

(19)日本国特許庁(JP)

## (12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7199352号

(P7199352)

(45)発行日 令和5年1月5日(2023.1.5)

(24)登録日 令和4年12月22日(2022.12.22)

(51)国際特許分類

A 6 1 B 5/055(2006.01)

F I

A 6 1 B 5/055 3 8 3

A 6 1 B 5/055 3 1 1

A 6 1 B 5/055 3 7 6

A 6 1 B 5/055 3 7 0

A 6 1 B 5/055

Z D M

請求項の数 13 (全24頁)

(21)出願番号 特願2019-528079(P2019-528079)

(86)(22)出願日 平成29年11月23日(2017.11.23)

(65)公表番号 特表2020-503093(P2020-503093  
A)

(43)公表日 令和2年1月30日(2020.1.30)

(86)国際出願番号 PCT/EP2017/080135

(87)国際公開番号 WO2018/096006

(87)国際公開日 平成30年5月31日(2018.5.31)

審査請求日 令和2年11月18日(2020.11.18)

(31)優先権主張番号 16200952.6

(32)優先日 平成28年11月28日(2016.11.28)

(33)優先権主張国・地域又は機関  
欧州特許庁(EP)

(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 5 6 5 6 アーヘー アイン  
ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2  
High Tech Campus 5 2 ,  
5 6 5 6 AG Eindhoven , N  
etherlands

(74)代理人 110001690

弁理士法人M&amp;Sパートナーズ

(72)発明者 ケアアップ ヨヘン

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン  
ドーフエン ハイ テック キャンパス 5  
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 ダイナミック造影MRIにおける画質管理

## (57)【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

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、  
機械実行可能命令とDCE磁気共鳴イメージングプロトコルに従って前記磁気共鳴イメ  
ージングシステムを制御するためのパルスシーケンスコマンドとを格納するためのメモリ  
と、

ユーザインターフェースと、

前記磁気共鳴イメージングシステムを制御するためのプロセッサとを備え、前記機械実  
行可能命令の実行により、前記プロセッサは、

前記パルスシーケンスコマンドの実行中に磁気共鳴イメージングを制御するための  
スキャンパラメータのセットを受け取り、

前記パルスシーケンスコマンドを使用して前記磁気共鳴イメージングシステムを制御  
することで、変化するフリップ角について2回以上、較正磁気共鳴データを取得し、

各取得の前記較正磁気共鳴データを較正画像に再構成して、可変フリップ角画像のセ  
ットを作成し、

前記可変フリップ角画像のセットを使用してT1マッピングを計算し、

少なくとも部分的に前記T1マッピングを使用して、所定の磁気共鳴イメージング造  
影剤について造影剤較正を計算し、

前記可変フリップ角画像のセットを使用して推定較正誤差を計算する較正精度モデル  
を使用して、前記造影剤較正及び/又は前記T1マッピングにおける推定誤差を表す当該

10

20

推定較正誤差を計算し、

前記推定較正誤差が所定の較正誤差範囲外である場合、較正警告メッセージを前記ユーザインターフェース上に表示し、

前記スキャンパラメータのセット、前記推定較正誤差、及び、グラジエントエコーベースの磁気共鳴イメージングのための定常状態信号方程式を使用して予測 D C E 画質を計算し、

前記予測 D C E 画質が所定の画質範囲外である場合、取得警告メッセージを前記ユーザインターフェース上に表示する、磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項 2】

前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、

前記パルスシーケンスコマンドを用いて前記磁気共鳴イメージングシステムを制御することで D C E 磁気共鳴データのシーケンスを取得し、

前記 D C E 磁気共鳴データ及び前記造影剤較正を使用して、前記 D C E 磁気共鳴データのシーケンスを一連の D C E 磁気共鳴画像に再構成する、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】

前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、

前記メモリ内のログファイルに前記スキャンパラメータを格納し、

前記ログファイルを繰り返し読み込むことで現在のスキャンパラメータのセットを取得し、

前記現在のスキャンパラメータを所定のスキャンパラメータのセットと比較して、前記現在のスキャンパラメータが所定の動作範囲外であるか否かを判定し、

前記現在のスキャンパラメータが前記所定の動作範囲外である場合、動作パラメータ警告メッセージを前記ユーザインターフェース上に表示する、請求項 1 又は 2 に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項 4】

前記所定のスキャンパラメータは、発行された規格、医師の推奨又は指示、患者のプロファイル、患者のデータベース、及びこれらの組み合わせのうちのいずれか 1 つから決定される、請求項 3 に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項 5】

前記ログファイルの繰り返しの読み取り、及び前記現在のスキャンパラメータの比較は、バックグラウンドプロセスとして前記プロセッサによって実行される、請求項 3 又は 4 に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項 6】

前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、前記動作パラメータ警告メッセージ、前記取得警告メッセージ、前記較正警告メッセージ、及びこれらの組み合わせのうちのいずれか 1 つの表示に応じて、提案スキャンパラメータ変更のセットを前記ユーザインターフェース上に表示する、請求項 3、4、又は 5 に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項 7】

前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、ルックアップテーブル、以前のスキャンのデータベース、スキャンパラメータ間の相互関係モデル、及びこれらの組み合わせのうちのいずれか 1 つを少なくとも部分的に使用して、前記提案スキャンパラメータ変更のセットを決定する、請求項 6 に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項 8】

前記較正警告メッセージは、

前記推定較正誤差が前記所定の較正誤差範囲外であることの警告、提案修正措置、及びこれらの組み合わせのうちのいずれか 1 つを含む、請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項 9】

10

20

30

40

50

前記校正精度モデルは、ヒストグラムベースのノイズ推定モデル、ウェーブレット変換ベースのノイズ推定モデル、又は、前記可変フリップ角画像のセットの異なる組み合わせの減算から構築されたデータセットを使用することによってノイズを推定するノイズ推定モデルのうちの1つを使用して、前記推定校正誤差を計算する、請求項1から8のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項10】

前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、

前記パルスシーケンスコマンドを用いて前記磁気共鳴イメージングシステムを制御することでB1マッピング磁気共鳴データを取得し、

前記B1マッピング磁気共鳴データを使用してB1マップを計算し、ここで、前記造影剤校正はさらに、前記B1マップを少なくとも部分的に使用して計算される、請求項1から9のいずれか一項に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

10

【請求項11】

磁気共鳴イメージングシステムを制御するプロセッサによって実行される機械実行可能命令を含むコンピュータプログラムであって、前記磁気共鳴イメージングシステムはユーザインターフェースを含み、前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサは、

DCE磁気共鳴イメージングプロトコルに従って前記磁気共鳴イメージングシステムを制御するパルスシーケンスコマンドを使用して前記磁気共鳴イメージングシステムを制御することで、変化するフリップ角について2回以上、校正磁気共鳴データを取得し、

前記パルスシーケンスコマンドの実行中に磁気共鳴イメージングを制御するためのスキャンパラメータのセットを受け取り、

20

各取得の前記校正磁気共鳴データを校正画像に再構成して、可変フリップ角画像のセットを作成し、

前記可変フリップ角画像のセットを使用してT1マッピングを計算し、

少なくとも部分的に前記T1マッピングを使用して、所定の磁気共鳴イメージング造影剤について造影剤校正を計算し、

前記可変フリップ角画像のセットを使用して推定校正誤差を計算する校正精度モデルを使用して、前記造影剤校正及び/又は前記T1マッピングにおける推定誤差を表す当該推定校正誤差を計算し、

前記推定校正誤差が所定の校正誤差範囲外である場合、校正警告メッセージを前記ユーザインターフェース上に表示し、

30

前記スキャンパラメータのセット、前記推定校正誤差、及び、グラジエントエコーベースの磁気共鳴イメージングのための定常状態信号方程式を使用して予測DCE画質を計算し、

前記予測DCE画質が所定の画質範囲外である場合、取得警告メッセージを前記ユーザインターフェース上に表示する、コンピュータプログラム。

【請求項12】

磁気共鳴イメージングシステムの動作方法であって、前記磁気共鳴イメージングシステムはユーザインターフェースを含み、前記方法は、

パルスシーケンスコマンドの実行中に磁気共鳴イメージングを制御するためのスキャンパラメータのセットを受け取るステップと、

40

DCE磁気共鳴イメージングプロトコルに従って前記磁気共鳴イメージングシステムを制御する前記パルスシーケンスコマンドを使用して前記磁気共鳴イメージングシステムを制御することで、変化するフリップ角について2回以上、校正磁気共鳴データを取得するステップと、

各取得の前記校正磁気共鳴データを校正画像に再構成して、可変フリップ角画像のセットを作成するステップと、

前記可変フリップ角画像のセットを使用してT1マッピングを計算するステップと、

少なくとも部分的に前記T1マッピングを使用して、所定の磁気共鳴イメージング造影剤について造影剤校正を計算するステップと、

50

前記可変フリップ角画像のセットを使用して推定較正誤差を計算する較正精度モデルを使用して、前記造影剤較正及び／又は前記 T 1 マッピングにおける推定誤差を表す当該推定較正誤差を計算するステップと、

前記推定較正誤差が所定の較正誤差範囲外である場合、較正警告メッセージを前記ユーザインターフェース上に表示するステップと、

前記スキャンパラメータのセット、前記推定較正誤差、及び、グラジエントエコーベースの磁気共鳴イメージングのための定常状態信号方程式を使用して予測 D C E 画質を計算するステップと、

前記予測 D C E 画質が所定の画質範囲外である場合、取得警告メッセージを前記ユーザインターフェース上に表示するステップとを含む、方法。

10

#### 【請求項 13】

前記方法はさらに、

前記パルスシーケンスコマンドを用いて前記磁気共鳴イメージングシステムを制御することで D C E 磁気共鳴データのシーケンスを取得するステップと、

前記 D C E 磁気共鳴データ及び前記造影剤較正を使用して、前記 D C E 磁気共鳴データのシーケンスを一連の D C E 磁気共鳴画像に再構成するステップとを含む、請求項 12 に記載の方法。

