

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6324308号
(P6324308)

(45) 発行日 平成30年5月16日 (2018. 5. 16)

(24) 登録日 平成30年4月20日 (2018. 4. 20)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 2
A 6 1 B 5/05 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 1 1
	A 6 1 B 5/05 Z D M

請求項の数 7 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2014-505742 (P2014-505742)
 (86) (22) 出願日 平成24年4月2日 (2012. 4. 2)
 (65) 公表番号 特表2014-511745 (P2014-511745A)
 (43) 公表日 平成26年5月19日 (2014. 5. 19)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2012/051598
 (87) 国際公開番号 W02012/143808
 (87) 国際公開日 平成24年10月26日 (2012. 10. 26)
 審査請求日 平成27年4月1日 (2015. 4. 1)
 (31) 優先権主張番号 11163003.4
 (32) 優先日 平成23年4月19日 (2011. 4. 19)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

前置審査

(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 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】 APT／CESTを使用する運動トリガMR撮像

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

身体動く部分のMR撮像の方法において、

1つ又は複数のプリパレーションRFパルスを前記身体の部分に当てる間に前記動く部分の所望の呼吸運動状態の認識に対して前記身体から運動信号を検出するステップと、

少なくとも1つの励起RFパルス及び切り替え磁場勾配を有する撮像シーケンスを前記身体の部分に当てるステップであって、前記撮像シーケンスが前記運動信号により検出された前記所望の呼吸運動状態によりトリガされるステップと、

前記身体の部分からMR信号を取得するステップであって、前記MR信号が、前記1つ又は複数のプリパレーションRFパルス及び前記撮像シーケンスにより影響を受ける、ステップと、

前記取得されたMR信号からMR画像を再構成するステップとを有し、

前記プリパレーションRFパルスが、

核磁化を飽和させる飽和RFパルス、又は

スピンロッキングRFパルス、又は

異なる核スピンの間で磁化を移動させる分極移動RFパルス、又は

プロトンデカップリングRFパルス、

であり、

前記プリパレーションRFパルスが、交換性プロトンプール又はCEST造影剤のプロ

10

20

トンの核磁化を飽和させる周波数選択的飽和 R F パルスである、
方法。

【請求項 2】

身体の動く部分の M R 撮像の方法において、

1 つ又は複数のプリパレーション R F パルスを前記身体の部分に当てる間に前記動く部分の所望の呼吸運動状態の認識に対して前記身体から運動信号を検出するステップと、

少なくとも 1 つの励起 R F パルス及び切り替え磁場勾配を有する撮像シーケンスを前記身体の部分に当てるステップであって、前記撮像シーケンスが前記運動信号により検出された前記所望の呼吸運動状態によりトリガされるステップと、

前記身体の部分から M R 信号を取得するステップであって、前記 M R 信号が、前記 1 つ又は複数のプリパレーション R F パルス及び前記撮像シーケンスにより影響を受ける、ステップと、

前記取得された M R 信号から M R 画像を再構成するステップとを有し、

前記プリパレーション R F パルスが、交換性プロトンプール又は C E S T 造影剤のプロトンの核磁化を飽和させる周波数選択的飽和 R F パルスである、
方法。

【請求項 3】

前記 1 つ又は複数のプリパレーション R F パルスの数及び / 又は持続時間が監視され、2 つの連続した撮像シーケンスの間の前記監視された数及び / 又は持続時間が所定の制限を超過するとすぐに、前記プリパレーション R F パルスの照射が中断される、請求項 1 ないし 2 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 4】

前記運動信号が、運動センサにより検出される、請求項 1 ないし 3 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 5】

検査体積内に一様な定常磁場を生成する少なくとも 1 つの主磁石コイルと、

前記検査体積内の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グラディエントコイルと、

前記検査体積内に R F 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 M R 信号を受信する少なくとも 1 つの R F コイルと、

