

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7559763号
(P7559763)

(45)発行日 令和6年10月2日(2024.10.2)

(24)登録日 令和6年9月24日(2024.9.24)

(51)国際特許分類		F I	
A 6 1 B	5/055(2006.01)	A 6 1 B	5/055 3 7 0
G 0 1 N	24/00 (2006.01)	A 6 1 B	5/055 3 7 2
G 0 1 R	33/561 (2006.01)	G 0 1 N	24/00 5 3 0 G
		G 0 1 R	33/561
請求項の数 9 (全11頁)			
(21)出願番号	特願2021-549205(P2021-549205)	(73)特許権者	590000248
(86)(22)出願日	令和2年2月18日(2020.2.18)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65)公表番号	特表2022-521277(P2022-521277		ヴェ
	A)		Koninklijke Philips
(43)公表日	令和4年4月6日(2022.4.6)		N. V.
(86)国際出願番号	PCT/EP2020/054159		オランダ国 5 6 5 6 アーヘー アイン
(87)国際公開番号	WO2020/173749		ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2
(87)国際公開日	令和2年9月3日(2020.9.3)		High Tech Campus 52,
審査請求日	令和5年2月9日(2023.2.9)		5 6 5 6 AG Eindhoven, N
(31)優先権主張番号	19170549.0		etherlands
(32)優先日	平成31年4月23日(2019.4.23)	(74)代理人	100122769
(33)優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁(EP)		弁理士 笛田 秀仙
(31)優先権主張番号	62/809,779	(74)代理人	100163809
(32)優先日	平成31年2月25日(2019.2.25)		弁理士 五十嵐 貴裕
	最終頁に続く	(72)発明者	ジュオ ゾーアチェン
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 ウェーブ符号化を用いたパラレル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に配置される対象のMR撮像方法であって、
前記対象を撮像シーケンスに曝すことによってMR信号を生成するステップと、
線形読み出し磁場勾配と、一つ又はそれより多くの位相符号化方向に沿った一つ又はそれより多くの正弦波状に変化する磁場勾配とを使用するデカルト読み出しの重ね合わせでMR信号プロファイルを取得する、ステップであって、各MR信号プロファイルが、読み出し方向に沿った時間的に一定の磁場勾配及び位相符号化方向に沿った正弦波状に変化する磁場勾配の印加中に取得され、各MR信号プロファイルの取得時間の最中に、前記位相符号化方向に沿った前記正弦波状に変化する磁場勾配の周波数を時間的に変調させる、ステップと、
前記正弦波状に変化する磁場勾配の変調スキームを考慮してMR画像を再構成するステップと、
を有する、方法。

【請求項2】

前記撮像シーケンスが、2次元、3次元、又はより高い次元のスピネコーシーケンスであり、又はターボスピネコーシーケンスである、請求項1に記載の方法。

【請求項3】

前記撮像シーケンスは、2次元、3次元、又はより高い次元の勾配エコーシーケンスであり、又はターボフィールドエコーシーケンスである、請求項1に記載の方法。

【請求項 4】

前記正弦波状に変化する磁場勾配の前記変調される周波数の瞬時周波数は、各MR信号プロファイルの前記取得の時間間隔の前半の間に増加し、前記取得の時間間隔の後半の間に減少してその初期値に戻る、請求項1乃至3のいずれか1項に記載の方法。

【請求項 5】

前記正弦波状に変化する磁場勾配の振幅が、前記MR信号の取得中に变化される、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MR信号は、異なる空間感度プロファイルを有する少なくとも2つのRFコイルを通じたサブサンプリングにより取得され、前記MR画像は、SENSE、SMASH、GRAPPA又はパラレルイメージング再構成アルゴリズムを使用して再構成される、請求項1乃至5のいずれか1項に記載の方法。

【請求項 7】

前記撮像シーケンスは、2又はそれより多くの空間的に分離した画像スライスを同時に励起するためのマルチスライスRFパルスをも有し、前記異なる画像スライスからのMR信号の寄与が、前記少なくとも2つのRFコイルの空間感度プロファイルに基づいて分離される、請求項1乃至6のいずれか1項に記載の方法。

