

(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2014-508023  
(P2014-508023A)

(43) 公表日 平成26年4月3日(2014.4.3)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 5/055 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/05 3 1 1	4 C 0 9 6
	A 6 1 B 5/05 3 7 6	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2013-558561 (P2013-558561)  
 (86) (22) 出願日 平成24年3月16日 (2012.3.16)  
 (85) 翻訳文提出日 平成25年9月6日 (2013.9.6)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2012/051265  
 (87) 国際公開番号 W02012/123921  
 (87) 国際公開日 平成24年9月20日 (2012.9.20)  
 (31) 優先権主張番号 61/453,564  
 (32) 優先日 平成23年3月17日 (2011.3.17)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ  
 ヴェ  
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイ  
 ドーフエン ハイテック キャンパス 5  
 (74) 代理人 100087789  
 弁理士 津軽 進  
 (74) 代理人 100122769  
 弁理士 笛田 秀仙  
 (72) 発明者  
 ホワーン フォン  
 オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイ  
 ドーフエン ハイ テック キャンパス  
 ビルディング 4 4

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像劣化なしのより速いチャンネル毎の再構成のMRI方法

(57) 【要約】

複数のコイル素子 1 8、1 8' 及び対応する受信器 2 6 は、複数のチャンネルを規定し、各チャンネルは、対応する部分 k 空間データセット 6 0、6 4 を持つ。一つ又は複数のプロセッサ 3 0 は、前記複数の部分 k 空間データセットに基づいて第 1 の画像表現 7 6 を生成 8 0 し、前記チャンネルの各々に対して相対的感度マップ 8 2 を生成し、複数の再作成された k 空間データセット 9 2 を生成するように相対的感度マップ 8 2 の各々とともに第 1 の画像表現 7 6 を投影 9 0 し、各部分 k 空間データ及び前記対応する再作成された k 空間データセットは、置換された k 空間データセット 9 6 を生成するように結合される。前記置換された k 空間データセットは、最終画像 1 0 6 を作成するように結合 1 0 4 される複数の画像 1 0 2 に再構成 1 0 0 される。

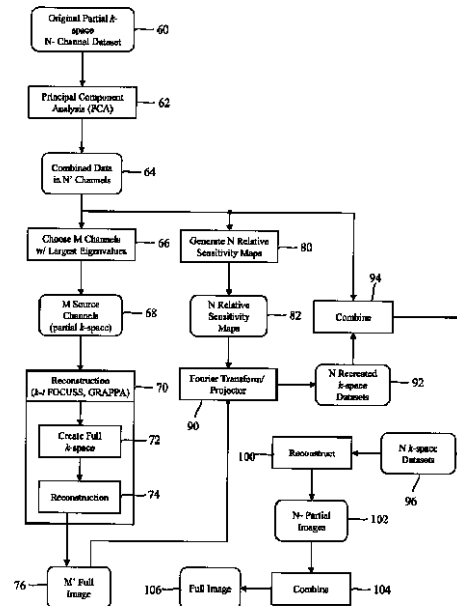


Figure 2

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

磁気共鳴イメージングの方法において、

複数の部分  $k$  空間データセットに基づいて検査領域の第 1 の画像表現を生成するステップであって、各データセットが少なくとも 1 つのチャンネルと関連付けられる、ステップと、

複数のコイル素子の各々に対して相対的感度マップを生成するステップであって、各コイル素子が少なくとも 1 つのチャンネルと関連付けられる、ステップと、

複数の再作成された  $k$  空間データセットを生成するように前記第 1 の画像表現及び各相対的感度マップを投影するステップであって、各生成された再作成された  $k$  空間データセットが、1 つの部分  $k$  空間データセットに対応する、ステップと、

置換された  $k$  空間データセットを生成するように各部分  $k$  空間データセット及び対応する再作成された  $k$  空間データセットを結合するステップと、  
を有する方法。

**【請求項 2】**

各置換された  $k$  空間データセットを前記検査領域の部分画像表現に再構成するステップと、

前記部分画像表現を体積表現に結合するステップと、

を有する、請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 3】**

前記第 1 の画像表現を生成するステップが、

前記複数の部分データセットを少なくとも 1 つの圧縮された部分データセットに圧縮するステップと、

前記少なくとも 1 つの圧縮された部分データセットを前記第 1 の画像表現に再構成するステップと、

を有する、請求項 1 及び 2 のいずれか一項に記載の方法。

**【請求項 4】**

前記複数の部分データセットが、主成分分析に基づいて前記少なくとも 1 つの部分データセットに圧縮される、請求項 3 に記載の方法。

**【請求項 5】**

前記複数の部分データセットが、1 より多い部分データセットに圧縮され、前記再構成が、チャンネル毎の部分並列イメージングアルゴリズムに基づく、請求項 3 及び 4 のいずれか一項に記載の方法。

