

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2016-516502
(P2016-516502A)

(43) 公表日 平成28年6月9日(2016.6.9)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05	3 1 1
G 0 1 R 33/48 (2006.01)	A 6 1 B 5/05	3 7 6
	G 0 1 N 24/08	5 1 0 Y

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2016-503737 (P2016-503737)
(86) (22) 出願日	平成26年3月7日 (2014.3.7)
(85) 翻訳文提出日	平成27年11月11日 (2015.11.11)
(86) 國際出願番号	PCT/IB2014/059513
(87) 國際公開番号	W02014/147508
(87) 國際公開日	平成26年9月25日 (2014.9.25)
(31) 優先権主張番号	61/804,220
(32) 優先日	平成25年3月22日 (2013.3.22)
(33) 優先権主張國	米国(US)

(71) 出願人	590000248 コーニングレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーネー 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 n (74) 代理人 110001690 特許業務法人M&Sパートナーズ
----------	---

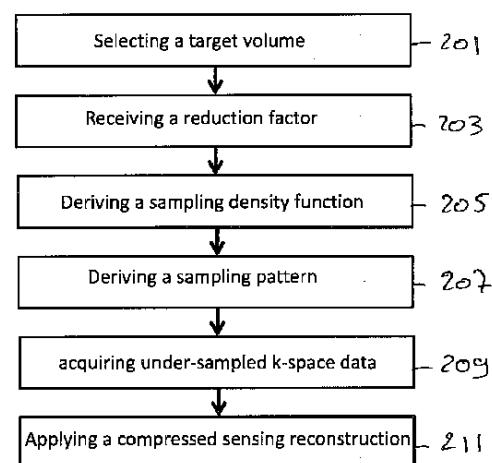
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 k 空間サンプリング方法

(57) 【要約】

本発明は、被験者 118 におけるターゲットボリュームから磁気共鳴データを取得する磁気共鳴イメージング (MRI) システムに関する。当該MRIシステム 100 は、マシン実行可能命令を記憶するメモリ 136 と、MRIシステム 100 を制御するプロセッサ 130 とを含み、マシン実行可能命令の実行は、プロセッサ 130 に、ターゲットボリュームの k 空間領域に亘るエネルギー分布 301 ~ 305 を決定させ、k 空間領域のアンダーサンプリングの程度を表す減少係数を受信させ、エネルギー分布 301 ~ 305 及び受信した減少係数から、サンプリング密度関数を導出させ、サンプリング密度関数から、k 空間領域のエネルギー依存サンプリングパターンを導出させ、導出されたエネルギー依存サンプリングパターンに沿って k 空間領域をサンプリングするパルスシーケンスを使用して、アンダーサンプリングされた k 空間データを取得するように、MRIシステム 100 を制御させ、ターゲットボリュームの画像を再構成するために、圧縮センシング再構成を、取得したアンダーサンプリングされた k 空間データに適用させる。

FIG. 2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被験者におけるターゲットボリュームから磁気共鳴データを取得する磁気共鳴イメージング（M R I）システムであって、

マシン実行可能命令を記憶するメモリと、

前記M R Iシステムを制御するプロセッサと、

を含み、

前記マシン実行可能命令の実行は、前記プロセッサに、

前記ターゲットボリュームの k 空間領域に亘るエネルギー分布を決定させ、

前記 k 空間領域のアンダーサンプリングの程度を表す減少係数を受信させ、

前記エネルギー分布及び受信した前記減少係数から、サンプリング密度関数を導出させ、

前記サンプリング密度関数から、前記 k 空間領域のエネルギー依存サンプリングパターンを導出させ、

導出された前記エネルギー依存サンプリングパターンに沿って前記 k 空間領域をサンプリングするパルスシーケンスを使用して、アンダーサンプリングされた k 空間データを取得するように、前記M R Iシステムを制御させ、

前記ターゲットボリュームの画像を再構成するために、圧縮センシング再構成を、取得した前記アンダーサンプリングされた k 空間データに適用させる、M R Iシステム。

【請求項 2】

あるアンダーサンプリング程度でのパラレルデータ取得のための受信器無線周波数（R F）コイルのアレイを更に含み、前記受信器R Fコイルのアレイは、事前に取得された k 空間データを使用して決定された空間感度マップを有し、前記マシン実行可能命令の実行は更に、前記プロセッサに、

前記ターゲットボリュームの画像を再構成するために、組み合わされた圧縮センシング及びパラレルイメージング再構成を、取得された前記アンダーサンプリングされた k 空間データに適用させる、請求項 1 に記載のM R Iシステム。

【請求項 3】

少なくとも 1 つの k 空間方向における減少係数は、 g 因子の最適値のために決定される、請求項 2 に記載のM R Iシステム。

【請求項 4】

前記パラレルイメージング再構成は、SENSE再構成及びGRAPPA再構成のうちの一方を含む、請求項 2 又は 3 に記載のM R Iシステム。

【請求項 5】

前記エネルギー依存サンプリングパターンの前記導出は、

前記サンプリング密度関数を、対応する k 空間領域にそれぞれがスパンする複数の部分に分割することと、

各 k 空間領域におけるサンプリング密度を決定するために、前記複数の k 空間領域における密度関数值を使用することと、

を含み、

前記エネルギー依存サンプリングパターンは、決定された前記サンプリング密度を使用して導出される、請求項 1 乃至 4 の何れか一項に記載のM R Iシステム。

【請求項 6】

前記被験者の各ターゲットボリュームに対してそれぞれ決定された 1 つ以上のエネルギー分布を記憶する記憶装置を更に含み、前記記憶装置は更に、1 つ以上のエントリからなるデータ構造を記憶し、各エントリは、ターゲットボリューム識別子と、対応するエネルギー分布識別子とを示す、請求項 1 乃至 5 の何れか一項に記載のM R Iシステム。

【請求項 7】

前記エネルギー分布の前記決定は、

前記ターゲットボリューム識別子を示す、前記ターゲットボリュームの選択を受け取る

10

20

30

40

50

ことと、

前記ターゲットボリューム識別子に関連付けられた前記エネルギー分布識別子を決定するため前記データ構造を読み出すことと、

前記1つ以上のエネルギー分布から、前記エネルギー分布識別子に関連付けられたエネルギー分布を選択することと、

を含む、請求項6に記載のMRIシステム。

【請求項8】

前記エネルギー分布の前記決定は、

エネルギー分布を示す、前記ターゲットボリュームの選択を受け取ることと、

受け取った前記エネルギー分布を、記憶された前記1つ以上のエネルギー分布と比較することと、

前記エネルギー分布を、受け取った前記エネルギー分布とマッチする記憶されたエネルギー分布として、前記1つ以上のエネルギー分布から選択することと、

を含む、請求項6に記載のMRIシステム。

【請求項9】

前記エネルギー分布の前記決定は、

事前に取得されたk空間データを使用して、前記ターゲットボリュームの画像のk空間にわたるエネルギー分布を生成することと、

生成された前記エネルギー分布を、記憶された前記1つ以上のエネルギー分布と比較することと、

前記エネルギー分布を、生成された前記エネルギー分布とマッチする記憶されたエネルギー分布として、前記1つ以上のエネルギー分布から選択することと、

を含む、請求項6に記載のMRIシステム。

【請求項10】

前記エネルギー分布の前記決定は、

前記ターゲットボリューム識別子を示す、前記ターゲットボリュームの選択を受け取ることと、

前記ターゲットボリューム識別子に関連付けられた前記エネルギー分布識別子を決定するために前記データ構造を読み出すことと、

前記エネルギー分布識別子に関連付けられたエネルギー分布を、前記1つ以上のエネルギー分布から選択することと、

事前に取得されたk空間データを使用して、前記ターゲットボリュームの画像のk空間にわたるエネルギー分布を生成することと、

生成された前記エネルギー分布を、選択された前記エネルギー分布と比較することと、

選択された前記エネルギー分布と生成された前記エネルギー分布との間にマッチがある場合、前記エネルギー分布を、選択された前記エネルギー分布として決定することと、

選択された前記エネルギー分布と生成された前記エネルギー分布との間にマッチがない場合、前記エネルギー分布を、生成された前記エネルギー分布にマッチする記憶されたエネルギー分布として決定するか、又は、前記ターゲットボリュームの受け取った前記選択の更新を要求することと、

