

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7208796号

(P7208796)

(45)発行日 令和5年1月19日(2023.1.19)

(24)登録日 令和5年1月11日(2023.1.11)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 5/055(2006.01)

A 6 1 B 5/055 3 1 2

G 0 1 R 33/54 (2006.01)

A 6 1 B 5/055 3 7 6

G 0 1 N 24/08 (2006.01)

A 6 1 B 5/055 3 7 4

G 0 1 N 24/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/055

Z D M

G 0 1 R 33/54

請求項の数 13 (全15頁) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願2018-562622(P2018-562622)

(86)(22)出願日 平成29年6月1日(2017.6.1)

(65)公表番号 特表2019-522513(P2019-522513
A)

(43)公表日 令和1年8月15日(2019.8.15)

(86)国際出願番号 PCT/EP2017/063326

(87)国際公開番号 WO2017/207700

(87)国際公開日 平成29年12月7日(2017.12.7)

審査請求日 令和2年5月29日(2020.5.29)

(31)優先権主張番号 16172658.3

(32)優先日 平成28年6月2日(2016.6.2)

(33)優先権主張国・地域又は機関
欧州特許庁(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 5 6 5 6 アーヘー アイン

ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2

High Tech Campus 52 ,

5 6 5 6 AG Eindhoven , N

etherlands

(74)代理人 110001690

弁理士法人M&Sパートナーズ

(72)発明者 エガース ホルガー

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン

ドーフエン ハイ テック キャンパス 5

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 ディクソン法による水／脂肪分離を用いたMR撮像

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

MR デバイスの検査ボリューム内に置かれた物体をMR撮像する方法であって、前記方法は、

一連のリフォーカシングRFパルスを含む撮像シーケンスに、前記物体をさらすステップであって、2つの連続リフォーカシングRFパルス間の各時間間隔において1対のエコー信号が生成される、前記ステップと、

バイポーラ読み出し傾斜磁場を使用して、前記物体から前記1対のエコー信号を収集するステップと、

水プロトン及び脂肪プロトンからの信号寄与が分離されるように、収集したエコー信号から、MR画像を再構成するステップと、

を含み、

各対のエコー信号は、仮想エコー信号にまとめられ、水プロトン及び脂肪プロトンからの信号寄与は、前記仮想エコー信号を使用する1ポイントディクソン法によって分離される、方法。

【請求項 2】

各仮想エコー信号は、各対のエコー信号のうちのエコー信号を位相補正及び平均化することによって計算される、請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

位相エンコード傾斜磁場が、前記撮像シーケンスによって生成される各対のエコー信号

10

20

のうちの 2 つのエコー信号間で切り替えられる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

各対のエコー信号は 2 回収集され、毎回、同じ位相エンコード法を用いるが、前記リフォーカシング R F パルスの逆位相を用いる、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

M R デバイスの検査ボリューム内に置かれた物体を M R 撮像する方法であって、前記方法は、

一連のリフォーカシング R F パルスを含む第 1 の撮像シーケンスに、前記物体をさらすステップであって、2 つの連続リフォーカシング R F パルス間の各時間間隔においてシングルエコー信号が生成される、前記ステップと、

ユニポーラ読み出し傾斜磁場を使用して、第 1 の受信バンド幅において、前記物体からエコー信号を収集するステップと、

一連のリフォーカシング R F パルスを含む第 2 の撮像シーケンスに、前記物体をさらすステップであって、2 つの連続リフォーカシング R F パルス間の各時間間隔において 1 対のエコー信号が生成される、前記ステップと、

バイポーラ読み出し傾斜磁場を使用して、第 2 の受信バンド幅において、前記物体から 1 対のエコー信号を収集するステップと、

水プロトン及び脂肪プロトンからの信号寄与が分離されるように、収集したエコー信号から、M R 画像を再構成するステップと、

を含み、

前記第 2 の受信バンド幅は、前記第 1 の受信バンド幅よりも高く、

水プロトン及び脂肪プロトンからの信号寄与は、第 1 の撮像シーケンス及び第 2 の撮像シーケンスによって生成されるエコー信号を使用する 3 ポイントディクソン法によって分離される、方法。

【請求項 6】

前記バイポーラ読み出し傾斜磁場は、ユニポーラ読み出し傾斜磁場よりも強い、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

M R デバイスの検査ボリューム内に置かれた物体を M R 撮像する方法であって、前記方法は、

一連のリフォーカシング R F パルスを含む第 1 の撮像シーケンスに、前記物体をさらすステップであって、2 つの連続リフォーカシング R F パルス間の各時間間隔においてシングルエコー信号が生成される、前記ステップと、

ユニポーラ読み出し傾斜磁場を使用して、第 1 の受信バンド幅において、前記物体からエコー信号を収集するステップと、

一連のリフォーカシング R F パルスを含む第 2 の撮像シーケンスに、前記物体をさらすステップであって、2 つの連続リフォーカシング R F パルス間の各時間間隔において 1 対のエコー信号が生成される、前記ステップと、

バイポーラ読み出し傾斜磁場を使用して、第 2 の受信バンド幅において、前記物体から 1 対のエコー信号を収集するステップと、

水プロトン及び脂肪プロトンからの信号寄与が分離されるように、収集したエコー信号から、M R 画像を再構成するステップと、

を含み、

前記第 2 の受信バンド幅は、前記第 1 の受信バンド幅よりも高く、

各対のエコー信号は、仮想エコー信号にまとめられ、水プロトン及び脂肪プロトンからの信号寄与は、前記仮想エコー信号及び第 1 の撮像シーケンスによって生成されるエコー信号を使用する 2 ポイントディクソン法によって分離される、方法。

【請求項 8】

各仮想エコー信号は、各対のエコー信号のうちのエコー信号を位相補正及び平均化することによって計算される、請求項 7 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 9】