**【請求項 6】**

前記相対的感度マップが、前記感度マップを生成するプリスキャン又は前記第 1 の画像表現の再構成中に生成された自動校正信号からの、各コイル素子に対する計算された感度マップである、請求項 1 ないし 5 のいずれか一項に記載の方法。

**【請求項 7】**

前記部分  $k$  空間データセット及び前記再作成された  $k$  空間データセットを結合するステップが、前記再作成されたデータセットにおいて対応する又は欠けているデータからの実際に収集されたデータを置換することを含む、請求項 1 ないし 6 のいずれか一項に記載の方法。

**【請求項 8】**

前記第 1 の画像表現を生成するステップが、

結合された部分  $k$  空間データセットを生成するように前記部分  $k$  空間データセットに対して主成分分析を実行するステップと、

最大の固有値を持つ前記結合された部分  $k$  空間データセットのサブセットを選択するステップと、

部分並列画像再構成技術を使用して前記結合された部分  $k$  空間データセットのサブセットを前記第 1 の画像表現に再構成するステップと、

10

20

30

40

50

を含む、請求項 1 ないし 7 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 9】

最大の固有値を持つ前記結合された部分  $k$  空間データセットのサブセットを選択するステップが、

最小の固有値を持つ前記結合された部分  $k$  空間データセットのサブセットを選択するステップと、

最大の固有値を持つ前記結合された部分  $k$  空間データセットの選択されたサブセットに対して運動補正を実行するステップと、

前記結合された部分  $k$  空間データセットの前記運動補正されたサブセットを、最小の固有値を持つ前記結合された部分  $k$  空間データセットのサブセットと結合するステップと、  
を有する、請求項 8 に記載の方法。

10

【請求項 10】

複数の RF コイル素子と、

複数の RF 送信器と、

前記コイル素子の 1 つと各々接続された複数の RF 受信器と、

勾配磁場コイルと、

複数の部分  $k$  空間データセットを生成するように前記 RF 送信器、前記 RF 受信器及び前記勾配コントローラを制御する磁気共鳴スキャンコントローラであって、各データセットが、RF コイル素子及び RF 受信器の対応する対により規定される少なくとも 1 つのチャンネルと関連付けられる、磁気共鳴スキャンコントローラと、

20

請求項 1 ないし 9 のいずれか一項に記載の方法をプログラムされたコンピュータプロセッサと、

を有する磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項 11】

複数のチャンネル、複数の  $k$  空間データセットを構成する磁気共鳴撮像シーケンス中の前記チャンネルからのデータを規定する複数のコイル素子及び対応する受信器と、

前記複数の  $k$  空間データセットに基づいて検査領域の第 1 の画像表現を生成し、

前記チャンネルの各々に対して相対的感度マップを生成し、

対応する複数の再作成された  $k$  空間データセットを生成するように前記相対的感度マップの各々を持つ前記第 1 の画像表現を投影し、

30

対応する複数の再作成された  $k$  空間データセットを生成するように前記相対的感度マップの各々とともに前記第 1 の画像表現を投影し、

置換された  $k$  空間データセットを生成するように各部分  $k$  空間データセット及び前記対応する再構成された  $k$  空間データセットを結合する、

ようにプログラムされた 1 つ又は複数のプロセッサと、

を有する磁気共鳴イメージングシステム。

【請求項 12】

各置換  $k$  空間データセットを前記検査領域の部分画像表現に再構成すること、及び

前記部分画像表現を体積表現に結合すること、

を更に含む、請求項 11 に記載の装置。

40

【請求項 13】

前記第 1 の画像表現を生成するステップが、

前記複数の部分データセットを少なくとも 1 つの圧縮された部分データセットに圧縮することと、

前記少なくとも 1 つの圧縮された部分データセットを前記第 1 の画像表現に再構成することと、

を含む、請求項 11 及び 12 のいずれか一項に記載の装置。

【請求項 14】

前記複数の部分データセットが、主成分分析に基づいて前記少なくとも 1 つの部分データセットに圧縮される、請求項 13 に記載の装置。

50

## 【請求項 15】

前記複数の部分データセットが、1より多い部分データセットに圧縮され、前記再構成が、チャンネル毎の部分並列イメージングアルゴリズムに基づく、請求項13及び14のいずれか一項に記載の装置。