を含む、請求項6に記載のMRIシステム。

【請求項11】

記憶された前記1つ以上のエネルギー分布は、複数の高解像度スキャンを使用して取得されたk空間データを使用して得られ、取得された前記k空間データは、ナイキストサンプリング密度に従ってサンプリングされたk空間データである、請求項6乃至10の何れか一項に記載のMRIシステム。

【請求項12】

記憶された前記1つ以上のエネルギー分布は、前記ターゲットボリュームのモデルに基づいたシミュレーションを使用して得られる、請求項6乃至10の何れか一項に記載のMRIシステム。

10

20

30

40

50

【請求項 1 3】

記憶された前記 1 つ以上のエネルギー分布は、前記ターゲットボリュームの T 1 重み付け画像及び T 2 重み付け画像を使用して得られる、請求項 6 乃至 10 の何れか一項に記載の M R I システム。

【請求項 1 4】

被検者におけるターゲットボリュームから磁気共鳴データを取得するために、磁気共鳴イメージング (M R I) システムを動作させる方法であって、

前記ターゲットボリュームの k 空間領域に亘るエネルギー分布を決定するステップと、
前記 k 空間領域のアンダーサンプリングの程度を表す減少係数を受信するステップと、
前記エネルギー分布及び受信した前記減少係数から、サンプリング密度関数を導出する
ステップと、

前記サンプリング密度関数から、k 空間のエネルギー依存サンプリングパターンを導出
するステップと、

導出された前記エネルギー依存サンプリングパターンに沿って前記 k 空間をサンプリング
するパルスシーケンスを使用して、アンダーサンプリングされた k 空間データを取得する
ように、前記 M R I システムを制御するステップと、

圧縮センシング再構成を、取得された前記アンダーサンプリングされた k 空間データに
適用するステップと、

を含む、方法。

【請求項 1 5】

請求項 1 4 に記載の方法のステップを実行するためのコンピュータ実行可能命令を含む
コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、磁気共鳴イメージングに関し、特に k 空間サンプリング方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

医用イメージングにおける最近の進歩によって、加速 M R I スキャンにおける関心が増
加している。M R I スキャンは、効率的な k 空間サンプリング方法、パラレルイメージ
ング方法又は圧縮センシング方法を使用して、加速される。

【0 0 0 3】

圧縮センシングは、インコヒーレントサンプリングに依存する。これは、M R I では、
デカルト (Cartesian) サンプリングにおける位相エンコーディング線の疑似ランダム選
択を介してか、又は、非デカルト軌道を適用することによって、k 空間の不規則サンプリ
ングによって実現される。大抵の画像は、全ての周波数に亘って一様に疎らではないが、
高密度の低周波情報と、疎らな高周波情報 (細部、エッジ) とを含む。これは、大抵の場
合、信号エネルギーの大部分が、k 空間中心に集中し、k 空間の周辺に向かって減少する
という事実によっても反映される。

【0 0 0 4】

Lustig M、Donoho D 及び Pauly J は、マグネティック・レゾナンス・イン・メディシン
(2007 年、第 58 卷、1182 ~ 1195 頁) において、高速 M R I イメージングに圧
縮センシングを適用する方法を開示している。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 5】

様々な実施形態が、独立請求項の主題によって表される磁気共鳴イメージング (M R I)
システムを動作させるための改良された方法、改良されたコンピュータプログラムプロ
ダクト及び改良された磁気共鳴イメージング (M R I) システムを提供する。有利な実施

形態は、従属請求項に記述される。

【課題を解決するための手段】

【0006】

一態様では、本発明は、被験者におけるターゲットボリュームから磁気共鳴データを取得する磁気共鳴イメージング(MRI)システムに関する。当該MRIシステムは、マシン実行可能命令を記憶するメモリと、MRIシステムを制御するプロセッサとを含み、マシン実行可能命令の実行は、プロセッサに、ターゲットボリュームのk空間領域に亘るエネルギー分布を決定させ、k空間領域のアンダーサンプリングの程度を表す減少係数を受信させ、エネルギー分布及び受信した減少係数から、サンプリング密度関数を導出させ、サンプリング密度関数から、k空間領域のエネルギー依存サンプリングパターンを導出させ、導出されたエネルギー依存サンプリングパターンに沿ってk空間領域をサンプリングするパルスシーケンスを使用して、アンダーサンプリングされたk空間データを取得するように、MRIシステムを制御させ、ターゲットボリュームの画像を再構成するために、圧縮センシング再構成を、取得したアンダーサンプリングされたk空間データに適用させる。

10

【0007】

サンプリング密度関数は、正規化条件に従ってエネルギー分布から得られる。正規化条件は、k空間領域に亘るサンプリング密度関数の積分が、要求されたサンプル数 = (ナイキスト(Nyquist)サンプリングでのサンプル総数) / (総減少係数) に等しいことを必要とする。サンプリング密度関数は、k空間領域におけるサンプリング密度を導出するために使用される。これは、例えば所与のk空間領域又はk空間領域における区間にに対して、当該区間におけるサンプリング密度関数積分を使用して行われる。このサンプリング密度関数積分は、(ナイキストサンプリングでの区間におけるサンプル数) / (局所減少係数) に等しい。局所減少係数(即ち、サンプリング密度)は、当該k空間区間におけるアンダーサンプリングに使用される減少係数である。

20

【0008】

k空間領域に亘るエネルギー分布(即ち、k空間エネルギー分布)は、k空間領域内の各サンプル点におけるエネルギー値の分布である。これは、ターゲットボリュームを(MR)イメージングすることによって得られる。k空間領域は、画像空間内の所定の視野(FOV)及び解像度に関連付けられている。

30

【0009】

アンダーサンプリングは、k空間領域の様々な方向(例えばk_y方向及びk_z方向)において実行される。アンダーサンプリングとは、そこからサンプリングパターンが導出されるサンプリング密度が、ナイキストサンプリングのサンプリング密度よりも小さいことを意味する。

【0010】

サンプリングパターンは、ポアソン(Poisson)ディスクサンプリング(及び導出されたサンプリング密度値)を使用して、ランダムに導出されてもよい。

【0011】

これらの特徴は、アンダーサンプリングを、イメージングされているターゲットボリュームの適切なk空間エネルギー分布に容易に適応させてるので、効率的及び正確なアンダーサンプリングパターンを提供する利点を有する。

