

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6581584号  
(P6581584)

(45) 発行日 令和1年9月25日 (2019.9.25)

(24) 登録日 令和1年9月6日 (2019.9.6)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/055 3 8 2

A 6 1 B 5/055 3 1 1

A 6 1 B 5/055 Z D M

請求項の数 8 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2016-539950 (P2016-539950)  
 (86) (22) 出願日 平成26年12月10日 (2014.12.10)  
 (65) 公表番号 特表2016-540591 (P2016-540591A)  
 (43) 公表日 平成28年12月28日 (2016.12.28)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2014/066746  
 (87) 国際公開番号 WO2015/092619  
 (87) 国際公開日 平成27年6月25日 (2015.6.25)  
 審査請求日 平成29年12月8日 (2017.12.8)  
 (31) 優先権主張番号 61/917, 976  
 (32) 優先日 平成25年12月19日 (2013.12.19)  
 (33) 優先権主張国・地域又は機関  
 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  
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5  
 High Tech Campus 5,  
 NL-5656 AE Eindhoven  
 (74) 代理人 110001690  
 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 水／脂肪分離を用いた位相感应型反転回復MR I

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

異なるMRスペクトルを有する少なくとも2種の化学種をMR撮像する方法であって、

a) MRデバイスの検査ボリューム内に位置付けされた対象物を、RFパルスとスイッチ磁場勾配との撮像シーケンスにさらすことによって、2つ以上の異なるエコー時間にエコー信号を発生させるステップであって、前記撮像シーケンスが、反転RFパルスと、それに続く、反転回復時間後の励起RFパルスとを含む反転回復シーケンスである、ステップと、

b) 前記エコー信号を取得するステップと、

c) 取得された前記エコー信号に対する前記少なくとも2種の化学種の信号寄与を分離するステップと、

d) 前記化学種の少なくとも1種の前記信号寄与から、位相感应型MR画像を再構成するステップと

を含み、

e) 前記化学種の少なくとも1種の前記信号寄与から前記位相感应型MR画像を再構成する前記ステップが、(i)極性とバックグラウンドフェージングとを区別すること、及び(ii)前記バックグラウンドフェージングに従った前記それぞれの化学種の前記信号寄与の位相補正を行うことを含む、方法。

【請求項 2】

10

20

ステップ c) での前記信号寄与の前記分離が、主磁場  $B_0$  の少なくとも空間的变化に従った、それぞれの前記エコー時間にわたる前記少なくとも 2 種の化学種の前記信号寄与の位相推移の予測を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記それぞれのエコー時間にわたる前記少なくとも 2 種の化学種の前記信号寄与の前記位相推移の前記予測が、前記信号寄与の位相を復調するために使用される、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記少なくとも 2 種の化学種の前記信号寄与を分離する前記ステップにおいてディクソン技法が使用される、請求項 1 乃至 3 の何れか一項に記載の方法。

10

【請求項 5】

前記バックグラウンドフェージングの推定のために領域拡張技法が使用される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

$B_0$  マップが、ディクソンアルゴリズムを使用して前記エコー信号から導出され、前記  $B_0$  マップが、前記位相感应型 MR 画像を再構成する前記ステップにおいて、前記それぞれの化学種の前記信号寄与の前記バックグラウンドフェージングを予測するために使用される、請求項 1 又は 5 に記載の方法。

【請求項 7】

異なる MR スペクトルを有する少なくとも 2 種の化学種を MR 撮像するための MR デバイスであって、

20

検査ボリウム内部で均一な定常磁場  $B_0$  を発生させるための少なくとも 1 つの主磁石コイルと、

前記検査ボリウム内部で異なる空間方向でスイッチ磁場勾配を発生させるための複数の勾配コイルと、

前記検査ボリウム内部で RF パルスが発生させるため及び / 又は前記検査ボリウム内に位置付けされた対象物から MR 信号を受信するための少なくとも 1 つの RF コイルと、

