

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6692757号
(P6692757)

(45) 発行日 令和2年5月13日(2020.5.13)

(24) 登録日 令和2年4月17日(2020.4.17)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 5/055 (2006.01)
 A 6 1 B 5/055 3 5 1
 A 6 1 B 5/055 3 7 0
 A 6 1 B 5/055 Z DM

請求項の数 8 (全 16 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2016-570307 (P2016-570307) (86) (22) 出願日 平成27年5月27日 (2015.5.27) (65) 公表番号 特表2017-516577 (P2017-516577A) (43) 公表日 平成29年6月22日 (2017.6.22) (86) 国際出願番号 PCT/EP2015/061754 (87) 国際公開番号 W02015/185421 (87) 国際公開日 平成27年12月10日 (2015.12.10) 審査請求日 平成30年5月24日 (2018.5.24) (31) 優先権主張番号 14171089.7 (32) 優先日 平成26年6月4日 (2014.6.4) (33) 優先権主張国・地域又は機関 欧州特許庁 (EP)</p> <p>前置審査</p>	<p>(73) 特許権者 590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーヘー アイン ドーフェン ハイテック キャンパス 5 2 (74) 代理人 110001690 特許業務法人M&Sパートナーズ (72) 発明者 ハーヴェイ ポール ロイストン オランダ国 5656 アーヘー アイン ドーフェン ハイ テック キャンパス 5</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 患者の近接に応じた比吸収率の調整

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

撮像の対象の被験者に印加される無線周波数励起場を調整することに関して、対象の被験者の少なくとも一部の磁気共鳴画像を取得する磁気共鳴イメージングシステムを動作させる方法であって、

前記磁気共鳴イメージングシステムの少なくとも1つの無線周波数送信アンテナに対する対象の被験者の少なくとも一部の相対位置を示す少なくとも1つの位置パラメータを測定するステップと、

測定された前記少なくとも1つの位置パラメータと測定された対象の被験者の幾何学的な寸法とのうち少なくとも1つに応じて、前記少なくとも1つの無線周波数送信アンテナに供給される無線周波数電力の少なくとも1つの無線周波数電力関連パラメータを調整するステップと、を有し、

前記少なくとも1つの位置パラメータを測定するステップは、少なくとも1つの近接検出器を有する近接検出ユニットを使用することによって実施され、

前記近接検出ユニットは、対象の被験者の両半身を狙うように配置された少なくとも2つの近接検出器を含み、

前記方法は、

対象の被験者の少なくとも1つの横寸法を決定するステップをさらに有し、

前記少なくとも1つの無線周波数送信アンテナに供給される無線周波数電力の少なくとも1つの無線周波数電力関連パラメータを調整するステップは、さらに、測定された前記

10

20

少なくとも1つの位置パラメータと対象の被験者の前記少なくとも1つの横寸法との両方に応じて実施される、方法。

【請求項2】

前記磁気共鳴イメージングシステムの前記少なくとも1つの無線周波数送信アンテナに対する対象の被験者の少なくとも一部の相対位置を示す前記少なくとも1つの位置パラメータを測定するステップと、

前記少なくとも2つの近接検出器を介して対象の被験者の少なくとも1つの横寸法を決定するステップとが、対象の被験者の少なくとも一部の複数の箇所について実施されるステップと、

複数の箇所で測定された前記位置パラメータと前記横寸法とから、前記磁気共鳴イメージングシステムの前記少なくとも1つの無線周波数送信アンテナに対する対象の被験者の幾何学的な輪郭を生成するためのデータを取得するステップとをさらに有する、請求項1に記載の方法。

10

【請求項3】

測定された対象の被験者の前記位置パラメータ及び前記横寸法を利用することによって、前記少なくとも1つの無線周波数送信アンテナにより送信される無線周波数電力の予想される比吸収率を決定するステップをさらに有し、この決定は、特定の相対位置パラメータで送信無線周波数電力に曝されている間に特定の横寸法を有する対象の被験者によって吸収される比吸収率の所定の関係に基づいていて、

前記少なくとも1つの無線周波数送信アンテナに供給される無線周波数電力の前記少なくとも1つの無線周波数電力関連パラメータを調整するステップは、決定された予想される比吸収率に応じて実施される、請求項1又は2に記載の方法。

20

【請求項4】

前記少なくとも1つの無線周波数送信アンテナに供給される無線周波数電力の前記少なくとも1つの無線周波数電力関連パラメータを調整するステップは、無線周波数パルスシーケンスのデューティサイクルと無線周波数電力振幅とのうち少なくとも1つを調整することを有する、請求項1乃至3の何れか一項に記載の方法。

【請求項5】

対象の被験者の少なくとも一部の磁気共鳴画像を取得する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、

30

対象の被験者の少なくとも一部を対象の被験者が検査空間に進入するための入口領域を有する検査空間内部に配置するための当該検査空間を提供する走査ユニットであって、前記検査空間内に静磁場 B_0 を発生させる主磁石をさらに有する走査ユニットと、

静磁場 B_0 に重畳される勾配磁場を発生させる磁気勾配コイルシステムと、

磁気共鳴励起のために対象の被験者の一部の原子核又は対象の被験者の一部内の原子核に無線周波数励起場 B_1 を印加する少なくとも1つの無線周波数送信アンテナと、

無線周波数励起場 B_1 を印加することによって励起された対象の被験者の一部の原子核又は対象の被験者の一部内の原子核から磁気共鳴信号を受信する少なくとも1つの無線周波数受信アンテナと、

前記磁気共鳴イメージングシステムの機能を制御する制御ユニットと、

40

少なくとも1つの近接検出器を含み、前記少なくとも1つの無線周波数送信アンテナに対する対象の被験者の少なくとも一部の相対位置を示す少なくとも1つの位置パラメータを測定する近接検出ユニットと、を有し、

前記制御ユニットは、請求項1乃至4の何れか一項に記載の方法のステップを実施する、磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項6】

