

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7032057号
(P7032057)

(45)発行日 令和4年3月8日(2022.3.8)

(24)登録日 令和4年2月28日(2022.2.28)

(51)国際特許分類	F I			
A 6 1 B	5/055(2006.01)	A 6 1 B	5/055	3 1 1
		A 6 1 B	5/055	3 8 2
		A 6 1 B	5/055	3 8 3

請求項の数 7 (全16頁)

(21)出願番号	特願2017-102936(P2017-102936)	(73)特許権者	594164542 キャノンメディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(22)出願日	平成29年5月24日(2017.5.24)	(74)代理人	110001771 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
(65)公開番号	特開2018-196621(P2018-196621 A)	(72)発明者	宋 瑞瀟 栃木県大田原市下石上1385番地 東 芝メディカルシステムズ株式会社内
(43)公開日	平成30年12月13日(2018.12.13)	審査官	伊知地 和之
審査請求日	令和2年4月1日(2020.4.1)		
前置審査			

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置及び画像処理装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

心電同期のもと反転パルスを複数の第1の時刻に印加し、複数の第2の時刻にデータを収集するパルスシーケンスを実行して、複数のデータを収集するシーケンス制御部と、前記複数のデータのうち少なくとも一つのデータから得られた位相情報と、前記複数のデータのうちの一部のデータとを用いてリアル再構成を行ってリアル再構成画像を生成する生成部と、

ユーザから、関心領域の選択を受け付ける受付部とを備え、

前記生成部は、関心領域と当該関心領域を観察するのに最適なTIの値とが対応づけられたデータベースと、前記ユーザから前記選択を受け付けた関心領域とを照合することで、前記複数のデータに基づいて得られた複数の画像のなかから前記リアル再構成に用いる画像を前記一部のデータから算出された強度画像として選択し、前記強度画像に、前記少なくとも一つのデータから算出された位相画像を乗じて、前記リアル再構成画像を生成する、磁気共鳴イメージング装置。

【請求項2】

前記少なくとも一つのデータは、TI(Inversion Time)が最も大きいデータである、請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項3】

前記生成部は、更に、前記複数のデータに基づいて、T₁マップ又はECV(Extracellular volume fraction)マップのうち少なくとも一つを生成

する、請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】

前記パルスシーケンスは、前記反転パルス 1 個あたり複数の時刻で、前記複数のデータを収集するパルスシーケンスである、請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】

前記パルスシーケンスは、MOLLI (Modified Look-Locker Inversion Recovery) 法のパルスシーケンスである、請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】

前記生成部は、撮像対象の部位又は撮像対象の病変の種類に応じて、前記リアル再構成に用いる画像を選択する、請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

10

【請求項 7】

心電同期のもと反転パルスを複数の第 1 の時刻に印加し、複数の第 2 の時刻にデータを収集するパルスシーケンスを用いて収集された複数のデータのうち少なくとも一つのデータから得られた位相情報と、前記複数のデータのうちの一部のデータとを用いてリアル再構成を行って画像を生成する生成部と、

ユーザから、関心領域の選択を受け付ける受付部と、

を備える画像処理装置であって、

前記生成部は、関心領域と当該関心領域を観察するのに最適な T I の値とが対応づけられたデータベースと、前記ユーザから前記選択を受け付けた関心領域とを照合することで、前記複数のデータに基づいて得られた複数の画像のなかから前記リアル再構成に用いる画像を前記一部のデータから算出された強度画像として選択し、前記強度画像に、前記少なくとも一つのデータから算出された位相画像を乗じて、前記画像を生成する、画像処理装置。

20

【発明の詳細な説明】

【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及び画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

T₁マップや ECV (Extracellular Volume fraction) マップを生成することのできる磁気共鳴イメージング方法として、例えば、MOLLI (modified Look-Locker Inversion Recovery) 法がある。MOLLI 法では、心電同期のもと複数の反転パルス (IR (Inversion Recovery) パルス) が印加されて複数のデータが収集され、これら収集された複数のデータに基づいて、T₁マップや ECV マップが生成される。

30

【0003】

磁気共鳴イメージング信号は複素数であり、通常は、磁気共鳴イメージング信号に対して絶対値を取る演算を行った画像 (振幅画像) が用いられる。反転パルスを印加する場合、印加直後縦磁化が逆転し、T₁緩和で縦磁化が回復する。続いて、ヌルポイントで、逆転された縦磁化が、反転パルスの印加前の元の方向に戻る。ここで、何らかの原因でヌルポイントの値に誤差が生じた場合、撮像の効果が低下する。

40

【0004】

また、磁気共鳴イメージング信号の位相成分に対して、磁場の影響等による位相ずれが生じることもあった。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0005】

【文献】Peter kellman 他 3 名著、"Phase - Sensitive Inversion Recovery for Detecting Myocardial

50

Infarction Using Gadolinium-Delayed Hyperenhancement”、米国、Magnetic Resonance In Medicine、2002年、第47巻、p372-383

Daniel R. Messroghli他5名著、"Modified Look-Locker Inversion Recovery (MOLLI) for High-Resolution T1 Mapping of the Heart”、米国、Magnetic Resonance In Medicine、2004年、第52巻、p141-146

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0006】

本発明の実施形態は、検査効率を向上することができる磁気共鳴イメージング装置を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置は、シーケンス制御部と、生成部とを備える。シーケンス制御部は、心電同期のもと反転パルスを複数の第1の時刻に印加し、複数の第2の時刻にデータを収集するパルスシーケンスを実行して、複数のデータを収集する。生成部は、前記複数のデータのうち少なくとも一つのデータから得られた位相情報と、前記複数のデータのうち一部のデータとを用いてリアル再構成を行ってリアル再構成画像を生成する。

20

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置を示す図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置の実行するパルスシーケンスの一例について説明した図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置の背景について説明した図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置の行う処理の流れについて説明したフローチャートである。

30

【図5】図5は、実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置が表示させる画面の一例について説明した図である。

【図6】図6は、実施形態に係る画像処理装置のハードウェア構成について説明した図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、添付図面を参照して、実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置及び画像処理装置について、詳細に説明する。

【0010】

(第1の実施形態)

