

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6549612号  
(P6549612)

(45) 発行日 令和1年7月24日(2019.7.24)

(24) 登録日 令和1年7月5日(2019.7.5)

(51) Int.Cl.	F I			
<b>A 6 1 B 5/055 (2006.01)</b>	A 6 1 B	5/055	3 8 3	
	A 6 1 B	5/055	3 8 2	
	A 6 1 B	5/055	Z DM	

請求項の数 8 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2016-563051 (P2016-563051)
(86) (22) 出願日	平成27年3月31日 (2015. 3. 31)
(65) 公表番号	特表2017-511227 (P2017-511227A)
(43) 公表日	平成29年4月20日 (2017. 4. 20)
(86) 国際出願番号	PCT/IB2015/052354
(87) 国際公開番号	W02015/159172
(87) 国際公開日	平成27年10月22日 (2015. 10. 22)
審査請求日	平成30年3月28日 (2018. 3. 28)
(31) 優先権主張番号	61/980, 668
(32) 優先日	平成26年4月17日 (2014. 4. 17)
(33) 優先権主張国	米国 (US)

(73) 特許権者	590000248
	コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
	KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
	オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5 High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhove n

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 改善された多相動的造影磁気共鳴撮像方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

多相動的造影磁気共鳴画像を取得することに関する磁気共鳴撮像システムの動作方法であって、前記磁気共鳴撮像システムは関心対象の少なくとも一部の磁気共鳴画像を取得するよう構成されており、当該方法は、

- ・ 関心対象に造影剤を投与する前に磁気共鳴画像データの少なくとも第一のセットを取得する段階と；
- ・ 水 / 脂肪磁気共鳴信号分離技法を用いることによって、磁気共鳴画像データの前記第一のセットから、関心対象の少なくとも前記一部の脂肪の空間分布の第一の画像を決定する段階と；
- ・ 関心対象に造影剤を投与した後に関心対象の少なくとも前記一部の磁気共鳴画像データの少なくとも第二のセットを取得する段階と；
- ・ 水 / 脂肪磁気共鳴信号分離技法を用いることによって、磁気共鳴画像データの前記第二のセットから、関心対象の少なくとも前記一部の脂肪の空間分布の少なくとも第二の画像を決定する段階と；
- ・ 磁気共鳴画像データの前記第一のセットの取得と磁気共鳴画像データの少なくとも前記第二のセットの取得との間の時間に生じた関心対象の潜在的な動きを補正するために、脂肪の空間分布の前記第一の画像を参照して画像位置合わせ法を脂肪の空間分布の少なくとも前記第二の画像に適用する段階と；
- ・ 脂肪の空間分布の決定された前記第一の画像を、造影剤投与後に取得された磁気共鳴画

像データの少なくとも前記第二のセットの画像再構成のための事前知識として使う段階とを含む、  
方法。

【請求項 2】

・造影剤を投与した後に磁気共鳴画像データの複数のセットを取得する段階と；  
・脂肪の空間分布の決定された前記第一の画像を、造影剤を投与した後に取得された磁気共鳴画像データの前記複数のセットの磁気共鳴画像データの各セットの画像再構成のための事前知識として使う段階とを含む、  
請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

前記水 / 脂肪磁気共鳴信号分離技法は、化学シフトに起因する励起された核のラーモア周波数の差に基づく、請求項 1 または 2 記載の方法。

【請求項 4】

・磁気共鳴画像データの前記第一のセットから関心対象の少なくとも前記一部の脂肪の空間分布の前記第一の画像を決定することから、局所的な静磁場強度 $B_0$ の空間分布を得る段階と；  
・局所的な静磁場強度 $B_0$ の得られた空間分布を使うことによって、関心対象に造影剤を投与した後の磁気共鳴画像データのいずれかのセットから磁気共鳴画像を再構成する段階とを含む、  
請求項 1 ないし 3 のうちいずれか一項記載の方法。

【請求項 5】

造影剤を投与した後に取得された、磁気共鳴画像データの前記第二のセットは、圧縮センシング法を用いることによって得られる、請求項 1 ないし 4 のうちいずれか一項記載の方法。

【請求項 6】

関心対象に造影剤を投与する前に取得された磁気共鳴画像データにフィルタを適用する段階をさらに含み、前記フィルタは、k空間における高域通過フィルタと等価である、請求項 1 ないし 5 のうちいずれか一項記載の方法。

【請求項 7】

関心対象の少なくとも一部の磁気共鳴画像を取得するよう構成された磁気共鳴撮像システムであって、  
・関心対象の少なくとも前記一部を中に配置するために設けられる検査空間と、  
・前記検査空間において静磁場 $B_0$ を生成するよう構成された主磁石と、  
・静磁場 $B_0$ に重畳される傾斜磁場を生成するよう構成された傾斜磁場コイル・システムと、  
・磁気共鳴励起のために関心対象の前記一部のまたは該一部の中の核に高周波励起場 $B_1$ を加えるよう構成された少なくとも一つの高周波アンテナ・デバイスと、  
・高周波励起場 $B_1$ を加えることによって励起された関心対象の前記一部のまたは該一部の中の核からの磁気共鳴信号を受信するよう構成された少なくとも一つの高周波アンテナ・デバイスと、  
・当該磁気共鳴撮像システムの機能を制御するよう構成された制御ユニットと、  
・受信された磁気共鳴信号から関心対象の少なくとも前記一部の磁気共鳴画像を決定するために磁気共鳴信号を処理するよう構成された画像処理ユニットとを有しており、  
前記制御ユニットは、請求項 1 ないし 6 のうちいずれか一項記載の方法の段階を実行するよう構成されている、磁気共鳴撮像システム。