【請求項 8】

検査ボリューム内に均一な静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、少なくとも1又は複数のRFコイルと、時間的に連続するRFパルス及び切り替え磁場勾配を制御する制御ユニットと、再構成ユニットとを有するMR装置であって、

前記対象を撮像シーケンスに曝すことによってMR信号を生成するステップと、
線形読み出し磁場勾配と、一つ又はそれより多くの位相符号化方向に沿った一つ又はそれより多くの正弦波状に変化する磁場勾配とを使用するデカルト読み出しの重ね合わせでMR信号プロファイルを取得する、ステップであって、各MR信号プロファイルが、読み出し方向に沿った時間的に一定の磁場勾配及び位相符号化方向に沿った正弦波状に変化する磁場勾配の印加中に取得され、各MR信号プロファイルの取得時間の最中に、前記位相符号化方向に沿った前記正弦波状に変化する磁場勾配の周波数を時間的に変調させる、ステップと、

前記正弦波状に変化する磁場勾配の変調スキームを考慮して、前記取得されたMR信号プロファイルからMR画像を再構成するステップと、
を実行するように構成される、請求項1乃至7のいずれか1項に記載の方法を実行するMR装置。

【請求項 9】

MR装置において実行されるコンピュータプログラムであって、

撮像シーケンスを生成するステップと、
線形読み出し磁場勾配と、一つ又はそれより多くの位相符号化方向に沿った一つ又はそれより多くの正弦波状に変化する磁場勾配とを使用するデカルト読み出しの重ね合わせでMR信号プロファイルを取得するステップであって、前記MR信号が、検査ボリューム内で異なる空間感度プロファイルを有する少なくとも2つのRFコイルの組を介して平行に受信され、各MR信号プロファイルが、読み出し方向に沿った時間的に一定の磁場勾配とスライス及び位相符号化方向に沿った正弦波状に変化する磁場勾配との印加中に取得され、各MR信号プロファイルの取得時間の最中に、前記位相符号化方向に沿った前記正弦波状に変化する磁場勾配の周波数を時間的に変調させる、ステップと、

前記正弦波状に変化する磁場勾配の変調スキームを考慮して、前記取得されたMR信号プロファイルからMR画像を再構成するステップと、
を実行する命令を有する、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（MR）イメージングの分野に関する。本発明は、対象のMRイメージング方法に関する。本発明はまた、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原子核スピンとの間の相互作用を利用する画像形成MR方法は、軟組織の撮像に関して、多くの点で他のイメージング方法よりも優れており、電離放射線を必要とせず、通常侵襲性ではないので、今日、特に医療診断の分野で広く使用されている。一般的なMR方法によれば、対象、例えば検査されるべき患者の身体は、強力な均一な磁場内に配置され、かかる磁場の方向は同時に、測定値の基礎となる座標系の軸（通常はz軸）を規定する。磁場は、定義された周波数（いわゆるラモア周波数又はMR周波数）の交番電磁場（RF場）の印加によって励起され得る磁場強度（スピン共鳴）に依存して、個々の核スピンについて異なるエネルギーレベルを生成する。巨視的観点から、個々の核スピンの分布は、適当な周波数の電磁パルス（RFパルス）の印加により平衡状態から逸らされて偏向されることができる全体的な磁化を生成し、その結果、磁化は、z軸を中心に歳差運動を行う。歳差運動は、開口角をフリップ角と呼ぶ円錐の表面を描写する。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軸から横断方向の平面（フリップ角90°）に偏向される。

【0003】

RFパルスの終了後、磁化は元の平衡状態に戻り、この場合、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）で再び構築され、z方向に直交する方向の磁化は、第2の時定数 T_2 （スピンスピン又は横緩和時間）で緩和される。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装置の検査ボリューム内に配置され方向付けられた受信RFコイルこと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°パルスの印加の後、同じ位相を有する秩序状態から全ての位相角が均一に分布する状態（ディフェージング）への原子核スピンの遷移（局所的な磁場の不均一性によって引き起こされる）を伴う。デフェージングは、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）を生成する。