時間的に連続する RF パルス及びスイッチ磁場勾配を制御するための制御ユニットと、

前記受信された MR 信号から MR 画像を再構成するための再構成ユニットとを含み、

30

a) MR デバイスの検査ボリウム内に位置付けされた対象物を、RF パルスとスイッチ磁場勾配との撮像シーケンスにさらすことによって、第 1 のエコー時間に一連の第 1 のエコー信号を発生させ、且つ第 2 のエコー時間に一連の第 2 のエコー信号を発生させることであって、前記撮像シーケンスが、反転 RF パルスと、それに続く、反転回復時間後の励起 RF パルスとを含む反転回復シーケンスであることと、

b) 前記エコー信号を取得することと、

c) 取得された前記エコー信号に対する前記少なくとも 2 種の化学種の信号寄与を分離することと、

d) 前記化学種の少なくとも 1 種の前記信号寄与から、位相感应型 MR 画像を再構成することと、

40

e) 前記化学種の少なくとも 1 種の前記信号寄与から前記位相感应型 MR 画像を再構成することにおいて、(i) 極性とバックグラウンドフェージングとを区別すること、及び (ii) 前記バックグラウンドフェージングに従った前記それぞれの化学種の前記信号寄与の位相補正を行うこととを実施する、MR デバイス。

【請求項 8】

MR デバイス上で実行されるコンピュータプログラムであって、

a) RF パルスとスイッチ磁場勾配との撮像シーケンスであって、反転 RF パルスと、それに続く、反転回復時間後の励起 RF パルスとを含む反転回復シーケンスである撮像シーケンスによって、第 1 のエコー時間に一連の第 1 のエコー信号を発生させ、且つ第 2 の

50

エコー時間に一連の第 2 のエコー信号を発生させ、

b) 前記エコー信号を取得し、

c) 取得された前記エコー信号に対する前記少なくとも 2 種の化学種の信号寄与を分離し、

d) 前記化学種の少なくとも 1 種の前記信号寄与から、位相感应型 M R 画像を再構成し、及び

e) 前記化学種の少なくとも 1 種の前記信号寄与から前記位相感应型 M R 画像を再構成する際に、( i ) 極性とバックグラウンドフェージングとを区別すること、及び ( i i ) 前記バックグラウンドフェージングに従った前記それぞれの化学種の前記信号寄与の位相補正を行う

10

ための命令を含む、コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴 ( M R : magnetic resonance ) 撮像の分野に関する。本発明は、M R デバイスの検査ボリューム内に配置された対象物を M R 撮像する方法に関する。また、本発明は、M R デバイス、及び M R デバイス上で実行されるコンピュータプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

20

今日、特に医療診断の分野で、2 次元又は 3 次元画像を形成するために磁場と核スピンとの相互作用を利用する画像形成 M R 法が広く使用されている。これは、そのような画像形成 M R 法が、軟組織の撮像に関して多くの点で他の撮像方法よりも優れており、電離放射線を必要とせず、且つ通常は侵襲性でないからである。

【0003】

一般に M R 法によれば、検査対象の患者の身体が、強く且つ均一な磁場  $B_0$  内に配置され、磁場  $B_0$  の方向は、同時に、測定が基づく座標系の軸 ( 通常は  $z$  軸 ) を定義する。磁場  $B_0$  は、磁場強度に依存して個々の核スピンに関して異なるエネルギーレベルを生じ、これらの核スピンは、規定の周波数 ( いわゆるラーモア ( Larmor ) 周波数、又は M R 周波数 ) の交番電磁場 ( R F 場 ) の印加によって励起 ( スピン共鳴 ) され得る。巨視的視点では、個々の核スピンの分布が全体的な磁化をもたらし、この磁化は、適切な周波数の電磁パルス ( R F パルス ) の印加によって平衡状態からずれるように偏向され得、これにより磁化が  $z$  軸周りで歳差運動を行う。歳差運動は円錐の表面を表し、この円錐の開き角はフリップ角と呼ばれる。フリップ角の大きさは、印加される電磁パルスの強度及び持続時間に依存する。いわゆる  $90^\circ$  パルスの場合、スピンは、 $z$  軸から横平面に偏向される ( フリップ角  $90^\circ$  ) 。

