

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6046742号  
(P6046742)

(45) 発行日 平成28年12月21日(2016.12.21)

(24) 登録日 平成28年11月25日(2016.11.25)

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

請求項の数 8 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2014-548256 (P2014-548256)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成24年11月26日(2012.11.26)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2015-504714 (P2015-504714A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成27年2月16日(2015.2.16)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/IB2012/056748		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02013/093674		
(87) 国際公開日	平成25年6月27日(2013.6.27)	(74) 代理人	100107766
審査請求日	平成27年11月24日(2015.11.24)		弁理士 伊東 忠重
(31) 優先権主張番号	61/579,725	(74) 代理人	100070150
(32) 優先日	平成23年12月23日(2011.12.23)		弁理士 伊東 忠彦
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 フローアーチファクトの抑制を伴うMR撮像

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

MR装置の検査ボリューム内に置かれた身体をMR撮像する方法であって、

a) 切換え磁場勾配及びRFパルスの撮像シーケンスに前記身体の一部を晒すことによって、少なくとも2つのグラディエントエコー信号を2つの異なるエコー時間で生成するステップであり、リードアウト磁場勾配の0次モーメントが第1のグラディエントエコーの時点で実質的にゼロになり、前記リードアウト磁場勾配の1次モーメントは前記第1のグラディエントエコーの時点で非ゼロであり、前記リードアウト磁場勾配の前記0次モーメント及び前記1次モーメントの双方が第2のグラディエントエコーの時点で実質的にゼロになる、生成するステップと、

b) 前記グラディエントエコー信号を収集するステップと、

c) 複数の位相エンコーディングステップに関してステップa)及びb)を繰り返すステップと、

d) 前記第1のグラディエントエコーの前記グラディエントエコー信号からの第1のMR画像と、前記第2のグラディエントエコーの前記グラディエントエコー信号からの第2のMR画像とを再構成するステップと、

e) 前記第1のMR画像と前記第2のMR画像とを比較することによって、前記第1及び/又は第2のMR画像内でゴーストアーチファクトを特定するステップと、

を有する方法。

【請求項 2】

10

20

前記ゴーストアーチファクトは、前記第 2 の M R 画像と比較した前記第 1 の M R 画像における局所的な強度ロス及び / 又は局所的な強度ゲインに基づいて特定される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記ゴーストアーチファクトは、前記第 1 及び / 又は第 2 の M R 画像内で除去される、請求項 1 又は 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記第 1 の M R 画像と前記第 2 の M R 画像とを結合することによって少なくとも 1 つの最終 M R 画像が計算される、請求項 1 乃至 3 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 5】

前記グラディエントエコー信号は、異なる M R スペクトルを有する少なくとも 2 つの化学種からの寄与を有し、前記エコー時間は、前記少なくとも 2 つの化学種からの信号寄与が、前記第 1 のグラディエントエコーの時点においてより、前記第 2 のグラディエントエコーの時点において、より同相になるように選定される、請求項 1 乃至 4 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 6】

前記少なくとも 1 つの最終 M R 画像が前記化学種のうち的一方のみからの寄与を有するよう、前記少なくとも 2 つの化学種の前記信号寄与が分離される、請求項 4 及び 5 に記載の方法。

【請求項 7】

請求項 1 乃至 6 の何れか一項に記載の方法を実行する M R 装置であって、

当該 M R 装置は、検査ボリューム内に均一な定常磁場  $B_0$  を生成する少なくとも 1 つの主磁石コイルと、前記検査ボリューム内に異なる空間方向の切換え磁場勾配を生成する複数のグラディエントコイルと、前記検査ボリューム内に R F パルスを生成し且つ / 或いは前記検査ボリューム内に位置付けら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 R F コイルと、時間的に相次ぐ R F パルス及び切換え磁場勾配を制御する制御ユニットと、受信された M R 信号から M R 画像を再構成する再構成ユニットとを含み、