【請求項 8】

多相動的造影磁気共鳴画像を取得することに関する磁気共鳴撮像システムを動作させる請求項 1 ないし 6 のうちいずれか一項記載の方法を実行するためのソフトウェア・モジュールであって、実施される方法段階は、当該ソフトウェア・モジュールのプログラム・コードに変換されており、前記プログラム・コードは前記磁気共鳴撮像システムのメモリ・

10

20

30

40

50

ユニットにおいて実装可能であり、前記磁気共鳴撮像システムのプロセッサ・ユニットによって実行可能である、ソフトウェア・モジュール。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、多相動的造影磁気共鳴画像を取得することに関する磁気共鳴撮像システムの動作方法ならびにかかる方法を用いて動作させられる磁気共鳴撮像システムに関する。

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴撮像の技術分野において、たとえば腫瘍評価のために関心対象、通例は患者に造影剤を投与することによって、器官機能および灌流のような生理情報を得るための動的造影 (dynamic contrast-enhanced) 撮像を用いることが知られている。いくつかの型の造影剤および投与方法が当技術分野において知られている。標準的な臨床実務は、造影剤を投与する前 (造影前) に一つの磁気共鳴画像またはより多くの画像を取得し、造影剤の投与後 (造影後) に指定された数の位相で、たとえば動脈相 (arterial phase)、門脈相 (portal venous phase)、遅延静脈層 (delayed venous phase) および平衡 (equilibrium) において画像を取得するというものである。

10

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0003】

【非特許文献1】Dixon, W. T., "Simple Proton Spectroscopic Imaging", Radiology 153:189 (1984)

20

【非特許文献2】M. Lustig et al., "Sparse MRI: The Application of Compressed Sensing for Rapid MR Imaging", Magnetic Resonance in Medicine 58:182-1195 (2007)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

関心対象の呼吸動きに起因する動きアーチファクトが画質を損なうことがある。よって、データは一連の息止めの間に収集されることが好ましい。関心対象の複数の息止めの間の収集は諸画像の空間的な変位につながる可能性がある。前の動き状態が正確に達成されないからであり、また患者が造影剤が投与された後にストレス状態にあることがありうるからである。

30

【0005】

磁気共鳴画像の取得の間に生じうるもう一つの問題は、関心対象の不十分な息止め能力である。これは特に、たとえば病変の区別のために枢要である動脈相の間に生じる。

【0006】

連続して収集される諸磁気共鳴画像の間に生じる関心対象の動きおよび要求される息止めポジションの限られた再現性は、このように、診断評価のための劣化した支援につながる。

40

【0007】

したがって、上述したアーチファクトを低減し、一貫した磁気共鳴画像データを取得し、特に造影後の相について取得された磁気共鳴画像の時間分解能を改善することが望ましい。

【0008】

したがって、多相動的造影磁気共鳴画像を取得することに関する磁気共鳴撮像システムの動作方法であって、改善された時間分解能、息を止める関心対象の能力からの改善された独立性および磁気共鳴画像再構成についての低減される努力および/または改善される精度のうちの少なくとも一つをもつものを提供することが本発明の目的である。

【課題を解決するための手段】

50

## 【0009】

本発明のある側面によれば、この目的は、多相動的造影磁気共鳴画像を取得することに関する磁気共鳴撮像システムの動作方法であって、前記磁気共鳴撮像システムは関心対象の少なくとも一部の磁気共鳴画像を取得するよう構成されている、方法によって達成される。本方法は、

- ・関心対象に造影剤を投与する前に磁気共鳴画像データの少なくとも第一のセットを取得する段階と；
  - ・水/脂肪磁気共鳴信号分離技法を用いることによって、磁気共鳴画像データの前記第一のセットから、関心対象の少なくとも前記一部の脂肪の空間分布の第一の画像を決定する段階と；
  - ・関心対象に造影剤を投与した後に関心対象の少なくとも前記一部の磁気共鳴画像データの少なくとも第二のセットを取得する段階と；
  - ・水/脂肪磁気共鳴信号分離技法を用いることによって、磁気共鳴画像データの前記第二のセットから、関心対象の少なくとも前記一部の脂肪の空間分布の少なくとも第二の画像を決定する段階と；
  - ・磁気共鳴画像データの前記第一のセットの取得と磁気共鳴画像データの少なくとも前記第二のセットの取得との間の時間に生じた関心対象の潜在的な動きを補正するために、脂肪の空間分布の前記第一の画像を参照しての画像位置合わせ法を脂肪の空間分布の少なくとも前記第二の画像に適用する段階とを含む、
- 方法によって達成される。

10

20

## 【0010】

本願で使われるところの「動的磁気共鳴撮像」という用語は、二つまたは三つの空間座標および追加的な次元としての時間をもって磁気共鳴信号を収集することとして特に理解される。適切な変換領域において、動的な磁気共鳴画像は疎表現をもちうる。

