

【公報種別】特許公報の訂正

【部門区分】第 1 部門第 2 区分

【発行日】令和 4 年 6 月 23 日(2022.6.23)

【特許番号】特許第 7080316 号(P7080316)

【登録日】令和 4 年 5 月 26 日(2022.5.26)

【特許公報発行日】令和 4 年 6 月 3 日(2022.6.3)

【年通号数】登録公報(特許)2022-097

【出願番号】特願 2020-521365(P2020-521365)

【訂正要旨】特許権者の住所の誤載により、下記のとおり全文を訂正する。

10

【国際特許分類】

A 6 1 B 5/055(2006.01)

【F I】

A 6 1 B 5/055 3 1 1

A 6 1 B 5/055 3 7 6

A 6 1 B 5/055 Z D M

【記】別紙のとおり

20

30

40

50

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7080316号

(P7080316)

(45)発行日 令和4年6月3日(2022.6.3)

(24)登録日 令和4年5月26日(2022.5.26)

(51)国際特許分類

A 6 1 B 5/055(2006.01)

F I

A 6 1 B 5/055 3 1 1

A 6 1 B 5/055 3 7 6

A 6 1 B 5/055 Z D M

請求項の数 14 (全18頁)

(21)出願番号	特願2020-521365(P2020-521365)	(73)特許権者	590000248
(86)(22)出願日	平成30年9月27日(2018.9.27)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65)公表番号	特表2020-536690(P2020-536690		ヴェ
	A)		Koninklijke Philips
(43)公表日	令和2年12月17日(2020.12.17)		N.V.
(86)国際出願番号	PCT/EP2018/076226		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(87)国際公開番号	WO2019/076599		ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(87)国際公開日	平成31年4月25日(2019.4.25)	(74)代理人	110001690
審査請求日	令和3年9月22日(2021.9.22)		特許業務法人M&Sパートナーズ
(31)優先権主張番号	17196612.0	(72)発明者	シュテナーニグ クリスティアン
(32)優先日	平成29年10月16日(2017.10.16)		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(33)優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁(EP)		ドーフエン ハイ テック キャンパス 5
早期審査対象出願		(72)発明者	セネガス ジュリアン
			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
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 磁気共鳴イメージングにおける緩和時間の定量的測定

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

機械実行可能命令及びパルスシーケンスコマンドを格納するメモリと、
磁気共鳴イメージングシステムを制御するプロセッサと、
を含み、

前記パルスシーケンスコマンドは、前記磁気共鳴イメージングシステムを制御して、緩和時間を定量的に決定するための定量的磁気共鳴イメージングプロトコルに従って被験者から一連の磁気共鳴データを収集し、前記定量的磁気共鳴イメージングプロトコルは、前記磁気共鳴イメージングシステムを制御して、複数のパルスシーケンス繰り返しを使用して前記一連の磁気共鳴データを収集し、前記複数のパルスシーケンス繰り返しのそれぞれは、傾斜磁場部分、無線周波数部分及び収集部分を含み、前記定量的磁気共鳴イメージングプロトコルは、前記複数のパルスシーケンス繰り返しのうちの少なくとも2つの間に休止サイクルを含み、前記パルスシーケンスコマンドは、前記傾斜磁場部分及び前記収集部分を使用して前記休止サイクル中にノイズ磁気共鳴データを収集し、前記無線周波数部分は、前記ノイズ磁気共鳴データの収集中は無効にされ、
前記機械実行可能命令の実行は更に、前記プロセッサに、
前記パルスシーケンスコマンドで前記磁気共鳴イメージングシステムを制御して、前記一連の磁気共鳴データ及び前記ノイズ磁気共鳴データを収集させ、
前記一連の磁気共鳴データを使用して、前記緩和時間について重み付けされた一連の磁気共鳴画像を再構成させ、

前記ノイズ磁気共鳴データを使用して、ノイズ磁気共鳴画像を再構成させる、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は更に、前記プロセッサに、前記ノイズ磁気共鳴画像を空間的に平均化することにより、空間依存ノイズマップを計算させる、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】

前記空間依存ノイズマップは、ボクセルのカーネルにわたって平均することによって計算される、請求項 2 に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項 4】

前記ボクセルのカーネルが、50 から 100 ボクセル、101 から 400 ボクセル、401 から 900 ボクセル及び 901 から 1600 ボクセルのうちのいずれか 1 つを含む、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】

前記空間依存ノイズマップは更に、前記空間依存ノイズマップを平滑化することによって計算される、請求項 2、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は更に、前記プロセッサに、前記空間依存ノイズマップ及び前記一連の磁気共鳴画像を使用して、空間依存緩和時間マップ及び空間依存エラーマップを計算させ、前記空間依存エラーマップは、空間依存マップの起こりそうなエラーのマッピングである、請求項 2 に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項 7】

前記空間依存緩和時間マップ及び前記空間依存エラーマップは、最尤推定量を使用して計算される、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】

前記機械実行可能命令の実行は更に、前記プロセッサに、前記空間依存緩和時間マップ及び前記空間依存エラーマップをディスプレイに表示させる、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 9】

前記緩和時間は、 T_1 緩和時間である、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 10】

前記定量的磁気共鳴イメージングプロトコルは、修正ルックロッカーイメージング (MOLLIE) 磁気共鳴イメージングプロトコルである、請求項 9 に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項 11】

前記緩和時間は、 T_2 緩和時間である、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 12】

前記緩和時間は、 T_2^* 緩和時間である、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 13】

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る実行のための、非一時的コンピュータ可読媒体に記憶された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、前記機械実行可能命令の実行は、前記プロセッサに、パルスシーケンスコマンドで前記磁気共鳴イメージングシステムを制御して、一連の磁気共鳴データ及びノイズ磁気共鳴データを収集させ、前記一連の磁気共鳴データを使用して、緩和時間について重み付けされた一連の磁気共鳴画像を再構成させ、前記ノイズ磁気共鳴データを使用して、ノイズ磁気共鳴画像を再構成させ、前記パルスシーケンスコマンドは、前記磁気共鳴イメージングシステムを制御して、前記緩和時間を定量的に決定するための定量的磁気共鳴イメージングプロトコルに従って被験

10

20

30

40

50

者から前記一連の磁気共鳴データを収集し、前記定量的磁気共鳴イメージングプロトコルは、複数のパルスシーケンス繰り返しを使用して前記一連の磁気共鳴データを収集し、前記複数のパルスシーケンス繰り返しのそれぞれは、傾斜磁場部分、無線周波数部分及び収集部分を含み、前記定量的磁気共鳴イメージングプロトコルは、前記複数のパルスシーケンス繰り返しの少なくとも2つの間に休止サイクルを含み、前記パルスシーケンスコマンドは、前記傾斜磁場部分及び前記収集部分を使用して、前記休止サイクル中にノイズ磁気共鳴データを収集し、前記無線周波数部分は、前記ノイズ磁気共鳴データの収集中は無効にされる、コンピュータプログラム。

