

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014 年 5 月 1 日(01.05.2014)



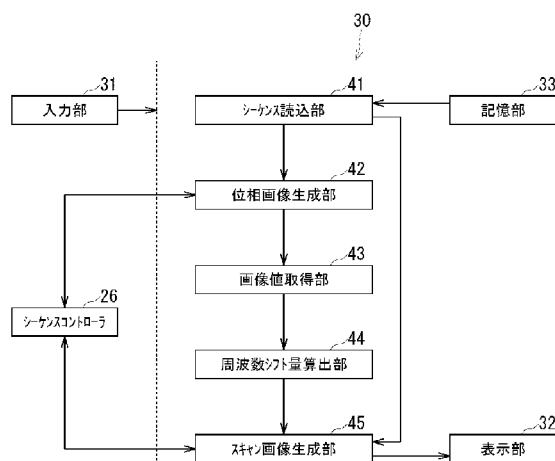
(10) 国際公開番号
WO 2014/065334 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/055 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/078730
- (22) 国際出願日: 2013 年 10 月 23 日(23.10.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2012-237062 2012 年 10 月 26 日(26.10.2012) JP
- (71) 出願人: 株式会社東芝 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 Tokyo (JP). 東芝メディカルシステムズ株式会社 (TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION) [JP/JP]; 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 Tochigi (JP).
- (72) 発明者: 鎌田 光和 (KAMATA, Mitsukazu). 梅田 匡朗 (UMEDA, Masaaki).
- (74) 代理人: 特許業務法人 東京国際特許事務所 (TOKYO INTERNATIONAL PATENT FIRM); 〒1050003 東京都港区西新橋一丁目 1 7 番 1 6 号 宮田ビル 2 階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, 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, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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,

[続葉有]

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING APPARATUS AND METHOD FOR MEASURING FREQUENCY SHIFT

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置および周波数シフト量測定方法



- 26 Sequence controller
31 Input unit
32 Display unit
33 Storage unit
41 Sequence reading unit
42 Phase-image-generating unit
43 Image-value-obtaining unit
44 Frequency-shift-calculating unit
45 Scan-image-generating unit

(57) Abstract: A magnetic resonance imaging apparatus according to an embodiment of the present invention is provided with a phase-image-generating unit (42) for generating a first phase image by carrying out a sequence for applying a bipolar gradient magnetic field pulse, an image-value-obtaining unit (43) for obtaining the image value of the first phase image, and a frequency-shift-calculating unit (44) for finding the frequency shift per unit gradient magnetic field on the basis of the image value of the first phase image and on the magnetic field intensity of the bipolar gradient magnetic field pulse.

(57) 要約: 本発明の一実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置は、双極傾斜磁場パルスを印加するシーケンスを実行することにより第 1 の位相画像を生成する位相画像生成部 42 と、第 1 の位相画像の画像値を取得する画像値取得部 43 と、第 1 の位相画像の画像値と、双極傾斜磁場パルスの磁場強度と、にもとづいて単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量を求める周波数シフト量算出部 44 と、を備えたものである。

WO 2014/065334 A1

WO 2014/065334 A1



NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI 添付公開書類:

(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, — 国際調査報告 (条約第 21 条(3))
MR, NE, SN, TD, TG).

明 細 書

発明の名称：

磁気共鳴イメージング装置および周波数シフト量測定方法

技術分野

[0001] 本発明の実施形態は、磁気共鳴イメージング装置および周波数シフト量測定方法に関する。

背景技術

[0002] 磁気共鳴イメージング（MRI：Magnetic Resonance Imaging）装置は、静磁場中に置かれた被検体の原子核スピンをラーモア周波数のRF信号で磁氣的に励起し、この励起にともなって発生するMR信号から画像を再構成するものである。

[0003] この種のMRI装置においては、画像の画質を低下させる渦電流などの種々の影響を低減することが重要である。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：米国特許出願公開第2006/0022674号明細書

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] ところで、パルスシーケンスの実行や経時的な変化などのさまざまな要因により、MRI装置の静磁場強度が変動する場合がある。一方、静磁場強度と共鳴周波数とは比例関係にある。このため、静磁場強度が変動すると、傾斜磁場印加時に印加量に応じた周波数シフトが発生することにより、中心周波数が増減する場合がある。傾斜磁場コイルの調整状態に応じて変動量は変化するが、この現象により、イメージング中において励起されている原子核の位相が変調を受けるためSNR低下や感度ムラという形で画質が低下する。したがって、周波数シフトが生じる場合には、周波数シフト量を定量的に測定し、周波数シフトによる画質に対する影響を低減させることが好ましい。

[0006] 本発明は、上述した事情を考慮してなされたもので、周波数シフト量を定量的に測定することができる磁気共鳴イメージング装置および周波数シフト量測定方法を提供することを目的とする。

図面の簡単な説明

[0007] [図1]本発明の第1実施形態に係るMRI装置の一構成例を示すブロック図。

[図2]主制御部のCPUによる機能実現部の構成例を示す概略的なブロック図。

。

[図3]周波数シフト量を定量的に測定するために実行されるシーケンスの一例を示す説明図。

[図4]図3に示す第1、第2および第3のシーケンスの期間Iおよび期間IIと、周波数シフト、渦電流および環境ノイズの信号極性との関係の一例を示す説明図。

[図5]第1の周波数シフト量測定方法で周波数シフト量を測定する際の手順の一例を示すフローチャート。

[図6]第2の周波数シフト量測定方法で周波数シフト量を測定する際の手順の一例を示すフローチャート。

[図7]第3の周波数シフト量測定方法で周波数シフト量を測定する際の手順の一例を示すフローチャート。

[図8]第4の周波数シフト量測定方法で周波数シフト量を測定する際の手順の一例を示すフローチャート。

[図9]第1の周波数シフト量補正方法でMR画像から周波数シフトの影響を低減する際の手順の一例を示すフローチャート。

[図10]第2の周波数シフト量補正方法でMR画像から周波数シフトの影響を低減する際の手順の一例を示すフローチャート。

[図11]第3の周波数シフト量補正方法で位相画像から周波数シフトの影響を低減する際の手順の一例を示すフローチャート。

実施形態

[0008] 本発明に係る磁気共鳴イメージング装置および周波数シフト量測定方法の

実施の形態について、添付図面を参照して説明する。

- [0009] 本発明の一実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置は、上述した課題を解決するために、双極傾斜磁場パルスを印加するシーケンスを実行することにより第1の位相画像を生成する位相画像生成部と、第1の位相画像の画像値を取得する画像値取得部と、第1の位相画像の画像値と、双極傾斜磁場パルスの磁場強度と、にもとづいて単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量を求める周波数シフト量算出部と、を備えたものである。
- [0010] 図1は、本発明の第1実施形態に係るMRI装置10の一構成例を示すブロック図である。
- [0011] MRI装置10は、静磁場を形成する筒状の静磁場用磁石11、この静磁場用磁石11の内部に設けられたシムコイル12、傾斜磁場コイルユニット13およびRFコイルユニット14をガントリに内蔵した構成を有する。
- [0012] また、MRI装置10は、制御系20を有する。制御系20は、静磁場電源21、傾斜磁場電源22、シムコイル電源23、送信器24、受信器25、シーケンスコントローラ26および情報処理装置30を有する。
- [0013] 制御系20の傾斜磁場電源22は、X軸傾斜磁場電源22x、Y軸傾斜磁場電源22yおよびZ軸傾斜磁場電源22zを有する。
- [0014] 情報処理装置30は、入力部31、表示部32、記憶部33および主制御部34を有する。
- [0015] 静磁場用磁石11は静磁場電源21と接続され、静磁場電源21から供給された電流により撮像領域に静磁場を形成させる。静磁場用磁石11は超伝導コイルで構成され、励磁の際に静磁場電源21と接続されて電流が供給されるが、一旦励磁された後は非接続状態とされてもよい。なお、静磁場用磁石11は永久磁石で構成されてもよく、この場合静磁場電源21が設けられなくともよい。
- [0016] また、静磁場用磁石11の内側には、同軸上に筒状のシムコイル12が設けられる。シムコイル12はシムコイル電源23と接続され、静磁場が均一化されるようシムコイル電源23からシムコイル12に電流が供給される。