## 【0011】

本願で使われるところの「水/脂肪磁気共鳴信号分離技法」という句は、臨床磁気共鳴撮像の技術分野において、取得された磁気共鳴画像において脂肪信号部分と水信号部分を弁別し、分離するものとして知られている方法を包含するものと特に理解される。

## 【0012】

本願で使われるところの「画像位置合わせ」という句は、画像データの二つの異なるセットを一つの座標系に変換する技法として特に理解される。画像位置合わせ技法は、医療撮像において一般に知られており、商業的に利用可能である（たとえばMathWorks（登録商標）によるMATLAB（登録商標）モジュール）。位置合わせ変換は通例、画像データの異なるセットから計算される類似性指標を最適化することによって決定される。特に、「画像位置合わせ方法」という句は、強度ベースおよび/または特徴ベースの方法、剛体および/または非剛体画像位置合わせならびに局所的相関方法および/または相互情報に基づく位置合わせ技法を包含する。当業者にとって好適と思われる他の画像位置合わせ技法が適用されてもよい。

30

## 【0013】

本発明は、磁気共鳴画像データの前記第一のセットから決定された脂肪の空間分布と磁気共鳴画像データの少なくとも前記第二のセットから決定された脂肪の空間分布とが合同であり、画像位置合わせ方法を適用することによって高精度で整列させることができるという概念に基づいている。関心対象における脂肪に対応する磁気共鳴信号は造影剤の投与によって影響されないからである。

40

## 【0014】

本発明の利点は、磁気共鳴画像データの前記第一のセットを取得する時点と磁気共鳴画像データの少なくとも前記第二のセットを取得する時点との間に生起する関心対象のいかなる動きも、造影剤の投与のために磁気共鳴画像が変化したという事実にもかかわらず、精密に補正できることにある。

## 【0015】

50

好ましくは、磁気共鳴画像データのそれらのセットは、関心対象の呼吸における息止め期間の間に収集される。しかしながら、原理的には、関心対象が通常の呼吸パターンで呼吸している間に収集されてもよい。

【0016】

ある好ましい実施形態では、本方法はさらに、脂肪の変化していない空間分布の決定された第一の画像を、造影剤投与後に取得された磁気共鳴画像データの少なくとも前記第二のセットの画像再構成のための事前知識として使う段階を含む。

【0017】

脂肪から受領される磁気共鳴信号が異なる位相において取得された磁気共鳴データに共通であり、関心対象への造影剤の投与によってあまり影響されないという事前知識を利用することにより、脂肪の空間分布の決定された第一の画像からのデータを事前知識として使うことによって、画像再構成のための努力の一部を省くことができる。

10

【0018】

もう一つの好ましい実施形態では、本方法は

- ・造影剤を投与した後に磁気共鳴画像データの複数のセットを取得する段階と；
- ・脂肪の空間分布の決定された第一の画像を、造影剤を投与した後に取得された磁気共鳴画像データの前記複数のセットの磁気共鳴画像データの各セットの画像再構成のための事前知識として使う段階とを含む。

【0019】

このようにして、画像再構成のための努力の実質的な部分を省くことができ、画像再構成が迅速化できる。

20

【0020】

本方法のさらにもう一つの実施形態では、水/脂肪磁気共鳴信号分離技法は、化学シフトに起因する励起された核のラーモア周波数の差に基づく。この特定の場合、化学シフトは、水に束縛されたプロトン対脂肪に束縛されたプロトンの3.5ppmの共鳴周波数の差である。好ましくは、水/脂肪磁気共鳴信号分離技法はディクソン法に基づく。ディクソン法は非特許文献1の論文において最初に記述された。ディクソン法のいくつかの実施形態は、磁気共鳴画像データの二つ以上のセット、たとえば「同相」画像セットおよび「逆相」画像セット（「同相」「逆相」の用語は水に束縛されたプロトンと脂肪に束縛されたプロトンのスピン位相の間の関係を記述する）を取得することを要求する。一つの水/脂肪磁気共鳴信号分離アプローチのために必要とされる画像データは、磁気共鳴画像データの一つのセットを収集するものとして考えられると理解される。このようにして、関心対象の少なくとも前記一部の脂肪の空間分布の画像が容易に得られる。

30

【0021】

もう一つの好ましい実施形態では、本方法はさらに、

- ・磁気共鳴画像データの前記第一のセットから関心対象の少なくとも前記一部の脂肪の空間分布の前記第一の画像を決定することから、局所的な静磁場強度 $B_0$ の空間分布を得る段階と；
- ・局所的な静磁場強度の得られた空間分布を使うことによって、関心対象に造影剤を投与した後に取得された磁気共鳴画像データのいずれかのセットから磁気共鳴画像を再構成する段階とを含む。

40

【0022】

局所的な静磁場強度の決定された空間分布は、取得された磁気共鳴データに従う静磁場強度の変動によって誘起されるスピン位相擾乱を相関付けるために利用されることができる。これらの相関は、画像再構成プロセスを改善および/または迅速化するために有利に使用できる。

【0023】

本方法のさらにもう一つの実施形態では、造影剤を投与した後に取得された、磁気共鳴画像データの前記第二のセットまたは磁気共鳴画像データの前記複数のセットの磁気共鳴画像データのうち少なくとも一つのセットの少なくとも一方は、圧縮センシング法を用い

