

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6865697号  
(P6865697)

(45) 発行日 令和3年4月28日(2021.4.28)

(24) 登録日 令和3年4月8日(2021.4.8)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 5/055 (2006.01)**  
 A 6 1 B 5/055 3 7 2  
 A 6 1 B 5/055 3 7 4

請求項の数 11 (全 14 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2017-564875 (P2017-564875)                  (86) (22) 出願日 平成28年6月12日 (2016.6.12)                  (65) 公表番号 特表2018-519050 (P2018-519050A)                  (43) 公表日 平成30年7月19日 (2018.7.19)                  (86) 国際出願番号 PCT/EP2016/063413                  (87) 国際公開番号 W02016/202707                  (87) 国際公開日 平成28年12月22日 (2016.12.22)                  審査請求日 令和1年6月11日 (2019.6.11)                  (31) 優先権主張番号 15172087.7                  (32) 優先日 平成27年6月15日 (2015.6.15)                  (33) 優先権主張国・地域又は機関 欧州特許庁 (EP)</p> <p>前置審査</p>	<p>(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 アーヘー アイン                  ドーフェン ハイテック キャンパス 5                  2                  (74) 代理人 110001690                  特許業務法人M&amp;Sパートナーズ                  (72) 発明者 ベック ガブリエル マリアンヌ                  オランダ国 5656 アーヘー アイン                  ドーフェン ハイ テック キャンパス                  5</p> <p style="text-align: right;">最終頁に続く</p>
--	---

(54) 【発明の名称】 スタックオブスター獲得を使用したMR像形成

(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位置する物体のMR像形成の方法であって、前記方法が、

少なくとも1つのRFパルスとスイッチングされる磁場勾配との像形成シーケンスを前記物体に施すステップと、

スタックオブスター (stack-of-stars) スキームに従って、MR信号を獲得するステップであって、前記MR信号が、複数の異なる角度位置で半径方向にk空間プロファイルとして、及び、スライス方向に沿った異なる位置に配置された複数の平行スライスから獲得され、前記k空間プロファイルの放射状密度が、スライス位置の関数として変化し、前記放射状密度が、より中心のk空間位置においてより高く、より周辺のk空間領域内の位置においてより低く、前記k空間プロファイルが、より周辺のk空間位置におけるスライスからより、より中心のk空間位置におけるスライスから、より高い時間密度で獲得されるステップと、

前記MR信号からMR像を再構成するステップと、を有し、

前記MR像を再構成するために、k空間内における放射状スポークに沿って、互いに時間的に最も近くで獲得されたMR信号が、k空間の中心の周りの楕円体内において選択され、前記k空間プロファイルの前記放射状密度は、所与の視界に従ったナイキスト基準が前記k空間の中心の周りの前記楕円体内において満たされるように、放射状密度変化し、

前記MR像を再構成するために、中心の楕円体を越えた周辺のk空間領域内にあるk空

間内の部分的な放射状スポークからのMR信号のみが選択され、前記k空間内の前記部分的な放射状スポークは、外向きの放射状k空間位置から延び、前記部分的な放射状スポークは外向きに周辺のk空間MR楕円体となるにつれて、前記部分的な放射状スポークがより高い角密度をもつ、方法。

【請求項2】

前記楕円体の外部よりも前記楕円体内において、所与の視界に従ったナイキスト基準より高い放射状密度が使用され、前記楕円体の外部における前記k空間プロファイルの前記放射状密度が、前記ナイキスト基準以下であるように、前記k空間プロファイルの前記放射状密度が変化する、

請求項1に記載の方法。

10

【請求項3】

時系列のMR像が、連続的に獲得されたMR信号から再構成され、前記楕円体を越えた周辺のk空間位置から獲得されたMR信号が、前記時系列の2つ以上の連続したMR像の間で共有される、

請求項1又は2に記載の方法。

【請求項4】

前記楕円体の外部のk空間位置におけるMR信号が、前記MR像を再構成する前に除去される、

請求項1から3のいずれか一項に記載の方法。

【請求項5】

前記k空間プロファイルが、異なる角度位置でさらなるk空間プロファイルを獲得する前に、同じ角度位置で少なくとも2つの異なるスライスから獲得される、

請求項1から4のいずれか一項に記載の方法。

20

【請求項6】

連続的に獲得されたk空間プロファイルの角度インクリメントが、黄金角度である、

請求項1から5のいずれか一項に記載の方法。

【請求項7】

前記k空間プロファイルが、周辺のk空間領域内において不規則に分布する、

請求項1から6のいずれか一項に記載の方法。

【請求項8】

前記MR像が、圧縮された検出を使用して再構成される、

請求項1から請求項7のいずれか一項に記載の方法。

30

【請求項9】

前記MR信号が、複数のRF受信アンテナを介して並列に獲得され、前記MR像が、SENSEを使用して再構成される、

請求項1から8のいずれか一項に記載の方法。

【請求項10】

検査ボリューム内に一様な静磁場を生成するための少なくとも1つの主電磁コイルと、前記検査ボリューム内において異なる空間的方向にスイッチングされる磁場勾配を生成するための複数の勾配コイルと、前記検査ボリューム内にRFパルスを生成するための、及び/又は、前記検査ボリューム内に位置する物体からMR信号を受信するための少なくとも1つのRFコイルと、前記RFパルスの時間的な連続性とスイッチングされる磁場勾配とを制御するための制御ユニットと、受信された前記MR信号からMR像を再構成するための再構成ユニットと、を含むMRデバイスであって、前記MRデバイスが、