【0004】

体内の空間分解能を実現するために、3つの主軸に沿って伸びる磁場勾配が均一な磁場に重畳され、スピン共鳴周波数の空間依存性をもたらす。次いで、受信コイル内においてピックアップされる信号は、体内の異なるロケーションに関連付けられることができる異なる周波数成分を含む。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、異なる位相符号化で取得された複数のライン（プロファイルとも呼ばれる）を含む。各ラインは、多数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空間データの組は、画像再構成アルゴリズムによってMR画像に変換される。

【0005】

近年、パラレル取得と呼ばれるMR取得を加速する技術が開発されている。このカテゴリの方法は、SENSE（Sensitivity Encoding）、SMASH（Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics）、GRAPPA（Generalized Auto-calibrating Partially Parallel Acquisition）である。SENSE、SMASH、及びGRAPPA及び他のパラレル取得技術は、複数のRF受信コイルから並行にサブサンプリングk空間データ取得を使用する。これらの方法では、複数のコイルからの（複素）信号データは、最終的に再構成されたMR画像におけるサブサンプリングアーチファクト（エイリアシング）を抑圧するようなやり方で、複雑な重み付けと組み合わせる。このタイプの複雑なアレイ信号の組み合わせは、空間フィルタリングと呼ばれることもあり、k空間ドメイン（SMASH及びGRAPPAにおける

ように)又は画像ドメイン(検知におけるように)において実行される組み合わせ、並びにハイブリッドである方法を含む。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

Larkman他(Journal of Magnetic Resonance Imaging, 13, 313-317, 2001)は、マルチスライスイメージングの場合、感度符号化をスライス方向にも適用して、スキャン効率を高めることを提案した。Breuer他(Magnetic Resonance in Medicine, 53, 684-691, 2005)は、"controlled aliasing in parallel imaging results in higher acceleration"(CAIPIRINHA又はCAIPI)というアプローチを提案してこの基本的な考え方を改良した。この技術は、マルチスライス取得中の各個々のスライスにおけるエイリアシングアーチファクトの出現を修正し、後続の平行画像再構成プロシージャを改善する。従って、CAIPIは、純粋な後処理アプローチのみを使用する他のマルチスライス平行イメージング概念と比較して、より効率的な平行マルチスライスイメージング技術である。CAIPIでは、位相変調マルチスライスRFパルス(既知のHadamardパルスに類似)の使用と同時に任意の厚さと距離の複数スライスが励起される。取得されたMR信号データはサブサンプリングされ、互いにシフトされたように見える重ね合わせスライス画像が得られる。エイリアシングされたスライス画像のシフトは、フーリエシフト定理に従ってRFパルスの位相変調方式によって制御される。位相符号化ステップから位相符号化ステップまで、マルチスライスRFパルスは、個々の位相シフトを各スライスのMR信号に適用する。関係するスライスの個々の信号寄与を分離する逆再構成問題の数値条件付けが、このシフトを用いて改善される。CAIPIはまた、使用されるRF受信コイルのコイル感度が、撮像される個々のスライスにおいて劇的に異なることがないように、重ね合わせられたスライス画像の分離を改善する可能性を有する。しかしながら、CAIPIには限界がある。

【0007】

既知のCAIPI方法を更に改良した、いわゆるウェーブCAIPI(Wave-CAIPI)方法が提案されており、かかる方法は、無視できる幾何学的ファクタと低いアーチファクトレベルで、高度に加速される3Dイメージングを実現する(例えば、Berkin Bilgic et al., Magn. Reson. Med. 2015, 73(6), 2152-2162)。ウェーブCAIPI法はそれぞれのkx符号化プロファイルの読み出し中に、位相及びスライス符号化方向に沿って正弦波変調された磁場勾配(GY、GZ)を生成することを含む。その結果得られた取得は、エイリアシングを全ての空間方向に均等に拡げ、それにより、高レベルのサブサンプリングによる加速平行イメージングのための3次元コイル感度プロファイルを完全に利用する。勾配変調のボクセル拡散効果は、データグリッドを必要としない効率的な再構成スキームが使用されることができるよう、画像空間における(変換された)点拡がり関数による畳み込みに対応することが示されている。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明によれば、MR装置の検査ボリューム内に配置された対象のMR撮像方法が開示される。この方法は、対象を撮像シーケンスに曝すことによりMR信号を生成するステップと、デカルトk空間サンプリングスキームでMR信号プロファイルを取得するステップであって、各MR信号プロファイルが、読み出し方向に沿った時間的に一定の磁場勾配及び位相符号化方向に沿った正弦波変調された磁場勾配の存在下で取得される、ステップと、磁場勾配の変調スキームを考慮してMR画像を再構成するステップと、を有する。本発明は、磁場勾配の正弦波変調の周波数が各MR信号プロファイルの取得中に变化されることを提案する。