【請求項14】

磁気共鳴イメージングシステムの操作方法であって、
一連の磁気共鳴データ及びノイズ磁気共鳴データを収集するために、パルスシーケンスコマンドで前記磁気共鳴イメージングシステムを制御するステップと、
前記一連の磁気共鳴データを使用して、緩和時間について重み付けされた一連の磁気共鳴画像を再構成するステップと、
前記ノイズ磁気共鳴データを使用して、ノイズ磁気共鳴画像を再構成するステップと、
を含み、
前記パルスシーケンスコマンドは、前記磁気共鳴イメージングシステムを制御して、前記緩和時間を定量的に決定するための定量的磁気共鳴イメージングプロトコルに従って被験者から前記一連の磁気共鳴データを収集し、前記定量的磁気共鳴イメージングプロトコルは、複数のパルスシーケンス繰り返しを使用して前記一連の磁気共鳴データを収集し、前記複数のパルスシーケンス繰り返しのそれぞれは、傾斜磁場部分、無線周波数部分及び収集部分を含み、前記定量的磁気共鳴イメージングプロトコルは、前記複数のパルスシーケンス繰り返しの少なくとも2つの間に休止サイクルを含み、前記パルスシーケンスコマンドは、前記傾斜磁場部分及び前記収集部分を使用して、前記休止サイクル中に前記ノイズ磁気共鳴データを収集し、前記無線周波数部分は、前記ノイズ磁気共鳴データの収集中は無効にされる、方法。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴イメージングに関し、具体的には緩和時間の定量的測定に関する。

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴イメージング(MRI)スキャナでは、大きい静磁場を使用して、患者の体内の画像を生成する手順の一環として、原子の核スピンを整列させる。この大きい静磁場は、 B_0 磁場又は主磁場と呼ばれる。被験者の様々な量又は特性を、MRIを使用して空間的に測定することができる。例えば被験者の様々な電気的特性を、MRIを使用して調べるこ
10

【0003】

緩和時間には、縦(又はスピン格子)緩和時間が含まれる。これは、スピン格子緩和時間又は T_1 緩和時間とも知られている。緩和時間にはまた、横緩和時間が含まれる。これは、スピンスピン緩和時間又は T_2 緩和時間とも知られている。 T_2^* 緩和時間、即ち、 T_2 スター緩和時間もここでは緩和時間と見なされ、検査対象のサンプル内の分子の存在による B_0 磁場の不均一性によるNMR信号のディフェージングによるものである。

【0004】

米国特許出願公開第2012/0271147A1号は、少なくとも1つの解剖学的構造をイメージングするために提供される例示的なシステム、方法及びコンピュータアクセス可能な媒体について開示している。例えば高速スピンエコー(FSE)を有する飽和回復(SR)パルスシーケンスを解剖学的構造に向けることが可能である。少なくとも1つの解剖学的構造の少なくとも1つの T_1 画像を、SRパルスシーケンスに基づいて生成することができる。一例では、解剖学的構造は股関節を含む。別の例によれば、 T_1 画像は、複数の回転する放射面で生成又は提供される複数の T_1 画像を含むことができる。この出願は更に、例えばRF励起なしのパルスシーケンスを使用したノイズマップの収集について
20

【0005】

Karlsen, O.T., Verhagen, R.及びBovee, W.M.によるジャーナル記事「Parameter estimation from Rician-distributed data sets using a maximum likelihood estimator: Application to t_1 and perfusion measurements」(Magnetic Resonance in Medicine、1999年、41:614-623、doi:10.1002/(SICI)1522-2594(199903)41:3<614: AID-MRM26>3.0.CO;2-1)は、最尤推定量を使用した T_1 緩和時間の推定について開示している。
30

【発明の概要】

【0006】

本発明は、独立請求項における磁気共鳴イメージングシステム、コンピュータプログラムプロダクト及び方法を提供する。

【0007】

緩和時間の測定では、複数のパルスシーケンス繰り返しを使用して、幾つかの測定が繰り返される。これらのパルスシーケンス繰り返しのそれぞれの間に、磁気共鳴データが収集される。パルスシーケンス繰り返しのそれぞれからの磁気共鳴データは、画像に再構成することができる。磁気共鳴データの収集が繰り返されることにより、一連の磁気共鳴画像に再構成することができる一連の磁気共鳴データがもたらされる。一連の磁気共鳴画像の分析により、緩和時間や、磁気共鳴イメージング造影剤の濃度といった緩和時間から導出される又は緩和時間に関連する他の量を計算することができる。
40

【0008】

一連の磁気共鳴画像に存在するノイズの知識によって、緩和時間や、緩和時間から導出される量のより良い推定が可能になる。一連の磁気共鳴画像におけるノイズは、収集条件及
50

び収集時の磁気共鳴イメージングシステムの設定に依存する。ノイズはまた、一連の磁気共鳴画像内で空間的に変化する。ノイズを正確に推定するために、実施形態では、パルスシーケンス繰り返しのRF部分(RFパルスの生成を制御するパルスシーケンスの部分)が無効にされた状態で、一連の磁気共鳴データを収集するのに使用したのと同じパルスシーケンス繰り返しを使用する。この収集は、本明細書では、ノイズ磁気共鳴データの収集と呼ばれる。したがって、磁気共鳴イメージングシステムの構成は同じであり、ノイズ測定は正確になる。

【0009】

ただし、ノイズの磁気共鳴データの収集は、磁気共鳴イメージングプロトコルを遅延させる可能性がある。しかし、定量的磁気共鳴イメージングプロトコルのためのパルスシーケンス命令の実行中には、幾つかのパルスシーケンス繰り返しの間に遅延がある期間又は休止サイクルが存在する。実施形態では、休止サイクル中にノイズ磁気共鳴データを収集することができる。RF部分が無効になっているため、ノイズの磁気共鳴データの収集は、測定対象のサンプル又は被験者の磁化に影響を与えない。技術的な効果は、ノイズ磁気共鳴データが、それ以外は使用されない時間間隔の間に測定されるため、磁気共鳴イメージングプロトコルが高速化されることである。更に、ノイズが収集の前後ではなく、実際の収集中に測定されるため、ノイズ測定の品質もまた良くなる。これにより、一連の磁気共鳴データと同じ条件下でノイズ磁気共鳴データが収集される。

【0010】

一態様では、本発明は、機械実行可能命令及びパルスシーケンスコマンドを格納するメモリを含む磁気共鳴イメージングシステムを提供する。パルスシーケンスコマンドは、磁気共鳴イメージングシステムを制御して、緩和時間を定量的に決定するための定量的磁気共鳴イメージングプロトコルに従って被験者から一連の磁気共鳴データを収集する。定量的磁気共鳴イメージングプロトコルは、磁気共鳴イメージングシステムを制御して、複数のパルスシーケンス繰り返しを使用して一連の磁気共鳴データを収集する。複数のパルスシーケンス繰り返しのそれぞれは、傾斜磁場部分、無線周波数部分及び収集部分を含む。本明細書において使用される傾斜磁場部分は、磁気共鳴イメージングシステムの傾斜磁場システムを制御するために使用されるコマンドを包含する。傾斜磁場システムには、例えば傾斜磁場を発生させるコイル及びこれらの傾斜磁場コイルに電流を供給する電源が含まれる。無線周波数部分は、パルスシーケンスコマンド中に生成された無線周波数パルスを最適に供給するパルスシーケンスの一部を含んでよい。収集部分は、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コイルからデータを収集するようにパルスシーケンスコマンドを制御する命令を含んでよい。