少なくとも1つのRFパルスとスイッチングされる磁場勾配との像形成シーケンスを前記物体に施すことと、

スタックオブスター(stack-of-stars)スキームに従ってMR信号を獲得することであって、前記MR信号が、スライス方向に沿った異なる位置に配置された複数の平行スライスから、半径方向のk空間プロファイルとして獲得され、前記k空間プロファイルの放射状密度が、スライス位置の関数として変化し、前記放射状密度が、より中心のk空間位置

40

50

においてより高く、より周辺の k 空間領域内においてより低く、前記 k 空間プロファイルが、より周辺の k 空間位置におけるスライスからより、より中心の k 空間位置におけるスライスから、より高い時間密度で獲得される、前記 MR 信号を獲得することと、

前記 MR 信号から MR 像を再構成することと、を実施し、

前記 MR 像を再構成するために、k 空間内における放射状スポークに沿って、互いに時間的に最も近くで獲得された MR 信号が、k 空間の中心の周りの楕円体内において選択され、前記 k 空間プロファイルの前記放射状密度は、所与の視界に従ったナイキスト基準が前記 k 空間の中心の周りの前記楕円体内において満たされるように、放射状密度変化し、

前記 MR 像を再構成するために、中心の楕円体を越えた周辺の k 空間領域内にある k 空間内の部分的な放射状スポークからの MR 信号のみが選択され、前記 k 空間内の前記部分的な放射状スポークは、外向きの放射状 k 空間位置から延び、前記部分的な放射状スポークは外向きに周辺の k 空間 MR 楕円体となるにつれて、前記部分的な放射状スポークがより高い角密度をもつ、MR デバイス。

10

#### 【請求項 11】

MR デバイス上で動作するコンピュータプログラムであって、前記コンピュータプログラムが、

少なくとも 1 つの RF パルスとスイッチングされる磁場勾配との像形成シーケンスを生成することと、

スタックオブスター (stack-of-stars) スキームに従って MR 信号を獲得することであって、前記 MR 信号が、スライス方向に沿った異なる位置に配置された複数の平行スライスから、半径方向の k 空間プロファイルとして獲得され、前記 k 空間プロファイルの放射状密度が、スライス位置の関数として変化し、前記放射状密度が、より中心の k 空間位置においてより高く、より周辺の k 空間領域内においてより低く、

20

前記 k 空間プロファイルが、より周辺の k 空間位置におけるスライスからより、より中心の k 空間位置におけるスライスから、より高い時間密度で獲得される、前記 MR 信号を獲得することと、

前記 MR 信号から MR 像を再構成することと、を行うための命令を含み、

前記 MR 像を再構成するために、k 空間内における放射状スポークに沿って、互いに時間的に最も近くで獲得された MR 信号が、k 空間の中心の周りの楕円体内において選択され、前記 k 空間プロファイルの前記放射状密度は、所与の視界に従ったナイキスト基準が前記 k 空間の中心の周りの前記楕円体内において満たされるように、放射状密度変化し、

30

前記 MR 像を再構成するために、中心の楕円体を越えた周辺の k 空間領域内にある k 空間内の部分的な放射状スポークからの MR 信号のみが選択され、前記 k 空間内の前記部分的な放射状スポークは、外向きの放射状 k 空間位置から延び、前記部分的な放射状スポークは外向きに周辺の k 空間 MR 楕円体となるにつれて、前記部分的な放射状スポークがより高い角密度をもつ、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: magnetic resonance) 像形成の分野に関する。本発明は、物体の MR 像形成の方法に係る。本発明は、さらに、MR デバイス上で動作する MR デバイス及びコンピュータプログラムに関する。

40

##### 【背景技術】

##### 【0002】

二次元又は三次元像を形成するために磁場と核スピンの間における相互作用を使用する像形成 MR 方法は、軟組織の像形成の場合において、多くの点で他の像形成方法より優れており、電離放射を必要とせず、通常、非侵襲性であるので、特に医療診断の分野において現在、広く使用されている。

##### 【0003】

概して、MR 方法によると、物体、例えば、検査される患者の体は、強く一様な磁場内

50

に配置され、同時に磁場の方向が、測定の基準となる座標系の軸（通常は z 軸）を規定する。磁場は、規定された周波数（いわゆる、ラーモア周波数、又は MR 周波数）の交番電磁場（RF 場）の印加により、励起（スピン共鳴）され得る磁場強度に応じて、個々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。巨視的な視点によると、個々の核スピンの分布は、適切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外れることにより磁化が z 軸周りの歳差運動をもたらす得る全体の磁化を生成する。歳差運動は、コーンの表面を規定し、コーンの開口の角度は、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期間に依存する。いわゆる 90° パルスの場合、スピンは z 軸から、横断面（フリップ角 90°）に外れる。

#### 【0004】

RF パルスの終了後、磁化が緩和して元の平衡状態に戻り、その際、z 方向の磁化が第 1 の時定数  $T_1$ （スピン格子又は縦緩和時間）で再度構築され、z 方向に直交する方向の磁化が第 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、z 軸に直交する方向において磁化の変化が測定されるような手法で、MR デバイスの検査ボリューム内に配置及び配向された受信 RF コイルにより検出され得る。例えば、90° パルスの印加後、横磁化の減衰の後に、同位相の秩序状態から、すべての位相角が一様に分布（デフェーズ）した状態への（局所磁場の不均一さにより誘導される）核スピンの遷移が追従する。デフェーズは、再合焦パルス（例えば、180° パルス）により補償され得る。これが、受信コイル内にエコー信号（スピンエコー）を生成する。

#### 【0005】

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びる一定の磁場勾配が、一様な磁場に重ね合わされて、スピン共鳴周波数の線形空間依存性をもたらす。受信コイル内において拾われた信号は、したがって、体内の異なる位置に関係付けられ得る異なる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、異なる位相符号化により獲得された複数のラインを含む。各ラインは、多く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が、像再構成アルゴリズムにより MR 像に変換される。