[0017] 傾斜磁場コイルユニット 13 は、X 軸傾斜磁場コイル 13 x、Y 軸傾斜磁場コイル 13 y および Z 軸傾斜磁場コイル 13 z を有し、静磁場用磁石 11 の内部において筒状に形成される。傾斜磁場コイルユニット 13 の内側には寝台 35 が設けられて撮像領域とされ、寝台 35 には被検体 P が載置される。RF コイルユニット 14 はガントリに内蔵されず、寝台 35 や被検体 P 近傍に設けられてもよい。

[0018] また、傾斜磁場コイルユニット 13 は、傾斜磁場電源 22 と接続される。傾斜磁場コイルユニット 13 の X 軸傾斜磁場コイル 13 x、Y 軸傾斜磁場コイル 13 y および Z 軸傾斜磁場コイル 13 z はそれぞれ、傾斜磁場電源 22 の X 軸傾斜磁場電源 22 x、Y 軸傾斜磁場電源 22 y および Z 軸傾斜磁場電源 22 z と接続される。

[0019] X 軸傾斜磁場電源 22 x、Y 軸傾斜磁場電源 22 y および Z 軸傾斜磁場電源 22 z からそれぞれ X 軸傾斜磁場コイル 13 x、Y 軸傾斜磁場コイル 13 y および Z 軸傾斜磁場コイル 13 z に供給された電流により、撮像領域にそれぞれ X 軸方向の傾斜磁場 G_x 、Y 軸方向の傾斜磁場 G_y 、Z 軸方向の傾斜磁場 G_z が形成される。

[0020] RF コイルユニット 14 は、送信器 24 および受信器 25 と接続される。RF コイルユニット 14 は、送信器 24 から高周波信号を受けて被検体 P に送信する機能と、被検体 P 内部の原子核スピンの高周波信号による励起に伴って発生した MR 信号を受信して受信器 25 に与える機能とを有する。

[0021] 制御系 20 のシーケンスコントローラ 26 は、傾斜磁場電源 22、送信器 24 および受信器 25 と接続される。シーケンスコントローラ 26 は、CPU、RAM および ROM をはじめとする記憶媒体などにより構成され、情報処理装置 30 から受けたシーケンス情報を記憶する。シーケンス情報には、傾斜磁場電源 22、送信器 24 および受信器 25 を駆動させるために必要な制御情報、例えば傾斜磁場電源 22 に印加すべきパルス電流の強度や印加時間、印加タイミング等の動作制御情報が含まれる。

[0022] シーケンスコントローラ 26 は、このシーケンス情報に従って傾斜磁場電

源 2 2、送信器 2 4 および受信器 2 5 の動作を制御することにより、たとえば X 軸傾斜磁場 G_x 、Y 軸傾斜磁場 G_y 、Z 軸傾斜磁場 G_z および高周波信号を発生させる。送信器 2 4 は、シーケンスコントローラ 2 6 から受けた制御情報にもとづいて高周波信号を RF コイルユニット 1 4 に与える。また、受信器 2 5 が出力したデジタルデータ (MR 信号) は、シーケンスコントローラ 2 6 を介して情報処理装置 3 0 に与えられる。

[0023] なお、情報処理装置 3 0 の主制御部 3 4 は、シーケンス情報に対して適宜情報を付加するか、あるいはシーケンス情報そのものを書きかえることによって容易にシーケンスコントローラ 2 6 を制御することができる。たとえば、送信 RF パルスの位相を補正する場合、主制御部 3 4 は、その旨の情報をシーケンス情報に対して付加することにより、あるいはその旨の情報を含むようシーケンス情報を修正することにより、シーケンスコントローラ 2 6 を介して送信器 2 4 を制御して送信 RF パルスの位相を補正する。また、受信信号の位相を補正する場合、主制御部 3 4 は、その旨の情報をシーケンス情報に対して付加することにより、あるいはその旨の情報を含むようシーケンス情報を修正することにより、シーケンスコントローラ 2 6 を介して受信器 2 5 を制御して受信信号の位相を補正する。

[0024] 情報処理装置 3 0 の入力部 3 1 は、たとえばキーボード、タッチパネル、テンキー、トラックボールなどの一般的な入力装置により構成され、ユーザの操作に対応した操作入力信号を主制御部 3 4 に出力する。たとえば、ユーザは入力部 3 1 を介して周波数シフト量の測定開始指示やスキャン画像 (MR 画像) を取得するためのシーケンスの開始指示などの情報を主制御部 3 4 に与える。

[0025] 表示部 3 2 は、たとえば液晶ディスプレイや OLED (Organic Light Emitting Diode) ディスプレイなどの一般的な表示出力装置により構成され、主制御部 3 4 の制御に従って主制御部 3 4 により生成されたスキャン画像などの各種情報を表示する。

[0026] 記憶部 3 3 は、主制御部 3 4 によるデータの読み書きが可能な不揮発性の

記憶媒体により構成され、様々なシーケンス情報や、画像の生データ、スキャン画像などの各種画像などを記憶する。また、記憶部 33 は、必要に応じて主制御部 34 により求められた周波数シフト量の情報を記憶する。

[0027] 主制御部 34 は、CPU、RAM および ROM をはじめとする記憶媒体などにより構成され、この記憶媒体に記憶されたプログラムに従ってシーケンスコントローラ 26 を制御する。

[0028] 主制御部 34 の CPU は、ROM をはじめとする記憶媒体に記憶された周波数シフト量補正プログラムおよびこのプログラムの実行のために必要なデータを RAM へロードし、このプログラムに従って、周波数シフト量を定量的に測定する処理や、測定した周波数シフト量にもとづいてスキャン画像から周波数シフトによる影響を低減するための処理を実行する。

[0029] 主制御部 34 の RAM は、CPU が実行するプログラムおよびデータを一時的に格納するワークエリアを提供する。

[0030] 主制御部 34 の ROM をはじめとする記憶媒体は、情報処理装置 30 の起動プログラム、周波数シフト量補正プログラムや、これらのプログラムを実行するために必要な各種データを記憶する。

[0031] なお、ROM をはじめとする記憶媒体は、磁気的もしくは光学的記録媒体または半導体メモリなどの、CPU により読み取り可能な記録媒体を含んだ構成を有し、これら記憶媒体内のプログラムおよびデータの一部または全部は電子ネットワークを介してダウンロードされるように構成してもよい。また、これらの記憶媒体は、必要に応じて主制御部 34 により求められた周波数シフト量の情報を記憶する。

[0032] 図 2 は、主制御部 34 の CPU による機能実現部の構成例を示す概略的なブロック図である。なお、この機能実現部は、CPU を用いることなく回路などのハードウェアロジックによって構成してもよい。

[0033] 図 2 に示すように、主制御部 34 の CPU は、周波数シフト量補正プログラムによって、少なくともシーケンス読込部 41、位相画像生成部 42、画像値取得部 43、周波数シフト量算出部 44 およびスキャン画像生成部 45

