

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号  
特許第5960163号  
(P5960163)

(45) 発行日 平成28年8月2日 (2016.8.2)

(24) 登録日 平成28年7月1日 (2016.7.1)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 8 2

A 6 1 B 5/05 3 7 6

A 6 1 B 5/05 3 1 1

A 6 1 B 5/05 Z D M

請求項の数 26 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2013-545589 (P2013-545589)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成23年12月16日 (2011.12.16)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65) 公表番号	特表2014-503290 (P2014-503290A)		ヴェ
(43) 公表日	平成26年2月13日 (2014.2.13)		KONINKLIJKE PHILIPS
(86) 国際出願番号	PCT/IB2011/055738		N. V.
(87) 国際公開番号	W02012/085796		オランダ国 5656 アーエー アイン
(87) 国際公開日	平成24年6月28日 (2012.6.28)		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
審査請求日	平成26年12月8日 (2014.12.8)		High Tech Campus 5,
(31) 優先権主張番号	61/425, 971		NL-5656 AE Eindhoven
(32) 優先日	平成22年12月22日 (2010.12.22)	(74) 代理人	100087789
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 津軽 進
		(74) 代理人	100122769
			弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 校正スキャン、コイル感度マップ及びナビゲータを使用する、剛体動き補償のためのパラレルMRI方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の無線周波数受信コイルを用いて磁気共鳴 (MR) 校正データを取得するステップ、

前記 MR 校正データに基づいて、前記無線周波数受信コイルのコイル感度マップを生成するステップ、

前記 MR 校正データに基づいて、基準の投影ベクトルを生成するステップ、  
磁気共鳴撮像データを取得するステップを含む磁気共鳴撮像を行うステップ、

取得した前記磁気共鳴撮像データ又は前記磁気共鳴撮像データと共に取得される追加のデータの一部に基づいて、磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルを生成するステップ、

被験者の位置情報を生成するために、前記磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルを前記基準の投影ベクトルと比較するステップ、及び

前記磁気共鳴撮像において、前記生成した被験者の位置情報を用いて被験者の動きを予測的又は遡及的に補償するステップ

を有する方法において、

前記補償するステップは、

前記生成した被験者の位置情報に基づいて撮像ボリュームを調節することにより、予測的動き補償を行うステップ

を有する方法。

【請求項 2】

複数の無線周波数受信コイルを用いて磁気共鳴（MR）校正データを取得するステップ、

前記MR校正データに基づいて、前記無線周波数受信コイルのコイル感度マップを生成するステップ、

前記MR校正データに基づいて、基準の投影ベクトルを生成するステップ、

磁気共鳴撮像データを取得するステップを含む磁気共鳴撮像を行うステップ、

取得した前記磁気共鳴撮像データ又は前記磁気共鳴撮像データと共に取得される追加のデータの一部に基づいて、磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルを生成するステップ、

被験者の位置情報を生成するために、前記磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルを前記基準の投影ベクトルと比較するステップ、

前記磁気共鳴撮像において、前記生成した被験者の位置情報を用いて被験者の動きを予測的又は遡及的に補償するステップ、

磁気共鳴ナビゲータの感度重み付け投影ベクトル（ナビゲータSWPV）及び基準の感度重み付け投影ベクトル（基準SWPV）を夫々生成するために、前記コイル感度マップを用いて前記磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルと前記基準の投影ベクトルとを感度重み付けるステップを有する方法において、

前記比較するステップは、前記被験者の位置情報を生成するために、前記磁気共鳴ナビゲータSWPVを前記基準SWPVと比較するステップを有し、

前記比較するステップは、

前記磁気共鳴ナビゲータSWPVと前記基準SWPVとの間の相互相関を計算するステップ、及び

前記計算した相互相関に基づいて、前記被験者の位置情報を生成するステップを有する方法。

【請求項3】

複数の無線周波数受信コイルを用いて磁気共鳴（MR）校正データを取得するステップ、

前記MR校正データに基づいて、前記無線周波数受信コイルのコイル感度マップを生成するステップ、

前記MR校正データに基づいて、基準の投影ベクトルを生成するステップ、

磁気共鳴撮像データを取得するステップを含む磁気共鳴撮像を行うステップ、

取得した前記磁気共鳴撮像データ又は前記磁気共鳴撮像データと共に取得される追加のデータの一部に基づいて、磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルを生成するステップ、

被験者の位置情報を生成するために、前記磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルを前記基準の投影ベクトルと比較するステップ、及び

前記磁気共鳴撮像において、前記生成した被験者の位置情報を用いて被験者の動きを予測的又は遡及的に補償するステップ

を有する方法において、

前記比較するステップは、

前記磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルと前記基準の投影ベクトルとの間の相互相関を計算するステップ、及び

前記計算した相互相関に基づいて、前記被験者の位置情報を生成するステップを有する方法。

【請求項4】

磁気共鳴ナビゲータの感度重み付け投影ベクトル（ナビゲータSWPV）及び基準の感度重み付け投影ベクトル（基準SWPV）を夫々生成するために、前記コイル感度マップを用いて前記磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルと前記基準の投影ベクトルとを感度重み付けるステップをさらに有する請求項1に記載の方法において、

前記比較するステップは、前記被験者の位置情報を生成するために、前記磁気共鳴ナビゲータSWPVを前記基準SWPVと比較するステップを有する方法。

【請求項5】

10

20

30

40

50

前記比較するステップは、  
前記磁気共鳴ナビゲータ S W P V と前記基準 S W P V との間の相互相関を計算するステップ、及び  
前記計算した相互相関に基づいて、前記被験者の位置情報を生成するステップ  
 を有する請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記比較するステップは、  
前記磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルと前記基準の投影ベクトルとの間の相互相関を計算するステップ、及び  
前記計算した相互相関に基づいて、前記被験者の位置情報を生成するステップ  
 を有する請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 7】