#### 【0006】

知られたいわゆる三次元（3D）スタックオブスター（stack-of-stars）獲得スキーム（例えば、WO2013/159044A1を参照）において、複数の空間的に非選択的又はスラブ選択的な RF 励起が適用され、各々の後に、1つ又は複数の MR 信号（例えば、勾配エコー信号）の獲得が続き、各 MR 信号は、k 空間プロファイルを表す。MR 信号は、複数の平行スライスから放射状 k 空間プロファイルとして獲得される。スライスは、スライス方向に沿った異なる位置に配置される。中心（ $k_x = k_y = 0$ ）の周りで回転する半径方向「スポーク」に沿って各単一スライス内において MR 信号が獲得されながら、スライス方向（例えば、 $k_z$  方向）において、標準的なデカルト位相符号化が実施される。これは、積み重ねられたディスク（「スタックオブスター」）から構成される円柱 k 空間カバレッジをもたらす。技術的に、これは、スライスの面内方向における磁場勾配を同時に生成することにより、及びそれらの振幅を変調することにより実現される。k 空間プロファイル獲得ステップの時間的な順序を選択するために、異なるスキームが使用され得る。例えば、異なる角度位置で k 空間プロファイルが獲得される前に、スライス方向に沿ったすべての位相符号化ステップが連続的に獲得され得る。このことが、デカルトサンプリングの期間が短く維持されることを確実にして、スライスの積み重ね内における高いデータ一貫性をもたらす。スタックオブスターアプローチのための半径方向サンプリングの全体的な動きロバスト性を維持する。デカルト位相符号化ステップは、中心スライスから k 空間周辺（中心外）に、又は、 $-k_{z, \max}$  から  $+k_{z, \max}$  に線形順序で実施される。角度的な順序付けの場合、像形成シーケンスは、複数のインターリーブを伴う等角距離サンプリング、又は、いわゆる黄金角度スキームを使用し得る。等距離スキームにおいて、角距離は、 $\Delta\theta = 180^\circ / n_{\text{total}}$  に従って計算され、 $n_{\text{total}}$  は、ス

10

20

30

40

50

スポークの総数である。インターリーブが  $k$  空間内における時間的なコヒーレンスを低減するので、複数のインターリーブ（又は、「回転」）を使用してスポークを獲得することが有益である。したがって、動きの非一貫性が  $k$  空間内に広げられ、アーチファクトが減衰される。黄金角度スキームにおいて、 $k$  空間プロファイルの角度は、各時点において、 $180^\circ$  に黄金比を乗算した値に対応する  $= 111.25^\circ$  ずつインクリメントされる。したがって、続いてサンプリングされたスポークは、以前にサンプリングされたスポークのセット内における最大ギャップを埋めながら、常に補足情報を追加する。その結果、任意の連続的な獲得されたスポークのセットが、ほぼ一様に  $k$  空間をカバーし、このことが、時間的なサブフレームの再構成を可能にし、黄金角度スキームを動的像形成研究に十分に適したものにす。

10

## 【0007】

上述の3D半径方向スタックオブスタースキームは、高い動きロバスト性、良性エイリアシングアーチファクト、及び  $k$  空間中心の連続更新など、臨床MR像形成のためのいくつかの有望な利点を提案する。しかし、これらの利点にもかかわらず、筋状アーチファクトが多くの場合に問題となる。より高く要求される半径方向サンプリング密度と、その結果としての、より長い走査期間が導かれる。

## 【0008】

D. C. PetersらによるISMRM - アブストラクト2007 p. 207「Radial undersampling that is variable in  $k_z$ 」は、 $k$  空間内におけるスタックオブスターサンプリングアプローチを開示する。 $k_z$  次元において変化する半径方向アンダーサンプリングパターンが使用されて、中心の  $k_z$  空間に対してより多くの射影を獲得する。

20

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0009】

上述の事項により、改善されたMR像形成技術が必要とされることが容易に理解される。したがって、筋状アーチファクトのレベルを低減したスタックオブスター獲得スキームを使用した高速MR像形成を可能にすることが、本発明の目的である。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0010】

本発明によると、MRデバイスの検査ボリューム内に位置する物体のMR像形成の方法が開示される。本方法は、

30

少なくとも1つのRFパルスとスイッチングされる磁場勾配との像形成シーケンスを物体に施すステップと、

スタックオブスタースキームに従ってMR信号を獲得するステップであって、MR信号が、スライス方向に沿った異なる位置に配置された複数の平行スライスから複数の異なる角度位置で放射状  $k$  空間プロファイルとして獲得され、 $k$  空間プロファイルの放射状密度がスライス位置の関数として変化し、放射状密度が、より中心の  $k$  空間位置においてより高く、より周辺の  $k$  空間位置においてより低く、 $k$  空間プロファイルが、より周辺の  $k$  空間位置におけるスライスからより、より中心の  $k$  空間位置におけるスライスから、より高い時間密度で、すなわち、単位時間当たりに獲得された  $k$  空間プロファイルの数で獲得される、ステップと、

40

MR信号からMR像を再構成するステップと、

を有する。

## 【0011】

本発明は、修正されたスタックオブスター獲得技法を適用することを提案する。修正は、放射状  $k$  空間サンプリング密度（すなわち、スライス当たりの異なるように配向された放射状  $k$  空間プロファイルの数）がスライスごとに変更されるというものである。 $k$  空間プロファイルの放射状密度は、 $k$  空間中心（ $k_z = 0$ ）により近く位置するスライス内においてより高く、 $k$  空間プロファイルの放射状密度は、 $k$  空間中心からより遠くに位置す