として機能する。この各部41～45は、RAMの所要のワークエリアをデータの一時的な格納場所として利用する。

[0034] シーケンス読込部41は、記憶部33に記憶されたシーケンス情報を読み込み、必要に応じてシーケンス情報の内容を示す画像を表示部32に表示させる。

[0035] ここで、周波数シフト量を定量的に求める方法について説明する。

[0036] 図3は、周波数シフト量を定量的に測定するために実行されるシーケンスの一例を示す説明図である。

[0037] 傾斜磁場コイルユニット13において調整状態によっては、静磁場強度が変動してしまい、傾斜磁場を印加すると空間全体の周波数がシフトしてしまう場合がある。

[0038] 周波数シフトがおきると、FSE (Fast Spin Echo) 法、EPI (Echo Planar Imaging) 法、位相コントラスト法 (PC (Phase Contrast) 法) などによるスキャンシーケンスを実行する際に得られるMR画像の画質が劣化してしまう。

[0039] そこで、本実施形態に係るMRI装置10は、図3に示すシーケンスを実行することにより得られる画像の画像値にもとづいて定量的に周波数シフト量を求めるとともに、求めた周波数シフト量にもとづいてMR画像から周波数シフトによる影響を低減する。

[0040] 第1のシーケンスは、双極傾斜磁場パルスを印加するシーケンスである。第2のシーケンスは、傾斜磁場パルスなしのシーケンスである。第3のシーケンスは、第1のシーケンスで印加される双極傾斜磁場パルスを極性反転したパルス（以下、反転双極傾斜磁場パルスという）を印加するシーケンスである。

[0041] なお、図3には第1のシーケンスの期間Iにおいて正のパルスが印加され、期間IIにおいて負のパルスが印加される場合の例について示したが、期間Iにおいて負のパルスが印加され、期間IIにおいて正のパルスが印加されてもよい。いずれの場合であっても、第3のシーケンスでは第1のシーケ

ンスで印加される双極傾斜磁場パルスの反転双極傾斜磁場パルスが印加される。

[0042] 図4は、図3に示す第1、第2および第3のシーケンスの期間Ⅰおよび期間ⅠⅠと、周波数シフト、渦電流および環境ノイズの信号極性との関係の一例を示す説明図である。

[0043] 周波数シフト量の極性は傾斜磁場の極性に依存しないため、傾斜磁場が印加される第1のシーケンスおよび第3のシーケンスにおいて、傾斜磁場の極性によらず（期間Ⅰおよび期間ⅠⅠともに）、周波数シフト量は同極性となる。また、傾斜磁場が印加されない第2のシーケンスにおいては、周波数シフト量はゼロとなる。

[0044] 一方、渦電流は、傾斜磁場の極性に依りて極性が変化するため、傾斜磁場が印加される第1のシーケンスおよび第3のシーケンスにおいて、渦電流の極性は傾斜磁場の極性と一致する。また、傾斜磁場が印加されない第2のシーケンスにおいては、渦電流はゼロとなる。

[0045] 静磁場不均一やRF不均一などに起因する、本実施形態の観点からは外部的な要因とみなせる環境ノイズは、全てのシーケンスおよび全ての期間において、極性のない一定量の大きさの信号が受信データに混入する。図4には環境ノイズの存在を○として示した。

[0046] 周波数シフト量を定量的に求める方法（以下、周波数シフト量測定方法という）としては、たとえば次の4つの方法が考えられる。

[0047] 第1の周波数シフト量測定方法は、第1のシーケンスのみを用いて周波数シフト量を求める方法である。

[0048] 図5は、図1に示す主制御部34のCPUにより、第1の周波数シフト量測定方法で周波数シフト量を測定する際の手順の一例を示すフローチャートである。図5において、Sに数字を付した符号は、フローチャートの各ステップを示す。この手順は、シーケンス読込部41によって記憶部33に記憶された第1のシーケンスのシーケンス情報が読み込まれてスタートとなる。

[0049] まず、ステップS1において、位相画像生成部42は、読み込まれた第1

のシーケンスを実行するとともに、第１のシーケンスにより得られたデータにもとづく位相画像（以下、第１の位相画像という）を生成する。

[0050] 次に、ステップＳ２において、画像値取得部４３は、第１の位相画像の画像値を取得する。

[0051] 次に、ステップＳ３において、周波数シフト量算出部４４は、第１の位相画像の画像値と、双極傾斜磁場パルスの磁場強度および磁場印加時間と、にもとづいて単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量を求める。

[0052] 以上の手順により、第１のシーケンスのみを用いて単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量を求めることができる。

[0053] 第１の周波数シフト量測定方法によれば、渦電流の影響および環境ノイズの影響を低減することは難しいものの、単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量を求めることができる。

[0054] 第２の周波数シフト量測定方法は、第１のシーケンスおよび第２のシーケンスを用いて周波数シフト量を求める方法である。

[0055] 図６は、図１に示す主制御部３４のＣＰＵにより、第２の周波数シフト量測定方法で周波数シフト量を測定する際の手順の一例を示すフローチャートである。図６において、Ｓに数字を付した符号は、フローチャートの各ステップを示す。この手順は、シーケンス読込部４１によって記憶部３３に記憶された第１のシーケンスおよび第２のシーケンスのシーケンス情報が読み込まれてスタートとなる。図５と同等のステップには同一符号を付し、重複する説明を省略する。

[0056] ステップＳ１１において、位相画像生成部４２は、読み込まれた第２のシーケンスを実行するとともに、第２のシーケンスにより得られたデータにもとづく位相画像（以下、第２の位相画像という）を生成する。

[0057] 次に、ステップＳ１２において、画像値取得部４３は、第１の位相画像と第２の位相画像との差分である位相差分画像の画像値を取得する。

[0058] 次に、ステップＳ１３において、周波数シフト量算出部４４は、第１の位相画像と第２の位相画像との位相差分画像の画像値と、双極傾斜磁場パルス

の磁場強度および磁場印加時間と、にもとづいて単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量を求める。

[0059] 以上の手順により、第1のシーケンスおよび第2のシーケンスを用いて単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量を求めることができる。

[0060] 第2の周波数シフト量測定方法においては、第1の位相画像と第2の位相画像との位相差分画像の画像値が用いられる。図4に示すように、第1の位相画像と第2の位相画像との差分をとることにより、環境ノイズの影響を低減することができる。

[0061] したがって、第2の周波数シフト量測定方法によれば、環境ノイズの影響を低減した画像値を用いることができるため、第1の周波数シフト量測定方法に比べてより正確に単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量を求めることができる。

[0062] 第3の周波数シフト量測定方法は、第1のシーケンスおよび第3のシーケンスを用いて周波数シフト量を求める方法である。

[0063] 図7は、図1に示す主制御部34のCPUにより、第3の周波数シフト量測定方法で周波数シフト量を測定する際の手順の一例を示すフローチャートである。図7において、Sに数字を付した符号は、フローチャートの各ステップを示す。この手順は、シーケンス読込部41によって記憶部33に記憶された第1のシーケンスおよび第3のシーケンスのシーケンス情報が読み込まれてスタートとなる。図5と同等のステップには同一符号を付し、重複する説明を省略する。

[0064] ステップS21において、位相画像生成部42は、読み込まれた第3のシーケンスを実行するとともに、第3のシーケンスにより得られたデータにもとづく位相画像（以下、第3の位相画像という）を生成する。

[0065] 次に、ステップS22において、画像値取得部43は、第1の位相画像と第3の位相画像との和を取り、この和画像の画像値を取得する。

[0066] なお、画像値取得部43は、第1および第2の周波数シフト量測定方法とスケールを揃えるよう、和画像の画像値を2で除した値を周波数シフト量算

出部 4 4 に与えてもよい。

[0067] 次に、ステップ S 2 3 において、周波数シフト量算出部 4 4 は、第 1 の位相画像と第 3 の位相画像との和画像の画像値と、双極傾斜磁場パルスの磁場強度および磁場印加時間と、にもとづいて単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量を求める。