## 【請求項 16】

前記相対的感度マップが、前記感度マップを生成するプリスキャン又は前記第1の画像表現の再構成中に生成された自動較正信号からの、各コイル素子に対する計算された感度マップである、請求項11ないし15のいずれか一項に記載の装置。

## 【請求項 17】

前記部分k空間データセット及び前記再作成されたk空間データセットを結合することが、前記再作成されたデータセットにおいて対応する又は欠けているデータに対して前記部分k空間データセットからの実際に収集されたデータを置換することを含む、請求項11ないし16のいずれか一項に記載の装置。

10

## 【請求項 18】

前記第1の画像表現を生成することが、  
結合された部分k空間データセットを生成するように前記部分k空間データセットに対して主成分分析を実行することと、

最大の固有値を持つ前記結合された部分k空間データセットのサブセットを選択することと、

部分並列画像再構成技術を使用して前記結合された部分k空間データセットのサブセットを前記第1の画像表現に再構成することと、

を含む、請求項11ないし17のいずれか一項に記載の装置。

20

## 【請求項 19】

前記最大の固有値を持つ結合された部分k空間データセットのサブセットを選択するステップが、

最小の固有値を持つ前記結合された部分k空間データセットのサブセットを選択するステップと、

前記最大の固有値を持つ結合された部分k空間データセットの選択されたサブセットに対して運動補正を実行するステップと、

前記結合された部分k空間データセットの運動補正されたサブセットを前記最小の固有値を持つ結合された部分k空間データセットのサブセットと結合するステップと、  
を有する、請求項18に記載の方法。

30

## 【請求項 20】

部分k空間データの複数のチャンネルを生成する画像再構成システムにおける1つ又は複数のプロセッサにおいて、

前記部分k空間データセットを、より少数のチャンネルに圧縮し、

1つ又は複数の前記圧縮されたチャンネルから仮想コイル画像を生成し、

仮想コイル画像を生成するように前記圧縮されたチャンネルのk空間データ値にチャンネル毎の再構成アルゴリズムを適用し、

元のチャンネルの相対的感度マップを計算し、

各元のチャンネルに対応する再作成された感度マップを生成するように前記相対的感度マップを使用して前記仮想複合コイル画像を投影し、

置換されたk空間データセットを生成するように前記部分k空間データセットからの取得されたデータを前記対応する再作成されたk空間データセット内に挿入し、

前記複数の再作成されたk空間データセットを再構成及び結合する、

ようにプログラムされた1つ又は複数のプロセッサ。

40

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本出願は、磁気共鳴分野に関する。これは、並列撮像方法において採用されるチャンネル

50

毎 (channel-by-channel) 再構成アルゴリズムにおいて特定の応用を見つける。

【背景技術】

【0002】

ポリウムコイル及び大きな表面コイル上で信号対雑音比 (SNR) を改善するための磁気共鳴 (MR) システムにおけるマルチコイルアレイの導入は、前記システムに含まれる複数のチャンネル受信器の導入につながる。最近になって、部分並列イメージング (PPI) 技術の成功は、より高い加速計数及びより広いカバレッジを持つ並列イメージングを可能にするように、より多数の受信器チャンネルを持つMRIシステムを開発するように産業を駆動している。これらの技術は、通常は勾配を使用して実行される空間符号化を部分的に置き換えるのにアレイのコンポーネントコイルに含まれる空間情報を使用し、これにより撮像時間を大幅に減少させる。

10

【0003】

32以上の受信器チャンネルを持つ市販のMRIシステムは、日常的な臨床用途に対して評判が良くなっている。チャンネルの数の増加とともに、再構成に要する計算時間は、大幅に増加している。部分フーリエおよびk-tFOCUSのような単一チャンネル情報を使用する再構成アルゴリズムに対して、再構成時間は、チャンネルカウントに対して線形に増加する。一般化自動較正部分並列取得 (GRAPPA) 及びデータコンポリューション及び結合演算 (COCOA) のような、チャンネル毎のPPI再構成技術に対して、再構成時間は、二次で増加する。したがって、32チャンネルコイルを用いる再構成は、8チャンネルコイルより16倍長くかかることができ、これは、リアルタイム及び高スループットの撮像を難しくする。

