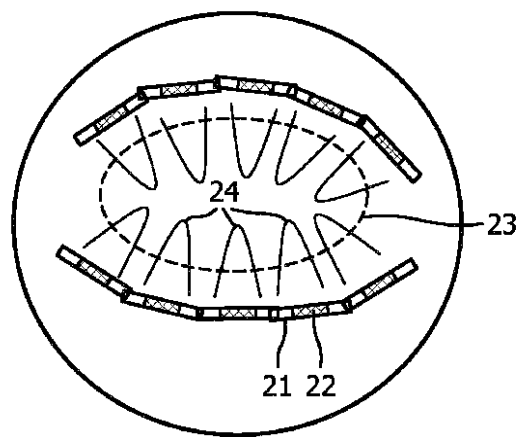


FIG. 3

【 図 4 a 】

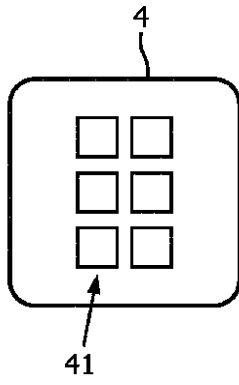


FIG. 4a

【 図 4 b 】

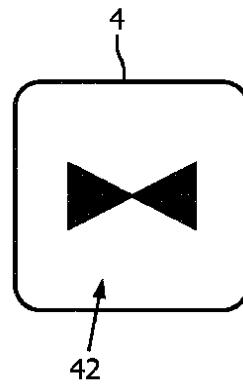


FIG. 4b

【 図 4 c 】

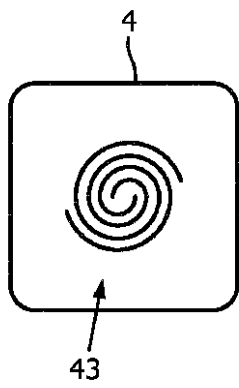


FIG. 4c

【 図 5 】

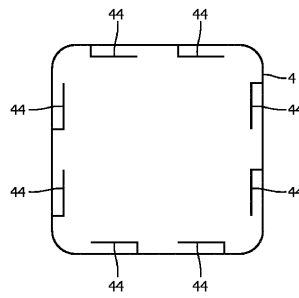


FIG. 5

【 6 】

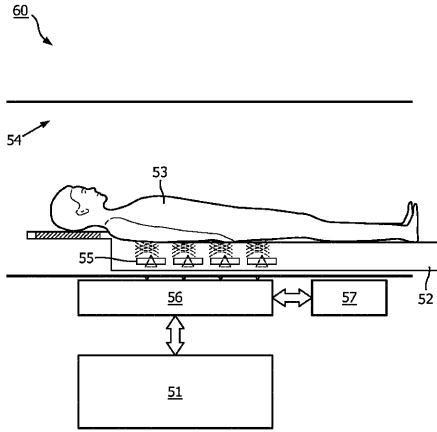


FIG. 6

フロントページの続き

- (72)発明者 ウィルツ ダニエル
オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5
- (72)発明者 ニールセン ティム
オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

審査官 亀澤 智博

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2017/0160367(US, A1)
韓国登録特許第10-1688434(KR, B1)
国際公開第2015/092062(WO, A1)
米国特許出願公開第2015/0065857(US, A1)
米国特許出願公開第2014/0073908(US, A1)
米国特許出願公開第2011/0066027(US, A1)
米国特許出願公開第2008/0275337(US, A1)
米国特許出願公開第2008/0039718(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00 - 5/113