位相エンコード傾斜磁場が、第 2 の撮像シーケンスによって生成される各対のエコー信号のうちの 2 つのエコー信号間で切り替えられる、請求項 5 又は 6 に記載の方法。

【請求項 10】

各対のエコー信号は 2 回収集され、毎回、同じ位相エンコード法を用いるが、前記リフォーカシング R F パルスの逆位相を用いる、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

同じ位相エンコード法であるが、前記リフォーカシング R F パルスの逆位相を用いて収集される対のエコー信号を比較することによって、F I D アーチファクト情報が導出され、前記 F I D アーチファクト情報は、前記第 1 の撮像シーケンスによって生成される収集されたエコー信号における F I D アーチファクトを補正するために適用される、請求項 7 に記載の方法。

10

【請求項 12】

検査ボリューム内に均一静磁場を発生させる少なくとも 1 つの主磁石コイルと、
前記検査ボリューム内の様々な空間方向において切り替え傾斜磁場を発生させる幾つかの傾斜磁場コイルと、
前記検査ボリューム内に R F パルスを発生させるか及び / 又は前記検査ボリューム内に置かれた物体からの M R 信号を受信する少なくとも 1 つの R F コイルと、
R F パルス及び切り替え傾斜磁場の時間的連続を制御する制御ユニットと、受信した前記 M R 信号から M R 画像を再構成する再構成ユニットと、
を含み、
請求項 1 から 11 の何れか一項に記載の方法のステップを行う、M R デバイス。

20

【請求項 13】

請求項 1 から 11 の何れか一項に記載の方法を実行するための命令を含む、M R デバイス上で実行される、コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴 (M R) 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置かれた体の一部を M R 撮像する方法に関する。本発明は更に、M R デバイスと、M R デバイス上で実行されるコンピュータプログラムとに関する。

30

【背景技術】

【0002】

今日では、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 方法は、軟組織の撮像について、他の撮像方法よりも多くの点において優れ、電離放射線を必要とせず、また、通常、侵襲的ではないので、特に医療診断分野において広く使用されている。

【0003】

M R 方法では、一般に、検査される患者の体は、強力な均一磁場 B_0 内に配置される。当該磁場の方向は、同時に、測定のベースとなる座標系の軸 (通常は Z 軸) を規定する。磁場 B_0 は、所定の周波数 (いわゆるラーモア (Larmor) 周波数又は M R 周波数) の交流電磁場 (R F 場) の印加によって励起 (スピン共鳴) される磁場強度に依存して、個々の核スピンに対し様々なエネルギーレベルを生成する。巨視的観点では、個々の核スピンの分布は、Z 軸に垂直な適切な周波数の電磁パルス (R F パルス) の印加によって、平衡状態から外れる全体磁化を生成し、これにより、磁化は Z 軸周りの歳差運動を行う。歳差運動は、円錐面を描き、その開口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° パルスの場合、スピンは、Z 軸から横断面へと偏向される (フリップ角 90°)。

40

【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る。平衡状態では、Z 方向にお

50

ける磁化が、第 1 の時定数 T_1 (スピン格子又は縦緩和時間) で再び蓄積され、Z 方向に垂直な方向における磁化が、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、当該磁化の変化が Z 軸に垂直な方向において測定されるように、MR デバイスの検査ボリウム内に配置され、方向付けられている受信 RF コイルによって検出される。横方向磁化の減衰は、例えば 90° パルスの印加後、(局所的な磁場の不均一性によって引き起こされる) 同じ信号位相を有する秩序状態からすべての位相角が均一に分布する状態への核スピンの遷移 (ディフュージング) が伴う。ディフュージングは、リフォーカシングパルス (例えば 180° パルス) によって相殺される。これは、受信コイルにおいてエコー信号を生成する。

【0005】

10

体内における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定傾斜磁場が、均一磁場 B_0 に重畳され、スピン共鳴周波数の線形空間的依存性につながる。このとき、受信コイルにおいて捕捉される信号は、体内の様々な場所に関連付けられる様々な周波数成分を含む。受信コイルを介して得られる信号データは、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ディングで収集される複数のラインを含む。各 k 空間ラインは、幾つかのサンプルを収集することによって、デジタル化される。k 空間データのセットは、例えばフーリエ変換によって、MR 画像に変換される。

【0006】

20

MR 撮像において、水及び脂肪の信号全体への相対的寄与に関する情報を得て、それらの一方の寄与を抑制するか、又は、それらの両方の寄与を別々に若しくは一緒に解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おいて収集された 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と計算することができる。これは、化学シフトエンコーディングと考えられる。化学シフトエンコーディングでは、追加の次元、即ち、化学シフト次元が規定され、僅かに異なるエコー時間において 2 つ以上の MR 画像を収集することによって符号化される。水 - 脂肪分離では、これらのタイプの実験は、しばしば、ディクソン (Dixon) 法測定と呼ばれる。ディクソン MR 撮像又はディクソン水 / 脂肪 MR 撮像によって、水 - 脂肪分離は、異なるエコー時間において収集された 2 つ以上の対応するエコーからの水及び脂肪の寄与を計算することによって達成される。一般に、このような分離は、脂肪及び水において水素の既知の歳差運動周波数差があることによって可能である。その最も単純な形において、「同位相 (in phase)」及び「逆位相 (out of phase)」データセットの加算又は減算の何れかによって、水及び脂肪の画像が生成される。