当該 M R 装置は、

a) 切換え磁場勾配及び R F パルスの撮像シーケンスに前記体の一部を晒すことによって、少なくとも 2 つのグラディエントエコー信号を 2 つの異なるエコー時間で生成するステップであり、リードアウト磁場勾配の 0 次モーメントが第 1 のグラディエントエコーの時点で実質的にゼロになり、前記リードアウト磁場勾配の 1 次モーメントは前記第 1 のグラディエントエコーの時点で非ゼロであり、前記リードアウト磁場勾配の前記 0 次モーメント及び前記 1 次モーメントの双方が第 2 のグラディエントエコーの時点で実質的にゼロになる、生成するステップと、

b) 前記グラディエントエコー信号を収集するステップと、

c) 複数の位相エンコーディングステップに関してステップ a) 及び b) を繰り返すステップと、

d) 前記第 1 のグラディエントエコーの前記グラディエントエコー信号からの第 1 の M R 画像と、前記第 2 のグラディエントエコーの前記グラディエントエコー信号からの第 2 の M R 画像とを再構成するステップと、

e) 前記第 1 の M R 画像と前記第 2 の M R 画像とを比較することによって、前記第 1 及び / 又は第 2 の M R 画像内でゴーストアーチファクトを特定するステップと、

を実行するように構成される、

M R 装置。

【請求項 8】

M R 装置上で実行されるコンピュータプログラムであって、

a) 切換え磁場勾配及び R F パルスの撮像シーケンスを生成するための命令であり、リードアウト磁場勾配の 0 次モーメントが第 1 のグラディエントエコーの時点で実質的にゼロになり、前記リードアウト磁場勾配の 1 次モーメントは前記第 1 のグラディエントエコー

10

20

30

40

50

ーの時点で非ゼロであり、前記リードアウト磁場勾配の前記 0 次モーメント及び前記 1 次モーメントの双方が第 2 のグラディエントエコーの時点で実質的にゼロになる、命令と、  
b) グラディエントエコー信号を収集するための命令と、  
c) 複数の位相エンコーディングステップに関してステップ a) 及び b) を繰り返すための命令と、  
d) 前記第 1 のグラディエントエコーの前記グラディエントエコー信号からの第 1 の MR 画像と、前記第 2 のグラディエントエコーの前記グラディエントエコー信号からの第 2 の MR 画像とを再構成するための命令と、  
e) 前記第 1 の MR 画像と前記第 2 の MR 画像とを比較することによって、前記第 1 及び / 又は第 2 の MR 画像内でゴーストアーチファクトを特定するための命令と、

10

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。それは、MR 装置の検査ボリューム内に置かれた体の一部の MR 撮像の方法に関する。本発明はまた、MR 装置と、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】

磁場と核スピンとの間の相互作用を利用して 2 次元又は 3 次元の画像を形成する画像形成 MR 法が、特に医療診断の分野において、今日広く使用されている。何故なら、画像形成 MR 法は、軟組織の撮像において数多くの点で他の撮像法より優れており、電離放射線を必要とせず、且つ通常、非侵襲的であるからである。

20

【0003】

MR 法によれば一般的に、検査される患者の体が、強く均一な磁場  $B_0$  内に配置される。同時に、この磁場の方向が、測定が基礎とする座標系の軸 (通常は  $z$  軸) を定める。磁場  $B_0$  は、規定された周波数 (所謂ラーモア周波数又は MR 周波数) の交流電磁場 (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磁場強度に応じた個々の核スピンの異なるエネルギーレベルを生成する。巨視的な視点から、個々の核スピンの分布が全体的な磁化を生成し、該磁化は、磁場  $B_0$  が  $z$  軸に垂直に広がりながら適切な周波数の電磁パルス (RF パルス) が印加されることによって平衡状態から逸らされることが可能であり、結果として、該磁化は  $z$  軸の周りで歳差運動を行う。歳差運動は、その開口角をフリップ角と呼ぶ円錐の表面を記述する。フリップ角の大きさは、印加される電磁パルスの強さと継続時間とに依存する。所謂  $90^\circ$  パルスの場合、スピンは  $z$  軸から横断面 (フリップ角  $90^\circ$ ) まで逸らされる。

