

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6928077号
(P6928077)

(45) 発行日 令和3年9月1日(2021.9.1)

(24) 登録日 令和3年8月10日(2021.8.10)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/055 3 7 6
A 6 1 B 5/055 3 1 1

請求項の数 13 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2019-506635 (P2019-506635)
 (86) (22) 出願日 平成29年8月15日 (2017.8.15)
 (65) 公表番号 特表2019-524303 (P2019-524303A)
 (43) 公表日 令和1年9月5日 (2019.9.5)
 (86) 國際出願番号 PCT/EP2017/070674
 (87) 國際公開番号 WO2018/033535
 (87) 國際公開日 平成30年2月22日 (2018.2.22)
 審査請求日 令和2年7月29日 (2020.7.29)
 (31) 優先権主張番号 16184159.8
 (32) 優先日 平成28年8月15日 (2016.8.15)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
歐州特許庁 (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 5656 アーヘー アイン
ドーフェン ハイテック キャンパス 5
2
(74) 代理人 100122769
弁理士 笛田 秀仙
(74) 代理人 100163809
弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】ディクソン型の水／脂肪分離を用いるMR撮像

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

MR撮像の方法において、
対象に第1の撮像シーケンスを行うことによりプリスキャンにおいて化学シフト符号化エコー信号を生成及び取得するステップと、

前記プリスキャンの前記エコー信号から脂肪割合マップを得るステップと、

前記対象に第2の撮像シーケンスを行うことにより臨床スキャンにおいて化学シフト符号化工エコー信号を生成及び取得するステップと、

前記脂肪割合マップから及び前記臨床スキャンの前記エコー信号から磁場マップ推定を得るステップと、

前記臨床スキャンの前記エコー信号からMR画像を再構成するステップであって、脂肪及び水からの信号寄与が前記磁場マップ推定に基づいて分離される、ステップと、
を有する方法。

【請求項2】

MR撮像の方法において、
対象に第1の撮像シーケンスを行うことによりプリスキャンにおいて化学シフト符号化エコー信号を生成及び取得するステップと、

前記プリスキャンの前記エコー信号から脂肪割合マップを得るステップと、

前記対象に第2の撮像シーケンスを行うことにより臨床スキャンにおいて化学シフト符号化工エコー信号を生成及び取得するステップであって、単一のエコー時間において前記臨

床スキャンの前記エコー信号を生成する、ステップと、

前記脂肪割合マップから及び前記臨床スキャンの前記エコー信号から磁場マップ推定を得るステップと、

前記臨床スキャンの前記エコー信号からMR画像を再構成するステップであって、脂肪及び水からの信号寄与が、単点ディクソン技術を使用して及び前記磁場マップ推定に基づいて、分離される、ステップと、

を有する方法。

【請求項3】

前記第1の撮像シーケンスが、2以上の異なるエコー時間において前記プレスキャンの前記エコー信号を生成し、前記脂肪割合マップが、二点又は多点ディクソン技術を使用して得られる、請求項1又は2に記載の方法。 10

【請求項4】

前記第2の撮像シーケンスが、2以上の異なるエコー時間において前記臨床スキャンの前記エコー信号を生成し、前記脂肪及び水からの信号寄与が、二又は多点ディクソン技術を使用して分離される、請求項1又は2に記載の方法。

【請求項5】

前記プリスキャンの空間解像度が、前記臨床スキャンの空間解像度より低い、請求項1乃至4のいずれか一項に記載の方法。

【請求項6】

前記磁場マップ推定が、前記プリスキャンの空間解像度において得られる、請求項5に記載の方法。 20

【請求項7】

前記磁場マップ推定が、前記MR画像を再構成するステップにおいて前記脂肪及び水からの信号寄与を分離する前に補間により前記臨床スキャンの空間解像度において計算される、請求項6に記載の方法。

【請求項8】

前記MR画像を再構成するステップにおいて前記脂肪及び水からの信号寄与を分離する前に前記磁場マップ推定に平滑化が適用される、請求項1乃至7のいずれか一項に記載の方法。

【請求項9】

前記脂肪割合マップが、前記プリスキャン及び前記臨床スキャンのシーケンスパラメータ及び組織タイプの情報を使用して、前記プリスキャンと前記臨床スキャンとの間のコントラスト重みづけの差について修正される、請求項1乃至8のいずれか一項に記載の方法。 30

【請求項10】

請求項1乃至9のいずれか一項に記載の方法を実行するMR装置において、前記MR装置が、検査体積内で静止主磁場を生成する少なくとも1つの主磁石コイルと、前記検査体積内で異なる空間的方向において切り替え磁場勾配を生成する複数の勾配コイルと、前記検査体積内でRFパルスを生成する及び/又は前記検査体積内に配置された対象からMR信号を受信する少なくとも1つのRFコイルと、RFパルス及び切り替え磁場勾配の時間的な並びを制御する制御ユニットと、前記受信されたMR信号からMR画像を再構成する再構成ユニットとを含み、前記MR装置が、 40

