

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2015-39635
(P2015-39635A)

(43) 公開日 平成27年3月2日(2015.3.2)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 5/055 (2006.01)
G 0 1 R 33/387 (2006.01)

F I
A 6 1 B 5/05 3 3 2
G 0 1 N 24/06 5 2 O Y

テーマコード (参考)
4 C 0 9 6

審査請求 未請求 請求項の数 29 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2014-167592 (P2014-167592)
(22) 出願日 平成26年8月20日 (2014.8.20)
(31) 優先権主張番号 10 2013 216 529.3
(32) 優先日 平成25年8月21日 (2013.8.21)
(33) 優先権主張国 ドイツ (DE)

(71) 出願人 390039413
シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
Siemens Aktiengesellschaft
ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン
ヴィッテルスバッハープラッツ 2
Wittelsbacherplatz 2, D-80333 Muenchen, Germany
(74) 代理人 100075166
弁理士 山口 巖
(74) 代理人 100133167
弁理士 山本 浩

最終頁に続く

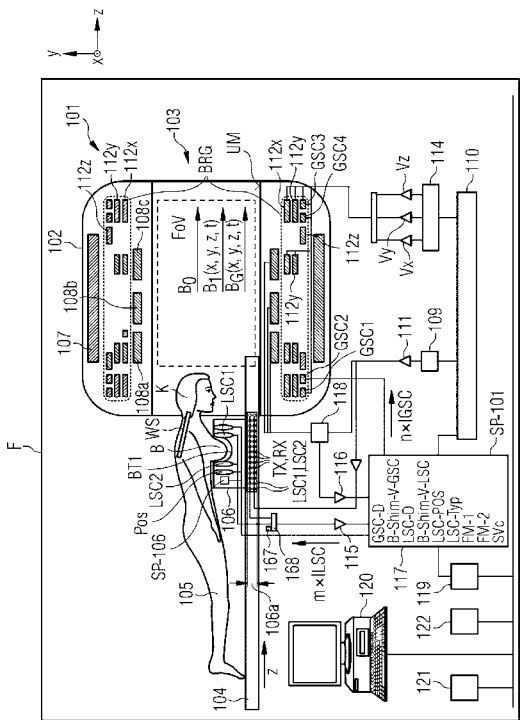
(54) 【発明の名称】 種々の形式のシムコイルを使用する磁気共鳴トモグラフィシステムの特に患者に適応した静磁場均一化方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 MRTイメージングを最適化する。

【解決手段】 磁気共鳴トモグラフィシステム 101 のシムシステム GSC1, GSC2, GSC3, GSC4, LSC1, LSC2 が、磁気共鳴トモグラフィシステム 101 のボア 103 を包囲する領域 BRG, GSC1, GSC2, GSC3, GSC4, 112x, 112y, 112z 内に少なくとも 1 つのグローバルシムコイル GSC1, GSC2, GSC3, GSC4 を含み、シムシステム GSC1, GSC2, GSC3, GSC4, LSC1, LSC2 が、磁気共鳴トモグラフィシステム 101 の 1 つの局所コイル 106 内に少なくとも 1 つの局所シムコイル LSC1, LSC2 を含み、シム制御部 117 が、グローバルシムコイル GSC1, GSC2, GSC3, GSC4 および局所シムコイル LSC1, LSC2 のためのシム電流 IGSC, ILSC, n×IGSC, m×ILSC を規定するように構成されている。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

シムシステム (G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4 , L S C 1 , L S C 2) と、シム制御部 (1 1 7) とを有する磁気共鳴トモグラフィシステム (1 0 1) であって、

シムシステム (G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4 , L S C 1 , L S C 2) が、磁気共鳴トモグラフィシステム (1 0 1) のボア (1 0 3) を包囲する領域 (B R G , G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4 , 1 1 2 x , 1 1 2 y , 1 1 2 z) 内に少なくとも 1 つのグローバルシムコイル (G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4) を含み、シムシステム (G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4 , L S C 1 , L S C 2) が、磁気共鳴トモグラフィシステム (1 0 1) の 1 つの局所コイル (1 0 6) 内に少なくとも 1 つの局所シムコイル (L S C 1 , L S C 2) を含み、

シム制御部 (1 1 7) は、グローバルシムコイル (G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4) および局所シムコイル (L S C 1 , L S C 2) のためのシム電流 (I G S C , I L S C , n × I G S C , m × I L S C) を規定するように構成されている磁気共鳴トモグラフィシステム (1 0 1) 。

【請求項 2】

シムシステム (G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4 , L S C 1 , L S C 2) が、磁気共鳴トモグラフィシステム (1 0 1) のボア (1 0 3) を包囲する領域 (B R G) 内に複数のグローバルシムコイル (G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4) を含み、および / または、

シムシステム (G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4 , L S C 1 , L S C 2) が、磁気共鳴トモグラフィシステム (1 0 1) の 1 つの局所コイル (1 0 6) 内に複数の局所シムコイル (L S C 1 , L S C 2) を含み、

シムシステム (G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4 , L S C 1 , L S C 2) の目標シム電流 (I G S C , I L S C) を規定するように、シムシステム (G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4 , L S C 1 , L S C 2) が構成されていることを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項 3】

記憶装置 (S P - 1 0 1 , S P - 1 0 6) 内に記憶されたグローバルシムコイルデータ (G S C - D) が、少なくとも 1 つのグローバルシムコイル (G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4) のシム特性および / または少なくとも 1 つのグローバルシムコイル (G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4) により生成可能なシム磁場 (B - S h i m - G S C) の空間磁場分布に関する磁場分布データ (B - S h i m - V - G S C) に関係し、および / または

記憶装置 (S P - 1 0 1 , S P - 1 0 6) 内に記憶された局所シムコイルデータ (L S C - D) が、局所シムコイル (L S C 1 , L S C 2) のシム特性および / または少なくとも 1 つの局所シムコイル (L S C 1 , L S C 2) により生成可能なシム磁場 (B - S h i m - L S C) の空間磁場分布に関する磁場分布データ (B - S h i m - V - L S C) に関係し、

記憶されたグローバルシムコイルデータ (G S C - D) および局所シムコイルデータ (L S C - D) を考慮してグローバルシムコイル (G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4) および局所シムコイル (L S C 1 , L S C 2) のための目標シム電流 (I G S C , I L S C) を規定するように、シム制御部が構成されていることを特徴とする請求項 1 または 2 記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項 4】

少なくとも 1 つのグローバルシムコイル (G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4) により生成可能なシム磁場 (B - S h i m - G S C) の空間磁場分布に関する磁場分布データ (B - S h i m - V - G S C) および / または少なくとも 1 つの局所シムコイル (L S C 1 , L S C 2) により生成可能なシム磁場 (B - S h i m - L S C) の空間磁場分布に関する磁場分布データ (B - S h i m - V - L S C) が、局所コイル (1 0 6) の外部

に記録されている、特にコイルファイル・コイル・データセットとしておよび／またはソフトウェアと一緒に記憶装置（SP-101）内に記憶されていることを特徴とする請求項1乃至3の1つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項5】

少なくとも1つの局所シムコイル（LSC1，LSC2）により生成可能なシム磁場（B-Shim-LSC）の空間磁場分布に関する磁場分布データ（B-Shim-V-LSC）が、局所コイル（106）内の記憶装置（SP-106）、特にEEPROMまたはFLASHに記憶されていることを特徴とする請求項1乃至4の1つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項6】

局所シムコイル（LSC1，LSC2）の位置（Pos）を表す局所シムコイル位置データ（LSC-POS）、特に患者用テーブル位置データおよび／または局所シムコイル（LSC1，LSC2）の形式を表すデータ（LSC-Typ）を考慮して、

少なくとも1つのグローバルシムコイル（GSC1，GSC2，GSC3，GSC4）および少なくとも1つの局所シムコイル（LSC1，LSC2）のための目標シム電流（IGSC，ILSC）を規定するように、シム制御部（117）が構成されていることを特徴とする請求項1乃至5の1つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項7】

少なくとも1つのグローバルシムコイル（GSC1，GSC2，GSC3，GSC4）により生成可能なシム磁場（B-Shim-GSC）の空間磁場分布に関する磁場分布データ（B-Shim-V-GSC）および／または少なくとも1つの局所シムコイル（LSC1，LSC2）により生成可能なシム磁場（B-Shim-LSC）の空間磁場分布に関する磁場分布データ（B-Shim-V-LSC）は、それぞれ、1つのシムコイルにより生成可能な空間磁場分布を3D磁場マップとして、ピクセルマップとしてまたは関数の係数として特定することを特徴とする請求項1乃至6の1つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項8】