30

【0004】

RF パルスの終了後、磁化は元の平衡状態に戻るように緩和し、その際、 $z$  方向の磁化が第 1 の時定数  $T_1$  (スピン - 格子緩和時間又は縦緩和時間) で再び構築され、 $z$  方向に垂直な方向の磁化が第 2 の時定数  $T_2$  (スピン - スピン緩和時間又は横緩和時間) で緩和する。磁化の変化は、受信 RF アンテナによって検出されることができる。受信 RF アンテナは、 $z$  軸に垂直な方向で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 (容積) 内で方向付けて配置される。横磁化の減衰は、例えば  $90^\circ$  パルスの印加後、同じ位相を有する規則的な状態から全ての位相角が均一に分布される状態への核スピンの遷移 (局所的な磁場不均一性によって誘起される) を伴う (ディフェージング)。ディフェージングは、リフォーカシングパルス (例えば、 $180^\circ$  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 (スピンエコー) が生成される。

40

【0005】

体内で空間分解能を実現するため、スピン共鳴周波数の線形な空間依存性をもたらすよう、3 つの主軸に沿って延在する一定の磁場勾配が上記均一な磁場  $B_0$  に重畳される。その結果、受信アンテナにて拾われる信号は、体内の異なる位置に関連付けられることが可

50

能な異なる周波数の成分を含むものとなる。受信アンテナによって得られる信号データは、空間周波数ドメインに対応するものであり、 $k$ 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た複数の線（ライン）を含む。多数のサンプルを収集することによって各ラインがデジタル化される。一組の $k$ 空間データのサンプル（ $k$ 空間データセット）が、フーリエ変換によって、1枚のMR画像に変換される。

Y. Machidaなどによる「Effect of gradient moment nulling in 3D half-Fourier FSE bright blood imaging」、ISMRM-2000、p. 1829の要約は、ファーストスピンエコー（FSE）鮮血撮像技術を開示している。この既知のFSEシーケンスにおいて、勾配モーメントのゼロ化は、ゼロの勾配（1次）モーメントを生じさせる追加のグラディエントローブ（lobe）を適用することによって達成されている。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

MR撮像においては、しばしば、例えば水及び脂肪などの複数の異なる化学種について、それらのうちの一部の寄与を抑制したり、あるいはそれら全ての寄与を別々若しくは一緒に分析したりの何れかのために、全体信号に対するそれらの相対的な寄与について情報を取得することが望ましい。それらの寄与分は、異なるエコー時間にて収集される2つ以上の対応するエコーからの情報が結合される場合に計算されることができる。これは、化学（ケミカル）シフト次元という追加の次元が定義され、僅かに異なるエコー時間にて2つの画像を収集することによってエンコードされる化学シフトエンコーディングと見なされ得る。特に水-脂肪分離の場合、このような種類の実験はしばしば、ディクソン（Dixon）型の測定として参照される。Dixon撮像又はDixon水/脂肪分離撮像により、異なるエコー時間にて収集される2つ以上の対応するエコーから水及び脂肪の寄与分を計算することによって、水-脂肪分離を達成することができる。一般に、そのような分離は、脂肪内と水内とでの水素の既知の歳差運動周波数差の存在のおかげで可能である。その最も単純な形態においては、‘同相（インフェーズ）’データセット及び‘異相（アウトオブフェーズ）’データセットの加算又は減算の何れかによって、水画像及び脂肪画像が生成される。しかしながら、このような、化学シフトエンコーディングに基づく複数の異なる種の分離は、水/脂肪腫のみに限定されるものではない。他の化学シフトを有する他の種も考えられ得る。

20

30

【0007】

知られていることには、例えば動脈血流といった流動現象が起こる検査身体の領域から収集されるMR画像には、多数のアーチファクトが出現し得る。2つの最も目立つ流れの影響は、所与の画素（ピクセル/ボクセル）での個々のスピンの位相の非コヒーレントな足し合わさりの結果としてのMR信号強度の低下と、心サイクル中の脈動する血流の結果としての多数のゴーストアーチファクトの形成である。これらの影響はどちらも、利用される切換え磁場勾配（グラディエント）の1次時間モーメントに対する比例性を示すので、対応するアーチファクトは、1次モーメントが基本的にゼロに等しくなるように勾配切換えを制御することによるフロー補償によって低減されることができる。この種のフロー補償は、文献において、グラディエント・モーメント・リフェージング、グラディエント・モーション・リフォーカシング、又はグラディエント・モーメント・キャンセレーションとして参照されるときがある。