40

図1は、実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置100を示す図である。被検体P(図1において点線の枠内)は、磁気共鳴イメージング装置100に含まれない。

【0011】

静磁場磁石1は、中空の円筒状に形成され、内部の空間に一様な静磁場を発生する。静磁場磁石1は、たとえば、永久磁石、超伝導磁石等である。傾斜磁場コイル2は、中空の円筒状に形成され、内部の空間に傾斜磁場を発生する。

【0012】

具体的には、傾斜磁場コイル2は、静磁場磁石1の内側に配置され、傾斜磁場電源3から傾斜磁場パルスの供給を受けて、傾斜磁場を発生する。傾斜磁場電源3は、シーケンス制御回路120から送信される制御信号に従って、傾斜磁場パルスを傾斜磁場コイル2に供

50

給する。

【 0 0 1 3 】

寝台 4 は、被検体 P が載置される天板 4 a を備え、天板 4 a を、被検体 P が載置された状態で、撮像口である傾斜磁場コイル 2 の空洞内へ挿入する。通常、寝台 4 は、長手方向が静磁場磁石 1 の中心軸と平行になるように設置される。

【 0 0 1 4 】

寝台制御回路 5 は、寝台 4 を駆動して、天板 4 a を長手方向及び上下方向へ移動する。

【 0 0 1 5 】

送信コイル 6 は、磁場を発生する。具体的には、送信コイル 6 は、傾斜磁場コイル 2 の内側に配置され、送信回路 7 から RF (Radio Frequency) パルスの供給を受けて、磁場を発生する。送信回路 7 は、シーケンス制御回路 1 2 0 から送信される制御信号に従って、ラーモア周波数に対応する RF パルスを送信コイル 6 に供給する。

10

【 0 0 1 6 】

受信コイル 8 は、磁気共鳴信号 (以下、MR (Magnetic Resonance) 信号) を受信する。具体的には、受信コイル 8 は、傾斜磁場コイル 2 の内側に配置され、磁場の影響によって被検体 P から放射される磁気共鳴信号を受信する。また、受信コイル 8 は、受信した磁気共鳴信号を受信回路 9 に出力する。

【 0 0 1 7 】

受信回路 9 は、シーケンス制御回路 1 2 0 から送られる制御信号に従って、受信コイル 8 から出力された磁気共鳴信号に基づき磁気共鳴信号データを生成する。具体的には、受信回路 9 は、受信コイル 8 から出力された磁気共鳴信号をデジタル変換することによって磁気共鳴信号データを生成し、生成した磁気共鳴信号データを、シーケンス制御回路 1 2 0 を介して画像処理装置 2 0 0 に送信する。なお、受信回路 9 は、静磁場磁石 1 や傾斜磁場コイル 2 等を備える架台装置側に備えられていてもよい。

20

【 0 0 1 8 】

シーケンス制御回路 1 2 0 は、傾斜磁場電源 3、送信回路 7、及び受信回路 9 を制御する。具体的には、シーケンス制御回路 1 2 0 は、画像処理装置 2 0 0 から送信されたパルスシーケンス実行データに基づく制御信号を、傾斜磁場電源 3、送信回路 7、及び受信回路 9 に送信する。たとえば、シーケンス制御回路 1 2 0 は、ASIC (Application Specific Integrated Circuit)、FPGA (Field Programmable Gate Array) 等の集積回路、CPU (Central Processing Unit)、MPU (Micro Processing Unit) 等の電子回路である。

30

【 0 0 1 9 】

シーケンス制御回路 1 2 0 は、一例として、心電同期のもと反転パルスを複数の第 1 の時刻に印加し、複数の第 2 の時刻にデータを収集するパルスシーケンスを実行する。より具体的には、シーケンス制御回路 1 2 0 は、このようなパルスシーケンスとして、例えば、MOLLI (modified Look - Locker Imaging) 法のパルスシーケンスを実行する。この方法においては、後述する「 3、(3)、3、(3)、5 」等の所定のパターンで反転パルスを複数回印加し、TI (Inversion Time) を変化させて複数回のデータ収集を行う。図 2 に、かかるパルスシーケンスの一例が示されている。図 2 は、第 1 の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置の実行するパルスシーケンスの一例である、「 3、3、5 」のパターンの MOLLI 法のパルスシーケンスについて説明した図である。

40

【 0 0 2 0 】

図 2 の上段において、横軸は時刻を示している。シーケンス制御回路 1 2 0 は、複数の第 1 の時刻、すなわち時刻 1 0 a、時刻 1 0 b、時刻 1 0 c に、心電同期のもと反転パルスを印加する。ここで、各矢印が、心電同期のトリガとなる時刻、例えば R 波の時刻を示し、矢印と矢印との間の間隔は、1 心拍を表す。グラフ 9 0 は、この時の縦磁化の変化を表す。すなわち、シーケンス制御回路 1 2 0 により印加される反転パルスにより縦磁化が反

50

転され、時間の経過とともに縦磁化が回復する。

【 0 0 2 1 】

シーケンス制御回路 1 2 0 は、複数の第 2 の時刻、すなわち時刻 1 1 a、時刻 1 1 b、時刻 1 1 c、時刻 1 2 a、時刻 1 2 b、時刻 1 2 c、時刻 1 3 a、時刻 1 3 b、時刻 1 3 c、時刻 1 3 d、時刻 1 3 e において、データを収集する。ここで、シーケンス制御回路 1 2 0 が実行するパルスシーケンスは、典型的には、反転パルス 1 個あたり複数の時刻で、データが収集されるパルスシーケンスである。例えば、図 2 の場合、シーケンス制御回路 1 2 0 は、時刻 1 0 a に印加された反転パルスに対して、時刻 1 1 a、時刻 1 1 b、時刻 1 1 c の 3 回、データ収集を行う。また、シーケンス制御回路 1 2 0 は、時刻 1 0 b に印加された反転パルスに対して、時刻 1 2 a、時刻 1 2 b、時刻 1 2 c の 3 回、データ収集を行う。また、シーケンス制御回路 1 2 0 は、時刻 1 0 c に印加された反転パルスに対して、時刻 1 3 a、時刻 1 3 b、時刻 1 3 c、時刻 1 3 d、時刻 1 3 e の 5 回、データ収集を行う。