【0011】

定量的磁気共鳴イメージングプロトコルは、複数のパルスシーケンス繰り返しのうちの少なくとも2つの間に休止サイクルを含む。パルスシーケンスコマンドは、傾斜磁場部分及び収集部分を使用して休止サイクル中にノイズ磁気共鳴データを収集する。無線周波数部分は、ノイズ磁気共鳴データの収集中は無効にされる。ノイズ磁気共鳴データの収集中に、実質的に同じパルスシーケンスコマンドが使用されるが、RF部分は無効にされている。これは、磁気共鳴イメージングシステムによって使用されている特定の増幅器及びその他の設定についてのノイズが収集されるが、無線周波数部分は、測定されている緩和時間のいずれにも干渉しないという効果がある。

【0012】

磁気共鳴イメージングシステムは更に、磁気共鳴イメージングシステムを制御するプロセッサを含む。機械実行可能命令の実行は更に、プロセッサに、パルスシーケンスコマンドで磁気共鳴イメージングシステムを制御して、一連の磁気共鳴データ及びノイズ磁気共鳴データを収集させる。機械実行可能命令の実行は更に、プロセッサに、一連の磁気共鳴データを使用して、緩和時間について重み付けされた一連の磁気共鳴画像を再構成させる。機械実行可能命令の実行は更に、プロセッサに、ノイズ磁気共鳴データを使用して、ノイズ磁気共鳴画像を再構成させる。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 3 】

この実施形態は、緩和時間又は造影剤の濃度といった緩和時間に依存する量を計算するために使用される特定の緩和時間について重み付けされた一連の磁気共鳴画像を生成するので、有益である。ノイズ磁気共鳴画像を使用して、一連の磁気共鳴画像のそれぞれの画像内のノイズの量を表すノイズ指数又はノイズデータを生成することができる。

【 0 0 1 4 】

本明細書において使用される一連の磁気共鳴画像は、画像としてレンダリングされてもされなくてもよいデータであると理解される。同様に、ノイズ磁気共鳴画像はまた、レンダリングされてもされなくてもよい画像空間内のデータを含む。一連の磁気共鳴画像及びノイズ磁気共鳴画像は、それらをレンダリングする代わりに、更なる計算に使用されてもよい。

10

【 0 0 1 5 】

別の実施形態では、機械実行可能命令の実行は更に、プロセッサに、ノイズ磁気共鳴画像を空間的に平均化することにより、空間依存ノイズマップを計算させる。ノイズ磁気共鳴画像の各ボクセルは、実質的にノイズである値又はデータを含む。ノイズ磁気共鳴画像を空間的に平均化することにより、各ボクセルのノイズ量を推定することができる。

【 0 0 1 6 】

別の実施形態では、空間依存ノイズマップは、ボクセルのカーネルにわたって平均することによって計算される。この実施形態は、空間依存ノイズマップを一貫して計算する効率的な手段を提供することができるため、有益である。幾つかの例では、カーネルは、例えば正方形又は長方形であるが、カーネルの形状は限定されない。

20

【 0 0 1 7 】

別の実施形態では、ボクセルのカーネルは、50から100ボクセル、101から400ボクセル、401から900ボクセル、901から1600ボクセルのいずれか1つを含む。

【 0 0 1 8 】

別の実施形態では、空間依存ノイズマップは更に、空間依存ノイズマップを平滑化することによって計算される。幾つかの例では、空間依存ノイズマップは、最初にデータを平均化してから平滑化することによって計算することができる。他の例では、平均化及び平滑化を同時に計算することができる。例えば正方形のカーネルにわたって平均化することによって空間依存ノイズマップを計算する場合、いわゆる指数関数的平均化を使用することができる。例えば指数関数又は他の関数を使用して、平均のボクセルの効果を計算することができる。ボクセルから離れるほど、平均値の効果が低くなる。

30

【 0 0 1 9 】

別の実施形態では、機械実行可能命令の実行は更に、プロセッサに、空間依存ノイズマップ及び一連の磁気共鳴画像を使用して、空間依存緩和時間マップ及び空間依存エラーマップを計算させる。空間依存エラーマップは、空間依存マップの起こりそうなエラーのマッピングである。これは、空間依存緩和時間マップが計算されるだけでなく、これらのボクセルのそれぞれのエラーがどれほど大きいかの推定値でもあるため有益である。これは、診断やその他の測定等を行うために空間依存緩和時間マップを使用する際に有益である。

40

【 0 0 2 0 】

別の実施形態では、空間依存緩和時間マップ及び空間依存エラーマップは、最尤推定量を使用して計算される。この実施形態は、最尤推定量の使用によって、時系列の磁気共鳴画像及び空間依存ノイズマップを使用した緩和時間マップの計算を向上させるので、有益である。

【 0 0 2 1 】

別の実施形態では、機械実行可能命令の実行は更に、プロセッサに、空間依存緩和時間マップ及び空間依存エラーマップをディスプレイに表示させる。両方を同時に表示することが有益であり、これにより、緩和時間マップがどれだけ正確であるかの推定が与えられる。場合によっては、2つのマップは互いに重ねあわされてもよい。

50

【 0 0 2 2 】

別の実施形態では、緩和時間は、 T_1 緩和時間である。

【 0 0 2 3 】

別の実施形態では、機械実行可能命令の実行は更に、プロセッサに、空間依存緩和時間マップを使用して造影剤の濃度を計算させる。

【 0 0 2 4 】

別の実施形態では、磁気共鳴イメージングプロトコルは、MOLLI 磁気共鳴イメージングプロトコルである。この実施形態は、 T_1 心臓マッピングを行う手段を提供するため、有益である。MOLLI は、修正ルックロッカーイメージングの略である。

【 0 0 2 5 】

別の実施形態では、緩和時間は、 T_2 緩和時間である。この実施形態は、このデータが例えば急性冠症候群の診断に有用である可能性があるので、有益である。これは、例えばパルスシーケンスコマンドが長い繰り返し時間及びエコー時間の持つ T_2 強調高速スピンエコーシーケンスを使用することで実装することができ、また、先行して反転モジュールによって血液を抑制することができる。別の例では、パルスシーケンスコマンドは、 T_2 強調定常状態自由歳差運動シーケンスであってよい。別の例では、パルスシーケンスコマンドは、 T_2 強調定常状態自由歳差運動シーケンスと上記高速スピンエコーシーケンスとの組み合わせである。

