

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6133926号  
(P6133926)

(45) 発行日 平成29年5月24日(2017.5.24)

(24) 登録日 平成29年4月28日(2017.4.28)

(51) Int.Cl.

F 1

**A 6 1 B 5/055 (2006.01)**A 6 1 B 5/05 3 8 2  
A 6 1 B 5/05 3 1 1  
A 6 1 B 5/05 3 8 0  
A 6 1 B 5/05 Z DM**A 6 1 B 5/05 (2006.01)**

請求項の数 15 (全 12 頁)

(21) 出願番号

特願2015-77704 (P2015-77704)

(22) 出願日

平成27年4月6日(2015.4.6)

(65) 公開番号

特開2015-198938 (P2015-198938A)

(43) 公開日

平成27年11月12日(2015.11.12)

審査請求日

平成28年4月14日(2016.4.14)

(31) 優先権主張番号

10 2014 206 724.3

(32) 優先日

平成26年4月8日(2014.4.8)

(33) 優先権主張国

ドイツ(DE)

(73) 特許権者

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ブラツツ2  
Wittelsbacherplatz  
2, D-80333 Muenchen  
, Germany

(74) 代理人

100075166

弁理士 山口 巍

(74) 代理人

100133167

弁理士 山本 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】可変コントラストを用いたダイナミックイメージング

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

周期運動をする検査対象のMR画像を計算する方法であって、

前記周期運動の少なくとも2つの周期(23~26)にわたって前記検査対象のMR画像を取得するためのMR信号を検出するステップであって、前記少なくとも2つの周期のそれぞれにおける複数のMR画像が取得され、前記MR画像に影響を及ぼす検査対象の磁化が、前記少なくとも2つの周期(23~26)にわたって平衡状態に近づき、かつ前記少なくとも2つの周期のうちの第2周期(26)において、前記少なくとも2つの周期のうちの第1周期(23)よりも平衡状態に近づくステップと、

前記検査対象の運動情報が異なる運動時相ごとに決定されるように、前記第2周期(26)からの複数のMR画像(26a~26g)を用いて前記検査対象の周期運動の異なる運動時相ごとに前記運動情報を決定するステップと、

前記第1周期の異なるMR画像について前記周期運動の異なる運動時相ごとに運動補正されたMR画像が計算されるように、前記第2周期において決定された運動情報を用いて、前記第1周期(23)のMR画像(23a~23g)における前記周期運動の異なる運動時相ごとに前記検査対象の運動補正を行うステップと、

を有する方法。

## 【請求項 2】

前記第2周期内の検査対象の異なる各運動時相について前記第2周期内の他の各運動時相に対する相対的な運動変化が決定され、前記周期運動の各運動時相について前記第1周

10

20

期内の運動補正されたMR画像が決定されるように、前記第1周期のMR画像(23a-23g)における運動補正が行われることを特徴とする請求項1記載の方法。

**【請求項3】**

各MR画像に1つのコントラスト値が割り当てられて当該コントラスト値で前記検査対象が付属のMR画像内に表示されており、前記第1周期の時間的に隣り合うMR画像間のコントラスト変化が前記第2周期の時間的に隣り合うMR画像間のコントラスト変化よりも大きいことを特徴とする請求項1または2に記載の方法。

**【請求項4】**

前記第1周期において取得された各MR画像(23a-23g)が異なるコントラスト値を有し、  
10

前記第1周期の取得された各MR画像(23a-23g)が1つの運動時相に割り当てられることにより、前記第1周期の異なるコントラスト値ごとに当該コントラスト値でMR画像として取得された少なくとも1つのMR初期画像が生成され、

前記第1周期の異なるコントラスト値ごとに、当該コントラスト値で取得されかつ運動時相の1つにおいて取得されたMR初期画像と、様々な運動時相についての運動情報を用いて、関連するMR初期画像が有するのと同じコントラスト値を有する他の欠けている運動時相について運動補正されたMR画像が計算されることを特徴とする請求項1から3の1つに記載の方法。

**【請求項5】**

前記運動補正されたMR画像の計算後に、前記第1周期の全てのコントラスト値と、前記周期運動の全ての運動時相とについて、取得されたMR画像又は計算されたMR画像のいずれかが存在することを特徴とする請求項4記載の方法。  
20

**【請求項6】**

前記検査対象の磁化が、前記MR信号の検出前にプリパレーションパルス(21)の照射によって準備され、前記MR信号の検出期間中に少なくとも2つの周期内で平衡状態に近づくことを特徴とする請求項1から5の1つに記載の方法。