50

ることによって得られる。

【0024】

磁気共鳴撮像の技術分野では、圧縮センシングは、取得時間の潜在的に著しい短縮を提供する画像再構成の方法として知られる。圧縮センシング磁気共鳴撮像の例はたとえば、非特許文献2の論文に与えられている。

【0025】

このように、磁気共鳴方法によって流入/流出する造影剤のプロセスを撮像するための改善された時間的分解能が達成できる。

【0026】

もう一つの好ましい実施形態では、本方法は、関心対象に造影剤を投与する前に取得された磁気共鳴画像データのセットにフィルタを適用する段階を含む。ここで、前記フィルタは、k空間における高域通過フィルタと等価である。造影剤の主たる効果はk空間において低周波数のところに期待されることができるので、造影剤を投与した後に取得されるデータについての画像再構成結果は、造影剤を投与する前に取得されたフィルタリングされた信号を援用して改善されることができると、

10

【0027】

本発明のもう一つの側面では、関心対象の少なくとも一部の磁気共鳴画像を取得するよう構成された磁気共鳴撮像システムが提供される。

【0028】

さらに、磁気共鳴撮像システムは、

- ・関心対象の少なくとも前記一部を中に配置するために設けられる検査空間と、
- ・前記検査空間において静磁場 $B_0$ を生成するよう構成された主磁石と、
- ・静磁場 $B_0$ に重畳される傾斜磁場を生成するよう構成された傾斜磁場コイル・システムと、
- ・磁気共鳴励起のために関心対象の前記一部のまたは該一部の中の核に高周波励起場 $B_1$ を加えるために設けられた少なくとも一つの高周波アンテナ・デバイスと、
- ・高周波励起場 $B_1$ を加えることによって励起された関心対象の前記一部のまたは該一部の中の核からの磁気共鳴信号を受信するよう構成された少なくとも一つの高周波アンテナ・デバイスと、
- ・当該磁気共鳴撮像システムの機能を制御するための制御ユニットと、
- ・受信された磁気共鳴信号から関心対象の少なくとも前記一部の磁気共鳴画像を決定するために磁気共鳴信号を処理するよう構成された画像処理ユニットとを有する。

20

30

【0029】

前記制御ユニットは、ここに開示される方法の実施形態の段階またはその組み合わせを実行するよう構成される。

【0030】

本発明のさらにもう一つの実施形態では、多相動的造影磁気共鳴画像を取得することに関する磁気共鳴撮像システムを動作させる上記に開示される方法のいずれかの実施形態またはその組み合わせを実行するよう構成されるソフトウェア・モジュールが提供される。実施される方法段階は、ソフトウェア・モジュールのプログラム・コードに変換される。ここで、プログラム・コードは磁気共鳴撮像システムのメモリ・ユニットにおいて実装可能であり、磁気共鳴撮像システムのプロセッサ・ユニットによって実行可能である。プロセッサ・ユニットは、磁気共鳴撮像システムの機能を制御するために慣用されている前記制御ユニットのプロセッサ・ユニットであってもよい。代替的または補足的に、プロセッサ・ユニットは、方法段階の少なくともいくつかを実行するよう特に割り当てられている別のプロセッサ・ユニットであってもよい。

40

【0031】

ソフトウェア・モジュールは、本方法の堅牢かつ信頼できる実行を可能にすることができ、方法段階の高速な修正を許容できる。

【図面の簡単な説明】

50

## 【0032】

本発明のこれらおよびその他の側面は、以下に記載される実施形態を参照することから明白となり、明快にされるであろう。しかしながら、そのような実施形態は必ずしも本発明の全範囲を表わすのではなく、よって、発明の範囲を解釈するためには請求項が参照される。

【図1】本発明に基づく磁気共鳴撮像システムのある実施形態の一部の概略図である。

【図2】図1に従う磁気共鳴撮像システムを動作させる、本発明に基づく方法のフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

## 【0033】

図1は、関心対象20、通例は患者の少なくとも一部の、磁気共鳴画像を取得するよう構成された磁気共鳴撮像システム10のある実施形態の一部の概略図である。磁気共鳴撮像システム10は、主磁石14を有するスキャン・ユニット12を有する。主磁石14は、関心対象がその中に配置されるべき中心軸18のまわりの検査空間16を提供する中心ボアをもち、さらに、少なくとも検査空間16において静磁場 $B_0$ を生成するために設けられている。明確のため、関心対象20を支持するための慣用の台は図1では省略した。静磁場 $B_0$ は、中心軸18に平行に整列されて、検査空間16の軸方向を定義する。本発明が、静磁場内に検査領域を提供する他のいかなる磁気共鳴撮像システムにも適用可能であることは理解される。

## 【0034】

さらに、磁気共鳴撮像システム10は、静磁場 $B_0$ に重畳される傾斜磁場を生成するために設けられる傾斜磁場コイル・システム22を有する。傾斜磁場コイル・システム22は、主磁石14のボア内に同心状に配置される。

## 【0035】

磁気共鳴撮像システム10は、磁気共鳴撮像システム10の機能を制御するよう構成された制御ユニット26を有する。制御ユニット26は、タッチ感応性スクリーンを有するモニタ・ユニットを含む人間インターフェース・デバイス24を含む。