【 0 0 2 6 】

別の実施形態では、緩和時間は、 T_2^* 緩和時間である。この実施形態は、例えば心臓及び肝臓における鉄沈着の評価のための T_2 マッピングのための使用に有益である。この実施形態では、パルスシーケンスコマンドは、マルチエコー GRE シーケンスであってよい。 T_2^* 値は、例えば一次指数関数的減衰曲線を検討することによって計算することができる。

【 0 0 2 7 】

別の態様では、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る実行のための機械実行可能命令を含むコンピュータプログラムプロダクトを提供する。機械実行可能命令の実行は、プロセッサに、パルスシーケンスコマンドで磁気共鳴イメージングシステムを制御して、一連の磁気共鳴データ及びノイズ磁気共鳴データを収集させる。パルスシーケンスコマンドは、磁気共鳴イメージングシステムを制御して、緩和時間を定量的に決定するための定量的磁気共鳴イメージングプロトコルに従って被験者から一連の磁気共鳴データを収集する。定量的磁気共鳴イメージングプロトコルは、複数のパルスシーケンス繰り返しを使用して一連の磁気共鳴データを収集する。複数のパルスシーケンス繰り返しのそれぞれは、傾斜磁場部分、無線周波数部分及び収集部分を含む。

【 0 0 2 8 】

定量的磁気共鳴イメージングプロトコルは、複数のパルスシーケンス繰り返しの少なくとも 2 つの間に休止サイクルを含む。パルスシーケンスコマンドは、傾斜磁場部分及び収集部分を使用して、休止サイクル中にノイズ磁気共鳴データを収集する。無線周波数部分は、ノイズ磁気共鳴データの収集中は無効にされる。機械実行可能命令の実行は更に、プロセッサに、一連の磁気共鳴データを使用して、緩和時間について重み付けされた一連の磁気共鳴画像を再構成させる。機械実行可能命令の実行は更に、プロセッサに、ノイズ磁気共鳴データを使用して、ノイズ磁気共鳴画像を再構成させる。

【 0 0 2 9 】

別の態様では、本発明は、磁気共鳴イメージングシステムの操作方法を提供する。方法は、一連の磁気共鳴データ及びノイズ磁気共鳴データを収集するために、パルスシーケンスコマンドで磁気共鳴イメージングシステムを制御するステップを含む。パルスシーケンスコマンドは、磁気共鳴イメージングシステムを制御して、緩和時間を定量的に決定するための定量的磁気共鳴イメージングプロトコルに従って被験者から一連の磁気共鳴データを収集する。

【 0 0 3 0 】

定量的磁気共鳴イメージングプロトコルは、複数のパルスシーケンス繰り返しを使用して一連の磁気共鳴データを収集する。複数のパルスシーケンス繰り返しのそれぞれは、傾斜磁場部分、無線周波数部分及び収集部分を含む。定量的磁気共鳴イメージングプロトコルは、複数のパルスシーケンス繰り返しの少なくとも2つの間に休止サイクルを含む。パルスシーケンスコマンドは、傾斜磁場部分及び収集部分を使用して、休止サイクル中にノイズ磁気共鳴データを収集する。無線周波数部分は、ノイズ磁気共鳴データの収集中は無効にされる。方法は更に、一連の磁気共鳴データを使用して、緩和時間について重み付けされた一連の磁気共鳴画像を再構成するステップを含む。方法は更に、ノイズ磁気共鳴データを使用して、ノイズ磁気共鳴画像を再構成するステップを含む。

【0031】

本発明の上記実施形態の1つ以上を、組み合わせられた実施形態が相互に排他的でない限り、組み合わせてもよいことが理解されよう。

【0032】

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現化することができる。したがって、本発明の態様は、完全にハードウェアの実施形態、完全にソフトウェアの実施形態（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）又はソフトウェア態様とハードウェア態様とを組み合わせた実施形態の形をとってよい。これらはすべて、本明細書では、概して「回路」、「モジュール」又は「システム」と呼ばれる。更に、本発明の態様は、コンピュータ実行可能コードが具現化された1つ以上のコンピュータ可読媒体に具現化されたコンピュータプログラム

【0033】

1つ以上のコンピュータ可読媒体の任意の組み合わせを利用することができる。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記憶媒体であってよい。本明細書において使用される「コンピュータ可読記憶媒体」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格納することができる任意の有形の記憶媒体を包含する。コンピュータ可読記憶媒体は、コンピュータ可読非一時的記憶媒体と呼ばれてもよい。コンピュータ可読記憶媒体はまた、有形のコンピュータ可読媒体と呼ばれてもよい。幾つかの実施形態では、コンピュータ可読記憶媒体は、コンピューティングデバイスのプロセッサがアクセスできるデータを格納することができる。コンピュータ可読記憶媒体の例には、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、ソリッドステートハードディスク、フラッシュメモリ、USBサムドライブ、ランダムアクセスメモリ（RAM）、読み取り専用メモリ（ROM）、光ディスク、光磁気ディスク及びプロセッサのレジスタファイルが含まれるが、これらに限定されない。光ディスクの例には、例えばCD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW又はDVD-Rディスクであるコンパクトディスク（CD）及びデジタル多用途ディスク（DVD）が含まれる。コンピュータ可読記憶媒体という用語は、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できる様々なタイプの記録媒体も指す。例えばモデム、インターネット又はローカルエリアネットワーク経由でデータを取得することができる。コンピュータ可読媒体上で具現化されるコンピュータ実行可能コードは、無線、有線、光ファイバケーブル、RF等又はこれらの任意の適切な組み合わせを含むがこれらに限定されない任意の適切な媒体を使用して送信することができる。

【0034】

コンピュータ可読信号媒体は、例えばベースバンドで又は搬送波の一部として、その中にコンピュータ実行可能コードが具現化された伝播データ信号を含んでよい。このような伝播信号は、電磁気、光学又はこれらの任意の適切な組み合わせを含むがこれらに限定されない様々な形態のいずれかを取ることができる。コンピュータ可読信号媒体は、コンピュータ可読記憶媒体ではなく、命令実行システム、装置又はデバイスによって又はこれらに関連して使用されるプログラムを通信、伝播又は転送できる任意のコンピュータ可読媒体であってよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

「コンピュータメモリ」又は「メモリ」は、コンピュータ可読記憶媒体の一例である。コンピュータメモリは、プロセッサに直接アクセスできる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、コンピュータ可読記憶媒体の別の例である。コンピュータストレージは、任意の不揮発性のコンピュータ可読記憶媒体である。幾つかの実施形態では、コンピュータストレージは、コンピュータメモリであってよく、その反対も同様である。