グローバルシムコイルデータ（GSC-D）および／または局所シムコイルデータ（LSC-D）は、それぞれ、少なくとも1つのシムコイル（GSC1，GSC2，GSC3，GSC4，LSC）の感度を、1つのシムコイル（GSC1，GSC2，GSC3，GSC4，LSC）におけるシム電流（IGSC，ILSC）の単位アンペア当たりどれくらいの磁場（B₀シム）が生成可能であるかに基づいて特定することを特徴とする請求項1乃至7の1つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項9】

磁気共鳴装置（101）の静磁場磁石（107）だけによっておよび／またはシムコイル（GSC1，GSC2，GSC3，GSC4，LSC）による磁場生成なしに生成される静磁場（B₀）の調整測定で予め決定されて記憶（SP-101）されたB₀磁場分布（FM1）を考慮して、

グローバルシムコイル（GSC1，GSC2，GSC3，GSC4）および局所シムコイル（LSC）のための目標シム電流（IGSC，ILSC）を規定するように、シム制御部（117）が構成されていることを特徴とする請求項1乃至8の1つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項10】

グローバルシムコイル（GSC1，GSC2，GSC3，GSC4）および局所シムコイル（LSC1，LSC2）のために測定されて記憶（SP-101）された、シム電流（ILC1，ILC2）の単位（アンペア）当たり生成可能なシム磁場強度（SV C）を考慮して、

グローバルシムコイル（GSC1，GSC2，GSC3，GSC4）および局所シムコイル（LSC1，LSC2）のための目標シム電流（IGSC，ILSC）を規定するように、シム制御部（117）が構成されていることを特徴とする請求項1乃至9の1つに

10

20

30

40

50

記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項 1 1】

局所シムコイル (L S C 1 , L S C 2) により目標シム電流 (I G S C , I L S C) によって生成可能なシム磁場 (B - S h i m - L S C) および局所シムコイル (L S C , 1 0 6) の位置 (P o s) を表す位置データ (L S C - P O S) を考慮して、

グローバルシムコイル (G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4) および局所シムコイル (L S C 1 , L S C 2) のための目標シム電流 (I G S C , I L S C) を規定するように、シム制御部 (1 1 7) が構成されていることを特徴とする請求項 1 乃至 1 0 の 1 つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項 1 2】

局所シムコイル (L S C 1 , L S C 2) により目標シム電流 (I G S C , I L S C) によって生成可能なシム磁場の磁場分布を表す磁場分布データ (B - S h i m - V - L S C) を考慮して、グローバルシムコイル (G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4) および局所シムコイル (L S C 1 , L S C 2) のための目標シム電流 (I G S C , I L S C) を規定するように、シム制御部 (1 1 7) が構成されており、

その磁場分布データ (B - S h i m - V - L S C) が 1 つのシムコイル (L S C , G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4) についてそれぞれ 3 つのデータセットを含み、これらの 3 つのデータセットはそれぞれ、可能なシム空間の互いに直交する 3 つの基礎ベクトル (x , y , z) の 1 つの方向における磁場分布に関する磁場分布データであり、一緒に線形結合として、シムコイル (L S C , G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4) により生成可能なシム磁場 (B - S h i m - L S C , B - S h i m - G S C) の磁場分布を表すことを特徴とする請求項 1 乃至 1 1 の 1 つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項 1 3】

検査されるべき患者 (1 0 5) によって生じ静磁場 (B₀) の変化を表す磁場誤差に関する記憶データを考慮して、グローバルシムコイル (G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4) および局所シムコイル (L S C 1 , L S C 2) のための目標シム電流 (I G S C , I L S C) を規定するように、シム制御部 (1 1 7) が構成されており、

前記磁場誤差は、とりわけ、目標シム電流 (I G S C , I L S C) によりグローバルシムコイル (G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4) と局所シムコイル (L S C 1 , L S C 2) とにおいて生成可能なシム磁場 (B - S h i m - G S C , B - S h i m - L S C) によって低減可能であることを特徴とする請求項 1 乃至 1 2 の 1 つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項 1 4】

検査されるべき患者 (1 0 5) によって生じ静磁場 (B₀) の変化を表す磁場誤差に関する記憶データを考慮して、グローバルシムコイル (G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4) および局所シムコイル (L S C 1 , L S C 2) のための目標シム電流 (I G S C , I L S C) を規定するように、シム制御部 (1 1 7) が構成されており、

前記磁場誤差は、それぞれ可能なシム空間の互いに直交する 3 つの基礎ベクトル (x , y , z) のうちの 1 つのベクトルの方向における磁場分布の変化に関する磁場分布データであり、一緒に線形結合として静磁場 (B₀) の磁場分布の変化を表す 3 つのデータセットを含み、

前記磁場誤差に関するデータセットと、シムコイル (L S C , G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4) により生成可能なシム磁場の磁場分布に関するデータセット (B - S h i m - L S C , B - S h i m - G S C) とに基づいて、グローバルシムコイル (G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4) および局所シムコイル (L S C 1 , L S C 2) のための目標シム電流 (I G S C , I L S C) が規定される請求項 1 乃至 1 3 の 1 つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項 1 5】

グローバルシムコイル (G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4) および局所シムコイル (L S C 1 , L S C 2) のための静磁場不均一性の最小化をもたらす目標シム電流を

10

20

30

40

50

探し求める最適化方法により、グローバルシムコイル (G S C 1, G S C 2, G S C 3, G S C 4) および局所シムコイル (L S C 1, L S C 2) によって生成可能なシム磁場 (B - S h i m - L S C, B - S h i m - G S C) の 3 次元の線形結合を考慮して、

グローバルシムコイル (G S C 1, G S C 2, G S C 3, G S C 4) および局所シムコイル (L S C 1, L S C 2) のための目標シム電流 (I G S C, I L S C) を規定するように、シム制御部 (117) が構成されていることを特徴とする請求項 1 乃至 14 の 1 つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項 16】

先ず広範囲の不均一性を減らすべくグローバルシムコイル (G S C 1, G S C 2, G S C 3, G S C 4) のための目標シム電流 (I G S C) を規定し、その後グローバルシムコイル (G S C 1, G S C 2, G S C 3, G S C 4) における目標シム電流 (I G S C) によって生成可能なシム磁場 (B - S h i m - G S C) と、患者 (105) によって引き起こされる静磁場不均一性と、静磁場 (B_0) とを考慮した新たな磁場マップ (F M 2) を決定し、その後局所シムコイル (L S C 1, L S C 2) のための目標シム電流 (I L S C) を規定することによって、

グローバルシムコイル (G S C 1, G S C 2, G S C 3, G S C 4) および局所シムコイル (L S C 1, L S C 2) のための目標シム電流 (I G S C, I L S C) を規定するように、シム制御部 (117) が構成されていることを特徴とする請求項 1 乃至 15 の 1 つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項 17】

先ず広範囲の不均一性を減らすべくグローバルシムコイル (G S C 1, G S C 2, G S C 3, G S C 4) のための目標シム電流 (I G S C) を規定し、その後、グローバルシムコイル (G S C 1, G S C 2, G S C 3, G S C 4) における目標シム電流 (I G S C) によって生成されて測定される、特に患者 (105) の検査されるべき領域においてのみ測定されるシム磁場 (B - S h i m - G S C) と、患者 (105) によって引き起こされる静磁場不均一性と、静磁場 (B_0) とを考慮した新たな磁場マップ (F M 2) を決定し、その後局所シムコイル (L S C 1, L S C 2) のための目標シム電流 (I L S C) を規定することによって、グローバルシムコイル (G S C 1, G S C 2, G S C 3, G S C 4) および局所シムコイル (L S C 1, L S C 2) のための目標シム電流 (I G S C, I L S C) を規定するように、シム制御部 (117) が構成されていることを特徴とする請求項 1 乃至 16 の 1 つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項 18】

先ず、磁気共鳴装置 (101) の静磁場磁石 (107) だけによっておよび / またはシムコイル (G S C 1, G S C 2, G S C 3, G S C 4, L S C) による磁場生成なしに生成された静磁場 (B_0) の調整測定で決定された B_0 磁場分布 (F M 1) から、グローバルシムコイル (G S C 1, G S C 2, G S C 3, G S C 4) のための目標シム電流 (I G S C) を算出し、