前記磁気共鳴撮像は、S E N S E、S M A S H 及び G R A P P A からなる集合から選択される部分並列撮像 ( P P I ) を有する、請求項 1 又は 4 乃至 6 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 8】

前記磁気共鳴撮像は、S E N S E、S M A S H 及び G R A P P A からなる集合から選択される部分並列撮像 ( P P I ) を有する、請求項 2 乃至 3 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 9】

前記補償するステップは、  
前記生成した被験者の位置情報に基づいて撮像ボリュームを調節することにより、予測的動き補償を行うステップ、  
 を有する請求項 2 乃至 3 の何れか一項に記載の方法。

20

【請求項 10】

前記補償するステップは、  
前記被験者の位置情報に基づいて遡及的動き補償を行うステップ、  
 を有する請求項 2 乃至 3 又は 8 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 11】

複数の無線周波数受信コイルを用いて磁気共鳴 ( M R ) 校正データを取得するステップ、  
前記 M R 校正データに基づいて、前記無線周波数受信コイルのコイル感度マップを生成するステップ、

30

ナビゲータの感度重み付け投影ベクトル (ナビゲータ S W P V ) を生成するために、磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルを取得し、前記コイル感度マップを用いて前記取得した磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルを感度重み付けるステップ、

磁気共鳴撮像を行うステップ、  
前記ナビゲータ S W P V に基づいて被験者の位置情報を生成するステップ、及び  
前記磁気共鳴撮像において、前記生成した被験者の位置情報を用いて被験者の動きを予測的又は遡及的に補償するステップ

を有する方法において、

40

前記補償するステップは、  
前記生成した被験者の位置情報に基づいて撮像ボリュームを調節することにより予測的動き補償を行うステップ  
 を有する方法。

【請求項 12】

複数の無線周波数受信コイルを用いて磁気共鳴 ( M R ) 校正データを取得するステップ、  
前記 M R 校正データに基づいて、前記無線周波数受信コイルのコイル感度マップを生成するステップ、

ナビゲータの感度重み付け投影ベクトル (ナビゲータ S W P V ) を生成するために、磁

50

気共鳴ナビゲータの投影ベクトルを取得し、前記コイル感度マップを用いて前記取得した磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルを感度重み付けるステップ、

磁気共鳴撮像を行うステップ、

前記ナビゲータ S W P V に基づいて被験者の位置情報を生成するステップ、及び

前記磁気共鳴撮像において、前記生成した被験者の位置情報を用いて被験者の動きを予測的又は遡及的に補償するステップ

を有する方法において、

前記被験者の位置情報を生成するステップは、

前記ナビゲータ S W P V と基準の投影ベクトルとの間の相互相関を計算するステップ、

及び

前記計算した相互相関に基づいて、前記被験者の位置情報を生成するステップ

を有する方法。

【請求項 13】

前記被験者の位置情報を生成するステップは、

前記ナビゲータ S W P V と基準の投影ベクトルとの間の相互相関を計算するステップ、

及び

前記計算した相互相関に基づいて、前記被験者の位置情報を生成するステップ

を有する、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 14】

基準の感度重み付け投影ベクトル（基準 S W P V）を生成するために、前記コイル感度マップを用いて前記基準の投影ベクトルを感度重み付けるステップをさらに有する請求項 12 に記載の方法において、

前記相互相関を計算するステップは、前記ナビゲータ S W P V と前記基準 S W P V との間の相互相関を計算するステップを有する、方法。

【請求項 15】

基準の感度重み付け投影ベクトル（基準 S W P V）を生成するために、前記コイル感度マップを用いて前記基準の投影ベクトルを感度重み付けるステップをさらに有する請求項 13 に記載の方法において、

前記相互相関を計算するステップは、前記ナビゲータ S W P V と前記基準 S W P V との間の相互相関を計算するステップを有する、方法。

【請求項 16】

前記 M R 校正データに基づいて、前記基準の投影ベクトルを生成するステップをさらに有する請求項 12 又は 14 に記載の方法。

【請求項 17】

前記 M R 校正データに基づいて、前記基準の投影ベクトルを生成するステップをさらに有する請求項 13 又は 15 に記載の方法。

【請求項 18】

前記磁気共鳴撮像は、S E N S E、S M A S H 及び G R A P P A からなる集合から選択される部分並列撮像（P P I）を有する請求項 11、13、15、又は 17 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 19】

前記磁気共鳴撮像は、S E N S E、S M A S H 及び G R A P P A からなる集合から選択される部分並列撮像（P P I）を有する請求項 12、14、又は 16 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 20】

前記補償するステップは、

前記生成した被験者の位置情報に基づいて撮像ボリュームを調節することにより予測的動き補償を行うステップを有する請求項 12、14、16、又は 19 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 21】

10

20

30

40

50

少なくとも、前記コイル感度マップの生成、前記取得した磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルの感度重み付け及び前記被験者の位置情報の生成は、デジタル処理器により行われる請求項 1 乃至 20 の何れか一項に記載の方法。

【請求項 22】

複数の無線周波数受信コイルを用いて磁気共鳴 (MR) 校正データを取得し、  
前記 MR 校正データに基づいて、前記無線周波数受信コイルのコイル感度マップを生成し、