20

【0004】

最終画像品質を大幅に劣化させることなしに再構成時間を減少させるために、2つの異なるセットのチャンネル減少技術が提案されている。1つのセットの技術、チャンネル圧縮は、第一に主成分分析 (PCA) を使用して元のチャンネルをより少数のチャンネルに線形結合することにより再構成時間を減少させる。これらの結合されたチャンネルのうち、最大の固有値を持つものが、再構成に使用される。チャンネル圧縮の度合は、大幅な信号損失を避ける必要性により制限される。例えば、圧縮されたチャンネルの数が、32チャンネルの心臓コイルに対して12より少ない場合、画像品質は犠牲になる。

【0005】

30

他方のセットの技術は、全ての元のチャンネルを使用して1つの仮想的な複合チャンネルのみを再構成する。このセットの技術は、直接仮想コイル (DVC) 再構成及び合成ターゲット (ST) 再構成を含む。1つの仮想チャンネルのみが再構成されるので、再構成時間は、大幅に減少されることができる。しかしながら、これらの技術、DVC及びSTは、最適な較正信号を生成するように位相規定を効率的に最適化する技術の欠如に苦しむ。正確な較正信号なしで、最終再構成は、大幅に妥協される又はダメージを受ける。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

40

本出願は、上記の問題等を克服する新しい改善された方法及びシステムを提供する。

【課題を解決するための手段】

【0007】

一態様によると、磁気共鳴イメージングの方法が提供される。検査領域の第1の画像表現は、複数の部分k空間データセットに基づいて生成される。各データは、少なくとも1つのチャンネルと関連付けられる。相対的感度マップは、複数のコイル素子の各々に対して生成され、各コイル素子は、少なくとも1つのチャンネルと関連付けられる。前記第1の画像表現及び各相対的感度マップは、複数の再作成されたk空間データセットを生成するように投影される。各再作成されたk空間データセットは、前記部分k空間データセットの1つに対応する。前記部分k空間データセットの各々は、置換された (substituted) k空間データセットを生成するように前記対応する再作成されたk空間データセットと結合

50

される。

【0008】

他の態様によると、コンピュータ可読媒体は、先行する段落の方法を実行するように1つ又は複数のプロセッサを制御するソフトウェアを持つ。

【0009】

他の態様によると、磁気共鳴イメージングシステムは、複数のチャンネルを規定する複数のコイル素子及び対応する受信器を含む。磁気共鳴イメージングシーケンスの間に生成される前記チャンネルからのデータは、複数の部分k空間データセットを構成する。1つ又は複数のプロセッサは、前記複数の部分k空間データセットに基づいて検査領域の第1の画像表現を生成するようにプログラムされる。相対的感度マップは、前記チャンネルの各々に対して生成される。前記相対的感度マップの各々を持つ前記第1の画像表現は、対応する複数の再作成されたk空間データセットを生成するように投影される。各部分k空間データセット及び前記対応する再作成されたk空間データセットは、置換されたk空間データセットを生成するように結合される。

10

【0010】

他の態様によると、部分k空間データの複数の元のチャンネルを生成する画像再構成システムは、1つ又は複数のプロセッサを含む。前記1つ又は複数のプロセッサは、前記k空間データの複数の元のチャンネルをより少数の圧縮されたチャンネルに圧縮するようにプログラムされる。チャンネル毎の再構成アルゴリズムは、仮想コイル画像を生成するように1つ又は複数の前記圧縮されたチャンネルの部分k空間データに適用される。相対的感度マップは、前記元の又は圧縮されたチャンネルの各々に対して計算される。仮想複合画像コイルは、各元の又は圧縮されたチャンネルに対応する再作成された感度マップを生成するように前記相対的感度マップを使用して投影される。前記元の又は圧縮されたチャンネルの各々の部分k空間データからの取得されたデータは、置換されたk空間データセットを生成するように前記対応する再作成されたk空間データセットの各々に挿入される。前記再作成されたk空間データセットは、最終画像を生成するように再構成及び結合される。

20

【0011】

1つの利点は、再構成時間が減少されることにある。

【0012】

他の利点は、部分並列イメージング技術における画像劣化が減少されることにある。

30

【0013】

本発明の更に他の利点は、以下の詳細な説明を読み、理解すると当業者に理解される。

【0014】

本発明は、様々なコンポーネント及びコンポーネントの配置並びに様々なステップ及びステップの配置の形を取りうる。図面は、好適な実施例を説明する目的のみであり、本発明を限定すると解釈されるべきではない。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】磁気共鳴システムの概略図である。

