

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7237066号

(P7237066)

(45)発行日 令和5年3月10日(2023.3.10)

(24)登録日 令和5年3月2日(2023.3.2)

(51)国際特許分類

A 6 1 B 5/055(2006.01)

F I

A 6 1 B 5/055 3 7 6

請求項の数 8 (全11頁)

(21)出願番号	特願2020-517151(P2020-517151)	(73)特許権者	590000248
(86)(22)出願日	平成30年9月26日(2018.9.26)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65)公表番号	特表2020-534916(P2020-534916 A)		ヴェ
(43)公表日	令和2年12月3日(2020.12.3)		Koninklijke Philips
(86)国際出願番号	PCT/EP2018/076035		N. V.
(87)国際公開番号	WO2019/063574		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(87)国際公開日	平成31年4月4日(2019.4.4)		ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
審査請求日	令和3年9月15日(2021.9.15)		High Tech Campus 52,
(31)優先権主張番号	17193731.1		5 6 5 6 AG Eindhoven, N
(32)優先日	平成29年9月28日(2017.9.28)	(74)代理人	etherlands
(33)優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁(EP)	(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
		(72)発明者	エッフェールス ホルヘル

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 改善された脂肪シフト補正をもつディクソンタイプの水／脂肪分離MRイメージング

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

MR装置の検査ボリューム内の主磁場中に配される被検体のMRイメージング方法であって、

被検体をイメージングシーケンスに曝し、読み出し磁場勾配のバイポーラ対を使用して、2又はそれより多くの異なるエコー時間に少なくとも2組のエコー信号を生成するステップであって、エコー信号の一方の組は、第1のエコー時間（TE1）に生成され、エコー信号の他方の組は、第2のエコー時間（TE2）に生成される、ステップと、

前記被検体からエコー信号を取得するステップと、

前記第1のエコー時間（TE1）に帰するエコー信号から第1の画像を再構成し、前記第2のエコー時間（TE2）に帰するエコー信号から第2の画像を再構成するステップと、

前記再構成された第1及び第2の画像の脂肪シフトをそれぞれ補償することにより、補正された第1及び第2の画像を計算するステップと、

脂肪と水の共鳴スペクトル及び前記主磁場の空間バリエーションを含む信号モデルを使用して、前記第1及び第2の画像並びに前記補正された第1及び第2の画像に基づいて前記取得されたエコー信号の位相誤差を推定し、

前記推定された位相誤差を使用して、前記取得されたエコー信号に対する脂肪及び水の信号寄与を分離することにより、水画像及び／又は脂肪画像を再構成するステップと、を有し、

前記再構成された磁気共鳴画像の勾配磁場誘起の空間符号化に関連する位相誤差が補正さ

れる、
方法。

【請求項 2】

前記位相誤差は、2つの個別の計算ステップにおいて推定され、当該推定は、一方の計算ステップにおいては前記第1及び第2の画像を使用して実行され、他方の計算ステップにおいては前記補正された第1及び第2の画像を使用して実行され、各ボクセル位置について、水からの寄与が当該ボクセル位置で優勢であることが判明した場合、前記第1及び第2の画像に基づいて推定された位相誤差が選択され、脂肪からの寄与が当該ボクセル位置で優勢であることが判明した場合には、前記補正された第1及び第2の画像に基づいて推定された位相誤差が選択される、請求項1に記載の方法。

10

【請求項 3】

前記信号モデルが脂肪のマルチピークスpekトルモデルを含む、請求項1又は2に記載の方法。

【請求項 4】

前記位相誤差を推定する前記ステップが、
各ボクセル位置での位相誤差のポテンシャル解を計算するステップと、
隣接するボクセル位置での位相誤差のバリエーションの空間平滑性を最大化することにより、前記位相誤差の1つの解を選択するステップと、
を有する、請求項1乃至3のいずれか1項に記載の方法。

20

【請求項 5】

水画像及び脂肪画像を再構成する前に、前記2つのエコー信号が、k空間の不良位置合わせについて補正される、請求項1乃至4のいずれか1項に記載の方法。

【請求項 6】

前記第1及び前記第2の画像並びに前記補正された第1及び第2の画像において、前記主磁場の不均一性により誘起されるシフトが補償される、請求項1乃至5のいずれか1項に記載の方法。