前記対象に第1の撮像シーケンスを行うことによりプリスキャンにおいて化学シフト符号化工コー信号を生成及び取得するステップと、

前記プリスキャンの前記エコー信号から脂肪割合マップを得るステップと、

前記対象に第2の撮像シーケンスを行うことにより臨床スキャンにおいて化学シフト符号化工コー信号を生成及び取得するステップと、

前記脂肪割合マップから及び前記臨床スキャンの前記エコー信号から磁場マップ推定を得るステップと、

前記臨床スキャンの前記エコー信号からMR画像を再構成するステップであって、脂肪 50

及び水からの信号寄与が前記磁場マップ推定に基づいて分離される、ステップと、
を実行するように構成される、MR装置。

【請求項11】

MR装置上で実行されるコンピュータプログラムにおいて、

前記対象に第1の撮像シーケンスを行うことによりプリスキャンにおいて化学シフト符号化エコー信号を生成及び取得する命令と、

前記プリスキャンの前記エコー信号から脂肪割合マップを得る命令と、

前記対象に第2の撮像シーケンスを行うことにより臨床スキャンにおいて化学シフト符号化エコー信号を生成及び取得する命令と、

前記脂肪割合マップから及び前記臨床スキャンの前記エコー信号から磁場マップ推定を得る命令と、10

前記臨床スキャンの前記エコー信号からMR画像を再構成する命令であって、脂肪及び水からの信号寄与が前記磁場マップ推定に基づいて分離される、命令と、
を有するコンピュータプログラム。

【請求項12】

請求項1乃至9のいずれか一項に記載の方法を実行するMR装置において、前記MR装置が、検査体積内で静止主磁場を生成する少なくとも1つの主磁石コイルと、前記検査体積内で異なる空間的方向において切り替え磁場勾配を生成する複数の勾配コイルと、前記検査体積内でRFパルスを生成する及び/又は前記検査体積内に配置された対象からMR信号を受信する少なくとも1つのRFコイルと、RFパルス及び切り替え磁場勾配の時間的な並びを制御する制御ユニットと、前記受信されたMR信号からMR画像を再構成する再構成ユニットとを含み、前記MR装置が、20

前記対象に第1の撮像シーケンスを行うことによりプリスキャンにおいて化学シフト符号化エコー信号を生成及び取得するステップと、

前記プリスキャンの前記エコー信号から脂肪割合マップを得るステップと、

前記対象に第2の撮像シーケンスを行うことにより、臨床スキャンにおいてエコー信号を生成及び取得するステップであって、単一のエコー時間において前記臨床スキャンの前記エコー信号を生成する、ステップと、

前記脂肪割合マップから及び前記臨床スキャンの前記エコー信号から磁場マップ推定を得るステップと、30

前記臨床スキャンの前記エコー信号からMR画像を再構成するステップであって、脂肪及び水からの信号寄与が、単点ディクソン技術を使用して及び前記磁場マップ推定に基づいて、分離される、ステップと、

を実行するように構成される、MR装置。

【請求項13】

MR装置上で実行されるコンピュータプログラムにおいて、

対象に第1の撮像シーケンスを行うことによりプリスキャンにおいて化学シフト符号化エコー信号を生成及び取得する命令と、

前記プリスキャンの前記エコー信号から脂肪割合マップを得る命令と、

前記対象に第2の撮像シーケンスを行うことにより臨床スキャンにおいてエコー信号を生成及び取得する命令であって、単一のエコー時間において前記臨床スキャンの前記エコー信号を生成する、命令と、40

前記脂肪割合マップから及び前記臨床スキャンの前記エコー信号から磁場マップ推定を得る命令と、

前記臨床スキャンの前記エコー信号からMR画像を再構成する命令であって、脂肪及び水からの信号寄与が、単点ディクソン技術を使用して及び前記磁場マップ推定に基づいて、分離される、命令と、

を有する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（MR）撮像の分野に関する。これは、MR装置の検査体積内に配置された身体の一部のMR撮像の方法に関する。本発明は、MR装置及びMR装置上で実行されるコンピュータプログラムにも関する。

【背景技術】

【0002】

二次元又は三次元画像を形成するために磁場と核スピンとの間の相互作用を使用する画像形成MR方法は、軟組織の撮像に対して、多くの点で他の撮像方法より優れしており、電離放射線を必要とせず、通常は非侵襲的であるので、特に医療診断の分野において、最近、幅広く使用されている。