30

【0007】

近年、幾つかのディクソン式の MR 撮像方法が提案されている。水 / 脂肪分離に異なる戦略を使用する点を除き、既知の技術は、主に、それらが収集するエコーの具体的な数 (即ち、「ポイント」と、使用されたエコー時間にそれらが課す制約とによって特徴付けられる。従来のいわゆる 2 及び 3 ポイント法は、水及び脂肪信号が、それぞれ、複素平面において平行及び逆平行である同位相及び逆位相エコー時間を必要とする。3 ポイント法は、柔軟なエコー時間を許容するように徐々に一般化されてきている。したがって、3 ポイント法は、もはや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特定値に制限することはない。このようにして、3 ポイント法は、撮像シーケンスデザインにおいてより多くの自由を提供し、特に、分離において、収集からの信号対雑音比 (SNR) 利得と分離における SNR 損失とのトレードオフを可能にする。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は、走査時間の短縮に望ましいが、実際には、エコー時間に対する制約が、デュアルエコー収集を、トリプルエコー収集よりも遅くする場合がある。Egger 他 (Magnetic Resonance in Medicine、65、96 - 107、2011) は、上記制約の排除を可能にするデュアルエコーフレキシブルディクソン式 MR 撮像方法を提案している。よりフレキシブルなエコー時間を有する当該ディクソン式 MR 撮像方法を使用すると、同位相画像及び逆位相画像を収集する必要が必ずしもなく

40

50

なるが、任意選択的に、水画像及び脂肪画像から任意選択的に合成される。

【 0 0 0 8 】

ディクソン式MR撮像方法は、しばしば、複数の反復アプローチ又は複数の収集アプローチを使用する高速（ターボ）スピンエコーシーケンスと組み合わされて適用される。通常、シフトされた読み出し傾斜磁場及び収集ウィンドウを用いる2つ又は3つのインターリーブ測定が採用される。図2に、従来のターボスピンエコー（TSE）ディクソンシーケンスのパルスシーケンス概略図が示される。図2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）における切り替え傾斜磁場を示す。更に、図2は、RF励起及びリフォーカシングパルスだけでなく、エコー信号が収集される時間間隔（ACQと示される）も示す。図2は、撮像シーケンスの1つのショットの最初の3つのエコー信号の収集を示している。二重矢印は、同一の位相エンコーディングを用いた1つのショットの複数の反復間の読み出し傾斜磁場（上部）及び収集ウィンドウACQ（下部）のシフトを示す。読み出し傾斜磁場のシフトに従って、水プロトン及び脂肪プロトンそれぞれからの信号寄与の様々な位相オフセットが得られ、ディクソン式水/脂肪分離は、当該位相オフセットに基づいている。

10

【 0 0 0 9 】

従来のアプローチの欠点は、標準的な（非ディクソン）TSEシーケンスと比べると、ディクソンTSEシーケンスでは、所与のエコー間隔に対してより大きい受信バンド幅が必要である点である。これは、SNRを著しく低減する。これは、より大きいエコー間隔を採用することによって回避することができるが、この場合、より長い又はより多くのエコートレインが必要となる。これにより、再構成MR画像における対象範囲が小さくなり、再構成MR画像がより不鮮明になるか、又は、走査時間が長くなる。更に、従来のアプローチでは、FIDアーチファクトも問題である。リフォーカシングRFパルスの相反位相を用いた2つの収集を平均化することによるFIDアーチファクトの相殺は、収集の数を（もう一度）2倍にする必要があり、したがって、走査時間を更に一層増加するため、通常、実現困難である。米国特許出願公開第2016/0033605号は、リフォーカシングRFパルス間でエコー対を形成するようにバイポーラグラジエントパルスが使用されるマルチスピンエコー収集に関する。

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【 0 0 1 0 】

上記に基づき、ディクソン式MR撮像技術を改良する必要があることが容易に理解できるであろう。したがって、本発明は、TSE収集と組み合わせて効率的なディクソン式水/脂肪分離を可能にする方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

本発明によれば、MRデバイスの検査ボリューム内に置かれた物体をMR撮像する方法が開示される。当該方法は、

一連のリフォーカシングRFパルスを含む第1の撮像シーケンスに、物体をさらすステップであって、2つの連続リフォーカシングRFパルス間の各時間間隔においてシングルエコー信号が生成される、上記ステップと、

40

ユニポーラ読み出し傾斜磁場を使用して、第1の受信バンド幅において、物体からエコー信号を収集するステップと、

一連のリフォーカシングRFパルスを含む第2の撮像シーケンスに、物体をさらすステップであって、2つの連続リフォーカシングRFパルス間の各時間間隔において1対のエコー信号が生成される、上記ステップと、

バイポーラ読み出し傾斜磁場を使用して、第2の受信バンド幅において、物体から対のエコー信号を収集するステップと、

水プロトン及び脂肪プロトンからの信号寄与が分離されるように、収集したエコー信号から、MR画像を再構成するステップとを含み、第2の受信バンド幅は、第1の受信バン

50

ド幅よりも高い。

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、2つの別個のTSEシーケンス、即ち、第1及び第2の撮像シーケンスを使用して、それぞれ、シングルエコー信号及び対のエコー信号が収集される。第2の撮像シーケンスにおけるバイポーラ読み出し傾斜磁場のタイミングは、水プロトン及び脂肪プロトンからの信号寄与の適切な位相オフセットが提供されるように、エコー信号の収集ウィンドウをシフトさせるように選択される。再構成ステップにおいて、これらの信号寄与のディクソン式分離は、当該水プロトン及び脂肪プロトンに基づいている。

【 0 0 1 3 】

第2の撮像シーケンスにおいて印加されるバイポーラ読み出し傾斜磁場は、第1の撮像シーケンスのユニポーラ読み出し傾斜磁場よりも強いことが好適であり、各対のエコー信号は、反対の極性を有する時間的に隣接する読み出し傾斜磁場の対応する対を使用して収集される。したがって、各デュアルエコー読み出しの持続時間は、第1の収集のシングルエコー読み出しの持続時間と基本的に同じであることが達成される。