40

【0008】

上述の技術は、MR画像における流れの悪影響をほぼ抑制することを可能にするが、その他の問題を引き起こす。中でも注目すべきは、言及したグラディエント・モーメント・リフェージング技術は、より長いエコー時間及び繰り返し時間を必要とする傾向にある。このことは、とりわけ、初回通過血管造影法（ファーストパス造影アンギオグラフィ）でのそれらの使用を基本的に妨げる。

【0009】

50

以上から直ちに認識されるように、改善されたMR撮像法が望まれる。従って、本発明の1つの目的は、特にDixon水/脂肪分離と組み合わせられたファーストパス造影MRアンギオグラフィに関して、フローアーチファクトの効率的な補償を可能にする方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明によれば、MR装置の検査ボリウム内に置かれた身体をMR撮像する方法が開示される。当該方法は：

a) 切換え磁場勾配及びRFパルスの撮像シーケンスに身体の一部を晒すことによって、少なくとも2つのグラディエントエコー信号を2つの異なるエコー時間で生成するステップであり、リーダウト磁場勾配の0次モーメントが第1のグラディエントエコーの時点で実質的にゼロになり、リーダウト磁場勾配の1次モーメントは第1のグラディエントエコーの時点で非ゼロであり、リーダウト磁場勾配の0次モーメント及び1次モーメントの双方が第2のグラディエントエコーの時点で実質的にゼロになる、生成するステップと、

b) グラディエントエコー信号を収集するステップと、

c) 複数の位相エンコーディングステップに関してステップa)及びb)を繰り返すステップと、

d) 第1のグラディエントエコーのグラディエントエコー信号からの第1のMR画像と、第2のグラディエントエコーのグラディエントエコー信号からの第2のMR画像とを再構成するステップと、

e) 第1のMR画像と第2のMR画像とを比較することによって、第1及び/又は第2のMR画像内でゴーストアーチファクトを特定するステップと、

を有する。

【0011】

本発明によれば、第1の信号データセットが第1のグラディエントエコーのグラディエントエコー信号を有し、第2の信号データセットが第2のグラディエントエコーのグラディエントエコー信号を有した、少なくとも2つの独立した信号データセットが収集される。本発明は、第2の信号データセット内の流れに係するアーチファクトの大部分を本質的に抑圧する勾配モーメントリフェージング効果を活用する。故に、第1の信号データセットと第2の信号データセットとの間の相違が、流れによる第1の信号データセット内のゴーストアーチファクトを特定し、それらのアーチファクトを然るべく補正することを可能にする。斯くして、本発明は、MR撮像シーケンスにおけるエコー時間及び繰り返し時間を延長することなく、ゴーストアーチファクトの除去を可能にする。

【0012】

例えば、第1のグラディエントエコーのグラディエントエコー信号から第1のMR画像が再構成され、第2のグラディエントエコーのグラディエントエコー信号から第2のMR画像が再構成される。そして、第1のMR画像と第2のMR画像とを比較することによって、第1及び/又は第2のMR画像内でゴーストアーチファクトを特定することができる。例えば、ゴーストアーチファクトは、第2のMR画像と比較した第1のMR画像における局所的な強度のロス（減少）及び/又はゲイン（増大）に基づいて特定され得る。MR画像内でゴーストアーチファクトが特定されると、例えば、第1の画像内で減少された局所強度を復元することによって、あるいは局所的に余分な局所強度を刈り取ることによって、MR画像内のゴーストアーチファクトを除去することは容易である。

【0013】

第1のMR画像内のゴーストアーチファクトを除去した後、本発明の好適な一実施形態において、例えば上述のDixon技術に従って、第1のMR画像と第2のMR画像とを結合することにより、少なくとも1つの最終MR画像が計算され得る。