【図2】画像再構成プロセスを詳述するフローチャートである。

40

【図3】運動補正プロセスを説明するフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0016】

図1を参照すると、磁気共鳴イメージングシステム10は、検査領域14を通る時間的に一様な $B_0$ 磁場を生成する主磁石12を含む。前記主磁石は、環状若しくはボア型磁石、C形状オープン磁石、又はオープン磁石の他の設計等であることができる。前記主磁石に隣接して配置された勾配磁場コイル16は、前記 $B_0$ 磁場に対して選択された軸に沿って磁場勾配を生成するように機能する。

【0017】

全身無線周波数コイルのような、無線周波数(RF)コイルアレイは、前記検査領域に

50

隣接して配置される。前記RFコイルアレイは、複数の個別のRFコイル素子18を含むか、又は終端リングRFコイル構造により相互接続された複数の素子18を持つバードケイジ型コイルであってもよい。前記RFコイルアレイは、対象の整列した双極子において磁気共鳴を励起する無線周波数パルスを生成する。一部の実施例において、無線周波数コイルアセンブリ18は、撮像領域から生じる磁気共鳴信号を検出するようにも機能する。他の実施例において、局所又は表面RFコイル18'は、より高感度な局所化された空間符号化、励起及び磁気共鳴信号の受信に対して前記全身RFコイルに加えて又は代わりに設けられる。個別のRFコイル18は、一緒に、単一のコイルとして、複数の独立したコイル要素として、並列送信システムのようなアレイとして、又は組み合わせとして機能することができる。

10

#### 【0018】

スキャンコントローラ20は、選択された磁気共鳴イメージング又は分光法シーケンスに適切でありうるように、前記撮像領域にわたり選択された位相エンコード勾配を前記勾配コイルに印加させる勾配コントローラ22を制御する。スキャンコントローラ20は、磁気共鳴励起及び操作B<sub>1</sub>パルスを前記全身又は局所RFコイルに生成させるRF送信器24をも制御する。前記スキャンコントローラは、磁気共鳴信号を受信するように、RFコイル18、及び/又は検査領域14内に配置された専用受信コイル18'に接続されたRF受信器26をも制御する。並列システムにおいて、RF受信器26は、複数の受信器又は複数の受信チャンネルを持つ単一の受信器を含み、各受信チャンネルは、前記アセンブリの少なくとも1つの対応するコイル素子18に動作可能に接続される。例えば、35の送信器を持つ32のコイル素子は、32の送信チャンネル及び32の受信チャンネルを規定することができる32の対応する受信器を持つ32のコイル素子を提供することができる。

20

#### 【0019】

前記受信器チャンネルからの受信されたデータは、一時的にデータバッファ28に記憶され、磁気共鳴データプロセッサ30により処理される。前記磁気共鳴データプロセッサは、画像再構成、磁気共鳴分光処理、及びカテータル又は介入機器位置特定等を含む、当技術分野において既知である様々な機能を実行することができる。再構成された磁気共鳴画像、分光リードアウト、介入機器位置情報、及び他の処理されたMRデータは、グラフィックユーザインタフェース32上に表示される。グラフィックユーザインタフェース32は、臨床医がスキャンシーケンス及びプロトコル等を選択するようにスキャンコントローラを制御するのに使用することができるユーザ入力装置をも含む。

30

#### 【0020】

k-tFOCAL未決定系解法(k-tFOCUS)のような単一のチャンネル及び一般化自動較正部分並列取得(GRAPPA)、データコンポリューション及び結合演算(COCoA)、直接仮想コイル(DVC)、合成ターゲット(ST)、又は連続コンポリューション演算に基づく並列再構成(BOSCO)等のようなチャンネル毎の再構成技術は、並列イメージング(PI)及び部分並列イメージング(PPi)技術の速度を改善するように開発されている。前記技術は、典型的には勾配コイル16を用いて勾配コントローラ22により決定される空間符号化情報を、前記RFコイルアレイに含まれる空間情報で置き換えることを含み、例えば位置、向き、サイズ及び形状のような各コイル素子の特徴が、前記受信されたMR信号に組み込まれる。

40

#### 【0021】

部分並列イメージング技術において、取得された位相符号化ラインの一部のみが、従来の並列取得と比較される。上述の再構成技術の1つは、欠けているデータを再構成するように前記取得されたデータセットに適用され、結果としてフルk空間データセット及びフルFOV画像を生じる。これらPI及びPPi再構成技術等の問題は、RF受信器26チャンネルの数が増加し、したがって再構成時間を増加することである。k-tFOCUSのような単一チャンネル技術において、再構成時間は、各チャンネルカウントに対して線形に増加する。GRAPPA及びCoCoAのようなチャンネル毎の技術に対して、再構成時間は、二次で増加する。例えば、32チャンネルコイルアレイは、8チャンネルコイルアレイよ