30

【0004】

R F パルスの終了後、磁化は緩和して元の平衡状態に戻り、この平衡状態で、 $z$  方向での磁化は、第 1 の時定数  $T_1$  ( スピン格子又は縦緩和時間 ) で再び構築され、 $z$  方向に垂直な方向での磁化は、第 2 の時定数  $T_2$  ( スピン - スピン、又は横緩和時間 ) で緩和する。磁化の変化は、受信 R F コイルによって検出され得、受信 R F コイルは、磁化の変化が  $z$  軸に垂直な方向で測定されるように M R デバイスの検査ボリューム内部に配置されて向きを定められる。横磁化の減衰に伴って、例えば  $90^\circ$  パルスの印加後、同位相での秩序状態から、全ての位相角が一様に分散される状態 ( デフェージング ( dephasing ) ) への、( 局所磁磁場不均一性によって誘発される ) 核スピンの遷移が生じる。デフェージングは、再合焦パルス ( 例えば  $180^\circ$  パルス ) によって補償され得る。これは、受信コイルにおいてエコー信号 ( スピンエコー ) をもたらす。

40

【0005】

体内での空間分解能を実現するために、3 つの主軸に沿って延びる一定の磁場勾配が、均一な磁場  $B_0$  に重畳されて、スピン共鳴周波数の線形空間依存性をもたらす。このとき

50

、受信コイルでピックアップされる信号は、体内の異なる位置に関連付けられ得る異なる周波数の成分を含む。受信コイルによって取得される信号データは、空間周波数領域に対応し、 $k$  空間データと呼ばれる。 $k$  空間データは通常、異なる位相エンコードで取得された複数のラインを含む。各ラインは、複数の試料を収集することによってデジタル化される。 $k$  空間データの組が、フーリエ変換によって  $MR$  画像に変換される。

【0006】

一般に、 $MR$  撮像における磁化準備技法として反転回復 ( $IR$ : inversion recovery) が使用される。 $IR$  撮像において、まず、主磁場  $B_0$  に沿った縦磁化が、 $180^\circ RF$  パルスを使用して  $-z$  方向に回転される。次いで、反転された磁化は、反転  $RF$  パルスと励起  $RF$  パルスとの間の反転回復時間 ( $TI$ ) 中に  $T_1$  緩和によって回復される。

10

【0007】

$IR$  撮像の既知の用途は、いわゆる位相感応型反転回復 ( $PSIR$ : phase sensitive inversion recovery) 法であり、これは、心筋梗塞の検出及び評価に特に良く適している。 $PSIR$  画像再構成での主な課題は、複素画像中の (信号の極性を決定する) 固有信号位相を、 $MR$  画像において一般的である位相誤差 (以下ではバックグランドフェージングと呼ぶ) から分離するための位相補正プロセスである。特に、バックグランドフェージングは、オフ共鳴 (主磁場の空間的变化) による効果を含む。即ち、位相感応型再構成は、 $PSIR$  において、望ましい信号の極性を保ちながらバックグランドフェージングを除去するために使用される。

【0008】

20

$IR$  を有さない又は異なる  $TI$  での  $IR$  を有する別の画像 (参照画像) の取得による位相誤差の較正を含め、 $PSIR$  画像再構成のための幾つかの手法が提案されている。しかし、これらの手法は、データ取得効率を低下させる。更に、患者の動きによる実際のスキャンと較正スキャンとの空間的な位置ずれが問題となり得る。