40

【0012】

もう1つの利点は、幾つかのサンプリングステップが回避されることにより、全体のスキャン時間が短縮される点である。また、画質が向上される。

【0013】

一実施形態によれば、MRIシステムは、あるアンダーサンプリング程度でのパラレルデータ取得のための受信器RFコイルのアレイを更に含み、マシン実行可能命令の実行は更に、プロセッサに、ターゲットボリュームの画像を再構成するために、組み合わされた圧縮センシング及びパラレルイメージング再構成を、取得されたアンダーサンプリングさ

50

れた k 空間データに適用させる。

【0014】

一実施形態によれば、パラレルイメージング再構成は、SENSE再構成及びGRAPPA再構成のうちの一方を含む。

【0015】

SENSE再構成は、圧縮センシング再構成と組み合わせて適用されてもよい。この実施形態は、少なくとも 1 つの k 空間方向において追加のアンダーサンプリングを提供し、より高い減少係数が達成されるので、有利である。また、スキャン時間が、圧縮センシングのみを使用した方法に比べて更に短縮される。

【0016】

一実施形態によれば、サンプリングパターンの導出は、サンプリング密度関数を、対応する k 空間領域にそれぞれがスパンする（及ぶ）複数の部分に分割することと、各 k 空間領域におけるサンプリング密度を決定するために、複数の k 空間領域における密度関数値を使用することとを含み、サンプリングパターンは、決定されたサンプリング密度を使用して導出される。これは、正確なサンプリングパターンを提供する。

【0017】

別の例では、サンプリング密度関数からの密度値を使用して、サンプリング密度関数を複数の部分に分割することなく、サンプリングパターンを導出してもよい。

【0018】

一実施形態によれば、受信器 RF コイルのアレイは、事前に取得された k 空間データを使用して決定される空間感度マップを有し、少なくとも 1 つの k 空間方向における減少係数は、g 因子の最適値のために決定される。導出されたサンプリングパターンに沿って k 空間領域をサンプリングするパルスシーケンスを使用して、アンダーサンプリングされた k 空間データの取得を行う際、パラレルイメージングからのこの追加の減少係数を使用して、更なるアンダーサンプリングによって取得された k 空間データを更に減少させる。

【0019】

コイル感度情報は、SENSE 基準スキャンから導出され、コイル形状の情報を、サンプリング密度推定に組み込むために使用される。

【0020】

一実施形態によれば、サンプリングパターンは、デカルト (Cartesian) パターンである。

【0021】

一実施形態によれば、MRI システムは更に、被験者の各ターゲットボリュームに対してそれぞれ決定された 1 つ以上の k 空間エネルギー分布を記憶する記憶装置を含み、当該記憶装置は更に、1 つ以上のエントリからなるデータ構造を記憶し、各エントリは、ターゲットボリューム識別子と、対応する k 空間エネルギー分布識別子とを示す。記憶装置は更に、ブラックラッド、脂肪専用イメージング等といった様々な応用に対して決定される k 空間エネルギー分布を含む。

【0022】

一実施形態によれば、エネルギー分布の決定は、ターゲットボリューム識別子を示す、ターゲットボリュームの選択を受け取ることと、ターゲットボリューム識別子に関連付けられたエネルギー分布識別子を決定するためにデータ構造を読み出すことと、1 つ以上のエネルギー分布から、エネルギー分布識別子に関連付けられたエネルギー分布を選択することとを含む。

【0023】

データ構造は、例えば「エネルギー分布」の行と「ターゲットボリューム」の列とを有する表であってよい。読み出しは、「エネルギー分布」の行に関連付けられているエネルギー分布識別子（例えば行指數）及び「ターゲットボリューム」の列に関連付けられているターゲットボリューム識別子（例えば列指數）を使用して、表内の記録にアクセスすることによって行われる。

【0024】

一実施形態によれば、エネルギー分布の決定は、エネルギー分布を示す、ターゲットボリュームの選択を受け取ることと、受け取ったエネルギー分布を、記憶された1つ以上のエネルギー分布と比較することと、エネルギー分布を、受け取ったエネルギー分布とマッチする記憶されたエネルギー分布として、1つ以上のエネルギー分布から選択することを含む。

【0025】

比較は、 k 空間領域における各 k 空間位置における受け取った k 空間エネルギー分布のエネルギー値と、記憶された k 空間エネルギー分布のエネルギー値との比率を計算することによって行われる。結果として得られる比率が、所定の閾値（例えば0.99の比率）よりも小さい場合は、いずれも、2つの k 空間エネルギー分布は互いにマッチする。

10

【0026】

これは、例えばユーザが、ターゲットボリュームにおける正しい k 空間エネルギー挙動を反映しないエネルギー分布を使用することを阻止する。

【0027】

一実施形態によれば、エネルギー分布の決定は、事前に取得された k 空間データを使用して、ターゲットボリュームの画像の k 空間にわたるエネルギー分布を生成することと、生成されたエネルギー分布を、記憶された1つ以上のエネルギー分布と比較することと、エネルギー分布を、生成されたエネルギー分布とマッチする記憶されたエネルギー分布として、1つ以上のエネルギー分布から選択することを含む。

20

【0028】

これは、ターゲットボリュームの適切な k 空間エネルギー分布を使用した k 空間アンダーサンプリングの自動方法を提供する。この自動方法は、ターゲットボリュームの選択を受け取った後に適用されてもよい。当該選択は、ユーザが正しい選択を行ったかどうかをチェックするためのユーザからのエネルギー分布を示す。正しい選択を行っていない場合、ユーザは、所望のターゲットボリュームを再び選択することが求められるか、或いは、当該方法は、代わりに、自動選択を使用する。

【0029】

一実施形態によれば、エネルギー分布の決定は、ターゲットボリューム識別子を示す、ターゲットボリュームの選択を受け取ることと、ターゲットボリューム識別子に関連付けられたエネルギー分布識別子を決定するためにデータ構造を読み出すことと、エネルギー分布識別子に関連付けられたエネルギー分布を、1つ以上のエネルギー分布から選択することと、事前に取得された k 空間データを使用して、ターゲットボリュームの画像の k 空間にわたるエネルギー分布を生成することと、生成されたエネルギー分布を、選択されたエネルギー分布と比較することと、選択されたエネルギー分布と生成されたエネルギー分布との間にマッチがある場合、エネルギー分布を、選択されたエネルギー分布として決定することと、選択されたエネルギー分布と生成されたエネルギー分布との間にマッチがない場合、エネルギー分布を、生成されたエネルギー分布にマッチする記憶されたエネルギー分布として決定するか、又は、ターゲットボリュームの受け取った選択の更新を要求することとを含む。

30

【0030】

例えば事前に取得された k 空間データは、SENSE基準スキャン又はローカライザスキャンといった低解像度スキャンを使用して取得される。

40

【0031】

一実施形態によれば、記憶されたエネルギー分布は、複数の高解像度スキャンを使用して取得された k 空間データを使用して得られ、取得された k 空間データは、ナイキストサンプリング密度に従ってサンプリングされた k 空間データである。

【0032】

記憶装置内の各 k 空間エネルギー分布は、様々なコントラスト（例えばT1、T2、プロトン密度等）で様々な被験者をカバーする複数のスキャンから（平均分布として）得ら