50

り16倍長くかかりうる。

【0022】

磁気共鳴データプロセッサ30は、図2と併せて説明される前記方法を実行するようにプログラムされた1つ又は複数のプロセッサを含む。概説するならば、磁気共鳴データプロセッサ30は、再構成されるべきチャンネルの数を減少させるように前記受信チャンネルの一部又は全てを圧縮又は結合するチャンネル圧縮ユニット40を含み、これは処理時間を減少させる。しかしながら、前記チャンネル圧縮ユニットにより生成される画像又は基本データは、典型的には誤差又はアーチファクトを被る。相対的感度マップ生成器42は、前記受信チャンネルの各々の相対的感度を示す相対的感度マップを決定する。これは、典型的には前記感度マップを用いて生成される自動較正信号(ACS)を使用することにより容易化されることができる。例えば、一部の再構成技術において、直流又はDC成分は、前記相対的感度マップを生成する基礎として使用されることができる。前記相対的感度マップは、例えば欠けているデータ点に対して元の無圧縮データを代わりに使用することにより、前記圧縮プロセスにおいて失われた情報を補正するように前記チャンネル圧縮ユニットからのk空間又は画像空間データを補正するのに前記相対的感度マップを使用するデータ補正/拡張ユニット44により使用される。例えば、前記データ補正/拡張ユニットは、前記チャンネル圧縮ユニットからの減少された数のチャンネルを元の数の受信チャンネル又は少なくともより多数の受信チャンネルに拡張することができる。最終再構成ユニット46は、画像メモリ48に記憶される画像表現に前記補正/拡張されたデータを再構成する。

10

【0023】

図2を参照すると、元のNのチャンネルのデータ、例えば $N = 32$ 、は、 $N'$ のチャンネル、例えば $N' = 24$ の結合されたデータ64を生成するように主成分分析(PCA)ユニット、ルーチン又は手段66により処理される。ユニット、ルーチン又は手段66は、前記チャンネルのサブセットを選択する。例えば、最大の固有値を持つMのチャンネルが選択される。例えば、元の32のチャンネルは、12のチャンネル、6のチャンネル、及び一部の実施例において1つのチャンネルに減少されることができる。これは、結果としてMの部分k空間ソースチャンネル68を生じる。前記Mの部分k空間ソースチャンネルは、仮想複合コイルからの入力と見なされることができる。

20

【0024】

k-t FOCUS又はGRAPPA又は他の部分並列再構成技術は、マルチチャンネル再構成ユニット、ルーチン又は手段70により実施される。並列再構成ユニット、ルーチン又は手段70は、フルk空間データセットを作成するように前記Mのソースチャンネルからのデータを結合、内挿及び外挿するユニット、ルーチン又は手段72を含む。前記フルk空間データセットは、再構成ユニット、ルーチン又は手段74により、 $M'$ のフル画像76に再構成される。 $M'$ は、Mと同じであることができ、又は二段圧縮に対して、 $M'$ は、Mより小さいことができる。例えば、32の元の受信チャンネルは、データ処理時間を減少させるように12のソースチャンネルに圧縮され、8のチャンネル又は8の画像に再構成されることができる。例えば、k空間データラインの数及び/又は各k空間データライン内のデータ点の数は、数学的演算の数を減少させるように減少されることができる。

30

【0025】

計算ユニット、ルーチン又は手段80は、 $N'$ の結合されたデータチャンネルに対して相対的感度マップを生成する。前記相対的感度マップは、Nの相対的感度マップ82を決定するのに基準点として各感度マップのDC成分を使用して各コイル素子に対するセットアップ中に以前に生成された感度マップから計算されることができる。代替実施例において、Nの相対的感度マップは、元のNのチャンネルから生成される。

40

【0026】

フーリエ変換/投影器ユニット、ルーチン又は手段90は、前記 $N'$ のチャンネルに対応する、 $N'$ の再作成されたk空間データセット92を生成するように $N'$ の相対的感度マップ82の各々により各点乗算された $M'$ のフル画像のフーリエ変換に対して前記 $N'$ の相対的感度マップを使用する。結合ユニット、ルーチン又は手段94は、前記 $N'$ の結合され