【請求項 7】

検査ボリューム内に均一な静的な主磁場を生成する少なくとも1つの主磁石コイルと、
前記検査ボリューム内のそれぞれ異なる空間方向に切り替え磁場勾配を生成する複数の勾配コイルと、

30

前記検査ボリューム内にRFパルスを生成し、及び／又は前記検査ボリューム内に配された被検体からMR信号を受信する、少なくとも1つのRFコイルと、

時間的に連続する前記RFパルス及び前記切り替え磁場勾配を制御する制御ユニットと、
受信したMR信号からMR画像を再構成する再構成ユニットと、
を有するMR装置であって、請求項1乃至5のいずれか1項に記載の方法の各ステップを実行するように構成されるMR装置。

【請求項 8】

請求項1乃至5のいずれか1項に記載の方法を実行するための命令を有する、MR装置上で実行されるコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴(MR)イメージングの分野に関する。本発明は、MR装置の検査ボリューム内の主磁場に配される被検体のMRイメージング方法に関する。本発明は更に、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関する。

【背景技術】

【0002】

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間の相互作用を利用する画像形成MR法は、軟組織のイメージングに関して、多くの点で他の画像イメージング方法より優れており、電離放射線を必要とせず、通常は侵襲的ではないので、今日では特に医

50

療診断の分野で広く使用されている。

【0003】

一般にMR方法によれば、被検患者の身体は、測定の基礎となる座標系の軸（通常はz軸）を規定する方向を同時に有する強力に均一な磁場B₀内に配置される。磁場B₀は、磁場強度に依存して、個々の核スピンのに関して異なるエネルギーレベルを生成し、核スピンは、規定された周波数（いわゆるラーモア周波数、すなわちMR周波数）の電磁交番磁場（RF場）の印加によって励起（スピン共鳴）されることができる。巨視的観点からは、個々の核スピンの分布は、z軸に垂直な適切な周波数（RFパルス）の電磁パルスを印加することによって平衡状態から逸らすことができる全体的な磁化を生成し、その結果、その磁化は、z軸の周りで歳差運動を行う。歳差運動は、開口角がフリップ角と呼ばれる円錐の表面を表す。フリップ角の大きさは、印加される電磁パルスの強度と持続時間とに依存する。いわゆる90°パルスの場合、スピンはz軸から横方向断面に偏向される（フリップ角90°）。

10

【0004】

RFパルスの終了後、磁化は緩和して元の平衡状態に戻り、再び第1の時定数T₁（スピン-格子緩和時間又は縦緩和時間）を有するz方向の磁化が形成され、z方向に垂直な方向の磁化は緩和して第2の時定数T₂（スピンスピン緩和時間又は横緩和時間）をもつ。磁化の変化は、z軸に垂直な方向の磁化の変化が測定されるようにMR装置の検査ボリューム内に配置され方向付けられる受信RFコイルによって、検出されることができる。横方向磁化の減衰は、例えば90°パルスの印加後に、（局所磁場不均一性によって引き起こされる）核スピンが同相にある並んだ状態からすべての位相角が均一に分布した状態（デフェージング）へ遷移することを伴う。デフェージングは、リフォーカスパルス（例えば180°パルス）によって補償されることができる。これにより、受信コイルにエコー信号が生成される。

20

【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在する一定の磁場勾配が、均一磁場B₀に重ねられ、これは、スピン共鳴周波数の線形空間依存性を与える。受信コイルにおいてピックアップされた信号は、体内のさまざまなロケーションに関連付けられるさまざまな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、空間周波数ドメインに対応し、k空間データと呼ばれる。k空間データは通常、それぞれ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k空間ラインは、複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、フーリエ変換により、MR画像に変換される。

30

【0006】

MRイメージングでは、全体信号に対する水と脂肪の相対的寄与に関する情報を取得して、それらのうちの一方の寄与を抑制する、又はそれらの両方の寄与を別々に若しくは一緒に分析することがしばしば望ましい。これらの寄与は、それぞれ異なるエコー時間に取得された2又はそれより多く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できる。これは、化学シフト符号化と考えることができ、この場合、それぞれわずかに異なるエコー時間に2又はそれより多くのMR画像を取得することによって、追加のディメンジョンである化学シフトディメンジョンが規定され、符号化される。水/脂肪分離に関して、これらのタイプの実験は、ディクソンタイプの測定と呼ばれることが多い。ディクソンMRイメージング又はディクソン水/脂肪MRイメージングによって、それぞれ異なるエコー時間に取得された2又はそれより多く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/脂肪分離が達成される。一般に、脂肪及び水における水素の歳差運動の周波数差は既知であるので、このような分離が可能である。最も単純な形では、水画像及び脂肪画像は、「同相」と「異相」のデータセットの加算又は減算によって生成される。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