**【請求項7】**

前記プリパレーションパルスが、前記磁化を反転させる反転パルスであることを特徴とする請求項6記載の方法。

**【請求項8】**

前記第1周期(23)が前記プリパレーションパルス(21)の照射後の時間的に最初の周期であり、前記第1周期において前記検査対象のMR信号が取得され、前記第2周期(26)が時間的に前記第1周期の後に発生することを特徴とする請求項6又は7記載の方法。  
30

**【請求項9】**

前記MR画像の取得中に、複数のRFパルスが、前記検査対象の照射時間T1よりも短い時間間隔で前記検査対象に照射されることによって、前記磁化がMR信号の検出期間中に平衡状態に近づくことを特徴とする請求項1から5の1つに記載の方法。

**【請求項10】**

前記第1周期(23)が、前記周期運動において前記検査対象のMR信号が取得される時間的に最初の周期であり、前記第2周期(26)が、前記検査対象のMR信号が取得される時間的に最後の周期であることを特徴とする請求項1から9の1つに記載の方法。  
40

**【請求項11】**

前記検査対象が心臓であり、前記MR信号を3から6までの間の個数の心周期にわたって取得することを特徴とする請求項1から10の1つに記載の方法。

**【請求項12】**

前記MR画像は、加速法により取得されることを特徴とする請求項1から11の1つに記載の方法。

**【請求項13】**

前記検査対象の空間分解された緩和時間T1および緩和時間T2を計算するために、前  
50

記取得されたMR画像と、前記計算され運動補正されたMR画像とを使用することを特徴とする請求項4から12の1つに記載の方法。

【請求項14】

前記運動情報が検査対象としての器官の運動を考慮する第1の運動情報であり、前記周囲運動による器官の運動を考慮する第2の運動情報が計算され、前記第2の運動情報が前記第2周期のMR画像に対する前記第1周期のMR画像のレジストレーションによって決定され、両MR画像が同じ運動時相に属することを特徴とする請求項1から13の1つに記載の方法。

【請求項15】

周期運動をする検査対象のMR画像を計算するMR装置であって、

10

前記周期運動の少なくとも2つの周期にわたって前記検査対象のMR画像を取得するためのMR信号を検出してMR画像を再構成するように構成されている撮像ユニット(17)であって、前記少なくとも2つの周期のそれぞれにおける複数のMR画像を取得し、前記MR画像に影響を及ぼす前記検査対象の磁化が、前記少なくとも2つの周期にわたって平衡状態に近づき、かつ前記少なくとも2つの周期のうちの第2周期(26)において、前記少なくとも2つの周期のうちの第1周期(23)におけるよりも平衡状態に近づくよう構成された撮像ユニット(17)と、

前記検査対象の運動情報が異なる運動時相ごとに決定されるよう前記第2周期からの複数のMR画像(26a～26g)を用いて前記検査対象の周期運動の異なる運動時相ごとに運動情報を決定するように構成されている計算ユニット(20)であって、前記第1周期の異なるMR画像について周期運動の異なる運動時相ごとに運動補正されたMR画像が計算するよう、前記第2周期において決定された運動情報を用いて、前記第1周期のMR画像において周期運動の異なる運動時相ごとに検査対象の運動補正を行うように構成された計算ユニット(20)と、

20

を有するMR装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、周期的に運動する検査対象のMR画像を計算する方法およびこのためのMR装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

運動器官のMR画像を取得する際に、その器官、例えば心臓の固有運動を考慮しなければならず、また場合によっては周囲運動に基づく器官全体の運動を考慮しなければならない。呼吸時の心臓又は肝臓の運動の場合がそのケースであり、ほぼ周期的な繰り返し運動としてのこの第2の運動が前提とされる。運動する対象を画像化する第1の可能性は、1つのRFパルスの照射に基づいて生データ空間を完全に読み出す所謂シングルショット法であり、このシングルショット法では動き止めのためにデータ取得が十分に高速にて行われる。第2の撮像可能性は、一画像のためのデータ取得を複数の運動周期に分割し、MRデータを類似の運動時相でのみ取得するセグメント記録技術(segmented recording technique)である。心臓イメージングの場合には、呼吸および心臓運動を考慮しなければならない。呼吸による運動は息止め法により最小化することができ、又はナビゲータゲーティング(navigator gating)法によって動きを止めることができる。第1の可能性は測定時間を制限し、第2の可能性は効率を制限するとともに、より複雑化する。

40

【0003】

データ取得の1つの可能性は、心筋運動を測定するための所謂シネ(CINE)データ取得にある。このシネデータ取得の場合には、1心周期当たり複数のMR画像が取得され、心筋と血液との間の一定の良好なコントラストが必要とされる。これは良好なT2/T1コントラストを有するシーケンスの使用を意味する。画像取得の他の可能性は、1心拍動当たり1つの画像を測定することにより組織特性を決定する静的な組織特性を評価する