前記 MR 校正データに基づいて、基準の投影ベクトルを生成する COCA 取得 / 処理サブモジュールと、

磁気共鳴撮像データを取得して、磁気共鳴撮像を行う MR スキャナと、  
取得した前記磁気共鳴撮像データ又は前記磁気共鳴撮像データと共に取得される追加のデータの一部に基づいて、磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルを生成し、

被験者の位置情報を生成するために、前記磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルを前記基準の投影ベクトルと比較するナビゲータ PV 取得 / 処理サブモジュールと、

前記磁気共鳴撮像において、前記生成した被験者の位置情報を用いて被験者の動きを予測的又は遡及的に補償する MR 取得 / 処理サブモジュールと  
を有する装置において、

前記 MR 取得 / 処理サブモジュールは、  
前記生成した被験者の位置情報に基づいて撮像ボリュームを調節することにより、予測的動き補償を行う  
装置。

【請求項 23】

複数の無線周波数受信コイルを用いて磁気共鳴 (MR) 校正データを取得し、  
前記 MR 校正データに基づいて、前記無線周波数受信コイルのコイル感度マップを生成し、

前記 MR 校正データに基づいて、基準の投影ベクトルを生成する COCA 取得 / 処理サブモジュールと、

磁気共鳴撮像データを取得して、磁気共鳴撮像を行う MR スキャナと、  
取得した前記磁気共鳴撮像データ又は前記磁気共鳴撮像データと共に取得される追加のデータの一部に基づいて、磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルを生成し、

被験者の位置情報を生成するために、前記磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルを前記基準の投影ベクトルと比較し、

磁気共鳴ナビゲータの感度重み付け投影ベクトル (ナビゲータ SWPV) 及び基準の感度重み付け投影ベクトル (基準 SWPV) を夫々生成するために、前記コイル感度マップを用いて前記磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルと前記基準の投影ベクトルとを感度重み付けるナビゲータ PV 取得 / 処理サブモジュールと、

前記磁気共鳴撮像において、前記生成した被験者の位置情報を用いて被験者の動きを予測的又は遡及的に補償する MR 取得 / 処理サブモジュールと  
を有する装置において、

前記ナビゲータ PV 取得 / 処理サブモジュールは、  
前記被験者の位置情報を生成するために、前記磁気共鳴ナビゲータ SWPV を前記基準 SWPV と比較し、

前記磁気共鳴ナビゲータ SWPV と前記基準 SWPV との間の相互相関を計算し、  
前記計算した相互相関に基づいて、前記被験者の位置情報を生成する  
装置。

【請求項 24】

複数の無線周波数受信コイルを用いて磁気共鳴 (MR) 校正データを取得し、  
前記 MR 校正データに基づいて、前記無線周波数受信コイルのコイル感度マップを生成し、

前記 MR 校正データに基づいて、基準の投影ベクトルを生成する COCA 取得 / 処理サ

10

20

30

40

50

ブモジュールと、

磁気共鳴撮像データを取得して、磁気共鳴撮像を行うMRスキャナと、  
取得した前記磁気共鳴撮像データ又は前記磁気共鳴撮像データと共に取得される追加の  
データの一部に基づいて、磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルを生成し、

被験者の位置情報を生成するために、前記磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルを前記基  
準の投影ベクトルと比較するナビゲータPV取得／処理サブモジュールと、

前記磁気共鳴撮像において、前記生成した被験者の位置情報を用いて被験者の動きを予  
測的又は遡及的に補償するMR取得／処理サブモジュールと  
を有する装置において、

前記ナビゲータPV取得／処理サブモジュールは、

前記磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルと前記基準の投影ベクトルとの間の相互相関を  
計算し、

前記計算した相互相関に基づいて、前記被験者の位置情報を生成する  
装置。

【請求項25】

複数の無線周波数受信コイルを用いて磁気共鳴(MR)校正データを取得し、  
前記MR校正データに基づいて、前記無線周波数受信コイルのコイル感度マップを生成  
するCOCOA取得／処理サブモジュールと、

ナビゲータの感度重み付け投影ベクトル(ナビゲータSWPV)を生成するために、磁  
気共鳴ナビゲータの投影ベクトルを取得し、前記コイル感度マップを用いて前記取得した  
磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルを感度重み付けし、前記ナビゲータSWPVに基づい  
て被験者の位置情報を生成するナビゲータPV取得／処理サブモジュールと、

磁気共鳴撮像を行うMRスキャナと、

前記磁気共鳴撮像において、前記生成した被験者の位置情報を用いて被験者の動きを予  
測的又は遡及的に補償するMR取得／処理サブモジュールと  
を有する装置において、

前記MR取得／処理サブモジュールは、

前記生成した被験者の位置情報に基づいて撮像ボリュームを調節することにより予測的  
動き補償を行う

装置。

【請求項26】

複数の無線周波数受信コイルを用いて磁気共鳴(MR)校正データを取得し、  
前記MR校正データに基づいて、前記無線周波数受信コイルのコイル感度マップを生成  
するCOCOA取得／処理サブモジュールと、

ナビゲータの感度重み付け投影ベクトル(ナビゲータSWPV)を生成するために、磁  
気共鳴ナビゲータの投影ベクトルを取得し、前記コイル感度マップを用いて前記取得した  
磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルを感度重み付けし、前記ナビゲータSWPVに基づい  
て被験者の位置情報を生成するナビゲータPV取得／処理サブモジュールと、

磁気共鳴撮像を行うMRスキャナと、

前記磁気共鳴撮像において、前記生成した被験者の位置情報を用いて被験者の動きを予  
測的又は遡及的に補償するMR取得／処理サブモジュールと  
を有する装置において、