対象の被験者の少なくとも一部の磁気共鳴画像を取得する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、

対象の被験者の少なくとも一部を対象の被験者が検査空間に進入するための入口領域を有する検査空間内部に配置するための当該検査空間を提供する走査ユニットであって、前

50

記検査空間内に静磁場 B 0 を発生させる主磁石をさらに有する走査ユニットと、
静磁場 B 0 に重畳される勾配磁場を発生させる磁気勾配コイルシステムと、
磁気共鳴励起のために対象の被験者の一部の原子核又は対象の被験者の一部内の原子核
に無線周波数励起場 B 1 を印加する少なくとも 1 つの無線周波数送信アンテナと、

無線周波数励起場 B 1 を印加することによって励起された対象の被験者の一部の原子核
又は対象の被験者の一部内の原子核から磁気共鳴信号を受信する少なくとも 1 つの無線周
波数受信アンテナと、

前記磁気共鳴イメージングシステムの機能を制御する制御ユニットと、
少なくとも 1 つの近接検出器を含み、前記少なくとも 1 つの無線周波数送信アンテナに
対する対象の被験者の少なくとも一部の相対位置を示す少なくとも 1 つの位置パラメータ
を測定する近接検出ユニットと、を有し、

10

前記制御ユニットは、測定された前記少なくとも 1 つの位置パラメータと測定された対
象の被験者の幾何学的な寸法とのうち少なくとも 1 つに応じて、前記少なくとも 1 つの無
線周波数送信アンテナに供給される無線周波数電力の少なくとも 1 つの無線周波数電力関
連パラメータを調整し、

前記近接検出ユニットは、少なくとも 1 つの動作状態において、少なくとも 45 ° の角
度を形成する交差する 2 方向から対象の被験者を狙うように配置された少なくとも 1 対の
近接検出器を有する、磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項 7】

対象の被験者の少なくとも一部の磁気共鳴画像を取得する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、

20

対象の被験者の少なくとも一部を対象の被験者が検査空間に進入するための入口領域を
有する検査空間内部に配置するための当該検査空間を提供する走査ユニットであって、前
記検査空間内に静磁場 B 0 を発生させる主磁石をさらに有する走査ユニットと、

静磁場 B 0 に重畳される勾配磁場を発生させる磁気勾配コイルシステムと、
磁気共鳴励起のために対象の被験者の一部の原子核又は対象の被験者の一部内の原子核
に無線周波数励起場 B 1 を印加する少なくとも 1 つの無線周波数送信アンテナと、

無線周波数励起場 B 1 を印加することによって励起された対象の被験者の一部の原子核
又は対象の被験者の一部内の原子核から磁気共鳴信号を受信する少なくとも 1 つの無線周
波数受信アンテナと、

30

前記磁気共鳴イメージングシステムの機能を制御する制御ユニットと、
少なくとも 1 つの近接検出器を含み、前記少なくとも 1 つの無線周波数送信アンテナに
対する対象の被験者の少なくとも一部の相対位置を示す少なくとも 1 つの位置パラメータ
を測定する近接検出ユニットと、を有し、

前記制御ユニットは、測定された前記少なくとも 1 つの位置パラメータと測定された対
象の被験者の幾何学的な寸法とのうち少なくとも 1 つに応じて、前記少なくとも 1 つの無
線周波数送信アンテナに供給される無線周波数電力の少なくとも 1 つの無線周波数電力関
連パラメータを調整し、

前記少なくとも 1 つの近接検出器又は 1 対の近接検出器は、前記走査ユニットの前記入
口領域に配置される、磁気共鳴イメージングシステム。

40

【請求項 8】

前記少なくとも 1 つの近接検出器は、カメラとして設計されている、請求項 5 乃至 7 の
何れか一項に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、撮像の対象の被験者に印加される無線周波数励起場を調整することに関して
 磁気共鳴イメージングシステムを動作させる方法と、そのような方法を用いることによっ
 て動作される磁気共鳴イメージングシステムとに係る。

【背景技術】

50

【0002】

磁気共鳴イメージングの分野において、撮像される対象の被験者は、励起された原子核から磁気共鳴信号を取得する前に、対象の被験者の原子核又は対象の被験者内の原子核を励起するために印加される無線周波数場に曝される。比吸収率の上限に関する安全要件が監視されなければならない。

【0003】

米国特許出願第2005/0122108号明細書は、対象の外形を検出する外形検出ユニットを備えた磁気共鳴イメージング装置を開示している。また、検出された外形に基づいて無線周波数コイルを移動させるコイル移動ユニットが設けられている。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

磁気共鳴イメージングシステムは、撮像中の対象の被験者の比吸収率の上限に関する安全要件が随時監視されるように動作させるのが望ましい。

【0005】

したがって、本発明の目的は、撮像の対象の被験者に印加される無線周波数励起場を調整することに関して磁気共鳴イメージングシステムを動作させる方法を提供することであり、ここで、磁気共鳴イメージングシステムは、対象の被験者の少なくとも一部の磁気共鳴画像を取得するように構成されている。

【課題を解決するための手段】

【0006】

この方法は、
・磁気共鳴イメージングシステムの少なくとも1つの無線周波数送信アンテナに対する対象の被験者の少なくとも一部の位置を示す少なくとも1つの位置パラメータを決定するステップと、
・決定された少なくとも1つの位置パラメータと決定された対象の被験者の幾何学的な寸法とのうち少なくとも1つに応じて、その少なくとも1つの無線周波数送信アンテナに供給される無線周波数電力の少なくとも1つの無線周波数電力関連パラメータを調整するステップと、
を有する。

【0007】

「位置パラメータ」という言い回しは、本願において用いられる場合、特に、少なくとも1つの無線周波数送信アンテナに対する対象の被験者の少なくとも一部の位置を直接的又は間接的に示すパラメータとして理解されるべきである。間接的な場合には、位置パラメータは、基準位置に対する対象の被験者の少なくとも一部の位置を示してもよく、この基準位置については少なくとも1つの無線周波数送信アンテナに対する相対位置がわかっている。