50

ことにある。この場合、一般的に、飽和パルス、すなわち反転パルス、又は任意選択的な待機時間および後続の画像取得によるT2プリパレーションのような、プリパレーションブロック (preparation block) が実行される。そのプリパレーションブロックによって、特性評価のために必要とされるコントラストが生成される。

#### 【0004】

さらに、造影剤の使用が公知であり、組織特性評価を造影剤使用の有無により行うことができる。臨床上、特に造影剤投与前後のT1コントラストが重要である。心臓において重要な組織特性評価は所謂遅延増強効果法による瘢痕表示であり、この遅延増強効果法の場合、造影剤を投与して5～10分後に、正常心筋はもはや信号を発しないが、瘢痕は明るい信号をもたらすように、T1強調画像が取得される。

10

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0005】

運動する器官の運動表示および組織特性評価を、必要とされるコントラストと結合することができる撮像方法を得ることが望まれている。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0006】

この課題は、独立の請求項の特徴事項によって解決される。他の実施形態は、従属の請求項に記載されている。

#### 【0007】

本発明の第1の観点によれば、周期的に運動する検査対象のMR画像を計算する方法が提供される。この方法においては、周期運動の少なくとも2つの周期にわたって検査対象のMR画像を取得するためのMR信号が検出され、少なくとも2つの周期のそれぞれにおいて複数のMR画像が取得される。この場合に、それらのMR画像に影響を及ぼす検査対象の磁化が、少なくとも2つの周期にわたって平衡状態に近づき、かつ少なくとも2つの周期の第2周期においては少なくとも2つの周期の第1周期におけるよりも平衡状態に近い。さらに、異なる運動時相ごとに検査対象の運動情報が決定されるように、第2周期からの複数のMR画像を用いて検査対象の周期運動の異なる運動時相ごとに運動情報が決定される。次に、第2周期において決定された運動情報を用いて、第1周期のMR画像において周期運動の異なる運動時相ごとに検査対象の運動補正が行われ、しかも、その運動補正是、第1周期の異なるMR画像について周期運動の異なる運動時相ごとに運動補正されたMR画像が計算されるように行われる。

20

#### 【0008】

磁化が平衡状態に近い第2周期内のMR画像を用いることによって、高い信頼性で運動情報を決定することができる。というのは、第2周期内のMR画像系列ではコントラスト変化が少ないからである。従って、第2周期内のMR画像を用いて高い信頼性で、例えば変形情報である運動情報を計算することができる。この運動情報は、磁化が平衡状態から遠く離れている第1周期内のMR画像に伝達される。このことは、第1周期内の個々のMR画像のコントラストが大きく異なっていることを意味する。ここで、運動情報の助けにより周期運動の異なる位相ごとに運動補正されたMR画像が計算されるので、周期運動の異なる運動時相ごとに、かつ異なるコントラストごとに、MR画像が得られる。さらに、どのコントラストに関心があるのか、又は周期運動のどの時相に関心があるのかをもはや画像取得前に規定する必要がない。というのは、異なるコントラストごとにMR画像を計算したことから、そのような選択はMR画像の取得後に遡及的に決定できるからである。

30

#### 【0009】

この場合に第2周期からの運動情報の適用は、それより時間的に早い唯一の第1周期に対する適用に限定されない。第2周期からの運動情報は、この第2周期の前にある複数の周期のMR画像にも適用することができる。換言するならば、第2周期の運動情報は、時間的にその前にある少なくとも1つの周期に適用することができる。さらに、不完全な周期を使用してもよい。即ち、1周期の全てのMR画像を使用しなければならないというわ

40

50

けではない。さらに、運動決定のための周期の開始点もしくは周期内の開始点は自由に選択することができる。

#### 【0010】

計算に関しては、第2周期内の検査対象の異なる各運動時相について第2周期内の他の各運動時相に対する相対的な運動変化を決定することができる。運動補正は、第1周期のMR画像において次のように行われる。即ち、第1周期において、しかも第1周期の各MR画像について、周期運動の運動時相ごとに運動補正されたMR画像が決定されるように行われる。各運動時相の他の全ての運動時相に対するこの運動情報によって、当該運動情報と、第1周期において取得されたMR画像とから、第1周期における異なる運動時相ごとに、異なるコントラストも有するMR画像を計算することができる。