前記ナビゲータPV取得／処理サブモジュールは、

前記ナビゲータSWPVと基準の投影ベクトルとの間の相互相関を計算し、

前記計算した相互相関に基づいて、前記被験者の位置情報を生成する

装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

以下のことは、磁気共鳴撮像技術、医用撮像技術及び関連する技術に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

磁気共鳴(MR)撮像は、既知の医用撮像技術であり、この技術は動物の撮像及び他の撮像応用、例えば考古学的遺跡を特徴付けることにも用いられる。人間の脳又は他の医療応用の高解像度のMR撮像にとって、被験者の動きは画像の品質の問題のある劣化を引き起こすことがある。機能MRI(fMRI)、例えば脳のfMRIにおいて、時間で変化する機能面を取り込むために、取得時間は延びる。この延びた取得時間は、動きアーチファクトの可能性及び度合いを増大させる。

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

10

## 【0003】

MR撮像における被験者の動きは、予測的又は遡及的に補正されることができる。リアルタイムの予測的補正方法は、撮像ボリュームの位置及び方位がMR撮像データの取得シーケンスを反復する間、被験者の位置及び方位を用いて追跡するような撮像ボリュームの座標を更新する。遡及的補正方法は、取得後にMR撮像データの調整(例えば剛体シフト及び/又は再グリッド)を必要とする。

## 【0004】

予測的補正方法はある利点を持っている。所望の撮像領域が前記撮像シーケンスにわたり視野に(すなわち撮像ボリューム内に)あることを保証する。その一方、遡及的補正方法において、被験者の動きは、所望の撮像領域を撮像ボリュームの外側に動かすことができる。さらに、予測的補正方法において、前記撮像ボリュームは、MR取得軸は解剖学上重要な軸(例えば軸状、冠状及び矢状軸)と並べられたままであるように、撮像する被験者の回転に応じて回転されることができる。

20

## 【0005】

予測的又は遡及的補正方法の何れか一方を実施するために、被験者の動きが量的に評価されなければならない。予測的補正方法にとって、この評価はリアルタイム(すなわち前記撮像中及び取得シーケンスの反復の間に撮像ボリュームの座標を調節するためのフィードバックを与えるのに十分な速さ)で与えられなければならない。例えばカメラを任意で被験者に与えられる人工的な基準マーカと共に使用する、幾つかのハードウェアに基づく動き評価技術がある。これらハードウェアに基づく方法は、リアルタイムの動き情報を与え、さらにMR取得パルスのシーケンスの変更を必要としない。しかしながら、ハードウェアベースの被験者の動き評価に用いられるカメラ、人工的な基準マーカ又は他の機器は、費用を増大させ、ワークフローを複雑にする。例えば、カメラのセットアップ及び位置合わせ及び/又は人工的な基準マーカの配置は撮像準備の時間を増大させる。

30

## 【0006】

リアルタイムの被験者の動き評価のためのナビゲータに基づく方法も知られている。しかしながら、現在のナビゲータに基づく技術は、異なるコイル感度を持つ複数の受信コイルを使用する部分並列撮像(PPI: partially parallel imaging)と共に使用するのにはそんなに適さない。その上、現在のナビゲータに基づく技術は、被験者の動きを評価するのに十分なデータを取得するために、前記取得シーケンスの相当な変更を必要とする。

40

## 【課題を解決するための手段】

## 【0007】

以下のことは、ここに開示される新しい及び改善した装置並びに方法を提供する。

## 【0008】

1つの開示した態様に従って、ある方法は、複数の無線周波数受信コイルを用いて磁気共鳴(MR)校正データを取得するステップ、前記MR校正データに基づいて、前記無線周波数受信コイルのコイル感度マップを生成するステップ、前記MR校正データに基づいて、基準の投影ベクトルを生成するステップ、追加のナビゲータを取得若しくは撮像データの一部をナビゲータとして使用するステップ、磁気共鳴ナビゲータの感度重み付け投影ベクトル(ナビゲータSWPV)及び基準の感度重み付け投影ベクトル(基準SWPV)

50

夫々を生成するために、前記コイル感度マップを用いて磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトル及び基準の投影ベクトルを重み付けるステップ、被験者の位置情報を生成するために、前記磁気共鳴ナビゲータSWPVを前記基準SWPVと比較するステップ、並びに前記生成した被験者の位置情報を用いて被験者の動きを予測的又は遡及的に補償するステップ、を有する。幾つかの上記実施例において、前記方法はさらにPPIを有する。ナビゲータは、PPIを用いて1つ以上の再構成する磁気共鳴画像を生成する、つまりこれら再構成した画像を基準の投影ベクトルと比較して、被験者の位置情報を生成し、及び生成した被験者の位置情報を用いて被験者の動きを予測的又は遡及的に補償する。幾つかの上記実施例において、被験者の位置情報の生成は、ナビゲータSWPVと基準の投影ベクトルとの間の相互相関を計算するステップ、及び計算した相互相関に基づいて被験者の位置情報を生成するステップを有する。

10

#### 【0009】

他の開示される態様に従って、ある方法は、複数の無線周波数受信コイルを用いて磁気共鳴(MR)校正データを取得するステップ、前記MR校正データに基づいて、前記無線周波数受信コイルのコイル感度マップを生成するステップ、ナビゲータの感度重み付け投影ベクトル(ナビゲータSWPV)を生成するために、磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルを取得し、前記コイル感度マップを用いて前記取得した磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルを感度重み付けるステップ、磁気共鳴撮像を行うステップ、前記ナビゲータSWPVに基づいて、被験者の位置情報を生成するステップ、及び前記磁気共鳴撮像において、前記生成した被験者の位置情報を用いて被験者の動きを予測的又は遡及的に補償するステップ、を有する。