10

【 0 0 2 2 】

なお、図 2 の例では、シーケンス制御回路 1 2 0 は、時刻 1 1 a、時刻 1 1 b、時刻 1 1 c において、3 心拍分収集を行った後、3 心拍分収集を行わず、次に時刻 1 2 a、時刻 1 2 b、時刻 1 2 c において 3 心拍分収集を行った後、3 心拍分収集を行わず、最後に時刻 1 3 a、時刻 1 3 b、時刻 1 3 c、時刻 1 3 d、時刻 1 3 e において 5 心拍分収集を行う。かかるパターンは、「3、(3)、3、(3)、5」と表現される。

【 0 0 2 3 】

なお、複数の第 2 の収集は、例えば同じ心位相でデータ収集が行われる。

20

【 0 0 2 4 】

図 2 の下段は、図 2 の上段のデータを、反転パルスの印加時間を起点として整理統合したものである。このように、シーケンス制御回路 1 2 0 は、複数の T I (複数の第 2 の時刻) でデータ収集を行う。これにより、後述する T₁ マップ等の作成が可能となる。

【 0 0 2 5 】

図 1 に戻り、画像処理装置 2 0 0 は、処理回路 1 5 0 と、記憶回路 1 3 2 と、入力装置 1 3 4 と、表示装置 1 3 5 とを備える。また、処理回路 1 5 0 は、制御機能 1 5 0 a、生成機能 1 5 0 b、受付機能 1 5 0 c 等を有する。

【 0 0 2 6 】

制御機能 1 5 0 a、生成機能 1 5 0 b、受付機能 1 5 0 c にて行われる各処理機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態で記憶回路 1 3 2 へ記憶されている。処理回路 1 5 0 はプログラムを記憶回路 1 3 2 から読み出し、実行することで各プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。換言すると、各プログラムを読み出した状態の処理回路 1 5 0 は、図 1 の処理回路 1 5 0 内に示された各機能を有することになる。なお、図 1 においては単一の処理回路 1 5 0 にて、制御機能 1 5 0 a、生成機能 1 5 0 b、受付機能 1 5 0 c にて行われる処理機能が実現されるものとして説明したが、複数の独立したプロセッサを組み合わせることで処理回路 1 5 0 を構成し、各プロセッサがプログラムを実行することにより機能を実現するものとしても構わない。

30

【 0 0 2 7 】

換言すると、上述のそれぞれの機能がプログラムとして構成され、1 つの処理回路が各プログラムを実行する場合であってもよいし、特定の機能が専用の独立したプログラム実行回路に実装される場合であってもよい。なお、処理回路 1 5 0 の有する制御機能 1 5 0 a、生成機能 1 5 0 b、受付機能 1 5 0 c は、それぞれ制御部、生成部、受付部の一例である。また、シーケンス制御回路 1 2 0、表示装置 1 3 5 は、シーケンス制御部、表示部の一例である。

40

【 0 0 2 8 】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU (C e n t r a l P r o c e s s i n g U n i t)、GPU (G r a p h i c a l P r o c e s s i n g U n i t) 或いは、特定用途向け集積回路 (A p p l i c a t i o n S p e c i f i c

50

Integrated Circuit:ASIC)、プログラマブル論理デバイス(例えば、単純プログラマブル論理デバイス(Simple Programmable Logic Device:SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス(Complex Programmable Logic Device:CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ(Field Programmable Gate Array:FPGA))等の回路を意味する。プロセッサは記憶回路132に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、記憶回路132にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むよう構成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。例えば、記憶回路132は、RAM(Random Access Memory)、フラッシュメモリ等の半導体メモリ素子、ハードディスク、光ディスク等である。

10

【0029】

記憶回路132は、生成機能150bによって格納された画像データや、磁気共鳴イメージング装置100において用いられるその他のデータを記憶する。たとえば、記憶回路132は、RAM(Random Access Memory)、フラッシュメモリ(Flash Memory)等の半導体メモリ素子、ハードディスク、光ディスク等で構成される。

【0030】

入力装置134は、操作者からの各種指示や情報入力を受け付ける。入力装置134は、例えば、マウスやトラックボール等のポインティングデバイス、あるいはキーボード等の入力デバイスである。

20

【0031】

表示装置135は、処理回路150による制御のもと、画像データ等の各種の情報を表示する。表示装置135は、例えば、液晶表示器等の表示デバイスである。

【0032】

処理回路150は、図示しないインタフェース機能により、シーケンス制御回路120に接続され、シーケンス制御回路120と画像処理装置200との間で送受信されるデータの入出力を制御する。

【0033】

処理回路150は、制御機能150aにより、磁気共鳴イメージング装置100の全体制御を行い、撮像や画像の生成、画像の表示などを制御する。たとえば、制御機能150aは、ASIC、FPGA等の集積回路、CPU、MPU等の電子回路である。

30

【0034】

処理回路150は、受付機能150cにより、例えば表示装置135等を通じて、ユーザから入力を受け付ける。

【0035】

処理回路150は、生成機能150bにより、シーケンス制御回路120から送信された磁気共鳴信号データから画像を生成し、再構成した画像データを記憶回路132に格納する。特に、処理回路150は、生成機能150bにより、シーケンス制御回路120により収集された複数のデータに基づいて、リアル再構成(実再構成)を行って、実の値の画像であるリアル再構成画像(実再構成画像)を生成する。生成機能150b、受付機能150cに係る処理の詳細については後述する。

40

【0036】

続いて、実施形態に係る背景について簡単に説明する。

【0037】

組織のT₁を表示したT₁マップは、例えばびまん性心筋繊維症等の診断に有効であると考えられている。T₁マップを作成するための磁気共鳴イメージング方法として、例えば、MOLLI法がある。MOLLI法では、例えば図2で説明した「3、(3)、3、(3)、5」のようなパルスシーケンスを実行することにより、心電同期のもと反転パルスを複数の時刻に印加し、複数の時刻にデータを収集する。MOLLI法では、収集されたデータを用いて、T₁マップを得ることができる。また、MOLLI法を用いて、造影剤