50

るスライス内においてより低い。

【0012】

k空間中心付近において放射状k空間サンプリングの密度が高められることは、筋状アーチファクトのレベルを低減するとともに、総走査期間が最小に維持され得る。

【0013】

k空間の中心領域の定期的な更新に起因して、放射状k空間サンプリングが目的の領域内における造影剤の取り込みを追跡することを可能にするので、放射状k空間サンプリングは造影MR像形成の場合において興味深いことが一般的に知られている。それにもかかわらず、コントラスト操作のためにk空間で重み付けされた像コントラスト法(Songら、Magnetic Resonance in Medicine、vol.44、2004、825~832ページを参照)と組み合わせた場合でさえ、従来の放射状スタックオブスター獲得から再構成された時系列に沿ったMR像は、不鮮明な造影プロファイルを示すので、造影剤が特定の像ボクセルに達する時点が明確に識別不能である。これは、本発明の方法により改善され得る。

10

【0014】

好ましい実施形態において、本発明は、より周辺のk空間位置におけるスライスからより、より中心のk空間位置におけるスライスから、放射状k空間プロファイルがより高い時間密度で獲得される獲得順序を提案する。言い換えると、中心のナイキスト楕円体内の放射状k空間プロファイルが、近い時点において獲得される一方で、周辺の放射状k空間プロファイル(すなわち、ナイキスト楕円体の外部)は、より遠い時点においてサンプリングされる。k空間からより多くのサンプルが獲得されるので、内部におけるサンプリングされたk空間プロファイルの(半径方向)密度が等しいか又はより高い中心のナイキスト楕円体の寸法に対し、視界のためのナイキスト基準がk空間内において半径方向外向きに徐々に上昇し、周辺のk空間内におけるサンプリングされたk空間プロファイルの(放射状)密度は視界のためのナイキスト基準以下となることに留意されたい。ナイキスト楕円体の実際の寸法は、再構成されたMR像の空間分解能を決定する。

20

【0015】

この手法は、造影MR像形成を改善する。中心のk空間楕円体において高められた時間密度は、造影剤が特定の像ボクセルに達するコントラスト時点が捕捉されることを確実にする。

30

【0016】

各MR像は、次に、ナイキスト楕円体内において、(より遠い時点においてサンプリングされた)周辺のk空間領域から獲得されたk空間プロファイルと組み合わせて、それぞれ最も近い時点において獲得されたk空間プロファイルのみを使用して再構成される。これは、互いに時間的に最も近くで獲得されたMR信号部分が、MR像を再構成するために中心の - 完全にサンプリングされた、又はオーバーサンプリングされた - 楕円体k空間領域内において選択されることを意味する。周辺のk空間MR楕円体に対しては、外向きの放射状k空間位置から延びた、k空間内における部分的な放射状スポークのみが選択される。これらの部分的なスポークは、周辺のk空間MR楕円体へと外向きになるにつれ、これらの部分的なスポークは、より高い角密度をもつ。

40

【0017】

このアプローチによれば、時間的に近くで獲得されたMR信号のみがk空間中心内におけるMR像再構成のために使用されるので、造影剤が特定の像ボクセルに達する時点がより明確に識別され得る。したがって、測定された造影プロファイルの不鮮明さが低減する。

【0018】

楕円体の外部のk空間位置におけるMR信号は、MR像を再構成する前に除去される。これは、k空間内における楕円体「シャッター」を構成する。これは、筋状アーチファクトを効果的に除去する。さらに有益な実施態様において、k空間の中心領域は、(ナイキスト基準より高いサンプリング密度で)オーバーサンプリングされ、このことが、MR信

50

号の獲得を、動きによるアーチファクトに対してよりロバストなものとする。

【0019】

MR像の再構成に対するより改良された実施態様において、周辺のk空間からのMR信号は、外向きの放射状k空間位置から延びたk空間内の部分的な放射状スポークに沿って選択され、これらの部分的なスポークは、それらの外向きの放射状k空間位置がk空間内において、より半径方向外向きであるので、k空間内においてより高い角密度をもつ。部分的なスポークは、スタックオブスターの $k_z$ 軸から半径方向に分離された $k_z$ 平面の各々内にある、それらの外向きの放射状k空間位置から延びる。これは、例えば、まず、黄金角度だけk空間内において角度的にオフセットされる(3つの)放射状スポークに沿ってサンプリングすることにより、個々の $k_z$ 平面内において、中心領域が、完全にサンプリングされるか、又は、さらには、オーバーサンプリングされるという点で、実現される。k空間内における中心領域の周囲における1つ又はいくつかの中間の環状領域内で、再構成のためのMR信号の選択は、 $k_z$ 軸から生じて中心のk空間領域をさらにサンプリングする放射状スポークに沿った選択に加えて、 $k_z$ 軸からオフセットされた外向きの半径方向位置から延びた、いくつかの部分的な放射状スポークに沿ったものである。k空間の周辺において、1つ又は複数の中間の環状領域を半径方向に越えて、選択は、中間の環状領域を越えて外向きの半径方向位置から延びた、k空間内におけるさらなる部分的なスポークに沿って追加される。k空間内における部分的な放射状スポークの角密度は、半径方向外向きに増加する。

