

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6857666号  
(P6857666)

(45) 発行日 令和3年4月14日(2021.4.14)

(24) 登録日 令和3年3月24日(2021.3.24)

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

請求項の数 15 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2018-546603 (P2018-546603)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成29年3月14日 (2017.3.14)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65) 公表番号	特表2019-508156 (P2019-508156A)		ヴェ
(43) 公表日	平成31年3月28日 (2019.3.28)		KONINKLIJKE PHILIPS
(86) 国際出願番号	PCT/EP2017/055884		N. V.
(87) 国際公開番号	W02017/157872		オランダ国 5656 アーヘー アイン
(87) 国際公開日	平成29年9月21日 (2017.9.21)		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
審査請求日	令和2年3月9日 (2020.3.9)		2
(31) 優先権主張番号	16160198.4	(74) 代理人	100122769
(32) 優先日	平成28年3月14日 (2016.3.14)		弁理士 笛田 秀仙
(33) 優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁 (EP)	(74) 代理人	100163809
			弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 動く対象の磁化率マッピング

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁気共鳴イメージングシステムであって、  
 動く対象からデータを取得するための磁気共鳴イメージング装置であって、前記対象は、胎児又は胎児の一部のようなそれ自身で動いている、磁気共鳴イメージング装置と、  
 前記動く対象の画像を生成する画像生成器と、  
 を有し、

前記磁気共鳴イメージング装置は、前記対象の自然な動きを利用して、磁化方向  $B_0$  に対する前記対象の個々の異なる向きにおいて前記対象からデータを取得するように構成され、

前記画像生成器は、

個々のデータ取得中、前記対象の位置及び/又は向きを決定し、前記対象の前記自然な動きを利用して、欠けているデータを完成し；

前記個々の異なる向きについて、前記取得されたデータから位相画像を再構成し；

再構成された位相画像に基づいて磁化率マップを生成する処理であって、複数の向きのサンプリングを使用して磁化率を計算するアプローチ又は前記対象の個々の異なる位置及び/又は向きを使用する任意の他のアプローチに従って計算を実施して、前記対象の決定された位置及び/又は向きを使用して、定量的磁化率マッピングの逆問題の不良設定性を解消する、処理を行う、  
 磁気共鳴イメージングシステム。

## 【請求項 2】

前記画像生成器は、前記対象が予め決められた厚さの液体及び／又は固体の物質によって完全に包囲されているかどうか決定する、請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

## 【請求項 3】

前記画像生成器は、前記対象の期待される平均磁化率と包囲する物質の期待される平均磁化率との間の磁化率の差が予め決められた最大の磁化率差を下回るかどうか決定する、請求項 2 に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

## 【請求項 4】

前記画像生成器は、前記取得されたデータから位相画像を再構成する際、前記対象の局所的磁化率ソースに関連しない位相コンポーネントを除去するためにバックグラウンドフィールド除去を実施する、請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

10

## 【請求項 5】

前記対象が前記予め決められた厚さの物質によって完全に包囲されていると前記画像生成器が決定する場合、前記画像生成器は、バックグラウンドフィールド除去の努力を低減し、又はバックグラウンドフィールド除去をスキップする、請求項 4 に記載の磁気共鳴イメージングシステム。

## 【請求項 6】

前記バックグラウンドフィールド除去は球面調和関数に基づく、請求項 4 又は 5 に記載のシステム。

20

## 【請求項 7】

前記画像生成器は、前記動く対象の位置及び／又は向きを決定するためにナビゲータ又は他の標準磁気共鳴動き検出技法を使用する、請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載のシステム。

## 【請求項 8】

動く対象の磁気共鳴イメージング方法であって、前記対象は、胎児のようなそれ自身動くものであり、前記方法が、

磁気共鳴イメージング装置を使用して前記対象からデータを取得するステップであって、前記データは、前記対象の自然な動きを利用して、磁化方向  $B_0$  に対する前記対象の個々の異なる位置において取得される、ステップと、

30

個々のデータ取得中、前記対象の前記位置及び／又は向きを決定し、前記対象の自然な動きを利用して、欠けているデータを完成させるステップと、

前記取得されたデータから位相画像を再構成するステップと、

前記再構成された位相画像に基づいて磁化率マップを生成するステップであって、前記対象の決定される位置及び／又は向きは、「複数の向きのサンプリングを使用する磁化率計算」アプローチ又は任意の他のアプローチに従う計算を実施するために使用され、前記対象の個々の異なる位置及び／又は向きを使用して、定量的磁化率マッピングの逆問題の不良設定性を解消する、ステップと、