10

#### 【0011】

この場合に、各MR画像に1つのコントラスト値が割り当てられ、当該コントラスト値で検査対象が付属のMR画像に表示されているとよい。第1周期の時間的に隣り合うMR画像間のコントラスト変化は、第2周期の時間的に隣り合うMR画像の場合よりも大きい。第2周期において、MR画像を取得する際の磁化は、第1周期においてよりも平行状態に近いので、第1周期における個々のMR画像間のコントラスト差は第2周期におけるよりも大きい。ここで、第1周期において取得された各MR画像が1つの異なるコントラスト値を有し、第1周期の取得されたMR画像をそれぞれ1つの運動時相に割り当てることができるとすると、第1周期の異なるコントラスト値ごとに、当該コントラスト値でMR画像として取得された少なくとも1つのMR初期画像がもたらされる。第1周期の異なるコントラスト値ごとに、当該コントラスト値で取得されかつ運動時相の1つにおいて取得されたMR画像と、異なる運動時相についての運動情報を用いて、他の欠けている運動時相について運動補正されたMR画像が計算される。これらは、付属の初期画像と同じコントラスト値を持つ。

20

#### 【0012】

第1周期において取得されたMR画像はそれぞれ1つの異なるコントラスト値を持つ。1つの存在するコントラスト値について、第2周期において得られた運動情報と、第1周期において取得されたMR画像、即ち初期画像とにより、他の各運動時相のための運動補正されたMR画像を計算することができる。従って、当該コントラスト値について一連のMR画像が存在し、これらの一連のMR画像は検査対象の運動を同じコントラストで示す。これが第1周期の画像の他のコントラスト値について繰り返されるならば、異なるコントラスト値について画像シリーズが得られるので、任意に、異なるコントラスト値について当該画像シリーズから所謂可動撮像又はシネ撮像を作成することができる。

30

#### 【0013】

運動補正されたMR画像の計算後に、第1周期の全てのコントラスト値と周期運動の全ての運動時相とについて取得（撮像）されたMR画像か計算されたMR画像かのいずれかのMR画像が存在する。従って、撮像後に任意のコントラスト値について周期運動のMR画像を観察することができる。

#### 【0014】

一実施形態では、MR信号の検出前にプリパレーションパルスの照射によって検査対象の磁化が準備され、その磁化は少なくとも2つの周期にわたって平衡状態に近づく。傾斜磁場パルスおよび高周波（RF）パルスを投入することによって本来のイメージングを開始する前に、例えば反転パルスにより、磁化が180°だけ反転されることによってプリパレーション（準備）が行われる。その後に高速の傾斜磁場エコーチケンス、例えばbSSFPシーケンス（balanced steady-state free precession）により画像取得を行う際に、個々のMR画像におけるコントラスト値は、最初は、即ち照射直後の最初の周期ではMR画像ごとに強く変化するのに対して、第2周期では僅かしか変化しない。

40

#### 【0015】

反転パルスによる準備の代わりに飽和パルスが照射されてもよく、その飽和パルスで磁化がMR信号の取得前に飽和させられ、その後再び平行状態になる。しかし、反転パル

50

又は飽和パルスの照射はどうしても必要というわけではない。他の実施形態では、例えば傾斜磁場エコーシーケンスを時間  $T_1$  よりも短い繰り返し時間  $T_R$  で何度も繰り返して使用するならば、この種の磁化経過を達成することができる。この場合にも、しばらく時間が経過した後で、磁化が平行状態になる。

#### 【0016】

第1周期が、周期運動において検査対象のMR信号が取得される時間的に最初の周期であり、第2周期が、検査対象のMR信号が取得される最後の周期であるとよい。最後の周期では磁化が平衡状態に非常に近いのに対して、時間的に最初の周期では磁化が依然として最も強く変化する。

#### 【0017】

検査対象が例えば心臓である場合に、MR信号は複数的心周期、例えば3～6、好ましくは4又は5的心周期にわたって取得するとよい。1心周期が約1秒持続するので、MR画像の取得がおよそ3から6秒の範囲内で可能である。この時間間隔の間、健康でない被検者も息を止めることができる。適用分野に応じて6よりも多い周期も使用できる。2以上の周期数だけが必要である。

#### 【0018】

1つの心周期内で多数のMR画像を取得することは、加速法、例えば圧縮センシング技術の助けによりMR画像を取得することができる。さらに、この技術は、公知のごとく、実際に取得されるMR生データ点の個数を低減するべく、取得されるMRデータのある特定の条件を利用することによってエコー時間を短縮する。

#### 【0019】

さらに、異なるコントラスト値で計算および取得されるMR画像から、検査対象の所謂空間分解された  $T_1$  および  $T_2$  緩和マップを作成することができる。例えば反転パルスを使用した場合には、個々のMR画像における強度経過により、時間  $T_1$  もしくは  $T_2$  を推定することができる。これは、異なる運動時相について、ピクセルごとに計算して表示することができる。

#### 【0020】

本発明は、上述のごとく周期運動の少なくとも2つの周期にわたってMR信号を取得してMR画像を生成するための撮像ユニットと、既に詳述したように周期運動の異なる時相について運動情報を第2周期からのMR画像の助けにより計算して第1周期におけるMR画像に適用することにより、第1周期における異なるコントラスト値を持つMR画像について周期運動の異なる運動時相ごとにMR画像を計算する計算ユニットとを有する、MR画像を計算するMR装置にも関する。