【0009】

$PSIR$  画像再構成のための代替手法は、適切な位相補正アルゴリズムを使用して、 $IR$  画像自体から位相誤差を決定することである。1つのそのような手法は、いわゆる、決定的再構成を用いた位相感応型反転回復の参照なしの取得 ( $RAPID$ : reference-less acquisition of phase sensitive inversion recovery with decisive reconstruction) 法であり、この方法は、参照画像に依拠せずに磁化の極性を確実に復元することが可能である (Jinnan Wang et al., Proc. ISMRM 2013, 2077参照)。

30

【0010】

心筋トリグリセリド沈着は、 $PSIR$  ベースの心筋瘢痕検出及び定量化における誤差及び誤解釈の一般的な原因である。位相感応型再構成画像において、心筋瘢痕と心筋トリグリセリド沈着とはいずれも高信号をもたらし、このため、これらはほぼ区別不可能になる。心筋トリグリセリド沈着から発する脂肪信号は、最適な遅延時間 ( $TI = 200 \sim 250 \text{ ms}$ ) での自然な高速の  $T_1$  回復により、(例えば既知の  $SPIR/SPAIR$  技法による) スペクトル選択性パルスを使用しても容易には抑制することができない。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0011】

以上のことから、改良された  $MR$  撮像技法の必要性が容易に理解される。従って、本発明の目的は、心筋瘢痕と心筋トリグリセリド沈着との区別を可能にする  $PSIR$  ベースの  $MR$  撮像法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明によれば、異なる  $MR$  スペクトルを有する少なくとも2種の化学種を  $MR$  撮像する方法が開示される。本発明の方法は、

a)  $MR$  デバイスの検査ボリューム内に位置付けされた対象物を、 $RF$  パルスとスイッチ磁場勾配との撮像シーケンスにさらすことによって、2つ以上の異なるエコー時間にエ

50

コー信号を発生させるステップであって、撮像シーケンスが、反転RFパルスと、それに続く、反転回復時間後の励起RFパルスとを含む反転回復シーケンスである、ステップと、

b) エコー信号を取得するステップと、

c) 取得されたエコー信号に対する少なくとも2種の化学種の信号寄与を分離するステップと、

d) 化学種の少なくとも1種の信号寄与から、位相感应型MR画像を再構成するステップとを含む。

#### 【0013】

本発明は、従来のPSIR型MR技法の上述した限界に対処する。本発明は、水/脂肪のディクソン(Dixon)型撮像と、位相感应型反転回復技法との一体化を提案する。

#### 【0014】

MR撮像の分野の当業者には知られているように、全体の信号に対する水及び脂肪等の異なる化学種の相対的な寄与に関する情報を取得して、それらの幾つかの寄与を抑制すること、又はそれら全ての寄与を個々に若しくはまとめて分析することがしばしば望まれる。これらの寄与は、異なるエコー時間に取得される2つ以上の対応するエコーからの情報が組み合わされる場合に計算され得る。これは、化学シフトエンコードとみなされ得、ここで、追加の次元、即ち化学シフトの次元は、わずかに異なるエコー時間で画像の対を取得することによって定義されてエンコードされる。特に水と脂肪との分離に関して、これらのタイプの実験は、しばしばディクソン型の測定と呼ばれる。ディクソン撮像又はディクソン水/脂肪撮像により、異なるエコー時間に取得された2つ以上の対応するエコーから水及び脂肪の寄与を計算することによって水/脂肪分離が実現され得る。一般に、脂肪中と水中とで水素の歳差周波数の既知の差があるため、そのような分離が可能である。その最も単純な形態では、水画像と脂肪画像とは、「同位相(in phase)」データセットと「逆位相(out of phase)」データセットとの加算又は減算によって生成される。多くの既知のディクソン水/脂肪分離アルゴリズムは、水画像及び脂肪画像だけでなく、 $B_0$ 磁場不均一性のマップ、即ち、いわゆる $B_0$ マップも提供する。