【0009】

本発明の技術は一般に、既知のウェーブCAIPIアプローチに対応する。しかしながら、本発明によれば、読み出し方向に沿ったエイリアシング伝播を更に改善し、潜在的な

10

20

30

40

50

渦電流関連の悪影響を低減し、(変換された)点拡がり関数(P S F)のサイドローブを低減するために、k空間軌道を符号化する可変周波数変調波が提案される。ウェーブC A I P I技術に関する既知の最適化戦略は、ウェーブ符号化磁場勾配のより大きな振幅が、勾配変調のサイクル数を調整することと比較して、エイリアシング広がり効果を改善し、幾何学的因子を低減するために重要な役割を果たすことを実証した(Polak et al., ISMR M 2018, p. 0937を参照)。しかしながら、従来の一定周波数ウェーブ符号化のP S Fは、依然として、読み出し方向に沿った大きな振動と大きな振幅のサイドローブを持つ分布に従う。更に、磁場勾配振幅を増加させることは、渦電流の問題を導入し、特に、各M R信号プロファイルの取得間隔の終了時に、ウェーブ符号化勾配が大きな振幅で停止する方向に沿って(例えば、余弦波の形の勾配波形の場合)、問題が生じる。これらの残差渦電流はR Fスライス選択プロファイルに更に悪影響を及ぼし、その結果、局所的な画像アーチファクト及び大域的な信号強度損失が生じる。このようなアーチファクト及び一定振幅及び／又は一定周波数のウェーブ符号化に関連する他の問題は、本発明によって克服される。

10

【0010】

本発明に従って適用される撮像シーケンスは、任意の従来の2次元又は3次元撮像シーケンス、又は空間-時間(時間分解)撮像シーケンスなどの多次元拡張とすることができる。撮像シーケンスは、2次元、3次元又はより高次元のスピネコーシーケンス、好ましくはターボスピネコーシーケンスとすることができる。本発明の方法はまた、2次元、3次元又はより高次元の勾配エコーシーケンス、好ましくはターボフィールドエコーシーケンスと組み合わせて適用されることができる。より高い次元は、スペクトル次元、又は上で言及されるように、時間次元を含むことができる。このシーケンスは、化学的シフト(例えば、水分/脂肪分離)、緩和時間(T_1 、 T_2 、 T_2^*)、呼吸状態、心周期、b値及び方向、拡散などを調査するために設計されることができる。2次元の場合、磁場勾配変調による本発明の実現は、既知のBunch符号化(B P E)技術と等価である。

20

【0011】

本発明の好ましい実施形態では、磁場勾配の正弦波変調の瞬時周波数が、各M R信号プロファイルの取得時間隔の前半の間に増加し、取得時間隔の後半の間に減少してその初期値に戻る。この(ミラー状の)周波数変動スキームにおいて、コルクスクリュー形状の読み出し軌道は、中央k空間の近傍でより頻繁に回転し、周辺k空間に近づくに反対の挙動をする。このようにして、k空間サンプリング間隔は、可変密度サンプリングを模倣する読み出し方向に沿って変化し、サブサンプリング誘導エイリアシングをより均等に拡散する一方で、P S Fの最大サイドローブを低減する。

30

【0012】

更なる好ましい実施形態では、磁場勾配変調の振幅が、M R信号の取得中に变化される。振幅は例えば、各M R信号プロファイルの取得時間隔の開始時及び終了時に最小となるように変調することができる。ウェーブ符号化勾配波形に対する追加の振幅変調を採用することで、渦電流を低減し、従って、スライス選択プロファイルを改善することができる。