【0014】

なお、“第1のグラディエントエコー”及び“第2のグラディエントエコー”なる用語

10

20

30

40

50

は、本発明の意図の範囲内で取り得る最も広い意味で解釈されなければならない、これら用語は各々、撮像シーケンスによって生成される一連の2つ以上のグラディエントエコーのうちの何れか1つを参照するものである。特に、“第1のグラディエントエコー”及び“第2のグラディエントエコー”なる用語は、必ずしも、これら2つのグラディエントエコーそれぞれが或る特定の時間的順序で生成されることを意味するものではない。また、“第1のグラディエントエコー”は、必ずしも、一連の幾つかのグラディエントエコー中の最初のエコーでなければならないというわけではない。さらには、“第1のグラディエントエコー”及び“第2のグラディエントエコー”は、必ずしも、連続したエコーであるわけではない。

【0015】

本発明に従って収集されるグラディエントエコー信号は、異なるMRスペクトルを有する少なくとも2つの化学種からの寄与を有することができ、エコー時間は、これら少なくとも2つの化学種からの信号寄与が、第1のグラディエントエコーの時点においてより、第2のグラディエントエコーの時点において、より同相になるように選定され得る。上記少なくとも1つの最終MR画像がこれらの化学種のうち的一方のみからの寄与を有するよう、これら少なくとも2つの化学種（例えば、水と脂肪）の信号寄与を分離するために、Dixonタイプの撮像を適用することができる。このようなDixon法は既に、MR血管造影において、脂肪からの信号寄与を排除し、ひいては、脈管構造と背景組織との間のコントラストを高めるために適用されてきている。Dixon法は、これまでも同じ目的で使用されてきたので、減算法を置き換える有望な候補である。上で説明したように、Dixon法は、水及び脂肪からの信号寄与が、一方のエコーの時点において、他方のエコーの時点においてよりも同相にあるような、異なるエコー時間での少なくとも2つのエコー信号の収集に頼っている。Dixon法は、やはり異なるエコー時間での（少なくとも）2つのエコー信号の収集に頼るものである本発明に係るフロー補償手法と組み合わせ、有利に使用されることができる。Dixon法は一般に、2つの化学種からの信号寄与が、第1のグラディエントエコーの時点においてよりも、第2のグラディエントエコーの時点において、より同相であることを要求しない。Dixon法は、この条件とは独立に、水と脂肪とを分離することができる。一方、本発明によって提案されるフローアーチファクト抑制は、この条件を有利に活用するものである。これは、2つの化学種の信号が第2のグラディエントエコーの時点に向かってリフェーズすること、すなわち、合成信号の大きさが一定にとどまるか（それぞれのピクセル/ボクセル内に一方のみの化学種が存在する場合）、増大するか（それぞれのピクセル/ボクセル内に双方の化学種が存在する場合）の何れかであることによる。そうでありながら、合成信号の大きさが低下する場合、それは、本発明に従って、フローアーチファクトを指し示すものとして解釈されることができる。

【0016】

なお、しかしながら、本発明に係る方法は、Dixon法とは無関係に適用されてもよく、すなわち、流れに関係するアーチファクトを除去しなければならない全てのケースに適用され得る。

【0017】

本発明に係る方法はまた、3つ以上のエコーに一般化され得る。その場合、偶数のグラディエントエコーのMR信号から再構成されるMR画像は、勾配モーメントリフェージングによってゴーストアーチファクトのないものと仮定される。ゴーストアーチファクトは、奇数のエコーのMR信号から再構成されるMR画像内に存在することになる。この違いが、繰り返し一貫性の強制の根拠としての一貫性評価の計算重みへと変換され得る。斯くして、特に効果的な手法でゴーストアーチファクトを抑制することができる。

【0018】

また、奇数のグラディエントエコーと偶数のグラディエントエコーとの間でのMR信号振幅のオフセットを排除するために、奇数エコーと偶数エコーとの間で交番するMR信号位相を排除するものである既知の渦電流補償のための手順を、本発明に係る方法に適用し