50

れる。

【0033】

複数のフルサンプリングされた k 空間データを使用することにより、ターゲットボリュームの正確な k 空間エネルギー分布が提供される。

【0034】

一実施形態によれば、記憶されたエネルギー分布は、ターゲットボリュームのモデルに基づいたシミュレーションを使用して得られる。

【0035】

一実施形態によれば、記憶された k 空間エネルギー分布は、ターゲットボリュームの T_1 重み付け画像及び T_2 重み付け画像を使用して得られる。

10

【0036】

これは、複数のスキャンを使用して行われる。例えば各スキャンは、 T_1 画像及び T_2 画像を共に生成する。記憶された k 空間エネルギー分布は、全ての生成された画像から、 k 空間エネルギー分布の平均として得られてもよい。

【0037】

これは、様々なコントラストを有するターゲットボリュームの複数の MR 画像を特徴付ける k 空間エネルギー分布を提供する。

【0038】

別の態様では、本発明は、被検者におけるターゲットボリュームから磁気共鳴データを取得するために、磁気共鳴イメージング (MRI) システムを動作させる方法に関する。当該方法は、ターゲットボリュームの k 空間領域に亘るエネルギー分布を決定するステップと、 k 空間領域のアンダーサンプリングの程度を表す減少係数を受信するステップと、エネルギー分布及び受信した減少係数から、サンプリング密度関数を導出するステップと、サンプリング密度関数から、 k 空間のエネルギー依存サンプリングパターンを導出するステップと、導出されたエネルギー依存サンプリングパターンに沿って k 空間をサンプリングするパルスシーケンスを使用して、アンダーサンプリングされた k 空間データを取得するように、MRI システムを制御するステップと、圧縮センシング再構成を、取得されたアンダーサンプリングされた k 空間データに適用するステップとを含む。

20

【0039】

別の態様では、本発明は、上記実施形態の方法ステップを実行するためのコンピュータ実行可能命令を含むコンピュータプログラムプロダクトに関する。

30

【0040】

当業者には当然に理解されるように、本発明の態様は、装置、方法又はコンピュータプログラムプロダクトとして具現化される。したがって、本発明の態様は、全体的にハードウェアの実施形態、全体的にソフトウェアの実施形態 (ファームウェア、常駐ソフトウェア、マイクロコード等を含む)、又は、ソフトウェア態様とハードウェア態様とを組み合わせた実施形態の形を取ってよく、これらは、すべて、本明細書において、概して、「回路」、「モジュール」又は「システム」と称される。更に、本発明の態様は、その上にコンピュータ実行可能コードが具現化されている 1 つ以上のコンピュータ可読媒体として具現化されるコンピュータプログラムプロダクトの形を取ってよい。

40

【0041】

本発明の態様は、本発明の実施形態による方法、装置 (システム) 及びコンピュータプログラムプロダクトのフローチャート図及び / 又はブロック図を参照して、説明される。当然ながら、フローチャート図及び / 又はブロック図の各ブロック又はブロックの一部は、適用できる場合に、コンピュータ実行可能コードの形のコンピュータプログラム命令によって実施される。更に、当然ながら、様々なフローチャート図及び / 又はブロック図におけるブロックの組み合わせは、相互に排他的ではない場合に、組み合わせてもよい。これらのコンピュータプログラム命令は、汎用コンピュータ、特殊用途コンピュータ、又は、他のプログラマブルデータ処理装置のプロセッサに提供されて、マシンが生成され、当該命令は、コンピュータ又は他のプログラムデータ処理装置のプロセッサを介して実行さ

50

れると、フローチャート及び／又はブロック図の1つ以上のブロックによって指定される機能／行動を実施する手段を作成する。

【0042】

1つ以上のコンピュータ可読媒体の任意の組み合わせを利用してもよい。コンピュータ可読媒体は、コンピュータ可読信号媒体又はコンピュータ可読記憶媒体であってよい。本明細書において使用される「コンピュータ可読記憶媒体」は、コンピュータデバイスのプロセッサによって実行可能な命令を記憶する任意の有形記憶媒体を包含する。コンピュータ可読記憶媒体は、コンピュータ可読持続性記憶媒体とも称される。コンピュータ可読記憶媒体は、有形コンピュータ可読媒体とも称される。一部の実施形態では、コンピュータ可読記憶媒体は、コンピュータデバイスのプロセッサがアクセス可能なデータを記憶することもできる。コンピュータ可読記憶媒体の例としては、次に限定されないが、フロッピー（登録商標）ディスク、磁気ハードディスクドライブ、固体ハードディスク、フラッシュメモリ、USBサムドライブ、ランダムアクセスメモリ（RAM）、読み出し専用メモリ（ROM）、光ディスク、光磁気ディスク、及びプロセッサのレジスタファイルが挙げられる。光ディスクの例としては、例えばCD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW又はDVD-Rディスクであるコンパクトディスク（CD）及びデジタル多用途ディスク（DVD）が挙げられる。コンピュータ可読記憶媒体との用語は、ネットワーク又は通信リンクを介してコンピュータデバイスがアクセス可能な様々なタイプの記録媒体も指す。例えばデータは、モデム、インターネット、又はローカルエリアネットワークを介して検索される。コンピュータ可読媒体上に具現化されるコンピュータ実行可能なコードは、次に限定されないが、無線、有線、光ファイバケーブル、RF等又はこれらの任意の適切な組み合わせを含む任意の適切な媒体を使用して送信される。

10

20

30

【0043】

コンピュータ可読信号媒体は、その中に、例えばベースバンドに又は搬送波の一部として具現化されるコンピュータ実行可能コードを有する伝播データ信号を含んでもよい。このような伝播信号は、次に限定されないが、電磁気、光学、又は、それらの任意の適切な組み合わせを含む任意の様々な形を取ってよい。コンピュータ可読信号媒体は、コンピュータ可読記憶媒体ではないが、命令実行システム、装置又はデバイスによって使用される又は命令実行システム、装置又はデバイスに関連してプログラムを通信、伝播又は輸送することができる任意のコンピュータ可読媒体であってよい。

【0044】

「コンピュータメモリ」又は「メモリ」は、コンピュータ可読記憶媒体の一例である。コンピュータメモリは、プロセッサが直接にアクセス可能な任意のメモリである。「コンピュータ記憶装置」又は「記憶装置」は、コンピュータ可読記憶媒体の更なる例である。コンピュータ記憶装置は、任意の不揮発性コンピュータ可読記憶媒体である。幾つかの実施形態では、コンピュータ記憶装置は、コンピュータメモリでもあり、又は、その反対も同じである。

【0045】

本明細書において使用される「ユーザインターフェース」は、ユーザ又は操作者がコンピュータ又はコンピュータシステムとインタラクトすることを可能にするインターフェースである。「ユーザインターフェース」は更に、「ヒューマンインターフェースデバイス」を指す。ユーザインターフェースは、操作者に情報若しくはデータを提供する、及び／又は、操作者から情報若しくはデータを受け取る。ユーザインターフェースは、操作者からの入力がコンピュータによって受信され、コンピュータからの出力をユーザに提供できるようにする。つまり、ユーザインターフェースは、操作者がコンピュータを制御又は操作できるようにし、また、インターフェースは、コンピュータが操作者の制御又は操作による効果を示せるようにする。データ又は情報をディスプレイ又はグラフィカルユーザインターフェース上に表示することは、操作者に情報を提供することの一例である。キーボード、マウス、トラックボール、タッチパッド、ポインティングスティック、グラフィクステーブル、ジョイスティック、ゲームパッド、ウェブカム、ヘッドセット、ギアスティ