10

【0020】

k空間の中心領域のサンプリングは、外向きの(k空間内の軸方向及び半径方向の)領域内でサンプルを追加する場合より高い時間レートでサンプルが追加されるように行われる。信号獲得において、スタックオブスターのそのスライスを中心から半径方向外向きに延びた半径方向プロファイルに沿ってk空間プロファイルを獲得することが好ましい。再構成のために、部分的なスポークからのMR信号のみが選択され得る。知られたPROPELLER像形成技術において獲得されたk空間プロファイルは、本発明の意味における放射状k空間プロファイルともみなされることに注意が必要である。PROPELLER概念において、MR信号は、デカルトベースのk空間サンプリングスキームにおけるL個の最低周波數位相符号化ラインに対応した、各々がL個の平行なk空間プロファイルからなる、N個のストリップ内のk空間内において獲得される。k空間ブレードとも呼ばれる各ストリップが、k空間内で、例えば $180^\circ/N$ の角度だけ回転されることにより、MR信号セットの総セットがk空間内の円にわたって広がる。したがって、本発明の意味において、スタックオブスターは、「スタックオブブレード」と同じである。

20

30

【0021】

本発明の好ましい実施形態によると、k空間プロファイルの放射状密度は、所与の視界(FOV: field-of-view)に従ったナイキスト基準がk空間の中心の周囲の楕円体内で満たされるように変化する。楕円体の寸法は、個々の像形成タスクの獲得速度と像品質との間で必要とされるトレードオフに従って選択され得る。本発明は、像エネルギーの支配的な中心のk空間内でオーバーサンプリング(すなわち、ナイキスト基準により要求されるものより高い半径方向サンプリング密度)を提供しながら、全走査期間を最小化する。半径方向サンプリング密度は、周辺のk空間領域内のより低い半径方向サンプリング密度まで徐々に低下する。周辺の領域内、すなわち、楕円体の外部において、放射状k空間サンプリング密度は、像品質に重大な影響を与えることなく、ナイキスト閾値未満にさえなる。k空間のオーバーサンプリングは、上述のように、ナイキスト楕円体内において本発明の方法に従って発生する。これは、像品質について妥協することなくMR像の各々を再構成するために、オーバーサンプリングされた中心のk空間領域内において互いに時間的に最も近くで獲得されたMR信号のみを選択することを可能にする。

40

【0022】

本発明の好ましい実施形態によると、連続的に獲得されたk空間プロファイルの角度インクリメントは、黄金角度である。これは、上述の黄金角度スキームに対応し、黄金角度

50

スキームにおいて、 $k$ 空間プロファイルの角度は、各時点において  $\theta = 111.25^\circ$  ずつインクリメントされる。これは、動的像形成の場合に特に有益である。

【0023】

好ましくは、 $k$ 空間プロファイルは、異なる角度位置でさらなる $k$ 空間プロファイルを獲得する前に、同じ角度位置で少なくとも2つの異なるスライスから獲得される。言い換えると、スライス方向に沿った位相符号化ステップは、異なる黄金角度位置で $k$ 空間プロファイルが獲得される前に、連続的に獲得される。これは、デカルトサンプリングの期間が短く維持されることを確実にし、このことが、スライスの積み重ね内における高いデータ一貫性をもたらし、全体的な動きロバスト性を維持する。

【0024】

本発明に従って、 $k$ 空間が可変密度でサンプリングされる。これは、(動き最適化された)可変密度の圧縮された検出により、走査期間を短くするために使用される。 $k$ 空間プロファイルは、さらには、周辺の $k$ 空間領域内、すなわち、中で $k$ 空間が完全にサンプリングされる楕円体の外部において不規則に分布する。CSの理論は、大幅な信号データの低減のための大きな可能性を含むことが知られている。CS理論において、変換領域内のスパース表現を含む信号データセットは、適切な正規化アルゴリズムの適用により、アンダーサンプリングされた測定値から復元され得る。アンダーサンプリングの可能性は、大幅に短くなった獲得期間をもたらす。信号のサンプリング及び再構成のための数学的枠組みとして、CSが条件を規定し、この条件の下で、 $k$ 空間サンプリング密度がナイキスト基準にはるかに満たない場合でも、信号データセットが厳密に、又は少なくとも高い像品質で再構成され得、CSはこのような再構成のための方法をさらに提供する。多くの既存のCSベースのMR獲得及び再構成スキームにおいて、MR信号データが変換領域内に散在するという条件のみを利用する基本CS式が使用される。未知のMR像に関する追加的な事前情報が、特定の用途において利用可能であるので、CS再構成内にこの事前情報を組み込むことが有益であることがさらに知られている。

【0025】

本発明の技術は、完全にサンプリングされた小さな中心の $k$ 空間楕円体と、周辺の $k$ 空間領域内におけるアンダーサンプリングとを伴う、CSに十分に適した3D可変密度 $k$ 空間サンプリングスキームを可能にする。

【0026】

本発明の方法は、直接的な手法で従来のビューシェアリング、キーホール、又は $k-t$ サンプリング技術と組み合わせられる。半走査などの加速技術、又は、SENSE又は反復SENSEのような平行像形成技術を使用して、 $k$ 空間プロファイルが獲得され、MR像へと再構成される。

【0027】

例えば、時系列に沿ったMR像は、連続的に獲得されたMR信号から再構成され、周辺の $k$ 空間位置から獲得されたMR信号は、時間分解能を高めるために、系列の2つ以上の連続したMR像の間で共有(ビューシェアリング)される。

【0028】

これまで説明された本発明の方法は、今のところ、検査ボリューム内に一様な静磁場を生成するための少なくとも1つの主電磁コイルと、検査ボリューム内において異なる空間的方向にスイッチングされる磁場勾配を生成するための複数の勾配コイルと、検査ボリューム内にRFパルスを生成するための、及び/又は、検査ボリューム内に位置する物体からMR信号を受信するための少なくとも1つのRFコイルと、RFパルスの時間的な連続性とスイッチングされる磁場勾配とを制御するための制御ユニットと、受信されたMR信号からMR像を再構成するための再構成ユニットとを含むMRデバイスにより実行され得る。本発明の方法は、例えば、MR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ムにより実施され得る。

