

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6085567号
(P6085567)

(45) 発行日 平成29年2月22日(2017.2.22)

(24) 登録日 平成29年2月3日(2017.2.3)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/05 3 3 2

請求項の数 13 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2013-543920 (P2013-543920)
(86) (22) 出願日	平成23年12月5日 (2011.12.5)
(65) 公表番号	特表2013-545573 (P2013-545573A)
(43) 公表日	平成25年12月26日 (2013.12.26)
(86) 國際出願番号	PCT/IB2011/055450
(87) 國際公開番号	W02012/080898
(87) 國際公開日	平成24年6月21日 (2012.6.21)
審査請求日	平成26年12月1日 (2014.12.1)
(31) 優先権主張番号	61/423,624
(32) 優先日	平成22年12月16日 (2010.12.16)
(33) 優先権主張国	米国(US)

(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 アーネー アイン ドーフェン ハイテック キャンパス 5 High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(74) 代理人	100087789 弁理士 津軽 進
(74) 代理人	100122769 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】パッシブ型のB1場のシミング

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生成した励起信号に従って検査領域にB₁励起場を生じさせる前記検査領域に隣接する無線周波数(RF)コイル素子、及び

前記生じたB₁励起場の一様性を改善する、少なくとも1つの前記RFコイル素子と被験者との間にある前記検査領域に配される少なくとも1つのパッシブ型シミング装置を有する磁気共鳴システムにおいて、

前記少なくとも1つのパッシブ型シミング装置は、

前記生じたB₁励起場を受動的にシミングするために、前記検査領域において前記被験者より下の位置に置かれる、プロトン信号を持たない及び100よりも大きな誘電率を持つ固体の誘電性材料から構成されるロッド、並びに

前記生じたB₁励起場を受動的にシミングするために、複数の前記RFコイル素子に隣接して置かれる可変量の誘電性流体を受け取るように構成される複数の管の少なくとも1つを含んでおり、前記少なくとも1つのパッシブ型シミング装置は、前記RFコイル素子に隣接して置かれる誘電性流体を持つ1つ以上の管を含む、磁気共鳴システム。

【請求項2】

前記生じた励起場のB₁分布を解析し、前記励起場のB₁の均一性を最適化するために、前記B₁分布の一様性を改善する前記少なくとも1つのパッシブ型シミング装置の位置、寸法及び誘電体の誘電率の少なくとも1つを決定するシミング処理器をさらに含む、請求項1に記載の磁気共鳴システム。

【請求項 3】

前記少なくとも 1 つのパッシブ型シミング装置は、固体の誘電性材料から構成されるロッドである、請求項 1 又は 2 に記載の磁気共鳴システム。

【請求項 4】

前記検査領域の一様性分布に従って、前記検査領域に前記誘電性ロッドを位置決めるアクチュエータをさらに含む、請求項 3 に記載の磁気共鳴システム。

【請求項 5】

前記少なくとも 1 つの誘電性ロッドは、被験者の下側に置かれている請求項 3 又は 4 に記載の磁気共鳴システム。

【請求項 6】

前記管の各々に前記誘電性流体を供給する貯蔵庫、並びに

前記管の各々にある前記誘電性流体の量、及び前記管の各々に供給される前記誘電性流体の誘電体の誘電率の少なくとも一方を前記解析した一様性分布に従って制御する流体制御器、

をさらに有する、請求項 1 に記載の磁気共鳴システム。

【請求項 7】

各々の R F 送信器が前記 R F コイル素子を介して送信するための励起信号を生成し、受動的にシミングされた励起場を生じさせる 2 つ以上の R F 送信器をさらに含む請求項 1 乃至 6 の何れか一項に記載の磁気共鳴システム。

【請求項 8】

R F コイル素子はバードケージ型 R F コイルを形成し、各々の R F 送信器が前記バードケージ型 R F コイルを介して送信するための励起信号を生成し、受動的及び能動的にシミングされた励起場を生じさせる前記 2 つ以上の R F 送信器をさらに含む、請求項 1 乃至 7 の何れか一項に記載の磁気共鳴システム。

【請求項 9】

前記検査領域に少なくとも 3 テスラーの静磁場を生じさせる主磁石、及び

前記励起信号から生じる検査領域から誘発される M R 信号を受信する少なくとも 1 つの R F 受信器

をさらに含む、請求項 1 乃至 8 の何れか一項に記載の磁気共鳴システム。

【請求項 10】

B₁ 励起場を受動的にシミングするための方法において、

R F コイルにより生じる前記 B₁ 励起場における一様性を改善するために、前記 R F コイルのコイル素子の内側に規定される検査領域に少なくとも 1 つのパッシブ型シミング装置を配するステップを有し、

前記少なくとも 1 つのパッシブ型シミング装置は、

前記生じた B₁ 励起場を受動的にシミングするために、前記検査領域において前記被験者より下の位置に置かれる、プロトン信号を持たない及び 100 よりも大きな誘電率を持つ固体の誘電性材料から構成されるロッド、並びに

前記生じた B₁ 励起場を受動的にシミングするために、複数の前記 R F コイル素子に隣接して置かれる可変量の誘電性流体を受け取るように構成される複数の管の少なくとも 1 つを含んでおり、