【 0 0 1 4 】

更に具体的には、第1の撮像シーケンスによって生成されるエコー信号は、第1の傾斜磁場強度を有するユニポーラ読み出し傾斜磁場を使用して収集され、第2の撮像シーケンスによって生成される対のエコー信号は、第1の傾斜磁場強度よりも大きい第2の傾斜磁場強度を有するバイポーラ読み出し傾斜磁場を使用して収集される。同時に、第1のエコー信号は、第2のエコー信号の収集に使用される信号受信バンド幅よりも小さい信号受信バンド幅を使用して収集される。したがって、収集全体が、低バンド幅サブシーケンス(第1の撮像シーケンス)及び高バンド幅サブシーケンス(第2の撮像シーケンス)でそれぞれ行われる2つの通常はインターリーブされるサブ収集に分割される。低バンド幅サブシーケンスでは、リフォーカシングRFパルス間の間隔の大部分の間に、第1のエコー信号をサンプリングすることによって、高信号サンプリング効率が達成される。この低バンド幅及び高サンプリング効率は、高SNRをもたらす。シングルエコー読み出しを有する第1の撮像シーケンスは、実際には、標準のTSEシーケンスと同じであるので、同じサンプリング効率を提供する。第2の撮像シーケンスは、より低いサンプリング効率しか達成せず、1エコー当たりのより低いSNRを提供する。これは、当該第2の撮像シーケンスが、約半分の時間で同じ勾配積分を対象としなければならないからである。しかし、対のエコー信号をサンプリングすることによって、第2の撮像シーケンスは、第1の撮像シーケンスと同様の高サンプリング効率及びSNRを達成する。

【 0 0 1 5 】

本発明に従って収集されるエコー信号から再構成されるMR画像は、両方の撮像シーケンスのより高いサンプリング効率及びより高いSNRからの恩恵を受ける。これは、再構成された同位相MR画像(従来のスピンエコー画像と同様に水及び脂肪の信号寄与を含む)だけでなく、水(又は脂肪抑制された)MR画像にも当てはまる。

【 0 0 1 6 】

これが本発明の主旨である。即ち、SNRを最大化するために、低受信バンド幅におけるユニポーラシングルエコー読み出し(第1の収集)を、高バンド幅におけるバイポーラデュアルエコー読み出し(第2の収集)と組み合わせることによって、効率的なTSEディクソン撮像を達成することである。

【 0 0 1 7 】

本発明の好適な実施形態では、第2の撮像シーケンスによって生成される収集された各対のエコー信号は、仮想エコー信号にまとめられ、水プロトン及び脂肪プロトンからの信号寄与は、仮想エコー信号及び第1の撮像シーケンスによって生成されるエコー信号を使用する2ポイントディクソン法によって分離される。本発明に従ってユニポーラシングルエコー読み出しから再構成されるシングルエコー画像のSNRは、(理想的には)バイポーラデュアルエコー読み出しから再構成される2つのシングルエコー画像におけるSNRよりも2の平方根だけ高い。バイポーラデュアルエコー読み出しの2つのエコー信号のシ

10

20

30

40

50

フトは、符号を除き、同じであるので、対応するシングルエコー画像は、適切な位相補正後、平均化されて、ユニポーラシングルエコー読み出しから再構成されたシングルエコー画像と同じ S N R を有するシングルエコー画像が得られる。これは、バイポーラデュアルエコー読み出しにおいて、（例えば特定の磁場強度における好適なエコーシフトを達成するために、又は、使用される M R 装置によって課される読み出し傾斜磁場強度及びスレーートの制約に対応するように）2つの部分エコー信号しか収集されない場合に依然として当てはまる。これは、従来の2ポイントディクソン法を水/脂肪分離に使用することを可能にする。

【0018】

或いは、水プロトン及び脂肪プロトンからの信号寄与は、第1及び第2の撮像シーケンスによって生成された3つの対応するエコー信号を使用する3ポイントディクソン法によって直接分離されてもよい。

【0019】

バイポーラデュアルエコー読み出しから組み合わされる仮想エコーの前述の概念は、有利に、水/脂肪分離のための1ポイントディクソン法と組み合わせて適用することもできる。この場合、第1の撮像シーケンスを省略することができる。この実施形態では、本発明の方法は、

一連のリフォーカシング R F パルスを含む撮像シーケンスに、物体をさらすステップであって、2つの連続リフォーカシング R F パルス間の各時間間隔において1対のエコー信号が生成される、上記ステップと、

バイポーラ読み出し傾斜磁場を使用して、物体から対のエコー信号を収集するステップと、

収集したエコー信号から、M R 画像を再構成するステップとを含み、各対のエコー信号は、仮想エコー信号にまとめられ、水プロトン及び脂肪プロトンからの信号寄与は、仮想エコー信号を使用する1ポイントディクソン法によって分離される。この変形例は、特に以下に説明される F I D アーチファクト抑制の概念に関して、本明細書に開示される本発明の方法の任意の他の特徴と組み合わせて適用されてよい。シングルポイント方法は、上記したものと基本的に同じ利点（高い S N R、優れたサンプリング効率）を有するが、デュアルエコーディクソン撮像ではなく、シングルエコーのみに関連する。

【0020】

より詳細には、仮想エコー信号は、各対のエコー信号のうちのエコー信号のフェーザ加重平均として計算される。3つのシングルエコー M R 画像 $S_1 - S_3$ におけるボクセル値は、

【数1】

$$S_1 = (W + c^* F) P_0 P^* P_1,$$

$$S_2 = (W + F) P_0 P_2,$$

$$S_3 = (W + c F) P_0 P P_3,$$

によってモデル化することができる。ここで、W及びFは、水信号及び脂肪信号の大きさであり、cは、（正の）エコーシフトにおける純粋水信号に対する純粋脂肪信号の振幅及び位相変動を記述する複素重み付け係数であり、 P_0 は、スピンエコーにおける（初期）位相のフェーザ表現であり、Pは、主磁場不均一性の作用のフェーザ表現であり、 $P_1 - P_3$ は、渦電流の作用のフェーザ表現である。簡潔さのために、緩和作用は無視される。