【0007】

近年、いくつかのディクソンタイプのMRイメージング方法が提案されている。水／脂肪分離のさまざまな方策とは別に、既知の技術は、主に、それらが取得するエコー（又は「ポイント」）の特定の数と、使用されるエコー時間に課される制約とによって特徴付けられる。通常のいわゆる2点法及び3点法は、水信号及び脂肪信号がそれぞれ複素平面上で平行及び反平行になる同相及び逆相のエコー時間を必要とする。フレキシブルなエコー時間を可能にするために、3点法が徐々に一般化されている。したがって、3点法は、エコー時間における水信号と脂肪信号との間の角度又は位相を、もはや特定の値に制限しない。このようにして、3点法は、撮像シーケンス設計においてより多くの自由度を提供するとともに、特に取得からの信号対雑音比（SNR）利得と分離におけるSNR損失の間のトレードオフを可能にする。一方、スキャン時間を短縮するには、3つのエコーではなく2つのエコーだけをサンプリングすることが望ましい。Eggers他（Magn. Reson. Med., 65:96-107, 2011）は、デュアルエコーのフレキシブルなディクソンタイプMRイメージング方法を提案している。フレキシブルなエコー時間を用いるこのようなディクソンタイプMRイメージング方法を使用する場合、同相画像及び逆相画像はもはや取得される必要はなく、任意に水画像及び脂肪画像から合成される。

10

【0008】

ディクソンイメージングでは、2つの異なるエコー時間にエコー信号を取得するために、次のようなさまざまな方策が使用されることができ、（i）デュアルパス方式：各エコー信号が、正の振幅をもつ読み出し磁場勾配を使用して励起RFパルス後に別々に取得される；（ii）フライバック方式：両方のエコー信号が、負の振幅のリワインド磁場勾配と組み合わされる正の振幅の読み出し磁場勾配を使用して、同じ励起RFパルス後に取得される；及び（iii）バイポーラ方式：両方のエコー信号が同じ励起RFパルス後に取得され、一方のエコーは、正の振幅の読み出し磁場勾配を使用して取得され、他方のエコーは、負の振幅の読み出し磁場勾配を使用して取得される。

20

【0009】

バイポーラ方式は、スキャン時間の短縮、SNR（信号対雑音比）効率の向上、よりロバストなフィールドマップ推定、動き誘起のアーチファクトの低減、短いT2*に対する感度の低下など、多くの魅力的な利点を提供する。しかし、交番読み出し磁場勾配は、位相誤差又は幾何学的歪みを含むいくつかの問題を引き起こし、既存のディクソン水／脂肪分離技術の直接的な適用を制限する。読み出し磁場勾配の極性の反転は、奇数エコーと偶数エコーの間の反対方向の幾何学的歪みをもたらす。

30

【0010】

Lu他（Magn. Reson. Med. 2008, 60:198-209）は、これらの問題に対処するための3ステッププロシージャを提案している。第1に、水／脂肪分離の前に、取得されたエコー信号に後処理が適用される。この後処理は、エコーの不良位置合わせ（ミスアライメント）に起因する位相誤差を補正するために、k空間データをシフトすることを含む。第2に、フィールドマップを使用して画像データをリサンプリングし、主磁場の不均一性に起因する幾何学的歪みを補正する。フィールドマップ推定誤差の導入を避けるために、フィールドマップは、幾何学的歪みが無視できる低解像度画像データから推定される。第3に、水／脂肪分離がk空間において実行され、それにより、化学シフトに起因する幾何学的歪みが排除される。

40

【0011】

この既知のアプローチは主に、主磁場不均一性と化学シフトとに関連するアーチファクトの補正／抑制に成功する。しかしながら、この方法により再構成された水画像は、特に異なる組織間又は組織と空気間の界面で不完全な脂肪抑制を示した。