を有する方法。

40

## 【請求項 9】

前記決定するステップは更に、前記対象が予め決められた厚さの液体及び／又は固体の物質によって完全に包囲されているかどうか決定することを含む、請求項 8 に記載の方法。

## 【請求項 10】

前記決定するステップは更に、前記対象の期待される平均磁化率と包囲する物質の期待される平均磁化率との間の磁化率差が予め決められた最大磁化率差を下回るかどうか決定することを含む、請求項 8 又は 9 に記載の方法。

## 【請求項 11】

前記再構成するステップは、前記対象の局所的磁化率ソースに関連しない位相コンポー

50

ネットを除去するためのバックグラウンドフィールド除去を含む、請求項 8 乃至 10 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 12】

前記対象が予め決められた厚さの液体及び/又は固体の物質によって完全に包囲されていると前記画像生成器が決定した場合、前記バックグラウンドフィールド除去の努力が低減され、又は前記バックグラウンドフィールド除去がスキップされる、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

前記バックグラウンドフィールド除去が球面調和関数に基づく、請求項 11 又は 12 に記載の方法。

10

【請求項 14】

ナビゲータ又は別の標準の MR 動き検出技法が、前記動く対象の位置及び/又は向きを決定するために使用される、請求項 8 乃至 13 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 15】

請求項 8 乃至 14 の何れか 1 項に記載の方法のステップをコンピュータに実行させるコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴イメージングシステムであって、対象からデータを取得する磁気共鳴イメージング装置と対象の画像を生成する画像生成器とを有する磁気共鳴イメージングシステムに関する。本発明は更に、対象の画像を生成する対応する方法に関する。

20

【背景技術】

【0002】

定量的磁化率マッピング (Quantitative Susceptibility Mapping、QSM) は、従来の感受性加重イメージングと異なる、磁気共鳴イメージング (MRI) の新しいコントラストメカニズムを提供する。よって、定量的磁化率マッピング (QSM) は、脳構造、特に脳の鉄及びミエリンを調べるための有望な技法としてすでに知られている。QSM のボクセル強度は、基礎をなす組織の見かけ磁化率に線形比例する。磁化率は、よく理解された変換を通じて MRI の観察された位相シフトにマッピングされることができ、逆問題、すなわち位相からの の評価は、順変換のフーリエ空間における円錐表面上においてゼロであるため不良設定である。それゆえ、 の逆問題は、付加の正則化から利益を得、これは一般に、不良設定問題を解く又はオーバーフィッティングを防ぐために、付加の情報を導入することを伴うアプローチである。

30

【0003】

米国特許第2012/0321162A1号公報は、磁気共鳴イメージングシステムを示しており、磁気共鳴イメージングシステムは、人間の脳構造のような対象からデータを取得する磁気共鳴イメージング装置と、QSMを適用して対象の画像を生成する画像生成器と、を有する。

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

その一方で、胎児のイメージングは、競合するモダリティと比較して子宮の胎児の改善された診断可能性のために磁気共鳴イメージング (MRI) の今後の応用である。これに関連して、例えば拡散テンソルイメージング (DTI) 又はリラクソメトリ (relaxometry) のようないくつかの MR コントラストが成功裏に取得されている。学術論文 S. Jiang et al. "Diffusion Tensor Imaging (DTI) of the Brain in Moving Subjects: Application to In-Utero Fetal and Ex-Utero Studies" Magnetic Resonance in Medicine 62:645 -655 (2009) は、子宮内の胎児の脳の発達をマッピングする拡散テンソルイメージングの使用について述べている。

50

## 【0005】

本発明の目的は、動く対象の画像を生成するのに適したMRIシステム及び対応するMRI方法を提供することである。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0006】