10

【0003】

一般にMR方法によると、検査される患者の身体は、測定が基づく座標系の軸（通常はz軸）を同時に規定する方向を持つ強力な一様磁場 B_0 内に配置される。磁場 B_0 は、規定された周波数（いわゆるラーモア周波数、又はMR周波数）の交流電磁場（RF場）の印可により励起（スピン共鳴）されることができる磁場強度に依存して個別の核スピンに対して異なるエネルギーレベルを生じる。巨視的視点から、個別の核スピンの分布は、磁化がz軸に関する歳差運動を実行するように、z軸に垂直な適切な周波数の電磁パルス（RFパルス）の印可により平衡状態から偏向されることができる全体的な磁化を生じる。歳差運動は、開口角がフリップ角と称される円錐の表面を描く。フリップ角の大きさは、印可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°パルスの場合、スピンは、z軸から横断面（フリップ角90°）まで偏向される。

20

【0004】

RFパルスの終了後に、磁化は、元の平衡状態に戻るように緩和し、z方向の磁化は、第1の時定数 T_1 （スピン格子又は縦緩和時間）で再び増大し、z方向に垂直な方向の磁化は、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。磁化の変動は、磁化の変動がz軸に垂直な方向において測定されるようにMR装置の検査体積内に配置及び配向される受信コイルを用いて検出ができる。横磁化の減衰は、例えば、90°パルスの印可後に、同じ位相を持つ秩序状態から全ての位相角度が一様に分散された状態（ディフェージング、dephasing）への（局所磁場不均一性により誘起される）核スピンの遷移により、達成される。ディフェージングは、リフォーカスパルス（例えば180°パルス）を用いて補償ができる。これは、受信コイルにおいてエコー信号を生じる。

30

【0005】

体内の空間解像を実現するために、3つの主軸に沿って延在する一定の磁場勾配が、一様磁場 B_0 に重畳され、スピン共鳴周波数の線形空間依存性を引き起こす。受信コイルにおいて取得された信号は、この場合、体内の異なる場所と関連付けができる異なる周波数の成分を含む。受信コイルを介して取得された信号データは、空間周波数領域に対応し、k空間データと称される。k空間データは、通常は、異なる位相符号化で取得された複数のラインを含む。各k空間ラインは、多数のサンプルを収集することによりデジタル化される。k空間データのセットは、例えば、フーリエ変換を用いてMR画像に変換される。

40

【0006】

MR撮像において、一方の寄与を抑制するか又は両方の寄与を別々に若しくは一緒に分析するかのいずれかのために、全体的な信号に対する水及び脂肪の相対的な寄与に関する情報を取得することができる。これらの寄与は、異なるエコー時間に取得された2以上の対応するエコーからの情報が組み合わせられる場合に、計算されることがある。これは、化学シフト符号化と見なされてもよく、追加の次元、化学シフト次元が、わずかに異なるエコー時間に2以上のMR画像を取得することにより規定及び符号化される。水／脂肪分離に対して、これらのタイプの実験は、しばしば、ディクソン型（Dixon-type）の測定と称される。ディクソンMR撮像又はディクソン水／脂肪MR撮像により、

50

水／脂肪分離は、異なるエコー時間に取得された2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り達成される。一般に、このような分離は、脂肪及び水における水素の既知の歳差運動周波数差が存在するので、可能である。最も単純な形式において、水及び脂肪画像は、「同相 (in-phase)」及び「異相 (out-of-phase)」データセットの加算又は減算のいずれかにより生成される。

【0007】

いくつかのディクソン型MR撮像方法が、近年、提案されている。水／脂肪分離に対する異なるストラテジは別として、既知の技術は、取得する特定数のエコー（又は「点」）により及び使用されたエコー時間に課す制限により主に特徴づけられる。従来のいわゆる二又は三点方法は、水及び脂肪信号が、複素平面において、それぞれ、平行及び逆平行である同相及び逆相 (opposed phase) エコー時間を必要とする。三点方法は、フレキシブルなエコー時間を可能にするように徐々に一般化されている。したがって、これらは、エコー時間における水及び脂肪信号の間の角度又は位相を、もはや特定の値に制限していない。このようにして、これらは、撮像シーケンス設計におけるより多くの自由を提供し、特に取得からの信号対雑音比 (S/N) 利得と分離におけるS/N損失との間のトレードオフを可能にする。3つの代わりに2つのエコーのみをサンプリングすることは、スキャン時間を減少するのに望ましい。しかしながら、エコー時間に対する制約は、実際には、二重エコー取得を三重エコー取得より遅くするかもしれない。Eggers他 (Magnetic Resonance in Medicine, 65, 96-107, 2011) は、このような制約の除去を可能にする二重エコー・フレキシブル・ディクソン型MR撮像方法を提案した。

10

【0008】

ディクソン型MR撮像方法は、しばしば、複数反復又は複数取得アプローチを使用する高速（ターボ）スピニエコーシーケンスと組み合わせて適用される。典型的には、シフトされた読み出し磁場勾配及び取得窓を用いる2又は3のインタリーブされた測定が、使用される。

20

【0009】

既知の二又は三点ディクソン技術の主な欠点は、水／脂肪分離の前提条件としての複数のエコーの取得が、長いスキャン時間を必要とすることである。最小のスキャン時間は、二点ディクソン技術が使用される場合に少なくとも2倍される。他の欠点は、運動に対する増大された感受性及び T_2^* 効果に対する影響の受けやすさである。