40

50

ック、ステアリングホイール、ペダル、有線グローブ、ダンスパッド、リモートコントローラ、及び加速度計を介するデータの受信はすべて、操作者からの情報又はデータの受信を可能にするユーザインターフェースコンポーネントの例である。

【0046】

本明細書において使用される「ハードウェアインターフェース」は、コンピュータシステムのプロセッサが、外部コンピュータデバイス及び／又は装置とインタラクトする及び／又は制御できるようにするインターフェースを包含する。ハードウェアインターフェースは、プロセッサが、外部コンピュータデバイス及び／又は装置に制御信号又は命令を送信できるようにする。ハードウェアインターフェースは更に、プロセッサが、外部コンピュータデバイス及び／又は装置とデータを交換できるようにする。ハードウェアインターフェースの例として、次に限定されないが、汎用シリアルバス、I E E E 1 3 9 4 ポート、パラレルポート、I E E E 1 2 8 4 ポート、シリアルポート、R S - 2 3 2 ポート、I E E E - 4 8 8 ポート、ブルートゥース接続、ワイヤレスローカルエリアネットワーク接続、T C P / I P 接続、イーサネット（登録商標）接続、制御電圧インターフェース、M I D Iインターフェース、アナログ入力インターフェース、及びデジタル入力インターフェースが挙げられる。

【0047】

本明細書において使用される「プロセッサ」は、プログラム又はマシン実行可能命令を実行できる電子コンポーネントを包含する。「プロセッサ」を含むコンピュータデバイスへの参照は、場合により、2つ以上のプロセッサ又は処理コアを含むものと解釈されるべきである。プロセッサは、例えばマルチコアプロセッサである。プロセッサとは、単一のコンピュータシステム内の、又は、複数のコンピュータシステム間で分散配置された一群のプロセッサを指す。コンピュータデバイスとの用語も、場合により、それぞれが1つ以上のプロセッサを含む一群のコンピュータデバイス又はネットワークを指すものと解釈されるべきである。多くのプログラムの命令は、同じコンピュータデバイス内の、又は、複数のコンピュータデバイス間で分散配置されてもよい複数のプロセッサによって実行される。

【0048】

磁気共鳴画像データは、本明細書において、磁気共鳴イメージングスキャン時に磁気共鳴装置のアンテナによって記録された原子スピンによって放射された無線信号の測定結果と定義される。磁気共鳴イメージング（M R I）画像は、本明細書において、磁気共鳴イメージングデータ内に含まれる解剖学的データの再構成された2又は3次元視覚化と定義される。この視覚化は、コンピュータを使用して行われる。

【0049】

当然ながら、本発明の上記実施形態のうちの1つ以上の実施形態は、組み合わされた実施形態が相互に排他的ではない限り、組み合わされてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0050】

以下において、本発明の好適な実施形態が、ほんの一例として、また、図面を参照して、説明される。

【0051】

【図1】図1は、磁気共鳴イメージングシステムを示す。

【図2】図2は、k空間アンダーサンプリング方法のフローチャートを示す。

【図3】図3は、様々な生体構造のk空間エネルギー分布を示す。

【発明を実施するための形態】

【0052】

以下において、図面中、同様の参照符号が付された要素は、同様の要素であるか、又は、同等の機能を行う。先に説明された要素は、機能が同じ場合には、後の図面において必ずしも説明されない。

【0053】

10

20

30

40

50

図面は、説明のためだけに、また、当業者に良く知られている詳しい本発明を曖昧としないために、様々な構造体、システム及びデバイスを概略的に示している。しかし、添付図面は、開示される主題の例示的な例を記述し、説明するために含まれている。

【0054】

図1は、磁気共鳴イメージングシステム100の一例を示す。磁気共鳴イメージングシステム100は、磁石104を含む。磁石104は、中にボア106が通されている超電導円筒型磁石104である。様々なタイプの磁石を使用してもよい。例えば分割円筒磁石やいわゆるオープン磁石も共に使用してよい。分割円筒磁石は、磁石のアイソプレーンへのアクセスを可能とするために、クラオスタットが2つのセクションに分割されていること以外は、標準的な円筒磁石と類似しており、このような磁石は、例えば荷電粒子ビーム治療と併せて使用される。オープン磁石は、被検者を受け入れるのに十分に大きい空間を間に有して上下にある2つの磁石セクションを有する。2つのセクションの配置は、ヘルムホルツ(Helmholtz)コイルの配置と同様である。オープン磁石は、被験者にとって閉塞感が少ないので、人気がある。円筒磁石のクラオスタットの内部には、超電導コイルのコレクションがある。円筒磁石104のボア106内には、磁場が、磁気共鳴イメージングを行うのに十分に強く、一様であるイメージングゾーン108がある。

【0055】

磁石のボア106内には、磁場勾配コイル110のセットがある。このセットは、磁石104のイメージングゾーン108内のターゲットボリュームの磁気スピンを空間的にエンコードするための磁気共鳴データを取得するために使用される。磁場勾配コイル110は、磁場勾配コイル電源112に接続されている。磁場勾配コイル110は、典型であることを意図している。通常、磁場勾配コイル110は、3つの直交する空間方向において空間的にエンコードするための3つの別個のコイルセットを含む。磁場勾配コイル電源112は、磁場勾配コイル110に電流を供給する。磁場勾配コイル110に供給される電流は、時間の関数として制御され、傾斜を付けられても、パルス状にされてもよい。

【0056】

イメージングゾーン108の隣には、イメージングゾーン108内の磁気スピンの配向を操作し、イメージングゾーン108内のスピンからの無線伝送を受信する無線周波数コイル114がある。無線周波数アンテナは、複数のコイル要素を含んでもよい。無線周波数アンテナは更に、チャネル又はアンテナとも呼ばれることもある。無線周波数コイル114は、無線周波数送受信器116に接続されている。無線周波数コイル114と無線周波数送受信器116とは、別個の送信コイル及び受信コイルと、別個の送信器及び受信器によって置き換えられてもよい。当然ながら、無線周波数コイル114と無線周波数送受信器116とは、典型である。無線周波数コイル114は、専用送信アンテナ及び専用受信アンテナを表すことも意図している。同様に、送受信器116も、別個の送信器及び受信器を表してもよい。

【0057】

磁場勾配コイル電源112及び送受信器116は、コンピュータシステム126のハードウェアインターフェース128に接続されている。コンピュータシステム126は更に、プロセッサ130を含む。プロセッサ130は、ハードウェアインターフェース128、ユーザインターフェース132、ライブラリ134及びコンピュータメモリ136に接続されている。

【0058】

コンピュータメモリ136は、制御モジュール160を含むものとして示されている。制御モジュール160は、プロセッサ130が、磁気共鳴イメージングシステム100の動作及び機能を制御できるようにするコンピュータ実行可能コードを含む。コンピュータ実行可能コードは更に、磁気共鳴データの取得といった磁気共鳴イメージングシステム100の基本動作も可能にする。コンピュータメモリ136は更に、プログラムモジュールのセットを有するプログラム/ユーティリティ164を含むものとして示されている。プログラムモジュールのセットは、プロセッサ130が、本明細書において説明される本発