前記生じた励起場の B₁ 分布を解析するステップ、並びに

前記生じた励起場の B₁ の一様性を改善する前記少なくとも 1 つのパッシブ型シミング装置の位置、寸法及び誘電体の誘電率の少なくとも 1 つを決定するステップをさらに有し、

制御器を用いて、各々の管にある誘電性流体の量を前記解析した一様性分布に従って制御するステップ、

をさらに含む、方法。

【請求項 11】

B₁ 励起場を受動的にシミングするための方法において、

10

20

30

40

50

R F コイルにより生じる前記 B₁ 励起場における一様性を改善するために、前記 R F コイルのコイル素子の内側に規定される検査領域に少なくとも 1 つのパッシブ型シミング装置を配するステップを有し、

前記少なくとも 1 つのパッシブ型シミング装置は、

前記生じた B₁ 励起場を受動的にシミングするために、前記検査領域において前記被験者より下の位置に置かれる、プロトン信号を持たない及び 100 よりも大きな誘電率を持つ固体の誘電性材料から構成されるロッド、並びに

前記生じた B₁ 励起場を受動的にシミングするために、複数の前記 R F コイル素子に隣接して置かれる可変量の誘電性流体を受け取るように構成される複数の管の少なくとも 1 つを含んでおり、

前記少なくとも 1 つのパッシブ型シミング装置は、実質的な MR プロトン信号を持たない及び 100 よりも高い、500 よりも高い誘電率を持つ固体の誘電性材料から構成される少なくとも 1 つのロッドを含み、

前記生じた励起場の B₁ 分布を解析するステップ、並びに

前記生じた励起場の B₁ の一様性を改善する前記少なくとも 1 つのパッシブ型シミング装置の位置、寸法及び誘電体の誘電率の少なくとも 1 つを決定するステップをさらに有し、

制御器を用いて、各々の管にある誘電性流体の量を前記解析した一様性分布に従って制御するステップ、
をさらに含む、方法。

【請求項 1 2】

前記少なくとも 1 つのパッシブ型シミング装置は、実質的な MR プロトン信号を持たない及び 100 よりも高い、500 よりも高い誘電率を持つ固体の誘電性材料から構成される少なくとも 1 つのロッドを含む、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 1 3】

制御器を用いて、検査すべき患者の大きさに従って、異なる大きさ及び / 又は誘電率の複数のロッドの 1 つを選択するステップ、並びに

制御器を用いて、前記検査領域に前記選択したロッドを位置決めるステップをさらに有する請求項 10 乃至 12 の何れか一項に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴技術に関する。無線周波数 (R F) コイル及びこれらコイルから生じる磁場の補正に関連することに特に応用される。しかしながら、本発明は、磁気共鳴撮像、分光法及び他の核磁気共鳴技術にも応用される。

【背景技術】

【0002】

検査すべき患者による配置が B₁ 励起場を歪ませる。この歪みは被験者の大きさ及び形状、並びに動作無線周波数によって変化する。この歪みは特に 3 テスラーより上で敏感となり、これは水素に対し約 128 MHz の動作無線周波数を持つ。B₁ の一様性が失われることは、結果生じる画像又は他の磁気共鳴の結果にアーチファクトを生じさせる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

本出願は、上記問題及びその他を克服する新しい及び改善したシステム並びに方法を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0004】

ある態様に従って、磁気共鳴システムが与えられる。無線周波数コイル素子は、検査領域内に B₁ 励起場を生じさせるために、この検査領域に隣接して配される。少なくとも 1

10

20

30

40

50

つのシミング（磁場均一度調整）装置は、検査領域において前記RFコイル素子と被験者との間に配され、生じたB₁励起場における一様性を改善する。パッシブ型シミング装置は、事前に決められた位置、寸法及び誘電体の誘電率を持つ。この状況において、検査領域はRFコイル内の全空間を含んでいることに注意されたい。例えば全身RFコイルのような幾つかの場合において、この状況において、検査領域は通常の撮像する体積よりも大きい。

【0005】

他の様様に従って、B₁励起場を受動的(passively)にシミングするための方法が与えられる。少なくとも1つのパッシブ型シミング装置は、RFコイルのコイル素子の内側に定められる検査領域内に配される。このパッシブ型シミング素子は、前記B₁励起場における一様性を改善する。少なくとも1つのパッシブ型シミング素子は、事前に決められた位置、寸法及び誘電体の誘電率を持つ。10

【0006】

ある利点は、B₁励起の一様性が改善されることである。

【0007】

他の利点は、高い磁場強度でのMR撮像するためのワークフローが改善されることである。

【0008】

他の利点は、信号対ノイズ比が改善されることである。

【0009】

以下の詳細な説明を読み、理解すると、当業者は本発明のさらに他の利点を分かることだろう。20

【0010】

本発明は、様々な構成要素及び構成要素の配列並びに様々なステップ及びステップの配列の形式をとることがある。図面は、好ましい実施例を説明することだけを目的とし、本発明を限定するとは考えるべきではない。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】パッシブ型シミング装置を含む磁気共鳴システムの概略図。