#### 【発明の詳細な説明】

#### 【技術分野】

#### 【0001】

20

本発明は磁気共鳴イメージングに関し、特に、ダイナミック造影磁気共鳴イメージングに関する。

#### 【背景技術】

#### 【0002】

磁気共鳴イメージング (MRI) スキャナでは、患者の体内画像を生成するための手順の一部として原子の核スピンを整列させるために、大きな静磁場が使用される。この大きな静磁場を B 0 磁場又は主磁場と呼ぶ。MRI を使用して、被検者の様々な量又は特性を空間的に測定することができる。

#### 【0003】

1 つの MRI 撮像技術は T 1 強調撮像であり、異なる複数のフリップ角で取得された一連の T 1 強調画像を使用して、T 1 緩和時間の空間マッピングを計算することができる。被検者の体内での局所的 T 1 緩和時間を変更することを可能にする注射可能な造影剤が存在する。造影剤を注入する前に、被検者の体内の T 1 緩和時間のマッピングが実行され得る。この初期 T 1 緩和時間マップは、被検者に対する既知の造影剤の効果を較正するために使用され得る。そして、造影剤注入後、異なる時間間隔で一連の T 1 強調画像が取得され得る。この一連の T 1 強調画像、及び初期 T 1 緩和時間マップから作成された較正結果は、被検者の体内の造影剤の定量的測定を行うために使用され得る。その後、これらの定量的測定結果は、トレーサ動態 (tracer-kinetic) モデリングを用いて生理学的組織特性に関して解釈され得る。1 つの技術群はダイナミック造影 (Dynamic Contrast Enhanced: DCE) MRI である。雑誌論文 Sourb r o n、S . P . and B u c k l e y、D . L . ( 2 0 1 3 )、" C l a s s i c m o d e l s f o r d y n a m i c c o n t r a s t - e n h a n c e d M R I "、N M R B i o m e d .、2 6 : 1 0 0 4 - 1 0 2 7 . D o i : 1 0 . 1 0 0 2 / n b m . 2 9 4 0 は、様々な D C E 磁気共鳴イメージング及びデータ分析法のレビューを行っている。

30

40

#### 【0004】

米国特許出願 US 2 0 1 4 / 0 0 1 0 4 3 2 は、患者のための画像データを取得するステップを含む方法を開示している。画像データは、患者のための検査計画における複数の計画された画像取得のセットのうちのある画像取得からの取得データに対応する。方法はさらに、撮像プラクティスガイドラインに基づきプロセッサを用いて画像データを分析す

50

るステップと、この分析を示す電子フォーマットのデータを生成するステップとを含む。プロセッサは、前記分析を示すデータに基づき検査計画への変更の推奨を示す信号を生成する。

【発明の概要】

【0005】

本発明は、独立請求項において、磁気共鳴イメージングシステム、方法、及びコンピュータプログラム製品を提供する。従属請求項には実施形態が記載されている。

【0006】

DCE MRIの難点は、造影剤を用いたイメージングが行われる前に、様々なスキャンパラメータが選択される患者特有プロトコル、及び較正が最初に行われるということである。較正又はスキャンパラメータの選択のいずれかにミスがある場合、DCE MRIプロトコル全体が完了するまで、オペレータはエラーを認識できない可能性がある。これは、被検者がずっと後に、又は場合によっては異なる日に再検査のために戻ることを要する可能性がある。

【0007】

実施形態は、T1マッピング及び/又は造影剤較正における較正誤差を推定することによってDCE画像の品質を保証する手段を提供し得る。一連のT1強調画像を様々なフリップ角で取得することで、可変フリップ角画像のセットが形成され得る。可変フリップ角画像のセットは、T1マッピングを構築するために使用される。可変フリップ角画像のセットの個々の画像を比較することで、例えば、T1マップにおけるノイズの推定が行われ得る。T1マップにおけるこのノイズ推定は、ユーザに修正措置を取るよう警告するために使用可能な1つの基準又は「較正誤差」として使用され得る。誤差の伝播を造影剤の較正式に適用することで、造影剤較正自体における「較正誤差」の他の形態(variant)を計算することができる。これは、較正が繰り返されるべきであること、又は特定のスキャンパラメータが変更されるべきであることをオペレータに警告することができるという利点を有し得る。

【0008】

他の実施形態では、さらなる改良が加えられてもよい。例えば、DCE MRIプロトコルに使用されるスキャンパラメータ及び較正誤差の知識を使用して、予測DCE画質が計算され得る。例えば、スキャンパラメータ及び較正誤差を、グラジエントエコーベースの磁気共鳴イメージングのための定常状態信号方程式と共に使用して、予測DCE画質がフォワードモデリングされてもよい。この利点は、造影剤が注入される前にDCE画質が推定されることである。DCE画質が十分でない場合には、まだ修正措置を取ることができる。

【0009】

他の実施形態では、さらなる改良が加えられてもよい。他の問題として、DCE MRI研究の結果が、選択されたスキャンパラメータに依存し得ることがある。1つのスキャンパラメータが変更されると他の値に影響を与える可能性があるため、これを正しく行うのは難しいことが多い。現在のスキャンパラメータの値を、中央データベース又は場合によっては患者固有データベースと比較することで、DCE画像の一貫性を保証することができる。値が所定の動作範囲外である場合、警告及び/又はスキャンパラメータを作成するための補正がオペレータに提供され得る。

【0010】

具体例として、スキャンパラメータの2つの例は、視野(FOV)とパルス繰り返し時間(TR)である。オペレータが不適切なスキャンパラメータを選択する一般的なケースは、大きい患者は大きい視野(FOV)又は関心領域を必要とするということであろう。オペレータはFOVを増加させ、これに伴い、空間分解能を維持するためにユーザは取得マトリックスを増加させ得る。しかしながら、これはTRの増加及び時間分解能の低下を招き、規定の範囲を満たさない可能性がある。より大きい解剖学的領域をカバーするためにユーザが通常よりも多くのイメージングスライスを選択する場合にも同様の問題が起こ

10

20

30

40

50

り、これは同様に、時間分解能の低下をもたらす。

【 0 0 1 1 】

ある側面では、本発明は、磁気共鳴イメージングシステムを提供する。磁気共鳴イメージングシステムは、機械実行可能命令及びパルスシーケンスコマンドを記憶するためのメモリを含む。本明細書で使用されるパルスシーケンスコマンドとの用語は、磁気共鳴イメージングシステムに何らかの磁気共鳴データを取得させるためのコマンド又はかかるコマンドに変換され得るデータを包含する。パルスシーケンスコマンドは、実際には、特定のイメージングプロトコルに使用されるデータを満たすために、2つ以上のタイプの磁気共鳴イメージングデータ取得のための命令を含み得る。

【 0 0 1 2 】

パルスシーケンスコマンドは、DCE (dynamic contrast enhanced) 磁気共鳴イメージングプロトコルに従って磁気共鳴イメージングシステムを制御するように構成される。DCE 磁気共鳴イメージングでは、血管外細胞外空間などの量、又は伝達定数などの他の組織パラメータの絶対的測定値を測定できるようにするために、造影剤に対する磁気共鳴イメージングシステムの応答が較正される。これらは、例えば、腫瘍組織の代謝を検出するのに有用であり得る。

【 0 0 1 3 】

磁気共鳴イメージングシステムはさらにユーザインターフェースを有する。磁気共鳴イメージングシステムは、該磁気共鳴イメージングシステムを制御するためのプロセッサをさらに備える。

【 0 0 1 4 】

前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサは、前記パルスシーケンスコマンドを使用して前記磁気共鳴イメージングシステムを制御することで、変化するフリップ角について2回以上、較正磁気共鳴データを取得する。「較正磁気共鳴データ」という用語は、造影剤を定量的に較正するために使用可能なT1マッピングを作成するために使用される特定の磁気共鳴データを示すための呼称である。前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、各取得の較正磁気共鳴データを較正画像に再構成して、可変フリップ角画像のセットを作成する。較正磁気共鳴データは複数回、様々なフリップ角について取得される。次いで、較正磁気共鳴データは、本明細書では可変フリップ角画像のセットと呼ばれる磁気共鳴画像のセットに再構成される。

【 0 0 1 5 】

前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、前記可変フリップ角画像のセットを用いてT1マッピングを計算する。前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、少なくとも部分的に前記T1マッピングを使用して、所定の磁気共鳴イメージング造影剤について造影剤較正を計算する。可変フリップ角画像のセットは様々なフリップ角についてのベースライン測定結果を提供するので、T1マッピングは造影剤較正を計算するために使用され得る。前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、較正精度モデルを使用して、前記造影剤較正及び/又は前記T1マッピングにおける推定誤差を表す推定較正誤差を計算する。

【 0 0 1 6 】

較正精度モデルは、可変フリップ角画像のセットを使用して推定較正誤差を計算するために構成される。較正精度モデルは、造影剤較正又はT1マッピングにおける誤差を推定するために、可変フリップ角画像の個々の画像を使用するモデルである。例えば、様々な画像を互いに比較したり、又は様々な画像に他の統計的手段を適用することで、測定における信号対雑音比を推定することができる。これは、造影剤及び/又はT1マッピングにおける信号対雑音又は他の誤差の正確な推定を提供するために使用され得る。

【 0 0 1 7 】

前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、前記推定較正誤差が所定の較正誤差範囲外である場合、較正警告メッセージを前記ユーザインターフェース上に表示する。最初に較正磁気共鳴データが取得されて較正を行うために使用されるというD

10

20

30

40

50

C E 磁気共鳴画像の取得は非常に多くの時間を要し得るので、これは有益であり得る。較正が行われた後に、例えば、被検者の体内の所定の磁気共鳴造影剤を用いて撮像が行われ得る。被検者の造影剤を使用して画像を取得することに時間を費やす前に較正の誤差の推定を有することは有益であり得る。

【 0 0 1 8 】

他の実施形態では、前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、前記パルスシーケンスコマンドの実行中に磁気共鳴イメージングを制御するためのスキャンパラメータのセットを受け取る。例えば、スキャンパラメータは、被検者の検査に関する特定の詳細事項を示してもよい。これは、例えば、データが取得されるべき関心のある場所若しくは関心領域を示してもよく、又は、何らかの磁気共鳴データが取得される前にユーザによって設定される他のパラメータがあってもよい。前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、前記スキャンパラメータのセット、前記推定較正誤差、及び、グラジエントエコーベースの磁気共鳴イメージングのための定常状態信号方程式を使用して予測 D C E 画質を計算する。前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、前記予測 D C E 画質が所定の画質範囲外である場合、取得警告メッセージを前記ユーザインターフェース上に表示する。