## 【0036】

さらに、磁気共鳴撮像システム10は、磁気共鳴撮像の目的で関心対象20のまたは該関心対象20の中の核を励起するための高周波送信時間期間の間に、磁気共鳴励起のために被験体の前記一部のまたは被験体の中の核に高周波励起場 $B_1$ を加えるために設けられた、全身コイルとして設計された高周波アンテナ・デバイス36を含む。この目的に向け、制御ユニット26によって制御されて、高周波送信器40から全身コイルに高周波電力が供給される。全身コイルは中心軸をもち、動作状態では、全身コイルの中心軸とスキャン・ユニット12の中心軸18が一致するよう主磁石14のボア内に同心状に配置される。当技術分野においてよく知られているように、円筒金属高周波シールド34が傾斜磁場コイル・システム22と全身コイルとの間に同心状に配置される。

## 【0037】

さらに、磁気共鳴撮像システム10は、高周波励起場 $B_1$ を加えることによって励起された関心対象20のまたは該関心対象20の中の核からの磁気共鳴信号を受信するために設けられた複数の高周波アンテナ・デバイス38を有する。前記複数の高周波アンテナ・デバイス38の高周波アンテナ・デバイス38は、撮像されるべき関心対象20の領域、つまり肝臓に近位に位置されることが意図されている局所コイルのレイとして設計される。局所コイルは、前記、高周波送信時間期間とは異なる高周波受信時間期間の間に、撮像されるべき関心対象20の前記一部の、または該一部の励起された核からの磁気共鳴信号を受信するよう構成される。

## 【0038】

さらに、磁気共鳴撮像システム10は、受信された磁気共鳴信号から関心対象20の少なくとも前記一部の磁気共鳴画像を決定するために磁気共鳴信号を処理するために設けられた画像処理ユニット32を有する。

## 【 0 0 3 9 】

磁気共鳴撮像システム 10 はさらに、呼吸モニタリング装置 42 を有する。呼吸モニタリング装置 42 は、動作状態では、被験体 20 の胸郭に取り付けられ、胸部のまわりに巻かれるベルトによって保持される呼吸センサーを含む。他の型の呼吸モニタリング装置も用いることができることは当業者には理解される。呼吸モニタリング装置 42 は、制御ユニット 26 に、レベルが被験体 20 の呼吸状態を表わす出力信号を提供するよう構成されている。この目的に向け、呼吸モニタリング装置 42 の出力線が制御ユニット 26 に接続される。磁気共鳴撮像システム 10 の制御ユニット 26 は、呼吸モニタリング装置 42 からの出力信号を受領するよう構成される。出力信号は、人間インターフェース・デバイス 24 のモニタ・ユニットに表示される。このようにして、呼吸パターン、特に息止め期間が操作者によってチェックされることができる。

10

## 【 0 0 4 0 】

個々の息止めの間の磁気共鳴画像取得は、息止め適応的なサンプリング・パターンを使って実行される。代替として、関係した高速サンプリング方式が用いられることができる。上述した適応的なサンプリング・パターンでは、呼吸の開始時に磁気共鳴画像の取得が中止されるよう、磁気共鳴画像の空間分解能が、画像取得の間に自動的に適応され、呼吸モニタリング装置 42 の出力信号と組み合わせられる。呼吸の始まりが早すぎると、磁気共鳴画像データの不完全なセットにつながる。適応的なサンプリング・パターンは、すべての時点におけるインコヒーレンスを保証するよう設計され、これは圧縮センシング再構成法を適用することを可能にする。

20

## 【 0 0 4 1 】

以下では、関心対象 20 の呼吸における息止めの間に多相動的造影磁気共鳴画像を取得することに関する磁気共鳴撮像システム 10 の動作方法の実施形態が記載される。方法の主要なフローチャートは図 2 において与えられている。磁気共鳴撮像システム 10 の動作の準備において、すべての関与するユニットおよび装置が動作状態にあり、図 1 に示したように構成されていることが理解される。

## 【 0 0 4 2 】

磁気共鳴撮像システム 10 の特定の動作として本方法を実行するために、制御ユニット 26 はソフトウェア・モジュール 44 を有する(図 1)。実施されるべき方法段階は、ソフトウェア・モジュール 44 のプログラム・コードに変換される。ここで、プログラム・コードは制御ユニット 26 のメモリ・ユニット 28 において実装可能であり、制御ユニット 26 のプロセッサ・ユニット 30 によって実行可能である。

30

## 【 0 0 4 3 】

準備段階 46 において、人間インターフェース・デバイス 24 のタッチ感応性スクリーンを介して、操作者が、撮像されるべき関心対象 20 の前記一部の横断面と、造影剤を投与する前と後に関心対象 20 の前記一部から撮像されるべき位相の数を選択する。先行する準備的な較正測定において、関心対象 20 の完全な吸気時における呼吸息止めに対応する呼吸モニタリング装置 42 の出力信号の閾値信号レベルが決定されている。この閾値信号レベルの最小値が制御ユニット 26 のメモリ・ユニット 28 に記憶されている。

## 【 0 0 4 4 】

方法の第一段階 48 において、関心対象 20 に造影剤を投与する前に、関心対象 20 の呼吸におけるある息止め期間の間に、二つの異なるエコー時間において、磁気共鳴画像データの第一のセット  $x_{pre}$  が取得される。