20

#### 【0010】

他の開示される態様に従って、ある装置は、磁気共鳴(MR)スキャナ、複数の無線周波数受信コイル、並びに2つの直前の段落の何れか一方に述べたような方法を行うために、前記MRスキャナ及び前記無線周波数受信コイルと協働するように構成されるデータ処理装置を有する。

#### 【0011】

1つの利点は、外部からのハードウェアを用いることなく及びMR取得シーケンスの変更を減らして、リアルタイムの被験者の動き評価を与えることにある。

#### 【0012】

他の利点は、現代のMRシステムに使用されるフェーズドアレイコイルの異なるコイル感度に対応するリアルタイムの被験者の動き評価に感度重み付けを与えることにある。

30

#### 【0013】

他の利点は、前記動き評価のために追加の基準データを取得せずに、リアルタイムの被験者の動き評価にPPIを与えることにある。

#### 【0014】

別の利点は、以下の詳細な説明を読み、理解すると、当業者に明らかとなるだろう。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0015】

【図1】ここに記載されるような動き補正した磁気共鳴撮像を行うように構成される撮像システムを概略的に示す。

40

【図2】図1の磁気共鳴制御モジュールのサブモジュールを選択処理することにより行われる処理を概略的に示す。

【図3】ここに記載されるようなファントムの撮像結果を示す。

【図4】ここに記載されるようなファントムの撮像結果を示す。

【図5】ここに記載されるようなファントムの撮像結果を示す。

【図6】ここに記載されるような異なる被験者の動きの状態に対する取得した投影ベクトルと計算した投影ベクトルとの間の計算した相互相関をグラフに示す。

#### 【発明を実施するための形態】

#### 【0016】

50



図1を参照すると、撮像システムは、例えば（オランダ国、アインドーフエン、コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィから入手可能な）示されるAchieva MRスキャナ又は（共にコーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィから入手可能な）Intera若しくはPanorama MRスキャナのような磁気共鳴（MR）スキャナ10又は他の商業的に入手可能なMRスキャナ若しくは非商業的なMRスキャナ等を含んでいる。代表的な実施例において、MRスキャナは、静磁場（ $B_0$ ）を生じさせる超電導又は常伝導主磁石、この静磁場に選択した磁場勾配を重畳するための磁場勾配コイルの巻線の組、磁気共鳴（他の磁気共鳴の核又は複数の磁気共鳴の核の励起が考えられたとしても、通例は $^1H$ の磁気共鳴）を励起させるために選択した周波数で無線周波数場（ $B_1$ ）を生じさせるための無線周波数励起システム、及び被験者から放出される磁気共鳴信号を検知するための無線周波数受信コイルのアレイ、すなわち複数の受信コイルを含む無線周波数受信システムのような内部コンポーネント（図示せず）を含む。

10

## 【0017】

MRスキャナ10は、動き補正と共に磁気共鳴（MR）撮像を行うために、磁気共鳴（MR）制御モジュール12の制御下で動作する。幾つかの実施例において、このMR撮像は通例、部分並列撮像（PPI）である。PPIにおいて、撮像データは、複数の磁気共鳴受信チャンネルにより取得され、例えばこれら受信チャンネルは概略的に示される受信コイルのアレイ14の無線周波数受信コイルを含んでいる。実質的には、例えばSENSE (sensitivity encoding)、SMASH (simultaneous acquisition of spatial harmonics) 又はGRAPPA (generalizes autocalibrating partially parallel acquisition) 等のような如何なるPPI技術も用いられることができる。PPIにおいて、異なるコイル感度を持つ複数の受信コイルは、幾つかのデータが失っている（例えばSENSEにおいて行われるような幾つかの位相符号化のラインの取得をスキップする）アンダーサンプリングしたMR撮像のデータセットを取得する。この失ったデータは、適切な再構成技術（例えばSENSE又はSMASH再構成技術）を用いて、異なるコイル感度を持つ複数の受信コイルを使用することにより与えられる追加の情報により補償される。取得したPPIのデータセットのアンダーサンプリングは、その大きさがアンダーサンプリングの程度に依存している撮像データ取得の加速係数（通例Rで示される）に対応している。

20

## 【0018】

PPI技術は、前記コイルの感度を決定するためのプレスキャンを必要とする。通例、これらコイルの感度は、空間を横切るにつれて徐々に相対的に変化する。それ故に、粗校正（COC A）のプレスキャンは、COC A取得/処理サブモジュール20により適切に行われる。さらに前記COC A取得/処理サブモジュール20により複数のコイル14のこれらコイルに対するコイル感度マップ22が生成される。ここに開示されるように、前記COC A取得/処理サブモジュール20は、前記COC Aのプレスキャン又は他のMR校正データから、被験者の動きの評価に使用するための基準の投影ベクトル（PV）も生成する。任意で、ここでさらに開示されるように、生成される基準PVは、コイル感度マップ22に含まれる情報を用いて、コイル感度を構成するように重み付けされてもよく、これは基準の感度重み付け投影ベクトル（基準SWPV）24となる。有利には、この開示した方法は、前記PPI処理の一部、すなわちCOC Aプレスキャンとして慣例的に取得する情報、又はコイル感度マップを生成するのに使用される他のMR校正データを使用して、被験者の動きを検出するのに使用するための基準データ（例えば基準SWPV24）も生成する。