【0013】

本発明の好ましい実施形態によれば、M R信号は、画像スライスの面内方向におけるサブサンプリングを伴って取得される。画像スライスのM R画像は、この場合、SENSE、S MASH又はGRAPPAのようなそれ自体公知の平行画像再構成アルゴリズムを使用することによって再構成されることができる。

40

【0014】

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均一な静磁場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、身体からのM R信号を受信するR Fコイルの組、時間的に連続するR Fパルス及び切り替え磁場勾配を制御する制御ユニットと、再構成ユニットと、を有するM R装置によって実行されることができる。本発明の方法は例えば、M R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ムによって実現されることが

50

できる。

【0015】

本発明の方法は、現在临床上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にMR装置が制御されるコンピュータプログラムを利用することのみが必要である。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してもよいし、データネットワーク内に存在してもよい。

【0016】

添付の図面は、本発明の好ましい実施形態を開示する。しかしながら、図面は説明のみを目的として設計されたものであり、本発明の限定の定義として設計されたものではないことを理解されたい。図面において：

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の方法を実施するMR装置を示す図。

【図2】本発明による可変周波数ウェーブCAIPI勾配波形を、従来の一定周波数ウェーブCAIPI勾配波形と比較して示す図。

【図3】一定周波数ウェーブCAIPI及び本発明による可変周波数ウェーブCAIPIに関する点拡がり関数PSFの比較を示す図。

【図4】従来のデカルトサンプリング、一定周波数ウェーブCAIPI、本発明による可変周波数のウェーブCAIPIを比較する3次元脳スキャンの中央及び横方向スライスを示す図。

【発明を実施するための形態】

【0018】

図1を参照すると、MR装置1が示されている。この装置は検査ボリュームを通してz軸に沿って実質的に均一で時間的に一定の主磁場が生成されるように、超電導又は抵抗性主磁石コイル2を備えている。

【0019】

磁気共鳴生成及び操作システムは一連のRFパルス及び切り替え磁場勾配を適用して、核磁気スピンを反転又は励起し、磁気共鳴を誘導し、磁気共鳴をリフォーカスし、磁気共鳴を操作し、磁気共鳴を空間的に及び他の方法で符号化し、スピンを飽和させ、及び同様のものを行ってMR撮像を行う。

【0020】

より具体的には、勾配パルス増幅器3が、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、送信／受信スイッチ8を介して、RFパルス又はパルスケットを全身ボリュームRFコイル9に送信して、RFパルスを検査ボリュームに送信する。典型的なMR撮像シーケンスは、短い持続時間のRFパルスセグメントのパケットから構成されており、これらのセグメントは、互いに一緒になって、任意の印加された磁場勾配と共に、核磁気共鳴の選択された操作を達成する。RFパルスは、共鳴を飽和し、共鳴を励起し、磁化を反転し、共鳴をリフォーカスし、又は共鳴を操作するとともに、検査ボリューム内に配置された身体10の一部を選択するために使用される。

【0021】

パラレルイメージングによる身体10の限られた領域のMR画像の生成のために、一組のローカルRFコイル11、12、13が、撮像のために選択された領域に隣接して配置される。

【0022】

得られたMR信号は、RFコイル11、12、13によってピックアップされ、好ましくは前置増幅器（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。

【0023】

10

20

30

40

50

ホストコンピュータ 15 は、勾配パルス増幅器 3 及び送信器 7 を制御して、エコープランナー画像、エコーボリューム画像、勾配及びスピンエコー画像、高速スピンエコー画像等のような複数の MR 画像シーケンスのいずれかを生成する。選択されたシーケンスに関して、受信器 14 は、各 RF 励起パルスに続いて、単一又は複数の MR データラインを迅速に連続して受信する。データ収集システム 16 は受信信号のアナログー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別個のコンピュータである。最終的に、デジタルの生画像データは、フーリエ変換又は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、患者を横切る平面スライス、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、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、結果として得られる 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、視覚化のための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。