【0012】

米国特許出願第2017/0038446号公報において、水－脂肪周波数シフトに関連する位相補正が扱われている。しかしながら、この補正は、異なるエコー間及び水－脂肪周波数シフトによる水－脂肪間の付加の位相蓄積による位相誤差に対処する。

50

【0013】

本発明の目的は、残留アーチファクトを除去するために主磁場不均一性の改善された推定を伴うバイポーラ読み出し磁場勾配を使用するディクソンタイプMRイメージング技術を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明によれば、MR装置の検査ボリューム内の主磁場中に配される被検体のMRイメージングの方法であって、被検体をイメージングシーケンスに曝すことにより、読み出し磁場勾配のバイポーラ対を使用して、2又はそれより多くの異なるエコー時間に少なくとも2組のエコー信号を生成するステップであって、第1のエコー時間に一方の組のエコー信号が生成され、第2のエコー時間に他方の組のエコー信号が生成される、ステップと、被検体からエコー信号を取得するステップと、第1のエコー時間に帰するエコー信号から第1の画像を再構成し、第2のエコー時間に帰するエコー信号から第2の画像を再構成するステップと、再構成された第1及び第2の画像の脂肪シフトをそれぞれ補償することにより、補正された第1及び第2の画像を計算するステップと、脂肪及び水の共鳴スペクトルと主磁場の空間バリエーションとを含む信号モデルを用いて、第1及び第2の画像並びに補正された第1及び第2の画像に基づいて、取得されたエコー信号の位相誤差を推定するステップと、推定された位相誤差を使用して、取得されたエコー信号に対する脂肪及び水の信号寄与を分離することにより、水画像及び／又は脂肪画像を再構成するステップと、を有する方法が提案される。

【0015】

2つのエコー信号が、反対極性をもつ時間的に隣接する読み出し磁場勾配の対を用いて取得される。第1のエコーは、正の振幅の読み出し磁場勾配を用いて第1のエコー時間に取得され、第2のエコーは、負の振幅の読み出し磁場勾配を用いて第2のエコー時間に取得される（又はその逆でもよい）。

【0016】

2より多くのエコー信号が取得され、それに応じて処理されることができる。しかしながら、簡単にするために、以下では2つのエコー信号の場合のみが明示的に説明される。

【0017】

読み出し磁場勾配の振幅は、大きさが異なってもよく、その場合、2又はそれより多くのエコー信号が、可変帯域幅で取得されることができる。

【0018】

本発明は、基本的に、バイポーラ読み出し磁場勾配を使用する従来のマルチエコーディクソン技法の方法ステップを採用する。加えて、本発明は、化学シフトにより誘起される幾何学的歪みをより良く考慮するために、位相誤差、すなわちフィールドマップの推定を、元の2つのシングルエコー画像（本発明の意味における第1及び第2の画像）だけでなく、脂肪シフトが補償された2つの補正されたシングルエコー画像（本発明の意味における補正された第1及び第2の画像）にも基づいて行うことを提案する。脂肪シフトの補償は、読み出し磁場勾配のそれぞれの極性に応じて、第1及び第2の画像のコンテンツが正及び負の読み出し方向に空間的にシフトされることを意味する。最も単純な形では、脂肪の ^1H MRスペクトルは、この目的に関して、水の共鳴周波数に対し約 3.3 ppm の単一ピークになる。脂肪の共鳴周波数は、水の共鳴周波数よりも約 210 Hz (1.5 T)又は 420 Hz (3 T)低くなる。化学シフト又は共鳴周波数のこの違いは、再構成された第1及び第2の画像の脂肪からの信号寄与の空間変位につながる。本発明によれば、この空間変位は、補正された第1及び第2の画像において、対応する反対の空間変位により補償される。従って、脂肪信号の寄与は、補正された第1及び第2の画像において正しく位置合わせされるが、水からの信号寄与は、不正確に位置合わせ（ミスアライメント）される。脂肪のマルチピークスpekトルモデルが代わりに使用される場合、脂肪信号の寄与は、補正された第1及び第2の画像において正しく位置合わせされることができる。空間変位は、適切な空間畳み込み又はフィルタリングと置き換えられる必要がある。