10

【 0 0 1 9 】

この実施形態では、D C E 磁気共鳴画像が取得される前であっても予測 D C E 画質を予測することができるので、有益であり得る。これは、具体的な検査に特有のスキャンパラメータのセット、及び推定較正誤差を使用し、そして定常状態信号方程式を用いたモデル化を介して行われる。これは、予測信号対雑音、及び / 又は、具体的な造影剤測定結果若しくは造影剤測定結果から導き出された測定結果の予測精度などの D C 画質を予測するのに有用であり得る。これは、D C 画像におけるノイズレベル又は画質が悪い場合に再検査を防止する有効な手段を提供し得る。

20

【 0 0 2 0 】

他の実施形態では、前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、前記パルスシーケンスコマンドを用いて前記磁気共鳴イメージングシステムを制御することで D C E 磁気共鳴データのシーケンスを取得する。前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、前記 D C E 磁気共鳴データ及び前記造影剤較正を使用して、前記 D C E 磁気共鳴データのシーケンスを一連の D C E 磁気共鳴画像に再構成する。

30

【 0 0 2 1 】

予測 D C E 画質及び推定較正誤差の組み合わせられたチェックは、一連の D C E 磁気共鳴画像がより高い画質及び / 又は造影剤測定結果若しくは造影剤測定結果から導出される量においてより高い予測精度を有することを保証するのを助け得るので、この実施形態は有益であり得る。

【 0 0 2 2 】

他の実施形態では、前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、前記スキャンパラメータを前記メモリ内のログファイルに保存する。

【 0 0 2 3 】

前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、前記ログファイルを繰り返し読み込むことで現在のスキャンパラメータのセットを取得する。前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、前記現在のスキャンパラメータを所定のスキャンパラメータのセットと比較することで、前記現在のスキャンパラメータが所定の動作範囲外であるか否かを判定する。前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、前記現在のスキャンパラメータが前記所定の動作範囲外である場合、動作パラメータ警告を前記ユーザインターフェース上に表示する。

40

【 0 0 2 4 】

この実施形態は、スキャンパラメータが適切であるか否か、又は、D C E 磁気共鳴画像若しくは較正磁気共鳴データを取得するための所定のガイドライン内にあるか否かを自動的に確認する手段を提供し得るので、有益であり得る。多くの場合、磁気共鳴イメージン

50

グパラメータは相互に関連している。磁気共鳴イメージングシステムを操作する技術者が適切な動作パラメータを選択することが困難又は不可能である可能性がある。ログファイルからスキャンパラメータを読み取ることによって、機械実行可能命令は、スキャンパラメータを効果的に監視し、それらを所定のスキャンパラメータと自動的に比較することができる。

【 0 0 2 5 】

他の実施形態では、前記所定のスキャンパラメータは、発行された規格、医師の推奨又は指示、患者のプロファイル、患者のデータベース、及びこれらの組み合わせのうちのいずれか1つから決定される。この実施形態は、スキャンパラメータの比較対象として複数の場所を提供し得るので有益であり得る。

10

【 0 0 2 6 】

これは、例えば、特定の患者プロファイル又は患者データベースを使用して品質管理を提供し、DCE磁気共鳴画像と以前の検査又はフォローアップ検査とのより良い比較を可能にするために有益であり得る。

【 0 0 2 7 】

他の実施形態では、前記ログファイルの繰り返しの読み取り、及び前記現在のスキャンパラメータの比較は、バックグラウンドプロセスとして前記プロセッサによって実行される。これは、プロセスが自動的にかつ透過的に機能し、磁気共鳴イメージングシステムのオペレータによって監視される必要がないという利点を有し得る。

【 0 0 2 8 】

20

他の実施形態では、前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、前記オペレータパラメータ警告、前記取得警告メッセージ、前記較正警告メッセージ、及びこれらの組み合わせのうちのいずれか1つの表示に応じて、提案スキャンパラメータ変更のセットを前記ユーザインターフェース上に表示する。この実施形態は、磁気共鳴イメージングシステムのオペレータがDCEスキャンのための標準動作条件により良好に準拠することを助けたり、又は、現在取得されているDCE画像及び導出データと以前に取得されたDCE磁気共鳴画像及び/又は導出データとのより良好な比較を保証し得るので、有益であり得る。

【 0 0 2 9 】

他の実施形態では、前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、ルックアップテーブル、以前のスキャンのデータベース、スキャンパラメータ間の相互関係モデル、及びこれらの組み合わせのうちのいずれか1つを少なくとも部分的に使用して、前記提案スキャンパラメータ変更のセットを決定する。これらはいずれも、磁気共鳴イメージングシステムのオペレータに提案パラメータを効率的に提供する手段を提供し得るので、この実施形態は有益であり得る。

30

【 0 0 3 0 】

他の実施形態では、前記較正警告は、前記推定較正誤差が前記所定の較正誤差範囲外であることの警告、提案修正措置、及びこれらの組み合わせのうちのいずれか1つを含む。この実施形態は、手順がかなり後段まで進行する前に磁気共鳴イメージングシステムのオペレータが磁気共鳴DCE画像の取得を修正するための手段を提供することができるので、有益であり得る。

40

【 0 0 3 1 】

他の実施形態では、前記較正精度モデルは、ヒストグラムベースのノイズ推定モデル、ウェーブレット変換ベースのノイズ推定モデル、又は、前記可変フリップ角画像のセットの異なる組み合わせの減算から構築されたデータセットを使用することによってノイズを推定するノイズ推定モデルのうちの1つを使用して、前記推定較正誤差を推定する。これらの例のそれぞれにおいて、T1マッピングにおける信号対雑音及び/又は造影剤較正における推定誤差は、信号対雑音の作成及び推定のために可変フリップ角のセットを使用することによって作成される。画像におけるこのノイズ推定はその後、推定較正誤差を計算するために使用される。

50



## 【 0 0 3 2 】

他の実施形態では、前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、前記パルスシーケンスコマンドを用いて前記磁気共鳴イメージングシステムを制御することで B 1 マッピング磁気共鳴データを取得する。例えば、B 1 磁気共鳴マップを作成するための任意の一般的な方法が使用され得る。B 1 磁気共鳴マップの知識は、より正確な T 1 マッピング又は造影剤較正を決定するのに有益であり得る。前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、B 1 マッピング磁気共鳴データを使用して B 1 マップを計算する。造影剤較正はさらに、少なくとも部分的に B 1 マップを使用して計算される。

## 【 0 0 3 3 】

他の側面では、本発明は、磁気共鳴イメージングシステムを制御するプロセッサによって実行される機械実行可能命令を含むコンピュータプログラム製品を提供する。磁気共鳴イメージングシステムはユーザインターフェースを有する。前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサは、前記パルスシーケンスコマンドを使用して前記磁気共鳴イメージングシステムを制御することで、変化するフリップ角について 2 回以上、較正磁気共鳴データを取得する。前記パルスシーケンスコマンドは、D C E 磁気共鳴イメージングプロトコルに従って前記磁気共鳴イメージングシステムを制御するように構成される。前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、各取得の較正磁気共鳴データを較正画像に再構成して、可変フリップ角画像のセットを計算する。

10

## 【 0 0 3 4 】

可変フリップ角画像のセットは、個々の較正画像から構成される。前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、前記可変フリップ角画像のセットを用いて T 1 マッピングを計算する。前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、少なくとも部分的に前記 T 1 マッピングを使用して、所定の磁気共鳴イメージング造影剤について造影剤較正を計算する。前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、較正精度モデルを使用して、前記造影剤較正及び / 又は前記 T 1 マッピングにおける推定誤差を表す推定較正誤差を計算する。較正精度モデルは、可変フリップ角画像のセットを使用して推定較正誤差を計算するために構成される。前記機械実行可能命令の実行により、前記プロセッサはさらに、前記推定較正誤差が所定の較正誤差範囲外である場合、較正警告メッセージを前記ユーザインターフェース上に表示する。

20

## 【 0 0 3 5 】

このシステムの利点は上記の通りである。

30

## 【 0 0 3 6 】

他の側面では、本発明は、磁気共鳴イメージングシステムの動作方法を提供する。磁気共鳴イメージングシステムはユーザインターフェースを有する。方法は、被検者を磁気共鳴イメージングシステム内に配置するステップを含む。前記方法はさらに、前記パルスシーケンスコマンドを使用して前記磁気共鳴イメージングシステムを制御することで、変化するフリップ角について 2 回以上、較正磁気共鳴データを取得するステップを含む。前記パルスシーケンスコマンドは、D C E 磁気共鳴イメージングプロトコルに従って前記磁気共鳴イメージングシステムを制御するように構成される。前記方法はさらに、各取得の較正磁気共鳴データを較正画像に再構成して、可変フリップ角画像のセットを作成するステップを含む。前記方法はさらに、前記可変フリップ角画像のセットを使用して T 1 マッピングを計算するステップを含む。

40

## 【 0 0 3 7 】

前記方法はさらに、少なくとも部分的に前記 T 1 マッピングを使用して、所定の磁気共鳴イメージング造影剤について造影剤較正を計算するステップを含む。前記方法はさらに、較正精度モデルを使用して、前記造影剤及び / 又は前記 T 1 マッピングにおける推定誤差を表す推定較正誤差を計算するステップを含む。較正精度モデルは、可変フリップ角画像のセットを使用して推定較正誤差を計算するために構成される。前記方法はさらに、前記推定較正誤差が所定の較正誤差範囲外である場合、較正警告メッセージを前記ユーザインターフェース上に表示するステップを含む。このシステムの利点は上記の通りである。

50

## 【 0 0 3 8 】

他の実施形態では、前記方法はさらに、前記パルスシーケンスコマンドの実行中に磁気共鳴イメージングを制御するためのスキャンパラメータのセットを受け取るステップを含む。前記方法はさらに、前記スキャンパラメータのセット、前記推定較正誤差、及び、エコーベースの磁気共鳴イメージングを作成するための定常状態信号方程式を使用して所定の D C E 画質を計算するステップを含む。前記方法はさらに、前記予測 D C E 画質が所定の画質範囲外である場合、取得警告メッセージを前記ユーザインターフェース上に表示するステップを含む。これらの追加ステップの利点は上記の通りである。