30

【0010】

エコー信号が单一のエコー時間のみに取得される単点ディクソン技術は、文献（例えば、J. Ma, "A Single-Point Dixon Technique for Fat-Suppressed Fast 3D Gradient-Echo Imaging With a Flexible Echo Time", Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol. 27, p. 881-890, 2008）において報告されている。これらは、従来の多点技術に対するいくつかの利点を持ち、すなわち、スキャン時間は、大幅に短く、これらは、 T_2^* 効果により影響されず、運動に対する感受性が低い。

【0011】

しかしながら、既知の単点ディクソン技術の欠点は、「混合」ボクセルが生じる領域において水及び脂肪からの信号寄与を正確に分離することが本質的にできることである。このような混合ボクセルにおいて、水及び脂肪の両方からの信号寄与が、（例えば、前記ボクセルが65%の脂肪及び35%の水の寄与を含む骨組織において）存在する。このようなボクセルは、従来の技術により、（いずれの寄与が支配的であるかに依存して）純粋な脂肪ボクセル又は純粋な水ボクセルのいずれかとして認識される。これは、実際には放射線科医の視点から容認できない。

40

【0012】

以前に報告された単点技術の他の不利点は、いわゆる水／脂肪スワップの可能性である。取得されたエコー信号に対する異なる化学種からの寄与のレトロスペクティブ分離は、主磁場 B_0 の滑らかな空間的変動に依存する。この一般的な仮定は、典型的には、検査体積内の大さな磁化率勾配の近くで、かつ使用されるMR装置の主磁石コイルのアイソセン

50

タから離れた場所においても、破られる。このような不完全性は、異なる化学種からの信号寄与のレトロスペクティブ分離に対して従来使用されていたアルゴリズムに「スワップ」させ、脂肪からの信号寄与が誤って水画像に現れる又はその逆の結果を伴う。

【0013】

主磁場（例えば、別々に取得された B_0 マップ）の空間的変動に関する事前情報が、単点ディクソン技術の上記の問題を解決するのに使用できることは、更に既知である。しかしながら、 B_0 マップは、非常に正確でなくてはならない。ロバストな水／脂肪分離を保証するのに十分な B_0 マップの精度は、実際に達成することはほとんど不可能である。

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

先行する記載から、改良された MR 撮像技術に対する要望が存在することは、容易に理解される。本発明の目的は、主磁場 B_0 の不完全性による再構成 MR 画像における水及び脂肪信号のスワップを防ぐ、特に単点取得スキームと組み合わせた、ディクソン水／脂肪分離技術を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0015】

本発明によると、MR 撮像の方法が、開示され、前記方法は、

20

対象に第 1 の撮像シーケンスを行うことによりプリスキャンにおいてエコー信号を生成及び取得するステップと、

前記プリスキャンの前記エコー信号から脂肪割合 (fraction) マップを得るステップと、

前記対象に第 2 の撮像シーケンスを行うことにより臨床スキャンにおいてエコー信号を生成及び取得するステップと、

前記臨床スキャンの前記エコー信号から及び前記脂肪割合マップから磁場マップ推定を得るステップと、

前記臨床スキャンの前記エコー信号から MR 画像を再構成するステップであって、脂肪及び水の信号寄与が、前記磁場マップ推定に基づいて分離される、ステップと、
を有する。

30

【0016】

本発明は、従来のディクソン型 MR 技術の上記の制約に対処する。本発明は、水及び脂肪信号のスワップを取り除くことを目的とする。

【0017】

従来の単点ディクソン技術の上述の問題及び欠点が、脂肪割合が既知であるという規定の下で克服できることは、本発明の洞察である。前記脂肪割合は、所定のボクセルにおける合計信号（水及び脂肪信号寄与の和）に対する脂肪の相対的寄与として規定される。

【0018】

40

前記第 1 の撮像シーケンスは、好ましくは、2 以上の異なるエコー時間において前記プリスキャンの前記エコー信号を生成し、前記脂肪割合マップは、二又は多点ディクソン技術を使用して従来の形で得られる。前記第 2 の撮像シーケンスは、好ましくは、単一のエコー時間において前記臨床スキャンの前記エコー信号を生成し、脂肪及び水の信号寄与は、単点ディクソン技術を使用して分離される。換言すると、本発明の好適な実施例によると、二又は多点ディクソン技術が、前記プリスキャンに対して使用されるのに対し、単点ディクソン技術が、前記臨床スキャンに対して使用される。

【0019】

用語「臨床スキャン」は、MR 信号が最終的に再構成される標準的な MR 撮像スキャンを指す。前記プリスキャンは、対照的に、前記脂肪割合マップを得ることを可能にするのに役立つのみである。（有用な診断情報を有する）MR 画像は、前記プリスキャンのエコ