その後、局所シムコイル (L S C 1, L S C 2) の目標シム電流 (I L S C) の可能な範囲にわたり分布させられた異なる設定を有する複数の磁場マップを、それぞれ、検査視野 (F o V) においてまたは関心領域 (B, W S) の 1 つのスライスまたは複数のスライスにおいて測定し、

それに基づいて、局所シムコイル (L S C 1, L S C 2) の目標シム電流 (I L S C) のうち、静磁場 (B_0) の変化を表す測定された磁場誤差が最小である目標シム電流 (I L S C) または最適化からもたらされる目標シム電流 (I L S C) を選定することによって、

グローバルシムコイル (G S C 1, G S C 2, G S C 3, G S C 4) および局所シムコイル (L S C 1, L S C 2) のための目標シム電流 (I G S C, I L S C) を規定するように、シム制御部 (117) が構成されていることを特徴とする請求項 1 乃至 17 の 1 つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項 19】

10

20

30

40

50

先ず、磁気共鳴装置(101)の静磁場磁石(107)だけによっておよび/またはシムコイル(GSC1, GSC2, GSC3, GSC4, LSC)による磁場生成なしに生成された静磁場(B_0)の調整測定で決定された B_0 磁場分布(FM1)から、グローバルシムコイル(GSC1, GSC2, GSC3, GSC4)のための目標シム電流(IGSC)を算出し、

その後、局所シムコイル(LSC1, LSC2)の目標シム電流(ILSC)の異なる設定を有する複数の磁場マップをそれぞれ検査視野(FOV)においてまたは関心領域(POI)の1つのスライスまたは複数のスライスにおいて最小値が生じるまで測定し、

それに基づいて、局所シムコイル(LSC1, LSC2)の目標シム電流(ILSC)のうち、静磁場(B_0)の変化を表す測定された磁場誤差が最小である目標シム電流(ILSC)または最適化からもたらされる目標シム電流(ILSC)を選定することによって、

グローバルシムコイル(GSC1, GSC2, GSC3, GSC4)および局所シムコイル(LSC1, LSC2)のための目標シム電流(IGSC, ILSC)を規定するように、シム制御部(117)が構成されていることを特徴とする請求項1乃至18の1つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項20】

先ず、磁気共鳴装置(101)の静磁場磁石(107)だけによっておよび/またはシムコイル(GSC1, GSC2, GSC3, GSC4, LSC)による磁場生成なしに生成された静磁場(B_0)の調整測定で決定された B_0 磁場分布(FM-1)から、グローバルシムコイル(GSC1, GSC2, GSC3, GSC4)のための目標シム電流(IGSC)を算出し、

既に B_0 磁場分布(FM-1)の測定時において、グローバルシムコイル(GSC1, GSC2, GSC3, GSC4)および/または局所シムコイル(LSC1, LSC2)に、シム電流(IGSC, ILSC)、特に検査されるべき領域内の典型的な静磁場不均一性を改善するシム電流(IGSC, ILSC)を予め割り当てることによって、

グローバルシムコイル(GSC1, GSC2, GSC3, GSC4)および局所シムコイル(LSC1, LSC2)のための目標シム電流(IGSC, ILSC)を規定するように、シム制御部(117)が構成されていることを特徴とする請求項1乃至19の1つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項21】

局所シムコイル(LSC1, LSC2)のシム磁場(B-Shim-LSC)を、全シムボリュームのうちの少なくとも一部に対してのみ、特に、全シムボリュームのうち局所シムコイル自体のパラメータによって規定されて記憶された一部に対してのみまたは低い磁場成分を有する領域を除外することにより自動的に算出された一部に対してのみ最適化することによって、

グローバルシムコイル(GSC1, GSC2, GSC3, GSC4)および局所シムコイル(LSC1, LSC2)のための目標シム電流(IGSC, ILSC)を規定するように、シム制御部(117)が構成されていることを特徴とする請求項1乃至20の1つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項22】

局所シムコイル(LSC1, LSC2)の目標シム電流(ILSC)の可能な範囲にわたり分布させられた異なる設定を有する複数の磁場マップ(N)を、それぞれ検査視野(FOV)においてまたは関心領域(B, WS)の1つのスライスまたは複数のスライスにおいて測定し、

その後、1つの局所シムコイル(LSC1, LSC2)にとって最大の電流限界が到達された際に、新たなグローバルシム電流設定により、最大許容電流限界に突き当たらないLSC設定を見つけるべく探索することによって、

グローバルシムコイル(GSC1, GSC2, GSC3, GSC4)および局所シムコイル(LSC1, LSC2)のための目標シム電流(IGSC, ILSC)を規定するよ

10

20

30

40

50

うに、シム制御部(117)が構成されていることを特徴とする請求項1乃至21の1つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項23】

各方法の終端で、検査視野(FoV)の一部において、測定された B_0 磁場を算出された B_0 磁場と比較し、

良好な一致の際には測定を続行し、不十分な一致の際に照会を行うかまたはシム電流のための他の開始パラメータにより新たに測定を開始することによって、

グローバルシムコイル(GSC1, GSC2, GSC3, GSC4)および局所シムコイル(LSC1, LSC2)のための目標シム電流(IGSC, ILSC)を規定するように、シム制御部(117)が構成されていることを特徴とする請求項1乃至22の1つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

10

【請求項24】

磁気共鳴トモグラフィシステム(101)の局所コイル(106)の領域内の1つまたは複数の局所シムコイル(LSC1, LSC2)が、局所コイル装置(106)の高周波送信アンテナの領域内に、および/またはそれらの高周波送信アンテナの一部として、および/または患者テーブル(104)内に設けられていることを特徴とする請求項1乃至23の1つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項25】

特に局所コイルによって検査可能な身体部位(B, K, WS)に関してどの形式の局所シムコイル(106, 106a)が磁気共鳴トモグラフィシステム(101)および/または患者テーブル(104)内で接続および/または検出されたかを考慮して、

20

グローバルシムコイル(GSC1, GSC2, GSC3, GSC4)および/または局所シムコイル(LSC1, LSC2)のための目標シム電流(IGSC, ILSC)を規定するように構成されているシム制御部(117)を備えている請求項1乃至24の1つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項26】

少なくとも1つのグローバルシムコイル(GSC1, GSC2, GSC3, GSC4)および/または少なくとも1つの局所シムコイル(LSC1, LSC2)が、傾斜磁場を生成するための傾斜磁場コイル(112z)、または、高周波磁場を生成するためのRF送信および/または受信コイル(RX, TX; 108a~108c)でもあることを特徴とする請求項1乃至25の1つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

30

【請求項27】

少なくとも1つのグローバルシムコイル(GSC1, GSC2, GSC3, GSC4)および少なくとも1つの局所シムコイル(LSC1, LSC2)のほかに、さらに磁気共鳴装置(101)内の少なくとも1つの傾斜磁場コイル(112z)および/または傾斜磁場を生成するための局所コイル(106)も設けられていることを特徴とする請求項1乃至26の1つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

【請求項28】

1つのまたは各グローバルシムコイル(GSC1, GSC2, GSC3, GSC4)が、磁気共鳴装置(101)のボア(103)の半径方向外側に配置されたシムコイルおよび/または磁気共鳴装置(101)のボア(103)のハウジングカバー(UM)の半径方向外側に配置されたシムコイルおよび/または磁気共鳴装置ハウジングシムコイルであることを特徴とする請求項1乃至27の1つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム。

40

【請求項29】

磁気共鳴トモグラフィシステム(101)のグローバルシムコイル(GSC1, GSC2, GSC3, GSC4)および局所シムコイル(LSC1, LSC2)の目標シム電流(IGSC, ILSC)を規定する、特に請求項1乃至28の1つに記載の磁気共鳴トモグラフィシステム(101)を用いた磁気共鳴トモグラフィシステムのシム方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、種々の形式のシムコイルを使用する磁気共鳴トモグラフィシステムの特に患者に適応した静磁場 (B_0) 均一化方法、具体的には特に磁気共鳴トモグラフィのための方法および装置に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

磁気共鳴トモグラフィによって検査対象または患者を検査するための磁気共鳴装置 (MRT) は公知である (例えば、特許文献 1、特許文献 2、特許文献 3、特許文献 4、特許文献 5、特許文献 6 参照)。