【0008】

このようにして、磁気共鳴システムの無線周波数送信アンテナに対する対象の被験者の大きさ、姿勢、又は相対位置にかかわらず、対象の被験者の健康にとって潜在的に危険であり得る比吸収率に対象の被験者が曝されることが、確実に防止可能となる。

【0009】

少なくとも1つの無線周波数電力関連パラメータを調整するステップは、オペレータによって手動で実施されてもよいし、あるいは好適には、ヒューマンエラーが発生し難いように例えば磁気共鳴イメージングシステムの制御ユニットによって自動的に実施されてもよく、制御ユニットは少なくとも1つの無線周波数電力関連パラメータを直接的又は間接的に制御するように構成されている。

【0010】

この方法の好適な一実施形態においては、少なくとも1つの位置パラメータを決定するステップは、少なくとも1つの近接検出器を有する近接検出ユニットを使用することによ

10

20

30

40

50

って実施される。「近接検出器」という用語は、本願において用いられる場合、特に、検出器と対象との間の物理的接触なしに対象の位置を検出することのできる検出器として理解されるべきである。好適には、少なくとも1つの近接検出器は、特に近接感知（拡散）配置された超音波近接検出器、光学（例えば赤外線）近接検出器により形成されるグループから選択され、概して光学的又は音響的な作動原理に基づく。一実施形態においては、少なくとも1つの近接検出器は、カメラとして設計されていてもよい。「近接検出ユニット」という用語は、磁気共鳴イメージングに基づく作動原理を有するユニットを明確に除外すべきである。

【0011】

好適には、少なくとも1つの近接検出器は、磁気共鳴走査ユニットの検査空間の入口領域に配置される。「入口領域」という言い回しは、本願において用いられる場合、特に、患者が検査空間に進入する前に横切らなければならない体積として理解されるべきである。

10

【0012】

さらなる好適な一実施形態においては、近接検出ユニットは、対象の被験者の両半身を狙うように配置された少なくとも2つの近接検出器を含む。この方法は、対象の被験者の少なくとも1つの横寸法を決定するステップをさらに有する。少なくとも1つの無線周波数送信アンテナに供給される無線周波数電力の少なくとも1つの無線周波数電力関連パラメータを調整するステップは、さらに、決定された少なくとも1つの位置パラメータと対象の被験者の少なくとも1つの横寸法との両方に応じて実施される。

20

【0013】

これにより、対象の被験者の大きさ、姿勢、又は相対位置にかかわらず、対象の被験者の健康にとって潜在的に危険であり得る比吸収率に対象の被験者が曝されることが、容易且つ確実に回避可能となる。

【0014】

この方法のさらに別の好適な一実施形態においては、

- ・磁気共鳴イメージングシステムの少なくとも1つの無線周波数送信アンテナに対する対象の被験者の少なくとも一部の位置を示す少なくとも1つの位置パラメータを決定するステップと、
- ・少なくとも2つの近接検出器を介して対象の被験者の少なくとも1つの横寸法を決定するステップと、

が、対象の被験者の少なくとも一部の複数の箇所について実施される。

30

【0015】

この方法は、

- ・複数の箇所決定された位置パラメータと横寸法とから、磁気共鳴イメージングシステムの少なくとも1つの無線周波数送信アンテナに対する対象の被験者の幾何学的な輪郭を生成するためのデータを取得するステップ

をさらに有する。

【0016】

複数の箇所について位置パラメータ及び対象の被験者の横寸法を決定することは、対象の被験者を動かすこと又は近接検出器を動かすことによって、近接検出器に対する対象の被験者の移動の最中に連続的に実施されてもよい。好適には、対象の被験者が人間の場合、複数の箇所は対象の被験者の人間の体軸に沿って配置される。

40

【0017】

このようにして、適切な配置を用いることで、少なくとも1つの無線周波数送信アンテナに対する対象の被験者の少なくとも一部の位置が容易に監視及び確認可能となる。監視及び確認は、オペレータによって実施されてもよいし、あるいは好適には、ヒューマンエラーが発生し難いように例えば磁気共鳴イメージングシステムの制御ユニットによって自動的に実施されてもよい。

【0018】

50

さらに別の一実施形態においては、この方法は、決定された対象の被験者の位置パラメータ及び横寸法を利用することによって、少なくとも1つの無線周波数送信アンテナにより送信される無線周波数電力の予期される比吸収率を決定するステップをさらに有する。この決定は、特定の相対位置パラメータで送信無線周波数電力に曝されている間に特定の横寸法を有する対象の被験者によって吸収される比吸収率の所定の関係に基づいている。少なくとも1つの無線周波数送信アンテナに供給される無線周波数電力の少なくとも1つの無線周波数電力関連パラメータを調整するステップは、決定された予期される比吸収率に応じて実施される。

【0019】

「比吸収率」という言い回しは、本願において用いられる場合、特に、全身比吸収率ならびに撮像中の対象の被験者の一部に関する局所比吸収率を包含するものと理解されるべきである。

【0020】

このようにして、予期される比吸収率の対象の被験者別及び位置別の推定が可能となり、これは、少なくとも1つの無線周波数電力関連パラメータを調整するステップを、最適な信号対雑音比のために無線周波数励起場が可能な限り大きくなるように、しかし確実に最大許容比吸収率を下回って維持されるように実施することを可能にする。

【0021】

一実施形態においては、少なくとも1つの無線周波数送信アンテナに供給される無線周波数電力の少なくとも1つの無線周波数電力関連パラメータを調整するステップは、無線周波数パルスシーケンスのデューティサイクルと無線周波数電力振幅とのうち少なくとも1つを調整することを有する。これにより、磁気共鳴イメージングの技術分野において慣用の無線周波数パルスシーケンスの調整の柔軟性が達成可能となる。