50

—信号データから再構成されない。

【0020】

代わりに、前記第2の撮像シーケンスは、2以上の異なるエコー時間においても前記臨床スキャンの前記エコー信号を生成し、脂肪及び水からの信号寄与は、二又は多点ディクソン技術を使用して分離される。この実施例において、二又は多点ディクソン技術は、前記プリスキャン及び前記臨床スキャンの両方に対して使用される。

【0021】

前記第2の撮像シーケンスは、ディクソン撮像に対して従来使用されていたいかなるマルチショット、マルチエコー撮像シーケンスであってもよい。

【0022】

前記磁場マップ推定が、前記臨床スキャンにおいて取得された信号データ及び前記脂肪割合マップから得られることは、本発明の更なる洞察である。本発明の意義の範囲内で、磁場マップは、視野内の各ボクセルに対する位相シフトを反映し、位相シフトは、主磁場 B_0 の不均一性、渦電流又は他の位相オフセットにより誘起される。磁場マップ情報は、(上記)混合ボクセルが生じる領域において本発明によって利用可能にされ、したがってMR画像再構成のステップにおいて正しい水/脂肪分離を可能にする。前記磁場マップ情報は、水/脂肪分離に対して使用されるアルゴリズムにおいていかなる曖昧さも除外する。

【0023】

前記脂肪割合マップが、前記主磁場(前記磁場マップ)の空間的変動を正確に取得することができる(例えば、 $5\text{ mm} \times 5\text{ mm} \times 5\text{ mm}$ 又はそれ以上のボクセルサイズを持つ)比較的粗い空間的グリッドに対して既知であることのみを必要とすることは、本発明の更に他の洞察である。したがって、本発明の好適な実施例において、前記プリスキャンの空間解像度は、前記臨床スキャンの空間解像度より低い(前記臨床スキャンから再構成される前記MR画像のボクセルサイズは、 $1\text{ mm} \times 1\text{ mm} \times 1\text{ mm}$ 又はそれ以下でありうる)。この場合、前記磁場マップ推定は、最初に前記プリスキャンの低い空間解像度においても得られる。前記磁場マップ推定は、次いで、前記MR画像の再構成のステップにおいて脂肪及び水からの信号寄与を分離する前に補間により前記臨床スキャンの解像度において計算ができる。平滑化は、オプションとして、前記MR画像の再構成のステップにおいて脂肪及び水からの信号寄与を分離する前に前記磁場マップ推定に適用されることができる。

【0024】

本発明の低解像度のプリスキャンは、(実際には1乃至5秒の)非常に短いスキャン時間において実行されることができる。したがって、前記プリスキャンにより引き起こされる追加のスキャン時間は、無視できる。前記プリスキャンは、水/脂肪スワップの可能性が最小化されるように前記エコー時間に関して最適化されることができる。これは、非常に正確な脂肪割合マップの結果となる。正確な脂肪割合マップに基づいて、最終的に再構成されるMR画像も、いかなる水/脂肪スワップも有さない。本発明は、前記脂肪割合の不正確な決定の可能性が、従来のディクソンアプローチにおける水/脂肪スワップの可能性より大幅に小さい(ゼロに近い)ことを用いる。

【0025】

前記プリスキャンが、前記臨床スキャンとは異なるコントラスト重みづけを持つ場合、前記プリスキャンにより生成された前記脂肪割合マップは、前記磁場マップ推定を得る前に修正されるべきである。この修正は、使用されたシーケンスパラメータに基づいて直接的に実行されることができる。これまでに記載された本発明の方法は、検査体積内で静磁場 B_0 を生成する少なくとも1つの主磁石コイルと、前記検査体積内で異なる空間的方向において切り替え磁場勾配を生成する複数の勾配コイルと、前記検査体積内でRFパルスを生成する及び/又は前記検査体積内に配置された患者の身体からMR信号を受信する少なくとも1つのボディRFコイルと、RFパルス及び切り替え磁場勾配の時間的な並びを制御する制御ユニットと、前記受信されたMR信号からMR画像を再構成する再構成ユニ

10

20

30

40

50

ットとを含むMR装置を用いて実行されることができる。本発明の方法は、前記MR装置の前記再構成ユニット及び／又は前記制御ユニットの対応するプログラミングにより実施されることができる。

【0026】

本発明の方法は、現在の臨床的使用におけるほとんどのMR装置上で有利に実行されることができる。このために、本発明の上で説明された方法ステップを実行するように前記MR装置が制御されるコンピュータプログラムを使用することが、単に必要である。前記コンピュータプログラムは、データ単体上に存在するか又は前記MR装置の前記制御ユニットへのインストールの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するかのいずれかでありうる。

10

【0027】

添付された図面は、本発明の好適な実施例を開示する。しかしながら、図面が、本発明の制約の規定としてではなく、説明の目的のみで設計されていると理解されるべきである。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】本発明の方法を実行するMR装置を示す。