30

40

## 【0019】

図1を引き続き参照すると、被験者の動きの評価は、ナビゲータの投影ベクトル（PV）取得/処理サブモジュール30により行われ、被験者の位置32を生成する。取得したPVは、追加のデータ又は撮像データの一部の何れか一方とすることができ、例えば高速スピンエコー（turbo spin echo）シーケンスにおけるエコートレイン若しくは放射状の軌道における幾つかの放射状の投影とすることができ、前記ナビゲータPV取得/処理サブモジュール30は、ナビゲータPVを取得し、任意でコイル感度マップ22に基づく前

50

記ナビゲータ P V の感度重み付けを行い、ナビゲータの感度重み付け P V (ナビゲータ S W P V) を生成する、及び前記ナビゲータ S W P V を前記基準 S W P V 2 4 と比較し、三次元の剛体並進及び回転の要素を含む被験者の位置 3 2 を決定する。示される実施例において、ナビゲータと基準 S W P V との比較は適切に相互相関を用いている。

#### 【 0 0 2 0 】

図 1 を引き続き参照すると、動き補償した M R 取得 / 処理サブモジュール 4 0 は、ナビゲータ P V 取得の最新の反復から決められる被験者の位置 3 2 に一致するように調節される撮像ボリュームのための M R データを取得する、及び適切な画像再構成処理 (例えば S E N S E 再構成処理等) を行い、動き補償した再構成画像を生成する。幾つかの実施例において、M R 取得シーケンスは、非 P P I 取得シーケンスにも適していたとしても、P P I 撮像シーケンスである。動き補償は、予測的又は遡及的の何れかで行われることができる。(示される例として) 脳の f M R I の場合のように、遡及的な動き補償スキームが採用され、撮像は、ある時間期間にわたる複数の画像の取得を含んでいる場合、再構成は任意に、全ての画像を適切な空間的基準と位置合わせするために、各々の再構成画像の剛体並進 / 回転の調整を行うことも含んでいる。例えば、各画像は、被験者の位置 3 2 に対応する被験者の動きに基づいて、基準 S W P V 2 4 の空間的基準と一致するように並進及び回転されることができる。このように、画像の f M R I (又は他の) シーケンスの画像の全ては空間的に並べられ、時間経過による機能的 (又は他の) の変化は、前記画像のシーケンスに基づいて容易に評価されることができる。

#### 【 0 0 2 1 】

脳の f M R I 又は他の画像シーケンスの取得の場合、ナビゲータ P V 取得 / 処理サブモジュール 3 0 は、動き補償した M R 取得 / 処理サブモジュール 4 0 により行われる後続する取得の撮像ボリュームを規定するのに使用される被験者の位置 3 2 の現在の値を必要とするために、各々の画像取得を反復する前に適切に適用される。各々の反復に対し、基準 S W P V 2 4 に対応する被験者の位置 3 2 が決められ、故に被験者の位置 3 2 は、この基準 S W P V 2 4 の共通の空間的基準を常に参照する。脳の f M R I が示される例として開示されたとしても、この開示した方法は、予測的動き補償が有利に行われるのに十分な時間間隔にわたり如何なる撮像にも適切に用いられる。

#### 【 0 0 2 2 】

他の例として、単一の画像の取得が十分に長い場合、ナビゲータ P V 取得 / 処理サブモジュール 3 0 は、単一の画像の撮像データを取得する合間に呼び出され、撮像ボリュームは、単一の画像の撮像データの取得中に、最新のナビゲータ P V の取得により与えられる被験者の位置 3 2 に基づいて適切に調節される。

#### 【 0 0 2 3 】

図 1 を引き続き参照すると、画像表示サブモジュール 4 4 は、動き補償した再構成画像 4 2 を適切に表示する。画像のシーケンスが取得される実施例において、前記画像表示サブモジュール 4 4 は、画像の C I N E シーケンスを表示する又は前記シーケンスの画像を適切な行列で表示する等を行う。

#### 【 0 0 2 4 】

示される実施例において、M R 制御モジュール 1 2 は、示されるコンピュータ 5 0 により具現化され、このコンピュータの処理器 (例えばマルチコア処理器若しくは他の並列処理器、シングルコア処理器又は画像処理ユニット、すなわち G P U 等でもよい) は、M R スキャナ 1 0 に必要なデータの取得を行わせるスキャナ 1 0 の制御を含むサブモジュール 2 0、3 0、4 0 を実行するようにプログラムされる。前記処理器が一般的にデジタル処理器であるのに対し、この処理器は、示される例としてサブモジュール 4 0 の画像再構成処理の幾らか又は全てを行うように構成される A C I C (application-specific integrated circuitry) のような何らかのアナログ回路を含む又は内蔵するとも考えている。開示した動き補償方法は、処理器により実施されるとき、様々なサブモジュール 2 0、3 0、4 0 の動作を行う命令を記憶している記憶媒体として具現化されてもよい。例えば、前記記憶媒体は、ハードドライブ、光学ドライブ、R A M、フラッシュメモリ若しくは他の静

電メモリ、これらの様々な組み合わせ又は他の適切な記憶媒体を構成してもよい。示されるコンピュータ50は、ディスプレイ52を含み、このディスプレイ52を介して画像表示サブモジュール44は、動き補償した再構成画像42（又は上記画像のCINEシーケンス又はアレイ）を表示する。コンピュータ50は、示されるキーボード54又は他のユーザ入力装置（例えばマウス、トラックボール又は他のポインティング装置）も含み、これらを介して、ユーザは、前記撮像処理を開始及び制御するための命令又はパラメタ等を入力する。