50

たデータセット又はチャンネルの各々を前記再作成されたN'のデータセットの対応するものと結合する。より具体的には、再作成されたk空間データセット92の各々において、対応するチャンネルから実際に利用可能であるデータ値が、対応する再作成されたデータ値に対して置換される。場合によっては、前記再作成されたk空間データセットは、欠けているかもしれない。kのように、N'の置換されたフルk空間データセット96が、生成される。

【0027】

再構成ユニット、ルーチン又は手段100は、N'の部分画像を生成するように前記N'の置換されたk空間データセットの各々を再構成する。画像結合ユニット、ルーチン又は手段104は、フル画像106を生成するように前記N'のk空間データセットを結合する。

10

【0028】

図3を参照すると、k空間信号の一部が、モーションアーチファクトを受けている場合、前記相対的感度マップは、同様にアーチファクトを受けていることができる。この結果、運動補正技術を使用することが有利である。元のNチャンネルデータ60は、N'のチャンネルの結合されたデータ64'を生成するように主成分分析ユニット、ルーチン又は手段62で処理される。代わりに、N'の結合されたチャンネルが、開始点として使用される。

【0029】

ユニット、ルーチン又は手段110は、大きな固有値を持つPのソースチャンネル112を生成するように、最大の固有値を持つ前記結合されたチャンネルのPのチャンネル、すなわちモーションアーチファクトの大多数を持つチャンネルを選択する。COCO Aユニット、ルーチン又は手段114は、Pの運動補正されたk空間データセット116を生成するようにチャンネル毎のk空間コンボリューションを使用するデータコンボリューション又は結合演算運動補正技術を使用する。その一方で、小さい固有ベクトルを持つN'-Pのチャンネル118は、あまりモーションアーチファクトを受けておらず、信頼できない相対的感度マップを持ち、したがって、運動に対して補正されない。結合ユニット、ルーチン又は手段120は、N'のチャンネル122を生成するようにPの運動補正されたチャンネル116を、小さい固有ベクトルを持つN'-Pのチャンネルと結合する。最小の固有値を持つこれらの結合されたチャンネルは、追加の処理(120)なしで最終再構成(100)において直接的に使用されることができる。

20

30

【0030】

ユニット、ルーチン又は手段124は、図2の方法を実行する。ユニット、ルーチン又は手段124は、情報のほとんどを少数のチャンネルに圧縮するようにチャンネル結合を実行する。1つ又は少数の前記圧縮されたチャンネルは、仮想コイルを生成するのに使用され、結合されたチャンネルの数は、コイル幾何構成及び関心領域により決定される。チャンネル毎の再構成アルゴリズムは、前記仮想コイルを構成するように一つずつ前記圧縮されたチャンネルに適用される。これらの圧縮されたチャンネルの再構成は、仮想複合コイルフル画像76を生成するように一緒に結合される。個別のチャンネルの相対的感度マップ82が、計算される。仮想的複合コイル画像76の再構成は、取得されたデータの全てを再作成されたk空間データセットに挿入94するように、フーリエ変換され、各個別のチャンネルに対してk空間に逆投影90される。最終画像160は、全てのチャンネルから再構成された画像102の結合104である。