【図2】本発明によってプリスキャンから得られた脂肪割合マップ（左）及び粗い空間的グリッド上の対応する磁場マップ推定（右）の実施例を示す。

20

【図3】本発明による磁場マップ推定及び臨床スキャンデータから本発明によって再構成された水画像（左）及び脂肪画像（右）を示す。

【発明を実施するための形態】

【0029】

図1を参照すると、MR装置が示されてる。前記装置は、実質的に一様な、時間的に一定の主磁場 B_0 が、検査体積を通るz軸に沿って作成されるような、超電導又は抵抗主磁石コイル2を有する。前記装置は、（一次、二次、及び利用可能であれば三次）シミングコイル2'のセットを更に有し、セット2'の個別のシミングコイルを流れる電流は、前記検査体積内の B_0 変動を最小化する目的で制御可能である。

【0030】

磁気共鳴生成及び操作システムは、MR撮像を実行するために、核磁気スピンを反転又は励起し、磁気共鳴を誘起し、磁気共鳴をリフォーカスし、磁気共鳴を操作し、前記磁気共鳴を空間的に又は他の形で符号化し、スピンを飽和させる等のように一連のRFパルス及び切り替え磁場勾配を印可する。

30

【0031】

より具体的には、勾配パルス増幅器3は、前記検査体積のx、y及びz軸に沿った全身勾配コイル4、5及び6の選択されたものに電流パルスを印可する。デジタルRF周波数送信器7は、RFパルスを前記検査体積内に送信するように送信／受信スイッチ8を介して、ボディRFコイル9にRFパルス又はパルスパケットを送信する。典型的なMR撮像シーケンスは、任意の磁場勾配と一緒に核磁気共鳴の選択された操作を達成する短い持続時間のRFパルスセグメントのパケットからなる。前記RFパルスは、飽和させ、共鳴を励起し、磁化を反転し、共鳴をリフォーカスし、又は共鳴を操作し、前記検査体積内に配置された身体10の一部を選択するのに使用される。前記MR信号は、身体RFコイル9によっても取得される。

40

【0032】

例えば並列撮像を用いて、身体10の限定領域のMR画像の生成に対して、局所アレイRFコイル11、12、13のセットが、撮像に対して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送信により誘起されたMR信号を受信するのに使用されることがある。

【0033】

結果として生じるMR信号は、ボディRFコイル9により及び／又はアレイRFコイル

50

11、12、13により取得され、好ましくはプリアンプ(図示されない)を含む受信器14により復調される。受信器14は、送信/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。

【0034】

ホストコンピュータ15は、エコーブラナ撮像(EPPI)、エコ一体積撮像、勾配及びスピンドルエコー撮像、高速スピンドルエコー撮像等のような複数のMR撮像シーケンスのいずれかを生成するようにシミングコイル2'並びに勾配パルス増幅器3及び送信器7を制御する。選択されたシーケンスに対して、受信器14は、各RF励起パルスの後に続く単一の又は複数のMRデータラインを矢継ぎ早に受信する。データ取得システム16は、前記受信された信号のアナログデジタル変換を実行し、各MRデータラインを更なる処理に適したデジタル形式に変換する。現代のMR装置において、データ取得システム16は、生画像データの取得に特別化された別のコンピュータである。

10

【0035】

最終的に、デジタル生画像データは、フーリエ変換又はSENSE又はSMASHのような他の適切な再構成アルゴリズムを適用する再構成プロセッサ17により画像表現に再構成される。前記MR画像は、前記患者を通る平面スライス、平行な平面スライスのアレイ、又は三次元体積等を表しうる。前記画像は、次いで、画像メモリに記憶され、前記画像メモリは、例えば結果として生じるMR画像の人間可読表示を提供するビデオモニタ18により、スライス、投影、又は前記画像表現の他の部分を、視覚化に対して適切なフォーマットに変換するためにアクセスされてもよい。

20

【0036】

本発明によると、エコー信号は、第1の撮像シーケンスの印可によりプリスキヤンにおいて低い空間解像度で生成及び取得される。この第1の撮像シーケンスは、例えば、適切な特定のエコー時間を使用するターボスピンドルエコーシーケンスのような、従来の二又は多点スピンドルエコー又は勾配エコーシーケンスであってもよい。前記プリスキヤンのボクセルサイズは、5mm×5mm×5mm又はそれ以上である。このプリスキヤンの持続時間は、約5秒又はそれ以下である。脂肪割合マップは、前記プリスキヤンの粗いグリッドにおいて従来の周知の形で前記プリスキヤンの前記エコー信号から得られる。次のステップとして、臨床スキャンは、第2の撮像シーケンスの印可によりそれぞれの診断タスクに対して必要とされる高い解像度(ボクセルサイズ1mm×1mm×1mm又はそれ以下)において実行される。前記第2の撮像シーケンスは、前記エコー信号が単一の特定のエコー時間のみに取得される単点ディクソン撮像に対して従来使用されていたように、単エコーシーケンスである。