【図2】磁気共鳴システム及びパッシブ型シミング装置のもう1つの概略図。30

【図3】誘電性パッシブ型シミングロッドを用いた及び用いていないクアドラチャバードケージ型全身コイルにある女性の身体形状のファントムを説明する。

【図4a】2つの独立した送信／受信チャンネルを備えるクアドラチャバードケージ型全身コイルを使用したシミングの組み合わせのB₁分布を説明する。

【図4b】2つの独立した送信／受信チャンネルを備えるクアドラチャバードケージ型全身コイルを使用したシミングの組み合わせのB₁分布を説明する。

【図4c】2つの独立した送信／受信チャンネルを備えるクアドラチャバードケージ型全身コイルを使用したシミングの組み合わせのB₁分布を説明する。

【図4d】2つの独立した送信／受信チャンネルを備えるクアドラチャバードケージ型全身コイルを使用したシミングの組み合わせのB₁分布を説明する。40

【図5a】2つの独立した送信／受信チャンネルを備えるクアドラチャバードケージ型全身コイルを使用したファントムより下に配される2つのシミングロッドの対称配置を説明する。

【図5b】2つの独立した送信／受信チャンネルを備えるクアドラチャバードケージ型全身コイルを使用した結果生じるB₁場の分布を説明する。

【図5c】2つの独立した送信／受信チャンネルを備えるクアドラチャバードケージ型全身コイルを使用したファントムより下に配される1つのパッシブ型シミングロッドを説明する。

【図5d】2つの独立した送信／受信チャンネルを備えるクアドラチャバードケージ型全身コイルを使用した対応するB₁分布を説明する。50

【図6】ほっそりとした身体形状のファントムより下にあるパッシブ型シミングロッドの対称配置、並びにRFコイルを用いて誘電性ロッドは用いない直交駆動、誘電性ロッドを用いないB₁シミング、及び誘電性ロッドを用いたシミングの対応するB₁分布を説明する。

【図7】パッシブ型シミング素子が水風船並びにこの水風船を用いた及び用いない結果生じるB₁分布を含んでいる人間の頭部モデルのRF頭部コイルを説明する。

【図8】パッシブ型シミング素子を使用する方法の説明図。

【発明を実施するための形態】

【0012】

図1及び図2を参照すると、磁気共鳴(MR)撮像システム10は、検査領域14を通る少なくとも3テスラー及びそれ以上の空間的及び時間的に一様なB₀場を生じさせる主磁石12を含む。この主磁石は、環状又はボア型の磁石等とすることができます。この主磁石に隣接して配される勾配磁場コイル16は、磁気共鳴信号を空間的に符号化するため又は磁化をスポイルする場の勾配を生成する等のために、B₀磁場に対し選択した軸に沿った勾配磁場を生じさせる働きをする。勾配磁場コイル16は、3つの直交方向、通常は縦又はz方向、横又はx方向及び垂直又はy方向に勾配磁場を生成するように構成されるコイルセグメントを含んでもよい。

【0013】

無線周波数(RF)コイルの組立体、例えば全身用無線周波数コイルは、前記検査領域に隣接して配される。このRFコイルの組立体は、複数の個別のRFコイル素子18を含んでもよいし、又はエンドリング(end ring)RFコイル構造により相互接続される複数の素子18を用いたバードケージ型コイルでもよい。説明する実施例において、8個のコイル素子18が示されている。しかしながら、それよりも多くの又はそれよりも少ないコイル素子18も考えられる。RFコイルの組立体は、被験者の整列した双極子に磁気共鳴を励起させるためのRFパルスを生じさせる。幾つかの実施例において、RFコイルの組立体18は、撮像領域から発する磁気共鳴信号を検出する働きもする。他の実施例において、磁気共鳴信号のより感度の高い局所的空間符号化、励起及び受信のために、全身用RFコイルに加えて又はそれに代わって局所又は表面RFコイル(図示せず)が設けられる。個々のRFコイル18は合わせて、単一のコイルとして、複数の独立したコイル素子として、例えば並列送信システムにおけるアレイ、すなわち組み合わせとして働くことができる。例えば、RFコイル18がバードケージコイルとして構成される場合、RFシミングを目的として、2つのモードが独立して駆動する。

【0014】

検査領域14におけるB₁場、すなわち励起場の均一性を向上させるために、送信コイル18の一様性分布|B₁|⁺は、シミング処理器20により、例えば高周波数、すなわち静的な場の強さでのラーモア周波数、特に3テスラー又はそれ以上で患者の組織に起こる誘電共振を補償するために実際の撮像シーケンスより前の短時間の測定により決定される。撮像システム10は、励起場の均一性を向上させるために、検査領域14に配される1つ以上のパッシブ型シミング装置22、24を含む。