この目的は、独立請求項の特徴によって達成される。従属請求項は、本発明の有利な実施形態を詳述する。

## 【0007】

本発明に記載のさまざまな実施形態によれば、磁気共鳴イメージングシステムは、動く対象からデータを取得するための磁気共鳴イメージング装置（MRI装置）と、前記動く対象の画像を生成するための画像生成器と、を有し、磁気共鳴イメージング装置は、対象の動きを利用して、磁化方向 $B_0$ に対する対象のそれぞれ異なる位置（又は向き）において、該対象からデータを取得するように構成され、画像生成器は、(i)個々のデータ取得の最中、前記対象の位置及び/又は向きを決定し、(ii)取得されたデータから位相画像を再構成し、(iii)再構成された位相画像に基づいて（定量的）磁化率マップを生成する、ように構成される。概して、画像生成器は、プロセッサ、メモリ、及びプロセッサ上で実行するように構成されるアプリケーションのような通常のコンポーネントを有するコンピューティング装置を有する。多くの場合、画像生成器は、磁化率マップに基づいて、動く対象の画像を生成するように構成される。原則的に、任意の3D勾配エコーシーケンスが、データ取得のために使用されることができる。実際、やや長いエコー時間を有する高解像度イメージングが、十分な磁化率効果を得るために好ましい。生成された磁化率マップは、対象の3次元磁化率分布を提供する。本発明の実施形態による磁気共鳴イメージングシステムは、QSMの逆問題の不良設定性を解消するために、対象のそれぞれ異なる位置を使用する。QSMの逆問題は、 $k$ 空間の特定の領域における不良設定であり、この場合、双極子再構成カーネルはゼロである。この問題を解くために、幾つかの（画像ベースの）正則化アプローチが提案されている。1つのアプローチは、「複数向きサンプリングを使用した磁化率の計算（calculation of susceptibility using multiple orientation sampling）」（COSMOS）方法であり、例えばT. Liu et al.: "Calculation of susceptibility through multiple orientation sampling (OSMOS): a method for conditioning the inverse problem from measured magnetic field map to susceptibility source image in MRI"; Magn Reson Med. 2009 Jan; 61(1): 196-204 Lに記載されている。

## 【0008】

このアプローチは、磁化率を定量的にマッピングするについてロバスト且つ正確である。画像生成器は、これらのアプローチの1つを実現するために構成される。しかしながら、QSMの逆問題の不良設定性に対処する理想的な方法は、 $B_0$ に関して関心のある対象を回転させながら反復的に測定することである。誤解を避けるために言及すると、複数の向きのサンプリングを使用した磁化率の計算（calculation of susceptibility using multiple orientation sampling）（COSMOS）は、磁化方向 $B_0$ に対する対象のさまざまな異なる向きを利用するものとして解釈されるべきである。Liu他によって開示される方法の他の態様は、ここに開示される方法の実施にとって重要ではない。例えば、ここに開示される方法は、シングルエコー取得によって実施されることができる。マルチエコー取得は必要でない。

## 【0009】

この技術に基づくMRIコントラスト生成及びQSM技術の基本は、上述した米国特許第2012/0321162A1号公報に述べられている（例えば、位相と磁化率の間のフーリエ関係、 $k$ 空間分割による磁化率マッピング、適応的な位相ラップに対し非感受性のバックグラウンド除去、及びマルチエコーインターリーブド画像取得）。

## 【0010】

概して、対象である患者/人は、COSMOS計算のためにスキャンごとに位置を変え

10

20

30

40

50

るように促され、それは「外側から影響を与えられる」前記対象の移動をもたらす。この場合、動く対象は、好適には外部（例えばそれ自体によって）から影響を受けずに動く対象である。ほとんど影響され得ない動きを行う対象は、特に胎児又は前記胎児の一部、好適には前記胎児の脳である。（大人の）患者の場合、 $B_0$ に対する回転のレンジは、一般に磁気共鳴イメージング装置によって制限される。しかしながら、胎児の脳イメージングの場合、胎児の自然な動きが、欠けているデータを完成させるために利用されることができ、本発明の本態様を適用するための妊娠の最適なフェーズは、子宮内で自由に回転する胎児の能力（すなわち、好ましい妊娠期間のより早期のフェーズ）と胎児の脳の成熟（すなわち、妊娠期間の後半のフェーズが好ましい）との間のトレードオフである。

【0011】

10

動きは、QSMの逆問題の不良設定性を解消するために利用されることができ、他方で、動きは、それが対象の特定の向きにおける画像取得の最中に生じる場合、画像品質に負の影響を与えることがある。しかしながら、幸いなことに、この問題に対処するために開発された多くの技法が、MRI分野において知られている。このような技法の例は、動きが無視されることができ、イメージングを加速すること、及び/又は、リアルタイムに動きを検出し、影響を及ぼされるk空間ラインをスキップすること、及び/又は、リアルタイムに動きを検出し、動き状態に従ってk空間ラインのある適切なグループ化を実施することである。