## 【 0 0 3 9 】

ある例では、前記方法はさらに、前記所定の磁気共鳴イメージング造影剤を被検者に注入するステップを含む。前記方法はさらに、前記パルスシーケンスコマンドを使用して前記磁気共鳴イメージングシステムを制御することで、D C E 磁気共鳴イメージングプロトコルに従って D C E 磁気共鳴データのシーケンスを取得するステップを含む。例えば、D C E 磁気共鳴データの画像が、特定の時間間隔で取得され得る。前記方法はさらに、前記 D C E 磁気共鳴データ及び前記造影剤較正を使用して、前記 D C E 磁気共鳴データのシーケンスを一連の D C E 磁気共鳴画像に再構成するステップを含む。さらに、一連の D C E 磁気共鳴画像を使用して、血管外細胞外空間などの派生量、又は伝達定数などの組織パラメータを計算するさらなる後処理ステップが存在してもよい。

10

## 【 0 0 4 0 】

本発明の上述の実施形態のうちの 1 つ又は複数は、組み合わせられた実施形態が相互排他的でない限り、組み合わせられることを理解されたい。

20

## 【 0 0 4 1 】

当業者には理解されるように、本発明の態様は、装置、方法又はコンピュータプログラムプロダクトとして具体化され得る。従って、本発明の態様は、全面的にハードウェア実施形態、全面的にソフトウェア実施形態（ファームウェア、常駐ソフトウェア、マイクロコード等を含む）又は本明細書において全て一般的に「回路」、「モジュール」若しくは「システム」と称され得るソフトウェア及びハードウェア態様を組み合わせた実施形態の形態をとり得る。更に、本発明の態様は、コンピュータ可読媒体上で具現化されたコンピュータ実行可能コードを有する 1 つ又は複数のコンピュータ可読媒体において具体化されたコンピュータプログラムプロダクトの形態をとり得る。

30

## 【 0 0 4 2 】

1 つ又は複数のコンピュータ可読媒体の任意の組み合わせが利用されてもよい。コンピュータ可読媒体は、コンピュータ可読信号媒体又はコンピュータ可読ストレージ媒体でもよい。本明細書で使用される「コンピュータ可読ストレージ媒体」は、コンピューティングデバイスのプロセッサによって実行可能な命令を保存することができる任意の有形ストレージ媒体を包含する。コンピュータ可読ストレージ媒体は、コンピュータ可読非一時的ストレージ媒体と称される場合もある。コンピュータ可読ストレージ媒体はまた、有形コンピュータ可読媒体と称される場合もある。一部の実施形態では、コンピュータ可読ストレージ媒体はまた、コンピューティングデバイスのプロセッサによってアクセスされることが可能なデータを保存可能であってもよい。コンピュータ可読ストレージ媒体の例は、フロッピー（登録商標）ディスク、磁気ハードディスクドライブ、半導体ハードディスク、フラッシュメモリ、U S B サムドライブ、ランダムアクセスメモリ（R A M）、読み取り専用メモリ（R O M）、光ディスク、磁気光学ディスク、及びプロセッサのレジスタファイルを含むが、これらに限定されない。光ディスクの例は、例えば、C D - R O M、C D - R W、C D - R、D V D - R O M、D V D - R W、又は D V D - R ディスクといったコンパクトディスク（C D）及びデジタル多用途ディスク（D V D）を含む。コンピュータ可読ストレージ媒体という用語は、ネットワーク又は通信リンクを介してコンピュータデバイスによってアクセスされることが可能な様々な種類の記録媒体も指す。例えば、データは、モデムによって、インターネットによって、又はローカルエリアネットワークによって読み出されてもよい。コンピュータ可読媒体上で具現化されたコンピュータ実行可

40

50

能コードは、限定されることはないが、無線、有線、光ファイバケーブル、RF等を含む任意の適切な媒体、又は上記の任意の適切な組み合わせを用いて送信されてもよい。

【0043】

コンピュータ可読信号媒体は、例えばベースバンドにおいて又は搬送波の一部として内部で具体化されたコンピュータ実行可能コードを備えた伝搬データ信号を含んでもよい。このような伝搬信号は、限定されることはないが電磁気、光学的、又はそれらの任意の適切な組み合わせを含む様々な形態の何れかをとり得る。コンピュータ可読信号媒体は、コンピュータ可読ストレージ媒体ではない及び命令実行システム、装置、若しくはデバイスによって又はそれと関連して使用するためのプログラムを通信、伝搬、若しくは輸送できる任意のコンピュータ可読媒体でもよい。

10

【0044】

「コンピュータメモリ」又は「メモリ」は、コンピュータ可読ストレージ媒体の一例である。コンピュータメモリは、プロセッサに直接アクセス可能な任意のメモリである。「コンピュータストレージ」又は「ストレージ」は、コンピュータ可読ストレージ媒体の更なる一例である。コンピュータストレージは、任意の揮発性又は不揮発性コンピュータ可読ストレージ媒体である。

【0045】

本明細書で使用される「プロセッサ」は、プログラム、マシン実行可能命令、又はコンピュータ実行可能コードを実行可能な電子コンポーネントを包含する。「プロセッサ」を含むコンピューティングデバイスへの言及は、場合により、2つ以上のプロセッサ又は処理コアを含むと解釈されるべきである。プロセッサは、例えば、マルチコアプロセッサである。プロセッサは、また、単一のコンピュータシステム内の、又は複数のコンピュータシステムの中へ分配されたプロセッサの集合体も指す。コンピュータデバイスとの用語は、各々が一つ又は複数のプロセッサを有するコンピュータデバイスの集合体又はネットワークを指してもよいと理解されるべきである。コンピュータ実行可能コードは、同一のコンピュータデバイス内の、又は複数のコンピュータデバイス間に分配された複数のプロセッサによって実行される。

20

【0046】

コンピュータ実行可能コードは、本発明の態様をプロセッサに行わせるマシン実行可能命令又はプログラムを含んでもよい。本発明の態様に関する動作を実施するためのコンピュータ実行可能コードは、Java(登録商標)、Smalltalk(登録商標)、又はC++等のオブジェクト指向プログラミング言語及びCプログラミング言語又は類似のプログラミング言語等の従来の手続きプログラミング言語を含む1つ又は複数のプログラミング言語の任意の組み合わせで書かれてもよい及びマシン実行可能命令にコンパイルされてもよい。場合によっては、コンピュータ実行可能コードは、高水準言語の形態又は事前コンパイル形態でもよい及び臨機応変にマシン実行可能命令を生成するインタプリタと共に使用されてもよい。

30

【0047】

コンピュータ実行可能コードは、完全にユーザのコンピュータ上で、部分的にユーザのコンピュータ上で、スタンドアローンソフトウェアパッケージとして、部分的にユーザのコンピュータ上で及び部分的にリモートコンピュータ上で、又は完全にリモートコンピュータ若しくはサーバ上で実行することができる。後者の場合、リモートコンピュータは、ローカルエリアネットワーク(LAN)若しくは広域ネットワーク(WAN)を含む任意の種類のネットワークを通してユーザのコンピュータに接続されてもよい、又はこの接続は外部コンピュータに対して(例えば、インターネットサービスプロバイダを使用したインターネットを通して)行われてもよい。

40

【0048】

本発明の態様は、本発明の実施形態による方法、装置(システム)及びコンピュータプログラムプロダクトのフローチャート、図及び/又はブロック図を参照して説明される。フローチャート、図、及び/又はブロック図の各ブロック又は複数のブロックの一部は、

50

適用できる場合、コンピュータ実行可能コードの形態のコンピュータプログラム命令によって実施され得ることが理解されよう。相互排他的でなければ、異なるフローチャート、図、及び／又はブロック図におけるブロックの組み合わせが組み合わせられてもよいことが更に理解される。これらのコンピュータプログラム命令は、コンピュータ又は他のプログラム可能データ処理装置のプロセッサを介して実行する命令がフローチャート及び／又はブロック図の１つ又は複数のブロックにおいて指定された機能／行為を実施するための手段を生じさせるようにマシンを作るために、汎用コンピュータ、特定用途コンピュータ、又は他のプログラム可能データ処理装置のプロセッサへと提供されてもよい。

#### 【 0 0 4 9 】

これらのコンピュータプログラム命令はまた、コンピュータ可読媒体に保存された命令がフローチャート及び／又はブロック図の１つ又は複数のブロックにおいて指定された機能／行為を実施する命令を含む製品を作るように、コンピュータ、他のプログラム可能データ処理装置、又は他のデバイスにある特定の 방법으로機能するように命令することができるコンピュータ可読媒体に保存されてもよい。

#### 【 0 0 5 0 】

コンピュータプログラム命令はまた、コンピュータ又は他のプログラム可能装置上で実行する命令がフローチャート及び／又はブロック図の１つ又は複数のブロックにおいて指定された機能／行為を実施するためのプロセスを提供するように、一連の動作ステップがコンピュータ、他のプログラム可能装置又は他のデバイス上で行われるようにすることにより、コンピュータ実施プロセスを生じさせるために、コンピュータ、他のプログラム可能データ処理装置、又は他のデバイス上にロードされてもよい。

#### 【 0 0 5 1 】

本明細書で使用される「ユーザインタフェース」は、ユーザ又はオペレータがコンピュータ又はコンピュータシステムとインタラクトすることを可能にするインタフェースである。「ユーザインタフェース」は、「ヒューマンインタフェースデバイス」と称される場合もある。ユーザインタフェースは、情報若しくはデータをオペレータに提供することができる及び／又は情報若しくはデータをオペレータから受信することができる。ユーザインタフェースは、オペレータからの入力によってコンピュータによって受信されることを可能にしてもよい及びコンピュータからユーザへ出力を提供してもよい。つまり、ユーザインタフェースはオペレータがコンピュータを制御する又は操作することを可能にしてもよい、及びインタフェースはコンピュータがオペレータの制御又は操作の結果を示すことを可能にしてもよい。ディスプレイ又はグラフィカルユーザインタフェース上のデータ又は情報の表示は、情報をオペレータに提供する一例である。キーボード、マウス、トラックボール、タッチパッド、指示棒、グラフィックタブレット、ジョイスティック、ゲームパッド、ウェブカム、ヘッドセット、ペダル、有線グローブ、リモコン、及び加速度計を介したデータの受信は、オペレータから情報又はデータの受信を可能にするユーザインタフェース要素の全例である。