【0024】

引き続き図 1 を参照し、図 2 ～図 4 を更に参照して、本発明の撮像アプローチを説明する。

【0025】

本発明によれば、撮像シーケンス（例えば、既知の TSE シーケンスのようなスピンエコーシーケンス）が適用される。MR 信号は、異なる空間感度を有する RF コイル 11、12、13 を介して平行に受信される。MR 信号プロファイルは、位相符号化方向にサブサンプリングを持つデカルト k 空間スキームで取得される。ウェーブCAIPI 技術によれば、各 MR 信号プロファイルは、読み出し方向に沿った時間的に一定の磁場勾配と、位相符号化方向に沿った正弦波変調された磁場勾配の存在下で取得される。言い換えれば、MR 信号取得は、位相符号化方向 G_y 及び G_z に沿って正弦的に変化する磁場勾配と、線形読み出し磁場勾配 G_x を使用するデカルト読み出しの重ね合わせである。

【0026】

本発明によれば、磁場勾配の正弦波変調の周波数は、各 MR 信号プロファイルの取得中に变化される。磁場勾配変調の瞬時周波数は一般に、 $f(t) = f_c + h(t)$ 、 $t \in [0, T_{acq}]$ として定義することができ、ここで、 f_c 及び $h(t)$ は、それぞれ、一定周波数成分及び時間変化する周波数成分に対応する。 $h(t)$ は、対称、非対称、区分線形、非線形関数の任意の種類の関数でよい。本発明の実施形態では、対称及び非線形関数が、瞬時周波数、すなわち、 $f(t) = f_c - 2\pi f_m \beta \cos(2\pi f_m t)$ を変調するために使用される。ここで、パラメータ f_m 及び β は、周波数変動パターン及び波形形状をそれぞれ制御する。典型的には、 $f_m = 1/T_{acq}$ が、収集時間間隔 T_{acq} の前半又は後半の間に単調増加又は減少特性を達成するために選択され、一方、 β は、パフォーマンスを最適化し、最大勾配強度及びスルーレートを含みハードウェア制約に適応するための調整可能なパラメータである。これにより、ウェーブ符号化 k 空間軌跡 ($C_1(t)$ 及び $C_2(t)$) と、対応する勾配波形 ($g_y(t)$ 及び $g_z(t)$) は、以下のように定式化されることができる：

$$\begin{cases} C_1(t) = \frac{\gamma}{2\pi} \frac{G_y}{2\pi f_c} \left(1 - \cos \left(2\pi \left(f_c t - \beta \sin(2\pi f_m t) \right) \right) \right) \\ C_2(t) = \frac{\gamma}{2\pi} \frac{G_z}{2\pi f_c} \sin \left(2\pi \left(f_c t - \beta \sin(2\pi f_m t) \right) \right) \end{cases}, t \in [0, T_{acq}]$$

$$\begin{cases} g_y(t) = G_y \left(1 - 2\pi \frac{f_m}{f_c} \beta \cos(2\pi f_m t) \right) \sin \left(2\pi \left(f_c t - \beta \sin(2\pi f_m t) \right) \right) \\ g_z(t) = G_z \left(1 - 2\pi \frac{f_m}{f_c} \beta \cos(2\pi f_m t) \right) \cos \left(2\pi \left(f_c t - \beta \sin(2\pi f_m t) \right) \right) \end{cases}, t \in [0, T_{acq}]$$

10

20

30

40

50

ここで、 G_y 及び G_z は、それぞれ y 及び z 方向に沿った最大勾配振幅を示す。上記の理想的な勾配波形は、勾配変調伝達関数（すなわち、渦電流補償）の効果のために補正され、次いで、MR スキャンにおいて適用され得る。また、3D TSE スキャンのための Carr-Purcell-Meiboom-Gill (CPMG) 条件を維持するために、追加の事前位相勾配及びリワインディング勾配が適用されることもできる。

【0027】

MR 画像再構成のために、正弦波勾配 G_y と G_z によって生成される符号化が、分離可能な点拡がり関数 (PSF) を通じて補足されることが利用される。基礎となる 3 次元画像内の各 MR 信号プロファイルは、 y 方向及び z 方向の空間的位置に依存する PSF と畳み込まれ、取得された MR 画像が得られる。ハイブリッド (k_x, y, z) 空間では、MR 信号データの各 k_x 線が所定の (y, z) 位置にあるとき、PSF に含まれる固有の位相変調を得ることができる。