40

## 【 0 0 4 5 】

取得された磁気共鳴画像データの前記第一のセット  $x_{pre}$  から、ディクソン法に基づく水/脂肪磁気共鳴信号分離技法を用いることによって、全体の画像再構成からの別の段階 50 において、関心対象 20 の少なくとも前記一部の脂肪の空間分布の第一の画像  $I_{pre}$  が決定される。ここで、磁気共鳴画像データは、一つのエコー時間または二つ以上の異なるエコー時間において取得される。この特定の実施形態では、磁気共鳴画像データの第一のセット  $x_{pre}$  は、二つの異なるエコー時間において取得される。当技術分野でよく知られてい

50

るディクソン法は、本実施形態ではプロトンによって与えられる励起核の、化学シフトに起因するラーモア周波数の相違に基づく。

【 0 0 4 6 】

次いで、次の段階では、ガドリニウム系造影剤が、ポータルス静脈注入として、被験体 20 に投与される。

【 0 0 4 7 】

本方法のもう一つの段階 52 では、関心対象 20 に造影剤を投与した後に、関心対象 20 の少なくとも前記一部の磁気共鳴画像データの第二のセット  $x_2$  が、動脈相において、関心対象 20 の呼吸における別の息止め期間の間に、取得される。ここで、磁気共鳴画像データの第二のセット  $x_2$  は、二つの（あるいは三つの）異なるエコー時間で取得される。

10

【 0 0 4 8 】

取得された磁気共鳴画像データの前記第二のセット  $x_2$  から、ディクソン法に基づく水/脂肪磁気共鳴信号分離技法を使って、逐次的な画像再構成からの別の段階 54 において、関心対象 20 の少なくとも前記一部の脂肪の空間分布の第二の画像  $I_2^{ph}$  が決定される。これについては後述する。

【 0 0 4 9 】

水に束縛された励起プロトンとは対照的に、関心対象 20 の少なくとも一部の脂肪組織に束縛された励起プロトンから生じる磁気共鳴画像信号は、投与される造影剤に影響されない。したがって、磁気共鳴画像データの第一のセット  $x_{pre}$  から得られる脂肪の空間分布の画像  $I_{pre}$  および磁気共鳴画像データの第二のセット  $x_2$  から得られる脂肪の空間分布の画像  $I_2^{ph}$  は実質的に合同であり、脂肪の空間分布の第一の画像  $I_{pre}$  と脂肪の空間分布の第二の画像  $I_2^{ph}$  との間の差を最小にする変換関数  $D_{ph}^{21}$  が存在する。ここでいう差は、好適な、指定された数学的なノルムに関して理解される。

20

【 0 0 5 0 】

磁気共鳴撮像システム 10 の制御ユニット 26 は、制御ユニット 26 のメモリ・ユニット 28 に存在するソフトウェアを使い、制御ユニット 26 のプロセッサ・ユニット 30 によって実行可能な、剛体型画像位置合わせを含む。方法の次の段階 56 において制御ユニット 26 を介して、脂肪の空間分布の第一の画像  $I_{pre}$  を参照して画像位置合わせ法を脂肪の空間分布の第二の画像  $I_2^{ph}$  に適用することによって、変換  $D_{21}^{ph}$  が決定される。

【 0 0 5 1 】

次いで、方法の次の段階 58 において、磁気共鳴画像データの第一のセット  $x_{pre}$  と磁気共鳴画像データの第二のセット  $x_2$  を取得する間の時間に生じた関心対象 20 の潜在的な動きを補正するために、決定された変換  $D_{21}^{ph}$  が、磁気共鳴画像データの取得された第二のセット  $x_2$  に適用される。

30

【 0 0 5 2 】

関心対象 20 に造影剤を投与したあとのフェーズにおいては、造影剤を投与する前よりずっと狭い、画像再構成のための時間制約条件が存在する。方法の次の段階 60 では、脂肪の空間分布の決定された第一の画像  $I_{pre}$  が、造影剤投与後に取得された磁気共鳴画像データの第二のセット  $x_2$  に画像再構成を適用するための事前知識として使われる。

【 0 0 5 3 】

それにより、磁気共鳴画像データの第二のセット  $x_2$  は、画像再構成のためにパラレル・イメージングまたは圧縮センシング法を用いることによって得られる。ここで、脂肪の空間分布の既存の決定された第一の画像  $I_{pre}$  によって事前知識が与えられ、これは、造影剤投与後に磁気共鳴画像が取得されるために、潜在的なより高い不足サンプリングを許容する。

40

【 0 0 5 4 】

上記と同じ仕方で、磁気共鳴画像データの第三のセット  $x_3$  が、門脈相において、関心対象 20 の呼吸における別の息止め期間の間に、取得される。ここで、磁気共鳴データは二つの（あるいは三つの）異なるエコー時間において取得される。

【 0 0 5 5 】

50

磁気共鳴画像データの第二のセット $x_3$ は、画像再構成のためのパラレル・イメージングまたは圧縮センシング法を用いることによって得られる。ここでもまた、脂肪の空間分布の決定された第一の画像 $I_{pre}$ によって与えられるすでに存在している出発点となる基礎が、上記のように、不足サンプリング法を適用することを許容する。

【0056】

取得された磁気共鳴画像データの前記第二のセット $x_3$ から、ディクソン法に基づく水/脂肪磁気共鳴信号分離技法を使って、関心対象20の少なくとも前記一部の脂肪の空間分布の第三の画像 $I_3^{ph}$ が決定される。