#### 【0015】

本発明によれば、反転回復を使用して2つ以上のエコー画像(即ち各エコー時間に起因する1つのMR画像)を取得することによって脂肪及び/又は水の位相感应型MR再構成を行うために、ディクソン型水/脂肪撮像の一般的な概念が採用される。本発明の手法は、水と脂肪との複素画像の分離を可能にし、ここで、水及び/又は脂肪画像の位相感应型再構成が行われる。この再構成は、手動入力が必要とされないように、完全に自動化されて実施され得る。追加の、例えば脂肪抑制された参照水画像の取得が避けられ得る。

#### 【0016】

本発明の好ましい実施形態では、信号寄与の分離は、主磁場 $B_0$ の空間的变化に従う、それぞれのエコー時間にわたる少なくとも2種の化学種の信号寄与の位相推移の予測と、(k空間内又は画像空間内で)取得されたエコー信号の対応する復調とを含む。多くの既知のディクソン型の用途で一般的であるように、主磁場分布が空間にわたって滑らかに変化するという仮定に基づいて、化学シフトによって引き起こされる位相推移が、主磁場分布によって引き起こされる位相推移から分離され得る。

#### 【0017】

本発明に関連して、用語「化学種」は、MR特性を有する任意の種類の化学物質又は任意の種類の核として広範に解釈されなければならないことに留意されたい。単純な例では、2種の化学種のMR信号が取得され、ここで、化学種は「化学組成物」である水及び脂肪中のプロトンである。より洗練された例では、マルチピークスペクトルモデルが、既知の相対量で生じる異なる化学組成物の組における核を実際に表す。

#### 【0018】

本発明の好ましい実施形態では、化学種の少なくとも1種の信号寄与から位相感应型M

10

20

30

40

50

R 画像を再構成するステップが、( i ) 極性とバックグラウンドフェージングとの区別、及び ( i i ) バックグラウンドフェージングに従ったそれぞれの化学種の信号寄与の位相補正を含む。これらのステップは、( 画像空間内又は k 空間内で ) 取得されたエコー信号からバックグラウンドフェージングを決定するために使用される。この目的で、バックグラウンドフェージングの推定のために領域拡張技法を使用するそれ自体知られている R A P I D 方法 ( 上記参照 ) が採用され得る。R A P I D アルゴリズムは、別途取得される参照画像に依拠することなく、磁化の極性を確実に復元することが可能である。ディクソンアルゴリズム ( 上記参照 ) を使用してエコー信号から導出された  $B_0$  マップは、有利には、位相感应型 M R 画像を再構成するステップにおいて、それぞれの化学種の信号寄与のバックグラウンドフェージングを予測するために使用され得る。即ち、水 / 脂肪分離ステップにより得られる  $B_0$  マップは、有利には、本発明に従って M R 画像の位相感应型再構成を支援するために使用される。

10

#### 【 0 0 1 9 】

上述した本発明の方法は、検査ボリューム内部で均一な定常磁場  $B_0$  を発生させるための少なくとも 1 つの主磁石コイルと、検査ボリューム内部で異なる空間方向でスイッチ磁場勾配を発生させるための複数の勾配コイルと、検査ボリューム内部で R F パルスを発生させるため及び / 又は検査ボリューム内に位置付けされた患者の身体から M R 信号を受信するための少なくとも 1 つの身体 R F コイルと、時間的に連続する R F パルス及びスイッチ磁場勾配を制御するための制御ユニットと、受信された M R 信号から M R 画像を再構成するための再構成ユニットとを含む、M R デバイスによって実施され得る。本発明の方法は、M R デバイスの再構成ユニット及び / 又は制御ユニットの対応するプログラミングによって実装され得る。

20

#### 【 0 0 2 0 】

本発明の方法は、有利には、現在臨床で使用されているほとんどの M R デバイスで実施され得る。このために、本発明の上述した方法ステップを実施するように M R デバイスを制御するコンピュータプログラムを利用することのみが必要である。コンピュータプログラムは、データキャリア上に存在していてよく、又は M R デバイスの制御ユニットにインストールするためにダウンロードされるようにデータネットワーク上に存在していてもよい。