【0029】

本発明の方法は、現在の臨床用の多くのMRデバイスにおいて有益に実行され得る。こ

10

20

30

40

50



の目的を達成するために、MRデバイスが本発明の上述の方法のステップを実施するようにMRデバイス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必要であるにすぎない。コンピュータプログラムは、MRデバイス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するために、データ担体上に存在するか、又は、データネットワーク内に存在する。

**【0030】**

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、図面は単に例示を目的として描かれることと、本発明の限定の定義を示すのではないことが理解されなければならない。

**【図面の簡単な説明】****【0031】**

**【図1】**本発明の方法を実施するためのMRデバイスを示す図である。

**【図2】**本発明のサンプリングスキームの一実施形態を概略的に示すk空間の図である。

**【図3】**ナイキスト限界に近い、より低い放射状密度で従来のように獲得されたMR像(図3a)と比較して、本発明に従った、中心のk空間スライス内においてより高い放射状密度で獲得及び再構成されたMR像(図3b)を示す図である。

**【図4】**動的像形成のための本発明の適用を概略的に示すk空間の図である。

**【発明を実施するための形態】****【0032】**

図1を参照すると、MRデバイス1が示される。本デバイスは、実質的に一様で時間的に一定の主磁場が、検査ボリュームを通してz軸に沿って生成されるように、超伝導又は抵抗主電磁コイル2を備える。

**【0033】**

磁気共鳴生成及び操作システムは、核磁気スピンを反転又は励起し、磁気共鳴を誘導し、磁気共鳴を再合焦し、磁気共鳴を操作し、磁気共鳴を空間的に及び別のやり方で符号化し、スピンを飽和させるなどのために、一連のRFパルスとスイッチングされる磁場勾配とを印加して、MR像形成を実施する。

**【0034】**

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軸、y軸、及びz軸に沿って全身勾配コイル4、5、及び6のうち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を介して全身ボリュームRFコイル9にRFパルス又はパルスケットを送信して、検査ボリューム内にRFパルスを送信する。典型的なMR像形成シーケンスは、互いに一緒に取得された短い持続期間のRFパルスセグメントのパケットから構成され、任意の印加された磁場勾配が核磁気共鳴の選択された操作を達成する。RFパルスは、飽和させるために、共鳴を励起するために、磁化を反転させるために、共鳴を再合焦するために、又は共鳴を操作するために、及び検査ボリューム内に位置する物体10の一部を選択するために使用される。MR信号は、全身ボリュームRFコイル9によっても拾われる。

**【0035】**

物体10の制限された領域のMR像の生成のために、ローカルアレイRFコイル11、12、13のセットが、像形成のために選択された領域に連続して位置する。アレイコイル11、12、13は、全身コイルRF送信により誘導されたMR信号を受信するために使用され得る。

**【0036】**

結果として得られるMR信号は、全身ボリュームRFコイル9により、及び/又は、アレイRFコイル11、12、13により拾われ、好ましくは、前置増幅器(図示せず)を含む受信器14により復調される。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に接続される。

**【0037】**

ホストコンピュータ15は、勾配パルス増幅器3と送信器7とを制御して、例えば、エ

10

20

30

40

50

コープラー像形成 (EPI: echo planar imaging)、エコーボリューム像形成、勾配及びスピンエコー像形成、高速スピンエコー (TSE) 像形成など、複数のMR像形成シーケンスのうちの任意のものを生成する。選択されたシーケンスに対して、受信器14は、各RF励起パルスに続いて迅速に連続して、単一又は複数のMRデータラインを受信する。データ獲得システム16は、受信された信号のアナログ・デジタル変換を実施して、各MRデータラインをさらなる処理に適したデジタル形式に変換する。現代のMRデバイスにおいて、データ獲得システム16は、生の像データの獲得に特化した独立したコンピュータである。

#### 【0038】

最終的に、デジタルの生の像データは、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により像表現へと再構成される。MR像は、患者を通じた平面スライス、平行な平面スライスのアレイ、三次元ボリュームなどを表す。次に、像が像メモリに記憶され、スライス、射影、又は像表現の他の部分を、例えば、結果として得られるMR像の、人間により可読な表示を提供するビデオ表示器18を介した可視化のための適切な形式に変換するために、像メモリにおいて像がアクセスされる。