#### 【0025】

図1の示される実施例を説明する場合、様々なサブモジュール20、30、40に関連する追加の開示がここに述べられる。

#### 【0026】

図2を参照すると、COC A取得/処理サブモジュール20は工程60において、MRスキャナ10及び複数の無線周波数受信コイル14に粗校正(COC A)プレスキャンデータを取得させる。工程62において、コイル感度マップ22は、前記COC Aプレスキャンデータに基づいて計算される。工程64において、工程62においてコイル感度マップ22を計算するのに使用した同じCOC Aプレスキャンデータ（又はそのサブセット）を用いて、基準SWPV24が計算される。このように、基準SWPV24を生成するために追加のデータは取得されない。動きの検出に使用する基準SWPV24の大きさは適切には(1)前記複数のコイル14における無線周波数受信コイルの数掛ける(3つの直交方向、例えばデカルトのx、y及びz方向に対応する)コイル毎に3つのナビゲータ掛ける読み出した回数である。基準SWPV24は、一次元の高速フーリエ変換(1D-FFT)による処理の後に、全ての受信コイルからの大量のナビゲータとして適切に表される。この基準SWPV24の計算工程64は、COC Aデータ取得工程60の後に行われ、感度重み付けは、工程62においてコイル感度マップが計算された後に行われる。外挿した感度マップの計算後、工程60において取得した三次元の低解像度画像は、既定の範囲内で回転及び並進する。各々の位置に対し、投影ベクトルが計算され、感度重み付けられ及び保存される。素早く多くの場所のSWPVを計算するため1つの実施例は、デカルトデータを3Dの放射状の軌道上に再グリッド(re-grid)することである。この実施例は、感度マップが空間領域においてスムーズに変化する場合、妥当である。

#### 【0027】

図2を引き続き参照すると、ナビゲータの投影ベクトル(PV)取得/処理サブモジュール30は以下のように動作する。取得工程70において、前記サブモジュール30は、MRスキャナ10及び複数の無線周波数受信コイル14に磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトル(PV)を取得させる。工程72において、これらPVは、コイル感度マップ22を用いて感度重み付けられ、磁気共鳴ナビゲータの感度重み付け投影ベクトル(磁気共鳴ナビゲータSWPV)を生成する。工程74において、前記ナビゲータSWPVは、基準SWPV24と比較され、基準SWPV24により示される位置に対する取得70の時に被験者の位置32を量的に評価する。適切な比較方法において、取得した磁気共鳴SWPVと基準SWPVとの間の相互相関が計算される。各々計算した投影ベクトルは基準画像の位置に対応するので、最大の相互相関を与える前記計算した投影ベクトルが被験者の現在の位置を与える。全ての相互相関を計算する計算コストを避けるために、拡張カルマン(Kalman)フィルタが任意に適用され、現在の被験者の位置に基づいて次の被験者の位置の範囲を予測する。Kalman "A new approach to linear filtering and prediction problems", Trans. ASME J. Basic Eng. Vol. 82(series D)pages 35-45(1960)参照。

#### 【0028】

図2を引き続き参照すると、動き補償したMR取得/処理サブモジュール40は以下のように動作する。取得工程80において、前記サブモジュール40はMRスキャナ及び複数の無線周波数受信コイル14に撮像ボリュームにある撮像データを取得させる。予測的動き補償は、前記取得/処理工程70、72、74の最新の反復により示される被験者の位置32と整列するように撮像ボリュームを調節することにより前記工程80に組み込ま

10

20

30

40

50

れる。結果生じる画像データは、適切な画像再構成技術を用いて工程 8 2 において再構成される。任意に、前記動き補償は遡及的に行われることができ、画像再構成工程 8 2 は、基準 S W P V 2 4 により示される基準位置と整列するように、結果生じる画像の剛体シフト/回転を行うことを含む。

【 0 0 2 9 】

図 2 の開示される撮像処理は、示される例であり、様々な変更例が考えられる。例えば任意に基準の投影ベクトル及び磁気共鳴ナビゲータの投影ベクトルの感度重み付けが省略される。

【 0 0 3 0 】

他の例として、前記 P P I を行う前に取得した C O C A プレスキャンを除く他のデータは、基準の投影ベクトル（又は基準の感度重み付け投影ベクトル）を生成するのに用いられてもよい。従って、例えば前記基準の投影ベクトルは、前記撮像を行う前に C O C A プレスキャンとは別に取得されてもよい。

【 0 0 3 1 】

さらに他の例として、予測的動き補償が図 2 の示される例に用いられる一方で、その代わりに遡及的動き補償を用いることが考えられる。この変形例において、生成される被験者の位置 3 2 は、前記取得工程 8 0 に入力する代わりに、データ再構成工程 8 2（又は示されていない再構成後の動き補償工程）に入力され、被験者の位置 3 2 は遡及的に、すなわち撮像データの取得後に用いられ、基準 S W P V 2 4 の基準位置に対する動きを補償するために、取得した撮像データ又は前記再構成した画像の剛体シフト/回転を行う。

【 0 0 3 2 】

図 3 から図 5 を参照すると、幾つかの例示的なファントム撮像結果が示される。このファントムの例において、3 2 チャンネルの心臓用コイル及びシェップ - ローガン (Shepp-Logan) ファントムは、模擬のデータセットを作るのに用いられる。図 3 は、基準スキャン工程 6 0 の画像及びナビゲータを示す。ここで、画像のコントラストは、異なる磁化の定常状態による、プレスキャンした基準画像とナビゲータ取得画像との間で変化すると仮定される。図 4 及び図 5 は夫々 1 3 % のコントラストの変化を持つナビゲータと 4 2 % のコントラストの変化を持つナビゲータとを示す。