[0068] 以上の手順により、第 1 のシーケンスおよび第 3 のシーケンスを用いて単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量を求めることができる。

[0069] 第 3 の周波数シフト量測定方法においては、第 1 の位相画像と第 3 の位相画像との和画像の画像値が用いられる。図 4 に示すように、第 1 の位相画像と第 3 の位相画像との和をとることにより、渦電流の影響を低減することができる。

[0070] したがって、第 3 の周波数シフト量測定方法によれば、渦電流の影響を低減した画像値を用いることができるため、第 1 の周波数シフト量測定方法に比べてより正確に単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量を求めることができる。

[0071] 第 4 の周波数シフト量測定方法は、第 1 のシーケンス、第 2 のシーケンスおよび第 3 のシーケンスを用いて周波数シフト量を求める方法である。

[0072] 図 8 は、図 1 に示す主制御部 3 4 の CPU により、第 4 の周波数シフト量測定方法で周波数シフト量を測定する際の手順の一例を示すフローチャートである。図 8 において、S に数字を付した符号は、フローチャートの各ステップを示す。この手順は、シーケンス読込部 4 1 によって記憶部 3 3 に記憶された第 1 のシーケンス、第 2 のシーケンスおよび第 3 のシーケンスのシーケンス情報が読み込まれてスタートとなる。図 6 と同等のステップには同一符号を付し、重複する説明を省略する。

[0073] ステップ S 1 2 で画像値取得部 4 3 により第 1 の位相画像と第 2 の位相画像との差分である位相差分画像の画像値（データ A）が取得されると、ステップ S 4 1 において、位相画像生成部 4 2 は、読み込まれた第 3 のシーケンスを実行するとともに、第 3 の位相画像を生成する。

- [0074] 次に、ステップS 4 2において、位相画像生成部4 2は、読み込まれた第2のシーケンスを実行するとともに、第2の位相画像を生成する。
- [0075] 次に、ステップS 4 3において、画像値取得部4 3は、第3の位相画像と第2の位相画像との差分である位相差分画像の画像値（データB）を取得する。
- [0076] 次に、ステップS 4 4において、周波数シフト量算出部4 4は、第1の位相画像と第2の位相画像との位相差分画像の画像値（データA）と第3の位相画像と第2の位相画像との差分である位相差分画像の画像値（データB）との和と、双極傾斜磁場パルスの磁場強度および磁場印加時間と、にもとづいて単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量を求める。
- [0077] 第4の周波数シフト量測定方法においては、第1の位相画像と第2の位相画像との位相差分画像の画像値（データA）と第3の位相画像と第2の位相画像との差分である位相差分画像の画像値（データB）との和が用いられる。この和は、環境ノイズの影響が低減されるとともに渦電流の影響が低減されたものである。
- [0078] したがって、第4の周波数シフト量測定方法によれば、渦電流の影響および環境ノイズの影響を低減した画像値を用いることができるため、第1、第2および第3の周波数シフト量測定方法に比べてより正確に単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量を求めることができる。
- [0079] 以上説明したように、本実施形態に係るMR I装置1 0によれば、周波数シフト量を定量的に測定することができる。
- [0080] なお、いずれの周波数シフト量測定方法においても、シーケンスの実行対象は位相画像が取得可能なものであればよく、被検体Pにかえて所定のファントムとしてもよい。
- [0081] 次に、被検体PのMR画像を得るためのスキャンシーケンスにより得られるMR画像から周波数シフトの影響を低減する方法（以下、周波数シフト量補正方法という）について説明する。
- [0082] 周波数シフト量補正方法としては、たとえば次の3つの方法が考えられる

。

[0083] 第1の周波数シフト量補正方法は、送信RFパルスの位相を補正する方法である。

[0084] 図9は、図1に示す主制御部34のCPUにより、第1の周波数シフト量補正方法でMR画像から周波数シフトの影響を低減する際の手順の一例を示すフローチャートである。図9において、Sに数字を付した符号は、フローチャートの各ステップを示す。この手順は、周波数シフト量算出部44により求められた単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量がスキャン画像生成部45に与えられてスタートとなる。

[0085] まず、ステップS51において、シーケンス読込部41は、被検体PのMR画像を得るための所定のスキャンシーケンスのシーケンス情報を記憶部33から読み込む。

[0086] 次に、ステップS52において、スキャン画像生成部45は、周波数シフト量算出部44により求められた単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量の情報および所定のスキャンシーケンスにおいて印加される傾斜磁場量の情報にもとづいて、MR画像に対する周波数シフトによる影響が低減されるように所定のスキャンシーケンスにおいて印加される送信RFパルスの位相を補正するよう、シーケンスコントローラ26を介して送信器24を制御する。

[0087] たとえばFSE法では、周波数シフトがおきると、主エコーSE (Spin Echo) 成分と副エコーSTE (Stimulated Echo) 成分の位相が一致しなくなってしまう、感度ムラが生じてしまう。そこで、所定のスキャンシーケンスがFSE法によるスキャンシーケンスである場合は、スキャン画像生成部45は、SE成分とSTE成分の位相が一致するように送信RFパルスの位相を補正するよう、シーケンスコントローラ26を介して送信器24を制御する。

。

[0088] なお、送信RFパルスの位相を補正量は、所定のスキャンシーケンスに含まれるTE (Echo Time)、エコスペース、RFパルスのパルス長等の情報にもとづいて修正してもよい。

[0089] 次に、ステップS 5 3において、スキャン画像生成部4 5は、所定のスキャンシーケンスを実行することにより得られたデータにもとづいてMR画像を生成するとともに、この画像を表示部3 2に表示させる。

[0090] 以上の手順により、MR画像から周波数シフトの影響を低減することができる。

[0091] 第1の周波数シフト量補正方法によれば、周波数シフト量算出部4 4により求められた単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量の情報および所定のスキャンシーケンスにおいて印加される傾斜磁場量の情報にもとづいて送信RFパルスの位相を補正することにより、RF送信位相のずれによる感度ムラが改善することができ、MR画像から周波数シフトの影響を低減することができる。

[0092] 第2の周波数シフト量補正方法は、受信信号の位相を補正する方法である。

[0093] リードアウト傾斜磁場に起因する周波数シフトにより、受信信号の位相が累積的な変調を受けるため、リードアウト方向に画像シフトが発生する。そこで、リードアウト時に印加される傾斜磁場による周波数シフトの影響を補正するよう受信信号の位相を補正することにより、位置ずれを改善する。

[0094] 図1 0は、図1に示す主制御部3 4のCPUにより、第2の周波数シフト量補正方法でMR画像から周波数シフトの影響を低減する際の手順の一例を示すフローチャートである。図1 0において、Sに数字を付した符号は、フローチャートの各ステップを示す。この手順は、周波数シフト量算出部4 4により求められた単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量がスキャン画像生成部4 5に与えられてスタートとなる。図9と同等のステップには同一符号を付し、重複する説明を省略する。

[0095] ステップS 6 1において、スキャン画像生成部4 5は、周波数シフト量算出部4 4により求められた単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量の情報および所定のスキャンシーケンスにおいて印加される傾斜磁場量の情報にもとづいて、MR画像に対する周波数シフトによる影響が低減されるように所定

のスキャンシーケンスにおいて受信されるMR信号の位相を補正するよう、シーケンスコントローラ26を介して受信器25を制御する。

[0096] 次に、ステップS62において、スキャン画像生成部45は、所定のスキャンシーケンスを実行することにより得られたデータにもとづいてMR画像を生成するとともに、この画像を表示部32に表示させる。