#### 【 0 0 2 1 】

添付図面は、本発明の好ましい実施形態を開示する。しかし、図面は、例示の目的を意図されているに過ぎず、本発明の範囲を定義するものとは意図されていないことを理解すべきである。

30

#### 【 図面の簡単な説明 】

#### 【 0 0 2 2 】

【 図 1 】 本発明の方法を実施するための M R デバイスを示す。

【 図 2 】 本発明の方法を例示するフローチャートを示す。

【 図 3 】 本発明の方法に従って取得された M R 画像を示す。

#### 【 発明を実施するための形態 】

#### 【 0 0 2 3 】

図 1 を参照すると、M R デバイス 1 が示されている。このデバイスは、超伝導性又は抵抗性の主磁石コイル 2 を備え、これにより、実質的に均一であり時間的に一定の主磁場  $B_0$  が、検査ボリュームを通して z 軸に沿って生成される。このデバイスは、( 1 次、2 次、及び適用可能であれば 3 次 ) シムコイル 2 ' の組を更に備え、その組の個々のシムコイル 2 ' を通る電流は、検査ボリューム内部での  $B_0$  偏差を最小限にする目的で制御可能である。

40

#### 【 0 0 2 4 】

磁気共鳴発生及び操作システムは、一連の R F パルスとスイッチ磁場勾配とを印加して、核磁気スピンの反転又は励起、磁気共鳴の誘発、磁気共鳴の再合焦、磁気共鳴の操作、磁気共鳴の空間的及びその他のエンコード、スピンの飽和等を行って、M R 撮像を実施す

50

る。

#### 【 0 0 2 5 】

より具体的には、勾配パルス増幅器 3 が、検査ボリュームの x、y、及び z 軸に沿って、全身勾配コイル 4、5、及び 6 のうちの選択されたコイルに電流パルスを印加する。デジタル RF 周波数送信機 7 が、RF パルス又はパルスパケットを、送受信スイッチ 8 を介して身体 RF コイル 9 に送信して、RF パルスを検査ボリューム内に送信する。典型的な MR 撮像シーケンスは、短い持続時間の RF パルスセグメントのパケットから構成され、これは、任意の印加される磁場勾配と共に、核磁気共鳴の選択された操作を実現する。RF パルスは、飽和、共鳴の励起、磁化の反転、共鳴の再合焦、又は共鳴の操作、及び検査ボリューム内に位置付けされた身体 10 の一部分の選択を行うために使用される。また、MR 信号が、身体 RF コイル 9 によってピックアップされる。

10

#### 【 0 0 2 6 】

身体 10 の限定された領域の MR 画像を生成するために、局所アレイ RF コイル 11、12、13 の組が、撮像のために選択された領域に隣接して配置される。アレイコイル 11、12、13 は、身体コイル RF 送信によって誘発された MR 信号を受信するために使用され得る。

#### 【 0 0 2 7 】

生じた MR 信号は、身体 RF コイル 9 によって及び / 又はアレイ RF コイル 11、12、13 によってピックアップされ、好ましくは前置増幅器 ( 図示せず ) を含む受信機 14 によって復調される。受信機 14 は、送受信スイッチ 8 を介して RF コイル 9、11、12、及び 13 に接続される。

20

#### 【 0 0 2 8 】

ホストコンピュータ 15 が、シムコイル 2'、並びに勾配パルス増幅器 3 及び送信機 7 を制御して、本発明による MR 撮像シーケンスをもたらす。受信機 14 は、各 RF 励起パルスに続いて直ちに、単一の又は複数の MR データラインを受信する。データ取得システム 16 は、受信された信号のアナログ / デジタル変換を行い、各 MR データラインを、更なる処理に適したデジタルフォーマットに変換する。現代の MR デバイスでは、データ取得システム 16 は、生の画像データの取得に特化された独立したコンピュータである。