#### 【 0 0 5 2 】

本明細書で使用される「ハードウェアインタフェース」は、コンピュータシステムのプロセッサが外部コンピューティングデバイス及び／又は装置とインタラクトする及び／又はそれを制御することを可能にするインタフェースを包含する。ハードウェアインタフェースは、プロセッサが外部コンピューティングデバイス及び／又は装置へ制御信号又は命令を送ることを可能にしてもよい。ハードウェアインタフェースはまた、プロセッサが外部コンピューティングデバイス及び／又は装置とデータを交換することを可能にしてもよい。ハードウェアインタフェースの例は、ユニバーサルシリアルバス、IEEE 1394ポート、パラレルポート、IEEE 1284ポート、シリアルポート、RS-232ポート、IEEE 488ポート、ブルートゥース（登録商標）接続、無線LAN接続、TCP/IP接続、イーサネット（登録商標）接続、制御電圧インタフェース、MIDIインタフェース、アナログ入力インタフェース、及びデジタル入力インタフェースを含むが、これらに限定されない。

## 【 0 0 5 3 】

本明細書で使用される「ディスプレイ」又は「ディスプレイデバイス」は、画像又はデータを表示するために構成された出力デバイス又はユーザインタフェースを包含する。ディスプレイは、視覚、音声、及びノ又は触覚データを出力してもよい。ディスプレイの例は、コンピュータモニタ、テレビスクリーン、タッチスクリーン、触覚電子ディスプレイ、点字スクリーン、陰極線管（CRT）、蓄積管、双安定ディスプレイ、電子ペーパー、ベクターディスプレイ、平面パネルディスプレイ、真空蛍光ディスプレイ（VF）、発光ダイオード（LED）ディスプレイ、エレクトロルミネッセントディスプレイ（ELD）、プラズマディスプレイパネル（PDP）、液晶ディスプレイ（LCD）、有機発光ダイオードディスプレイ（OLED）、プロジェクタ、及びヘッドマウントディスプレイを含むが、これらに限定されない。

10

## 【 0 0 5 4 】

磁気共鳴（MR）データは、本明細書においては、磁気共鳴イメージングスキャン中に磁気共鳴装置のアンテナによって原子スピンにより発生された無線周波数信号の記録された測定結果として定義される。磁気共鳴データは、医療イメージングデータの一例である。磁気共鳴（MR）画像は、本明細書においては、磁気共鳴イメージングデータ内に含まれる解剖学的データの再構成された2次元又は3次元視覚化として定義される。

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 5 5 】

以下、本発明の単なる例に過ぎない好ましい実施形態について、以下の図面を参照しながら説明する。

20

【図1】図1は、磁気共鳴イメージングシステムの例を示す。

【図2】図2は、ユーザインタフェースの例を示す。

【図3】図3は、ユーザインタフェースのさらなる例を示す。

【図4】図4は、ユーザインタフェースのさらなる例を示す。

【図5】図5は、図1の磁気共鳴イメージングシステムの使用方法を示すフローチャートを示す。

【図6】図6は、図1の磁気共鳴イメージングシステムのさらなる使用方法を示すフローチャートを示す。

【図7】図7は、図1の磁気共鳴イメージングシステムのさらなる使用方法を示すフローチャートを示す。

30

【図8】図8は、磁気共鳴イメージングシステムの機能の少なくとも一部を表す図を含む。

## 【発明を実施するための形態】

## 【 0 0 5 6 】

図面における同様の番号を有する要素は、等価な要素であるか、又は同じ機能を果たす。前に説明された要素は、機能が同等であれば、後の図面では必ずしも説明されない。

## 【 0 0 5 7 】

図1は、磁石104を備えた磁気共鳴イメージングシステム100の例を示す。磁石104は、自身を貫通するボア106を有する超伝導円筒形磁石である。異なる種類の磁石の使用も可能である。例えば、分割円筒形磁石といわゆるオープン磁石の両方を使用することも可能である。分割円筒形磁石は、標準的な円筒形磁石に類似しているが、磁石のアイソ面（iso-plane）へのアクセスを可能にするために、クライオスタットが2つの部分に分割されている点で異なり、このような磁石は、例えば荷電粒子ビーム療法と併用され得る。オープン磁石は2つの磁石部分を有し、一方が、その間に被検者を収容するのに十分なスペースを与えるよう、他方の上方に位置し、2つの部分の配置はヘルムホルツコイルの配置と似ている。被検者がより閉塞されないため、オープン磁石は人気がある。円筒形磁石のクライオスタットの内部には、超伝導コイルの集合体がある。円筒形磁石104のボア106内には、磁気共鳴イメージングを行うのに十分に強く均一な磁場が存在するイメージングゾーン108が存在する。撮像ゾーン108内には関心領域109が示されている。被検者118は、被検者118の少なくとも一部が撮像ゾーン108及

40

50

び関心領域 1 0 9 内にあるように被検者支持体 1 2 0 によって支持されているように示されている。

【 0 0 5 8 】

また、磁石のボア 1 0 6 内には、磁石 1 0 4 のイメージングゾーン 1 0 8 内の磁気スピンを空間的に符号化するために磁気共鳴データ取得に使用される磁場勾配コイル 1 1 0 のセットが存在する。磁場勾配コイル 1 1 0 は、磁場勾配コイル電源 1 1 2 に接続されている。磁場勾配コイル 1 1 0 は代表的なものであることを理解されたい。典型的には、磁場勾配コイル 1 1 0 は、3 つの直交する空間方向において空間符号化するための別個のコイルセットを 3 つ含む。磁場勾配電源は、磁場勾配コイルに電流を供給する。磁場勾配コイル 1 1 0 に供給される電流は、時間の関数として制御され、傾斜をつけられたり ( r a m p e d )、又はパルス化され得る。

10

【 0 0 5 9 】

イメージングゾーン 1 0 8 の隣には、イメージングゾーン 1 0 8 内の磁気スピンの向きを操作するための、及びイメージングゾーン 1 0 8 内のスピンから無線信号を受信するための無線周波数コイル 1 1 4 が存在する。無線周波数アンテナは、複数のコイル要素を含み得る。また、無線周波数アンテナは、チャンネル又はアンテナと呼ばれ得る。無線周波数コイル 1 1 4 は、無線周波数送受信機 1 1 6 に接続される。無線周波数コイル 1 1 4 及び無線周波数送受信機 1 1 6 は、別個の送信コイル及び受信コイルと、別個の送信機及び受信機とによって置き換えられてもよい。無線周波数コイル 1 1 4 及び無線周波数送受信機 1 1 6 は代表的なものであることを理解されたい。また、無線周波数コイル 1 1 4 は、専用送信アンテナ及び専用受信アンテナも表すことが意図されている。同様に、送受信機 1 1 6 は、別個の送信機及び受信機も表し得る。無線周波数コイル 1 1 4 はまた、複数の受信 / 送信要素を有してもよく、無線周波数送受信器 1 1 6 は、複数の受信 / 送信チャンネルを有してもよい。例えば、S E N S E などの並列イメージング技術が実行される場合、無線周波数コイル 1 1 4 は複数のコイル要素を有する。

20

【 0 0 6 0 】

送受信機 1 1 6 及び勾配コントローラ 1 1 2 は、コンピュータシステム 1 2 6 のハードウェアインターフェース 1 2 8 に接続されているものとして示されている。コンピュータシステムは、ハードウェアシステム 1 2 8、メモリ 1 3 4、及びディスプレイ 1 3 2 と通信するプロセッサ 1 3 0 をさらに備える。メモリ 1 3 4 は、プロセッサ 1 3 0 にアクセス可能な任意のメモリの組み合わせであり得る。メインメモリ、キャッシュメモリ、さらにはフラッシュ R A M、ハードドライブ、その他の記憶装置等の不揮発性メモリ等が含まれ得る。いくつかの例では、メモリ 1 3 0 は、非一時的コンピュータ可読媒体と見なすことができる。

30

【 0 0 6 1 】

コンピュータメモリは、プロセッサ 1 3 0 が磁気共鳴イメージングシステム 1 0 0 の動作及び機能を制御することを可能にする複数の機械実行可能命令のセット 1 4 0 を含むものとして示されている。コンピュータメモリ 1 3 4 はさらに、D C E M R I プロトコルに従って磁気共鳴データを取得するように、プロセッサ 1 3 0 が磁気共鳴撮像システム 1 0 0 を制御することを可能にするパルスシーケンスコマンド 1 4 2 を含むものとして示されている。コンピュータメモリ 1 3 4 はさらに、M R I システムをパルスシーケンスコマンド 1 4 2 の一部で制御することによって取得された較正磁気共鳴データ 1 4 4 を含むものとして示されている。較正磁気共鳴データ 1 4 4 は複数回、様々なフリップ角について取得される。

40

【 0 0 6 2 】

コンピュータメモリ 1 3 4 は、特定のフリップ角についての較正磁気共鳴データ 1 4 4 の 1 回の取得から再構成された 1 つの較正画像 1 4 6 を含むものとして示されている。コンピュータメモリ 1 3 4 はさらに、複数の異なるフリップ角について取得された複数の較正画像のセット 1 4 6 からなる可変フリップ角画像のセット 1 4 8 を含むものとして示されている。コンピュータメモリ 1 3 4 はさらに、可変フリップ角画像のセットから計算さ

50

れた T 1 マッピング 1 5 0 を含むものとして示されている。コンピュータメモリ 1 3 4 はさらに、T 1 マッピング 1 5 0 を使用した所定の M R I 造影剤のための造影剤較正 1 5 2 を含むものとして示されている。

【 0 0 6 3 】

コンピュータメモリ 1 3 4 はさらに、可変フリップ角画像 1 4 8 のセットの個々の画像を互いに比較することによって計算された推定較正誤差 1 5 4 を含むものとして示されている。推定較正誤差は、例えば、T 1 マッピング又は造影剤較正における信号対雑音の推定値、又は、例えばそれから導出される量であり得る。コンピュータメモリ 1 3 4 はさらに、パルスシーケンスコマンド 1 4 2 によって定められる D C E M R I プロトコルを用いた磁気共鳴データの取得をカスタマイズするために使用され得るスキャンパラメータのセット 1 5 6 を含むように示されている。