50

を用いない撮影に係るパルスシーケンスと、造影剤を投入後の撮像に係るパルスシーケンスとを実行することにより、ECV (Extracellular Volume fraction) マップを生成することができる。ここで、ECVマップとは、例えば心筋の細胞外容積を表すマップである。例えばびまん性心筋繊維症の場合に値が大きくなることから、これらの診断に有効と考えられる。

【0038】

磁気共鳴イメージング信号は複素数であり、通常は、磁気共鳴イメージング信号に対して絶対値を取る演算を行った画像（振幅画像）が用いられる。反転パルスを印加する場合、印加直後縦磁化が逆転し、T₁緩和で縦磁化が回復する。続いて、ヌルポイントで、逆転された縦磁化が、反転パルスの印加前の元の方向に戻る。ここで、何らかの原因でヌルポイントの値に誤差が生じた場合、撮像の効果が低下する。従って、例えば反転パルスの極性情報を維持した信号成分を持つ画像の生成が望まれる。

10

【0039】

この点に関して、同一の心位相で収集された複数のデータに関して、PSIR (Phase-sensitive Inversion recovery) 法という方法が知られている。図3に、PSIR法のパルスシーケンスの概要を示す。PSIRでは、心電トリガ20aの後、反転パルス21が印加され、その後RFパルス22aが印加され、1心拍目のデータ収集23aが行われる。続いて、心電トリガ20bの後、RFパルス22bが印加され、2心拍目のデータ収集23bが行われる。心電トリガ20aからRFパルス22aまでの時間は、心電トリガ20bからRFパルス22bまでの時間と通常等しい。また、RFパルス22bのフリップ角は、後続の収集に影響を与えないために、例えばRFパルス22aのフリップ角の例えば1/4のフリップ角に調整される。

20

【0040】

図3(b)において、グラフ10Xは、時間とともに変化する縦磁化のグラフを表す。縦磁化は、反転パルス21によって反転し、時間の経過とともに緩和する。1心拍目のデータ収集23aは、T₁コントラストがある画像となる一方、2心拍目のデータ収集23bは、T₁コントラストの影響の少ない画像となる。従って、PSIR法では、2心拍目のデータ収集23bを参照画像（リファレンス画像）として1心拍目のデータ収集23aより得られた画像に対して補正を行うことにより、反転パルスの極性情報を維持した信号成分を持つ画像であるPSIR画像を生成する。

30

【0041】

以上の点に鑑み、実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置100は、シーケンス制御部と、生成部とを備える。シーケンス制御部は、心電同期のもと反転パルスを複数の第1の時刻に印加し、複数の第2の時刻にデータを収集するパルスシーケンスを実行して、複数のデータを収集する。生成部は、複数のデータのうち少なくとも一つのデータから得られた位相情報と、複数のデータのうちの一部のデータとを用いてリアル再構成を行ってリアル再構成画像を生成する。これにより、反転パルスの極性情報を維持した画像を、様々なTIや心位相で生成することができ、加えて、磁気共鳴信号の位相ずれを除去することができる。また、実行されるパルスシーケンスからは、リアル再構成画像のみならず、T₁マップやECVマップも生成することもできるので、総合的な検査効率を向上することができる。

40

【0042】

かかる点について、図4及び図5を用いて説明する。図4は、第1の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置100の行う処理の流れについて説明したフローチャートである。また、図5は、実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置100が表示させる画面の一例について説明した図である。

【0043】

まずはじめに、シーケンス制御回路120は、例えば図2で説明したMOLLI法のパルスシーケンスを実行する(ステップS100)。例えば、シーケンス制御回路120は、心電同期のもと反転パルスを複数の第1の時刻に印加し、複数の第2の時刻にデータを収集

50

するパルスシーケンスを実行する。シーケンス制御回路 120 は、複数のデータを収集する。

【0044】

続いて、処理回路 150 は、生成機能 150 b により、ステップ S100 においてシーケンス制御回路 120 が収集した複数のデータのうち少なくとも一つのデータから、位相情報を得る(ステップ S110)。

【0045】

かかる処理について説明する。まず、処理回路 150 が位相情報を取得する理由について説明する。

【0046】

磁気共鳴イメージング信号 $S(k)$ は、複素信号であるので、それをフーリエ変換した画像信号 (x) も、複素数の信号となる。画像信号 (x) は、画像上の一点 x での水素原子信号密度を表す振幅 (magnitude) 成分 $|x|$ と、画像信号の位相成分である位相成分 (x) に起因する信号とを含んだ信号となる ($(x) = |x| \exp(i(x))$)。画像信号 (x) のうち位相成分 (x) は原理的には 0 になるはずであるが、実際には磁場の影響等による位相ずれが発生するため、位相成分 (x) は有限の値を取るようになる。従って、画素ごとに位相成分 (x) の推定値を求めて画素毎に補正を行うために、処理回路 150 は、位相情報を取得する。

【0047】

次に、処理回路 150 が、生成機能 150 b により、位相情報を得る処理の詳細について説明する。MOLLI 法では、反転パルスが印加されるが、反転パルスの影響を受けた画像には、正值のピクセルと負値のピクセルが混在することになる。かかる場合、これらのピクセルは、正值の画像信号の位相が回ったものであるのか、負値の画像信号の位相が回ったものであるのかを判断することが難しいため、位相ずれ (x) を正確に求めることが難しい。

【0048】

従って、本実施形態では、処理回路 150 は、生成機能 150 b により、反転パルスの影響を受けていない画像を参照画像として用いて、位相情報を取得する。ここで、「位相情報を取得する」とは、例えば、各画素 x ごとに、参照画像信号 $R(x)$ から、その位相成分 $R(x)$ を算出することを意味する。位相成分 $R(x)$ は、例えば $R(x) = \arctan(\text{Im}(R(x)) / \text{Re}(R(x)))$ で与えられる。反転パルスの影響を最も受けていない画像が、参照画像としては適当であることから、処理回路 150 は、生成機能 150 b により、例えば TI (Inversion Time) が最も大きいデータを用いて、位相情報を得る。例えば、処理回路 150 は、生成機能 150 b により、図 2 の「3-5」のデータ収集に係るデータ、すなわち時刻 13e に係るデータから得られた画像信号 $R(x)$ を用いて、各画素 x ごとに位相成分 $R(x)$ を算出することにより、位相情報を得る。