【0015】

ある実施例において、これらパッシブ型シミング装置は、少なくとも100の誘電体の誘電率(ε_r)を持つ個体の誘電材料から構成される誘電性ロッド22である。様々な長さ、形状及び誘電体の誘電率を持つ幾つかの誘電性ロッド22がB₁励起場の均一性を最適化するのに利用可能である。形状は、円筒形、楕円形又は矩形等を含む。シミング処理器20は、検査領域に配されるべき誘電性ロッドの数、長さ及び位置をB₁励起場の均一性を最適化する決定された一様性分布に基づいて決定する。撮像手順のワークフローを中断させないために、これらロッド22は、検査領域14において独立型の構造物として又は患者支持体19の一部として被験者の下側に置かれる。これらロッドは、臨床医により手動で検査領域14内に位置決められる、又はアクチュエータ26、例えば非強磁性モータ等により自動的に検査領域14内に位置決めることができる。このアクチュエータ

10

20

30

40

50

は、シミング処理器 20 からこれらロッド 22 の決定された位置を受信し、それに応じて x、y 及び z の位置及び回転を調節する。アクチュエータ 26 は、ユーザが介入することなく、ロッド 22 を 1 つ以上取り除く又は追加のロッドを検査領域 14 に挿入することができる。

【0016】

他の実施例において、前記ロッドの形状、大きさ、配置及び誘電体の誘電率は、名目上の患者に対し決められ、これらロッドは固定して取り付けられる。他の実施例において、前記形状、大きさ、配置及び誘電体の誘電率は、例えば大柄若しくは肥満、標準若しくは平均、並びに小柄のような患者の複数のグループ又はクラスに対し計算される。

【0017】

他の実施例において、パッシブ型シミング装置は、誘電性流体の管 24 を含み、これら管の各々は、検査領域 14 と個々のコイル 18 との間において対応するコイル素子 18 に隣接して配される。誘電性流体の実施例は、高濃度にドープされた水溶液、重水又は他の非プロトン MR 信号を生成する流体を含む。各々の管 24 における誘電性流体の量は、B₁ 励起場の均一性を最適化するために、前記一様性分布に従って流体制御器により調節される。流体貯蔵庫 30 は流体制御器 28 に誘電性流体を供給し、この流体制御器 28 は、撮像システム 10 のガントリのハウジングを介して引かれる供給ライン 25 を介して各々の管 24 に誘電性流体を供給する。貯蔵庫 30 は、複数のサブ貯蔵庫を含み、これらサブ貯蔵庫の各々は固有な誘電体の誘電率を持つ誘電性流体を含む。この配列において、流体制御器 28 は、前記サブ貯蔵庫の 1 つ又はそれ以上から各々の管 24 に誘電性流体を供給することができる。従って、各々の管の誘電体の誘電率は、前記流体の誘導体の誘電率と前記流体の量とを調節することにより調整されることがある。

【0018】

前記管 24 は、この管に隣接する対応するコイル素子 18 の軸方向における長さと同じ又は異なる長さを持つことができる。ある実施例において、前記管 24 は、この管の長さに沿って一様な断面を又は軸方向における一様な量を保証するために、蛇行構造体を含む。他の実施例において、各々の管は軸方向においてセグメント化されている。流体制御器 28 は、軸方向における患者による非一様な誘電体装荷を成すように、各セグメントの量を調節することができる。例えば、頭部、胴体部及び脚部は、対応する解剖学的領域の大きさ、形状、内部構造及び密度が原因による可変の誘電体装荷を示す。他の実施例において、各々のセグメントは、これら各々のセグメントが軸方向において一様な断面及び量を持つことを保証するために蛇行構造体を含む。他の実施例において、前記管 24 は、各々のコイル素子 18 と撮像領域 14 との間における液体の分布を制御するための膨張可能な空気袋又は他の構造体である又はそれらを含む。ある実施例において、コイル素子の撮像領域の方を向いている側の周りに一様な液体の厚みが形成される。例えば他の実施例において、放射状の分布が与えられることがある。

【0019】

他の実施例において、撮像システム 10 は、均一性を最適にするために B₁ 励起場をシミングするための誘電性ロッド 22 及び誘電性流体の管 24 の両方を含む。一様性分布を解析した後、シミング処理器 20 は、各々の誘電性ロッド 22 の最適な大きさ、形状、誘電体の誘電率及び位置を決定し、このシミング処理器 20 は、撮像する被験者に最適な B₁ 励起場を与える各々の管 24 の最適な量及び誘電体の誘電率を決定する。例えば、前記ロッド 22 の大きさ、形状、誘電体の誘電率及び位置が決定されることができ、管 24 内の液体が B₁ 場を微調整するのに使用されることがある。

【0020】

B₁ 励起場が撮像する被験者に対し一度最適化されると、この被験者の磁気共鳴データが取得される。被験者は検査領域 14 の内側において、一様性分布が決定したときと同じ位置にとどまっている。走査制御器 40 は、選択した磁気共鳴撮像又は分光シーケンスに適切であるように、勾配コイル 16 に撮像領域を横断する選択した勾配磁場パルスを印加させる勾配制御器 42 を制御する。走査制御器 40 は、RF コイルの組立体に B₁ パルス

10

20

30

40

50

の磁気共鳴励起及び操作を引き起こせる少なくとも1つのRF送信器44も制御する。並列システムにおいて、RF送信器44は、複数の送信器又は複数の送信チャンネルを備える単一の送信器を含み、各々の送信チャンネルは、前記組立体の少なくとも1つの対応するコイル素子18に動作可能であるように接続される。バードケージ型RFコイルの場合、前記送信器が2つの独立するチャンネルに前記バードケージの2つのモードを駆動させてもよい。走査制御器は、シミング処理器と協働して、前記送信器及び勾配制御器も制御して、B₁がシミングするシーケンス及びB₁がシミングされるシーケンスを生成する。