10

20

30

40

50

てもよい。

【0019】

本発明に係る上述の方法は、第1のMR画像内の流れの位置において低下される全体的な画像強度を未だ解消していない。この強度低下は、Dixon法に従って第1及び第2のMR画像を結合するときに脂肪画像への信号リークをもたらし得る。しかし、必要な場合には、流れのある血管を水画像内で検出して、脂肪画像内の信号強度を、影響を受けた全てのピクセル又はボクセルで、水画像へと復元してもよい。

【0020】

なお、用語“化学種”は、本発明の状況においては、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、広く解釈されなければならない。単純な一例において、“化学成分”、水のプロトンと脂肪である2つの化学種のMR信号が収集される。より洗練された一例において、マルチピークスベクトルモデルが実際に、既知の相対量にて生じる一組の異なる化学成分内の核を記述する。

【0021】

これまで記載してきた本発明に係る方法は、検査ボリューム内に均一な定常磁場 $B_0$ を生成する少なくとも1つの主磁石コイルと、検査ボリューム内に異なる空間方向の切換え磁場勾配を生成する複数のグラディエントコイルと、検査ボリューム内にRFパルスを生成し且つ/或いは検査ボリューム内に位置付けられた患者の体からのMR信号を受信する少なくとも1つのRFコイルと、時間的に相次ぐRFパルス及び切換え磁場勾配を制御する制御ユニットと、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、を含むMR装置によって実行されることができる。本発明に係る方法は、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。

【0022】

本発明に係る方法は、現時の臨床用の大抵のMR装置上で有利に実行されることができる。この目的のためには、本発明に係る上述の方法ステップを実行するようにMR装置を制御するコンピュータプログラムを使用することが必要であるに過ぎない。コンピュータプログラムは、データキャリア上に存在するか、MR装置の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内に存在するかの何れであってもよい。

【図面の簡単な説明】

【0023】

図面は、本発明の好適実施形態を開示するものである。しかしながら、理解されるように、図面は、単に例示目的で作成されたものであり、本発明の限定を定めるものとして作成されたものではない。

【図1】本発明に係る方法を実行するためのMR装置を示す図である。

【図2】本発明に従ったグラディエントエコー信号の生成に関するリードアウト勾配の切換えを例示する図である。

【図3】本発明に従って再構成された第1及び第2のMR画像を、第1及び第2のMR画像の差分画像とともに示す図である。

【図4】図3に示した第1及び第2のMR画像から従来手法にて得られた水画像及び脂肪画像を示す図である。

【図5】本発明に従ってゴーストアーチファクトが除去された、図3に示した第1及び第2のMR画像から得られた水画像及び脂肪画像を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

図1を参照するに、MR装置1が示されている。この装置は、超電導又は抵抗性の主磁石コイル2を有しており、それにより、実質的に均一で時間的に一定の主磁場 $B_0$ が検査ボリュームを貫いてz軸に沿って作り出される。この装置は更に、一組(1次、2次、そして、適用可能な場合に3次)のシミングコイル2'を有しており、該組2'の個々のシ

10

20

30

40

50

ミングコイルを流れる電流は、検査ボリューム内の  $B_0$  偏差を最小化する目的で制御可能である。

【 0 0 2 5 】

MR 撮像を行うため、磁気共鳴生成操作システムが、一連の RF パルス及び切換式の磁場勾配を印加して、核磁気スピンを反転あるいは励起し、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、磁気共鳴を空間的あるいはその他手法でエンコードし、スピンを飽和させ、などする。

【 0 0 2 6 】

より具体的には、傾斜パルス増幅器 3 が、検査ボリュームの x 軸、y 軸及び z 軸に沿う全身傾斜コイル 4、5 及び 6 のうちの選択されたものに電流を与える。デジタル RF 送信器 7 が送 / 受スイッチ 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ることで、RF パルスが検査ボリューム内に送信される。典型的な MR 撮像シーケンスは、印加磁場勾配と共に選択された核磁気共鳴の操作を達成する短期間の RF パルスセグメント群のパケットからなる。RF パルスは、共鳴を飽和させ、共鳴を励起し、磁化を反転し、共鳴をリフォーカスし、或いは共鳴を操作し、そして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。ボディ RF コイル 9 はまた MR 信号を捕捉する。