#### 【0039】

続けて図1を参照し、図2～図4をさらに参照すると、本発明の像形成アプローチの実施形態が説明される。

#### 【0040】

図2aに示されるように、3Dスタックオブスター獲得スキームに従って、(例えば、従来の勾配エコー像形成シーケンスを使用して)MR信号が獲得される。複数の空間的に非選択的又はスラブ選択的なRF励起の各々の後、1つ又は複数のMR信号が獲得され、各MR信号は、 $k$ 空間プロファイルを表す。MR信号は、複数の(図2aに示す実施形態における7つの)平行スライス21、22、23、24、25、26、27から、放射状 $k$ 空間プロファイルとして獲得される。スライスは、スライス方向 $k_z$ に沿って異なる位置に配置される。中心( $k_x = k_y = 0$ )の周りで回転する半径方向「スポーク」S1、S2、S3、S4、S5、S6、S7、S8に沿って各単一スライス内においてMR信号が獲得されながら、 $k_z$ 方向においてデカルト位相符号化が実施される。これは、積み重ねられたディスクから構成された円柱 $k$ 空間カバレッジをもたらす。図示された実施形態において、異なる角度位置で $k$ 空間プロファイルが獲得される前に、スライス方向 $k_z$ に沿った位相符号化ステップが連続的に獲得される。スポークS1、S2、S3、S4、S5、S6、S7、S8の角度的な順序付けに対して、上述の黄金角度スキームが使用される。スポークの角度は、各時点において  $\theta = 111.25^\circ$  ずつインクリメントされる。本発明によると、 $k$ 空間プロファイルの放射状密度、すなわち、スライス当たりの獲得されたスポークS1、S2、S3、S4、S5、S6、S7、S8の数は、スライス位置の関数として変化し、放射状密度は、より中心の $k$ 空間位置においてより高く、より周辺の $k$ 空間位置においてより低い。これは、例えば、次のように、図2aに示す実施形態において達成される。すなわち、第1のステップにおいて、スポークS1は、内側の3つのスライス23、24、及び25から獲得される。これは、スポークS2及びS3に対して連続的に行われる。高いデータ一貫性と全体的な動きロバスト性を確保なものとするために必須の異なる黄金角度位置で $k$ 空間プロファイルをサンプリングする前に、スライス方向に沿った位相符号化ステップの連続した獲得が実施される。第2のステップにおいて、内側の5つのスライス22、23、24、25、及び26からのみ、スポークS4及びS5が獲得される。第3のステップにおいて、黒矢印により示されるように、すべての7つのスライス21、22、23、24、25、26、及び27から、スポークS6、S7、及びS8が獲得される。このように、 $k$ 空間中心( $k_z = 0$ の周囲)は、 $k$ 空間周辺より密にサンプリングされる。所与のFOVに従ったナイキスト基準が、 $k$ 空間の中心の周囲( $k_x = k_y = k_z = 0$ )で楕円体29内において満たされる(図2b参照)ように、 $k$ 空間プロファイル(スポーク)の放射状密度は、この手法により変えられる。図2aに示されるように、楕円体は楕円29に沿ってスライス21と交差する。楕円29内におい

10

20

30

40

50

て、ナイキスト基準が満たされるとともに、 $k$ 空間は、楕円29の外部においてアンダーサンプリングされる。スライス22、23、24内におけるそれぞれの楕円の半径は、これに対応して $k_z = 0$ に向けて大きくなる。任意選択的に、楕円体28が十分に大きな $k$ 空間の中心領域をカバーするので、その $k$ 空間内において十分に大きな楕円体が楕円体「シャッター」として機能することが、獲得されたMR信号からMR像を再構成する前に、楕円体29の外部の $k$ 空間位置におけるMR信号を除去することにより使用される。

【0041】

本発明は、ナイキスト基準に適合する $k$ 空間サンプリングを使用して全走査期間を最小化する。しかし、それはさらに、像エネルギーの支配的な中心の $k$ 空間内にオーバーサンプリングを提供し得る。半径方向サンプリング密度は、中心のスライス23、24、25から、周辺のスライス21、27内におけるより低い半径方向サンプリング密度まで徐々に低下する。楕円体29の外部において、放射状 $k$ 空間密度は、像品質に重大な影響を与えることなく、ナイキスト閾値未満にさえなる。

10

【0042】

$k$ 空間中心の周囲におけるより高い半径方向サンプリング密度に起因して、最小走査期間内で、本発明に従って筋状アーチファクトが効率良く低減される。

【0043】

図3は、より高い放射状密度の効果を示す。より低い放射状密度で獲得された図3aに示すMR像と比較して、本発明に従ってより高い放射状密度でサンプリングする図3bに示すMR像内において、筋状アーチファクトが効率良く低減される。

20

【0044】

$k$ 空間の中心領域の定期的な更新に起因して、本発明の $k$ 空間サンプリング技術は動的造影MR像形成の場合に興味深い。本発明に従って連続的に獲得されたMR信号から、時系列に沿ったMR像が再構成され、放射状 $k$ 空間プロファイルは、より周辺の $k$ 空間位置におけるスライスからより、より中心の $k$ 空間位置におけるスライスから、より高い時間密度で獲得される。

【0045】

これは、時間 $t$ の関数としての $k$ 空間サンプリングの進行を示す図4aに示される。獲得は、 $k_z = 0$ における中心の $k$ 空間スライス(左図)からの、3つの $k$ 空間スポークの獲得(黄金角度獲得)から始まる。ナイキスト基準は、描かれた塗りつぶした円内において満たされる。次のステップにおいて、さらに3つのスポークが3つの内側スライスの各々から獲得される。後続のステップにおいて、 $k$ 空間プロファイルが、すべての5つのスライスから別の3つの半径方向に沿って獲得される。中でナイキスト基準が満たされる領域は、すべての3つの図内に塗りつぶした円として示される。このプロファイル順序スキームは、中でMR信号が近い時点において獲得される中心の3D  $k$ 空間ナイキスト楕円体28をもたらす一方で、 $k$ 空間の楕円体 $k$ 空間シャッター29の外部の周辺は、図4bに示されるように、より遠い時点においてサンプリングされる。

30

【0046】

$k$ 空間のオーバーサンプリングは、ナイキスト楕円体28内において発生する。図4cは、連続的に獲得されたスポークS1~S12を含む、図4aに示すスライスの積み重ねのうちの $k_z = 0$ のスライスを示す。 $k$ 空間の最も中心の円形領域内において、スポークS1、S2、S3のMR信号のみが、像再構成のために選択される。このMR信号データは、 $k$ 空間の中間環状領域内におけるスポークS1、S2、S3、S4、S5、S6からのMR信号により補完される。 $k$ 空間の残りの周辺の領域内におけるすべてのスポークS1~S12からのMR信号によりMR信号データが完全なものとなる。このように、より遠い時点においてサンプリングされた、周辺の $k$ 空間領域から獲得された $k$ 空間プロファイルと組み合わせて、それぞれ最も近い時点において獲得されたナイキスト楕円体内の $k$ 空間プロファイルのみを使用して、時系列の各MR像が再構成される。図4aに示される例において、時間が進行するにつれて、まず、より中心の $k$ 空間位置がサンプリングされ、次に、より周辺の $k$ 空間位置がサンプリングされる。この順序は、反転されてよい。代