#### 【 0 0 2 9 】

最終的に、生のデジタル画像データは、再構成処理装置 17 によって再構成されて画像表現となり、再構成処理装置 17 は、フーリエ変換又は他の適切な再構成アルゴリズムを適用する。MR 画像は、患者を通る平面状のスライス、平行な平面状スライスのアレイ、3 次元ボリューム等を表現することがある。次いで画像は画像メモリに記憶され、そこで画像はアクセスされ得、スライス、投影、又は画像表現の他の部分を、例えばビデオモニタ 18 による視覚化のための適切なフォーマットに変換する。ビデオモニタ 18 は、得られた MR 画像の人間可読の表示を提供する。

30

#### 【 0 0 3 0 】

本発明の例示的实施形態では、第 1 及び第 2 のエコー信号の発生のために反転回復デュアル勾配エコーシーケンスが使用され、第 1 のエコー ( TE 1 ) のエコー時間は 1 . 8 ms であり、第 2 のエコーのエコー時間 ( TE 2 ) は 3 . 1 ms である。1 . 5 テスラの主磁場において、第 1 のエコー信号に対する水スピンと脂肪スピンの寄与は、より位相がずれたものとなり、一方、第 2 のエコー信号の時点ではより位相が合ったものとなる。望ましい視野の完全な MR 画像を再構成することが可能であるように、一般的な方法で適切な位相エンコードを用いて、複数の第 1 及び第 2 のエコー信号が発生及び取得される。撮像シーケンスは、最初の反転 RF パルスと、それに続く励起 RF パルスとを含む。最初の反転 RF パルス ( 180° ) は、主磁場に沿った縦磁場を - z 方向に回転させる。次いで、反転された磁化は、反転 RF パルスと励起 RF パルスとの間の反転回復時間 ( TI ) 中に T<sub>1</sub> 緩和によって回復される。励起 RF パルスの後に、適切な勾配切り替えによってエコー信号が発生される。心筋梗塞の診断及び定量化のための典型的な用途において、TI の持続時間は、230 ~ 270 ms の範囲内であり。

40

50

## 【 0 0 3 1 】

図 2 は、それぞれ T E 1 及び T E 2 で第 1 及び第 2 のエコー信号から再構成される 2 つの単一エコー画像 2 1、2 2 を概略的に示す。取得されたエコー信号データ 2 1、2 2 に対する水と脂肪との信号寄与を分離するために、一般的な 2 点ディクソナルゴリズム 2 3 (例えば、EggersらによってMagnetic Resonance in Medicine, 65, 96-107, 2011で述べられているもの等) が採用される。その結果、水の(複素)中間画像 2 4 と脂肪の(複素)中間画像 2 5 とが得られる。更に、ディクソナルゴリズムは、 $B_0$  磁場不均一性のマップ、即ち  $B_0$  マップ 2 6 を提供する。次のステップで、それぞれ中間画像 2 4 及び 2 5 からの水画像 2 8 及び脂肪画像 2 9 の位相感应型再構成のために、上述した R A P I D アルゴリズム 2 7 が採用される。エコー信号 2 1、2 2 から導出される  $B_0$  マップ 2 6 は、有利には、「真の位相 (true phase)」MR 画像 2 8、2 9 の再構成における水と脂肪との信号寄与のバックグラウンドフェージングを予測するために使用される。このようにして、 $B_0$  マップ 2 6 は、位相感应型再構成 2 7 を支援するために使用される。

10

## 【 0 0 3 2 】

上述した技法は、例えば、診断の信頼性を改良するために脂肪(トリグリセリド沈着)を心筋瘢痕から分離するための位相感应型ガドリニウム遅延造影 (L G E : late gadolinium enhancement) で利用することができる。また、位相感应型であり且つロバストな水/脂肪分離が必要とされる他の用途にも使用され得る。