【0022】

本発明の別の一態様においては、対象の被験者の少なくとも一部の磁気共鳴画像を取得するように構成された磁気共鳴イメージングシステムが提供される。この磁気共鳴イメージングシステムは、

- ・対象の被験者の少なくとも一部を対象の被験者が検査空間に進入するための入口領域を有する検査空間内部に配置するための検査空間を提供する走査ユニットであって、検査空間内に静磁場 B_0 を発生させるように構成された主磁石をさらに有する走査ユニットと、
- ・静磁場 B_0 に重畳される勾配磁場を発生させるように構成された磁気勾配コイルシステムと、
- ・磁気共鳴励起のために対象の被験者の一部の原子核又は対象の被験者の一部内の原子核に無線周波数励起場 B_1 を印加するように構成された少なくとも1つの無線周波数送信アンテナと、
- ・無線周波数励起場 B_1 を印加することによって励起された対象の被験者の一部の原子核又は対象の被験者の一部内の原子核から磁気共鳴信号を受信するように構成された少なくとも1つの無線周波数受信アンテナと、
- ・磁気共鳴イメージングシステムの機能を制御するように構成された制御ユニットと、
- ・少なくとも1つの近接検出器を含み、少なくとも1つの無線周波数送信アンテナに対する対象の被験者の少なくとも一部の位置を示す少なくとも1つの位置パラメータを決定するように構成された近接検出ユニットとを、備える。

【0023】

制御ユニットは、本明細書において先に開示されたいずれかの方法のステップ又はその組み合わせを実施するように構成されている。

【0024】

このようにして、対象の被験者の少なくとも一部の磁気共鳴画像の取得の最中に対象の被験者が最大許容比吸収率を上回る無線周波数励起場レベルに曝されることが、確実に防止される。

【0025】

10

20

30

40

50

磁気共鳴イメージングシステムの別の好適な一実施形態においては、近接検出ユニットは、少なくとも1つの動作状態において、少なくとも45°の角度を形成する交差する2方向から対象の被験者を狙うように配置された少なくとも1対の近接検出器を有する。

【0026】

これにより、対象の被験者の横寸法及び位置パラメータから決定可能な複数の箇所をわたる対象の被験者の断面の展開に基づいて、予期される比吸収率の対象の被験者別及び位置別の改良された推定が可能となる。予期される比吸収率の推定は、少なくとも1つの無線周波数電力関連パラメータを調整するステップを、最適な信号対雑音比のために無線周波数励起場が可能な限り大きくなるように、しかし確実に最大許容比吸収率を下回って維持されるように実施することを可能にする。

【0027】

さらに、決定された対象の被験者の断面は、胴体に接触している対象の被験者の四肢及び/又は接触している脚の検出を可能にすることができる。

【0028】

磁気共鳴イメージングシステムのさらに別の好適な一実施形態においては、少なくとも1つの近接検出器又は1対の近接検出器は、走査ユニットの入口領域に配置される。このようにして、検査空間内での対象の被験者の配置の最中に、複数の箇所をわたる断面の展開が容易に決定可能となる。

【0029】

磁気共鳴イメージングシステムの別の好適な一実施形態においては、少なくとも1つの近接検出器は、カメラとして設計されている。カメラは出力ポートにおいてデジタル信号を提供してもよい。好適には、カメラは、検査空間の入口領域を狙って、走査ユニットの外側に配置される。カメラによって撮影された写真から、少なくとも1つの無線周波数送信アンテナに対する対象の被験者の少なくとも一部の位置パラメータと対象の被験者の横寸法とが、容易に取得され得る。

【0030】

本発明のこれら及び他の態様は、以下に説明される実施形態から明白になるとともにこれを参照することにより明瞭になるであろう。もっとも、そ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は、特許請求の範囲及び本明細書が参照される。

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図1】本発明による磁気共鳴イメージングシステムの一実施形態の一部の概略図を示す。

【図2】図1による磁気共鳴イメージングシステムの走査ユニットの入口領域の上面図である。

【図3】無線周波数送信アンテナに対する2つの異なる位置における対象の被験者の幾何学的な輪郭を示す。

【図4】4つという複数の近接検出器を含む近接検出ユニットの代替的な一実施形態を描く。

【図5】9つという複数の放射状に配置された近接検出器を含む近接検出ユニットの別の代替的な一実施形態を示す。

【発明を実施するための形態】

【0032】

図1は、対象の被験者20、通常は患者の少なくとも一部の磁気共鳴画像を取得するように構成された磁気共鳴イメージングシステム10の一実施形態の一部の概略図を示す。磁気共鳴イメージングシステム10は、主磁石14を有する走査ユニット12を有する。主磁石14は、中心軸18を中心として内部に対象の被験者20が配置される検査空間16を提供する中心ボアを有する。検査空間16は、中心ボアの壁44によって側面を限定されている。検査空間16は、対象の被験者20が検査空間16に入るために横切らなけ

10

20

30

40

50

ればならない入口領域 32 を有する。主磁石 14 は、少なくとも検査空間 16 内に静磁場 B_0 を発生させるために設けられている。静磁場 B_0 は、中心軸 18 に平行に整列され、検査空間 16 の軸方向を定義する。本発明は静磁場内に検査領域を提供する任意の他の種類の磁気共鳴イメージングシステムにも適用可能であることが理解される。

【0033】

また、磁気共鳴イメージングシステム 10 は、静磁場 B_0 に重畳される勾配磁場を発生させるように構成された磁気勾配コイルシステム 22 を有する。磁気勾配コイルシステム 22 は、主磁石 14 のボア内、検査空間 16 の外側に、同心円状に配置される。

【0034】

磁気共鳴イメージングシステム 10 は、磁気共鳴イメージングシステム 10 の機能を制御するように構成された制御ユニット 26 を有する。制御ユニット 26 は、タッチセンシティブ画面を備えたモニタユニットを有するヒューマンインタフェース装置 24 を含む。