【0019】

本発明は、再構成された磁気共鳴画像の勾配磁場誘起の空間符号化に関連する位相誤差を補正する。本発明の洞察は、化学シフトが水及び脂肪ボクセルの空間符号化に異なる影響を与えることである。この補正により、 n 点ディクソン法 ($n > 1$) の水-脂肪分離の精度が向上する。すなわち、補正は、マルチエコー取得技法の詳細に関係なく、任意のペアすなわち再構成された水画像及び脂肪画像に適用される。したがって、最終的な水脂肪分離がそれぞれ水と脂肪の支配的なボクセルの推定値を使用するかどうかにかかわらず、勾配符号化の違いに対する位相補正の利点の実現される。

【0020】

好適な実施形態において、位相誤差は、1つの計算ステップでは第1及び第2の画像を使用し、別の計算ステップでは補正された第1及び第2の画像を使用して、2つの個別の計算ステップにおいて推定され、各ボクセル位置について、水からの寄与が当該ボクセル位置で優勢（支配的）であることが判明した場合、第1及び第2の画像に基づいて推定された位相誤差が選択され、脂肪からの寄与が当該ボクセル位置で優勢であることが判明した場合には、補正された第1及び第2の画像に基づいて推定された位相誤差が選択される。このように、位相誤差の推定は、主に、各ボクセル位置における正確に位置合わせされた信号の寄与に基づいており、これにより、バイポーラ取得方策に起因する化学シフト誘起の幾何学的歪みを効果的に補償する。

【0021】

本発明の更なる好適な実施形態において、位相誤差を推定するステップは、各ボクセル位置において位相誤差のポテンシャル解を計算するステップと、隣接するボクセル位置にわたる位相誤差の変動の空間平滑性を最大化することにより、位相誤差の1つの解を選択するステップと、を有する。

【0022】

これは、従来の2点ディクソン法でも同様に実行される (Eggers et al., J. Magn. Reson. Imaging 2014; 40:251-268を参照)。各ボクセル位置における水及び脂肪からの信号寄与、化学シフトの差（脂肪の選択されたスペクトルモデルと信号取得に使用される2つのエコー時間値からの結果）と（主磁場不均一性により誘起される）位相誤差により誘起される水及び脂肪の間の位相オフセットを含む信号モデルが使用される。2つのシングルエコー画像からの信号モデルの3つの未知数（水の寄与、脂肪の寄与、位相誤差）の導出における基本的なあいまいさは、一般に、主磁場の不均一性の空間平滑性の仮定によって解かれる。したがって、水信号及び脂肪信号の寄与の直接的な計算の代わりに、2点ディクソン法は、典型的には、3つのステップで分離を行う：第1に、位相誤差に対するポテンシャル解が計算される。これは、このステップが2つのシングルエコー画像間の不良位置合わせの影響を受けるように、各ボクセルごとに独立に行われる。次に、位相誤差の空間平滑性を最大化することにより各ボクセルごとに1つの解が選択され、最後に、位相誤差が与えられる場合、水信号及び脂肪信号の寄与が推定される。

【0023】

本発明は、第1のステップを2回実行することを提案し、1回は、第1及び第2の画像に対して実行され、1回は、脂肪シフトが補償される補正された第1及び第2の画像に対して実行される。このようにして、元の2つのシングルエコー画像（第1及び第2の画像）において、水信号は位置合わせされ、脂肪信号は、不良位置合わせされ、補正された2つのシングルエコー画像（補正された第1及び第2の画像）において、水信号は、不良位置合わせされ、脂肪信号は位置合わせされている。次に、位相誤差のそれぞれの求められた解を使用して、水及び脂肪の信号寄与のポテンシャル値が推定される。この推定が、或るボクセル内の水の優位性を示す場合、2つの元のシングルエコー画像から導出される位相誤差の対応するポテンシャル値が使用される。水と脂肪の信号のポテンシャル値がボクセル内の脂肪信号の優位性を示す場合、2つの補正されたシングルエコー画像から導出された位相誤差の対応するポテンシャル値が代わりに使用される。このようにして、バイポーラ取得による2つのシングルエコー画像の間の不良位置合わせが適切に対処され、対応

10

20

30

40

50

する画像アーチファクトが低減される。

【0024】

バイポーラ取得に伴って生じる渦電流の影響により、2つのエコー信号は、好適には、第1及び第2の画像を再構成する前にk空間の不良位置合わせに関して補正される。この補正ステップの詳細に関しては、上記で引用されたLu他による論文を参照している。