【0012】

20

外側からほとんど影響され得ない動きの別の例は、心臓によって与えられる。心臓周期の最中の心筋（又はhの一部）のさまざまな異なる回転位置は、胎動と同様に本発明において記述されるQSM再構成のために利用されることができ、心臓周期の最中、心臓はその形状を変化させる。従って、本発明の実施形態によれば、心臓の特定の部分は、心臓周期の最中、個々の異なる時点から識別され、マッピングされる。生成される磁化率マップは、心臓の部分の中の特定の識別された部分を含む。

【0013】

本発明の一実施形態によれば、動く対象は、好適には、液体及び/又は固体の物質によって包囲される。対象の期待される平均磁化率は、空気の磁化率よりも、前記包囲物質の期待される平均磁化率と同じである。

【0014】

30

本発明の好適な実施形態によれば、画像生成器は、対象が予め決められた厚さの液体及び/又は固体の物質（特にヒト組織）によって完全に包囲されているかどうかを判定するように構成される。

【0015】

本発明の他の好適な実施形態によれば、画像生成器は、対象の期待される平均磁化率と周囲物質の期待される平均磁化率との間の磁化率の差が予め決められた最大の磁化率差を下回るかどうかを決定するように構成される。

【0016】

本発明の更に別の好適な実施形態によれば、画像生成器は、取得されたデータから位相画像を再構成する際に対象の局所的磁化率ソースに関連しない位相コンポーネントを除去するためにバックグラウンドフィールド除去を実施するように構成される。好適には、バックグラウンドフィールド除去は、球面調和関数に基づく。

40

【0017】

本発明の更に別の好適な実施形態によれば、画像生成器は、ナビゲータ又は別の標準MR動き検出技法を使用して、動く対象の位置及び/又は向きを決定するように構成される。ナビゲータのような標準のMR動き検出方法は、胎児の位置及び向きを追跡するために適用されることができ、

【0018】

イメージングは、例えば、個別のスライスの高解像度のアーチファクトフリーな画像が収集されることを可能にする高速シングルショットシーケンスを使用して、実施されるこ

50

とができる。その後、シングルショット画像のスタックは、各々の向きについて、スライスからボリュームへの再構成により脳の首尾一貫したボリュームメトリック表現を提供するために、事後取得としてアラインし直されることができる。

【0019】

本発明のさまざまな実施形態によれば、動く対象の画像を生成する方法は、以下のステップを有する：

【0020】

ステップ1：磁気共鳴イメージング装置を使用して対象からデータを取得するステップ。データは、対象の動きを利用して、磁化方向  $B_0$  に対する前記対象の異なる位置（向き）において取得される；

10

【0021】

ステップ2：個々のデータ取得の最中、前記対象の位置及び/又は向きを決定するステップ；

【0022】

ステップ3：取得されたデータから位相画像を再構成するステップ；及び

【0023】

ステップ4：再構成された位相画像に基づいて磁化率マップを生成するステップ。対象の個々の異なる位置及び/又は向きが、QSMの逆問題の不良設定性を解消するために使用され、すなわち、対象（14）の個々の異なる位置及び/又は向きを使用して逆問題の前記不良設定性を解消するために適切なアプローチを実施することによって、磁化率マップを生成する。

20

【0024】

多くの場合、方法は、前記磁化率マップに基づいて、（特定のパースペクティブから）動く対象の実際の画像を生成する更なるステップ5を有する。

【0025】

本発明の好適な実施形態によれば、決定するステップ2は、更に、対象が予め決められた厚さの液体及び/又は固体の物質によって完全に包囲されているかどうか決定することを含む。

【0026】

本発明の別の好適な実施形態によれば、決定するステップ2は、更に、対象の期待される平均磁化率と包囲している物質の期待される平均磁化率との間の磁化率差が予め決められた最大の磁化率差を下回るかどうか決定することを含む。

30

【0027】

本発明の更に別の好適な実施形態によれば、方法の再構成するステップ3は、対象の局所的磁化率ソースに関連しない位相コンポーネントを除去するためにバックグラウンドフィールド除去を含む。好適には、バックグラウンドフィールド除去は、球面調和関数に基づく。

【0028】

本発明の別の好適な実施形態によれば、画像生成器が、対象が予め決められた厚さの液体及び/又は固体の物質によって完全に包囲されていると決定する場合、バックグラウンドフィールド除去ステップの努力が低減され、又はバックグラウンドフィールド除去がスキップされる。