【0035】

さらに、磁気共鳴イメージングシステム 10 は、全身用コイルとして設計された無線周波数アンテナ装置 36 を含み、これは、磁気共鳴イメージングの目的で対象の被験者 20 の原子核又は対象の被験者 20 内の原子核を励起するべく、無線周波数送信期間中に磁気共鳴励起のために対象の被験者 20 の原子核又は対象の被験者 20 内の原子核に無線周波数励起場 B_1 を印加するように設けられている。このために、無線周波数電力が、制御ユニット 26 によって制御されて、無線周波数送信器 40 から全身用コイルへと供給される。無線周波数電力は、デューティサイクル及び無線周波数電力振幅を有する一連の無線周波数パルスシーケンスとして形成される。当業者は複数の用途別の無線周波数パルスシーケンスには馴染みがあるので、無線周波数パルスシーケンスの具体的な特性を詳細に説明することは不要である。

【0036】

全身用コイルは中心軸を有しており、動作状態においては、主磁石 14 のボア内、検査空間 16 の外側に、全身用コイルの中心軸と走査ユニット 12 の中心軸 18 とが一致するように、同心円状に配置される。当該技術分野において周知であるように、円筒形で金属製の無線周波数シールド 34 が、磁気勾配コイルシステム 22 と全身用コイルとの間に同心円状に配置される。

【0037】

全身用コイルは、無線周波数励起場 B_1 を印加することによって励起された対象の被験者 20 の一部の原子核又は対象の被験者 20 の一部の原子核から無線周波数受信位相の間に磁気共鳴信号を受信するためにも設けられる。磁気共鳴イメージングシステム 10 の動作状態においては、無線周波数送信位相と無線周波数受信位相とが連続的に起こっている。

【0038】

無線周波数送信器 40 は、制御ユニット 26 により構成され、起動され、制御されて、無線周波数送信位相の間、無線周波数切替ユニット 38 を介して、全身用コイル及び磁気勾配コイルシステム 22 に、磁気共鳴無線周波数の無線周波数電力を無線周波数パルスシーケンスの形で供給する。各パルスシーケンスは、無線周波数送信アンテナ 36 を介して無線周波数励起場 B_1 を発生させるとともに磁気勾配コイルシステム 22 を介して勾配磁場を発生させるように構成されている。

【0039】

無線周波数受信位相の間、無線周波数切替ユニット 38 は、制御ユニット 26 により制御され、全身用コイルからの磁気共鳴信号を制御ユニット 26 内に存在する信号処理ユニット 42 へと導く。信号処理ユニット 42 は、対象の被験者 20 の少なくとも一部の磁気共鳴画像を表す磁気共鳴画像データを得るべく、取得された磁気共鳴信号を処理するように構成されている。

【0040】

対象の被験者 20 内部の均一な無線周波数励起場 B_1 のために、対象の被験者 20 の周

10

20

30

40

50

辺の局所比吸収率は、対象の被験者 20 の横寸法 w の近似関数であると認められる。したがって、より大きな横寸法 w を有する対象の被験者 20 については、等しい振幅 B_1 r_{rms} (r_{rms} : 二乗平均平方根) の無線周波数励起場 B_1 は、より小さな横寸法 w' を有する対象の被験者 20' と比較して、周辺においてより高い局所比吸収率をもたらすことになる。これは、全身用磁気共鳴イメージングシステムにおいて無線周波数送信アンテナとして一般的に用いられるバードケージコイルのような円筒形の無線周波数全身用コイルにおいて無線周波数励起場 B_1 が発生される手法の多数の物理的性質の結果である。1 つの具体的な性質は、電場が中心軸 18 から無線周波数送信アンテナ 36 の方に向かって概ね直線的に増大するというものである。したがって、等価振幅 B_1 r_{rms} に関しては、より直径の大きな全身用コイルは、より直径の小さな中心ボアと比較して、主磁石 14 の中心ボア壁においてより高いピーク電場を発生するであろう。さらに、横方向に中心が外れて配置されたより小さな横寸法 w' を有する対象の被験者 20' もまた、無線周波数送信アンテナ 36 により接近するため、より高い周辺局所比吸収率を経験するであろう。上述のように、大きな横寸法 w を有する対象の被験者 20 は、周辺において及び周辺が中心ボア壁に接近するにつれて、結果的にこのより高い電場に曝される。終局限界においては、横寸法 w' を有するある対象の被験者 20' にとって安全な周辺局所比吸収率を実現する振幅 B_1 r_{rms} は、発生される周辺局所比吸収率が最大許容比吸収率を上回るであろうから、別の横寸法 w を有する対象の被験者 20 には使用可能でないかもしれない。また、主磁石 14 のボア内の中央に配置された対象の被験者 20 にとって安全であると想定される最大許容比吸収率は、その同じ対象の被験者 20 が横方向に中心が外れて配置される場合には、安全でないかもしれない。

【 0 0 4 1 】

撮像の間に対象の被験者 20 に適用される比吸収率が常に最大許容比吸収率を下回ることを保証するために、磁気共鳴イメージングシステム 10 は、撮像の対象の被験者 20 に印加される無線周波数励起場 B_1 を調整することに関して、本発明による方法に従って動作される。これを以下に説明する。

【 0 0 4 2 】

この方法は、対象の被験者 20 の横寸法 w を決定するとともに磁気共鳴イメージングシステム 10 の無線周波数送信アンテナ 36 に対する対象の被験者 20 の少なくとも一部の位置を示す位置パラメータ d_i (図 2) を決定するステップを有する。

【 0 0 4 3 】

この方法は、対象の被験者の決定された位置パラメータ d_i と決定された横寸法 w_i とのうち少なくとも 1 つに応じて、少なくとも 1 つの無線周波数送信アンテナ 36 に供給される無線周波数電力の少なくとも 1 つの無線周波数電力関連パラメータを調整するステップをさらに含む。