【0049】

続いて、処理回路 150 は、生成機能 150 b により、リアル再構成に用いられる画像を選択する(ステップ S120)。第 1 の実施形態においては、ユーザからリアル再構成に用いられる画像の入力を受け付け、入力結果に基づいて、リアル再構成に用いられる画像を選択する。

【0050】

図 5 において、表示画面 400 は、処理回路 150 が制御機能 150 a により表示装置 135 に表示させる画面を表す。処理回路 150 は、制御機能 150 a により、表示領域 30 に、実行されたパルスシーケンスに関する情報を表示する。例えば、処理回路 150 は、制御機能 150 a により、表示領域 30 に、実行された図 2 のパルスシーケンスに関する情報を表示する。

【0051】

また、処理回路 150 は、制御機能 150 a により、表示領域 50 に、シーケンス制御回

10

20

30

40

50

路 1 2 0 が収集した複数のデータから得られた画像のうち 2 以上の画像を表示装置 1 3 5 に表示させる。例えば、処理回路 1 5 0 は、制御機能 1 5 0 a により、表示領域 5 1 a に、時刻 1 1 a に対応する収集である「1 - 1」のデータ収集から得られた画像を表示装置 1 3 5 に表示させる。また、例えば、処理回路 1 5 0 は、制御機能 1 5 0 a により、表示領域 5 1 b に、時刻 1 2 a に対応する収集である「2 - 1」のデータ収集から得られた画像を表示装置 1 3 5 に表示させる。また、例えば、処理回路 1 5 0 は、制御機能 1 5 0 a により、表示領域 5 1 c に、時刻 1 3 a に対応する収集である「3 - 1」のデータ収集から得られた画像を表示装置 1 3 5 に表示させる。

【0052】

表示領域 3 0 に表示されたパルスシーケンスに関する情報及び表示領域 5 1 a ~ 5 1 c に表示されたパルスシーケンスに関する情報などの表示結果を参照したユーザから、処理回路 1 5 0 は、受付機能 1 5 0 c により、リアル再構成に用いられる画像の選択の入力を受け付ける。具体的には、ユーザがボタン 5 2 a をクリックすると、処理回路 1 5 0 は、受付機能 1 5 0 c により、時刻 1 1 a に対応する収集である「1 - 1」のデータ収集から得られた画像が、リアル再構成に用いられる画像として選択された旨の入力を受け付ける。また、ユーザがボタン 5 2 b をクリックすると、処理回路 1 5 0 は、受付機能 1 5 0 c により、時刻 1 2 a に対応する収集である「2 - 1」のデータ収集から得られた画像が、リアル再構成に用いられる画像として選択された旨の入力を受け付ける。また、ユーザがボタン 5 2 c をクリックすると、処理回路 1 5 0 は、受付機能 1 5 0 c により、時刻 1 3 a に対応する収集である「3 - 1」のデータ収集から得られた画像が、リアル再構成に用いられる画像として選択された旨の入力を受け付ける。

【0053】

なお、リアル再構成に用いられる画像は、1 つの画像である必要はなく、複数の画像がリアル再構成に用いられても良い。例えば、処理回路 1 5 0 は、受付機能 1 5 0 c により、「1 - 1」、「2 - 2」、及び「3 - 1」のデータ収集から得られた画像すべてをリアル再構成してもよい。

【0054】

また、処理回路 1 5 0 は、受付機能 1 5 0 c により、リアル再構成に用いられる画像だけでなく、参照画像に用いられる画像の選択の入力を受け付けてもよい。図 5 の例では、「3 - 5」のデータ収集から得られた画像が、ステップ S 1 1 0 の位相情報を得るための参照画像としてデフォルトで選択されている。ユーザがボタン 5 3 をクリックして図示されていない画面で参照画像を選択すると、処理回路 1 5 0 は、受付機能 1 5 0 c により、参照画像の変更を受け付ける。

【0055】

処理回路 1 5 0 は、生成機能 1 5 0 b により、ユーザから受け付けた入力に基づいて、リアル再構成に用いる画像を選択する。具体的には、処理回路 1 5 0 は、生成機能 1 5 0 b により、ユーザから選択された画像を、リアル再構成に用いる画像として選択する。

【0056】

続いて、処理回路 1 5 0 は、生成機能 1 5 0 b により、ステップ S 1 1 0 で得られた位相情報と、ステップ S 1 2 0 で選択された画像とを用いてリアル再構成を行って、実画像であるリアル再構成画像を生成する(ステップ S 1 3 0)。

【0057】

具体的には、処理回路 1 5 0 は、位相補正処理を行う。かかる位相補正処理は、画素の位置が同じであれば位相ずれの角度も同じになる、という仮定をおいて行われる。画素を x として、リアル再構成に用いる画像の画像信号を、 (x) 、リアル再構成に用いる画像の位相信号を、 (x) とすると、前述のように、 $(x) = |(x)| \exp(i \angle(x))$ が成り立つ。ここで、この式を変形すると、 $| (x) | = (x) \exp(-i \angle(x))$ となるから、右辺を評価すると実数となる。

【0058】

ここで、「画素の位置が同じであれば位相ずれの角度もほぼ同じになる」という仮定をす

10

20

30

40

50

ると、リアル再構成に用いる画像の位相信号 (x) は、ステップ S 1 1 0 で得られた参照画像の位相信号 $R(x)$ とほぼ等しくなる。従って、 (x) を、 $R(x)$ と置き換えて、「 $(x) \exp(-i R(x))$ 」を評価すると、この値は、虚部の成分がほぼ 0 の複素数となり、ほぼ実数となることが期待される。処理回路 1 5 0 は、生成機能 1 5 0 b により、その実部、すなわち $\text{Re}((x) \exp(-i R(x)))$ を算出することにより、リアル再構成を行って、実画像であるリアル再構成画像を生成する。このことにより、実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置 1 0 0 は、反転パルスの極性情報を保持しかつ磁気共鳴信号の位相ずれを除去したコントラスト画像を取得することができる。