明の実施形態の機能及び / 又は方法を実行できるようにするコンピュータ実行可能コードを含む。

【0059】

ライブラリ 134 は、 k 空間にわたるエネルギー分布を含むものとして示されている。ライブラリの k 空間エネルギー分布 168 は、様々な生体構造及び応用に対応する。図 3 に、様々な生体構造に対するエネルギー分布の例が示される。例えば肩 305 及び脚 303 に対して、エネルギーは、 k 空間の中心の近くに異なって集中し、また、 k 空間の周辺に向かっても異なる様態で減衰している。

【0060】

各 k 空間エネルギー分布は、何人かの被検者に亘って及び幾つかのイメージングコントラスト (T1、T2 及びプロトン密度重み付けイメージング) に亘ってエネルギー分布の統計的挙動をより良く反映するように、複数の事前に取得された測定結果に基づいている。各 k 空間エネルギー分布は更に、例えばタギング (タグ付け)、ブラックブラッド (black-blood)、高コントラスト MRA、脂肪専用イメージング等といった特定の応用に基づいていてもよい。

10

【0061】

記憶された k 空間エネルギー分布 168 は、解剖学モデルを使用したシミュレーションに基づいて生成されてよい。解剖学的モデルは、任意の解析手順のグラウンドトゥルースとしての役割を果たす。別の例では、記憶された k 空間エネルギー分布 168 は、様々な生体構造の複数のフルサンプリングされた (即ち、ナイキスト (Nyquist) サンプリングされた) 高解像度画像を使用して生成されてよい。これらの画像は、図 2 を参照して説明される圧縮センシング再構成に使用される加速 (診断) スキャンの時よりも前の時に取得されている。

20

【0062】

エネルギーが分布している k 空間に関連付けられた画像 FOV (即ち、記憶されたエネルギー分布) は、所定の FOV 閾値よりも高い。閾値は、診断スキャンにおいて使用される FOV を使用して決定される。例えば閾値は、圧縮センシングのアンダーサンプリングされたパターンを生成するためにライブラリを使用する診断スキャンに使用される FOV と同じでよい。更に、記憶された k 空間エネルギー分布に関連付けられた画像解像度は、診断スキャンの画像解像度を使用して決定される (例えば記憶された k 空間エネルギー分布に関連付けられた画像解像度は、診断スキャンの解像度よりも高い)。

30

【0063】

図 2 を参照して、MRI システム 100 の動作が詳細に説明される。

【0064】

図 2 について開示される第 1 の例では、MRI システム 100 は、例えば診断スキャンにおいて、例えば患者 118 の頭部であるターゲットボリュームをイメージングするために使用される。したがって、ステップ 201 において、イメージングされるべきターゲットボリュームの選択が行われる。選択は、頭部、及び、例えば図 3 の 301 である頭部の k 空間ににおけるエネルギー分布を示してよい。

40

【0065】

ステップ 203 において、例えば MRI システム 100 のユーザから、 k 空間領域のアンダーサンプリングの程度を表す減少係数が受け取られる。本明細書において説明されるアンダーサンプリングは、位相エンコーディング方向に沿って (例えば $k_y - k_z$ 平面に沿って) 行われ、その一方で、周波数エンコーディング方向は、通常、フルにサンプリングされる。アンダーサンプリングとは、ナイキストサンプリングよりも下でのサンプリングを意味する。ナイキストサンプリングは、診断スキャンに使用された画像 FOV 及び解像度を考慮する。

【0066】

ステップ 205 において、エネルギー分布 301 及び減少係数から、サンプリング密度関数が導出される。このために、エネルギー分布は、確率分布関数 (pdf) (即ち、1

50

の面積を有する)に正規化される。繰り返しなしで、また、順番を考慮することなく、 N_R 個のサンプル(例えばナイキストサンプリングにおけるサンプルの数 N_0 を、受け取った減少係数 R によって除算する)のランダムな選択は、繰り返しを有するが、各場所について、未知数の反復 $N > N_R$ を有する壺(urn)問題として近似されることができる。そうすると、各場所におけるサンプリング密度関数は、当該場所が、少なくとも1回、選択される確率に対応する($P(S > 0)$)。これは、逆確率: $P(S > 0) = 1 - P(S = 0)$ を使用することにより計算できる。1つの反復において場所が選択される確率は、当該場所におけるpdfによって与えられ、当該場所が N 個の反復において選択されない確率($P(S = 0) = (1 - pdf)^N$)を計算するために使用される。したがって、サンプリング密度関数(sdf)は、式 $sdf = 1 - (1 - pdf) \cdot ^N$ (N は、繰り返されたサンプルを拒絶した後、 N_R 個のサンプルになるために、反復で選択される必要のあるサンプル数)と、正規化制約とを使用して、pdfから導出される。正規化制約は、1つ以上の反復を使用して満たされる。各反復において、サンプル数 N が更新/増加される。正規化制約は、 sdf の積分が、 $N_R = N_0 / R$ に等しいことを必要とする。つまり、 k 空間領域全体において、サンプリング密度関数は、 $N_R = N_0 / (受け取った減少係数)$ の積分を有する。また、 k 空間領域の各 k 空間区間において、サンプリング密度関数は、(この区間にに対するナイキストサンプリングでのサンプル数) / (局所減少係数)の積分を有する。局所減少係数は、当該 k 空間区間におけるアンダーサンプリングに使用される減少係数である。

10

20

【0067】

次に、ステップ207において、サンプリング密度関数は、サンプリングパターンを導出するために使用される。サンプリングパターンは、導出されたサンプリング密度(例えば各 k 空間領域において、サンプリング密度関数の一部をカバーする)を使用することによって、また、ポアソン(Poisson)ディスクサンプリングを使用して、ランダムに導出される。ステップ209において、MRIシステム100は、導出されたサンプリングパターンを使用して制御され、導出されたサンプリングパターンに沿って k 空間領域をサンプリングするパルスシーケンスを使用してアンダーサンプリングされた k 空間データが取得される。

30

【0068】

ステップ211において、圧縮センシング再構成が、取得されたアンダーサンプリングされたデータに適用されて、頭部の画像が再構成される。

【0069】

更なる例では、MRIシステム100は、SENSEイメージング方法と圧縮センシング方法との組み合わせを使用して、ターゲットボリュームをイメージングするために使用される。この場合、MRIシステム100の複数のRFコイルが、パラレルデータ取得に使用される。組み合わされたSENSE及び圧縮センシングは、2D及び3Dデカルトサンプリングの場合に、適用される。

40

【0070】

図2を参照して説明されたアンダーサンプリング方法は、組み合わされたSENSE及び圧縮センシングに適用されてもよい。更に、SENSE基準スキャンから導出されるコイル感度情報が、コイル形状の情報を、加速スキャンのためのサンプリング密度推定に組み込むために使用されてもよい。これは、加速スキャンが開始する前に、事前に取得された k 空間データを使用して行われる。例えば3Dデカルトサンプリングの場合、アンダーサンプリングは、2D位相エンコーディング空間($k_y - k_z$)において行われる。対応するサンプリング密度は、コイルアレイの2つの位相エンコーディング方向における加速をサポートする能力に応じて適応される。例えば 2×4 コイル要素として配置されたコイルアレイは、2次元ではより高い加速係数を可能にする。2次元では、より多くのコイル要素が利用可能である。アンダーサンプリングされた k 空間の導出されたサンプリング密度は、実際の受信コイル形状と使用された加速係数(2つの空間方向で異なる)とを考慮する。したがって、均一なコイル形状又は両方向において等しいパラレルイメージング加