【0021】

$P_1 - P_3$ が別の校正測定から既知である場合、 $P_1 - P_3$ を除外することができる。

【数2】

10

20

30

40

50

$$S'_1 = (W + c^*F) P_0 P^*,$$

$$S'_2 = (W + F) P_0,$$

$$S'_3 = (W + c F) P_0 P.$$

ここで、 $W' = W P_0$ 、 $F' = F P_0$ と設定すると、

【数 3】

$$S'_1 = (W' + c^*F') P^*,$$

$$S'_2 = (W' + F'),$$

$$S'_3 = (W' + c F') P,$$

10

となり、これは、既存の複素数に基づいた 3 ポイントディクソン法を用いて解決することができる。

【0 0 2 2】

$P_1 - P_3$ が未知である場合、既存の大きさに基づいた 3 ポイントディクソン法を代わりに適用することができる。

20

【0 0 2 3】

或いは、最初に S_1 及び S_3 を仮想 S_{13} にまとめ、次に S_2 及び S_{13} に 2 ポイントディクソン法を適用することが提案される。これは、 S_1 及び S_3 が、それらの振幅が理想的に同じであるため、部分的に冗長的な情報を提供するという見識によって動機付けられている。簡潔さのために、 S_1 及び S_3 測定のための読み出し傾斜磁場強度は、 S_2 測定のための読み出し傾斜磁場強度の 2 倍であり、 S_1 及び S_2 測定のための読み出し傾斜磁場極性は同じであると一時的に仮定する。ここでも簡潔さのために、

【数 4】

$$P_1 = P_2^2,$$

$$P_3 = P_2^{*2},$$

30

であると仮定され、これは、

【数 5】

$$S_1 = (W + c^*F) P_0 P^* P_2^2,$$

$$S_2 = (W + F) P_0 P_2,$$

$$S_3 = (W + c F) P_0 P P_2^{*2},$$

40

及び

【数 6】

$$S_3^* = (W + c^*F) P_0^* P^* P_2^2$$

となる。

50

【 0 0 2 4 】

S_1 及び S_3^* から、 P_0^2 を導出することができる。 P_0^2 は、空間的に滑らかであることが予想されるので、雑音を低減するためにフィルタリングされてよい。 S_{13} は、この場合、例えば

【 数 7 】

$$S_{13} = S_1 + S_3^* P_0^2$$

によって得られる。任意選択的に、 P_2 を S_2 から導出することができ、 S_{13} を P_2^* で乗算することができる。

【 0 0 2 5 】

$P_1 - P_3$ 間の仮定される関係なしで、 P_0^2 ではなく、 $P_0^2 P_1 P_3$ を S_1 及び S_3^* から導出することができ、 S_{13} は、この場合、例えば

【 数 8 】

$$S_{13} = S_1 + S_3^* P_0^2 P_1 P_3$$

によって得られる。

【 0 0 2 6 】

或いは、1 ポイントディクソン法を S_{13} に適用することが提案される。

【 0 0 2 7 】

本発明の方法に従って、フロー補正が、傾斜磁場モーメントヌリング (nulling) によって適用されてよい。第 1 の撮像シーケンスでは、従来の TSE シーケンスと同じように、読み出し傾斜磁場のゼロ次モーメントは、通常、シングルエコー信号のエコー時間と後続のリフォーカシング RF パルスの時間の両方においてゼロである一方で、一次モーメントは、後者の場合にのみ、ゼロである。位相エンコード傾斜磁場では、ゼロ次モーメントだけが対応する後続のリフォーカシングパルスにおいてゼロである。スライス選択傾斜磁場では、FID アーチファクト低減のためにスポイリングするために通常印加される傾斜磁場は、任意のフロー補正を阻止する。

【 0 0 2 8 】

第 2 の撮像シーケンスでは、読み出し傾斜磁場のみが、第 1 の撮像シーケンスと異なる。そのゼロ次モーメントは、通常、対のエコー信号のエコー時間と、後続のリフォーカシング RF パルスの時間との両方においてゼロである。その一次モーメントは、対のエコー信号のうちの第 1 のエコー信号のエコー時間において非ゼロであり、対のエコー信号のうちの第 2 のエコー信号のエコー時間においてゼロである。このようにして、対のエコー信号から再構成される 2 つのシングルエコー MR 画像間の差を、フロー補正の向上に使用することができる。例えば第 1 のシングルエコー MR 画像におけるよりも高い第 2 のシングルエコー MR 画像における所与のボクセル位置における信号振幅は、フローに関連するボクセル内ディフェージングによるものであり、第 2 のシングルエコー MR 画像内の信号振幅だけを考慮することによって、補正することができる。

【 0 0 2 9 】

FID アーチファクトの相殺は、本発明に従って、バイポーラデュアルエコー読み出し (第 2 の撮像シーケンス) について、走査時間を増やすことなく、リフォーカシング RF パルスの相反位相での 2 つの収集を平均化することによって達成することができる。このために、位相エンコード傾斜磁場 (「ブリップ傾斜磁場」) は、第 2 の撮像シーケンスによって生成される各対のエコー信号のうちの 2 つのエコー信号間で切り替えられる。各対のエコー信号は 2 回収集され、毎回同じ位相エンコード法を用いるが、RF リフォーカシングパルスの逆位相を用いる。このようにすると、2 つのリフォーカシング RF パルス間の各時間間隔において、2 つの異なる k 空間ラインが収集される。これらの 2 つの k 空間ラインは、リフォーカシングパルスの逆位相を用いて 2 つの収集において 2 回測定され、