【 先行技術文献 】

10

【 特許文献 】

【 0 0 0 3 】

【 特許文献 1 】 独国特許第 1 0 3 1 4 2 1 5 号明細書

【 特許文献 2 】 独国特許出願公開第 1 0 2 0 1 1 0 8 0 2 7 5 号明細書

【 特許文献 3 】 独国特許出願公開第 1 0 2 0 1 1 0 8 7 4 8 5 号明細書

【 特許文献 4 】 独国特許出願公開第 1 0 2 0 1 1 0 8 6 6 5 8 号明細書

【 特許文献 5 】 独国特許出願公開第 1 0 2 0 1 1 0 8 1 0 3 9 号明細書

【 特許文献 6 】 独国特許出願公開第 1 0 2 0 1 1 0 7 7 7 2 4 号明細書

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

20

【 0 0 0 4 】

本発明の課題は MRT イメージングを最適化することにある。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 5 】

この課題は、本発明によれば、シムシステムと、シム制御部とを有する磁気共鳴トモグラフィシステムであって、

シムシステムが、磁気共鳴トモグラフィシステムのボアを包囲する領域内に少なくとも 1 つのグローバルシムコイルを含み、

シムシステムが、磁気共鳴トモグラフィシステムの 1 つの局所コイル内に少なくとも 1 つの局所シムコイルを含み、

30

シム制御部が、グローバルシムコイルおよび局所シムコイルのためのシム電流を規定するように構成されている、磁気共鳴トモグラフィシステムによって解決される (請求項 1)。

前述の課題は、本願発明によれば、磁気共鳴トモグラフィシステムのグローバルシムコイルおよび局所シムコイルの目標シム電流を規定する、特に本発明による磁気共鳴トモグラフィシステムを用いた磁気共鳴トモグラフィシステムのシム方法によっても解決される (請求項 2 9)。

磁気共鳴トモグラフィシステムに関する本発明の実施態様は次の通りである。

(1) シムシステムが、磁気共鳴トモグラフィシステムのボアを包囲する領域内に複数のグローバルシムコイルを含み、および / または、

40

シムシステムが、磁気共鳴トモグラフィシステムの 1 つの局所コイル内に複数の局所シムコイルを含み、

シムシステムの目標シム電流を規定するように、シムシステムが構成されている (請求項 2)。

(2) 記憶装置内に記憶されたグローバルシムコイルデータが、少なくとも 1 つのグローバルシムコイルのシム特性および / または少なくとも 1 つのグローバルシムコイルにより生成可能なシム磁場の空間磁場分布に関する磁場分布データに関係し、および / または

記憶装置内に記憶された局所シムコイルデータが、局所シムコイルのシム特性および / または少なくとも 1 つの局所シムコイルにより生成可能なシム磁場の空間磁場分布に関する磁場分布データに関係し、

50

記憶されたグローバルシムコイルデータおよび局所シムコイルデータを考慮してグローバルシムコイルおよび局所シムコイルのための目標シム電流を規定するように、シム制御部が構成されている（請求項 3）。

(3) 少なくとも 1 つのグローバルシムコイルにより生成可能なシム磁場の空間磁場分布に関する磁場分布データおよび / または少なくとも 1 つの局所シムコイルにより生成可能なシム磁場の空間磁場分布に関する磁場分布データが、局所コイルの外部に記録されている、特にコイルファイル・コイル・データセットとしておよび / またはソフトウェアと一緒に記憶装置内に記憶されている（請求項 4）。

(4) 少なくとも 1 つの局所シムコイルにより生成可能なシム磁場の空間磁場分布に関する磁場分布データが、局所コイル内の記憶装置、特に E E P R O M または F L A S H に記憶されている（請求項 5）。

(5) 局所シムコイルの位置を表す局所シムコイル位置データ、特に患者用テーブル位置データおよび / または局所シムコイルの形式を表すデータを考慮して、

少なくとも 1 つのグローバルシムコイルおよび少なくとも 1 つの局所シムコイルのための目標シム電流を規定するように、シム制御部を構成する（請求項 6）。

(6) 少なくとも 1 つのグローバルシムコイルにより生成可能なシム磁場の空間磁場分布に関する磁場分布データおよび / または少なくとも 1 つの局所シムコイルにより生成可能なシム磁場の空間磁場分布に関する磁場分布データは、それぞれ、1 つのシムコイルにより生成可能な空間磁場分布を 3 D 磁場マップとして、ピクセルマップとしてまたは関数の係数として特定する（請求項 7）。

(7) グローバルシムコイルデータおよび / または局所シムコイルデータは、それぞれ、少なくとも 1 つのシムコイルの感度を、1 つのシムコイルにおけるシム電流の単位アンペア当たりどれくらいの磁場（ B_0 シム）が生成可能であるかに基づいて特定する（請求項 8）。

(8) 磁気共鳴装置の静磁場磁石だけによっておよび / またはシムコイルによる磁場生成なしに生成される静磁場の調整測定で予め決定されて記憶された B_0 磁場分布を考慮して、

グローバルシムコイルおよび局所シムコイルのための目標シム電流を規定するように、シム制御部が構成されている（請求項 9）。

(9) グローバルシムコイルおよび局所シムコイルのために測定されて記憶された、シム電流の単位（アンペア）当たりに生成可能なシム磁場強度を考慮して、

グローバルシムコイルおよび局所シムコイルのための目標シム電流を規定するように、シム制御部が構成されている（請求項 10）。

(10) 局所シムコイルにより目標シム電流によって生成可能なシム磁場および局所シムコイルの位置を表す位置データを考慮して、グローバルシムコイルおよび局所シムコイルのための目標シム電流を規定するように、シム制御部が構成されている（請求項 11）。

(11) 局所シムコイルにより目標シム電流によって生成可能なシム磁場の磁場分布を表す磁場分布データを考慮して、グローバルシムコイルおよび局所シムコイルのための目標シム電流を規定するように、シム制御部が構成されており、

その磁場分布データが 1 つのシムコイル）についてそれぞれ 3 つのデータセットを含み、これらの 3 つのデータセットはそれぞれ、可能なシム空間の互いに直交する 3 つの基礎ベクトルの 1 つの方向における磁場分布に関する磁場分布データであり、一緒に線形結合として、シムコイルにより生成可能なシム磁場の磁場分布を表す（請求項 12）。

(12) 検査されるべき患者によって生じ静磁場の変化を表す磁場誤差に関する記憶データを考慮して、グローバルシムコイルおよび局所シムコイルのための目標シム電流を規定するように、シム制御部が構成されており、

前記磁場誤差は、とりわけ、目標シム電流によりグローバルシムコイルと局所シムコイルとにおいて生成可能なシム磁場によって低減可能である（請求項 13）。

(13) 検査されるべき患者によって生じ静磁場の変化を表す磁場誤差に関する記憶データを考慮して、グローバルシムコイルおよび局所シムコイルのための目標シム電流を規定するように、シム制御部が構成されており、

10

20

30

40

50

前記磁場誤差は、それぞれ可能なシム空間の互いに直交する 3 つの基礎ベクトルのうちの 1 つのベクトルの方向における磁場分布の変化に関する磁場分布データであり、一緒に線形結合として静磁場の磁場分布の変化を表す 3 つのデータセットを含み、

前記磁場誤差に関するデータセットと、シムコイルにより生成可能なシム磁場の磁場分布に関するデータセットとに基づいて、グローバルシムコイルおよび局所シムコイルのための目標シム電流が規定される（請求項 14）。

(14) グローバルシムコイルおよび局所シムコイルのための静磁場不均一性の最小化をもたらす目標シム電流を探し求める最適化方法により、グローバルシムコイルおよび局所シムコイルによって生成可能なシム磁場の 3 次元の線形結合を考慮して、

グローバルシムコイルおよび局所シムコイルのための目標シム電流を規定するように、シム制御部が構成されている（請求項 15）。

(15) 先ず広範囲の不均一性を減らすべくグローバルシムコイルのための目標シム電流を規定し、その後グローバルシムコイルにおける目標シム電流によって生成可能なシム磁場と、患者によって引き起こされる静磁場不均一性と、静磁場とを考慮した新たな磁場マップを決定し、その後局所シムコイルのための目標シム電流を規定することによって、

グローバルシムコイルおよび局所シムコイルのための目標シム電流を規定するように、シム制御部が構成されている（請求項 16）。

(16) 先ず広範囲の不均一性を減らすべくグローバルシムコイルのための目標シム電流を規定し、その後、グローバルシムコイルにおける目標シム電流によって生成されて測定される、特に患者の検査されるべき領域においてのみ測定されるシム磁場と、患者によって引き起こされる静磁場不均一性と、静磁場とを考慮した新たな磁場マップを決定し、その後局所シムコイルのための目標シム電流を規定することによって、グローバルシムコイルおよび局所シムコイルのための目標シム電流を規定するように、シム制御部が構成されている（請求項 17）。