【0028】

図 2 は、提案されている可変周波数のウェーブ符号化磁界勾配波形の実施例（図 2 のアルファベット V で示す）を、一定周波数のウェーブ符号化波形（アルファベット C で示す）と比較して示したものである。勾配波形は、図 2 (a) に示されているが、対応する k 空間の軌跡は、図 2 (b) に示されており、各時間は一定周波数及び可変周波数のウェーブ符号化スキームである。図 2 (b) のウェーブ符号化 k 空間軌跡は、インビボイメージングから較正される。図 2 (a) の対応する勾配波形は、数値微分とスケーリングによってシミュレートされる。

【0029】

較正したウェーブ符号化 k 空間軌道と採用されるサブサンプリングマスクにより、（変換した）PSF が合成されることが出来る。図 3 は、一定周波数 (C) 及び可変周波数 (V) のウェーブ符号化スキームに関する PSF の比較を示す。図 3 a は、 y 方向及び z 方向の両方における減少係数 2 と、完全にサンプリングされる中央領域とを有する、使用された CAIPI サブサンプリングマスクを示す。図 3 b 及び図 3 c は、2 つの異なる (y, z) 位置について得られる PSF を示す。図 3 から、本発明の可変周波数のウェーブ符号化スキームは、読み出し方向に沿ったエイリアシング伝播を改善し、PSF のサイドローブの振幅を著しく減少させることが分かる。

【0030】

図 4 a と図 4 b は、それぞれ脳スキャンの中央と横方向のスライスである。（「Full (フル)」で示される）図 4 a 及び図 4 b の上段には、完全にサンプリングされた MR 信号データから再構成されたスライス画像が示されている。従来のデカルトサンプリングスキームは、左列の画像（「Cartesian (デカルト)」によって示される）に使用されている。中央の列（「Wave C (ウェーブ C)」で示される）の画像には一定周波数のウェーブ符号化が用いられ、右の列（「Wave V (ウェーブ V)」で示される）の画像には可変周波数のウェーブ符号化が用いられた。図 4 a 及び図 4 b の最下段（「Sub (サブ)」によって示される）の画像は、位相符号化方向における低減係数 3 及びスライス符号化方向における低減係数 2 によりサブサンプリングされた MR 信号データから再構成される。図 4 a 及び図 4 b から分かるように、 3×2 ウェーブ CAIPI インビボ脳加速実験において、本発明の可変周波数のウェーブ符号化アプローチは、中央及び横方向の画像スライスにおいて、より優れたエイリアシング抑制結果を提供することができる。残差エイリアシングアーチファクトが可変周波数のウェーブ符号化により低減されることは、図 4 a の最下段において明瞭に見ることができる。更に、可変周波数ウェーブ符号化は、横方向スライスにおける渦電流誘起スライスプロファイル劣化による信号損失を著しく低減することができる。明確な信号低下は、右側の列には存在しない図 4 b の中央の列に明確に見ることができる。