【0059】

続いて、処理回路 1 5 0 は、制御機能 1 5 0 a により、ステップ S 1 3 0 で生成された再構成画像を、表示装置 1 3 5 に表示させる(ステップ S 1 4 0)。図 5 に、リアル再構成画像に用いる画像として、3 つの画像を選択した場合の GUI (Graphical User Interface) が示されている。処理回路 1 5 0 は、制御機能 1 5 0 a により、表示領域 4 0 において、リアル再構成された画像のうち第 1 のものを、表示領域 4 3 a に、リアル再構成された画像のうち第 2 のものを、表示領域 4 3 b に、リアル再構成された画像のうち第 3 のものを、表示領域 4 3 c に、表示させる。

【0060】

また、ステップ S 1 1 0 ~ 1 4 0 の処理と並行して、又はそれらの処理の前や後に、ステップ S 2 0 0 ~ 2 1 0 の処理が行われる。処理回路 1 5 0 は、ステップ S 1 0 0 で得られた、複数の TI において取得された複数のデータに基づいて、 T_1 マップを生成する(ステップ S 2 0 0)。続いて、処理回路 1 5 0 は、制御機能 1 5 0 a により、ステップ S 2 0 0 で生成された T_1 マップを表示する(ステップ S 2 1 0)。図 5 に、かかる GUI の一例が示されている。処理回路 1 5 0 は、制御機能 1 5 0 a により、ステップ S 2 0 0 において生成された T_1 マップを、表示領域 4 1 に表示する。

【0061】

以上のように、第 1 の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置 1 0 0 は、反転パルスを複数の時刻に印加し、複数の時刻にデータを収集するパルスシーケンスを実行するシーケンス制御部と、収集されたデータから位相情報を取得しそれを利用してリアル再構成画像を生成する生成部とを備える。このことにより、反転パルスの極性情報を保持し、磁気共鳴信号の位相ずれを除去した画像を生成することができる。また、実行されるパルスシーケンスからは、リアル再構成画像のみならず、 T_1 マップ等も生成することもできるので、総合的な検査効率を向上することができる。

【0062】

実施形態はこれに限られない。シーケンス制御回路 1 2 0 が実行するパルスシーケンスのパターンは、「3、(3)、3、(3)、5」に限られず、シーケンス制御回路 1 2 0 は、その他のパターンの MOLLI 法のパルスシーケンスを実行してもよい。また、シーケンス制御回路 1 2 0 が実行するパルスシーケンスのパターンは、MOLLI 法のパルスシーケンスに限られず、実施形態は、反転パルスを印加し、複数の TI でデータ収集を行うその他のパルスシーケンスにも適用可能である。

【0063】

また、PSIR 法の場合と同様に、処理回路 1 5 0 は、生成機能 1 5 0 b により、上述した以外の処理をリアル再構成の際に行っても良い。

【0064】

一例として、処理回路 1 5 0 は、生成機能 1 5 0 b により、ステップ S 1 3 0 において、フェースドアレイコイルから得た各々の信号に対して、参照画像から生成された B_1 磁場コイル感度マップを適用してコイルに起因した位相誤差を補正する。続いて、処理回路 1 5 0 は、生成機能 1 5 0 b により、この信号を位相感度検出によって k 空間上で実数成分と虚数成分とに分解し、フーリエ変換を行い実数画像と虚数画像を算出する。続いて、処理回路 1 5 0 は、生成機能 1 5 0 b により、リアル再構成の対象となる画像からは強度画

10

20

30

40

50

像を、参照画像からは位相画像を算出し、算出された強度画像に、算出された位相画像を乗じて、リアル再構成画像を生成する。

【 0 0 6 5 】

また、第 1 の実施形態では、撮像対象が心臓である場合について説明したが、実施形態はこれに限られず、撮像対象がその他の臓器であっても発明は同様に適用可能である。また、第 1 の実施形態では、同じ心位相でデータ収集が行われる場合について説明したが、実施形態はこれに限られず、互いに心位相が異なるデータを含んでデータ収集が行われてもよい。また、第 1 の実施形態では、収集したデータの一部に対してリアル再構成が行われる場合について説明したが、実施形態はこれに限られず、全てのデータに対してリアル再構成が行われてもよい。

10

【 0 0 6 6 】

(第 2 の実施形態)

第 1 の実施形態においては、ステップ S 1 2 0 において、ユーザから入力した結果を基にリアル再構成に用いられる画像を選択する場合について説明した。実施形態はこれに限られない。第 2 の実施形態では、ステップ S 1 2 0 において、処理回路 1 5 0 が、生成機能 1 5 0 b により、自動的に、リアル再構成に用いられる画像を選択する場合について説明する。

【 0 0 6 7 】

図 5 に、このような G U I の一例が示されている。ボタン 4 5 a 及びボタン 4 5 b は、リアル再構成に用いられる画像を、第 1 の実施形態のように手動選択するか、第 2 の実施形態のように自動選択するかを切替えるためのボタンである。ユーザがボタン 4 5 b を、ステップ S 1 3 0 のタイミングまでに選択すると、処理回路 1 5 0 は、生成機能 1 5 0 b により、ステップ S 1 3 0 において、リアル再構成に用いられる画像を、自動選択する。かかる場合、ステップ S 1 3 0 の開始タイミングまでに、ユーザは表示領域 6 0 で、リアル再構成に用いられる画像をどのように自動選択するかの設定を行う。また、別の例として、ユーザは撮像開始前に、別の G U I 等で、リアル再構成に用いられる画像をどのように自動選択するかの設定を行ってもよい。