30

【0037】

前記臨床スキャンの信号は、

$$s(t) = (w + f c(t)) z(t)$$
としてモデル化ができる。

【0038】

ここで $s(t)$ は、所定のボクセルに対する時間 t における前記測定された(複素)信号であり、「 w 」は、水の寄与(実数)を示し、「 f 」は、脂肪の寄与(実数)を示し、「 $c(t)$ 」は、水の寄与に対する時間 t における脂肪の寄与の振幅及び位相(複素数)を示す。「 $c(t)$ 」は、先驗的に既知であり、脂肪陽子のMRスペクトル(ディクソン水/脂肪分離アルゴリズムにおいて従来使用されていた「スペクトルモデル」)により決定され、「 $z(t)$ 」は、本発明の意義の範囲内の前記磁場マップ推定を表すフェーザ(phasor)を示す。「 $z(t)$ 」は、所定のボクセル位置における主磁場 B_0 の不均一性による位相発展(phase evolution)を示す。上の式は、

40

$$s(t) = w(1 + g c(t)) z(t); \quad g = f / w$$

と書き直ができる。

【0039】

前記脂肪割合マップから所定のボクセルに対して得られる脂肪割合「FF」は、

50

$$FF = \frac{f}{w+f} \rightarrow s(t) = f \left(\frac{1-FF}{FF} + c(t) \right) z(t)$$

として計算される。

【 0 0 4 0 】

これに基づいて、「 $z(t)$ 」のフェーザは、

$$\arg(z(t)) = \arg \left(\frac{s(t)}{\frac{1-FF}{FF} + c(t)} \right)$$

10

として計算されることがある。

【 0 0 4 1 】

前記フェーザのみが、前記磁場マップ推定を計算するのに必要とされるので、未知の「 w 」又は「 f 」は、無視されることができる。したがって、上の式は、前記脂肪割合マップが既知である場合に前記磁場マップ推定が完全に規定されることを示す。

【 0 0 4 2 】

前記プリスキャンが、前記臨床スキャンとは異なるコントラスト重みづけを持つ場合、前記プリスキャンの前記エコー信号から得られる前記脂肪割合マップは、更なる処理の前に修正される必要がある。一般に、前記第1及び第2の撮像シーケンスのパラメータ（以下では「スキャン1」と及び「スキャン2」と称される）及び組織の特性を仮定すると、周知の信号式を使用して T_1 、 T_2 、 T_2^* による信号変更を修正することができる。一般に、以下の式は、スキャンごとの所定の組織から前記信号を関連付けるのに適用する。

$$s_{\text{scan2}} = s_{\text{scan1}} \frac{f(T_1, T_2, T_2^*, \text{sequence parameters scan2})}{f(T_1, T_2, T_2^*, \text{sequence parameters scan1})} = s_{\text{scan1}} A_{12}$$

20

【 0 0 4 3 】

ここで関数 f は、例えば、反復時間、フリップ角、反転時間、エコー時間等を含むシーケンスパラメータのセット及びシーケンスのタイプに依存する。パラメータ A_{12} は、所定の組織タイプに対する2つのスキャンの間の信号の変動を示す。パラメータ A_{12} は、したがって、水組織（ w ）及び脂肪組織（ f ）に対して規定されることがある。

$$w_{\text{scan2}} = w_{\text{scan1}} A_{12,w}$$

$$f_{\text{scan2}} = f_{\text{scan1}} A_{12,f}$$

【 0 0 4 4 】

これらの関係は、脂肪割合（FF）マップを修正するのに使用されることがある。

$$FF_{\text{scan1}} = \frac{f_{\text{scan1}}}{w_{\text{scan1}} + f_{\text{scan1}}} = \frac{1}{\frac{w_{\text{scan1}}}{f_{\text{scan1}}} + 1} = \frac{1}{g_{\text{scan1}} + 1} \rightarrow g_{\text{scan1}} = \frac{1 - FF_{\text{scan1}}}{FF_{\text{scan1}}}$$

30

$$g_{\text{scan2}} = \frac{w_{\text{scan2}}}{f_{\text{scan2}}} = \frac{w_{\text{scan1}} A_{12,w}}{f_{\text{scan1}} A_{12,f}} = g_{\text{scan1}} \frac{A_{12,w}}{A_{12,f}} = g_{\text{scan1}} A_{12,g}$$

40

$$FF_{\text{scan2}} = \frac{1}{g_{\text{scan2}} + 1} = \frac{1}{g_{\text{scan1}} A_{12,g} + 1}$$

$$FF_{scan2} = \frac{1}{\frac{1-FF_{scan1}}{FF_{scan1}}A_{12,g}+1} = FF_{scan1} \frac{1}{A_{12,g}+FF_{scan1}(1-A_{12,g})}$$