【 0 0 3 6 】

本明細書において使用される「プロセッサ」は、プログラム、機械実行可能命令又はコンピュータ実行可能コードを実行することができる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参照は、2つ以上のプロセッサ又は処理コアを含む可能性があるとして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、単一のコンピュータシステム内のプロセッサの集合又は複数のコンピュータシステムに分散されたプロセッサの集合を指す場合もある。コンピューティングデバイスという用語は、それぞれが1つのプロセッサ又は複数のプロセッサを含むコンピューティングデバイスの集合又はネットワークを指す場合もあると解釈されるべきである。コンピュータ実行可能コードは、同じコンピューティングデバイス内にあっても、複数のコンピューティングデバイスに分散されていてもよい複数のプロセッサによって実行されてよい。

【 0 0 3 7 】

コンピュータ実行可能コードは、機械実行可能命令又はプロセッサに本発明の一態様を行わせるプログラムを含んでよい。本発明の態様の動作を実行するためのコンピュータ実行可能コードは、Java、Smalltalk、C++等といった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同様のプログラミング言語等の機械実行可能命令にコンパイルされる従来の手続き型プログラミング言語を含む1つ以上のプログラミング言語の任意の組み合わせで書くことができる。場合によっては、コンピュータ実行可能コードは、高水準言語の形式又は事前にコンパイルされた形式であり、その場で機械実行可能命令を生成するインタープリタと併せて使用されてよい。

【 0 0 3 8 】

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ある独立ソフトウェアパッケージとして、一部はユーザのコンピュータ上で、一部は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。後者のシナリオでは、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）又はワイドエリアネットワーク（WAN）を含む任意のタイプのネットワークを介してユーザのコンピュータに接続されてよい。又は、外部コンピュータ（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経由）と接続されてもよい。

【 0 0 3 9 】

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ブロックの一部は、適用できる場合、コンピュータ実行可能コードの形のコンピュータプログラム命令によって実装できることが理解される。更に、相互に排他的でない場合、異なるフローチャート、図及び／又はブロック図のブロックの組み合わせを組み合わせてもよいことが理解される。これらのコンピュータプログラム命令は、汎用コンピュータ、専用コンピュータ又は他のプログラム可能なデータ処理装置のプロセッサに提供されて、コンピュータ又は他のプログラム可能なデータ処理装置のプロセッサを介して実行される命令が、フローチャート及び／又はブロック図の1つ以上のブロックで指定される機能／動作を実装する手段を作成するようにマシンを生成することができる。

【 0 0 4 0 】

コンピュータプログラム命令はまた、コンピュータ、他のプログラム可能なデータ処理装置又は他のデバイスに、コンピュータ可読媒体に格納された命令が、フローチャート及び／又はブロック図の１つ以上のブロックで指定される機能／動作を実施する命令を含む製品を生成するように特定のやり方で機能するように指示することができるコンピュータ可読媒体に格納されてよい。

【 0 0 4 1 】

コンピュータプログラム命令はまた、コンピュータ、他のプログラム可能なデータ処理装置、又は他のデバイスにロードされて、一連の動作ステップをコンピュータ、他のプログラム可能な装置又は他のデバイス上で実行させて、コンピュータ又は他のプログラム可能な装置上で実行される命令は、フローチャート及び／又はブロック図の１つ以上のブロックで指定された機能／動作を実施するためのプロセスを提供するようにコンピュータ実施プロセスを生成する。

10

【 0 0 4 2 】

本明細書において使用される「ユーザインターフェース」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ーフェースである。「ユーザインターフェース」は、「ヒューマンインターフェースデバイス」と呼ばれてもよい。ユーザインターフェースは、オペレータに情報又はデータを提供する、及び／又は、オペレータから情報又はデータを受信する。ユーザインターフェースは、オペレータからの入力をコンピュータが受信できるようにし、また、コンピュータからユーザに出力を提供することができる。つまり、ユーザインターフェースは、オペレータがコンピュータを制御又は操作することを可能にし、また、インター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効果を示すことを可能にする。ディスプレイ又はグラフィカルユーザインターフェイスでのデータ又は情報の表示は、オペレータへの情報提供の例である。キーボード、マウス、トラックボール、タッチパッド、ポインティングスティック、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、ウェブカメラ、ヘッドセット、ペダル、有線グローブ、リモートコントロール及び加速度計を介したデータの受信はすべて、オペレータからの情報又はデータの受信を可能にするユーザインターフェースコンポーネントの例である。

20

【 0 0 4 3 】

本明細書において使用される「ハードウェアインターフェース」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／又は制御することを可能にするインターフェースを包含する。ハードウェアインターフェースは、プロセッサが制御信号又は命令を外部コンピューティングデバイス及び／又は装置に送信することを可能にする。ハードウェアインターフェースはまた、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する。ハードウェアインターフェースの例には、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、ワイヤレスローカルエリアネットワーク接続、TCP/IP接続、イーサネット（登録商標）接続、制御電圧インターフェース、MIDIインターフェース、アナログ入力インターフェース及びデジタル入力インターフェースが含まれるが、これらに限定されない。

30

40

【 0 0 4 4 】

本明細書において使用される「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出力デバイス又はユーザインターフェースを包含する。ディスプレイは、視覚、音声及び／又は触覚データを出力することができる。ディスプレイの例には、コンピュータモニタ、テレビ画面、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、ベクトルディスプレイ、フラット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

50

ディスプレイ（O L E D）、プロジェクタ及びヘッドマウントディスプレイが含まれるが、これらに限定されない。

【 0 0 4 5 】

本明細書では、磁気共鳴（M R）データは、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を使用して記録された原子スピンによって放出される無線周波数信号の測定値として定義される。M R F 磁気共鳴データは、磁気共鳴データである。磁気共鳴データは、医用画像データの一例である。本明細書では、磁気共鳴イメージング（M R I）画像又はM R 画像は、磁気共鳴イメージングデータ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次元の視覚化として定義される。この視覚化は、コンピュータを使用して行うことができる。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 6 】

以下では、本発明の好適な実施形態を、ほんの一例として図面を参照しながら説明する。

【 0 0 4 7 】

【図1】図1は、磁気共鳴イメージングシステムの一例を示す。

【図2】図2は、図1及び図4に示されるような磁気共鳴イメージングシステムを操作する方法を説明するフローチャートを示す。

【図3】図3は、図1及び図4に示されるような磁気共鳴イメージングシステムを操作する更なる方法を説明するフローチャートを示す。

【図4】図4は、磁気共鳴イメージングシステムの更なる例を示す。

20

【図5】図5は、図4の磁気共鳴イメージングシステムを操作する方法をグラフで示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 4 8 】

これらの図において、同様の参照符号が付けられた要素は、同等の要素であるか又は同じ機能を果たす。機能が同じであるならば、それまでに説明された要素は、後の図において必ずしも説明しない。