(17) 先ず、磁気共鳴装置の静磁場磁石だけによっておよび / またはシムコイルによる磁場生成なしに生成された静磁場（ B_0 ）の調整測定で決定された B_0 磁場分布から、グローバルシムコイルのための目標シム電流を算出し、

その後、局所シムコイルの目標シム電流の可能な範囲にわたり分布させられた異なる設定を有する複数の磁場マップを、それぞれ検査視野においてまたは関心領域の 1 つのスライスまたは複数のスライスにおいて測定し、

それに基づいて、局所シムコイルの目標シム電流のうち、静磁場の変化を表す測定された磁場誤差が最小である目標シム電流または最適化からもたらされる目標シム電流を選定することによって、

グローバルシムコイルおよび局所シムコイルのための目標シム電流を規定するように、シム制御部が構成されている（請求項 18）。

(18) 先ず、磁気共鳴装置の静磁場磁石だけによっておよび / またはシムコイルによる磁場生成なしに生成された静磁場の調整測定で決定された B_0 磁場分布から、グローバルシムコイルのための目標シム電流を算出し、

その後、局所シムコイルの目標シム電流の異なる設定を有する複数の磁場マップをそれぞれ検査視野においてまたは関心領域の 1 つのスライスまたは複数のスライスにおいて最小値が生じるまで測定し、

それに基づいて、局所シムコイルの目標シム電流のうち、静磁場の変化を表す測定された磁場誤差が最小である目標シム電流または最適化からもたらされる目標シム電流を選定することによって、

グローバルシムコイルおよび局所シムコイルのための目標シム電流を規定するように、シム制御部が構成されている（請求項 19）。

(19) 先ず、磁気共鳴装置の静磁場磁石だけによっておよび / またはシムコイルによる磁場生成なしに生成された静磁場（ B_0 ）の調整測定で決定された B_0 磁場分布から、グローバルシムコイルのための目標シム電流を算出し、

既に B_0 磁場分布の測定時において、グローバルシムコイルおよび / または局所シムコ

10

20

30

40

50

イルに、シム電流、特に検査されるべき領域内の典型的な静磁場不均一性を改善するシム電流を予め割り当てることによって、

グローバルシムコイルおよび局所シムコイルのための目標シム電流を規定するように、シム制御部を構成する（請求項 20）。

(20) 局所シムコイルのシム磁場を、全シムボリュームのうちの少なくとも一部に対してのみ、特に、全シムボリュームのうち局所シムコイル自体のパラメータによって規定されて記憶された一部に対してのみまたは低い磁場成分を有する領域を除外することにより自動的に算出された一部に対してのみ最適化することによって、

グローバルシムコイルおよび局所シムコイルのための目標シム電流を規定するように、シム制御部が構成されている（請求項 21）。

(21) 局所シムコイルの目標シム電流の可能な範囲にわたり分布させられた異なる設定を有する複数の磁場マップを、それぞれ検査視野においてまたは関心領域の 1 つのスライスまたは複数のスライスにおいて測定し、

その後、1 つの局所シムコイルにとって最大の電流限界が到達された際に、新たなグローバルシム電流設定により、最大許容電流限界に突き当たらない LSC 設定を見つけるべく探索することによって、

グローバルシムコイルおよび局所シムコイルのための目標シム電流を規定するように、シム制御部が構成されている（請求項 22）。

(22) 各方法の終端で検査視野の一部において、測定された B_0 磁場を算出された B_0 磁場と比較し、

良好な一致の際には測定を続行し、不十分な一致の際に照会を行うかまたはシム電流のための他の開始パラメータにより新たに測定を開始することによって、

グローバルシムコイルおよび局所シムコイルのための目標シム電流を規定するように、シム制御部が構成されている（請求項 23）。

(23) 磁気共鳴トモグラフィシステムの局所コイルの領域内の 1 つまたは複数の局所シムコイルが、局所コイル装置の高周波送信アンテナの領域内に、および / またはそれらの高周波送信アンテナの一部として、および / または患者テーブル内に設けられている（請求項 24）。

(24) 特に局所コイルによって検査可能な身体部位に関してどの形式の局所シムコイルが磁気共鳴トモグラフィシステムおよび / または患者テーブル内で接続および / または検出されたかを考慮して、

グローバルシムコイルおよび / または局所シムコイルのための目標シム電流を規定するように構成されているシム制御部を備えている（請求項 25）。

(25) 少なくとも 1 つのグローバルシムコイルおよび / または少なくとも 1 つの局所シムコイルが、傾斜磁場を生成するための傾斜磁場コイル、または、高周波磁場を生成するための RF 送信および / または受信コイルでもある（請求項 26）。

(26) 少なくとも 1 つのグローバルシムコイルおよび少なくとも 1 つの局所シムコイルのほかに、さらに磁気共鳴装置内の少なくとも 1 つの傾斜磁場コイルおよび / または傾斜磁場を生成するための局所コイルも設けられている（請求項 27）。

(27) 1 つのまたは各グローバルシムコイルが、磁気共鳴装置のボアの半径方向外側に配置されたシムコイルおよび / または磁気共鳴装置のボアのハウジングカバーの半径方向外側に配置されたシムコイルおよび / または磁気共鳴装置ハウジングシムコイルである（請求項 28）。

【0006】

本発明の実現可能な実施形態の他の特徴事項および利点を、以下における図面に基づく実施例の説明から明らかにする。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図 1】図 1 は本発明による MRT システムを概略的に示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

10

20

30

40

50

【0008】

図1は、(遮蔽された空間またはファラデーケージF内にある)磁気共鳴イメージング装置MRT101を、(とりわけ、特に技術的背景の説明のためにも)示している。この磁気共鳴イメージング装置MRT101は、ここでは管状の空間103を有する全身コイル102を備えており、その空間103内において被検体(例えば患者)105のボディを載せた患者用テーブル104(局所コイル装置106を有するかまたは有さない)を矢印zの方向に移動して、イメージング法により患者105の画像を生成することができる。ここでは、その患者の上に局所コイル装置106が配置されており、その局所コイル装置106により、前記MRTの局所領域(検査視野またはFovと称される)において、そのFov内におけるボディ105の部分領域の画像を生成することができる。その局所コイル装置106の信号は、その局所コイル装置106に例えば同軸ケーブルまたは無線(167)等を介して接続可能である前記MRT101の評価装置(168, 115, 117, 119, 120, 121等)によって評価することができる(例えば、画像に変換、記憶または表示することができる)。

10

【0009】

磁気共鳴装置(MRT)101を用いて、被検体105(検査対象または患者)を磁気共鳴イメージングによって検査するために、時間的特性および空間的特性が互いに非常に高精度に調整された異なる磁場が、被検体105に照射される。ここではトンネル状の開口103を有する測定キャビン内の強い磁石(しばしば、クライオマグネット107)が、例えば0.2T~3T、またはそれ以上の強い主静磁場 B_0 を生成する。被検体105は、患者用テーブル104上に載せられた状態で、観察領域Fov("field of view")内において主磁場 B_0 のほぼ均一な領域内へ移動される。被検体105の原子核の核スピンの励起は、磁気的な高周波励起パルス $B_1(x, y, z, t)$ により行われる。この高周波励起パルス B_1 は、ここでは(例えば、複数部分=108a, 108b, 108cからなる)ボディコイル108として簡略的に示された高周波アンテナか、場合によっては局所コイル装置かのいずれか一方または両方を介して照射される。高周波励起パルスは例えばパルス生成ユニット109によって生成され、このパルス生成ユニット109はパルスシーケンス制御ユニット110によって制御される。それらの高周波励起パルスは、高周波増幅器11によって増幅された後、高周波アンテナ108へ導かれる。ここに図示されている高周波システムは概略的に示されているだけである。しばしば、1つよりも多いパルスシーケンスユニット109と、1つよりも多い高周波増幅器111と、複数の高周波アンテナ108a, 108b, 108cとが1つの磁気共鳴装置101において使用される。

20

30

【0010】

更に、磁気共鳴装置101は傾斜磁場コイル112x, 112y, 112zを持ち、それらの傾斜磁場コイルにより、測定時にスライス選定励起と測定信号の空間エンコーディングとを行うための傾斜磁場 $B_G(x, y, z, t)$ が照射される。これらの傾斜磁場コイル112x, 112y, 112zは傾斜磁場コイル制御ユニット114によって(場合によっては更に増幅器 V_x, V_y, V_z を介して)制御され、この傾斜磁場コイル制御ユニット114はパルス生成ユニット109と同様にパルスシーケンス制御ユニット110に接続されている。