【0025】

更なる好適な実施形態において、第1及び第2の画像の再構成並びに補正された第1及び第2の画像の計算の両方において、主磁場不均一性により誘起されるシフトの補償が導入される。主磁場不均一性に関する情報は、i) 事前知識（例えばB0マップの別個のスキャン）、ii) 低分解能画像（例えば、Lu他によって上記で引用した論文において提案される）、又はiii) 推定される位相誤差、から取得されることができる。後者の場合、反復アプローチが適用される。第1のステップでは、本発明に従って推定された位相誤差からB0マップが導出され、次いで、補正された第1及び第2の画像並びに第1及び第2の画像の対応するシフトが補償され、位相誤差の推定が、補償された画像に基づいて反復される。この反復は、収束に達するまで繰り返される。

【0026】

これまでに説明した本発明の方法は、検査ボリューム内に本質的に均一な静的な主磁場B0を生成する少なくとも1つの主磁石コイルと、検査ボリューム内の複数の異なる空間方向に切り替え磁場勾配を生成する複数の勾配コイルと、検査ボリューム内にRFパルスを生成し、及び／又は検査ボリューム内に位置する患者の身体からのMR信号を受信する少なくとも1つの身体RFコイルと、RFパルス及び切り替え磁場勾配の時間的な連続を制御する制御ユニットと、受信したMR信号からMR画像を再構成する再構成ユニットと、を有するMR装置によって実施されることができる。本発明の方法は、MR装置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現されることができる。

【0027】

本発明の方法は、臨床で今日使用されているほとんどのMR装置において有利に実行されることができる。この目的のために、本発明の上述の方法ステップを実行するようMR装置を制御するコンピュータプログラムを利用するだけでよい。コンピュータプログラムは、MR装置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、データ担体上に存在するか、データネットワーク内に存在しうる。

【0028】

添付の図面は、本発明の好適な実施形態を開示している。しかしながら、図面は、本発明の制限の定義としてではなく、例示のみを目的として設計されていることを理解されたい。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本発明の方法を実行するためのMR装置を示す図。

【図2】本発明によるバイポーラ読み出し磁場勾配を使用するディクソンイメージングシーケンスの概略的な（簡略化された）パルスシーケンス図。

【図3】従来の水／脂肪分離（左）により得られた水画像と本発明の方法（右）により得られた水画像との比較を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0030】

図1を参照して、MR装置1が、ブロック図として示されている。装置は、実質的に均一で一時的に一定の主磁場B0が検査ボリューム10を通るz軸に沿って生成されるように、超電導又は抵抗性の主磁石コイル2を有する。装置は、（第1、第2、該当する場合は第3の）シミングコイルの組2'を更に有し、組2'の個々のシミングコイルを通る電流は、検査ボリューム内のB0偏差を最小化するために制御可能である。

【0031】

磁気共鳴生成及び操作システムは、一連のRFパルスと切り替え磁場勾配を適用して、核磁気スピンを反転させ又は励起し、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、空間的に符号化し、磁気共鳴を飽和させ、スピンを飽和させる等をの処理を実施して、MRイメージングを実行する。

【0032】

より具体的には、勾配パルス増幅器3は、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の選択されたものに電流パルスを印加する。デジタルRF周波数送信器7は、送受信スイッチ8及び身体RFコイル9を介して、RFパルス又はパルスパケットを検査ボリュームに送信する。典型的なMRイメージングシーケンスは、任意の印加される磁場勾配により、選択された核磁気共鳴操作を実現する短い持続時間のRFパルスセグメントのパケットで構成される。RFパルスは、共鳴を飽和させ、共鳴を励起し、磁化を反転させ、共鳴をリフォーカスし、又は共鳴を操作し、検査ボリューム内に位置する身体10の一部を選択するために、使用される。MR信号は、身体RFコイル9によってもピックアップされる。

【0033】

身体10の限られた領域の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RFコイルを介してRF送信により誘起されたMR信号を受信するために使用されることができる。

【0034】

その結果として生じるMR信号は、身体RFコイル9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、好適には前置増幅器（図示せず）を有する受信器14によって復調される。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に接続されている。