10

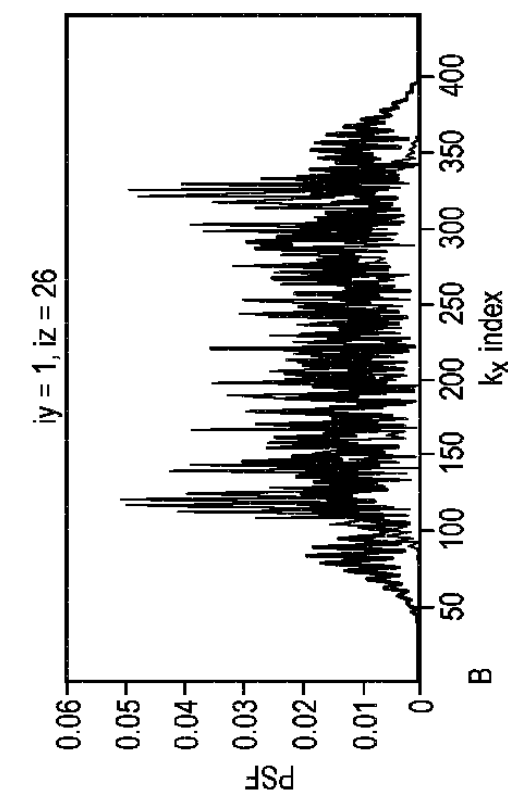
20

30

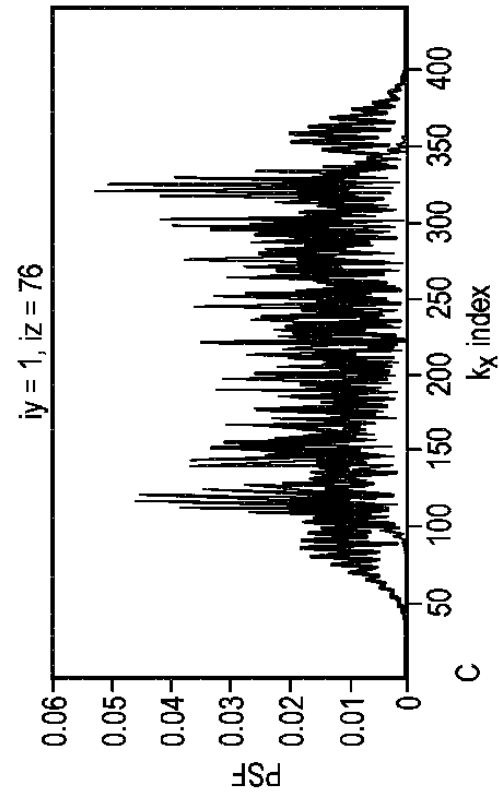
40

50

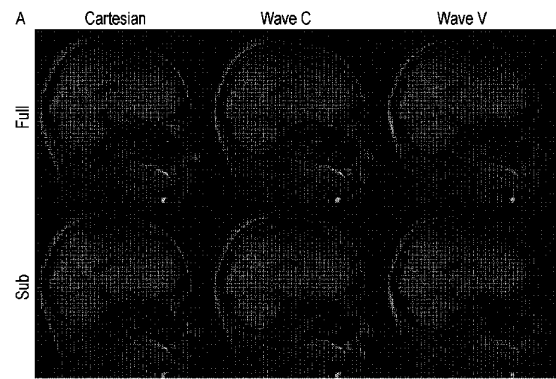
【図 3 B】



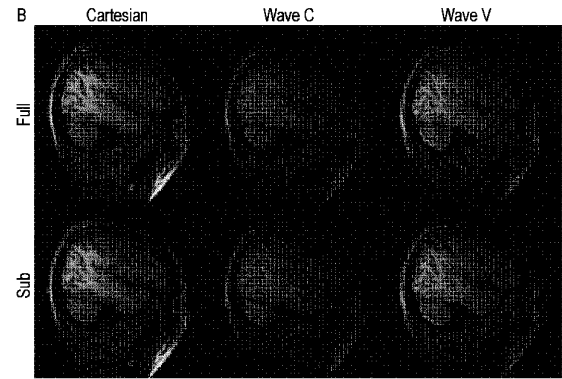
【図 3 C】



【図 4 A】



【図 4 B】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

(33)優先権主張国・地域又は機関
米国(US)

早期審査対象出願

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

(72)発明者 ボルナート 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 テック キャンパス 5

審査官 永田 浩司

(56)参考文献 特開 2 0 0 2 - 1 6 5 7 7 6 (J P , A)

Felix A. Breuer, et al., Zigzag Sampling for Improved Parallel Imaging, Magnetic Resonance in Medicine, 2008年, 60, 474-478

Richard D. Hoge, et al., Density Compensation Functions for Spiral MRI, MRM, 1997年, 38, pp.117-128

Berkin Bilgic, et al., Wave-CAIPI for Highly Accelerated 3D Imaging, Magnetic Resonance in Medicine, 2015年, 73, pp.2152-2162

(58)調査した分野 (Int.Cl., D B 名)

A 6 1 B 5 / 0 5 5

G 0 1 N 2 4 / 0 0

G 0 1 R 3 3 / 0 0