#### 【0021】

以下において述べる実施例の説明により、本発明の他の利点および実施形態を明らかにする。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0022】

【図1】図1は可変コントラストを有するMR画像を短い時間間隔で撮像および計算することを可能にするMR装置を示す。

#### 【図2】図2は運動補正されたMR画像を計算する方法の概要を模式的に示す。

【図3】図3は異なる運動時相についての運動情報の計算法を説明するための概要を示す。

【図4】図4は計算および撮像されたMR画像を運動時相およびコントラストに依存して表示したマトリックスを示す。

【図5】図5は可変コントラストを有するMR画像を計算する際に実行されるステップを有するフローチャートを示す。

#### 【発明を実施するための形態】

#### 【0023】

図1は、周期的に運動する器官の如き検査対象のMR画像を、本発明に従って異なるコ

10

20

30

40

50

ントラストで生成することを可能にする磁気共鳴装置を概略的に示す。この磁気共鳴装置は、分極磁場  $B_0$  を発生するための磁石 10 を有し、寝台 11 上に載置された被検者 12 がその磁石の中心部に移動され、そこで空間エンコードされた磁気共鳴信号が検査対象から取得される。高周波パルス列の照射と傾斜磁場の切替によって、分極磁場  $B_0$  により生成された磁化が平衡位置から偏向させられ、その結果生じる磁化が図示されていない受信コイルにより磁気共鳴信号として検出される。さまざまなイメージングシーケンスを用いて、磁気共鳴信号を生成するための一般的な動作態様は当業者に知られているので、詳細な説明は省略する。

#### 【 0 0 2 4 】

さらに、磁気共鳴装置（MR 装置）はその MR 装置を制御するための中央制御ユニット 13 を有する。この中央制御ユニット 13 は、傾斜磁場を制御して切り替えるための傾斜磁場制御部 14 を有する。磁化を偏向するための高周波（RF）パルスを制御して照射するべく高周波制御部 15 が設けられている。記憶ユニット 16 には、例えば MR 画像を取得するために必要なイメージングシーケンスと、装置の動作に必要なプログラムとを記憶させることができる。撮像ユニット 17 は画像取得を制御し、しかも選択されたイメージングシーケンスに依存して制御する。そのシーケンスの手順に従って、傾斜磁場および RF パルスが照射される。それゆえ、撮像ユニット 17 は傾斜磁場制御部 14 および RF 制御部 15 も制御する。計算ユニット 20 において計算された MR 画像は表示部 18 に表示することができ、操作者は入力ユニット 19 を介して MR 装置を操作することができる。

#### 【 0 0 2 5 】

図 2 には、そのイメージングシーケンスの一部と後続処理ステップとが概略的に示されている。その後続処理ステップで造影剤投与に基づく心臓撮像、例えば所謂遅延増強効果による検査を行うことができる。ECG トリガリング 22 による ECG トリガにより RF パルス 21 の照射、ここでは反転パルスの照射が行われ、その照射後に、バー 29 により概略的に示す時間間隔の期間中に画像取得が行われる。この画像取得法は、例えば k-t 正則化を用いた圧縮センシング技術を使用する bSSFP シーケンスであるとよい。例えば、心電図（ECG）の R 波の直後に照射される反転パルス 21 に基づいて、2D-MR データが取得される。図示のケースでは、4 つの心周期、即ち心周期 23、心周期 24、心周期 25 および心周期 26 にわたり画像取得が行われる。異なる心周期の期間中に取得される MR 画像の時間分解能は、1 心周期当たり複数の MR 画像が取得されるように 30 ~ 40 ms の範囲内にあるとよい。

#### 【 0 0 2 6 】

さらに、図 2 には、個々の心周期において個々の MR 画像が有するコントラストが概略的に示されている。第 1 の心周期 23 における個々の MR 画像 23a ~ 23g 間のコントラストは、直前に照射された反転パルスに基づいて非常に強く変化する。磁化は撮像時間を通じて平衡状態に近づくので、周期 26 では個々の MR 画像間の磁化の差が僅かしかない。