10

20

30

40

50

F I D アーチファクトの相殺のために別々に平均化される。

【 0 0 3 0 】

本発明の上記方法は、検査ボリューム内に基本的に均一な静磁場 B_0 を発生させる少なくとも 1 つの主磁石コイルと、検査ボリューム内の様々な空間方向において切り替え傾斜磁場を発生させる幾つかの傾斜磁場コイルと、検査ボリューム内に R F パルスを発生させるか及び / 又は検査ボリューム内に置かれた患者の体からの M R 信号を受信する少なくとも 1 つの全身 R F コイルと、R F パルス及び切り替え傾斜磁場の時間的連続を制御する制御ユニットと、受信した M R 信号から M R 画像を再構成する再構成ユニットとを含む M R デバイスによって実行することができる。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施することができる。

10

【 0 0 3 1 】

本発明の方法は、今日、臨床に使用されているほとんどの M R デバイス上で有利に実行することができる。このためには、M R デバイスが本発明の上記方法ステップを行うように、当該 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だけでよい。当該コンピュータプログラムは、データ担体上にあっても、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内にあってもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 2 】

添付の図面は、本発明の好適な実施形態を開示する。しかし、当然ながら、図面は、例示のためだけに作成されたものであり、本発明の限定の定義として作成されたものではない。

20

【 0 0 3 3 】

【図 1】図 1 は、本発明の方法を実行する M R デバイスを示す。

【図 2】図 2 は、従来の T S E ディクソン撮像シーケンスの（簡易）パルスシーケンス概略図を示す。

【図 3】図 3 は、本発明による第 1 及び第 2 の撮像シーケンスの（簡易）パルスシーケンス概略図を示す。

【図 4】図 4 は、図 3 に示される第 2 の撮像シーケンスにおいて適用されるパイポーラ読み出し傾斜磁場の詳細を概略的に示す。

30

【発明を実施するための形態】

【 0 0 3 4 】

図 1 を参照するに、M R デバイス 1 がブロック図として示される。デバイスは、実質的に均一で、時間的に一定の主磁場 B_0 が検査ボリューム内を通る Z 軸に沿って作成されるように、超電導又は抵抗主磁石コイル 2 を含む。デバイスは更に、（一次、二次及び必要に応じて三次）シミングコイルのセット 2' を含み、セット 2' の個々のシミングコイルを流れる電流は、検査ボリューム内の B_0 偏差を最小限に抑えるために制御可能である。

【 0 0 3 5 】

磁気共鳴発生及び操作システムが、一連の R F パルス及び切り替え傾斜磁場を印加して、核磁気スピンを反転又は励起させ、磁気共鳴を誘導し、磁気共鳴をリフォーカスさせ、磁気共鳴を操作し、磁気共鳴を空間的及び他の方法で符号化し、スピンを飽和させる等して、M R 撮像を行う。

40

【 0 0 3 6 】

より具体的には、傾斜磁場パルス増幅器 3 が、電流パルスを、検査ボリュームの X 軸、Y 軸及び Z 軸に沿った全身傾斜磁場コイル 4、5 及び 6 のうちの選択された傾斜磁場コイルに印加する。デジタル R F 周波数送信器 7 が、R F 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 R F コイル 9 に送信して、R F パルスを検査ボリューム内に送り込む。典型的な M R 撮像シーケンスは、短い持続時間の R F パルスセグメントのパケットから構成され、任意の印加された傾斜磁場と共に、核磁気共鳴の選択された操作を達成する。R F パルスを使用して、共鳴を飽和させ、共鳴を励起させ、磁化を反転させ、共

50

鳴をリフォーカスさせ又は共鳴を操作して、検査ボリューム内に配置される身体 10 の一部を選択する。MR 信号も、身体 RF コイル 9 によって捕捉される。

【0037】

身体 10 の限定領域の MR 画像の生成のために、局所アレイ RF コイル 11、12、13 のセットが、撮像用を選択される領域に隣接して置かれる。アレイコイル 11、12、13 を使用して、身体 - コイル RF 送信によって誘導される MR 信号を受信することができる。結果として得られる 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 によって捕捉され、好適には前置増幅器（図示せず）を含む受信器 14 によって復調される。受信器 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。

10

【0038】

ホストコンピュータ 15 が、シミングコイル 2' だけでなく、傾斜磁場パルス増幅器 3 及び送信器 7 も制御して、本発明の撮像シーケンスを生成する。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、単一の又は複数の MR データラインを高速連続で受信する。データ収集システム 16 が、受信信号のアナログ - 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形式に変換する。最新の MR デバイスでは、データ収集システム 16 は、生画像データの収集に特化した単独のコンピュータである。

【0039】

最終的に、デジタル生画像データは、再構成プロセッサ 17 によって、画像表現に再構成される。再構成プロセッサ 17 は、フーリエ変換か、又は、SENSE といった他の適当な再構成アルゴリズムを適用する。MR 画像は、患者の平面スライス、平行平面スライスのアレイ、3次元ボリューム等を表す。その後、MR 画像は画像メモリに保存される。画像メモリは、画像表現のスライス、投影又は他の部分を、例えば結果として得られた MR 画像の人間が読み取り可能な表示を提供するビデオモニタ 18 を介する視覚化に適した形式に変換するためにアクセスされる。

20

【0040】

本発明によれば、SNR を最大化するために、低受信バンド幅におけるユニポーラシングルエコー読み出しを、高バンド幅におけるバイポーラデュアルエコー読み出しと組み合わせることによって、効率的な TSE ディクソン撮像が達成される。