[0097] 以上の手順により、MR画像から周波数シフトの影響を低減することができる。

[0098] 第2の周波数シフト量補正方法によれば、周波数シフト量算出部44により求められた単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量の情報および所定のスキャンシーケンスにおいて印加される傾斜磁場量の情報にもとづいて受信信号の位相を補正することにより、受信信号の位相ズレによる位置ずれを改善することができ、MR画像から周波数シフトの影響を低減することができる。

[0099] 第3の周波数シフト量補正方法は、位相コントラスト法（PC法）によるスキャンシーケンスにおいて得られる画像値を補正する方法である。

[0100] 位相コントラスト法によるスキャンシーケンスを実行する際に周波数シフトが生じていると、位相が変調を受けるため流れのない位置であっても流れがあるかのような結果が得られてしまう。

[0101] そこで、周波数シフト量算出部44により求められた周波数シフト量にもとづいて再構成画像にオフセットを加える後処理を行うことにより、適切な流速値が得られるようにするとよい。送信RFパルスの位相や受信信号の位相を補正していない場合でも、単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量の情報にもとづいて画像処理により画像値を補正することによってもMR画像から周波数シフトの影響を低減することができる。

[0102] 図11は、図1に示す主制御部34のCPUにより、第3の周波数シフト量補正方法で位相画像から周波数シフトの影響を低減する際の手順の一例を示すフローチャートである。図11において、Sに数字を付した符号は、フローチャートの各ステップを示す。この手順は、周波数シフト量算出部44

により求められた単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量がスキャン画像生成部45に与えられてスタートとなる。

[0103] まず、ステップS71において、シーケンス読込部41は、位相コントラスト法によるスキャンシーケンスのシーケンス情報を記憶部33から読み込む。

[0104] 次に、ステップS72において、スキャン画像生成部45はこのシーケンス情報にもとづいてシーケンスコントローラ26を制御してスキャンを実行する。

[0105] 次に、ステップS73において、スキャン画像生成部45は、位相コントラスト法によるスキャンシーケンスを実行することにより得られた位相画像値に対して、周波数シフト量算出部44により求められた単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量の情報および所定のスキャンシーケンスにおいて印加される傾斜磁場量の情報にもとづいてオフセットを加えて補正したMR画像を生成するとともに、この画像を表示部32に表示させる。

[0106] 以上の手順により、MR画像から周波数シフトの影響を低減することができる。

[0107] 第3の周波数シフト量補正方法によれば、周波数シフト量算出部44により求められた単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量の情報および位相コントラスト法によるスキャンシーケンスにおいて印加される傾斜磁場量の情報にもとづいて位相画像の画像値を後処理で補正することにより、MR画像から周波数シフトの影響を低減することができる。また、位相画像の画像値から算出される血流の流速値をより信頼性の高いものとすることができる。

[0108] なお、静磁場強度の変動による周波数シフトは、パルスシーケンスの実行や経時的な変化などのさまざまな要因により生じる。この種の静磁場強度の変動量は、MRI装置ごとの個体差がある。また、静磁場強度は、パルスシーケンスの実行ごとに変動するなど1日の間などの短い期間に大きく変動する場合もあれば、数日以上などの所定期間にわたってそれほど変化しない場合もある。

[0109] このため、周波数シフト量を求めるタイミングは、MR画像を取得するためのスキャンシーケンスの実行直前に限られない。もちろん、MR画像を取得するためのスキャンシーケンスごとに、スキャンシーケンスの実行直前に周波数シフト量補正方法で用いられる周波数シフト量を求める場合には、たとえ短い期間に周波数シフト量が大きく変動する場合であっても適切な周波数シフト量補正を行うことができる。

[0110] また、所定期間にわたって周波数シフト量がそれほど変動しない場合には、周波数シフト量算出部44は、あらかじめ周波数シフト量を求めて記憶部33や主制御部34の記憶媒体またはネットワーク上の記憶媒体などのいずれかに記憶させておき、これらの記憶媒体に記憶された周波数シフト量を用いて周波数シフト量補正を行ってもよい。この場合、周波数シフト量を求める処理を実行する頻度を減らすことができる。

[0111] 本実施形態に係るMRI装置10によれば、周波数シフト量を定量的に測定することができる。また、周波数シフト量は一般に、装置に固有の値を有する。したがって、あらかじめ周波数シフト量を定量的に求めておくことにより、スキャン画像（MR画像）から周波数シフトによる影響を容易かつ正確に低減することができ、画質を向上させることができる。

[0112] なお、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

請求の範囲

- [請求項1] 双極傾斜磁場パルスを印加するシーケンスを実行することにより第1の位相画像を生成する位相画像生成部と、
- 前記第1の位相画像の画像値を取得する画像値取得部と、
- 前記第1の位相画像の前記画像値と、前記双極傾斜磁場パルスの磁場強度と、にもとづいて単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量を求める周波数シフト量算出部と、
- を備えた磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項2] 前記位相画像生成部は、
- 傾斜磁場パルスなしのシーケンスを実行することにより第2の位相画像をさらに生成し、
- 前記画像値取得部は、
- 前記第1の位相画像と前記第2の位相画像との差分画像の画像値を取得し、
- 前記周波数シフト量算出部は、
- 前記第1の位相画像と前記第2の位相画像との差分画像の画像値と、前記双極傾斜磁場パルスの磁場強度と、にもとづいて単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量を求める、
- 請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。
- [請求項3] 前記位相画像生成部は、
- 前記双極傾斜磁場パルスを極性反転した反転双極傾斜磁場パルスを印加するシーケンスを実行することにより第3の位相画像をさらに生成し、
- 前記画像値取得部は、
- 前記第1の位相画像と前記第3の位相画像との和画像の画像値を取得し、
- 前記周波数シフト量算出部は、
- 前記第1の位相画像と前記第3の位相画像との和画像の画像値と、

前記双極傾斜磁場パルスの磁場強度と、にもとづいて単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量を求める、

請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

[請求項4]

前記位相画像生成部は、

傾斜磁場パルスなしのシーケンスを実行することにより第 2 の位相画像をさらに生成するとともに、前記双極傾斜磁場パルスを極性反転した反転双極傾斜磁場パルスを印加するシーケンスを実行することにより第 3 の位相画像をさらに生成し、

前記画像値取得部は、

前記第 1 の位相画像と前記第 2 の位相画像との差分画像の画像値を取得するとともに前記第 3 の位相画像と前記第 2 の位相画像との差分画像の画像値を取得し、

前記周波数シフト量算出部は、

前記第 1 の位相画像と前記第 2 の位相画像との差分画像の画像値と前記第 3 の位相画像と前記第 2 の位相画像との差分画像の画像値との和と、前記双極傾斜磁場パルスの磁場強度と、にもとづいて単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量を求める、

請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

[請求項5]

被検体の MR 画像を得るためのスキャンシーケンスを実行する際に、前記周波数シフト量算出部により求められた前記単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量にもとづいて、前記スキャンシーケンスにおいて印加される送信高周波パルスの位相を補正するよう前記送信高周波パルスを送信する送信部を制御するスキャン画像生成部、

をさらに備えた請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

[請求項6]

被検体の MR 画像を得るためのスキャンシーケンスを実行する際に、前記周波数シフト量算出部により求められた前記単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量にもとづいて、前記スキャンシーケンスにおいて受信される MR 信号の位相を補正するよう前記 MR 信号を受信する受

信部を制御するスキャン画像生成部、

をさらに備えた請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

[請求項7] 位相コントラスト法によるスキャンシーケンスを実行する際に、前記スキャンシーケンスを実行することにより得られた位相画像値に対して、前記周波数シフト量算出部により求められた前記単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量にもとづくオフセットを加えて補正するスキャン画像生成部、