前記身体の動く部分の運動を感知する運動センサと、

前記 R F パルス及び切り替え磁場勾配の時間的遷移を制御する制御ユニットと、

前記受信された 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有する M R 装置において、

前記 M R 装置が、

1 つ又は複数のプリパレーション R F パルスを前記身体の部分に連続的に当てる間に前記運動センサにより前記身体から運動信号を検出するステップと、

少なくとも 1 つの励起 R F パルス及び切り替え磁場勾配を有する撮像シーケンスを前記身体の部分に当てるステップであって、前記撮像シーケンスが前記検出された運動信号によりトリガされるステップと、

前記身体の部分から M R 信号を取得するステップと、

前記取得された M R 信号から M R 画像を再構成するステップとを実行し、

前記プリパレーション R F パルスが、

核磁化を飽和させる飽和 R F パルス、又は

スピンロッキング R F パルス、又は

異なる核スピンの間で磁化を移動させる分極移動 R F パルス、又は

プロトンデカップリング R F パルス、

であり、

10

20

30

40

50

前記プリパレーション R F パルスが、交換性プロトンプール又は C E S T 造影剤のプロトンの核磁化を飽和させる周波数選択的飽和 R F パルスである、
ように構成される、M R 装置。

【請求項 6】

検査体積内に一様な定常磁場を生成する少なくとも 1 つの主磁石コイルと、
前記検査体積内の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グラデ
ィエントコイルと、

前記検査体積内に R F 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 M R 信号を受信する少なくとも 1 つの R F コイルと、

前記身体の前記動く部分の運動を検知する運動センサと、

前記 R F パルス及び切り替え磁場勾配の時間的遷移を制御する制御ユニットと、

前記受信された M R 信号から M R 画像を再構成する再構成ユニットと
を有する M R 装置において、

前記 M R 装置が、

1 つ又は複数のプリパレーション R F パルスを前記身体の部分に連続的に当てる間に前
記運動センサにより前記身体から運動信号を検出するステップと、

少なくとも 1 つの励起 R F パルス及び切り替え磁場勾配を有する撮像シーケンスを前記
身体の部分に当てるステップであって、前記撮像シーケンスが前記検出された運動信号に
よりトリガされるステップと、

前記身体の部分から M R 信号を取得するステップと、

前記取得された M R 信号から M R 画像を再構成するステップと
を実行し、

前記プリパレーション R F パルスが、交換性プロトンプール又は C E S T 造影剤のプロ
トンの核磁化を飽和させる周波数選択的飽和 R F パルスである、
ように構成される、M R 装置。

【請求項 7】

M R 装置において実行されるコンピュータプログラムにおいて、前記コンピュータプロ
グラムが、請求項 1 乃至 4 の何れかの一項に記載の方法を実行するための命令を有する、
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 (M R) 撮像の分野に関する。これは、身体の前記動く部分の M R 撮像
の方法に関する。本発明は、M R 装置及び M R 装置に対す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 M R 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、最近では、特に医療診断の分野におい
て、幅広く使用されている。

【0003】

一般に M R 方法によると、検査されるべき患者の身体は、強力な一様な磁場内に配置さ
れ、前記磁場の方向は、同時に、測定が基づく座標系の軸 (通常は z 軸) を規定する。前
記磁場は、規定された周波数 (いわゆるラーモア周波数又は M R 周波数) の交流電磁場 (R F 場) の印加により励起 (スピン共鳴) されることができ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成する。巨視的視点から、個別の核スピンの分布は、適切な周波数の電磁パルス (R F パルス) の印加により平衡状態から偏向されることができ全体磁化を生成し、前記 R F パルスの磁場は、z 軸に垂直に延在し、前記磁化は、z 軸の周りで歳差運動を行う。前記磁化のこの運動は、円錐の表面を描き、前記円