30

【0041】

これは、図 3 に示される。

【0042】

図 3 は、本発明による第 1 の撮像シーケンスを構成する TSE シーケンスのパルスシーケンス図 31 を示す。パルスシーケンス図 31 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) における切り替え傾斜磁場を示す。更に、当該パルスシーケンス図は、RF 励起及びリフォーカシングパルスだけでなく、エコー信号が収集される時間間隔 (ACQ と示される) も示す。シングルエコー信号が、第 1 の (低) 受信バンド幅において、各時間間隔 ACQ の間に収集され、高い SNR が得られる。このために、(M 方向における) 比較的弱いユニポーラ読み出し傾斜磁場が選択される。リフォーカシングパルス間の間隔の大部分において、MR 信号をサンプリングすることによって、第 1 の撮像シーケンスにおいて高いサンプリング効率に到達する。

40

【0043】

図 3 は、本発明による第 2 の撮像シーケンスの更なるパルスシーケンス図 32 を示す。第 2 の撮像シーケンスも、2つの連続するリフォーカシング RF パルス間の各時間間隔において 1 対のエコー信号を得るためにエコーシフトを有する TSE シーケンスである。対のエコー信号は、バイポーラ読み出し傾斜磁場を使用して収集される。各対のエコー信号は、相反極性を有する読み出し傾斜磁場の対応する対を使用して収集される。対応する信号収集期間は、ACQ 1 及び ACQ 2 と示される。各対のエコー信号のうちの第 1 のエコー信号は、間隔 ACQ 1 の間に収集され、各対のエコー信号のうちの第 2 のエコー信号は

50

、間隔 A C Q 2 の間に収集される。図示される例では、リフォーカシング R F パルス間の間隔は、第 1 及び第 2 の撮像シーケンスにおいて、基本的に同一であるが、読み出し傾斜磁場強度だけでなく、受信信号バンド幅は、第 2 の撮像シーケンスでは、エコーシフトを可能とするために、第 1 の撮像シーケンスに対して 2 倍にされる。

【 0 0 4 4 】

パルスシーケンス図の 3 1 及び 3 2 による 2 つの別個の T S E シーケンスは、本発明では、インターリーブ形式で適用される。第 1 及び第 2 の撮像シーケンスは、それぞれ、シングルエコー信号及び対のエコー信号を収集するように使用される。第 2 の撮像シーケンス（パルスシーケンス図 3 2）におけるバイポーラ読み出し傾斜磁場のタイミングは、水プロトン及び脂肪プロトンからの信号寄与の様々な位相オフセットが提供されるように、エコー信号の収集ウィンドウ A C Q 1、A C Q 2 をシフトするように選択される。M R 画像再構成の最終ステップにおけるこれらの信号寄与のディクソン式分離は、当該位相オフセットに基づいている。

10

【 0 0 4 5 】

例えば本発明による第 1 及び第 2 の撮像シーケンスによって生成されるエコー信号から、3 つのシングルエコー M R 画像を再構成することができる。その後、脂肪プロトン及び水プロトンからの寄与を分離するために、3 ポイントディクソン法を当該 3 つのシングルエコー M R 画像に直接適用することができる。水 / 脂肪分離は、次の通りにモデル化することができる。

【 数 9 】

20

$$\begin{bmatrix} S_1' \\ S_2' \\ S_3' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & c^* \\ 1 & 1 \\ 1 & c \end{bmatrix} \begin{bmatrix} W \\ F \end{bmatrix}$$

ここで、 $S_1' - S_3'$ は、（巨視的磁場不均一性の作用を補正した後の）当該 3 つのシングルエコー M R 画像におけるボクセル値であり、W 及び F は、複素水及び脂肪寄与であり、c は、（正の）エコーシフトにおける W に対する F の複素位相オフセット $e^{i\phi}$ （簡潔とするために、脂肪プロトンのシングルピークスpekトルモデルを仮定する）である。これに基づき、水及び脂肪信号寄与は、各ボクセルについて、最小二乗フィッティングアプローチによって推定することができる（Reeder 他による「Magnetic Resonance in Medicine」、51、35 - 45、2004 を参照されたい）。しかし、好適な実施形態では、対応して重み付けされた線形最小二乗推定を代わりに使用して、シングルエコー画像における S N R の差が考慮に入れられ、これは、より優れた S N R を提供する。

30

【 0 0 4 6 】

フロー補正に関して、対応する後続のリフォーカシングパルスにおける読み出し傾斜磁場の一次モーメントが、エコー信号のうちの 1 つのエコー信号の時間における読み出し傾斜磁場の一次モーメントよりも重大であると考えられる場合、前者は、読み出し傾斜磁場の最初のディフェージング及び最終のリフェージングのローブを（それらの領域は保ちながら）短く及び強くすることによって、低減することができる。これは、図 4 の真ん中の図に示される。左側の図は、図 3 のパルスシーケンス図 3 2 からの読み出し傾斜磁場ローブを示す。一次モーメントは、図 4 の右側の図に示されるように、読み出し傾斜磁場の 2 つの真ん中のローブを強めること（場合により部分エコーの収集が伴う）によってゼロに設定することもできるが、読み出し傾斜磁場の一次モーメントは、第 2 のエコー信号の時にはゼロではなくなる。

40

【 0 0 4 7 】

バイポーラデュアルエコー読み出しにおける F I D アーチファクトの相殺に関して、2 つの連続リフォーカシング R F パルス間の各間隔において、2 つの異なる k 空間ラインが収集されるように、2 つの収集間隔 A C Q 1、A C Q 2 の間に、位相エンコード傾斜磁場

50

(「ブリップ」)が導入されてよい。つまり、ブリップ傾斜磁場の印加は、 k 空間ラインの半分が、エコー信号の負のシフトで収集され、 k 空間ラインのもう半分が、エコー信号の正のシフトで収集されることにつながる。 k 空間ラインのこれらの2つのサブセットは、それらの複素共役対称を利用することによって単純にマッチすることができる。MR画像内の可能な位相は、第1の撮像シーケンスを用いて生成されたエコー信号から既知であり、この処理において適切に考慮される。