【 0 0 4 5 】

一度修正された脂肪割合マップ FF_{scan2} が得られると、これは、上記のように水 / 脂肪分離に対する更なる処理において容易に使用することができる。

【 0 0 4 6 】

図 2 は、前記プリスキャンから得られた前記脂肪割合マップ（左の画像）を示す。前に記載されたように得られた対応する前記磁場マップ推定は、右の画像に示される。前記脂肪割合マップ及び前記磁場マップ推定の両方が、ここで、前記プリスキャンの粗い空間的グリッド上で利用可能である。

【 0 0 4 7 】

オプションとして、前記磁場マップ推定の空間的平滑化は、更なる処理の前に加えられてもよい。前記磁場マップ推定は、前記水 / 脂肪分離が実行される必要のある前記臨床スキャンの細かい空間的グリッド上で必要とされる。これは、単純に補間により達成されることがある。

【 0 0 4 8 】

水及び脂肪 MR 画像の再構成に対して、再び、上の信号モデルが、使用される。

$$s(t) = (w + f c(t)) z(t)$$

【 0 0 4 9 】

実数「 w 」及び「 f 」は、ここで、複素値「 $s(t)$ 」（前記測定された信号）、「 $c(t)$ 」（前記スペクトルモデル）、及び「 $z(t)$ 」（前記磁場マップ推定）が既知であるので、直接的に得られることができる。「 w 」及び「 f 」は、以下の連立方程式、

$$\begin{bmatrix} Re(s(t)z^*(t)) \\ Im(s(t)z^*(t)) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & Re(c(t)) \\ 0 & Im(c(t)) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} w \\ f \end{bmatrix}$$

30

を解くことにより得られる。

【 0 0 5 0 】

前記反転は、前記磁場マップ推定が既知であり、「 $Im(c(t))$ 」がゼロではない場合に、可能である。条件「 $Im(c(t)) = 0$ 」は、前記水及び脂肪の寄与が異相又は同相のいずれかであるエコー時間に対応する。したがって、単点取得に基づく上記の方法は、これら 2 つの場合に当てはまらない場合にのみ機能する。同相エコー時間又は異相エコー時間は、使用されるべきではない。前記取得が、「 $Im(c(t)) = + / - 1$ 」に近づくにつれて、前記システムは、より良い状態にされ、前記水 / 脂肪分離の品質は、より良くなる。「 $Im(c(t)) = + / - 1$ 」は、部分的異相及び部分的同相エコー時間に対応する。

40

【 0 0 5 1 】

図 3 は、前記臨床スキャンの高解像度の再構成水画像（左）及び対応する脂肪画像（右）を示す。見られるように、水及び脂肪の分離は、水 / 脂肪スワップに関して従来の単点ディクソン撮像技術において問題のある領域であると知られている脊柱領域（矢印）において正確である。

【図1】

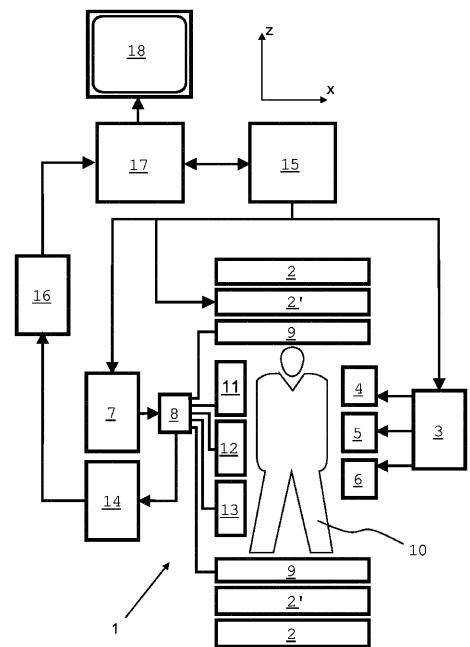


Fig. 1

【図2】

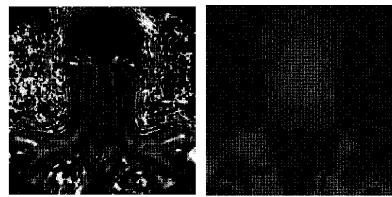


Fig. 2

【図3】

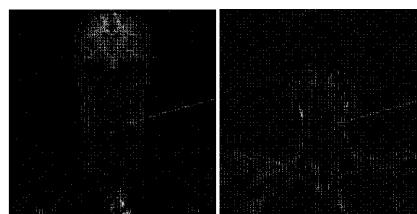


Fig. 3

フロントページの続き

(72)発明者 デ ウィアート エルウィン

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

(72)発明者 モーランド アドリアーン レーンダート

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

審査官 姫島 あや乃

(56)参考文献 特表2016-519994 (JP, A)

特開2000-070239 (JP, A)

特開2016-041384 (JP, A)

特開2002-200056 (JP, A)

米国特許出願公開第2015/0204955 (US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 5 / 055