50

速係数の場合、二次 2 D 位相エンコーディング空間 ($k_y - k_z$) のサンプリング密度の同心円として表されるサンプリング密度変化は、それぞれ、サンプリング密度の同心楕円の構造体に変化する。対応する最適パラレルイメージング加速係数を導出する別のアプローチは、基本のコイル感度を考慮しつつ、様々な方向 (k_y / k_z) における様々なパラレルイメージングエンコーディング能力を考慮する。所与の総減少パラレルイメージング係数 R_p について、減少係数の 2 つの位相エンコーディング方向における最適な分布 $R_p = R_y * R_z$ は、コイル感度マップを使用して得られる。これは、最適条件を見つけるために 2 つの減少係数 (R_y, R_z) に関して、最大 g 因子

【数 1】

10

$$g(R_y, R_z) = \sqrt{(S^H F^H MFS)^{-1}(S^H S)}$$

を最小限にして最適化問題を解決することによって達成される。ここで、 S は、コイルアレイのコイル感度マップを示し、 F は、2 D フーリエ (Fourier) 変換であり、 M は、減少係数 R_y 及び R_z で生成されたサンプリングパターンであり、 H の上付き文字は、エルミート (Hermitian) 演算 (複素共役及び移項) を示す。このように選択される 2 つの減少係数は、位相エンコーディング k 空間をカバーするためにサンプリング密度の同心楕円の適切な構造体を導出するための入力を形成する。

【0 0 7 1】

20

得られた R_y 及び R_z は、(例えば R_y 及び R_z を使用して両方向においてサンプリング密度関数をスケーリングすることによって) サンプリング密度関数を変更するのに使用される一方で、同じ受け取った減少係数が実現されて、画質が増加される。

【0 0 7 2】

この場合、組み合わされた圧縮センシング及び S E N S E 再構成が、取得されたアンダーサンプリングされたデータに適用されて、ターゲットボリュームの画像が再構成される。

【0 0 7 3】

30

以下において、図 2 のステップ 2 0 3 における選択手順が詳細に説明される。M R I プロトコルは、すべての後続のスキャンを計画するための基盤として、低空間解像度のローカライザスキャンで開始する。感度エンコーディングの場合、これに加えて、S E N S E 基準スキャンが必要となる。後続の加速スキャンでは、この方法では、検査される解剖学的領域及び特定の応用に応じたベストマッチ k 空間エネルギー分布を選択することが予め必要である。というのは、圧縮センシングにおける最適サンプリング密度関数は、 k 空間ににおけるエネルギー分布によって決定され、したがって、様々な生体構造 / 応用によって異なるからである。

【0 0 7 4】

所与の生体構造についてベストマッチの k 空間エネルギー分布の選択は、(図 3 に示されるように) 3 つの異なる方法で達成される。

1. スキャンが開始する前に、ターゲット解剖学的領域、したがって、対応する k 空間エネルギー分布を指定することによって、ユーザによって、手動選択がなされる。

40

2. ユーザが、ターゲット解剖学的領域、したがって、対応する k 空間エネルギー分布を指定する半自動選択がなされる。同じ患者 / 被験者の別の事前に取得されたスキャンの k 空間エネルギー分布 3 0 7 (例えばローカライザスキャン、S E N S E 基準スキャン等から導出される) と、ライブラリの選択された k 空間エネルギー分布との自動比較が行われる。例えばターゲットボリュームにおける病理学的变化又は外科的变化によって、又は、単にユーザ選択を間違えたことによって、良いマッチがない場合、ユーザは、選択を見直すことが求められるか、又は、ライブラリからのベストフィット k 空間エネルギー分布に関して自動選択がなされる。

3. 同じ患者 / 被験者の事前に取得されたスキャン (例えばローカライザスキャン、S

50

E N S E 基準スキャン等から導出される)に基づいて、完全自動選択がなされる。加速スキャンでは、現在の生体構造にフィットすることを確実にするために、ライブラリからのベストマッチ k 空間エネルギー分布の自動選択が行われてよい。このアプローチは、ユーザインタラクションを必要としない。同時に、選択エラーをしにくく、ワークフローが向上される。

【0075】

上記選択手順は、単一のサンプリング密度関数によってうまく記述できる標準的な T1 / T2 重み付け又は PD スキャンに適している。血管造影といった他のコントラストイメージング、脂肪専用イメージング等では、プロトコル定義に基づいて、第 2 のステップにおいて、特定の応用のサブ選択が行われてもよい。

10

【符号の説明】

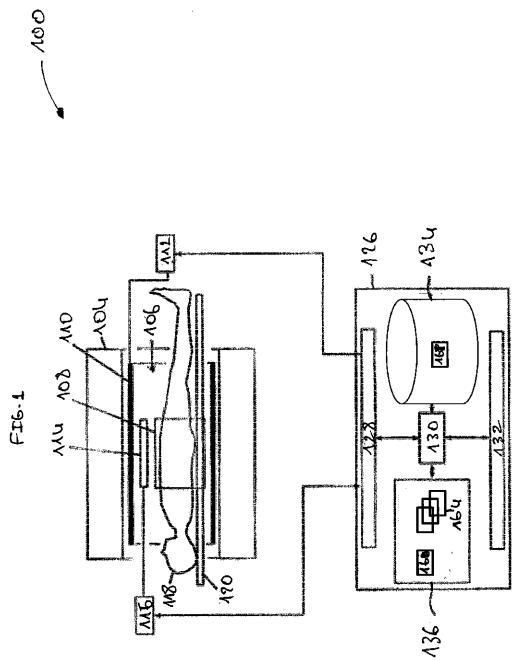
【0076】

100	磁気共鳴イメージングシステム	20
104	磁石	
106	磁石のボア	
108	イメージングゾーン	
110	磁場勾配コイル	
112	磁場勾配コイル電源	
114	無線周波数コイル	
116	送受信器	
118	被験者	
120	被験者支持体	
126	コンピュータシステム	
128	ハードウェアインターフェース	
130	プロセッサ	
132	ユーザインターフェース	
134	ライブラリ	
136	コンピュータメモリ	
160	制御モジュール	
164	プログラム	
168	k 空間エネルギー分布	
301 ~ 305	k 空間エネルギー分布	