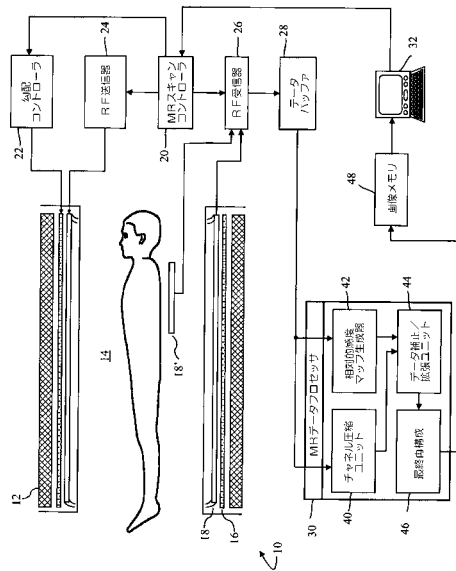
40

【0031】

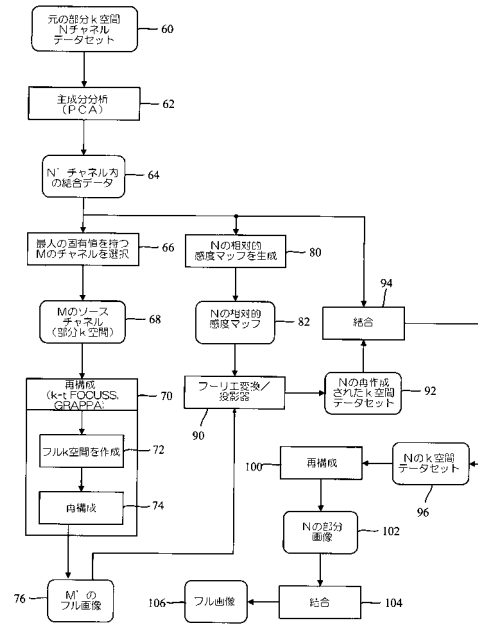
本発明は、好適な実施例を参照して説明されている。修正例及び変更例は、先行する詳細な説明を読み、理解すると他者が思いつきうる。本発明が、添付の請求項又は同等物の範囲に入る限り全てのこのような修正例及び変更例を含むと解釈されることが意図される。

。

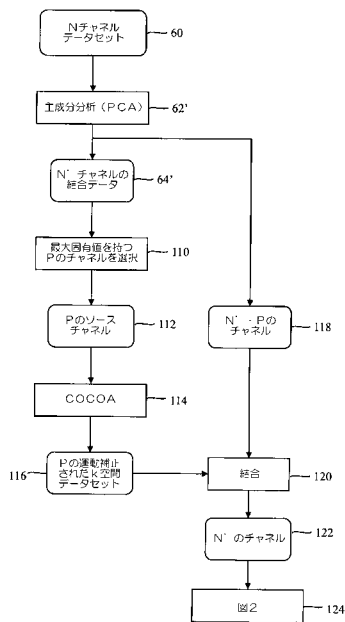
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2012/051265
---

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. G01R33/561 ADD. G01R33/565		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> 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, MEDLINE, WPI Data		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2005/100202 A1 (HUANG FENG [US]) 12 May 2005 (2005-05-12)	1-18,20
Y	paragraphs [0004], [0031], [0043] - [0048], [0106] - [0114] -----	19
Y	FENG HUANG ET AL: "Data Convolution and Combination Operation (COCOA) for Motion Ghost Artifacts Reduction", MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE JOHN WILEY & SONS INC. USA, vol. 64, no. 1, July 2010 (2010-07), pages 157-166, XP002679125, ISSN: 0740-3194 the whole document ----- -/--	19
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" 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
4 July 2012		19/07/2012
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer  Skalla, Jörg

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2012/051265

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>HUANG ET AL: "A software channel compression technique for faster reconstruction with many channels", MAGNETIC RESONANCE IMAGING, ELSEVIER SCIENCE, TARRYTOWN, NY, US, vol. 26, no. 1, 1 January 2008 (2008-01-01), pages 133-141, XP022455472, ISSN: 0730-725X, DOI: 10.1016/J.MRI.2007.04.010 the whole document</p> <p>-----</p>	1,10,11, 20
X,P	<p>HUANG FENG ET AL: "A hybrid method for more efficient channel-by-channel reconstruction with many channels", MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, vol. 67, no. 3, March 2012 (2012-03), pages 835-843 URL, XP055027324, the whole document</p> <p>-----</p>	1-20
X,P	<p>HUANG F. ET AL.: "Compressed Sensing with Compressed Channels", PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, 19TH ANNUAL MEETING PROCEEDINGS, 9 May 2011 (2011-05-09), page 2859, XP002679126, Montréal, Québec, Canada the whole document</p> <p>-----</p>	1,10,11, 20
X,P	<p>HUANG F. ET AL.: "Flexible Virtual Coils (FVC) for Faster Channel-by-Channel Partially Parallel Imaging", PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL SOCIETY FOR MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, 19TH ANNUAL PROCEEDINGS, 9 May 2011 (2011-05-09), page 2877, XP002679127, Montréal, Québec, Canada the whole document</p> <p>-----</p>	1,10,11, 20

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No  
PCT/IB2012/051265

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2005100202 A1	12-05-2005	US 2005100202 A1	12-05-2005
		WO 2005047919 A1	26-05-2005
-----			

## 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, MD, RU, T  
J, 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, R  
O, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,  
BB, BG, BH, 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, HR, H  
U, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, 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, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US,  
UZ, VC, VN

(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

Fターム(参考) 4C096 AA20 AB12 AB15 AB26 AB39 AD06 AD12 BA50 CC06 CC08  
DA04 DA14 DA30