10

20

30

40

50

錐の開口角は、フリップ角と称される。前記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 軸から横断面に偏向される（フリップ角 90° ）。前記 RF パルスは、前記 MR 装置の RF コイル構成により前記患者の身体に向けて照射される。前記 RF コイル構成は、典型的には、前記患者の身体が配置される検査体積を囲む。

【0004】

前記 RF パルスの終了後に、前記磁化は、元の平衡状態に戻るよう緩和し、 z 方向における磁化が、第 1 の時間係数 T_1 （スピン格子又は縦緩和時間）で再び構築され、 z 軸に垂直な方向の磁化は、第 2 の時間係数 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、前記磁化の変化が z 軸に垂直な方向において測定されるような形で前記 MR 装置の前記検査体積内で配置及び配向される受信 RF コイルを用いて検出されることができる。横磁化の減衰は、例えば 90° パルスの印加後に、同じ位相を持つ秩序状態から、全ての位相角が一樣に分布した状態への（局所的な磁場不均一性により誘発される）核スピンの遷移（位相散逸）を伴う。位相散逸は、リフォーカスパルス（例えば 180° パルス）を用いて補償されることができる。これは、前記受信コイルにおいてエコー信号（スピンエコー）を生成する。

【0005】

身体内の空間解像度を実現するために、3つの主軸に沿って延在する線形磁場勾配が、前記一様磁場に重畳され、スピン共鳴周波数の線形の空間依存性を引き起こす。前記受信コイルにおいて取得された信号は、この場合、身体内の異なる場所に関連付けられることができる異なる周波数の成分を含む。前記受信コイルにより得られた信号データは、空間周波数領域に対応し、 k 空間データと称される。前記 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、フーリエ変換を用いて MR 画像に変換される。

【0006】

一部の医療的応用において、異なる組織間の標準的な MR プロトコルからの MR 信号強度の差、すなわちコントラストは、満足のいく臨床情報を得るのに十分ではないかもしれない。この場合、例えば高度な MR シーケンス若しくは常磁性造影剤（ $Gd-DTPA/DOTA$ ）のような MR 造影剤、又は両方の組み合わせに依存するコントラスト強調技術が使用される。

【0007】

造影剤を使用する又はしない複数の重要な MR 応用において、例えば飽和移動、異核若しくは同核分極移動、プロトンデカップリング又はスピンロッキングに対して、長い及び/又は繰り返し印加されるプリパレーションパルスを使用する高度なコントラスト強調 MR 技術が、好ましい。

【0008】

コントラスト強調及び（桁違いの）MR 検出感度の増加に対する特に見込みのあるアプローチは、Balaban他により最初に記載された'化学交換飽和移動'（CEST）に基づく既知の方法である（例えば US 6 9 6 2 7 6 9 B 1 を参照）。この CEST 技術を用いて、画像コントラストは、主要な水の共鳴とはわずかに異なる周波数で共鳴する高速緩和プロトンプールを持つ造影剤の存在下で水プロトン信号の強度を変更することにより得られる。これは、水プロトン共鳴とは異なる周波数で共鳴する交換性プロトンのプールの核磁化を選択的に飽和させることにより達成される。交換性プロトンは、外からの CEST 造影剤（例えば DIACEST、PARACEST 又は LIPOCEST 造影剤）により提供されることができるが、生体組織（例えば、元の Balaban 方法ではカバーされていない、タンパク質内の内因性アミドプロトン及びブドウ糖内のペプチド）において見つけられることもできる。交換性プロトンの MR 周波数にマッチされる周波数選択的プリパレーション RF パルスは、この目的で使用される。前記交換性プロトンの MR 信号の飽和は、この後に、水プロトンとの双極子結合又は化学交換により被検患者の身体内の近くの水プロ