## 【 0 0 3 3 】

図 3 は試料画像を示し、ここでは、本発明の方法が、身体撮像における 2 点ディクソナル P S I R 取得に適用されている ( $T I = 500 \text{ ms}$ )。図 3 a は水画像であり、図 3 b は脂肪画像である。図 3 a 及び図 3 b の画像は、本発明に従って分離されている。図 3 c に示されるような位相感应型の水画像が、追加の位相参照スキャンなしで、図 3 a の画像から再構成される。図 3 c の位相感应型の水画像で見られ得るように、異なる臓器が異なる信号極性を表す。即ち、肝臓組織(血管を除く) 3 1 が正の信号極性を有し、腎臓組織 3 2 が負の磁化を示す。このようにして、かなり強調された画像コントラストが実現される。それぞれの臓器の異なる  $T_1$  値によって、非常に異なる信号極性が引き起こされる。これらは、本発明のアルゴリズムによって適正に識別される。

20

【図 1】

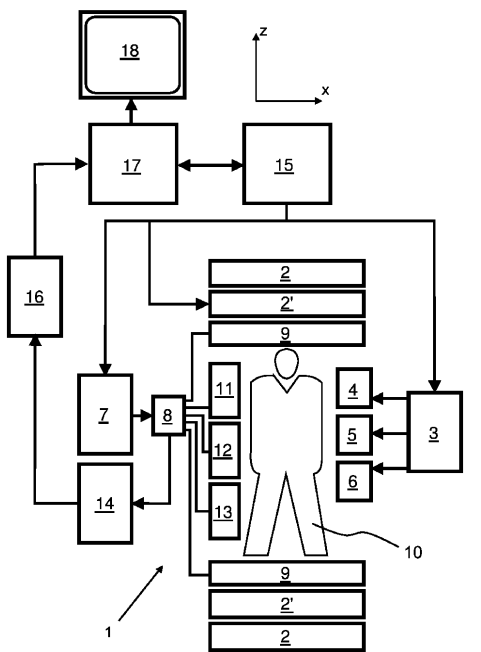


Fig. 1

【図 2】

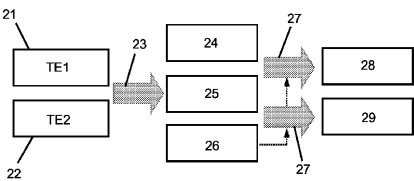


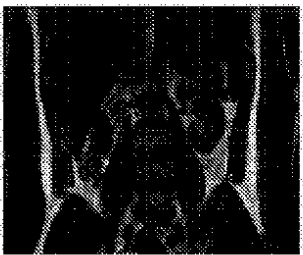
Fig. 2

【図 3 a )】



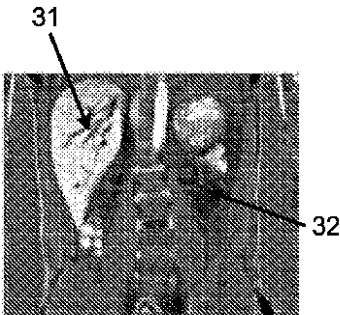
a)

【図 3 b )】



b)

【図 3 c )】



c)

---

フロントページの続き

(72)発明者 ベルナート ペーター

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 ビルディング  
5

(72)発明者 ワン ジンナン

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 ビルディング  
5

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 米国特許出願公開第 2 0 0 5 / 0 0 3 0 0 2 5 ( U S , A 1 )

特開 2 0 0 2 - 3 0 6 4 4 1 ( J P , A )

KELLMAN Peter et al. , Multiecho Dixon Fat and Water Separation Method for Detecting Fibrofatty Infiltration in the Myocardium , Magnetic Resonance in Medicine , 2 0 0 9 年  
1 月 , vol.61, No.1, 2 1 5 - 2 2 1 頁

(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 / 0 0

G 0 1 N 2 4 / 0 0