#### 【 0 0 2 7 】

撮像（画像取得）は、少なくとも 2 つの周期を通じて行われ、第 1 周期、即ち周期 23 においては、MR 画像ごとの磁化変化が、第 2 周期における磁化変化よりも、即ち図示では周期 26 における磁化変化よりも大きい。ここでは、運動する心臓の運動情報、例えば変形情報を計算するために、周期 26 の MR 画像 26a ~ 26g が使用される。個々の MR 画像 26a ~ 26g が僅かなコントラスト差を有することから、これらの MR 画像により心臓運動を良好に決定することができる。というのは、個々の MR 画像間に、組織に基づくコントラスト差が生じないからである。異なる心時相における個々の MR 画像を相互にレジストレーション（位置合わせ）をし、それにより個々の心時相における心臓の変形を表す個々の変形画像を計算する方法は、当業者に知られており、ここでは詳しくは説明しない。実現可能な運動情報計算法が、「Christoph Guetter, Hui Xue, Christophe, Ched'hotel, Jens Guehring 共著の論文 “EFFICIENT SYMMETRIC AND INVERSE-CONSISTENT DEFORMABLE REGISTRATION THROUGH INTERLEAVED OPTIMIZATION”, Biomedical Imaging: Fr 40

10

20

30

40

50

om Nano to Macro, 2011 IEEE International Symposium, Page:590-593, ISSN:1945-7928」に記載されている。図2には、第2周期、即ちここでは最後の周期26のMR画像から得られたこれらの変形画像が概略的にブロック27において示されている。それにより心臓運動を識別し、その識別した心臓運動を、第1の心周期で取得されたMR画像23a～23gに適用する（当てはめる）ことができる。後でさらに図3および図4を参照して詳細に説明するように、第1周期の個々のコントラストについての変形情報から、周期運動の異なる時相についてのMR画像を、マトリックス28によって概略的に示されているようにそれぞれ決定することができる。

#### 【0028】

上述の変形情報は、心臓の固有運動に基づいている。完全に止められていない呼吸に起因して、なおも残留運動、即ち周囲運動による運動が残る場合に、この残留運動をなおも同様に補正することができる。両周期23および26の間に、なおも1つの軽い運動、例えば僅かな呼吸活動による運動が存在する場合に、その運動は、運動情報の決定前に、異なる周期のMR画像を相互にレジストレーション（位置合わせ）することによって補償することができる。この場合に、例えば、第1周期の最後の画像、即ち画像23gが、第2周期の最後の画像、即ち画像26gに対してレジストレーションされるとよい。ここで生じる第2の運動情報が、第2周期の全体のMR画像に適用される。一般に、両周期からの同じ運動時相のMR画像を互いに比較することにより、第2の運動情報を計算することができる。

#### 【0029】

図3に基づいて、どの運動情報もしくは変形情報が決定されるかを先ず説明する。図3には、このために1つの心周期の異なる運動時相が概略的に示されており、図示のケースでは、4つの運動時相が示されている。もちろん、周期運動を、それより多くの又はそれより少ない異なる運動時相に区分することができる。個々のMR画像26a～26gが個々の運動時相に割り当てられ、又は各画像が運動時相を表し、各運動時相について少なくとも1つのMR画像が存在する。図2に示す例では、1周期当たり8個の画像が取得された。しかし、この個数は可変であり図解のために使用したにすぎない。第1の運動時相の1つ又は複数のMR画像を第2の運動時相のMR画像と比較することにより、第2の運動時相に対して相対的に第1の運動時相によって生じた運動変化を決定することができる。図3に、これが矢印1-2により概略的に示されている。同様に、第3の運動時相に対する相対的な第1の運動時相の運動変化又は変形変化が決定され、これが図に1-3により示され、さらに第4の運動時相に対する相対的な第1の運動時相の運動変化が1-4により示されている。さらに、第1の運動時相に対する相対的な第2の運動時相の運動変化もしくは第3又は第4の運動時相に対する相対的な第2の運動時相の運動変化が計算される。従って、各運動時相の他の各運動時相に対する運動変化が計算される。1つの周期内において、運動をn個の異なる運動時相に区分する場合には、n(n-1)個の運動情報又は変形情報がもたらされる。この運動情報又は変形情報は、並進成分および/又は回転成分を含み得る。このように決定された運動情報により、第1周期のMR画像について、異なる運動時相のMR画像を決定することができる。

#### 【0030】

このことが図4に詳細に説明されており、図4には図2のマトリックス28がもう一度詳細に示されている。図4において斜線で示したMR画像は、各周期においてMR装置によって取得（撮像）されたMR画像であり、図示の例では41-1、42-2、43-3および44-4である。これらの4つのMR画像は、例えば図2のMR画像23a～23gのどれかであり得る。取得されたMR画像41-1は、例えば反転パルスの照射直後に取得されたために、第1のコントラストを有する。図3で説明したように計算された変形画像により、今やMR画像41-2、41-3および41-4を計算することができる。取得されたMR画像41-1に基づいて画像41-2から41-4を計算するために、図3の例を参照するならば、変形情報1-2、1-3および1-4が使用されることになる。それゆえ、第1のコントラストについては、例えば、その第1のコントラストで運動す