10

20

30

40

50

トンのMR信号に移動され、これにより水プロトンMR信号を減少させる。前記交換性プロトンのMR周波数における選択的飽和は、したがって、プロトン密度重み付けMR画像において負のコントラストを生じさせる。内因性交換性プロトンのアミドプロトン移動(APT)MR撮像は、悪性腫瘍組織における増加されたタンパク質濃度のように、分子レベルで病理過程の高感度かつ特異の検出を可能にする。APT信号は、交換速度がpH依存であるので、虚血性脳梗塞を特徴づけるのに使用されることができ局所的に変更されたpHレベルについて高感度で報告する。CEST造影剤は、 T_1 及び T_2 ベースのMR造影剤に対して複数の重要な利点を持つ。CEST造影剤は、マルチ周波数CEST MR検査において別々にアドレスされることができ交換性プロトンを持つ単一の化合物又は化合物の混合物を使用することにより多重化することを可能にする。これは、複数のパイ

10

オマーカが複数のユニークなCEST周波数と関連付けられることができる分子撮像に対して特に興味深い。更に、APT/CEST MR撮像におけるMRコントラストは、周波数選択的プリパレーションRFパルスを用いて随意にオン及びオフにされることができる。調節可能なコントラスト強調は、多くの応用、例えば検査される身体の病変組織における造影剤の選択的摂取が遅い場合に、高度に有利である。

【0009】

全ての既知のAPT/CEST MR撮像技術の問題は、画像データの実際の取得の前の選択的飽和が、比較的長い時間かかることである。前記交換性プロトンの飽和のビルドアップは、比較的遅いプロセスである(特徴的な時間スケールは、1秒のオーダーである)。結果として、APT/CEST測定に対する所望の飽和期間は、典型的には2ないし5

20

秒である。この場合、前記飽和期間の直後に、(スライス選択)励起RFパルスを含む撮像シーケンスが、通常、バルク水核磁化の励起のために印加され、1つ又は複数のMR信号が、例えばグラディエントエコー又はスピンエコーとして、記録される。撮像に使用される個別のMR信号の取得は、典型的には、数ミリ秒から数百ミリ秒かかり、フルk空間は、これらの短い信号取得のセットとして取得される。

【0010】

更に、Radiology 180(1991)671-675におけるR.S. Balaban他による論文'Magnetisation transfer contrast in MR imaging of the heart'において、磁気共鳴信号のゲート取得が、MRF移動に対して述べられている。オフ共鳴照射が、パルス間遅延の間に加えられる。

30

【0011】

運動により影響を受ける身体領域(例えば肝臓、前立腺及び腎臓のような腹部器官)のMR検査に対する臨床的応用において、APT/CEST MR撮像は、規定された運動状態におけるMR信号を取得するように運動検出と組み合わせられるべきである。例えば、腹部器官のMR撮像は、呼吸運動により影響を受ける。したがって、APT/CEST MR撮像は、規定された呼吸相(例えば完全な呼気)におけるMR信号を取得するように呼吸トリガと組み合わせられるべきである。検出された運動信号によりMR信号取得に対する撮像シーケンスをトリガすることは、当技術分野において周知である。しかしながら、撮像シーケンスがそれぞれのトリガ信号に対して開始される従来の運動トリガは、APT/CEST MR撮像に対して不適切かつ非効率である。例えば3ないし5秒になる

40

人間の呼吸間隔は、実際のMR信号取得の前の選択的飽和の持続時間と同様である時間スケールをカバーするので、運動相は、MR信号取得が数秒遅く開始するまで、変更される。更に、記載された例において、所望の呼吸相を示すトリガ信号を待つことは、1つの完全な呼吸サイクルまでかかり、これは、スキャン効率を低下させる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

今日まで、APT/CEST MR撮像及び運動トリガの効率的な組み合わせは、当技術分野において記載されていなかった。

【0013】

10

20

30

40

50

先行する記載から、改良されたMR撮像技術に対する必要性が存在することが容易に理解される。結果的に、本発明の目的は、APT/CESTを使用して動く身体部分の高品質MR撮像を可能にするMR撮像方法及びMR装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明によると、身体の動く部分のMR撮像の方法が開示される。前記方法は、前記身体の部分に1つ又は複数のプリパレーションRFパルスを当てている間に前記身体から運動信号を検出するステップと、