10

【 0 0 2 7 】

パラレルイメージング法による身体 10 の限られた領域の MR 画像の生成のため、撮像のために選択された領域に近接して一組の局部アレイ RF コイル 11、12、13 が配置される。アレイコイル 11、12、13 は、ボディコイル RF 送信によって誘起された MR 信号を受信するために使用されることができる。

20

【 0 0 2 8 】

結果として得られる MR 信号は、ボディ RF コイル 9 によって、且つ / 或いはアレイ RF コイル 11、12、13 によって捕捉され、好ましくは前置増幅器 ( 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。

【 0 0 2 9 】

例えばエコープラナーイメージング ( EPI )、エコーボリュームイメージング、グラディエントスピンエコーイメージング、ファーストスピンエコーイメージングなどの複数の MR 撮像シーケンスのうちの何れかを生成するように、ホストコンピュータ 15 が、ミングコイル 2' と傾斜パルス増幅器 3 及び送信器 7 とを制御する。選択されたシーケンスで、受信器 14 は、各 RF 励起パルスに素早く続いて単一又は複数の MR データラインを受信する。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フォーマットに変換する。最近の MR 装置においては、データ収集システム 16 は、ロー ( 生 ) 画像データの収集に特化された別個のコンピュータである。

30

【 0 0 3 0 】

最終的に、デジタルロー画像データは、フーリエ変換又は例えば SENSE 若しくは SMASH など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、画像表現へと再構成される。MR 画像は、患者を通る 1 つの平面スライス、平行な複数の平面スライスの配列、3 次元ボリューム、又はこれらに類するものを表現し得る。そして、画像は画像メモリに格納され、そこで画像は、画像表現のスライス、投影又はその他の部分を視覚化 ( 例えば、結果として得られた MR 画像のヒト読み取り可能表示を提供するビデオモニタ 18 による ) に適したフォーマットに変換するためにアクセスされ得る。

40

【 0 0 3 1 】

本発明によれば、リードアウト ( 読み出し ) 磁場勾配の 0 次モーメントが第 1 のグラディエントエコーの時点で基本的に消え、該リードアウト勾配の 1 次モーメントは第 1 のグラディエントエコーの時点で非ゼロであり、リードアウト磁場勾配の 0 次及び 1 次のモーメントの双方が第 2 のグラディエントエコーの時点で基本的に消えるようにして、少なく

50



とも2つのグラディエントエコー信号が2つの異なるエコー時間にて生成される。これを図2に模式的に示す。本発明に係るデュアルエコー収集方式のリードアウト磁場勾配  $G_{readout}$  と、このリードアウト磁場勾配の0次モーメント  $M_0$  及び1次モーメント  $M_1$  とが示されている。0次モーメント  $M_0$  は、双方のエコー時間（図2中に破線で指し示す）でゼロになっているが、1次モーメント  $M_1$  は、第2のエコー時間でのみゼロになっている。同じことが、本発明によるマルチエコー収集における全ての奇数エコー及び偶数エコーにも当てはまる。第2のグラディエントエコーの固有のフロー補償が、勾配モーメントリフェージング効果によって達成される。リードアウト磁場勾配の0次モーメント  $M_0$  は、リードアウト磁場勾配の時間積分として定義される。 $M_0$  は、第1及び第2のグラディエントエコーの時点でゼロに等しい。リードアウト磁場勾配の1次モーメント  $M_1$  は、リードアウト磁場勾配と時間との積の時間積分として定義される。 $M_1$  は、第2のグラディエントエコーの時点でのみゼロに等しい。これは、第1のグラディエントエコーのグラディエントエコー信号を、第2のグラディエントエコーのグラディエントエコー信号より、フローアーチファクトを生じがちにさせる。