10

【 0 0 6 4 】

コンピュータメモリ 1 3 4 はさらに、スキャンパラメータのセット 1 5 6、推定較正誤差 1 5 4、及びモデル（例えば、グラジエントエコーベースの磁気共鳴信号をモデル化するために使用される、磁気共鳴イメージングのための定常状態信号方程式（*s t e a d y - s t a t e s i g n a l e q u a t i o n*）であり得る）を使用して計算された予測 D C E 画質 1 5 8 を含むように示されている。コンピュータメモリ 1 3 4 はさらに、M R I システムの現在の動作状態を含むログファイル 1 6 0 を含むように示されている。例えば、特定のスキャンパラメータ 1 5 6 が磁気共鳴データ又は計画された磁気共鳴データの取得に使用されている場合、それらはログファイル 1 6 0 に格納される。

20

【 0 0 6 5 】

コンピュータメモリはさらに、ログファイル 1 6 0 に格納されたスキャンパラメータのセット 1 5 6 と比較可能な所定のスキャンパラメータのセット 1 6 2 を含むものとして示されている。

【 0 0 6 6 】

図 2 は、グラフィカルユーザインターフェース 2 0 0 を備えたディスプレイ 1 3 2 の例を示す。推定較正誤差 1 5 4 が所定量を超える場合、グラフィカルユーザインターフェース 2 0 0 は較正警告メッセージ 2 0 2 を表示してもよい。

【 0 0 6 7 】

図 3 は、図 2 に示されるディスプレイ 1 3 2 及びグラフィカルユーザインターフェース 2 0 0 を示す。この場合、グラフィカルユーザインターフェース 2 0 0 は、予測 D C E 画質 1 5 8 が所定の画質範囲外であることに応じて、取得警告メッセージ 3 0 0 を表示する。

30

【 0 0 6 8 】

図 4 は、グラフィカルユーザインターフェース 2 0 0 におけるさらなる表示図を示す。この例では、グラフィカルユーザインターフェース 2 0 0 は、ログファイル 1 6 0 内の現在のスキャンパラメータが所定の動作範囲外にあることに応じて表示される動作パラメータ警告メッセージ 4 0 0 を表示する。グラフィカルユーザインターフェース 2 0 0 はまた、動作パラメータ警告メッセージ 4 0 0 を引き起こしたエラーを修正するために、提案補正アクションのセット 4 0 2 又は提案スキャンパラメータのセットを表示し得る。

【 0 0 6 9 】

40

図 5 は、図 1 の磁気共鳴イメージングシステム 1 0 0 の動作方法を示すフローチャートを示す。まず、ステップ 5 0 0 において、パルスシーケンスコマンド 1 4 2 を用いて M R I システム 1 0 0 が制御され、較正磁気共鳴データ 1 4 4 が取得される。較正磁気共鳴データ 1 4 4 は複数回、様々なフリップ角について取得される。次にステップ 5 0 2 において、各取得の較正磁気共鳴データ 1 4 4 が較正画像 1 4 6 に再構成される。これは、可変フリップ角画像のセット 1 4 8 を作成するために行われる。次にステップ 5 0 4 において、可変フリップ角画像のセット 1 4 8 を使用して T 1 マッピング 1 5 0 が計算される。

【 0 0 7 0 】

次にステップ 5 0 6 において、少なくとも部分的に T 1 マッピング 1 5 0 を使用して、所定の M R I 造影剤について造影剤較正 1 5 2 が計算される。次にステップ 5 0 8 におい

50

て、較正精度モデルを使用して、造影剤較正 1 5 2 及び / 又は T 1 マッピング 1 5 0 における推定誤差を表す推定較正誤差 1 5 4 が計算される。較正精度モデルは、可変フリップ角画像のセット 1 4 8 を使用して推定較正誤差を計算するために構成される。最後にステップ 5 1 0 において、推定較正誤差が所定の較正誤差範囲外である場合、較正警告メッセージ 2 0 2 がユーザインターフェース 2 0 0 上に表示される。

#### 【 0 0 7 1 】

図 6 は、図 1 の磁気共鳴イメージングシステム 1 0 0 のさらなる動作方法を示すフローチャートを示す。図 6 の方法は、図 5 に示すものと類似するが、いくつかのステップが追加されている。図 6 の方法はステップ 6 0 0 から始まる。ステップ 6 0 0 において、パルスシーケンスコマンド 1 4 2 の実行中に磁気共鳴イメージングを制御するためのスキャンパラメータのセット 1 5 6 が受信される。次に、方法は、図 5 に示されるように、ステップ 5 0 0 に進む。ステップ 5 1 0 が実行された後、ステップ 6 0 2 が実行される。ステップ 6 0 2 において、スキャンパラメータのセット 1 5 6、推定較正誤差 1 5 4、及び、エコーベースの磁気共鳴イメージングを作成するための定常状態信号方程式をモデル化するために使用されるモデルを使用して、予測 D C E 画質 1 5 8 が計算される。最後にステップ 6 0 4 において、予測 D C E 画質 1 5 8 が所定の画質範囲外である場合、取得警告メッセージ 3 0 0 がユーザインターフェース 2 0 0 上に表示される。

#### 【 0 0 7 2 】

図 7 は、図 1 の磁気共鳴イメージングシステム 1 0 0 のさらなる動作方法を示すフローチャートを示す。図 7 の方法は、図 6 に示すものと類似する。図 7 の方法は、図 6 で説明したように再びステップ 6 0 0 から始まる。次に、方法はステップ 7 0 0 に進む。ステップ 7 0 0 において、スキャンパラメータが、コンピュータメモリ 1 3 4 内のログファイルに格納される。次にステップ 7 0 2 において、動作中及び M R I データの取得中にログファイルが繰り返し読み取られて、現在のスキャンパラメータのセットが取得される。ステップ 7 0 2 は複数回繰り返されてもよい。ステップ 7 0 2 が実行された後、ステップ 7 0 4 が実行され、ログファイルから読み出された現在のスキャンパラメータが所定のスキャンパラメータのセット 1 6 2 と比較されて、現在のスキャンパラメータが所定の動作範囲外であるか否かが判定される。次にステップ 7 0 6 において、現在のスキャンパラメータが所定の動作範囲外である場合、オペレータパラメータ警告 4 0 0 がユーザインターフェース 2 0 0 上に表示される。次に、方法は、図 6 に示されるように、ステップ 5 0 0 に進む。図 6 に示されるように、その後、ステップ 5 0 0、5 0 2、5 0 4、5 0 6、5 0 8、5 1 0、6 0 2、及び 6 0 4 が実行される。

#### 【 0 0 7 3 】

例は、標準化された定量的 D C E - M R I 測定結果の定義、取得、及び後処理中のリアルタイムアクティブ品質管理及びワークフローサポートのためのソフトウェア又は機械実行可能命令を提供し得る。以下の 3 つのレベルの品質管理のうちの 1 つ又は複数から構成され得る。1) 事前に定められた標準化されたガイドラインへの準拠、及びフォローアップ検査の比較可能性を保証する。2) 画質のリアルタイム自動分析及び予測を容易にする。3) フォワードモデリングを使用して定量的後処理の精度を予測する。処置中の大きな逸脱、又は測定若しくは予測された品質における大きな逸脱は、ジャストインタイムでオペレータに報告される(是正処置の提案を含め)。これらの特徴は、標準化されたロバストで再現性のある D C E - M R I データ取得、及び後続する、制御された定量的精度での派生パラメータマップの作成を容易にする。

#### 【 0 0 7 4 】

定量的磁気共鳴イメージング(M R I)は、定性的コントラスト強調画像の視覚的解釈ではなく、絶対的な組織特性を用いた病理の評価を容易にするので、パーソナライズされた精密医学へのパラダイムシフトとして広く考えられている。ダイナミック造影 M R I (D C E - M R I) は重要な技術であり、これは、伝達定数  $K^{trans}$  又は血管外細胞外空間の部分ボリューム  $v_e$  などの組織パラメータを定量化するために使用され得る。これらのパラメータは、多数の研究において腫瘍代謝のバイオマーカーとして有用であることが

10

20

30

40

50



示されている。定量的 DCE-MRI の主な課題は、データ取得及び後処理の両方における標準化及び品質管理の欠如に起因する結果の高い変動性である。したがって、複数の異なる研究の結果を比較するのは困難である。よって、定量的 DCE-MRI は現在主に研究病院で行われており、標準的な臨床現場での採用は依然として限られている。

【0075】

これらの課題を克服するために、QIBA (Quantitative Imaging Biomarkers Alliance) などの組織は、異なる手順の詳細な推奨事項を特色とするプロファイルを提供することによって、定量的 DCE-MRI の変動性を低減しようとしている。

【0076】

標準化されたプロトコル推奨事項又はガイドラインを使用しても、定量的パラメータマップを取得するための全体的手順は依然として複雑であり、取得及び後処理において複数の重要でエラーが発生しやすいステップを含む。したがって、臨床試験又は臨床ルーチンにおける DCE-MRI の適用にはいくつかの課題がある。

【0077】

ほとんどの標準化ガイドラインは、MR 取得パラメータの許容範囲の詳細なリストを含む。臨床現場において、全ての測定がガイドラインに従って行われることを確保することは困難である。例えば、特定の患者の解剖学的構造は、MR シーケンスパラメータの調整を必要とし得る。この場合、ユーザは、ガイドラインに違反することなくパラメータを調整するという困難なタスクに直面する。同様に、フォローアップ検査の場合、理想的には、比較可能性を確保するために、全ての取得パラメータが全ての測定について同一であるべきである。しかしながら、過去の検査におけるこれらのパラメータの正確な値は、通常、ユーザに直接利用可能ではない。

【0078】

臨床現場では、測定の正確さと精度は、ハードウェアの欠陥やコイルの誤配置などの様々なイベントの影響を受け得る。これらの場合、取得が標準化ガイドラインに従って実行されたとしても、取得された画像の品質が損なわれる可能性がある。このようなケースは、現在、画像の注意深い目視検査を要求する。