少なくとも1つの励起RFパルス及び切り替え磁場勾配を有する撮像シーケンスを前記身体の前記部分に当てるステップであって、前記撮像シーケンスが前記検出された運動信号によりトリガされるステップと、

前記身体の前記部分からMR信号を取得するステップと、

前記取得されたMR信号からMR画像を再構成するステップと、
を有する。

【0015】

本発明は、前記身体の前記部分のいかなる運動相の間でも連続的に前記プリパレーションRFパルスを印加し、MR信号取得が1つの事前に規定された運動状態（例えば完全な呼気）のみに実行されることを提案する。前記撮像シーケンスは、所定の運動状態が前記検出された運動信号に基づいて認識されるときにトリガされる。前記運動信号は、前記身体の前記部分の運動の運動相を表す。本発明の方法は、例えば腹部の運動トリガAPT/CEST MR撮像を可能にする。本発明の方法は、前記プリパレーションRFパルスが連続的に照射されるので、優れた時間効率性及びロバスト性により特徴づけられる。すなわち、前記プリパレーションRFパルスは、前記検査される部分の運動が生じている間、連続系列で繰り返し印加される。実際のMR信号取得は、前記検出された運動信号に基づいて所望の運動状態の認識の直後に開始することができる。代わりに、前記実際のMR信号取得は、前記MR信号取得の将来の初期化が与えられるように、所定の時間遅延の後にトリガされることができる。前記所定の時間遅延は、呼吸運動又は心臓運動のような間近な反復的運動のタイプに基づいてセットされることができる。本発明の方法は、正確な運動補正を提供する。運動アーチファクトなしの高品質MR撮像が、このように得られることができる。

【0016】

本発明の好適な実施例によると、前記運動信号は、運動センサにより検出される。本発明による応用に対して適切な運動センサは、当技術分野において周知である。例えばWO 2006/099011 A1は、MR信号取得中の呼吸相の検出を可能にするMR撮像に対する無線ボア内患者モニタを開示している。

【0017】

本発明の可能な実施例において、連続的に印加されるプリパレーションRFパルスは、前記運動信号の複数のサイクルにわたり広げられる。このようにして、MRデータ取得は、所定の運動状態の2番目、3番目（N番目）の発生毎にのみ実行される。これは、プリパレーションが単一の運動サイクル（例えば心臓又は呼吸サイクル）の典型的な持続時間より長い期間に対して要求される場合に有利である。

【0018】

本発明のアプローチは、異なるタイプのプリパレーションRFパルスと組み合わせて有利に使用されることができる。本発明の方法のプリパレーションRFパルスは、例えば、核磁化を飽和させる飽和RFパルス、又は T_1 を測定するスピンロッキングRFパルス、又は核オーバーハウザ強調（NOE）MR撮像に対する異なる核スピン間で磁化を移動させる等核若しくは異核分極移動RFパルス、又は多核MR撮像におけるプロトンデカップリングRFパルスでありうる。特に、本発明の方法のプリパレーションRFパルスは、内因性分子又はCEST造影剤に属する交換性プールのプロトンの核磁化を飽和させる周波数選択的飽和RFパルスであることができる。

【 0 0 1 9 】

A P T / C E S T M R 撮像は、飽和中の長く強い R F 照射がかなりの S A R 寄与を生じるので、検査される患者の組織における熱堆積 (S A R) に対する安全規則により特に制約される。本発明の好適な実施例によると、連続的に照射されるプリパレーション R F パルスの数及び / 又は持続時間が、監視され、前記プリパレーション R F パルスの照射は、2つの連続的な撮像シーケンスの間の監視された数及び / 又は持続時間が所定の制限を超過するとすぐに、中断される。本発明のこの実施例は、S A R 安全動作を保証する。前記所定の制限は、前記プリパレーション R F パルスが繰り返し照射される時間間隔を決定する。前記運動信号に基づいて認識される実際の運動間隔が、前記制限を超過する場合、前記プリパレーション R F パルスは、自動的にオフに切り替えられる。オプションとして、使用される M R 装置のオペレータは、通知されることができる。