20

【 0 0 6 8 】

ステップ S 1 3 0 の開始タイミングまでに、ユーザがボタン 6 1 a を選択すると、処理回路 1 5 0 は、受付機能 1 5 0 c により、ユーザから関心領域 (R O I (R e g i o n O f I n t e r e s t)) の選択を受け付ける。例えば、処理回路 1 5 0 は、制御機能 1 5 0 a により、ユーザにブルズアイマップ 6 2 を表示させる。処理回路 1 5 0 は、受付機能 1 5 0 c により、ブルズアイマップ 6 2 を見たユーザから、関心領域の選択を受け付ける。一例として、ユーザが所定の関心領域 6 2 a をクリックすると、処理回路 1 5 0 は、受付機能 1 5 0 c により、ユーザがクリックした関心領域 6 2 a が、関心領域であると判断し、入力を受け付ける。ステップ S 1 3 0 の開始時、処理回路 1 5 0 は、生成機能 1 5 0 b により、ユーザにより入力された関心領域に基づいて、リアル再構成に用いる画像を自動選択する。具体的には、記憶回路 1 3 2 に、関心領域と、当該関心領域を観察するのに最適な T I の値とが対応付けられたデータベースが記憶されている。処理回路 1 5 0 は、記憶回路 1 3 2 から当該データベースを取得し、ユーザにより入力された関心領域と照合することで、当該関心領域を観察するのに最適な T I の値を取得し、その値に基づいて、リアル再構成に用いる画像を自動選択する。

30

40

【 0 0 6 9 】

別の例として、ステップ S 1 3 0 の開始タイミングまでに、ユーザがボタン 6 1 b を選択すると、処理回路 1 5 0 は、受付機能 1 5 0 c により、撮像対象の部位又は撮像対象の病変の種類を選択を受け付ける。ユーザは、プルダウンメニュー 6 5 a により、撮像対象の部位を、プルダウンメニュー 6 5 b により、撮像対象の病変の種類を変更できる。ステップ S 1 3 0 の開始時、処理回路 1 5 0 は、生成機能 1 5 0 b により、選択された撮像対象の部位又は撮像対象の病変の種類に基づいて、リアル再構成に用いる画像を自動選択する。具体的には、記憶回路 1 3 2 に、撮像対象の部位又は撮像対象の病原の種類と、当該関

50

心領域を観察するのに最適な T I の値とが対応付けられたデータベースが記憶されている。処理回路 150 は、記憶回路 132 から当該データベースを取得し、最適な T I の値を算出し、その値に基づいて、リアル再構成に用いる画像を自動選択する。

【0070】

別の例として、ステップ S 130 の開始タイミングまでに、ユーザがボタン 61c を選択すると、ステップ S 130 の開始時、処理回路 150 は、生成機能 150b により、S/N 比が良い画像を選択し、リアル再構成に用いる画像として自動選択する。

【0071】

また、別の例として、ユーザがボタン 61d を選択すると、処理回路 150 は、生成機能 150b により、デフォルトで定められた所定の画像を、リアル再構成に用いる画像として自動選択する。この画像は、プルダウンメニュー 66a で変更できる。また、参照画像についても、プルダウンメニュー 66b で変更できる。

10

【0072】

(第3の実施形態)

第1の実施形態及び第2の実施形態では、MOLLI法のパルスシーケンスを利用して、T₁マップを生成する場合について説明した。実施形態はこれに限られない。第3の実施形態では、ECVマップを生成する場合について説明する。

【0073】

第3の実施形態では、ステップ S 100 において、シーケンス制御回路 120 は、造影剤を投入している場合、造影剤を投影していない場合（造影剤を投入する前）の2つの場合について、それぞれパルスシーケンスを実行する。ステップ S 110 ~ ステップ S 140 において、処理回路 150 は、生成機能 150b により、造影剤を投入している場合、造影剤を投入していない場合それぞれについて、第1の実施形態と同様の処理を行う。

20

【0074】

ステップ S 200 において、処理回路 150 は、生成機能 150b により、T₁マップの生成に加えて、ステップ S 100 で収集された複数のデータに基づいて、ECVマップを生成する。具体的には、処理回路 150 は、生成機能 150b により、造影剤を投入している場合のデータと、造影剤を投入していない場合のデータとに基づいて、ECVマップを生成する。ステップ S 210 において、処理回路 150 は、制御機能 150a により、T₁マップに加えて、ECVマップを表示装置 135 に表示させる。かかる GUI の一例が図5に示されている。処理回路 150 は、制御機能 150a により、表示領域 42 に、ECVマップを表示させる。

30

【0075】

(プログラム)

上述した実施形態の中で示した処理手順に示された指示は、ソフトウェアであるプログラムに基づいて実行されることが可能である。汎用の計算機システムが、このプログラムを予め記憶しておき、このプログラムを読み込むことにより、上述した実施形態の磁気共鳴イメージング装置 100 や画像処理装置 200 による効果と同様な効果を得ることも可能である。上述した実施形態で記述された指示は、コンピュータに実行させることのできるプログラムとして、磁気ディスク（フレキシブルディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、CD-R、CD-RW、DVD-ROM、DVD-R、DVD-RWなど）、半導体メモリ、又はこれに類する記録媒体に記録される。コンピュータ又は組み込みシステムが読み取り可能な記憶媒体であれば、その記憶形式は何れの形態であってもよい。コンピュータは、この記録媒体からプログラムを読み込み、このプログラムに基づいてプログラムに記述されている指示をCPUで実行させれば、上述した実施形態の磁気共鳴イメージング装置や画像処理装置と同様な動作を実現することができる。もちろん、コンピュータがプログラムを取得する場合又は読み込む場合はネットワークを通じて取得又は読み込んでよい。

40

【0076】

また、記憶媒体からコンピュータや組み込みシステムにインストールされたプログラムの

50

指示に基づきコンピュータ上で稼働しているOS（オペレーティングシステム）や、データベース管理ソフト、ネットワーク等のMW（ミドルウェア）等が、上述した実施形態を実現するための各処理の一部を実行してもよい。

【0077】

さらに、記憶媒体は、コンピュータあるいは組み込みシステムと独立した媒体に限らず、LAN（Local Area Network）やインターネット等により伝達されたプログラムをダウンロードして記憶又は一時記憶した記憶媒体も含まれる。

【0078】

また、記憶媒体は1つに限られず、複数の媒体から、上述した実施形態における処理が行われる場合も、実施形態における記憶媒体に含まれ、媒体の構成は何れの構成であってもよい。