をさらに備えた請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

[請求項8] 前記周波数シフト量算出部は、

求めた単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量を記憶部に記憶させる、

請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

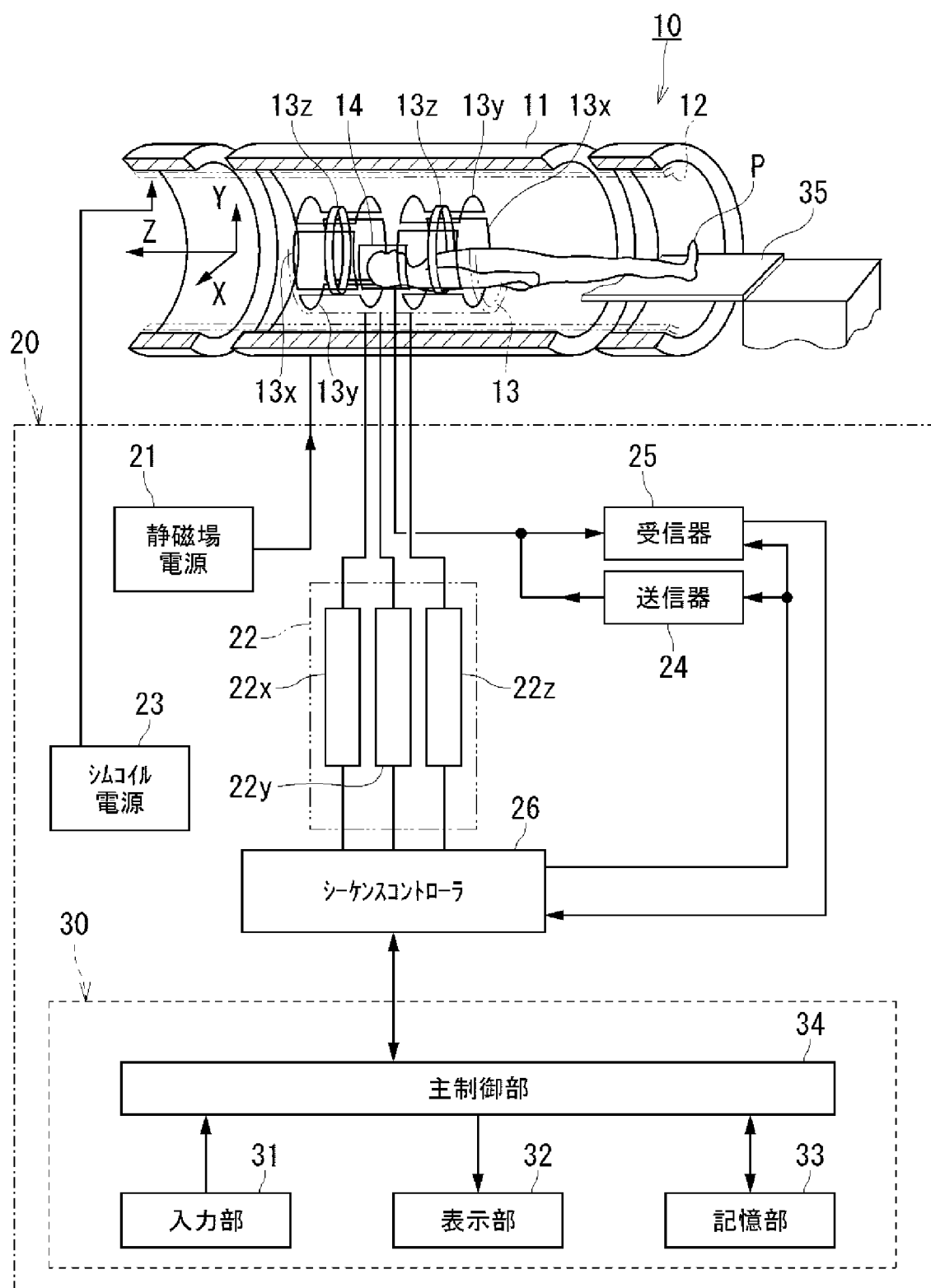
[請求項9] 双極傾斜磁場パルスを印加するシーケンスを実行することにより第 1 の位相画像を生成するステップと、

前記第 1 の位相画像の画像値を取得するステップと、

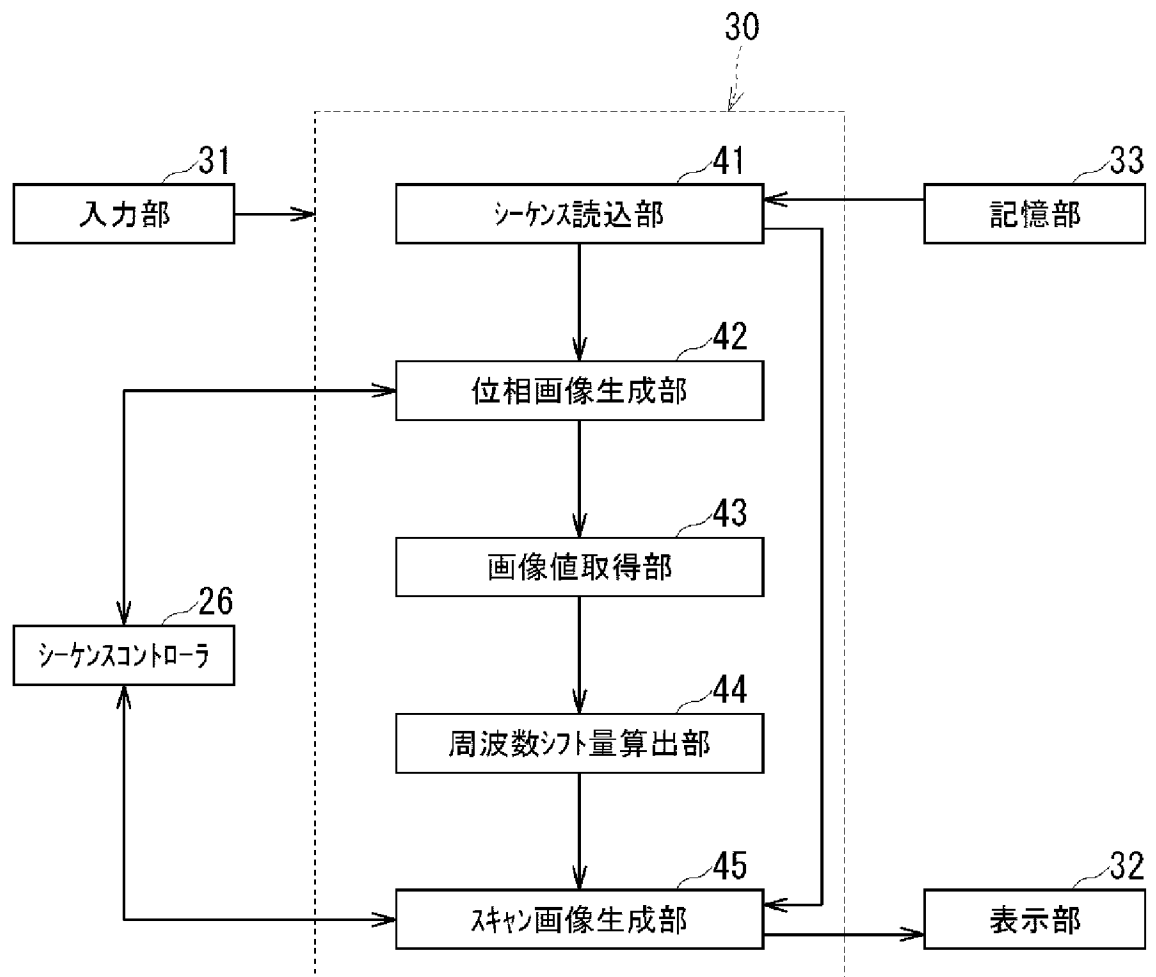
前記第 1 の位相画像の前記画像値と、前記双極傾斜磁場パルスの磁場強度と、にもとづいて単位傾斜磁場量あたりの周波数シフト量を求めるステップと、