10

【 0 0 2 0 】

ここまで記載された本発明の方法は、検査体積内で一様な正常磁場を生成する少なくとも1つの主磁石コイルと、前記検査体積内の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グラディエントコイルと、前記検査体積内で R F パルスを発生させる及び / 又は前記検査体積内に配置された患者の身体から M R 信号を受信する少なくとも1つの R F コイルと、前記身体の動く部分の運動を感知する運動センサと、R F パルス及び切り替え磁場勾配の時間的遷移を制御する制御ユニットと、前記受信された 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 装置を用いて実行されることができる。本発明の方法は、好ましくは、前記 M R 装置の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。

20

【 0 0 2 1 】

本発明の方法は、現在のところ臨床的使用においてほとんどの M R 装置において有利に実行されることができる。このため、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 M R 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、単に必要とされるだけである。前記コンピュータプログラムは、データ担体上に存在するか又は前記 M R 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に存在してもよい。

【 0 0 2 2 】

添付の図面は、本発明の好適な実施例を開示する。しかしながら、図面は、本発明の限定の規定としてではなく、説明の目的のみに対して設計されていると理解されるべきである。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 3 】

【図 1】本発明による M R 装置を示す。

【図 2】本発明の方法ステップを説明するタイミング図を示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 4 】

図 1 を参照すると、M R 装置 1 が示されている。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に超伝導又は常伝導主磁石コイル 2 を有する。前記装置は、(1 次、2 次、及び適用可能であれば 3 次の) シムコイルのセットを有し、前記セット 2' の個別のシムコイルを通る電流は、前記検査体積内の B_0 偏差を最小化する目的で制御可能である。

40

【 0 0 2 5 】

磁気共鳴発生及び操作システムは、M R 撮像を実行するように核磁気スピンを反転又は励起し、磁気共鳴を誘発し、磁気共鳴をリフォーカスし、磁気共鳴を操作し、空間的に及び他の形で前記磁気共鳴を符号化し、スピンを飽和させる等のように R F パルス及び切り替え磁場勾配の系列を印加する。

【 0 0 2 6 】

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 軸に沿って全身

50

グラディエントコイル 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 R F 周波数送信器 7 は、送信 / 受信スイッチを介して、身体 R F コイル 9 に R F パルス又はパルスパケットを送信し、前記検査体積内に R F パルスを送信する。典型的な M R 撮像シーケンスは、印加された磁場勾配と組み合わせる核磁気共鳴の選択された操作と一緒に達成する短い持続時間の R F パルスセグメントのパケットからなる。前記 R F パルスは、飽和させる、共鳴を励起する、磁化を反転させる、共鳴をリフォーカスする、又は共鳴を操作する及び前記検査体積内に配置された身体 10 の部分を選択するのに使用される。前記 M R 信号は、身体 R F コイル 9 又は / 及び複数の局所 R F 受信器アレイコイル 11、12、13 によっても取得される。

【0027】

10

並列撮像を用いて身体 10 の制限された領域の M R 画像の生成に対して、局所アレイ R F コイル 11、12、13 のセットは、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 R F 送信により誘発された M R 信号を受信するのに使用されることができる。

【0028】

結果として生じる M R 信号は、身体 R F コイル 9 及び / 又はアレイ R F コイル 11、12、13 により取得され、好ましくは前置増幅器（図示されない）を含む受信器 14 により復調される。受信器装置 14 は、送信 / 受信スイッチ 8 を介して R F コイル 9、11、12 及び 13 に接続される。