【 0 0 4 4 】

このために、磁気共鳴イメージングシステム 10 は、超音波近接センサとして設計された 2 つの近接検出器 D_1 , D_9 を備えた近接検出ユニット 46 を装備している。近接検出ユニット 46 は、後述する通り、無線周波数送信アンテナ 36 に対する対象の被験者 20 の少なくとも一部の位置を示す位置パラメータ d_i を決定するように及び対象の被験者 20 の横寸法 w_i を決定するように構成されている。

【 0 0 4 5 】

図 2 に示されるように、2 つの近接検出器 D_1 , D_9 は走査ユニット 12 の入口領域 32 に配置されている。この 2 つの近接検出器 D_1 , D_9 の各々は、中心軸 18 に垂直で且つ中心軸 18 に向かう方向を狙っている。2 つの近接検出器 D_1 , D_9 の狙い方向は、撮像の間対象の被験者 20 を支持するべく提供され入口領域 32 を横切る患者テーブル 48 のために確保された空間のすぐ上方になるように選択される。この配置では、2 つの近接検出器 D_1 , D_9 は、対象の被験者 20 が検査空間 16 内での配置のために入口領域 32 を横切る間に、対象の被験者 20 の近接を決定するであろう。このようにして、2 つの近接検出器 D_1 , D_9 は、対象の被験者 20 の両半身を狙うように配置される。例えば、対

10

20

30

40

50

象の被験者 20 が仰臥位であれば、2つの近接検出器 D_1 、 D_9 は、対象の被験者 20 が入口領域 32 を横切る間、それぞれ対象の被験者 20 の右側と左側とを狙うことになるであろう。対象の被験者 20 が側臥位であれば、2つの近接検出器 D_1 、 D_9 は、それぞれ対象の被験者 20 の前側と後側とを狙うことになるであろう。

【0046】

2つの近接検出器 D_1 、 D_9 の各々は、適切なインタフェースを介して制御ユニット 26 の入力ポート（図示しない）に出力信号を提供する。制御ユニット 26 は、出力信号を処理するよう及び評価するよう構成されている。例えばフィルタリング、増幅、及びデジタル化によって出力信号を処理する手段は当業者には広く知られているので、本明細書においては詳細には説明しない。

10

【0047】

ここで図 2 を参照すると、対象の被験者 20 の左側の主磁石中心ボア壁 44 までの距離 d_{left} は、主磁石 14 のボア内への変位 z の関数として、

【数 1】

$$d_{left}(z) = d_9(z) - \frac{1}{2}(d_s - d_b)$$

から求められ、ここで、 d_s は 2つの近接検出器 D_1 、 D_9 の間の距離、 d_b は主磁石 14 のボアの直径、 d_9 は対象の被験者 20 の左に配置された近接検出器 D_9 から対象の被験者 20 までの測定距離を表す。

20

【0048】

同様に、対象の被験者 20 の右側については、対象の被験者 20 の右側の主磁石中心ボア壁 44 までの距離 d_{right} は、主磁石 14 のボア内への変位 z の関数として、

【数 2】

$$d_{right}(z) = d_1(z) - \frac{1}{2}(d_s - d_b)$$

から求められ、ここで、 d_1 は対象の被験者 20 の右に配置された近接検出器 D_1 から対象の被験者 20 までの測定距離を表す。

30

【0049】

幅 w により与えられる対象の被験者 20 の横寸法は、近接検出器 D_1 、 D_9 の信号に対応する距離 d_1 、 d_9 から、

【数 3】

$$w(z) = d_b - d_{left}(z) - d_{right}(z) = d_s - d_1(z) - d_9(z)$$

によって得ることができる。

【0050】

中心軸 18 からの対象の被験者 20 の横方向変位（図 3）は、

40

【数 4】

$$\Delta = \text{average}_i (d_9(z_i) - d_1(z_i))$$

から求められ、位置パラメータ d_1 、 d_9 が決定されている複数の箇所 z_i について平均（average）がとられる。

【0051】

無線周波数送信アンテナ 36 に対する近接検出器 D_1 、 D_9 の相対位置は正確に知られているので、決定された位置パラメータ d_1 、 d_9 は、無線周波数送信アンテナ 36 に対する対象の被験者 20 の少なくとも一部の位置を示す。

50

【0052】

患者テーブル48によって支持されている対象の被験者20が、例えば用務員の補助により、検査空間16内に配置されるためにz方向で入口領域32を横切っている間、2つの近接検出器 D_1 、 D_9 は、出力信号を特定のサンプルレートで記録するように且つ記録された出力信号から位置パラメータ d_1 、 d_9 を決定するように構成された制御ユニット26に、出力信号を提供する。

【0053】

方法を磁気共鳴イメージングシステム10の具体的な動作として実施することができるように、制御ユニット26は、ソフトウェアモジュール50を有する(図1)。行われるべき方法ステップはソフトウェアモジュール50のプログラムコードに変換され、このプログラムコードは、制御ユニット26のメモリユニット28において実装可能であるとともに、制御ユニット26のプロセッサユニット30によって実行可能である。

10

【0054】

決定された位置パラメータ d_1 、 d_9 及び i 個という複数の箇所 z_i で決定された横寸法 w_i は、磁気共鳴イメージングシステム10の無線周波数送信アンテナ36に対する対象の被験者20の幾何学的な輪郭を生成するためのデータを得るべく、制御ユニット26によって用いられる。この幾何学的な輪郭はその後、オペレータによる確認のために、モニタユニット上に表示される(図3)。