【0035】

ホストコンピュータ15は、本発明のイメージングシーケンスを生成するように、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ついて、受信器14は、各RF励起パルスに続いて、単一又は複数のMRデータラインを速く連続して受信する。データ取得システム16は、受信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。今日の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化した別個のコンピュータである。

【0036】

最後に、デジタル生画像データは、フーリエ変換又はSENSE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によって、画像表現に再構成される。MR画像は、患者を横断する平面スライス、平行な平面スライスのアレイ、3次元ボリュームなどを表すことができる。次いで、画像は、画像メモリに記憶され、このメモリにアクセスすることにより、例えば得られたMR画像の人間可読の表示を提供するビデオモニタ18を介して、スライス、投影、又は画像表現の他の部分を、視覚化のための適切なフォーマットに変換されることができる。

【0037】

ホストコンピュータ15及び再構成プロセッサ17は、上記及び以下で説明する本発明の方法を実行するようにプログラムされる。

【0038】

図2に、本発明によるバイポーラ読み出し磁場勾配を使用したデュアルエコーディクソンイメージングシーケンスの概略的なパルスシーケンス図を示す。この図は、周波数エンコード方向(M)、位相エンコード方向(P)、及びスライス選択方向(S)の切り替え磁場勾配を示す。更に、この図は、RF励起パルスと、エコー信号が取得される時間間隔(ACQ1及びACQ2により示される)とを示す。この図は、エコー信号のペアの取得について説明している。エコー信号のこのようなペアの複数は、k空間の必要な領域を完

10

20

30

40

50

全にカバーするためにそれぞれ異なる位相エンコード（P）を使用して、図示されるシーケンスの複数の繰り返しによって、取得される。エコー信号の各ペアは、逆の極性yをもつ読み出し磁場勾配（M）の対応するペアを使用して取得される。バイポーラ読み出し磁場勾配のタイミング及び振幅は、異なるエコー時間TE1及びTE2並びにそれに対応する水プロトン及び脂肪プロトンからの信号寄与の異なる位相オフセットが提供されるように、エコー信号の取得ウィンドウACQ1及びACQ2をシフトするよう選択される。1組のエコー信号が、エコー時間TE1に取得され、別の組のエコー信号が、エコー時間TE2に取得される。これらの信号寄与のディクソンタイプの分離は、水及び／又は脂肪画像の再構成の最終ステップにおいて得られる位相オフセットに基づく。

【0039】

水と脂肪を分離するために、すなわち、取得されたエコー信号の組から最終的に純水及び／又は純脂肪画像を再構成するために、まず、第1の画像が、第1のエコー時間TE1に帰するエコー信号から再構成され、第2の画像が第2のエコー時間TE2に帰するエコー信号から再構成される。各ボクセル位置における水及び脂肪からの信号寄与、（主磁場不均一性により誘起される）位相誤差及び化学シフトの差によって誘起される水と脂肪の間の位相オフセットを含む水／脂肪分離のために、信号モデルが用いられる。位相誤差のポテンシャル解と、水信号及び脂肪信号の対応するポテンシャル解が計算される。次に、これらのステップは、繰り返されるが、今回は脂肪シフトの補正が行われ、補正された第1及び第2の画像と、位相誤差並びに水信号及び脂肪信号の対応するポテンシャル解を生成する。特定のボクセルの水信号及び脂肪信号の特定のポテンシャル解が、このボクセルにおける水の優位性を示す場合は、元の第1及び第2の画像から導出された位相誤差の対応するポテンシャル解が得られる。代わって、特定のボクセルにおける水信号及び脂肪信号の特定のポテンシャル解が、このボクセルにおける脂肪の優位性を示す場合は、補正された第1及び第2の画像から導出される位相誤差の対応するポテンシャル解が取得される。最後に、位相誤差の推定におけるあいまいさは、主磁場不均一性の空間平滑性の仮定によって解かれる。位相誤差の空間平滑性を最大化することにより、ポテンシャル解の1つが、各ボクセルごとに選択される。次に、各ボクセルごとにこのように決定される位相誤差を使用して、水画像及び／又は脂肪画像が取得される。