【0029】

20

ホストコンピュータ 15 は、エコープラナー撮像（EPI）、グラディエント及びスピネコエコー撮像、及び高速スピネコエコー撮像等のような複数の M R 撮像シーケンスのいずれかを生成するようにシムコイル 2' 並びにグラディエントパルス増幅器 3 及び送信器 7 を通る電流を制御する。選択されたシーケンスに対して、受信器 14 は、各 R F 励起パルスの後に続いて立て続けに全てのアクティブな受信 R F コイルから単一の又は複数の M R データラインを受信する。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 M R 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 M R 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された別のコンピュータである。

【0030】

30

最後に、デジタル生画像データは、フーリエ変換又は SENSE 若しくは GRAPPA 等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 M R 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すことができる。前記画像は、次いで、例えば結果として生じる M R 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する適切なフォーマットに変換するためにアクセスされることができる画像メモリに記憶される。

【0031】

描かれた M R 装置 1 は、前記検査体積内の患者の身体 10 に配置されたセンサ素子に接続された運動センサ 19 を更に有する。運動センサ 19 は、描かれた実施例において、前記患者の瞬間的な呼吸相を示す運動信号を検出する。

40

【0032】

図 1 を参照し続け、更に図 2 を参照すると、本発明の方法が、示されている。図 2 は、本発明の異なる方法ステップを持つタイミング図を示す。

【0033】

描かれた実施例において、呼吸運動信号が、運動センサ 19 により身体 10 から取得される。前記運動信号は、図 2 において M S により示される。

【0034】

運動信号 M S は、撮像されている身体部分が、A P T / C E S T 技術によって交換性プロトンプールの核磁化を飽和させるように繰り返し照射される飽和 R F パルスを連続的に

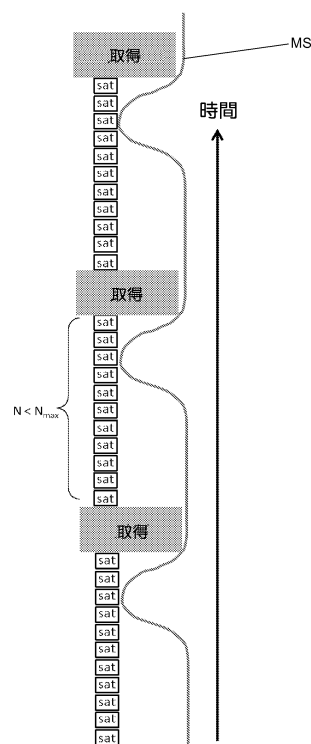
50

【 0 0 3 5 】

10

本発明の上記のMR撮像方法は、例えば腹部のAPT/CEST MR撮像に対して、運動トリガAPT/CEST応用を可能にする。本発明の方法は、次のトリガ事象が待機される時間間隔中に連続的に照射されるプリパレーションRFパルスにより、優れたスキャン時間効率及びロバスト性により特徴づけられる。正確な運動補正は、MR信号が取得される事前に規定された運動状態により達成される。SAR安全動作は、プリパレーションRFパルスの数又は持続時間が所定の制限を超過することを防ぐことにより保証される。

【图 2】



フロントページの続き

(72)発明者 ケウップ ヨヒエン

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 ビルディング
44

審査官 荒井 隆一

(56)参考文献 国際公開第2010/058732(WO, A1)

特開2009-056072(JP, A)

特開2008-142479(JP, A)

特開2007-082867(JP, A)

国際公開第2010/073184(WO, A1)

MICHAEL SCHAEER, TRIPLE REPETITION TIME SATURATION TRANSFER (TRIST) 31P SPECTROSCOPY FOR MEASURING HUMAN CREATINE KINASE REACTION KINETICS, MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, 2010年, V63, P1493-1501

J.Keupp et al., Respiratory triggered Chemical Exchange Saturation Transfer MRI for pH Mapping in the Kidneys at 3T, ISMRM, 2011年 5月13日, p.707

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

G01R 33/20-33/64

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)

Wiley Online Library