【0055】

この方法のより簡単な一実施形態においては、決定された位置パラメータ d_1 、 d_9 から計算される対象の被験者20の主磁石中心ボア壁44までの距離 d_{right} は、制御ユニット26のメモリユニット28に記憶されている主磁石中心ボア壁44までの最小距離の所定値、例えば5mmと比較される。主磁石中心ボア壁44までの最小距離の所定値は、対象の被験者20の比吸収率が最大許容値を大きく下回って維持されるように選択される。最小距離の所定値は、対象の被験者20の幾何学的な輪郭によって、モニタユニット上でオペレータへの情報として視覚化され得る。磁気共鳴イメージングシステム10は、用務員による検査空間16内への対象の被験者20の配置の速度のばらつきによって幾何学的な輪郭が歪まないように、患者テーブル48の絶対位置決定システム(図示しない)を装備している。図3は、横方向変位 θ がゼロである公称位置(左)と、横方向変位 θ が非ゼロである位置(右)における対象の被験者20の幾何学的な輪郭を示している。

20

30

【0056】

対象の被験者20の主磁石中心ボア壁44までの計算された距離が最小距離の所定値を下回る場合には、制御ユニット26は、無線周波数送信アンテナ36に供給される無線周波数電力の少なくとも1つの無線周波数電力関連パラメータを調整するように構成されている。調整するステップは、無線周波数パルスシーケンスのデューティサイクルと無線周波数電力振幅とのうち少なくとも1つを調整することを有する。この実施形態においては、無線周波数電力振幅が、計画された無線周波数電力振幅の所定の割合まで、例えば5%まで減少させることによって、制御ユニット26により調整される。このアプローチによって、対象の被験者20と走査ユニット12の主磁石中心ボア壁44との間にパッドを設置する必要を無くすことが可能になる。

40

【0057】

また、制御ユニット26は警告信号を呼び出すように構成されており、この警告信号は、モニタユニット上に表示されて、オペレータに対象の被験者20の再配置の必要について知らせる(図3)。

【0058】

この方法の別の一実施形態においては、制御ユニット26は、特定の相対位置パラメータ d_i で送信無線周波数電力に曝されている間に特定の横寸法 w_i を有する対象の被験者20によって吸収されている比吸収率について所定の関係を備えている。この所定の関係は、無線周波数送信アンテナ36の送信特性を用いたシミュレーションによって得られた

50

、測定又は理論的な考察からわかったものである。

【 0 0 5 9 】

比吸収率の所定の関係は、例えば二次元ルックアップテーブルによって表され得るものであり、ここで、二次元は対象の被験者 2 0 の横寸法 w と横方向変位 d とにより与えられ、相対的なスカラ値がこの 2 つの変数の可能な各組み合わせに割り当てられる。対象の被験者 2 0 の基準横寸法、重量、及び横方向の位置決めを想定するシミュレーションモデルによれば、固有の横寸法 w を有し特定の横方向変位 d をもって位置決めされた対象の被験者 2 0 の予期される比吸収率は、基準比吸収率の値と割り当てられた相対的なスカラ値とを乗算することによって、容易に得ることができる。

【 0 0 6 0 】

この実施形態においてはルックアップテーブルを説明したが、代替的には、比吸収率の所定の関係は、経験的な関係を近似する数式によって表され得る。

【 0 0 6 1 】

その場合、決定された対象の被験者 2 0 の位置パラメータ d_i 及び横寸法 w_i を利用するとともに所定の関係に基づくことで、制御ユニット 2 6 は、少なくとも 1 つの無線周波数送信アンテナ 3 6 によって送信される無線周波数電力の予期される比吸収率を決定するように構成される。

【 0 0 6 2 】

以下においては、決定された予期される比吸収率は、その後、例えば I E C の限度によって与えられる最大許容比吸収率と比較される。制御ユニット 2 6 は、無線周波数送信アンテナ 3 6 に供給される無線周波数電力の少なくとも 1 つの無線周波数電力関連パラメータを、決定された予期される比吸収率に応じて調整するように構成されている。決定された予期される比吸収率が最大許容比吸収率を下回る場合には、制御ユニット 2 6 は、計画された走査を進行するように構成される。決定された予期される比吸収率が最大許容比吸収率と等しいか又はこれを上回る場合には、制御ユニット 2 6 は、安全規程に準拠するべく無線周波数電力振幅を減少させるように構成される。

【 0 0 6 3 】

予期される比吸収率の決定は、図 4 及び図 5 に記載の近接検出ユニットの実施形態を使用することによって改良され得る。以下においては、本発明による近接検出ユニットの実施形態が開示される。個々の実施形態は特定の図を参照して説明され、特定の実施形態の接頭番号により識別される。すべての実施形態において機能が同一又は基本的に同一である特徴は、それが関係する実施形態の接頭番号とそれに続くその特徴の番号とからなる参照番号によって識別される。ある実施形態の特徴が対応する図の描写において説明されていない場合、又はある図の描写において言及されている参照番号が図自体には示されていない場合には、先行する実施形態の説明を参照されたい。

【 0 0 6 4 】

図 4 は、図 1 による磁気共鳴イメージングシステム 2 1 0 の走査ユニット 2 1 2 の部分正面図を示す。図 2 により図示される実施形態とは対照的に、近接検出ユニット 2 4 6 は、超音波近接センサとして設計された 4 つという複数の近接検出器 D_1, D_2, D_8, D_9 を備えている。ここでもやはり、近接検出器 D_1, D_2, D_8, D_9 は、走査ユニット 2 1 2 の入口領域 2 3 2 に配置されている。4 つの近接検出器 D_1, D_2, D_8, D_9 の各々は、半径方向、すなわち、中心軸 2 1 8 に垂直で且つこの中心軸に向かう方向を狙っている。図 2 による実施形態と同様、4 つの近接検出器 D_1, D_2, D_8, D_9 は、検査空間 2 1 6 内での位置決めのために対象の被験者 2 2 0 が入口領域 2 3 2 を横切る間、対象の被験者 2 2 0 の近接を決定するが、より多数の近接検出器 D_1, D_2, D_8, D_9 があることによって、対象の被験者 2 2 0 の位置パラメータ d_i 及び横寸法 w_i の決定に関する統計エラーが低減される。

【 0 0 6 5 】

図 5 は、図 1 による磁気共鳴イメージングシステム 3 1 0 の走査ユニット 3 1 2 の部分正面図を示す。図 2 により図示される実施形態とは対照的に、近接検出ユニット 3 4 6 は