【 0 0 4 9 】

図1は、磁石104を有する磁気共鳴イメージングシステム100の一例を示す。磁石104は、ボア106が中を通る円筒型超電導磁石である。異なるタイプの磁石の使用も可能である。例えば分割円筒磁石及び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。分割円筒磁石は、クライオスタットが2つのセクションに分割されて磁石のアイソ面にアクセスできることを除き、標準の円筒磁石に似ている。この磁石は、例えば荷電粒子線治療と併用することができる。オープン磁石には、2つの磁石セクションがあり、被験者を受け入れるのに十分な大きさの空間が上下に間隔を空けてある。2つのセクションの配置は、ヘルムホルツコイルの配置に似ている。オープン磁石は、被験者の閉塞感が少ないため人気である。円筒磁石のクライオスタットの内部には、超電導コイルの集合がある。円筒磁石104のボア106内には、磁気共鳴イメージングを行うのに磁場が十分に強力で均一であるイメージングゾーン108がある。関心領域109が、イメージングゾーン108内に示されている。収集される磁気共鳴データは、通常、関心領域について収集される。被験者118は、被験者118の少なくとも一部がイメージングゾーン108及び関心領域109内にあるように、被験者支持体120によって支持されているものとして示されている。

30

40

【 0 0 5 0 】

磁石のボア106内には更に、磁石104のイメージングゾーン108内の磁気スピンを空間エンコードするための予備磁気共鳴データの収集のために使用される傾斜磁場コイル110のセットがある。傾斜磁場コイル110は、傾斜磁場コイル電源112に接続されている。傾斜磁場コイル110は代表的なものであることが意図されている。通常、傾斜磁場コイル110は、3つの直交する空間方向における空間エンコーディングのためのコイルの3つの別々のセットを含む。傾斜磁場電源は、傾斜磁場コイルに電流を供給する。傾斜磁場コイル110に供給される電流は、時間の関数として制御され、ランプ又はパル

50

ス状にされる。

【 0 0 5 1 】

イメージングゾーン 1 0 8 に隣接して、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し、イメージングゾーン 1 0 8 内のスピンから無線送信を受信する無線周波数コイル 1 1 4 がある。無線周波数アンテナは、複数のコイル素子を含んでよい。無線周波数アンテナはまた、チャンネル又はアンテナとも呼ばれる。無線周波数コイル 1 1 4 は、無線周波数コイル 1 1 6 に接続される。無線周波数コイル 1 1 4 及び無線周波数コイル 1 1 6 は、別々の送信コイル及び受信コイル並びに別個の送信器及び受信器に置換されてもよい。当然ながら、無線周波数コイル 1 1 4 及び無線周波数コイル 1 1 6 は、代表的なものである。無線周波数コイル 1 1 4 はまた、専用送信アンテナ及び専用受信アンテナを表すことも意図されている。同様に、コイル 1 1 6 はまた、別個の送信器及び受信器を表してもよい。無線周波数コイル 1 1 4 はまた、複数の受信 / 送信素子を有し、無線周波数コイル 1 1 6 は、複数の受信 / 送信チャンネルを有してよい。例えば S E N S E といったパラレルイメージング技術が行われる場合、無線周波数コイル 1 1 4 は、複数のコイル素子を有する。

10

【 0 0 5 2 】

この例では、被験者 1 1 8 は、被験者の頭部領域が関心領域 1 0 9 にあるように配置されている。他の例では、被験者 1 1 8 の身体の一部が関心領域 1 0 9 に配置されてもよい。

【 0 0 5 3 】

コイル 1 1 6 及び傾斜磁場コントローラ 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更に、ハードウェアシステム 1 2 8、メモリ 1 3 4 及びユーザインターフェース 1 3 2 と通信するプロセッサ 1 3 0 を含む。メモリ 1 3 4 は、プロセッサ 1 3 0 がアクセス可能なメモリの任意の組み合わせであってよい。これには、メインメモリ、キャッシュメモリや、フラッシュ R A M、ハードドライブ又はその他のストレージデバイス等の不揮発性メモリが含まれる。幾つかの例では、メモリ 1 3 4 は、非一時的なコンピュータ可読媒体と考えられてもよい。

20

【 0 0 5 4 】

メモリ 1 3 4 は、機械実行可能命令 1 4 0 を含むものとして示されている。機械実行可能命令 1 4 0 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。機械実行可能命令 1 4 0 はまた、プロセッサ 1 3 0 が様々なデータ分析及び計算機能を行うことを可能にする。コンピュータメモリ 1 3 4 は更に、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。パルスシーケンスコマンドによって、磁気共鳴イメージングシステム 1 0 0 が制御されて、緩和時間を定量的に決定するための定量的磁気共鳴イメージングプロトコルに従って被験者 1 1 8 から一連の磁気共鳴データが収集される。定量的磁気共鳴イメージングプロトコルによって、磁気共鳴イメージングシステムが制御されて、複数のパルスシーケンス繰り返しを使用して一連の磁気共鳴データ 1 4 4 が収集される。複数のパルスシーケンス繰り返しのそれぞれは、傾斜磁場部分、無線周波数部分及び収集部分を含む。定量的磁気共鳴イメージングプロトコルは更に、上記複数のパルスシーケンス繰り返しのうちの少なくとも 2 つのパルスシーケンス繰り返しの間に休止サイクルを含む。パルスシーケンスコマンドによって、傾斜磁場部分及び収集部分を使用して休止サイクル中に、ノイズ磁気共鳴データ 1 4 6 が収集される。無線周波数部分は、ノイズ磁気共鳴データ 1 4 6 の収集中は無効にされる。

30

40

【 0 0 5 5 】

メモリ 1 3 4 は更に、パルスシーケンスコマンド 1 4 2 で磁気共鳴イメージングシステム 1 0 0 を制御することによって収集された一連の磁気共鳴データ 1 4 4 及びノイズ磁気共鳴データ 1 4 6 の両方を含むものとして示されている。メモリは更に、一連の磁気共鳴データ 1 4 4 から再構成された一連の磁気共鳴画像 1 4 8 を含むものとして示されている。メモリ 1 3 4 は更に、ノイズ磁気共鳴データ 1 4 6 から構成されたノイズ磁気共鳴画像 1

50

50を含むものとして示されている。コンピュータメモリ134は更に、ノイズ磁気共鳴画像150を使用して計算された空間依存ノイズマップ152を含むものとして示されている。コンピュータメモリ134は更に、一連の磁気共鳴画像148及び空間依存ノイズマップ152を使用して計算された空間依存緩和時間マップ154及び空間依存エラーマップ156を含むものとして示されている。空間依存ノイズマップ152、空間依存緩和時間マップ154及び空間依存エラーマップ156は、必ずしもすべての例にあるわけではない。

【0056】

図2は、図1の磁気共鳴イメージングシステム100の操作方法を説明するフローチャートを示す。最初にステップ200において、磁気共鳴イメージングシステム100は、パルスシーケンスコマンド142で制御されて、一連の磁気共鳴データ144を取得し、また、ノイズ磁気共鳴データ146も取得する。次にステップ202において、一連の磁気共鳴データ144から一連の磁気共鳴画像148が再構成される。次にステップ204において、ノイズ磁気共鳴データ146を使用してノイズ磁気共鳴画像150が再構成される。