【0021】

走査制御器は、そこから磁気共鳴信号を受信するために、RFコイル18に接続されるRF受信器46及び/又は検査領域14の内側に置かれる専用の受信コイルも制御する。
並列システムにおいて、RF受信器46は、複数の受信器又は複数の受信チャンネルを備える単一の受信器を含み、各々の受信チャンネルは、前記組立体の少なくとも1つの対応するコイル素子18に動作可能であるように接続される。受信器46からの受信データは、一時的にデータバッファに記憶され、磁気共鳴データ処理器50により処理される。この磁気共鳴データ処理器は、従来知られるように、画像再構成、磁気共鳴分光処理及びカテーテル又は介入器具の位置特定等を含む様々な機能を行うことができる。再構成した磁気共鳴画像、分光読取値、介入器具の位置情報及び他の処理されるMRデータは、GUI(graphical user interface)52上に表示される。このGUI52は、前記走査制御器40を制御して走査シーケンス及びプロトコル等を選択するために臨床医が使用することができるユーザ入力装置も含んでいる。

【0022】

他の実施例において、撮像システム10は、複数のRF送信器44を備える並列送信システムである。シミング処理器20は、解析した一様性分布に基づいて、個々のRF送信器44により生成される各励起信号に対する固有の位相及び振幅成分を決定する。この配置において、B₁励起場は、個々のコイル素子18により送られる前記生じたB₁励起場を変化させることにより最適化される。例えば、2つのチャンネルの並列送信システムにおいて、撮像システム10は2つのRF送信器44を含み、これら送信器の各々は、コイル素子18の1つ以上の供給地点に動作可能であるように接続される又はバードケージ型RFコイルの2つのモードを駆動させるために接続される。シミング処理器は、2つのチャンネルから生じる複合B₁励起場が均一性のために最適化されるように、各チャンネルに対しB₁励起信号の位相及び振幅の変化を決定する。前記シミング処理器は、各々の管24にある流体の量を制御して、同じ送信器と関連付けられるコイルセグメントにより生じるRF場の相対位相を調節する。

【0023】

他の実施例において、撮像システム10は、均一性を最適にするためにB₁励起場をシミングするための誘電性ロッド22、誘電性流体の管24及び複数のRF送信器44を備える並列送信システムを含む。一様性分布を解析した後、シミング処理器20は、各々の誘電性ロッド22の最適な大きさ、形状、誘電体の誘電率及び位置、各々の管24に対する誘電性流体の最適な量の分布及び誘電体の誘電率、並びにRF送信器44の各々により生成される各励起信号に対する固有の位相及び振幅成分を決定する。結果として、全B₁場の均一性は、撮像する被験者に対し、より高い場の強度において大幅に改善される。

【0024】

図3及び図4を参照すると、B₁励起場の均一性の改善は、3テスラーの撮像システム10に対する時間領域差分(FDTD: Finite-difference time-domain)モデルで説明される。この実施例におけるRF組立体は、女性の体形のファントムが詰め込まれたバードケージ型クアドラチャ身体コイル(QBC)である。このQBCは、2つの独立する送信/受信(T/R)チャンネルを用いて駆動する。図4を参照すると分かるように、前記ファントムの中心の横方向スライスに及ぶ|B₁|⁺は、かなり非一様である。(腕部及び胸部の両方を除いた)胴体領域のみに及ぶ|B₁|⁺のシミングを考慮すると、(a)は、従

10

20

30

40

50

来の直交給電(quadrature feed)の場合において、胴体領域の(平均場(単位無)で分割される) $|B_1^+|$ の標準偏差が0.33であることを示す。2つのチャンネル送信を使用するとき、(b)に示されるように、 $|B_1^+|$ の標準偏差は0.23に減少、すなわち30%の改善である。(b)に見られるように、シミングした $|B_1^+|$ は完全に一様ではなく、右上領域の $|B_1^+|$ は高く、左下領域の $|B_1^+|$ は低い。最大の $|B_1^+|$ 割る最小の $|B_1^+|$ の比は、従来の直交給電(a)の7と比較するとき3.6である。

【0025】

図4を引き続き参照すると、 $|B_1^-|$ の比一様性をさらに改善するために、2つの誘電性ロッドが(図3に示されるように)前記ファントムの左下及び右下領域に、このファントムに隣接して挿入される。これらロッドの直径は4cmであり、65cmの長さ及び誘電率 $\epsilon_r = 1000$ を持つ。これらロッドは、31cm離されている。(c)に見られるように、2つのロッドの断面が前記身体のファントムの断面に比べかなり小さくても、 $|B_1^+|$ 場の分布は、 $|B_1^+|$ をシミングする領域にわたり再分布される。(d)に示されるように誘電率 ϵ_r が100まで減少すると、0.19の偏差を持つ上手くシミングした $|B_1^+|$ が達成され、これはシミングされない直交給電の場合の0.33の結果よりも42%も良好である、つまりその結果は、RFのシミングだけが使用されるとき、(b)の偏差0.23よりも良好である。最大の $|B_1^+|$ 割る最小の $|B_1^+|$ の比は0.33であり、これはロッドを用いない(b)における最適な2チャンネルのシミングする場合の結果3.6よりも良好である。