#### 【0032】

図3は、それぞれ第1のグラディエントエコーのグラディエントエコー信号及び第2のグラディエントエコーのグラディエントエコー信号から再構成された、第1のMR画像（左）及び第2のMR画像（中央）を示している。描写した第1及び第2のMR画像は、3次元造影MRアンギオグラフィ収集の選択スライスである。本発明に係る方法の上述の議論から予期されるように、第1のMR画像（左）には実質的なゴースト（白色の矢印で指し示す）が存在している。第2のMR画像（中央）にはゴーストアーチファクトは見られない。図3の右の画像は、第1のMR画像（左）と第2のMR画像（中央）との差分である。この差分画像は、ゴーストによる第1のMR画像内の局所的な強度ロス及び局所的な強度ゲインを示すので、この差分画像を用いることで、第1のMR画像内のゴーストアーチファクトを特定することができる。そして、特定された強度のロス及びゲインを最小化することによって、第1のMR画像内からゴーストアーチファクトを排除することができる。

#### 【0033】

描写した患者の腹部のMR画像は、1.5Tの主磁場強度で3次元スポイル型デュアルグラディエントエコーシーケンスを用い、そして、第1及び第2のグラディエントエコーのエコー時間をそれぞれ1.8ms及び3.0msとして取得したものである。水及び脂肪のMR画像は、第1のエコー時間において、第2のエコー時間においてより僅かに大きく異相である。

#### 【0034】

図4は、従来の二点Dixon分離法を用いて、すなわち、ゴーストアーチファクトの除去なしで、図3に示した第1及び第2のMR画像から得られた水MR画像（左）及び脂肪MR画像（右）を示している。図4にて見て取れるように、流れに起因するゴーストアーチファクトが双方の画像に伝播している（白色の矢印）。

#### 【0035】

図5は、ゴーストアーチファクトを除去する本発明に係る方法を使用して、やはり図3に示した第1及び第2のMR画像から得られた水MR画像（左）及び脂肪MR画像（右）を示している。第1のMR画像と比較した第2のMR画像内の減少された局所的な画像強度を検出し、第1のMR画像内の局所的な画像強度ロスを排除することによって、ゴーストアーチファクトがほぼ抑圧される。エコー時間は、水からの信号寄与と脂肪からの信号寄与とが、第1のグラディエントエコーの時点においてより第2のグラディエントエコーの時点において、より同相であるように選定されるので、水及び脂肪のリフェーズは、第2のエコー時間に向かったの信号ロスの主要原因とはなり得ない。故に、強度ロスは、第1のMR画像内に存在するゴーストアーチファクトに起因し、しかし、第2のMR画像内では勾配モーメントリフェージング効果によって抑圧される。特定されたゴーストアーチファクトを排除することによって、エコー時間及び繰り返し時間の延長なしで、図4に示し



【 図 4 】

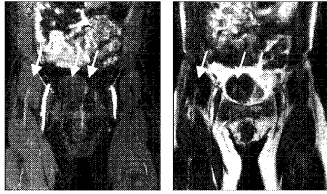


Fig. 4

【 図 5 】



Fig. 5

---

フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 エッゲルス, 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・テク・キャンパス・ビルディング  
4 4

(72)発明者 ベールネルト, ペーター

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング  
4 4

審査官 松本 隆彦

(56)参考文献 特開 2 0 0 8 - 0 9 3 4 1 8 ( J P , A )

特開 2 0 0 8 - 1 2 5 8 9 1 ( J P , A )

特開平 0 3 - 0 8 2 4 4 6 ( J P , A )

特開 2 0 0 2 - 3 0 6 4 4 1 ( J P , A )

特開 2 0 0 4 - 1 1 2 4 6 9 ( J P , A )

米国特許出願公開第 2 0 0 9 / 0 0 7 2 8 2 6 ( U S , A 1 )

Y. Machida et al., Effects of Gradient Moment Nulling in 3D Half-Fourier FSE "Bright Blood" imaging, PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, 2 0 0 0 年 4 月 1 日, 8TH SCIENTIFIC MEETING AND EXHIBITION, page 1829

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 5 / 0 5 5

G 0 1 R 3 3 / 4 4 - 3 3 / 5 6 7

P u b M e d