10

20

30

40

50

、超音波近接センサとして設計された9つという複数の近接検出器 D_1, \dots, D_9 を備えている。ここでもやはり、近接検出器 D_1, \dots, D_9 は、走査ユニット312の入口領域332に配置されている。9つの近接検出器 D_1, \dots, D_9 の各々は、半径方向、すなわち、中心軸318に垂直で且つこの中心軸に向かう方向を狙っている。図2による実施形態と同様、9つの近接検出器 D_1, \dots, D_9 は、検査空間316内での位置決めのために対象の被験者320が入口領域332を横切る間、対象の被験者320の近接を決定するのであろう。

【0066】

この動作状態においては、明らかに、例えば近接検出器 D_1 と D_4 、及び近接検出器 D_6 と D_9 といった複数対の近接検出器が、少なくとも 45° の角度を形成する交差する2方向から対象の被験者320を狙うように配置されている。

10

【0067】

対象の被験者320の位置パラメータ d_i 及び横寸法 w_i に関する統計エラーの低減に加えて、9つという複数の近接検出器 D_1, \dots, D_9 の放射配列は、先に説明した横寸法 w の方向とは無関係な第2の方向の横寸法 w' を決定することを可能にするとともに、それによって対象の被験者320の断面の予測を提供することを可能にし、これはひいては対象の被験者320による無線周波数電力の予期される比吸収率の決定の改良を可能にする。

【0068】

図示しないさらに別の一実施形態においては、近接検出ユニットは、単画像用又は一連の画像用のカメラとして設計された少なくとも1つの近接検出器を有する。この少なくとも1つのカメラは、検査空間の入口領域を横切る際の対象の被験者の上面図を決定するように、及び/又は検査空間内に配置されている対象の被験者の正面図を決定するように、位置決め及び構成されている。

20

【0069】

対象の被験者の上面図及び/又は正面図は、その後、対象の被験者抜き患者テーブルの上面図及び/又は検査空間内に配置されている対象の被験者抜きの主磁石ボアの正面図とそれぞれ比較される。対象の被験者の位置パラメータ及び横寸法は、制御ユニット内に存在し制御ユニットのプロセッサユニットにより実行可能な画像認識ソフトウェアを使用することによって決定され得る。

30

【0070】

本発明を図面及び以上の説明において詳細に図示及び記載してきたが、そのような図示及び記載は説明的又は例示的なものと考えられるべきであって、制限的なものと考えられるべきではない。本発明は開示された実施形態には限定されない。当業者は、開示の実施形態の変形形態を理解及び実施することができる。請求項中、「含む」等の用語は他の要素又はステップを除外せず、要素は複数を除くしない。単にいくつかの手段が互いに異なる従属請求項に記載されているからといって、これらの手段の組み合わせを好適に使用することができないとは限らない。請求項中の如何なる参照符号も、特許請求の範囲を限定するものと解釈されるべきではない。

【符号の説明】

40

【0071】

- 10 磁気共鳴イメージングシステム
- 12 走査ユニット
- 14 主磁石
- 16 検査空間
- 18 中心軸
- 20 対象の被験者
- 22 磁気勾配コイルシステム
- 24 ヒューマンインタフェース装置
- 26 制御ユニット

50

【 図 3 】

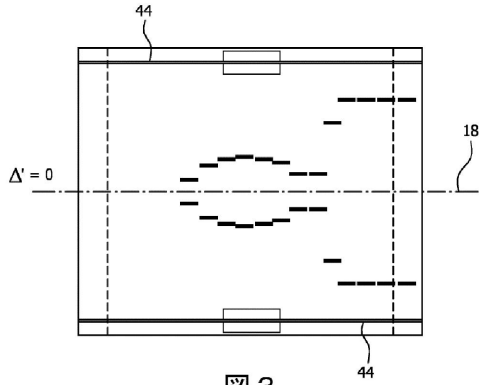
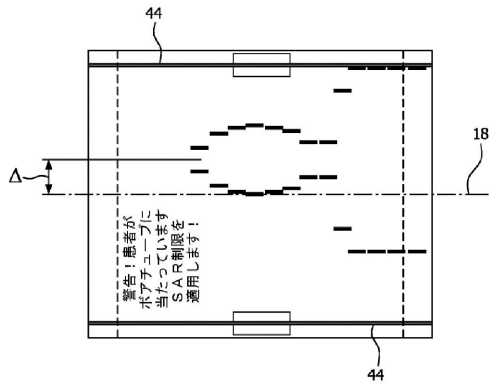


図 3

【 図 4 】

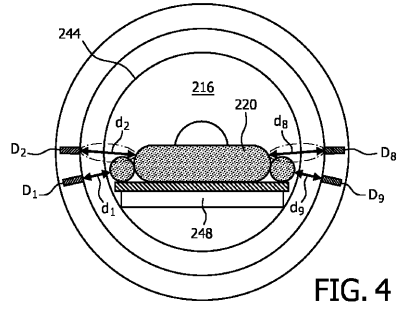


FIG. 4

【 図 5 】

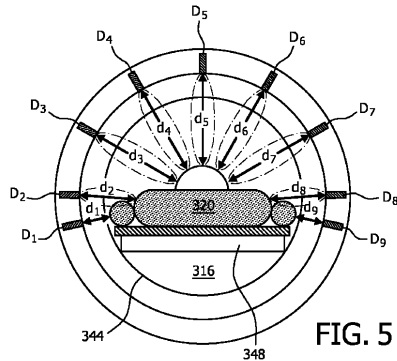


FIG. 5

フロントページの続き

審査官 後藤 順也

- (56)参考文献 国際公開第2014/064553(WO, A1)
特表2007-526783(JP, A)
特表2011-517983(JP, A)
米国特許出願公開第2006/0197528(US, A1)
国際公開第2013/153493(WO, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/055
G01R 33/20-33/64