40

【0011】

(被検体内の原子核の)励起された核スピンから送出された信号は、ボディコイル108および/または少なくとも1つの局所コイル装置106によって受信され、付設の高周波前置増幅器116によって増幅され、受信ユニット117によって継続処理されてデジタル化される。このようにして記録された測定データは、デジタル化されて複素数値としてk空間マトリックス内に格納される。値を割り当てられたk空間から、多次元フーリエ変換により付属のMR画像を再構成することができる。

【0012】

例えばボディコイル108または局所コイル106のように送信モードでも受信モード

50

でも動作可能であるコイルの場合には、正確な信号転送が前置接続された送受信切替器 118 によって制御される。

【0013】

画像処理ユニット 119 が前記測定データから画像を生成し、その生成された画像がオペレータコンソール 120 を介して使用者に対して表示されるか、記憶ユニット 121 に記憶されるかのいずれか一方または両方が行われる。中央コンピュータユニット 122 が個々の設備構成要素を制御する。

【0014】

MRT モグラフィにおいて、高い信号雑音比 (SNR) を有する画像は、現在では一般にいわゆる局所コイル装置 (Coils, Local Coils) により撮像される。この局所コイル装置は、被検体 105 の上部 (anterior) または下部 (posterior) の直近に、または被検体 105 の表面または内部に取り付けられるアンテナシステムである。MR 測定では、励起された核が局所コイルの個々のアンテナに電圧を誘起し、その誘起された電圧が低ノイズの前置増幅器 (例えば、LNA、プリアンプ) により増幅され、最後に受信電子回路に伝送される。高分解能画像の場合にも信号雑音比を改善するために、いわゆる高磁場装置 (1.5 T ~ 12 T またはそれ以上) が使用される。存在する受信器よりも多い個別アンテナが、1 つの MR 受信システムに接続される場合には、受信アンテナと受信器との間に、例えばマトリックススイッチ (RCCS とも称される) が組み込まれる。このマトリックススイッチは、現在動作中の受信チャネル (大抵は、磁石の検査視野内にある受信チャネル) を、存在する受信器に導く。それにより、存在する受信器よりも多いコイル素子を接続することができる。というのは、全身をカバーする際に、磁石の FoV (Field of View) 内もしくは均一ボリューム内にあるコイルのみを読み出せばよいからである。

【0015】

局所コイル装置 106 とは、例えば一般に、例えば 1 つのアンテナ素子、またはアレイコイルとして複数のアンテナ素子 (特にコイル素子) から構成することができるアンテナシステムのことを意味する。これらの個々のアンテナ素子は、例えばループアンテナ (Loops)、バタフライアンテナ、フレックスコイルまたは鞍型コイルとして構成されている。1 つの局所コイル装置は、例えば複数のコイル素子と、前置増幅器と、他の電子回路 (シース波防止回路等) と、ハウジングと、載置台と、大抵はその局所コイル装置を MRT 装置に接続するコネクタを有するケーブルとを含む。MRT 装置側に取り付けられた受信器 168 は、局所コイル 106 によって例えば無線通信等により受信した信号をフィルタ処理してデジタル化し、それからこれらのデータをデジタル信号処理装置に転送する。このデジタル信号処理装置は、測定によって得られたそれらのデータから、大抵は画像またはスペクトルを導出し、その画像またはスペクトルを、例えば使用者によって後で行われる診断や記憶処理のために、使用者に提供する。

【0016】

図 1 は、シムのための本発明による方法および装置も明確に示している。

【0017】

特に次の 2 つの形式のシムコイルを区別することができる。

【0018】

1. 「グローバルシムコイル」 (Global Shim Coils) GSC (以下において、ボアシムコイルとも称する) :

これらのグローバルシムコイルは、例えば、傾斜磁場コイル (112x, 112y, 112z) の領域内に組み込まれており、1 次および 2 次の項、場合によってはそれよりも高次の項を補償するための、例えば図 1 におけるグローバルシムコイルの 2 つのシムコイル対 GSC1, GSC2 および GSC3, GSC4 のような 3 個以上のシムコイルであり、例えば、シーメンスヘルスケア (Siemens Healthcare) 社の「高磁場磁石の 2 次シミング (Second Oder Shimming of HigR Field Magnets)」におけるように電流を供給することができる; (http://healthcare.siemens.com/siemens__hwem-hwem__ssxa__websites-context-root/wcm/idc/siemens__hwem-hwem__ssxa__websites-context-root/wcm/idc/gro

10

20

30

40

50

ups/public/@global/@imaging/@mri/documents/download/mdaw/mtqy/~edisp/second__hot__topic__brochure-00017029.pdf参照)

図1では、グローバルシムコイルにおけるシム電流 I_{GSC} は等しい値であり、(ここでは I_{GSC} の例えば $n = 4$ 倍の電流(つまり、 $n \times I_{GSC}$, $n = 4$)を有する)シムケーブルを介して供給されているが、各シムが個別に電流供給可能であってもよい。局所シムコイルにおけるシム電流 I_{LSC} は等しい値であり、(ここでは I_{LSC} の $m = 2$ 倍の電流(つまり、 $m \times I_{LSC}$, $m = 2$)を有する)シムケーブルを介して供給されるが、この場合にも各シムコイルが個別に電流を供給可能であってもよい。

【0019】

例えば、図1の(ボア長手方向)軸 z の方向のシムのためにグローバルシムコイル $GSC1$, $GSC2$ および $GSC3$, $GSC4$ を設けるか、図1の(ボア水平方向)軸 x の方向のシムのためにグローバルシムコイルを設けるか、図1の(ボア垂直方向)軸 y の方向のシムのためにグローバルシムコイルを設けるかのうち、いずれか1つまたはいずれか2つまたは全てであってもよい。

【0020】

2. 「局所シムコイル」 $LSC1$, $LSC2$:

これらの「局所シムコイル」 $LSC1$, $LSC2$ は、(例えば、図1において(乳房(B)用)局所コイル106内に示されているように2つの局所シムコイル $LSC1$, $LSC2$ 、もしくは(脊柱(W S)用)局所コイル106a内に示された局所コイルの2対以上の $LSC1$, $LSC2$ のような)局所シムコイルであり、患者105の近くに取り付けられており、1つまたは複数の局所コイル106 , 106aのRF送信および/または受信コイル(RXおよび/またはRX , TX)の一部であってもよい。

【0021】

特に強く(例えば局所コイル106の乳房ボットBT1内の乳房Bの如き被検査領域 = ROIの範囲内に)局在する0 ~ 10 ppmの範囲内の B_0 磁場不均一性を補償するために、局所シムコイル $LSC1$, $LSC2$ が格別に好適であり、これらの局所シムコイル $LSC1$, $LSC2$ は患者105の近く、例えば受信コイルまたは送信/受信コイルTX , RXの範囲内に取り付けられるとよい。局所シムコイル $LSC1$, $LSC2$ の利点は、非常に少ない電流および組立費用(コスト)で、現在例えば傾斜磁場コイルの領域内に組み込まれる「グローバル(全域的)」シムコイル $GSC1$, $GSC2$, $GSC3$, $GSC4$ よりも明らかに良好に、かつコスト効率よく、局所不均一性を補償することができることにある。

【0022】

グローバルシムコイル $GSC1$, $GSC2$, $GSC3$, $GSC4$ と局所シムコイル $LSC1$, $LSC2$ との同時使用は、(MR静磁場)磁石107および/または検査されるべき患者105によって引き起こされる広範囲の B_0 磁場偏差をグローバルシムコイルが補償し、空間的に集中した不均一性を局所シムコイル $LSC1$, $LSC2$ が補償することによって、良好な画像結果をもたらすことができる。

【0023】

それに関しては次の課題がある。即ち、グローバルシムコイル $GSC1$, $GSC2$, $GSC3$, $GSC4$ と局所シムコイル $LSC1$, $LSC2$ とを同時使用する際に、全てのシムコイルの(場合によってはさまざまな)シム電流(I_{LSC} , I_{GSC})に関して、MRシステム101が、最適結果をもたらす電流設定を、またはアルゴリズム費用と結果との間の有利な妥協である電流設定を、どのようにして一番良く見つけるべきかという課題である。グローバルシムコイル $GSC1$, $GSC2$, $GSC3$, $GSC4$ と違って局所シムコイル $LSC1$, $LSC2$ が移動可能なユニットであるという事実のほかに、局所シムコイル $LSC1$, $LSC2$ は、患者用テーブル(P TAB)上において磁石に対して位置固定して取り付けられていないことによって、グローバルシムコイル $GSC1$, $GSC2$, $GSC3$, $GSC4$ と区別することができる。