40

50

替的に、サンプリング位置の  $k_z$  値は、時間が進行するにつれて、例えば、線形に増加又は減少する。

【 0 0 4 7 】

この技法は、造影MR像形成の改善を可能にする。目的の領域内における造影剤の取り込みは、従来技術と比べて、より高い精度で追跡され得る。時間的に近くで獲得されたMR信号のみが、 $k$ 空間中心内におけるMR像再構成のために使用されるので、造影剤が特定の像ボクセルに達する時点が、より明確に識別され得る。したがって、測定された造影プロファイルの不鮮明さが低減される。

【 図 1 】

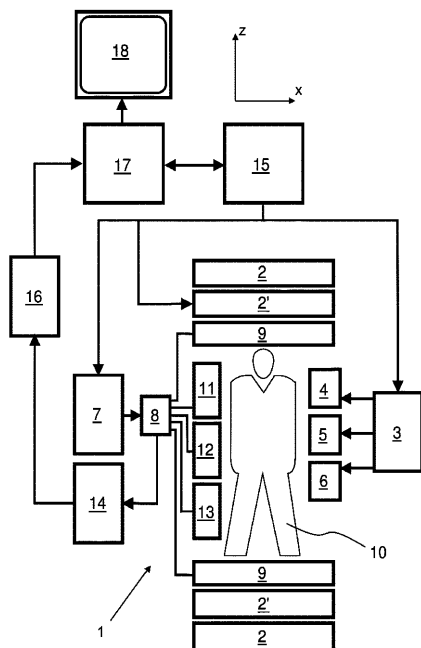
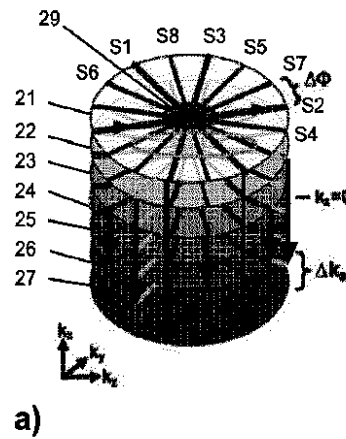


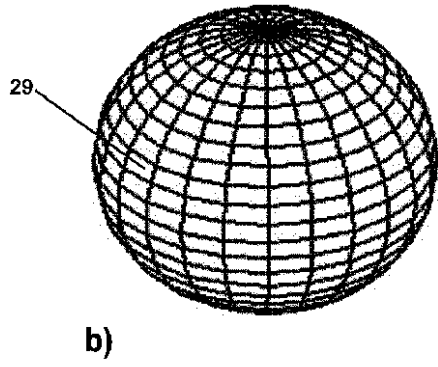
Fig. 1

【 図 2 a ) 】

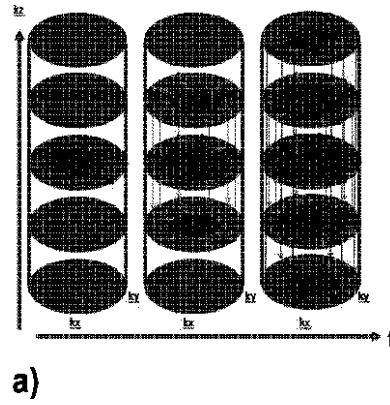


a)

【 図 2 b ) 】



【 図 4 a ) 】



【 図 3 】

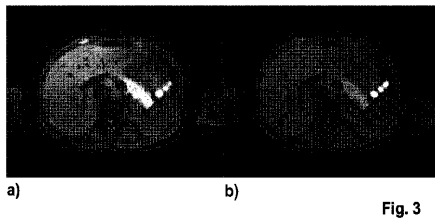
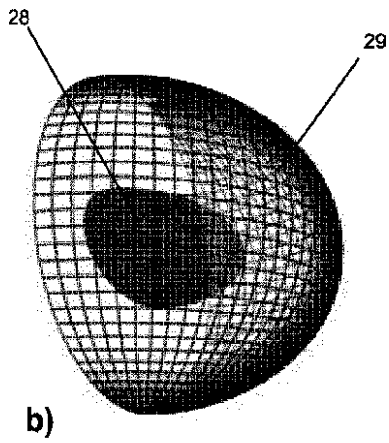
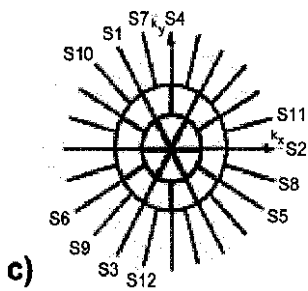


Fig. 3

【 図 4 b ) 】



【 図 4 c ) 】



---

フロントページの続き

審査官 相川 俊

- (56)参考文献 特表2015-510804(JP,A)  
特表2014-508622(JP,A)  
特開2013-192578(JP,A)  
米国特許出願公開第2008/0265885(US,A1)  
米国特許出願公開第2013/0006098(US,A1)  
米国特許出願公開第2015/0077112(US,A1)  
LI, Zhitao, "Highly Accelerated 3D Dynamic Imaging with Variable Density Golden Angle Stack-of-Stars Sampling", Proc.Intl.Soc.Mag.Reson.Med., 米国, 2013年 4月26日, 21, p.3797

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055  
G01R 33/20 - 33/64