10

20

30

40

50

る心臓のシネ( C I N E )表示に使用できるM R 画像シリーズが提供される。類似の計算がM R 画像 4 2について可能である。その取得されたM R 画像と、運動情報、即ちここでは運動情報 2 - 1、2 - 3 および 2 - 4 とに基づいて、M R 画像 4 2 - 1、4 2 - 3 および 4 2 - 4 が計算され、従って、さらに別の異なるコントラストについてM R 画像シリーズが計算されたことになる。同じやり方で、M R 画像 4 3 - 1 ~ 4 3 - 4 と、4 4 - 1 ~ 4 4 - 3 を計算することができる。それによって、図 4において概略的に認識できるよう、異なるコントラスト値ごとに、それぞれ 1 つの、異なる運動時相を含んだM R 画像シリーズが得られる。医師は、異なるコントラスト値において心筋の運動に関する情報を得るべく、これらのM R 画像シリーズを観察することができる。

## 【 0 0 3 1 】

10

さらに磁化現象から、図 2 に示されているように、例えば生成された画像に基づいてピクセルを基礎にして計算される 3 パラメータ F i t 法によって、T 1 値および T 2 値を計算することができる。

## 【 0 0 3 2 】

図 5において、個々のステップが概略的に要約されている。ステップ 5 1においてM R 画像の取得が行われ、その際に、図 2 に示したように、M R 画像の取得前に反転パルス又はプリパレーションパルスが投入されるとよい。しかし、冒頭に述べたように、反転パルス又はプリパレーションパルスは、平衡状態に近づく磁化経過を発生させるために絶対に必要というわけではない。次に、ステップ 5 2において、少なくとも 2 つの周期のうちの第 2 周期のM R 画像から運動情報が決定され、これは図 4 の例では 4 番目の周期、つまり M R 画像の取得期間内の最後の周期である。ステップ 5 3において、この運動情報が第 1 周期のM R 画像に適用され、それにより、図 4 に示したように周期運動の異なる運動時相に対する異なるコントラスト値におけるM R 画像が計算される。次に、画像取得後にステップ 5 4において使用者によって、使用者が表示を望むコントラストが決定される。このことは、任意のコントラストの選択がステップ 5 1におけるM R 画像の取得前には行われず、後になってはじめて行われたことを意味する。ステップ 5 5において、その選択されたコントラストにより所望の画像シリーズ、特にシネ表示用の画像シリーズを表示することができる。任意選択的に、ステップ 5 6における磁化経過から、図 2 に示したように、個々のピクセルのために T 1 値および T 2 値を曲線当てはめ法によって計算することができる。

20

## 【 0 0 3 3 】

30

上述の実施形態では、最後の周期、即ち第 2 周期の運動情報が第 1 周期のM R 画像に対してのみ適用された。しかし、図 2 を参照すれば、最後の周期の運動情報を、最初の周期 2 3 におけるコントラスト値とは異なるコントラスト値が生じる第 2 周期のM R 画像、即ち周期 2 4 のM R 画像にも適用することもできる。周期 2 4 におけるコントラスト値はもはや周期 2 3 におけるコントラスト値と同じではないが、しかし運動情報の使用は 1 つの第 1 周期 2 3 のM R 画像に限定されない。複数の第 1 周期 2 3 , 2 4 への適用が同様に考えられ得る。

## 【 0 0 3 4 】

40

以上のように、上述の本発明は種々のコントラストにおいて十分な空間的および時間的な分解能を有するM R 画像の生成を可能にする。

## 【 符号の説明 】

## 【 0 0 3 5 】

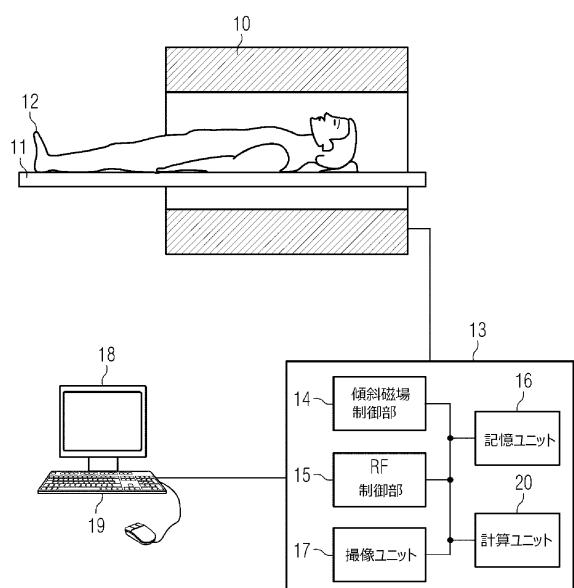
1 0	磁石
1 1	寝台
1 2	被検者
1 3	制御ユニット
1 4	傾斜磁場制御部
1 5	R F 制御部
1 6	記憶ユニット