【0024】

10

20

30

40

50

現在、従来技術に基づいて製品ではグローバルシムコイル $GSC1$, $GSC2$, $GSC3$, $GSC4$ のみが使用されている。更に、シム電流 ($ILSC$, $IGSC$) に関して患者および解剖学的構造に応じた個別的な電流設定を決定するために、例えば予め B_0 磁場マップ (大抵は 3D の B_0 磁場マップであり、かつ大抵は位相マップである) が取得される。グローバルシムコイル $GSC1$, $GSC2$, $GSC3$, $GSC4$ が生成する磁場は、例えば磁気共鳴 (MRT) システム 101 にとって、記憶されている記述データによって既知であり、MRT 101 のアルゴリズムは、計算されたシム磁場と測定された B_0 磁場波形との重ね合わせによりトータルとして最大限に均一な B_0 磁場波形が生じるまで、シム電流を変化させることができる。1つのシムコイルにより生成可能な磁場の記述データは、例えば直交球関数の係数および/またはピクセルマップによる係数を含む (これらの係数は、例えば、どれだけの磁場 (成分) がどのシムコイルによって空間内のどの個所にそのシムコイルの電流の関数として生成されるかを特定する)。

10

【0025】

グローバルシムコイル $GSC1$, $GSC2$, $GSC3$, $GSC4$ により生成される磁場と局所シムコイル $LSC1$, $LSC2$ により生成される磁場との重ね合わせに関して、全自動的に診療作業経過に組み込み可能であると思われる現在公知の専用の方法は存在していない。

【0026】

次に、本発明の一実施形態を説明する。

20

【0027】

(記憶装置 $SP101$ における磁場分布データ $B-Shim-V-LSC$ 内に記憶された) グローバルシムコイル $GSC1$, $GSC2$, $GSC3$, $GSC4$ の (生成可能な磁場の) 磁場記述データに対して付加的に、(例えば磁場分布データ $B-Shim-V-LSC$ 内に) 記憶された、局所シムコイル $LSC1$, $LSC2$ の (生成可能な磁場の) 記述データが存在する。

【0028】

(磁場分布データ $B-Shim-V-LSC$ 内の) この記述データは、MRT システム 101 の制御部 110, 117 におけるソフトウェアの一部であってよい (例えば、シムコイル特性に関する、いわゆるコイルファイル、即ちコイルデータセットとして)。そのソフトウェアの一部は、局所シムコイル $LSC1$, $LSC2$ を使用する際 (および MRT によってそれらを認識する際) に呼び出されるか、1つの局所コイル 106 のデジタル記憶装置 (EEPROM, FLASH 等) $SP-106$ および/または局所シムコイル $LSC1$, $LSC2$ 内に保存されてそこから例えば MRT 101 の制御部 107 によって呼び出されるかの少なくともいずれか一方である。後者は各局所シムコイル $LSC1$, $LSC2$ のシム特性の個別的な調整を可能にする。

30

【0029】

それに関して、MRT 101 の制御部 107 には次が知られている。

【0030】

1. シムアルゴリズム:

シリアルアルゴリズムは、例えば、(例えば、レーザ測定によるまたはセンサ等を用いた患者用テーブルの位置測定に基づく) 1つまたは複数の局所シムコイル $LSC1$, $LSC2$ の位置 Pos の認識 (例えば軸 x , y , z の方向のシムコイル $LSC1$, $LSC2$ の中心点の位置および場合によって空間内の 2つの角度) を有する。

40

【0031】

コイル形式 (= 例えば、乳房用コイル 106 または脊柱用コイル 106a) が、(例えば局所コイル 106; 106a が患者用テーブル 104 に固定結合されているので) 既に、例えば 2つの方向 x , y におけるこの位置 Pos を規定している場合、静磁場磁石 107 のアイソセンタ (例えば、 Fov の中心) に対する位置 Pos を求めるのに、場合によっては、これらのパラメータの一部のみ (例えば、ボア長手軸 z の方向の患者用テーブル位置) でも十分である。

50

【 0 0 3 2 】

2 . 磁場分布データ (B - S h i m - V - G S C , B - S h i m - V - L S C) :

これらの磁場分布データは、シムコイル G S C , L S C 1 , L S C 2 の 1 つによってそれぞれ生成可能なく (上述のように例として、例えば 3 D 磁場マップとして、ピクセルマップとして、または直交関数 (球面調和関数) の係数、または多項式係数等として実施された) 空間的な磁場分布に関係する。

【 0 0 3 3 】

3 . グローバルシムコイルデータ (G S C - D および / または L S C - D) :

これらのグローバルシムコイルデータは、1 つのシムコイル G S C , L S C 1 , L S C 2 におけるシム電流 I L S C , I G S C のアンペアあたりに該シムコイルがどれだけの B₀ シム磁場 (例えばテスラ) を発生するかに基づいて、および / または局所シムコイル L S C 1 , L S C 2 およびグローバルシムコイル G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4 の磁場が共通の最適化 (B₀ 不均一性の低減) のためにどのように利用できるかに基づいて、シムコイル (G S C および / または L S C) の感度に関係する。

10

【 0 0 3 4 】

まず、例えば調整測定において現在の B₀ 磁場分布 (例えば、磁場マップ 1 = F M 1) が測定され、その後制御部 (1 1 7) におけるアルゴリズムが、グローバルシムコイル G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4 および局所シムコイル L S C 1 , L S C 2 に対するシム電流 I L S C , I G S C の適切なシム電流設定を決定しなければならない。

20

【 0 0 3 5 】

これは、例えば次のアプローチによって行われる。

直交化 :

【 0 0 3 6 】

1) 1 つのシムコイルにおけるシム電流 I L S C , I G S C の単位あたりに (例えばアンペアあたりに) 生成される 3 D 磁場分布 (ここでは、シムベクトル (コイル) S V c とも称する) が、グローバルシムコイル G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4 および局所シムコイル L S C 1 , L S C 2 について (例えば、M R T 製品の開発時に 1 回限りのステップとして) 測定され、記憶される (S P 1 0 1) 。

【 0 0 3 7 】

2) その後、局所シムコイル L S C 1 , L S C 2 の位置 P o s に応じて、これらの局所コイルによって生成可能な磁場分布が、(例えば直交化前の z 方向位置に応じた磁場分布シフトとして) 患者における実際のイメージング測定の際に考慮される。

30

【 0 0 3 8 】

3) これらの磁場分布 S V c が直交化され、それによって直交化された磁場分布 S V o は実現可能なシム空間の基礎ベクトルを表す。従って、直交化された磁場分布 S V o は、現実のシムコイルの線形結合として記述されたいわば仮想のシムコイルである。

【 0 0 3 9 】

4) 例えば患者 1 0 5 等によって引き起こされる磁場誤差 (磁場 B₀ の変化による。この磁場 B₀ の変化はシムにより補正しなければならない) は、M R 方法により算出される。

40

【 0 0 4 0 】

5) この磁場誤差は磁場分布 S V o への直交投影によって描出される。それによって、仮想シムコイルにおいてどのシム電流が必要であるかが直接的に明らかになる。

【 0 0 4 1 】

6) これは、直交化から予め決定された線形結合が (上述のステップ 2 において) 相応に逆に適用されることによって、現実のシム電流に換算される。

【 0 0 4 2 】

アプローチ 1 :

「全最適化方式」

【 0 0 4 3 】

局所シムコイル L S C 1 , L S C 2 およびグローバルシムコイル G S C 1 , G S C 2 ,

50

G S C 3 , G S C 4 の磁場は、線形結合において完全に (3 D = 3 次元) 加算することができる。

【 0 0 4 4 】

最適化法 (例えば最小二乗法) において、シム電流 I G S C , I L S C およびそれから結果的に生じる磁場を、測定された B_0 磁場と比較し、 B_0 不均一性が (シムにより) 最小化されるように調整する設定が探し求められる。

【 0 0 4 5 】

アプローチ 2 :

「ステップバイステップ方式」

【 0 0 4 6 】

最初に広範囲の不均一性がグローバルシムコイル G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4 によって除去され、その後局所シムコイル L S C 1 , L S C 2 のためのシム電流が算出される。

【 0 0 4 7 】

変形例 1 :