を有する周波数シフト量測定方法。

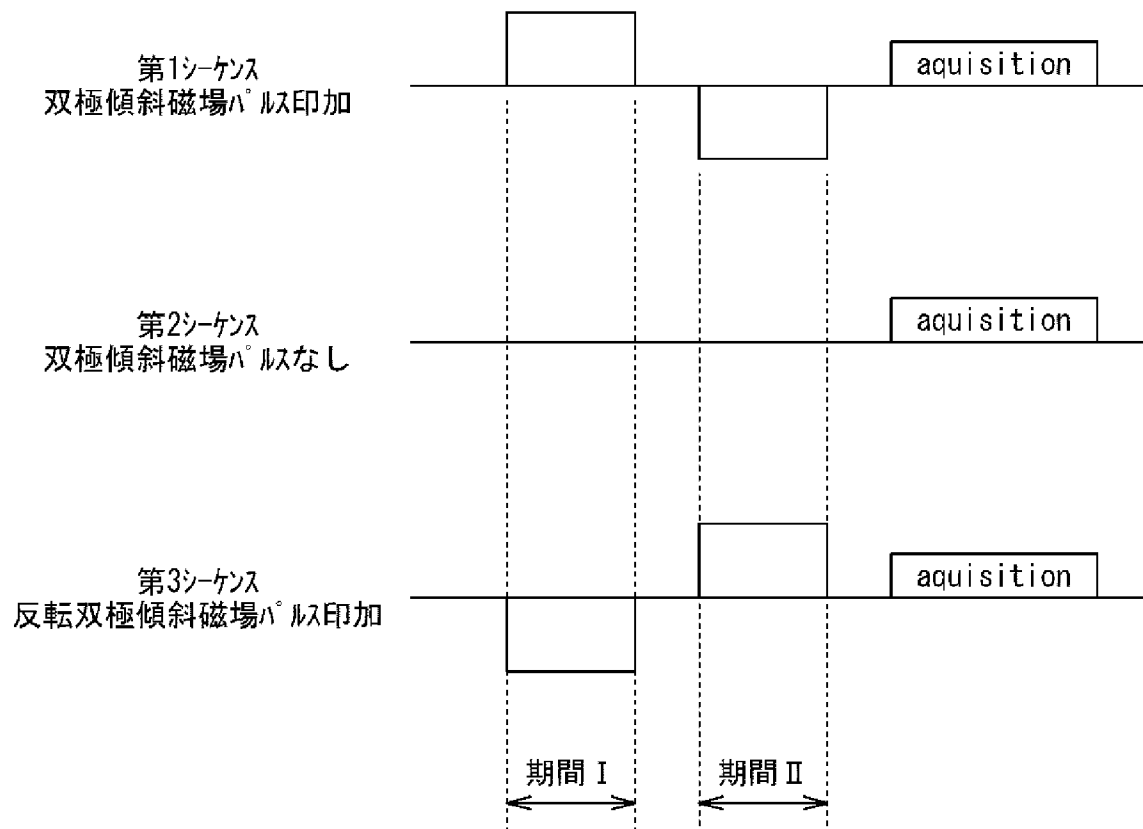
[図1]



[図2]



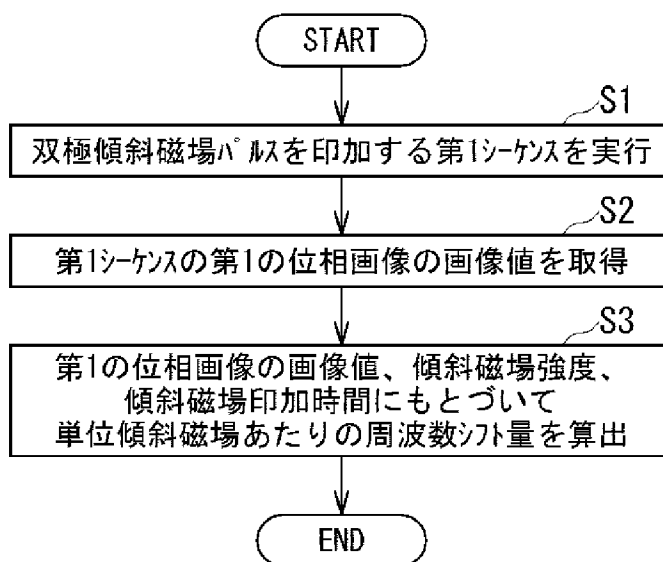
[図3]



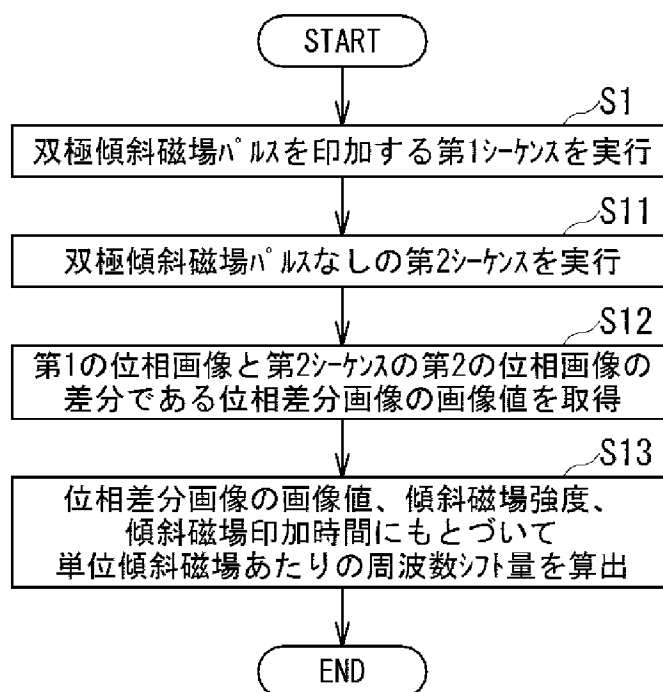
[図4]

	期間	周波数 シフト	渦	ノイズ
第1シーケンス	I	+	+	○
	II	+	-	○
第2シーケンス	I	0	0	○
	II	0	0	○
第3シーケンス	I	+	-	○
	II	+	+	○

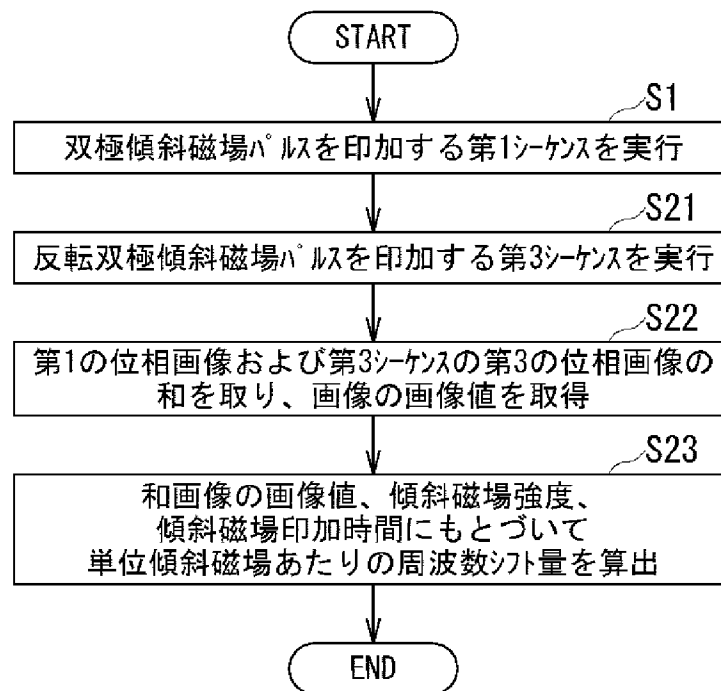
[図5]