40

【0029】

標準QSM再構成における重要なステップは、不所望の位相コンポーネント、すなわち、診断上重要な発信元とは関係ない位相コンポーネント、の除去である。主要な不所望の位相コンポーネントは、空気/組織の境界から生じる。この空気/組織の境界までの距離は、大人の脳よりも胎児のほうが非常に大きい。児頭を囲む羊膜液は、小さい磁化率不連続性のみを与え、それゆえ、不所望の位相コンポーネントを減少させ、バックグラウンドフィールド除去の問題を軽減する。最適のケース（最適な胎児位置）では、バックグラウンドフィールド除去は、完全にスキップされることができる。他のケース（最適でない胎

50

児位置)では、胎児の脳は、バックグラウンドフィールドを無視するにはあまりに、外気に近く又は母体の肺に近い。しかしながら、これらの場合、球面調和関数に基づくバックグラウンドフィールド除去が十分でありえ、かかる除去は、S H A R P (Sophisticated Harmonic Artifact Reduction on Phase data、位相データにおける洗練された高調波アーチファクト低減)又はP D F (Projection onto Dipole Fields、双極子場への投影)のようなバックグラウンドフィールド除去のための従来の方法より安定しており且つ高速である。

【0030】

本発明の更に別の好適な実施形態によれば、ナビゲータ又は別の標準のMR動き検出技法が、動く対象の位置及び/又は向きを決定するために使用される。

10

【0031】

本発明は更に、磁気共鳴イメージングシステムのコンピューティング装置上で上述した方法を実行するためのコンピュータプログラム製品に関連する。

【0032】

本発明のこれらの及び他の見地は、以下に記述される実施形態から明らかになり、それらを参照して説明される。

【図面の簡単な説明】

【0033】

【図1】MRIシステムを示す概略図。

【図2】対象の磁気共鳴イメージングのための対応するプロシージャを示すフローチャート。

20

【発明を実施するための形態】

【0034】

図1は、本発明の実施形態により、磁気共鳴イメージング(MRI)システム10を示すブロック図である。図1を参照して、システム10は、MRI装置12を有する。MRI装置12は、液体及び/又は固体な物質15によって完全に包囲された動く対象14の画像をスキャンし、収集するように構成されることができる。イメージングされる対象の例は、胎児の脳組織、腎臓組織、肝臓組織、心臓組織及び任意の他の身体組織を含むが、これに限定されるものではない。MRIシステム10は更に、コンピューティング装置16を有する。このコンピューティング装置16は、プロセッサ18、メモリ20、及びプロセッサ18上で実行されるように構成される物体インタラクションアプリケーション22を有することができる。図示されるMRIシステム10は更に、例えば、ディスプレイ26上に画像を表示し、キーボード28のようなユーザ入力装置を通じてユーザ入力を受け取るように構成される画像生成器のようなユーザインタフェース24を有する。コンピューティング装置16及びユーザインタフェース24は一緒に、システム10の画像生成器30を形成する。

30

【0035】

図2は、動く対象14の磁気共鳴イメージングのための対応するプロシージャのフローチャートを示す。プロシージャは、開始ポイントSから始まり、5つのプロセスステップ(S1-S5)を受け、終了ポイントEにおいて終了する。

40

【0036】

ステップS1において、磁気共鳴イメージング装置12は、好適には、子宮内の胎児の脳である対象14から、データを取得するために使用される。データは、MRI装置12によって生成される磁界の磁化方向 $B_0$ に対する前記対象14のさまざまな異なる位置(向き)において取得される。位置の少なくとも幾つかの間の動きが、対象14自身の動きによって引き起こされる。この動きは、外側から影響を及ぼされない。

【0037】

ステップS2において、個々のデータ取得中の前記対象14の位置及び/又は向きが、ナビゲータ又は別の標準MR動き検出技法を用いて決定される。加えて、ステップS2において、対象14が、予め決められた厚さの液体及び/又は固体の物質15(すなわち、

50

ヒト組織)によって完全に包囲されているかどうか決定される。更に、この包囲する組織の期待される平均磁化率が、ターゲット器官の期待される平均磁化率に対し差を有するかどうか、その差が予め決められた最大磁化率差を下回るかどうか、決定される(例えば、胎児脳と羊膜液の間の期待される平均磁化率の差が、予め決められた最大磁化率差を下回るが、胎児脳と母体肺組織の間の期待される平均磁化率の差が予め決められた最大磁化率差を上回る)。