まず、グローバルシムコイル G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4 の電流が算出される。これらのグローバルシムコイル G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4 の設定磁場が、測定された磁場と重ね合わされる。それにより新たな磁場マップ (F M 2) が生じる。第 2 ステップにおいて、この磁場マップを使用して、局所シムコイル L S C 1 , L S C 2 の最適設定が見つけ出される。

【 0 0 4 8 】

変形例 2 :

上記のようにグローバルシムコイル G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4 の電流を設定することによって第 2 の磁場マップ F M 2 が適用されると、第 2 の磁場マップ F M 2 は新たな測定から得られる。この測定は上記のように 3 D ボリュームをカバーすることができるが、しかし、その過程を加速するために 1 つまたは少数のスライスのみから構成されてもよい。測定のためのスライス選定は、シミングされるべきボリュームに合わせるとよい (例えば、頸部においては、完全な 3 D 測定の代わりに 1 つのサジタルスライスのみ) 。

【 0 0 4 9 】

変形例 3 :

「N 個の測定によるブラインドサーチ方式」

グローバルシムコイル G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4 の電流は、第 1 の磁場マップ (一般に F M 1 と称せられる) から算出される。その後、局所シムコイルの電流 I L S C の異なる設定 (例えば最小電流から最大電流まで) により複数の磁場マップ (N) が測定される。これらの多重の測定を加速するためには、低分解能の 3 D 領域または 1 つの単独スライスまたは少数のスライスの測定で間に合わせるとよい。その後最善の最適結果をもたらす N 個の磁場マップからシム電流 I L S C が算出される。

【 0 0 5 0 】

アプローチ 4 :

「的確な最適化方式」

グローバルシムコイル G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4 のシム電流 I G S C は第 1 の磁場マップ F M 1 から算出される。その後、局所シムコイル L S C 1 , L S C 2 の電流 I L S C の異なる設定を有する複数の磁場マップ (N) が測定される。これらの多重の測定を加速するために、低分解能の 3 D 領域または 1 つの単独スライスまたは少数のスライスの測定で間に合わせるとよい。局所シムコイル L S C 1 , L S C 2 の動的領域の全部をくまなく探索し、それから (例えば線形の) 補間をするアプローチ 3 における方式と違って、この方式では、このアルゴリズムが、変形によって B_0 不均一性の最小値を探し求め、この最小値を見つけたときに新たな磁場マップの取得を停止する。

【 0 0 5 1 】

「変形例」

上述のアプローチは、事情によっては、グローバルシムコイル G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4 または局所シムコイル L S C 1 , L S C 2 または両方が、第 1 の磁場マップ F M 1 の測定時に既に、該当解剖学的構造領域における典型的な不均一性を改善し（経験的に求められた値を特定の解剖学的構造 / コイルに対して固定的に設定する）、従って第 1 の磁場マップ F M 1 を有する最適化の開始点を最適な点の近くにもたらしシム電流 I G S C , I L S C を予め割り当てられている場合には有利である。そのためには、グローバルシムコイル G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4 および局所シムコイル L S C 1 , L S C 2 の電流が、解剖学的構造に固有に予め設定されているとよい。これは、特に局所シムコイル L S C 1 , L S C 2 にとって有利なアプローチである。

10

【0052】

他の実施形態は次のとおりである。

【0053】

変形例「サブ調整ボリューム」：

アルゴリズムック法では、場合によっては、局所シムコイル L S C 1 , L S C 2 のシム磁場を全シムボリュームの一部に対してのみ最適化すると有利である。というのは（局所シム磁場の大きさに対して相対的に）大きいシムボリュームの場合に、局所シムコイル L S C 1 , L S C 2 が殆ど磁場を発生しない多数の点が最適化に関与するならば、事情によっては局所シムコイル L S C 1 , L S C 2 が磁場に殆ど寄与せずに最適化が間違った方へ導かれる領域が生じ得るからである。従って、全シムボリュームをサブボリュームに分割して局所シム磁場を 1 つのサブボリューム上でのみ最適化することが有効である。サブボリュームの定義は、場合によっては、局所シムコイル L S C 1 , L S C 2 自体の（例えばコイルファイル内の）パラメータによって規定することができ、または低い磁場成分を有する領域を除外することによって自動的に算出することができる。

20

【0054】

変形例「電流限界に到達」

局所シムコイル L S C 1 , L S C 2 に対して最大の電流限界が到達された場合、一般的なシム電流設定により、最大の電流限界に突き当たらない L S C 1 , L S C 2 設定を見つけるべく探索を行うようにアルゴリズムを構成すると有利である。各方法の終端で、F o V の一部（小さい 3 D ボリュームまたは 1 つまたは少数のスライス）において、測定された B_0 磁場を算出された B_0 磁場と比較する検証ステップが実行されるとよい。良好な一致の際には測定が続行され、不十分な一致の際には使用者との対話処理（警告、照会）が行われるか、または測定が新たに（例えば、シム電流のための他の開始パラメータにより）開始される。

30

【0055】

従って、1 つ（または複数）の局所シムコイル L S C 1 , L S C 2 を、M R T 1 0 1 の G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4 からなる組込みシムコイルシステムと組み合わせることができる。それらの組込みシムコイル G S C 1 , G S C 2 , G S C 3 , G S C 4 は、患者 1 0 5 の全ボディ領域（B , W S）に適したシステムであるとよい。局所シムコイル L S C 1 , L S C 2 は、例えばボディ形状（3 D 磁化率分布）に起因する不均一性に対して最適化されている。脊柱コイル W S および / または頸部コイルはむしろ乳房検査には使用されなかった。1 つの局所シムコイル L S C 1 , L S C 2 は、複数のチャネルを含むことができ、組込み（グローバル）シムコイルによる既存の均一性によって、異なる被検者の残留バラツキ分だけを補正すればよい。このことと、患者 1 0 5 に直接に配置することによって、所要電力を明確に低減することができ、容易に複雑な磁場分布を得ることができる。

40

【符号の説明】

【0056】

- 1 0 1 磁気共鳴装置（M R T）
- 1 0 2 全身コイル

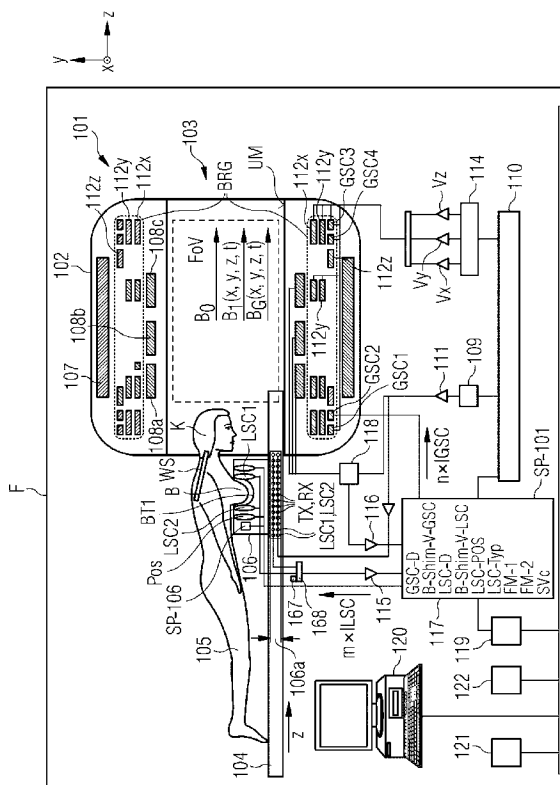
50

103	開口
104	患者用テーブル
105	被検体（ボディ、患者）
106	局所コイル装置
107	クライオマグネット
108	ボディコイル
109	パルス生成ユニット
110	パルスシーケンス制御ユニット
111	高周波増幅器
112	傾斜磁場コイル
114	傾斜磁場コイル制御ユニット
115	評価装置
116	前置増幅器
117	受信ユニット
118	送受信切替器
119	画像処理ユニット
120	オペレータコンソール
121	記憶ユニット
122	中央コンピュータユニット
167	無線
168	受信器
GSC1 ~ GSC4	グローバルシムコイル
LSC1, LSC2	局所シムコイル

10

20

【図1】



フロントページの続き

(72)発明者 シュテファン ビーバー

ドイツ連邦共和国 9 1 0 5 6 エアランゲン、フォン - レンターシャイム - シュトラーセ 5 ア
ー

(72)発明者 ラルフ ラーデベック

ドイツ連邦共和国 9 1 0 5 2 エアランゲン、グラーツァー シュトラーセ 2

F ターム(参考) 4C096 AB18 AC04 AD08 AD10 AD24 BB18 CA02 CA35 CA70 CC06
CC09 CC17 CD02 DC35 DC40