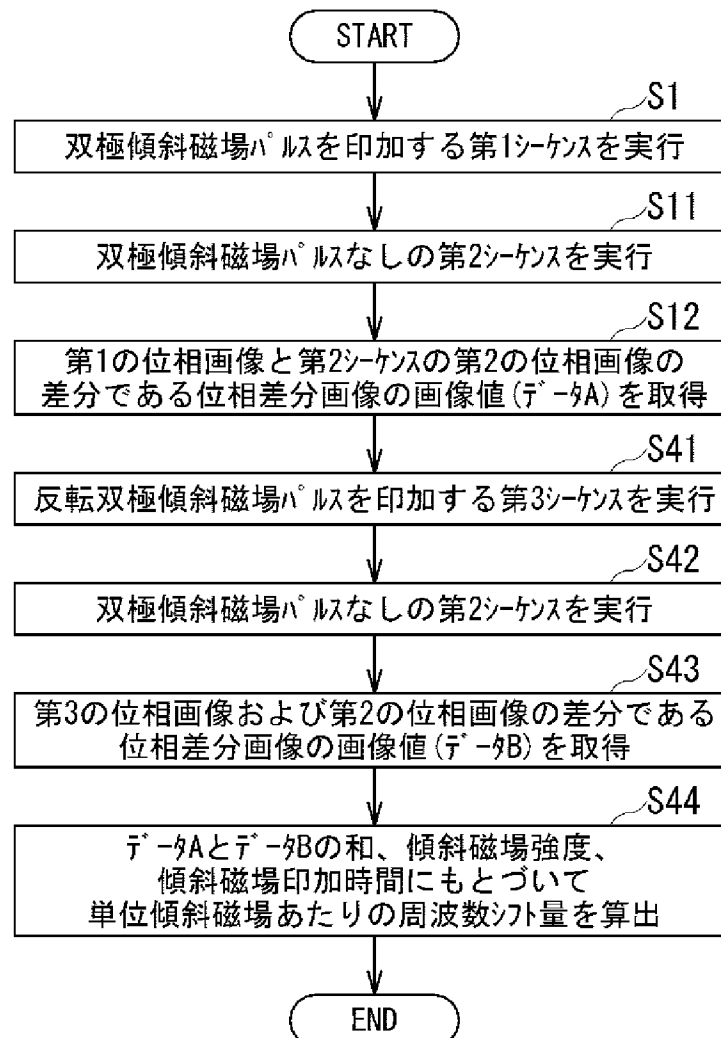
[図6]



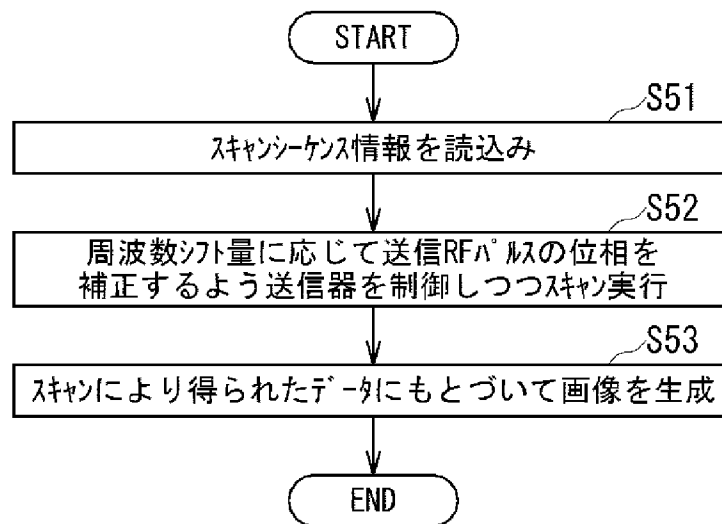
[図7]



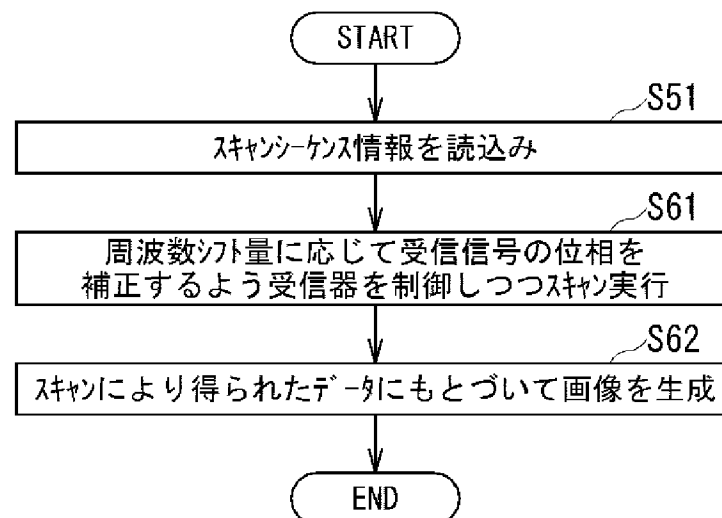
[図8]



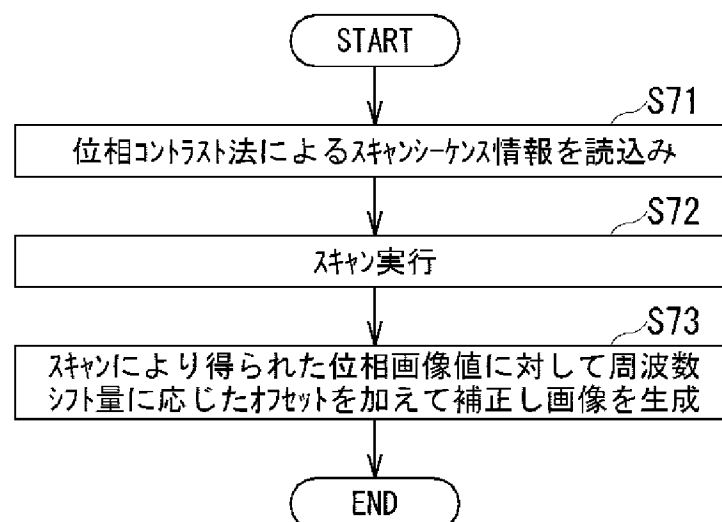
[図9]



[図10]



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/078730

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/055(2006.01) i

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)

A61B5/055

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 11-76201 A (General Electric Co.), 23 March 1999 (23.03.1999), entire text; all drawings & US 5923168 A	1-9
A	JP 2001-87244 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 03 April 2001 (03.04.2001), entire text; all drawings & US 6512372 B1 & EP 1089087 A2	1-9
A	JP 2001-37738 A (Siemens AG.), 13 February 2001 (13.02.2001), entire text; all drawings & US 6515478 B1 & DE 19931210 A1	1-9

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ 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
14 November, 2013 (14.11.13)

Date of mailing of the international search report
26 November, 2013 (26.11.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/055(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/055

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 11-76201 A（ゼネラル・エレクトリック・カンパニー）1999.03.23, 全文、全図 & US 5923168 A	1-9
A	JP 2001-87244 A（ジーイー横河メディカルシステム株式会社）2001.04.03, 全文、全図 & US 6512372 B1 & EP 1089087 A2	1-9
A	JP 2001-37738 A（シーメンス アクチエンゲゼルシャフト）2001.02.13, 全文、全図 & US 6515478 B1 & DE 19931210 A1	1-9

☐ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

1 4 . 1 1 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

2 6 . 1 1 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

伊藤 幸仙

2 Q

9 6 0 4

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2