【0079】

組織パラメータ定量化に対する特定のパラメータ設定又は画質の影響は、測定時にはユーザにはわからない。準最適なパラメータ設定に起因する問題は、通常は後処理の間、すなわち、測定のかかなり後でのみ明らかになる。これは通常、適切な定量的結果を得るために患者を再スケジュールリングするということにつながる。

【0080】

したがって、実施例は、以下の3つのレベルのうちの1つ又は複数から構成され得るアクティブ品質管理及びワークフローサポートシステムを実現し得る。

【0081】

第1のレベルでは、MR 測定プロトコルの状態が継続的に監視される。標準化されたガイドラインに従う事前定義されたプロトコルからの重大な逸脱は検出され、ユーザに警告が出される。治療管理のためのフォローアップ検査の場合、以前の検査の設定に対する逸脱が検出された場合に警告を発することによって、結果の比較可能性が保証される。

【0082】

第2のレベルでは、既に完了したスキャンからの画像をリアルタイムで分析することによって十分な画質が保証される。低画質の場合、取得の修正の提案を含む警告がユーザに発行される。定量的 DCE-MRI 検査は2回以上のスキャンからなるので、最初のスキャンで得られた情報が、その後のスキャンを開始する前に、すなわち修正が依然として可能である間に、問題を見つけるために使用されることが好ましい。特に、(その後のスキャン動作は時間が重要な要素であり、繰り返し不能である) 造影剤注入前に必要な修正を行うことができる。

【0083】

10

20

30

40

50

第3のレベルでは、検査中に、フォワードモデリングを用いて定量的後処理の予想精度（DCE画質）が継続的に予測される。予想精度が低い場合は、警告とプロトコル修正の提案が表示される。

【0084】

リアルタイムアクティブ品質管理は2つのソフトウェア（SW）コンポーネントに基づいており、以下でさらに説明される。

【0085】

MRシステム（「MRコンソール」）を操作するSW、かつ／又は、現在の、計画された、及び終了したスキャンに関する全ての必要な情報を品質管理SWに自動的に供給する後処理ステップ（「MRワークステーション」）を実行するSWの修正。

10

【0086】

取得されたデータのリアルタイム評価及びユーザへのフィードバックを含むアクティブ品質管理を実現する品質及びワークフロー管理SW（MRコンソール若しくはMRワークステーション上で又は別の監視システム（例えばタブレットコンピュータ）上で実行される）。

【0087】

第1のステップとして、MRコンソール及び／又はMRワークステーション上の追加SWは、例えばMRシーケンスパラメータ、スキャンステータス、処理パラメータ、適用されるデータモデル、及び患者情報などの現在の測定プロトコルに関する情報を、品質及びワークフロー管理SWに供給する。この情報は、例えば、MRコンソール／ワークステーション上に作成された標準ステータスロギングメカニズムに含まれ、対応するログファイルは、品質及びワークフロー管理SWによって転送及び評価され得る。さらに、完了したスキャンから得られる再構成された画像データは、信号対雑音比（SNR）などの画質メトリックのリアルタイム分析を可能にするために（例えば、一時的ディスクストレージによって）品質管理SWに転送される。

20

【0088】

最後に、品質及びワークフロー管理ソフトウェアSWは、同じ患者についてのフォローアップ検査の条件を比較することを可能にするために、ローカル患者固有データベースを使用して、測定プロトコルに関する情報を保存し得る。

【0089】

30

第2のステップでは、品質及びワークフロー管理SWは、MR取得又は画像後処理と並行して実行されることが意図された追加プログラムとして実装される。これは、MRコンソール若しくはMRワークステーション上に、又は例えばタブレットコンピュータなどの別の監視システム上に実装され得る。意図される機能のための実装例の概略図が図8に示されている。

【0090】

図8は、機能的観点から磁気共鳴イメージングシステム100を表す。ボックス100は、磁気共鳴イメージングシステム100によって取得される複数の測定結果を表す。ボックス800は、例えば機械実行可能命令によって実装され得る品質管理及びワークフローシステム800を表す。ボックス126は、コンピュータシステム126によって実行されるワークフローを表す。品質管理ワークフローシステム800の出力は、例えば、校正警告メッセージ202、取得警告メッセージ300、及びオペレータパラメータ警告メッセージ400に相当し得る複数の警告及び報告であり得る。

40

【0091】

磁気共鳴イメージングシステムは様々なデータを取得し得る。これは、B1マップ802、T1マッピング150に構築される可変フリップ角画像を含み、また、患者又は被検者118への造影剤804の注入、及び一連のDCE磁気共鳴画像806の取得を表し得る。しかし、様々な警告メッセージ202、300、400の計算及び表示は、注入が行われる前に行われることに留意されたい。品質管理及びワークフローサポートシステム800は複数のコンポーネントを有し得る。品質管理及びワークフローサポートシステム8

50

00は、患者固有のデータベース162を有し、規格及びガイドライン、並びにハーモナイゼーション及びプロトコル162を全て組み合わせて、所定のスキャンパラメータのセットにすることができる。

【0092】

例えば、実際のプロトコル又は現在のスキャンパラメータ812は、様々なプロトコル及び画質808を入力として使用する精度モデル810及び比較器810に入力され得る。精度モデル810及び比較器は、校正精度モデル、及びエコーベースの磁気共鳴イメージングを作成するための定常状態信号方程式、並びに現在のスキャンパラメータと所定のスキャンパラメータとの間の比較を行うコードに対応し得る。一部の例では、警告又は報告202、300、404を発行する必要がない限りオペレータがその存在を認識しないように、品質管理及びワークフローサポートシステムはバックグラウンドプロセスとして動作する。

10

【0093】

典型的な定量的DCE-MRI検査が図8の上部に概略的に描かれており、B1マッピングスキャン、(造影剤濃度の校正のために必要な)T1マッピングのために後で使用される一連の可変フリップ角(VFA)スキャン、及びダイナミックシリーズ(DCEスキャン)の取得中の造影剤注入からなる。

【0094】

SWによって使用される実際のプロトコルは、事前に定義された外部標準、推奨、若しくはガイドラインを使用して、又は、品質ターゲット(例えば、シーケンスパラメータ許容範囲や所望の画質メトリック(例えば、SNR、T1/B1マッピングにおける許容誤差のための境界、又はモデルベースの定量的後処理における期待分散の限界))を定める研究固有プロトコルによって初期化される。

20

【0095】

SWは、MRコンソール又はワークステーションから(例えば、ログファイルからデータを連続的に抽出することによって)連続的なデータストリームを受信して、現在の測定プロトコル及びその品質の内部リアルタイム表現を構築する。この情報は複数の異なる精度モデルに提供され、各々の結果がSWの実際のプロファイルと比較される。ガイドライン準拠の場合、精度モデルは単純に現在のシーケンスパラメータセットを生成する。あるいは、以前の検査の設定に対する逸脱が検出された場合に警告を発することによって、結果の比較可能性が保証される。重大度と測定目的に応じて、様々なユーザプロファイルを使用して警告を表示することができる。

30

【0096】

適切かつタイムリーな警告を定めるための中心的ガイドラインは、標準化されたワークフローから気をそらさないようにするためにユーザインタラクションを最小限に抑えることである。重要なのは、スキャンや後処理の条件がまだ予想内である間は、又は現在利用可能な修正措置がないときには、品質及びワークフローサポートSWは見えないままであるべきということである(ユーザインタラクションなし)。リアルタイム緩和がない品質問題は、その後のパフォーマンス分析で報告されるべきである(例えば病院管理のために)。様々な利害関係者(例えば、技術者、放射線技師、病院管理者)の利益を考慮して複数のレベルでのパフォーマンス分析を可能にするために、一連のユーザアクション、画質、後処理分析結果、及び実際に発行された警告の広範なログ記録がバックグラウンドで実行されるべきである。

40

【0097】

リアルタイム画質分析の例として、MRコンソール上の追加SWは、スキャンの実行が完了するとすぐに、再構成された画像をアクティブ品質管理SWに自動的に供給する。VFAスキャン(典型的には信号平均化を含む(信号平均数(NSA) 2))の場合、個々の画像が再構成され、平均化の前に品質管理SWに送られる。次いで、精度モデルがこれらの個々の画像の減算を実現し、平均画像におけるノイズレベルを決定するために使用され得るデータセットを取得する。あるいは、ノイズ推定のための自動ヒストグラムベ

50

ス又はウェーブレット変換ベースの方法を適用することができる。同時に、関心のある組織についてのおおよその信号レベルが、ネイティブ T1 マップと、検査される関心のある臓器についての典型的 T1 値のルックアップテーブルとの両方を使用して決定される。両方の結果を組み合わせることで、関心のある臓器の SNR が得られる。その後、DCESキャンの予想 SNR がこの VFA - SNR 及び選択された取得パラメータ (NSA、フリップ角、反復時間など)、並びにグラジエントエコーベースのシーケンスのための定常状態信号方程式を使用して予測される。計算された両方の SNR 値を所定のプロファイルと比較することで、異常に低い画質が検出される。この SNR ベースの評価に加えて、全体のアーチファクトレベルと相関するメトリックに基づく他の精度モデルを実現して、画質が評価されてもよい。

10

#### 【0098】

最後に、後処理の品質管理を保証するために、精度モデルは、様々な画像から導出された定量的パラメータの精度及び正確さを予測する。T1 マッピングの精度及び正確さは、異なる複数の VFA スキャンの前に決定された SNR を使用するモンテカルロ法を使用して決定される。濃度測定 of 精度及び正確さ of 時間効率的な計算のために、閉形式が使用されてもよい。このようにして、不適切なシーケンスパラメータ設定又は画像アーチファクトは、繰り返し不可能な造影剤注入の前に修正され得る。ユーザによるプロトコルの各修正の後、SW は測定プロトコルの内部表現を再構築し、再び全ての精度モデルを実行する。逸脱が検出された場合 (例えば、パラメータ値が該パラメータの許容範囲外である場合、又は検出された画像 SNR が所望のものより低い場合)、視覚的警告がユーザに表示され、修正のための提案がオペレータに示される。

20

#### 【0099】

本発明は、図面及び前述の記載において詳細に図示及び説明されたが、このような図示及び記載は、説明的又は例示的であって限定するものではないと見なされるべきである。すなわち本発明は、開示された実施形態に限定されるものではない。