【0040】

本発明の前述の方法により、バイポーラ取得による2つのシングルエコー画像間の不良位置合わせが適切に対処され、対応する画像アーチファクトが大幅に低減される。これは、図3から明らかである。図3は、従来の2点水／脂肪分離（左）及び本発明の水／脂肪分離技術（右）で得られた水画像の比較を示している。白矢印は、従来の技術を使用して組織／空気界面での不完全な脂肪抑制を指す。このアーチファクトは、本発明の方法によって得られる正しい画像には存在しない。

10

20

30

40

50

【図面】

【図 1】

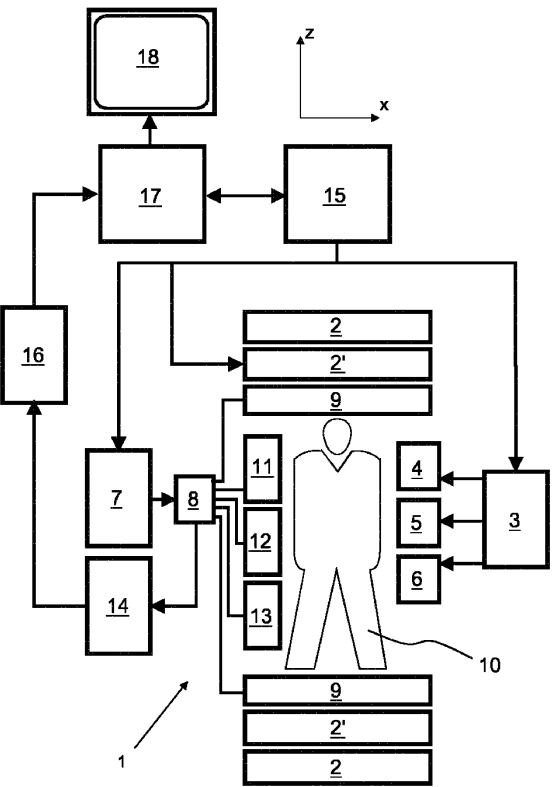


Fig. 1

【図 2】

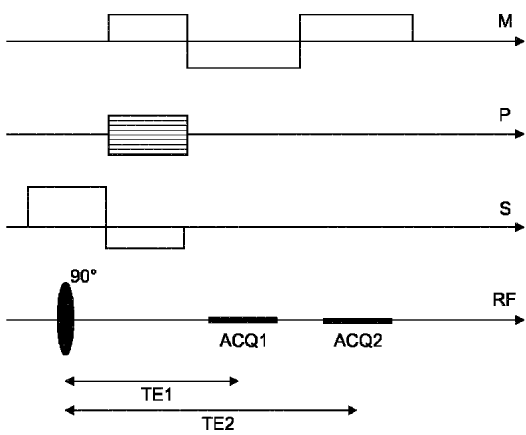


Fig. 2

【図 3】

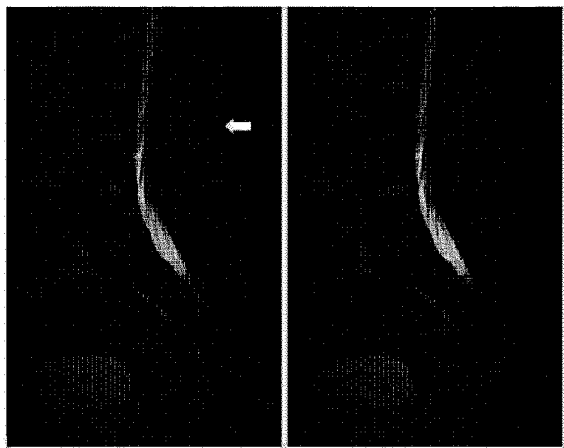


Fig. 3

10

20

30

40

50

フロントページの続き

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 5

審査官 蔵田 真彦

(56)参考文献 米国特許出願公開第 2 0 1 7 / 0 0 3 8 4 4 6 (U S , A 1)

Holger Eggers and Peter Boernert, Chemical Shift Encoding-Based Water-Fat Separation Methods, Journal of Magnetic Resonance Imaging, 米国, International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 2014年01月21日, Vol. 40, Issue 2, p.251-268, doi:10.1002/jmri.24568, ISSN 1522-2586

(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 / 2 8 - 3 3 / 6 4

J S T P l u s / J M E D P l u s / J S T 7 5 8 0 (J D r e a m I I I)