【0038】

ステップS3において、取得されたデータから、位相画像が再構成される；再構成するステップS3は、対象の局所的磁化率ソースに関連しない位相コンポーネントを除去するためのバックグラウンドフィールド除去を含むことができる；特に、対象14が予め決められた厚さの物質によって完全に包囲されていると画像生成器30が決定する場合、バックグラウンドフィールド除去の努力が低減され、又はバックグラウンドフィールド除去がスキップされる。

10

【0039】

ステップS4において、再構成された位相画像に基づいて、磁化率マップが生成される；及び

【0040】

ステップS5において、磁化率マップに基づいて、動く対象14の画像が生成される。対象のさまざまな異なる位置及び/又は向きを使用して、COSMOSアプローチに従って計算を実施することによってQSMの逆問題の不良設定性が解消される。

20

【0041】

本発明は、図面及び上述の記述において詳しく図示され記述されているが、このような図示及び記述は、制限的なものではなく、説明的又は例示的なものとして考えられるべきである。本発明は、開示される実施形態に制限されない。開示される実施形態に対する他の変更例は、図面、開示及び添付の請求項の検討から、請求項に記載される本発明を実施する際に当業者によって理解され、実現されることができる。請求項において、「有する、含む(comprising)」という語は、他の構成要素又はステップを除外せず、不定冠詞「a」又は「an」は、複数性を除外しない。特定の手段が相互に異なる従属請求項に列挙されているという単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されることができないことを示さない。請求項における任意の参照符号は、請求項の範囲を制限するものとして解釈されるべきでない。

30

【図1】

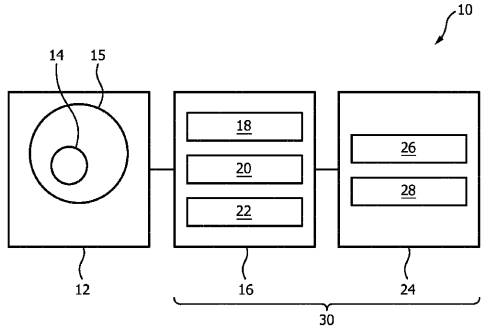
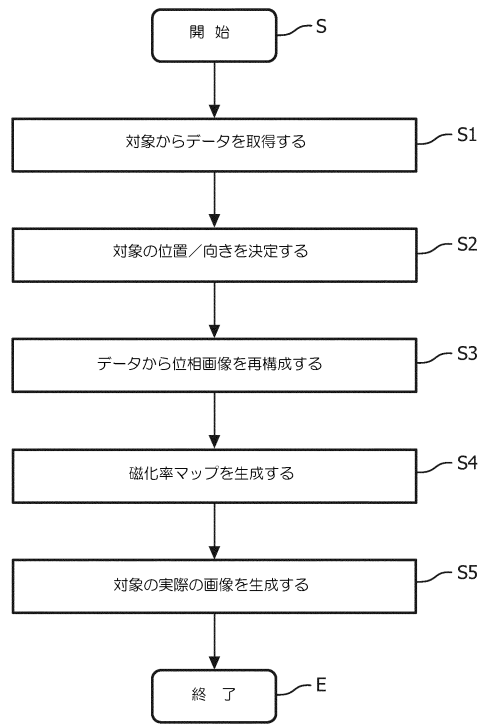


FIG. 1

【図2】



## フロントページの続き

- (72)発明者 カッチャー ウルリッヒ  
オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5
- (72)発明者 メイネケ ヤン ヤコブ  
オランダ国 5656 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

審査官 伊知地 和之

- (56)参考文献 国際公開第2014/057716(WO, A1)  
米国特許出願公開第2012/0321162(US, A1)  
特開2009-068943(JP, A)  
米国特許出願公開第2009/0066333(US, A1)  
Tian Liu et al., "Calculation of Susceptibility Through Multiple Orientation Sampling(COSMOS): A Method for Conditioning the Inverse Problem From Measured Mgnetic Field Map to Susceptibility Source Image in MRI", Magnetic Resonance in Medicine, 2009年, Vol.61, pp.196-204  
Biligic Berkin et al., "Sparse Methods for Quantitative Susceptibility Mapping", Proc. SPIE, Wavelets and Sparsity XVI, 2015年 9月11日, Vol.9597, pp.959711-1~959711-10

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055  
PubMed