50

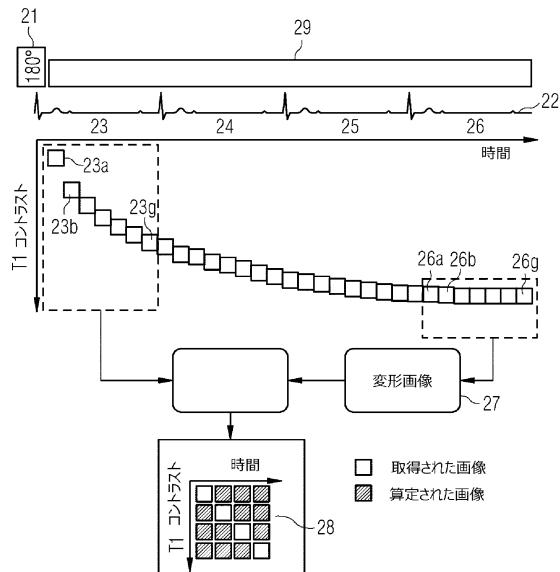
1 7	撮像ユニット
1 8	表示部
1 9	入力ユニット
2 0	計算ユニット
2 1	R F パルス
2 2	E C G トリガ
2 3 ~ 2 6	心周期
2 3 a ~ 2 3 g	M R 画像
2 6 a ~ 2 6 g	M R 画像
2 7	フィールド
2 8	マトリックス
2 9	バー

10

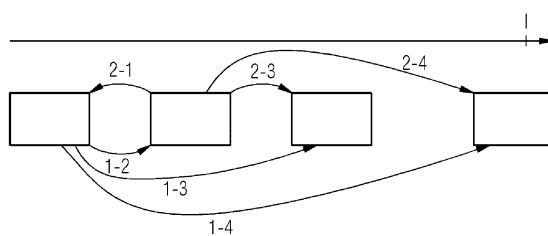
【図1】



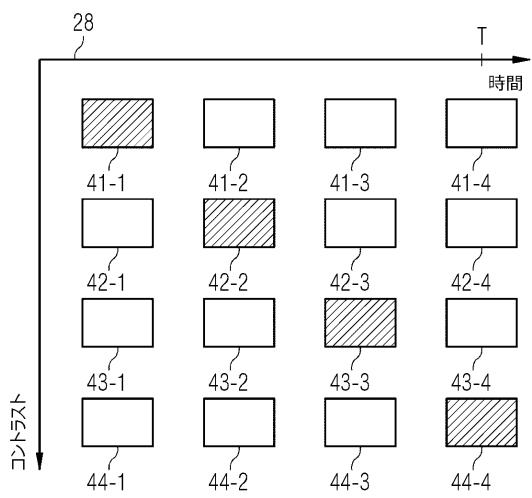
【図2】



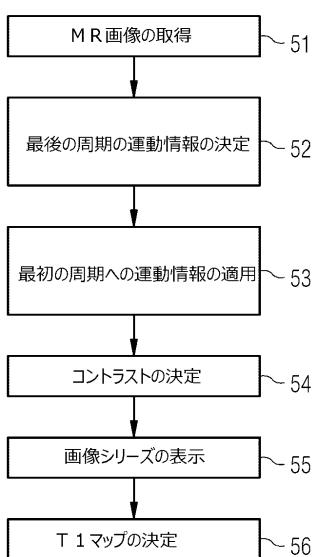
【図3】



【図4】



【図5】



---

フロントページの続き

(72)発明者 アンドレアス グライザー  
　　ドイツ連邦共和国 91054 エアランゲン、バイロイター シュトラーセ 24  
(72)発明者 ミヒアエラ シュミット  
　　ドイツ連邦共和国 91080 ウッテンロイト レントゲンシュトラーセ 17  
(72)発明者 ペーター シュパイアー  
　　ドイツ連邦共和国 91056 エアランゲン、ドームプファシュトラーセ 49  
(72)発明者 アウレリエン シュタルダー  
　　ドイツ連邦共和国 91052 エアランゲン、ヒルバーシュトラーセ 12  
(72)発明者 ミヒアエル ツェンゲ  
　　ドイツ連邦共和国 90419 ニュルンベルク ロイヒスシュトラーセ 14

審査官 松本 隆彦

(56)参考文献 特開2013-223724(JP,A)  
　　国際公開第2013/140356(WO,A1)  
　　特開2012-115319(JP,A)  
　　特開2005-278919(JP,A)  
　　特表2005-525184(JP,A)  
　　米国特許出願公開第2013/0272591(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 5 / 055