10

【0057】

図3は、図1の磁気共鳴イメージングシステム100を使用する更なる方法を説明するフローチャートを示す。図3の方法は、図2の方法と同様である。図3の方法は、図2で行われたステップ200、202及び204から開始する。ステップ204の後、ステップ300が行われる。ステップ300において、ノイズ磁気共鳴画像150を空間的に平均化することにより、空間依存ノイズマップ152が計算される。次にステップ302において、一連の磁気共鳴画像148及び空間依存ノイズマップ152を使用して、空間依存緩和時間マップ302及び空間依存エラーマップ156が計算される。これは例えば最尤推定量を使用して行われてよい。

20

【0058】

図4は、磁気共鳴イメージングシステム400の更なる例を示す。図4の磁気共鳴イメージングシステム400は、図1の磁気共鳴イメージングシステム100と同様である。図2及び図3の両方の方法を使用して、図4の磁気共鳴イメージングシステム400を制御することもできる。

【0059】

図4の磁気共鳴イメージングシステム400では、パルスシーケンスコマンド142によって、MOLLI磁気共鳴イメージングプロトコルが行われる。緩和時間はT1緩和時間である。一連の磁気共鳴画像は、T1緩和時間に対して重み付けされる。被験者118は更に、被験者118の胸部に電極402を有するものとして示されている。電極402は、EEGシステム404に接続されている。EEGシステム404は、ハードウェアインターフェース128に更に接続されているものとして示されている。メモリ134は更に、EEGシステム404から受信されたEEG信号406を含むものとして示されている。MOLLI磁気共鳴イメージングプロトコルでは、EEG信号を使用して一連の磁気共鳴データの個々の収集がトリガされる。これにより、一連の磁気共鳴データのすべての部分が被験者118の心臓の特定の位相と同期される。

30

40

【0060】

実施例は、信頼度情報、例えば予想される標準偏差又は信頼区間を、再構成された値と共に定量的マップ(T1、T2)で導出する方法を提供する。このために、以前は使用されなかった「休止サイクル」のデータを評価することにより、スキャン時間ペナルティのない、同一のイメージングパラメータを有するノイズスキャンが組み込まれる。

【0061】

定量的MR技術(T1、T2マッピング)は、重要な組織特性の定量的評価を可能にし、健康組織と疾患のある組織との区別を可能にするため、臨床現場においてますます人気になっている。しかし、観測結果の統計的有意性を評価するには、予想される標準偏差又は信頼区間の定量的評価が必要である。

50

【 0 0 6 2 】

ほとんどの定量的方法では、例えばノイズによる予想されるパラメータ変動の直接的な尺度を提供しない。実施例では、インラインノイズスキャンからこの情報を導出することを可能にし、これはスキャン時間ペナルティなく収集することができる。

【 0 0 6 3 】

ほとんどの定量的MR技術は、RF照射のない「休止」期間を必要とする。つまり、磁化回復（T1マッピング）又は不飽和スピンの流入（ブラックブラッドT2マッピング）を可能にすることを必要とする。本発明の重要な要素は、これらの休止期間を使用して、RFパルスを使用することなく純粋なノイズ画像を収集することである。これらの収集は、自由磁化回復を邪魔せず、また、実際のパラメータ測定の予想される標準偏差を導出するために使用することができるノイズ情報を提供する。

10

【 0 0 6 4 】

図5に、心臓のT1マッピングのための本発明の一例の可能な実施態様を示す。図5は、パルスシーケンスコマンドと、図4のMOLLIパルスシーケンスコマンド142の収集方法とをグラフで示している。図5には、EEG信号406を示すタイミング図がある。ブロック500は、パルスシーケンスのRF部分500を表し、ブロック502は、パルスシーケンスの傾斜磁場部分502を表し、ブロック506は、パルスシーケンスの収集部分504を表す。142と示される部分では、RF部分500は、傾斜磁場部分502の上にある。傾斜磁場部分502は、収集部分504の上にある。パルスシーケンスは、180°のRFパルス506で始まるものとして示されている。この後、複数のパルスシーケンス繰り返し508が行われる。

20

【 0 0 6 5 】

休止サイクル510中に、RF部分500が無効にされた幾つかのパルスシーケンス繰り返しも行われる。パルスシーケンス繰り返し508は、一連の磁気共鳴データを収集するために使用され、RF部分500が無効にされたパルスシーケンス繰り返しは、ノイズ磁気共鳴データ146を収集するために使用される。一連の磁気共鳴データを使用して、一連の磁気共鳴画像148が再構成される。ノイズ磁気共鳴データ146を使用して、ノイズ磁気共鳴画像150が再構成される。ノイズ磁気共鳴画像150を使用して、空間依存ノイズマップ152が再構成される。一連の磁気共鳴画像148及び空間依存ノイズマップ152を最尤推定器302への入力として使用して、空間依存緩和時間マップ154及び空間依存エラーマップ156が計算される。

30

【 0 0 6 6 】

図5は、インラインノイズスキャンを用いた心臓のT1マッピングを示す。再反転（506）の前に磁化回復を可能にする3つの「空の」RR間隔（休止サイクル）（510、512）がある。これらの間隔の間に、傾斜磁場及び信号サンプリング（RFなし）を使用してノイズデータが収集される。実際の画像と同じ再構成を使用してノイズ画像が再構成される。ノイズデータはフィッティングアルゴリズムに伝播され、予想されるパラメータ標準偏差（1）が導出される。

【 0 0 6 7 】

本発明を図面及び前述の説明で詳細に例示及び説明してきたが、このような例示及び説明は、例示的であり、限定的ではないと見なされるべきである。本発明は、開示された実施形態に限定されない。

40

【 0 0 6 8 】

開示された実施形態の他の変形態様は、図面、開示内容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、実施される。請求項において、「含む」との用語は、他の要素又はステップを排除するものではなく、また、「a」又は「an」との不定冠詞も、複数形を排除するものではない。単一のプロセッサ又は他のユニットが、請求項に記載される幾つかのアイテムの機能を果たしてもよい。特定の手段が相互に異なる従属請求項に記載されることだけで、これらの手段の組み合わせを有利に使用することができ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

50

アと共に又はその一部として供給される光学記憶媒体又は固体媒体といった適切な媒体上に記憶及び／又は分散されてもよいが、インターネット又は他の有線若しくは無線通信システムを介するといった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、範囲を限定するものと解釈されるべきではない。