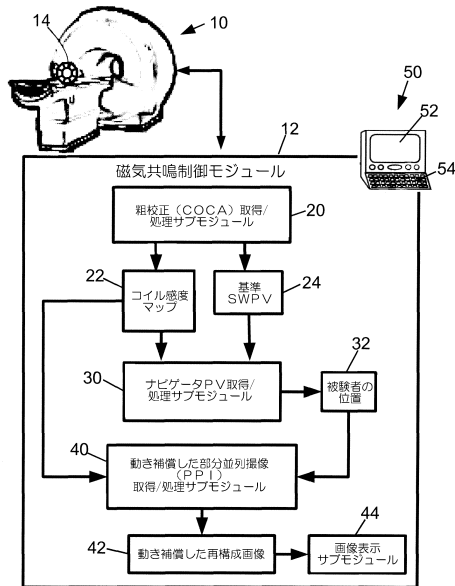
【 0 0 3 3 】

図 6 を参照すると、計算した基準 S W P V 2 4 と前記作業 7 0 において取得した投影ベクトルとの動きによる相互相関の変化がグラフに描かれている。図 6 のデータは、図 3 から図 5 と同じファントムの例に対する計算結果であり、同じ 3 2 チャンネルの心臓用コイルに対し計算されている。基準 S W P V 2 4 とナビゲータの（感度重み付け）投影ベクトルとの間に相対的な動きが無いとき、前記相互相関は最大となることが分かる。基準画像とナビゲータとの間にあるコントラストの変化が大きくないとき、回転及び並進は共に敏感に検出されることができる。

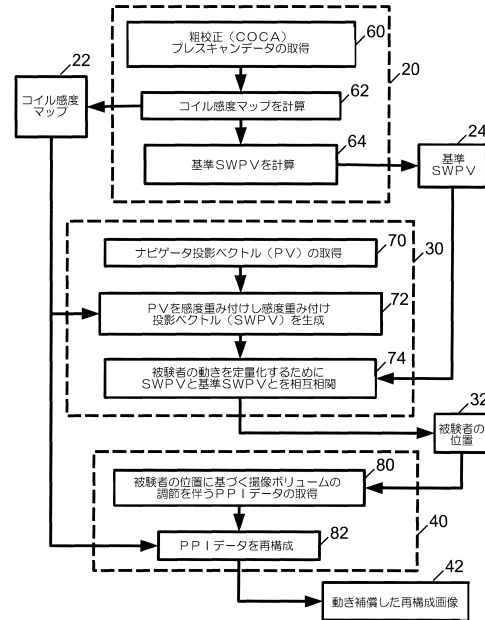
【 0 0 3 4 】

本出願は、1 つ以上の好ましい実施例を開示している。上記詳細な説明を読み、理解すると、他の者に変更案及び代替案が思い浮かぶことがある。このような変更案及び代替案の全てが付随する請求項又はそれに同等なものの範囲内ある限り、本出願はこれら変更案及び代替案の全てを含むと考えられることを意図している。

【図 1】



【図 2】



【図 3】

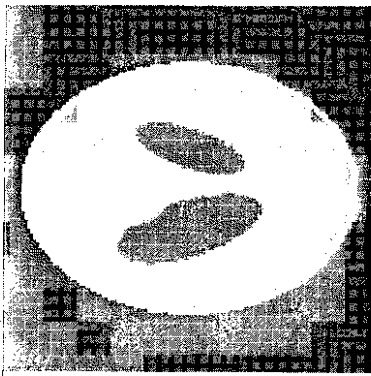


Fig. 3

【図 5】

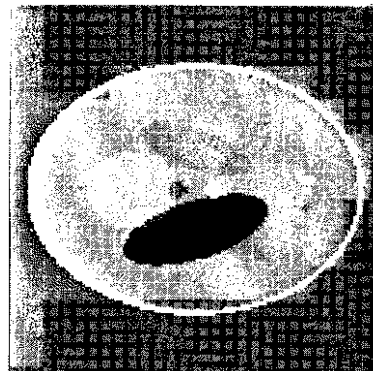


Fig. 5

【図 4】

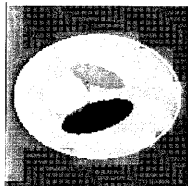
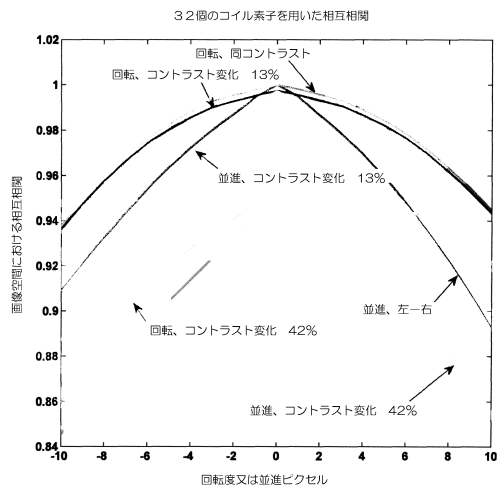


Fig. 4

【図 6】



---

フロントページの続き

(72)発明者 ファン フェン

オランダ国 5 6 5 6 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  
4 4

(72)発明者 リン ウェイ

オランダ国 5 6 5 6 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  
4 4

審査官 亀澤 智博

(56)参考文献 特開2000-157507(JP, A)

特表2008-539852(JP, A)

特開2002-301044(JP, A)

特開2005-040464(JP, A)

特表2004-514483(JP, A)

特開2005-144173(JP, A)

米国特許出願公開第2008/0054899(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 5 / 0 5 5