【0026】

図5A及び5Bを参照すると、別のシナリオにおいて、2つの同じ大きさのロッドがファントムから離れて置かれ、これが患者のテーブル19の内部に置かれているロッド22を形成する。これら2つのロッドからQBCのアイソセンターまでの距離は15.5cmであり、この場合、両方のロッド22の誘電率は、 $\epsilon_r = 1000$ であり、これら2つのロッド22は31cm離して置かれている。図5Bにおけるシミングした $|B_1^+|$ から分かるように、規定したシミング領域 $|B_1^+|$ にわたり、標準偏差は、0.16まで減少し、これは図4の(a)におけるシミングされない直交駆動の場合の結果0.33よりも52%少なく、誘電性ロッドを用いない図4の(b)におけるシミングした直交駆動の場合の結果0.23よりも30%少ない。最大の $|B_1^+|$ 割る最小の $|B_1^+|$ の比は、誘電性ロッドを使用しない前記シミングした場合の3.6に比べ、2.2である。

【0027】

図5C及び5Dを参照すると、局所受信コイルが使用されるとき、1つの誘電性ロッドは、送信 $|B_1^+|$ 場だけを改善するのに使用されることがある。図5C及び5Dに示されるように、誘電性ロッド($\epsilon_r = 1000$)がファントムの左側に位置決められている前記シミングした $|B_1^+|$ の場合、 $|B_1^+|$ の分布は図5A及び5Bにおける2つのロッドの場合の分布と略同じである。前記FDTDモデルから、左側の誘電性ロッド(図5C)は、RF場の送信中、右側の誘電性ロッドよりもより大きな $|B_1^+|$ のシミングの影響を持つ。他方、右側の誘電性ロッドは、MR信号を受信中、 $|B_1^-|$ のシミングの影響をより大きく受ける。

【0028】

FDTDモデルを使用する上記計算において、0.60のアスペクト比(胴体の中心の横方向スライスにおける左右の幅割る前後方向の幅)を持つ"身体形状の"女性のファントム身体モデルを使用する。同じ計算は、(女性のモデルから胸部を取り除き、前記アスペクト比を減らすことにより変更される)同様のアスペクト比0.46を用いて"身体形状の"男性のファントム身体モデルにも繰り返される。図6は、腕部を除く前記中心の横方向スライス(シミング領域)にわたる $|B_1^+|$ 場を示す。見られるように、誘電性ロッド($\epsilon_r = 1000$)を追加すると、 $|B_1^+|$ の一様性は、誘電性ロッドを用いないシミングの場合よりもさらに改善される。

【0029】

10

20

30

40

50

1つ以上の誘電性ロッド22を用いて|B₁⁺|の一様性をさらに最適化するために、これらロッドの直径、大きさ、最適な誘電率_r及び位置は、FDTDモデリング又はシミング処理器20を用いた他の数値計算を介して決められることができる。誘電性ロッドは、可動式である、例えば患者がアクセス可能なボアのエリア内で使用されるか、又は患者のテーブルの下の固定の位置（すなわち患者がアクセスできないボアのエリア）に置かれるかの何れか一方である。誘電性ロッドは、プロトンMR信号を持たない材料（プロトン信号を緩和するための高濃度にドープされた水溶液又は実質的に電気導電性を持たないセラミック）から作られることができる。これら材料はかなり小さく、QBC空間に挿入されることができる。

【0030】

10

図7を参照すると、7テスラーの頭部T/Rコイルのモデルは、直交T/Rスイッチを備える単一の送信チャンネルを用いて直交駆動している。4cm×2.5cm×16.5cmの寸法を持つ1つの矩形の水風船が2つのコイル巻線と人間の頭部モデルとの間に置かれている。前記中心の横方向スライスにおいて計算された|B₁⁺|場も示される（|B₁⁺|は前記中心にある場に正規化される）。示されるように、従来の直交駆動の場合の|B₁⁺|の標準偏差（平均値（無単位）で分割される）は0.232である。水風船を1つ加えると、その値は、0.225に減少し、|B₁⁺|場の非一様性が3%減少する。その他の場合、水風船が2つ以上使用されるとき、これらの水風船の大きさ及び位置は最適化されることがある。個々の水風船に対する伝導率（塩濃度）も最適化され、|B₁⁺|の一様性のさらに大きな改善が期待される。