【 0 0 6 9 】

参照符号のリスト

1 0 0	磁気共鳴イメージングシステム	
1 0 4	磁石	
1 0 6	磁石のボア	
1 0 8	イメージングゾーン	10
1 0 9	関心領域	
1 1 0	傾斜磁場コイル	
1 1 2	傾斜磁場コイル電源	
1 1 4	無線周波数コイル	
1 1 6	トランシーバ	
1 1 8	被験者	
1 2 0	被験者支持体	
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	20
1 3 2	ユーザインターフェース	
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	一連の磁気共鳴データ	
1 4 6	ノイズ磁気共鳴データ	
1 4 8	一連の磁気共鳴画像	
1 5 0	ノイズ磁気共鳴画像	
1 5 2	空間依存ノイズマップ	
1 5 4	空間依存緩和時間マップ	30
1 5 6	空間依存エラーマップ	
2 0 0	パルスシーケンスコマンドで磁気共鳴イメージングシステムを制御して、一連の磁気共鳴データ及びノイズ磁気共鳴データを収集する	
2 0 2	一連の磁気共鳴データを使用して、緩和時間について重み付けされた一連の磁気共鳴画像を再構成する	
2 0 4	ノイズ磁気共鳴データを使用してノイズ磁気共鳴画像を再構成する	
3 0 0	ノイズ磁気共鳴画像を空間的に平均化することにより、空間依存ノイズマップを計算する	
3 0 2	空間依存ノイズマップ及び一連の磁気共鳴画像を使用して、空間依存緩和時間マップ及び空間依存エラーマップを計算する	40
4 0 0	磁気共鳴イメージングシステム	
4 0 2	電極	
4 0 4	E E G システム	
4 0 6	E E G 信号	
5 0 0	R F 部分	
5 0 2	傾斜磁場部分	
5 0 4	収集部分	
5 0 6	1 8 0 ° パルス	
5 0 8	パルスシーケンス繰り返し	
5 1 0	休止サイクル	50

5 1 0 R F 部分が無効にされたパルスシーケンス繰り返し

【図面】

【図 1】

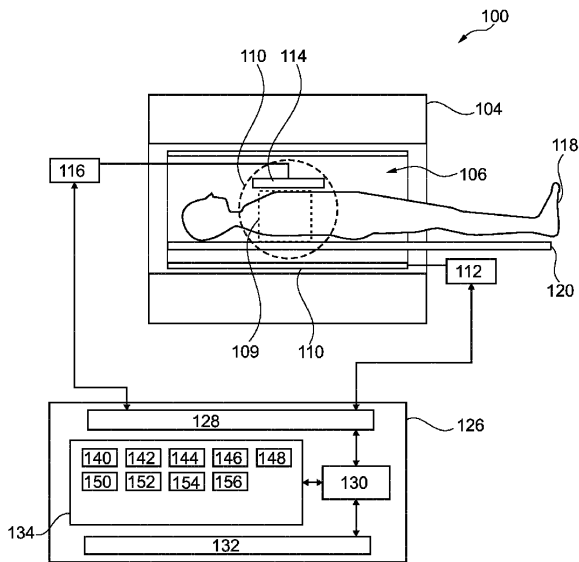


Fig. 1

【図 2】

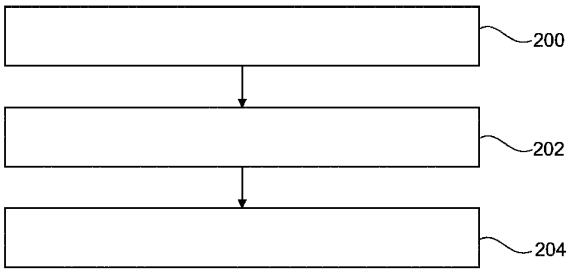


Fig. 2

【図 3】

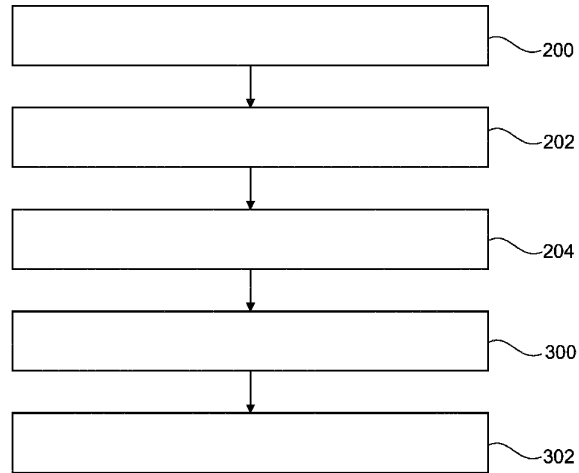


Fig. 3

【図 4】

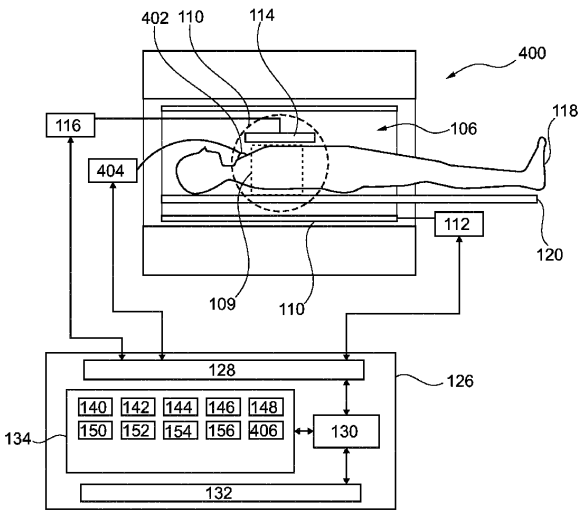


Fig. 4

10

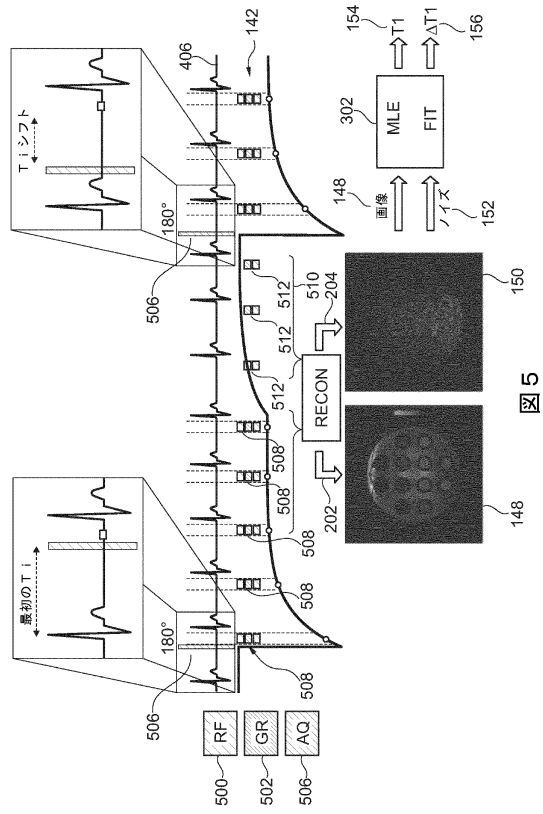
20

30

40

50

【 図 5 】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

審査官 永田 浩司

(56)参考文献 特開平 1 0 - 2 4 3 9 3 4 (J P , A)

特開昭 6 2 - 0 4 6 2 4 4 (J P , A)

Daniel R. Messroghli, et al. , Modified Look-Locker Inversion Recovery (MOLLI) for High-Resolution T1 Mapping of the Heart , Magnetic Resonance in Medicine , 2004年 , 52 , pp.14
1-146

(58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 5 / 0 5 5