【0057】

制御ユニット26を介して、脂肪の空間分布の第一の画像 $I_{pre}$ を参照して画像位置合わせ法を脂肪の空間分布の第三の画像 $I_3^{ph}$ に適用することによって、変換 $D_{31}^{ph}$ が決定される。

10

【0058】

次いで、第二の磁気共鳴画像 $x_2$ と第三の磁気共鳴画像 $x_3$ を取得する間の時間に生じた関心対象20の潜在的な動きを補正するために、決定された変換 $D_{31}^{ph}$ が、磁気共鳴画像データの取得された第三のセット $x_3$ に適用される。

【0059】

上記の仕方で、関心対象20の少なくとも前記一部の磁気共鳴画像データの第四のセットおよび第五のセット $x_4$ 、 $x_5$ が、それぞれ遅延静脈層および平衡相において、関心対象20の呼吸における別の息止め期間の間に、取得される。ここで、磁気共鳴データは二つの（あるいは三つの）異なるエコー時間において取得される。

20

【0060】

磁気共鳴画像データの第四および第五のセット $x_4$ 、 $x_5$ は、画像再構成のために圧縮センシング法を用いることによって得られる。ここで、脂肪の空間分布の決定された第一の画像 $I_{pre}$ が出発点となる基礎となり、上記のように、不足サンプリング法を適用することによって得られる。

【0061】

取得された磁気共鳴画像データの前記第四および第五のセット $x_4$ 、 $x_5$ から、ディクソン法に基づく水/脂肪磁気共鳴信号分離技法を使って、関心対象20の少なくとも前記一部の、脂肪の空間分布の第四の画像 $I_4^{ph}$ および脂肪の空間分布の第五の画像 $I_5^{ph}$ が決定される。

30

【0062】

制御ユニット26を介して、脂肪の空間分布の第一の画像 $I_{pre}$ を参照して画像位置合わせ法を脂肪の空間分布の第四の画像 $I_4^{ph}$ および脂肪の空間分布の第五の画像 $I_5^{ph}$ にそれぞれ適用することによって、変換 $D_{41}^{ph}$ および $D_{51}^{ph}$ が決定される。

【0063】

代替的なアプローチでは、関心対象20への造影剤の投与後に取得される磁気共鳴画像データの第二ないし第五のセット $x_2$ ないし $x_5$ は、画像再構成のために圧縮センシング法を用いることによって共通して取得される。ここで、

- ・脂肪の空間分布の決定された第一の画像 $I_{pre}$ が再構成のための事前知識として用いられ
- ・脂肪の空間分布の第二ないし第五の画像 $I_2^{ph}$ ないし $I_5^{ph}$ に位置合わせ法を適用するために、関心対象20のアフィン動きが関わる。

40

【0064】

脂肪のすべての空間分布に共通である脂肪分布についての事前知識および脂肪の空間分布の画像 $I_{pre}$ 、 $I_2^{ph}$ ないし $I_5^{ph}$ が同一の患者のなめらかな動きによって関連付けられるという事前知識を使うことによって、画像再構成についての改善された精度が達成されることができ、不足サンプリング・アーチファクトが少なくとも軽減され、潜在的には防止されることができる。

【0065】

50

取得された磁気共鳴データからの画像再構成のためのもう一つのアプローチは、時間的位相を示すインデックス*i*のすべての数について実行されるべき、次の数学的表式の最適化として記述できる。

【0066】

【数1】

$$\min |\Psi x_i|_1 + \lambda_1 |UFx_i - y_i|_2 + \lambda_2 |I_{pre} - D_{i1}^{ph} I_i^{ph}|_2 + \lambda_3 |HF(D_{i1}^{-1} x_{pre}) - H(y_i)|_2$$

記号は次のとおり。

- $x_{pre}$  造影剤投与前に取得された磁気共鳴画像データのセット（第一のセット） 10  
 $x_i$  造影剤投与後に取得された磁気共鳴画像データの*i*番目のセット  
 $y_i$   $x_i$ の*k*空間データ表現  
 圧縮センシング法の、疎表現にする変換  
 $U$  不足サンプリング演算子  
 $F$  フーリエ変換演算子  
 $H$  好ましくは*k*空間によって表わされる該当する領域に適応された高域通過フィルタ  
 $|\cdot|_p$  数学的な*p*ノルム  
 $\lambda_1 \sim \lambda_3$  正則化パラメータ（実数）。

【0067】

第一項は、適切な変換領域において取得された画像が疎であるようにする。 20

【0068】

表式の第二項は、取得された*k*空間内での位置における、データ整合性を保証する。

【0069】

表式の第三項は、磁気共鳴画像データの第一のセット $x_{pre}$ を取得する時点と磁気共鳴画像データの第*i*のセット $x_i$ を取得する時点との間に生起する、関心対象20の潜在的な動きを考慮する。

【0070】

表式の第四項は、造影剤投与前および造影剤投与後に取得されたデータからの、好ましくは*k*空間によって表わされる該当する領域における高周波数の類似性を反映する。

【0071】

正則化パラメータ $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 、 $\lambda_3$ は、人間インターフェース・デバイス24を介して操作者によって重み付け因子として入力されることができる。正則化パラメータ $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 、 $\lambda_3$ の少なくとも一つは0として選ばれることができる。 30