【0031】

20

図8を参照すると、B₁励起場をシミングするための方法が示されている。被験者が検査領域内に位置決められた後、B₁場が生じ、この場の一様性がシミング処理器20により解析される（S100）。解析した一様性の分布|B₁⁺|に基づいて、前記シミング処理器20は、検査領域14内に配されるべき誘電性ロッド22の位置、寸法及び誘電体の誘電率_rを決定し（S102）、各々の管24に供給される誘電性流体の量及び/又は_rを決定し（S104）並びに各々の独立した送信チャンネルTxの励起信号を決定する（S106）。アクチュエータ26は、それに応じて誘電性ロッド22を選択及び位置決める（S108）。流体制御器28は、それに応じて誘電性流体の量及び_rを調節する。任意に、ステップS100-S110は、B₁の一様性を最適化するために反復的に繰り返せることができる。パッシブ型シミング装置22、24が解析した一様性分布に従って一度調整されると、RF送信器44は、各々の送信チャンネルと関連付けられるコイル素子18に、シミングされたB₁励起場をステップS106で決定した励起信号に従って検査領域14に印加させる（S112）。誘発されるMR信号は、検査領域14においてコイル素子18又は専用の受信コイルを介してRF受信器48により受信され（S114）、データ処理器50により被験者の画像表現に再構成される（S116）。この画像表現は、GUI52に表示される。

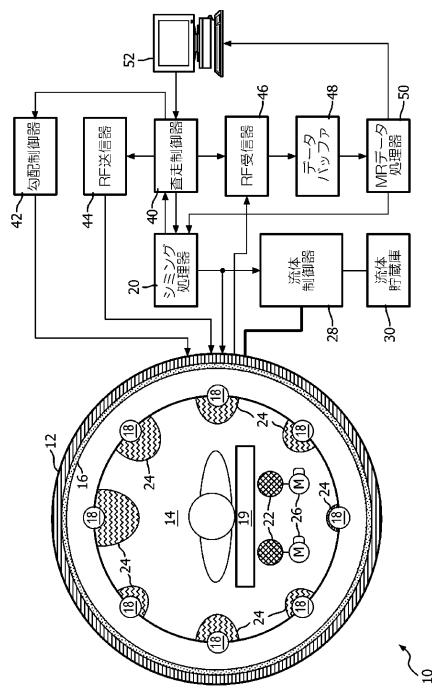
【0032】

30

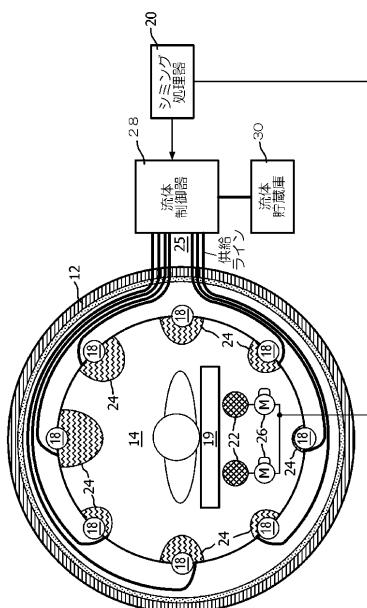
本発明は、好ましい実施例を参考して開示されている。上述した詳細な説明を読み、理解すると、他の者が修正及び変更案を思い付くことがある。本発明は、上記修正及び変更案が添付の特許請求の範囲内又はそれに同等なものの範囲内にある限り、これら修正及び補正案の全てを含んでいると考えると意図される。