【0048】

更に、バイポーラデュアルエコー読み出しによってFIDアーチファクトに関して得られる情報も、走査時間を増やすことなく、ユニポーラシングルエコー読み出しにおけるFIDアーチファクトを抑制するために使用することができる。例えば第1の水/脂肪分離が、当該抑制なしで行われてよい。当該分離が、特定のボクセルが水又は脂肪を本質的に含むことを示す場合、バイポーラデュアルエコー読み出しから分かっている当該ボクセルにおけるFID寄与が、第1の水/脂肪分離によって提供される主磁場不均一性に関する情報を使用して、エコー信号のスピンエコーへのシフトからの相展開を反映するように変調され、その後、ユニポーラシングルエコー読み出しから得られた当該ボクセルにおける対応する信号から減算される。これは、SNRの潜在的な損失を範囲内に収めるために、FID寄与が特定の閾値を上回るボクセルに限定されてよい。次に、第2の水/水分分離が行われてよい。水及び脂肪の混合を含むボクセルについても、ユニポーラシングルエコー読み出しから得られる信号へのFID寄与を正確に予測するために、FID寄与についてのみ水/脂肪分離を行うことも考えられる。

10

20

30

40

50

【図面】

【図 1】

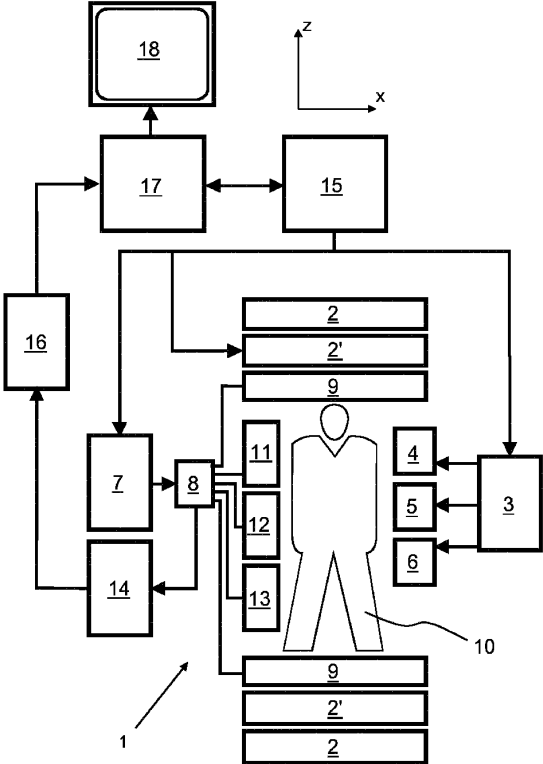


Fig. 1

【図 2】

従来技術

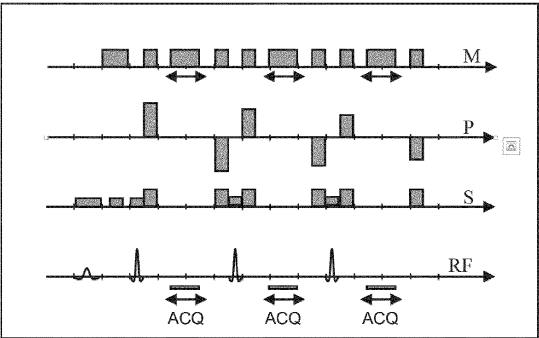


図 2

【図 3】

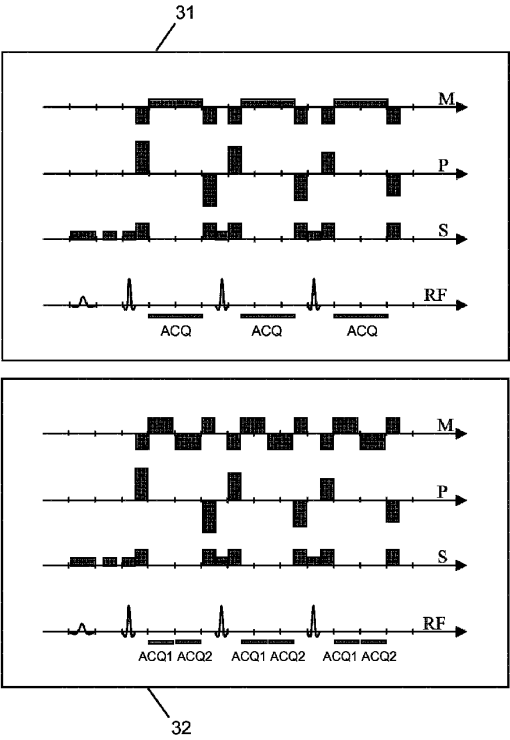


Fig. 3

【図 4】

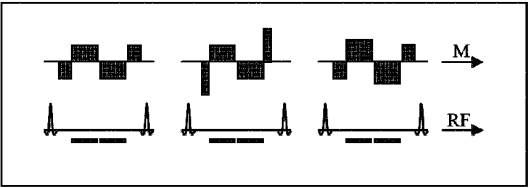


Fig. 4

10

20

30

40

50

フロントページの続き

(51)国際特許分類	F I		
	G 0 1 N	24/08	5 1 0 Y
	G 0 1 N	24/00	5 3 0 Y

審査官 蔵田 真彦

(56)参考文献	特開 2 0 1 4 - 0 0 8 4 0 9 (J P , A)
	特開 2 0 0 0 - 0 7 0 2 3 9 (J P , A)
	特表 2 0 1 6 - 5 1 4 5 6 3 (J P , A)
	米国特許出願公開第 2 0 1 3 / 0 0 8 9 2 7 1 (U S , A 1)
	米国特許出願公開第 2 0 1 6 / 0 1 3 9 2 2 2 (U S , A 1)
	米国特許出願公開第 2 0 1 5 / 0 1 6 1 7 8 4 (U S , A 1)

(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 / 4 8 - 3 3 / 5 8
	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)