#### 【0100】

開示された実施形態のその他の変形が、図面、本開示及び添付の請求項の検討から、請求項に係る発明を実施する当業者によって理解されて実現され得る。請求項において、「comprising (含む、備える)」という単語は、他の要素又はステップを除外するものではなく、不定冠詞「a」又は「an」は、複数を除くものではない。単一のプロセッサ又は他のユニットが請求項に記載された幾つかのアイテムの機能を果たす。特定の手段が相互に異なる従属請求項に列挙されているという単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に用いられないことを示すものではない。コンピュータプログラムは、他のハードウェアと共に若しくは他のハードウェアの一部として供給される光記憶媒体又はソリッドステート媒体等の適当な媒体に保存/分配されてもよいが、インターネット又は他の有線若しくは無線の電気通信システムを介して等の他の形式で分配されてもよい。請求項における任意の参照符号は、本発明の範囲を限定するものと解釈されるべきではない。

30

#### 【符号の説明】

#### 【0101】

- 100 磁気共鳴イメージングシステム
- 104 磁石
- 106 磁石のボア
- 108 撮像ゾーン
- 109 関心領域
- 110 磁場勾配コイル
- 112 磁場勾配コイル電源
- 114 無線周波数コイル
- 116 送受信機
- 118 被検者

40

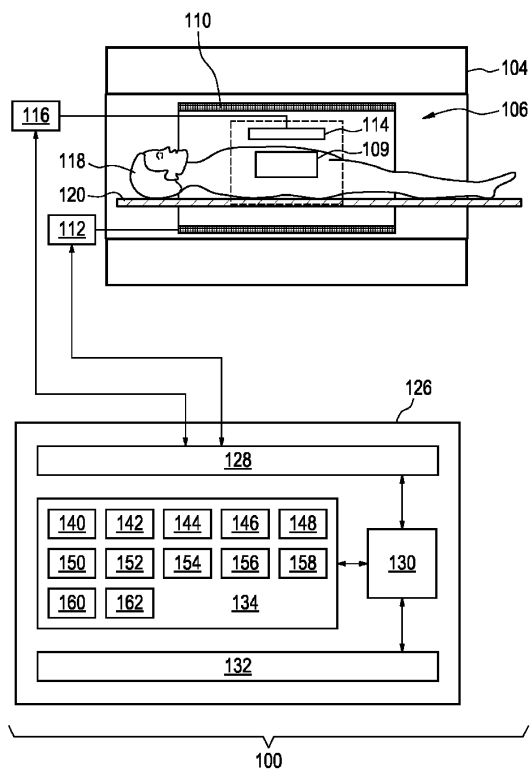
50

1 2 0	被検者支持台	
1 2 6	コンピュータシステム	
1 2 8	ハードウェアインターフェース	
1 3 0	プロセッサ	
1 3 2	ディスプレイ	
1 3 4	コンピュータメモリ	
1 4 0	機械実行可能命令	
1 4 2	パルスシーケンスコマンド	
1 4 4	較正磁気共鳴データ	
1 4 6	較正画像	10
1 4 8	可変フリップ角画像のセット	
1 5 0	T 1 マッピング	
1 5 2	造影剤較正	
1 5 4	推定較正誤差	
1 5 6	スキャンパラメータのセット	
1 5 8	予測 D C E 画質	
1 6 0	ログファイル	
1 6 2	所定のスキャンパラメータのセット	
2 0 0	グラフィカルユーザインターフェース	
2 0 2	較正警告メッセージ	20
3 0 0	取得警告メッセージ	
4 0 0	動作パラメータ警告メッセージ	
4 0 2	提案修正措置	
8 0 0	品質管理及びワークフローシステム	
8 0 2	B 1 マップ	
8 0 4	注入	
8 0 6	D C E 磁気共鳴画像	
8 0 8	プロトコル及び品質@ t 1	
8 1 0	精度モデル及び比較器	
8 1 2	現在のスキャンパラメータ	30

【図面】

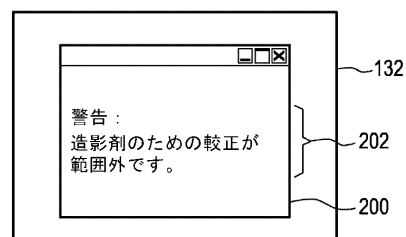
【 図 1 】

FIG. 1



【圖 2】

图 2

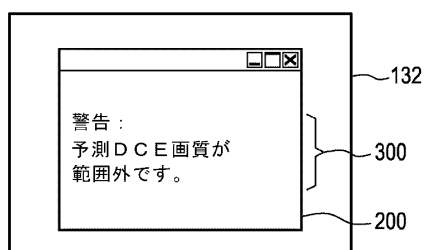


10

20

【 図 3 】

图 3

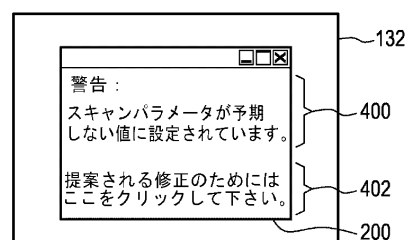


30

40

【圖 4】

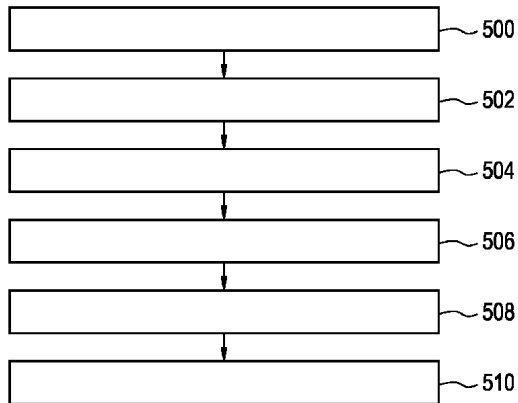
图 4



50

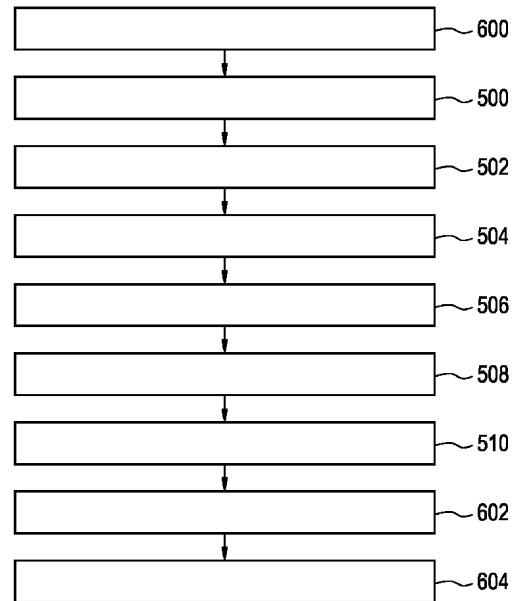
【図 5】

FIG. 5



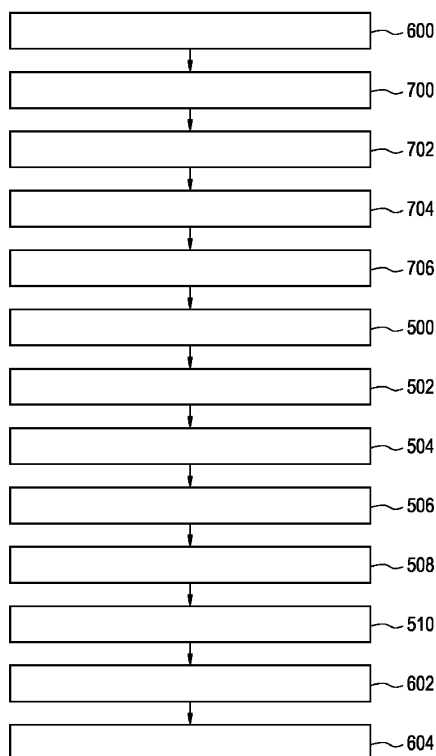
【図 6】

FIG. 6

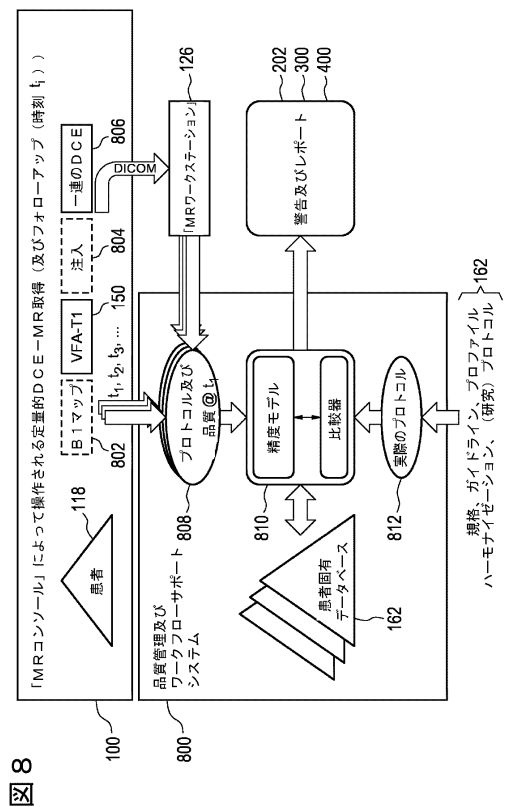


【図 7】

FIG. 7



【図 8】



10

20

30

40

50

---

フロントページの続き

- (72)発明者   メイネケ ヤン ヤコブ  
              オランダ国 5 6 5 6   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   ソマー カルステン  
              オランダ国 5 6 5 6   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   後藤 順也
- (56)参考文献    米国特許出願公開第 2 0 1 5 / 0 3 0 9 1 4 1 ( U S , A 1 )  
                  米国特許出願公開第 2 0 1 4 / 0 2 3 3 8 1 7 ( U S , A 1 )  
                  米国特許出願公開第 2 0 1 5 / 0 0 7 1 5 1 4 ( U S , A 1 )  
                  特開 2 0 0 9 - 0 3 4 5 1 4 ( J P , A )
- (58)調査した分野 (Int.Cl., D B 名)  
                  A 6 1 B       5 / 0 5 5  
                  G 0 1 R     3 3 / 2 0 - 3 3 / 6 4