40

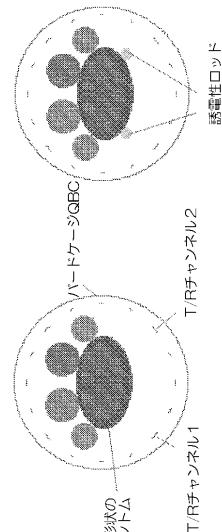
【図1】



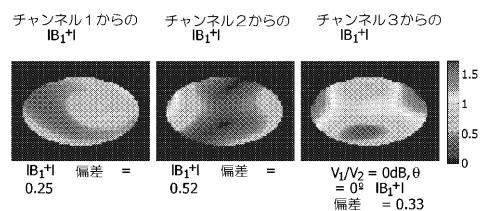
【図2】



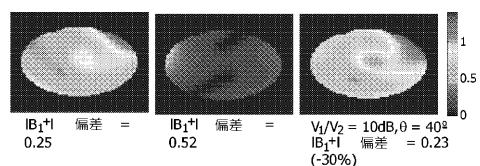
【図3】



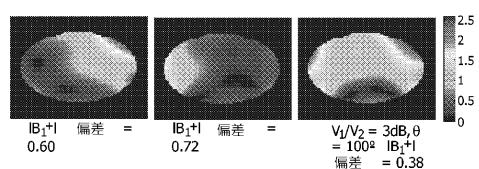
【図4 a】



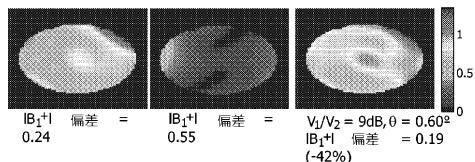
【図4 b】



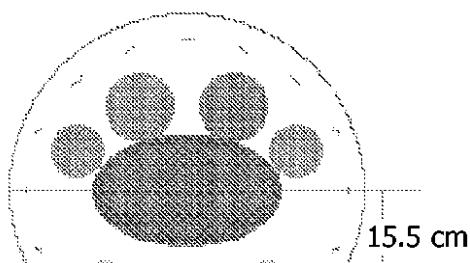
【図4 c】



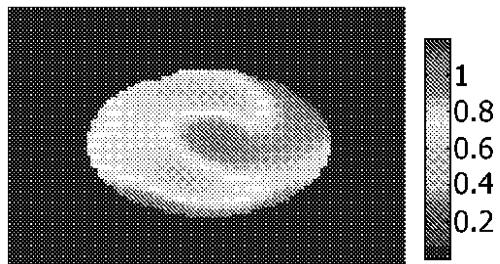
【図 4 d】



【図 5 a】

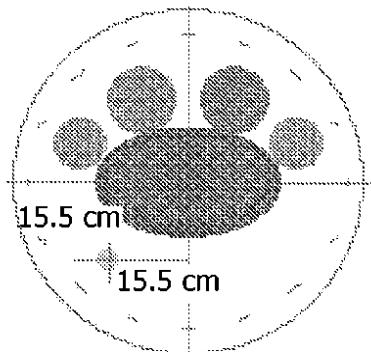


【図 5 b】

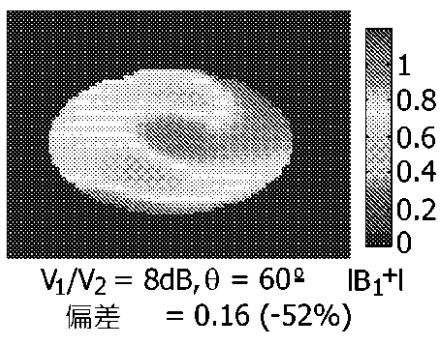


$$|B_1^+|_{\max}/|B_1^+|_{\min} = 2.2$$

【図 5 c】

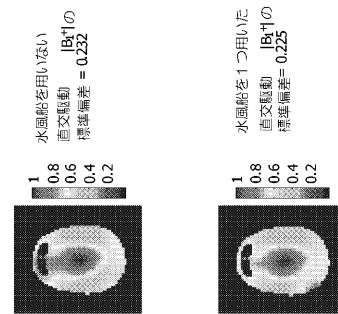


【図 5 d】

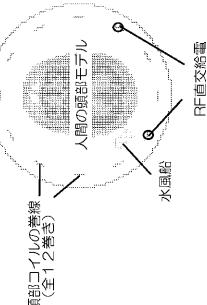
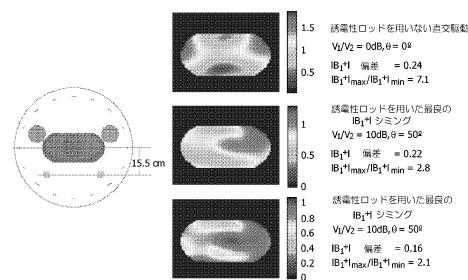


$$|B_1^+|_{\max}/|B_1^+|_{\min} = 2.4$$

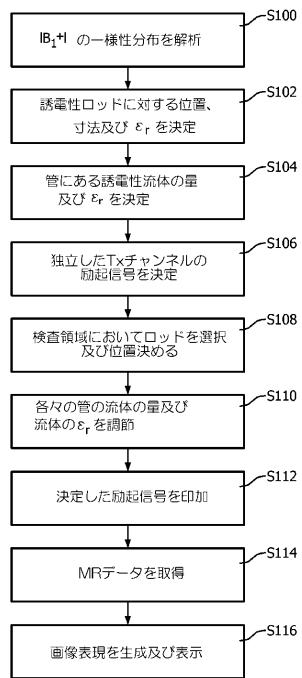
【図 7】



【図 6】



【図8】



フロントページの続き

(72)発明者 ジャイ ジョン
オランダ国 5656 アーエー アンドーフェン ハイテック キャンパス ビルディング
44

(72)発明者 モーリッチ マイケル アンドリュー
オランダ国 5656 アーエー アンドーフェン ハイテック キャンパス ビルディング
44

(72)発明者 ハーヴェイ ポール ロイストン
オランダ国 5656 アーエー アンドーフェン ハイテック キャンパス ビルディング
44

(72)発明者 フェデラー ミハ
オランダ国 5656 アーエー アンドーフェン ハイテック キャンパス ビルディング
44

審査官 安田 明央

(56)参考文献 米国特許出願公開第2005/0110493(US,A1)
特表2009-519729(JP,A)
特表2009-511106(JP,A)
特表平04-507004(JP,A)
特開平04-288139(JP,A)
特開平07-136146(JP,A)
特開平08-191809(JP,A)
特表平08-500267(JP,A)
特開昭60-096236(JP,A)
米国特許出願公開第2005/0231203(US,A1)
Qing X. Yang et al., Manipulation of Image Intensity Distribution at 7.0 T: Passive RF Shimming and Focusing With Dielectric Materials, JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING, 2006年, vol. 24, 197-202
Arnon Neufeld et al., Dielectric inserts for sensitivity and RF magnetic field enhancement in NMR volume coils, Journal of Magnetic Resonance, 米国, 2009年, vol. 200, 49-55
K. Haines et al., New high dielectric materials for tailoring the B1 distribution at high magnetic fields, Journal of Magnetic Resonance, 米国, 2010年 4月 1日, vol. 203, 323-327

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 5 / 055