【0072】

上記の式に記述される概念は、データの適切な部分集合に適用されることもでき、個々のウォッシュイン/ウォッシュアウト相のデータ・セット内の潜在的な動き非整合性を補正することもできる。

【0073】

本発明は図面および上記の記述において詳細に図示し、記述してきたが、そのような図示および記述は、制約するものではなく、例解または例示するものと考えべきである。本発明は開示される実施形態に限定されるものではない。図面、本開示および付属の請求項を吟味することから、開示される実施形態への他の変形が、特許請求される発明を実施する際に当業者によって理解され、実施されることができる。請求項において「有する/含む」という語は他の要素や段階を排除するものではなく、単数形の表現は複数を排除するものではない。ある種の施策が互いに異なる従属請求項に記載されているというだけの事実がこれらの施策の組み合わせが有利に使用できないことを示すものではない。請求項に参照符号があったとしても、範囲を限定するものと解釈されるべきではない。 40

【符号の説明】

【0074】

10 磁気共鳴撮像システム 50

1 2	スキャン・ユニット	
1 4	主磁石	
1 6	検査空間	
1 8	中心軸	
2 0	関心対象	
2 2	傾斜磁場コイル・システム	
2 4	人間インターフェース・デバイス	
2 6	制御ユニット	
2 8	メモリ・ユニット	
3 0	プロセッサ・ユニット	10
3 2	画像処理ユニット	
3 4	金属高周波シールド	
3 6	高周波アンテナ・デバイス（送信）	
3 8	複数の高周波アンテナ・デバイス（受信）	
4 0	高周波送信器	
4 2	呼吸モニタリング装置	
4 4	ソフトウェア・モジュール	
4 6	準備段階	
4 8	磁気共鳴画像データの第一のセットを取得する段階	
5 0	脂肪の空間分布の第一の画像を決定する段階	20
5 2	磁気共鳴画像データの第二のセットを取得する段階	
5 4	脂肪の空間分布の第二の画像を決定する段階	
5 6	画像位置合わせ法を適用する段階	
5 8	決定された変換を適用する段階	
6 0	画像再構成のために脂肪の空間分布の第一の画像を使う段階	
$B_0$	静磁場	
$B_1$	高周波励起場	
$I_{pre}$	脂肪の空間分布の第一の画像	
$I_i^{ph}$	脂肪の空間分布の第 <i>i</i> の画像	
$x_{pre}$	磁気共鳴画像データの第一のセット	30
$x_i$	磁気共鳴画像データの第 <i>i</i> のセット	

【図1】

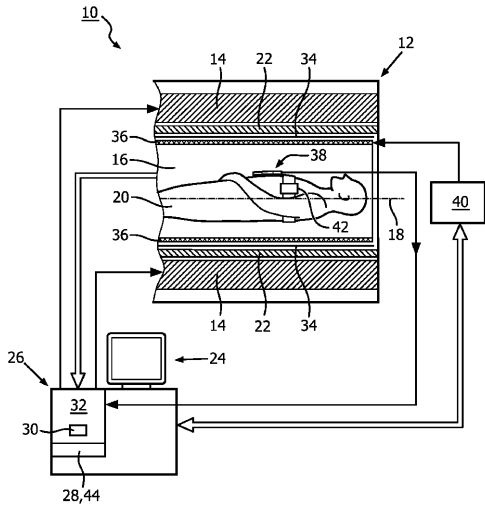
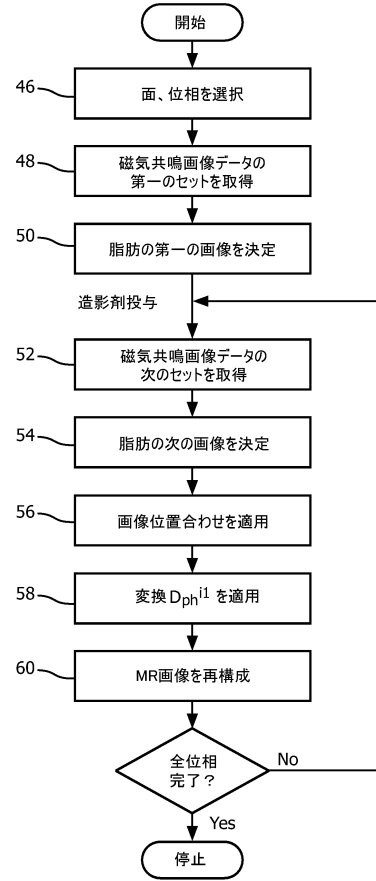


FIG. 1

【図2】



## フロントページの続き

(73)特許権者 501022103

ザ・ユニバーシティ・オブ・テキサス・サウスウエスタン・メディカル・センター  
アメリカ合衆国テキサス州75235-9094, ダラス, ハリー・ハインズ・ブルヴァード 5  
323

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(74)代理人 100070150

弁理士 伊東 忠彦

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 グダニエク, ナディーヌ

オランダ国 5656 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス ビルディング  
5

(72)発明者 プールネルト, ペーテル

オランダ国 5656 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス ビルディング  
5

(72)発明者 ドネヴァ, マリヤ イヴァノヴァ

オランダ国 5656 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス ビルディング  
5

(72)発明者 ペドロサ, イヴァン

オランダ国 5656 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス ビルディング  
5

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 欧州特許出願公開第02515136(E P, A1)

特開2011-136031(J P, A)

特表2008-511395(J P, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055