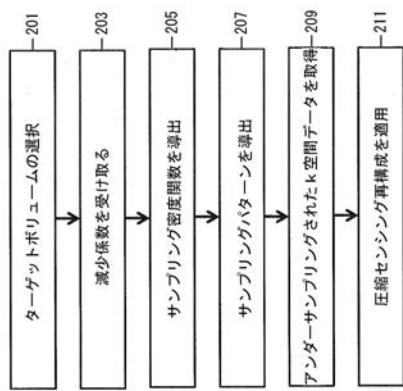
20

30

【図1】

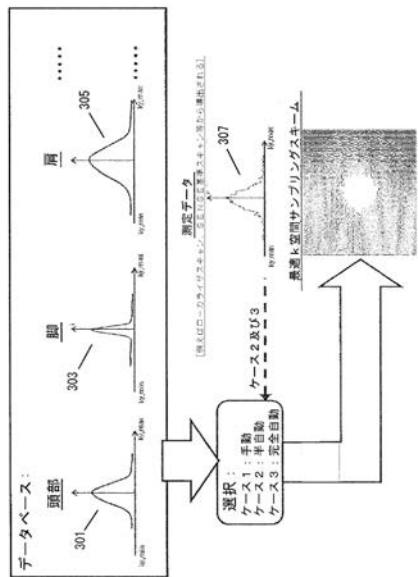


【図2】



【図3】

図3



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT							
<table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 10%; padding: 2px;">International application No</td> <td style="padding: 2px;">PCT/IB2014/059513</td> </tr> </table>		International application No	PCT/IB2014/059513				
International application No	PCT/IB2014/059513						
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. G01R33/561 ADD.							
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC							
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G01R							
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched							
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, BIOSIS, COMPENDEX, EMBASE, INSPEC, IBM-TDB, WPI Data							
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="width: 10%;">Category*</th> <th style="width: 80%;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="width: 10%;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="text-align: center;">X</td> <td> FLORIAN KNOELL ET AL: "Adapted random sampling patterns for accelerated MRI", MAGNETIC RESONANCE MATERIALS IN PHYSICS, BIOLOGY AND MEDICINE, CHAPMAN AND HALL, LONDON, GB, vol. 24, no. 1, 7 January 2011 (2011-01-07), pages 43-50, XPO19880123, ISSN: 1352-8661, DOI: 10.1007/S10334-010-0234-7 Sections "Introduction", "Theory", "Materials and methods" ----- -/-/ </td> <td style="text-align: center;">1-15</td> </tr> </tbody> </table>		Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X	FLORIAN KNOELL ET AL: "Adapted random sampling patterns for accelerated MRI", MAGNETIC RESONANCE MATERIALS IN PHYSICS, BIOLOGY AND MEDICINE, CHAPMAN AND HALL, LONDON, GB, vol. 24, no. 1, 7 January 2011 (2011-01-07), pages 43-50, XPO19880123, ISSN: 1352-8661, DOI: 10.1007/S10334-010-0234-7 Sections "Introduction", "Theory", "Materials and methods" ----- -/-/	1-15
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.					
X	FLORIAN KNOELL ET AL: "Adapted random sampling patterns for accelerated MRI", MAGNETIC RESONANCE MATERIALS IN PHYSICS, BIOLOGY AND MEDICINE, CHAPMAN AND HALL, LONDON, GB, vol. 24, no. 1, 7 January 2011 (2011-01-07), pages 43-50, XPO19880123, ISSN: 1352-8661, DOI: 10.1007/S10334-010-0234-7 Sections "Introduction", "Theory", "Materials and methods" ----- -/-/	1-15					
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.							
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed							
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family							
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report						
3 September 2014	11/09/2014						
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Streif, Jörg Ulrich						

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2014/059513

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	PARASOGLOU P ET AL: "Quantitative single point imaging with compressed sensing", JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE, ACADEMIC PRESS, ORLANDO, FL, US, vol. 201, no. 1, 1 November 2009 (2009-11-01), pages 72-80, XP026685067, ISSN: 1090-7807, DOI: 10.1016/J.JMR.2009.08.003 [retrieved on 2009-08-14] Section 2.2 -----	1-15
X	AJRAOUI S ET AL: "Improved Compressed Sensing reconstruction and optimised sampling patterns for very fast acquisition of Hyperpolarized ³ He images", PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, ISMRM, 19TH ANNUAL MEETING AND EXHIBITION, MONTREAL, QUEBEC, 7-13 MAY 2011, 23 April 2011 (2011-04-23), page 3032, XP040619824, the whole document -----	1-15
L	PALEY ET AL: "SNR phase order k-space encoding (SPOKE)", MAGNETIC RESONANCE IMAGING, ELSEVIER SCIENCE, TARRYTOWN, NY, US, vol. 25, no. 10, 22 November 2007 (2007-11-22), pages 1402-1408, XP022357230, ISSN: 0730-725X, DOI: 10.1016/J.MRI.2007.03.033 This article was cited in the conference proceedings article by Ajraoui et al and renders the disclosure of the latter article complete. -----	1-15
T	YUDONG ZHANG ET AL: "Energy Preserved Sampling for Compressed Sensing MRI", COMPUTATIONAL AND MATHEMATICAL METHODS IN MEDICINE, vol. 20, no. 1, 26 May 2014 (2014-05-26), pages 33-12, XP055138121, ISSN: 1748-670X, DOI: 10.1109/TSP.2009.2022003 the whole document ----- -/-	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2014/059513

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	MATTHIAS SEEGER ET AL: "Optimization of k-space trajectories for compressed sensing by Bayesian experimental design", MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, 1 January 2009 (2009-01-01), pages NA-NA, XP055138122, ISSN: 0740-3194, DOI: 10.1002/mrm.22180 the whole document -----	1-15
A	JAGANATHAN VELLAGOUNDAR ET AL: "Optimal k-space sampling scheme for compressive sampling MRI", BIOMEDICAL ENGINEERING AND SCIENCES (IECBES), 2012 IEEE EMBS CONFERENCE ON, IEEE, 17 December 2012 (2012-12-17), pages 531-534, XP032363807, DOI: 10.1109/IECBES.2012.6498108 ISBN: 978-1-4673-1664-4 the whole document -----	1-15
A	DUAN-DUAN LIU ET AL: "Under-sampling trajectory design for compressed sensing MRI", THE EFFECT OF APPLIED COMPRESSIVE LOADING ON TISSUE-ENGINEERED CARTILAGE CONSTRUCTS CULTURED WITH TGF-BETA3, IEEE, 28 August 2012 (2012-08-28), pages 73-76, XP032462863, ISSN: 1557-170X, DOI: 10.1109/EMBC.2012.6345874 the whole document -----	1-15
A	RAVISHANKAR S ET AL: "Adaptive sampling design for compressed sensing MRI", ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, EMBC, 2011 ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE, IEEE, 30 August 2011 (2011-08-30), pages 3751-3755, XP032319209, DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6090639 ISBN: 978-1-4244-4121-1 the whole document -----	1-15
A	WU B ET AL: "Improved matrix inversion in image plane parallel MRI", MAGNETIC RESONANCE IMAGING, ELSEVIER SCIENCE, TARRYTOWN, NY, US, vol. 27, no. 7, 1 September 2009 (2009-09-01), pages 942-953, XP026467800, ISSN: 0730-725X, DOI: 10.1016/j.mri.2009.01.017 [retrieved on 2009-03-09] the whole document -----	2,3

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,R,S,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,H,R,HU,ID,IL,IN,IR,IS,JP,KE,KG,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. ブルートゥース

(72)発明者 ドネヴァ マリヤ イワノワ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイントーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

(72)発明者 ヘレ ミカエル ギュンター
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイントーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

(72)発明者 ボルネット ペーター
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイントーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

F ターム(参考) 4C096 AA03 AA04 AA05 AC01 AD06 AD12 AD13 AD24 BA41 BB18
BB32 CC06 DA30 DB09