10

【0079】

なお、実施形態におけるコンピュータ又は組み込みシステムは、記憶媒体に記憶されたプログラムに基づき、上述した実施形態における各処理を実行するためのものであって、パソコン、マイコン等の1つからなる装置、複数の装置がネットワーク接続されたシステム等の何れの構成であってもよい。

【0080】

また、実施形態におけるコンピュータとは、パソコンに限らず、情報処理機器に含まれる演算処理装置、マイコン等も含み、プログラムによって実施形態における機能を実現することが可能な機器、装置を総称している。

20

【0081】

（ハードウェア構成）

図6は、実施形態に係る画像処理装置200のハードウェア構成を示す図である。上述した実施形態に係る画像処理装置200は、CPU（Central Processing Unit）310等の制御装置と、ROM（Read Only Memory）320やRAM（Random Access Memory）330等の記憶装置と、ネットワークに接続して通信を行う通信インタフェース340と、各部を接続するバス301とを備えている。上述した実施形態に係る画像処理装置200で実行されるプログラムは、例えばROM320等に予め組み込まれて提供される。また、上述した実施形態に係る画像処理装置200で実行されるプログラムは、コンピュータを上述した画像処理装置200の各部として機能させ得る。このコンピュータは、CPU310がコンピュータ読取可能な記憶媒体からプログラムを主記憶装置上に読み出して実行することができる。

30

【0082】

以上述べた少なくとも一つの実施形態の磁気共鳴イメージング装置によれば、反転パルスの極性情報を保持した画像を生成する、又は磁気共鳴信号の位相ずれを除去した画像を生成することができる。また、検査効率を向上することができる。

【0083】

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同様に、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ものである。

40

【符号の説明】

【0084】

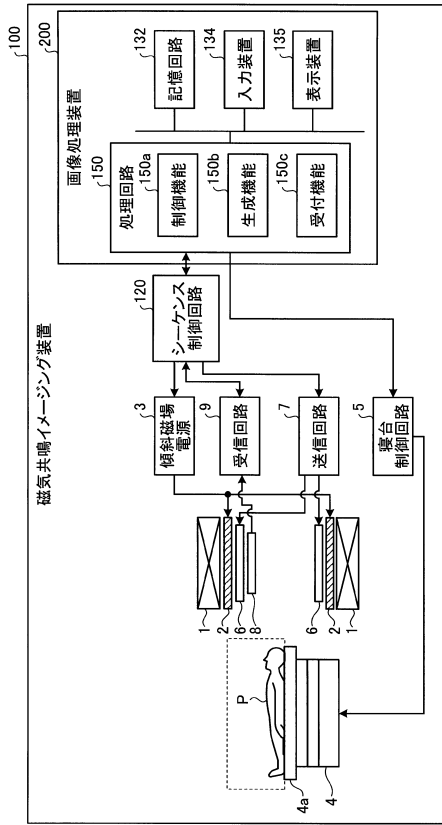
120 シーケンス制御回路

150 処理回路

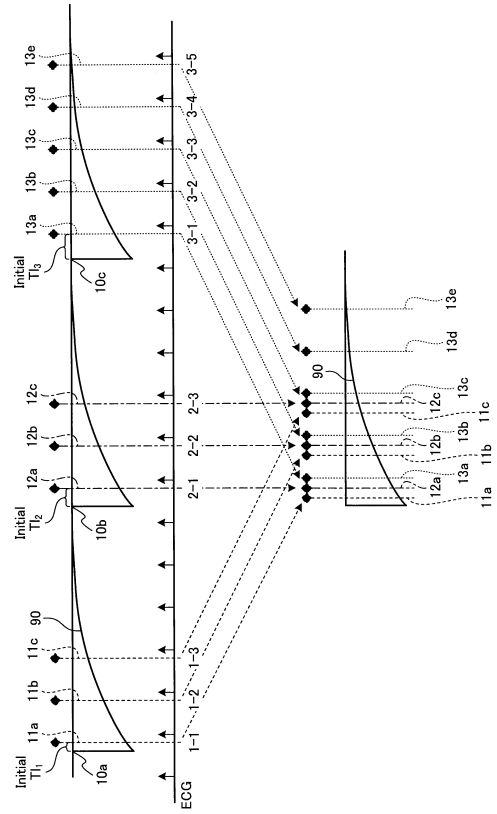
150b 生成機能

50

【図面】
【図 1】



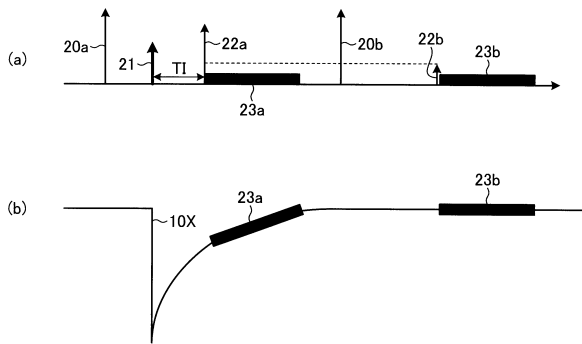
【図 2】



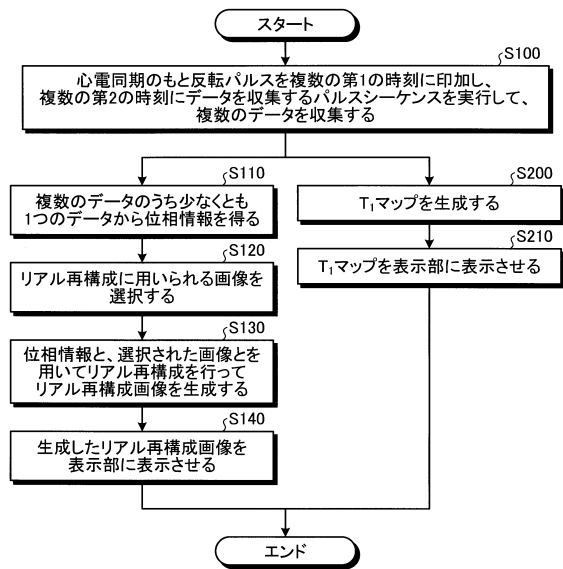
10

20

【図 3】



【図 4】

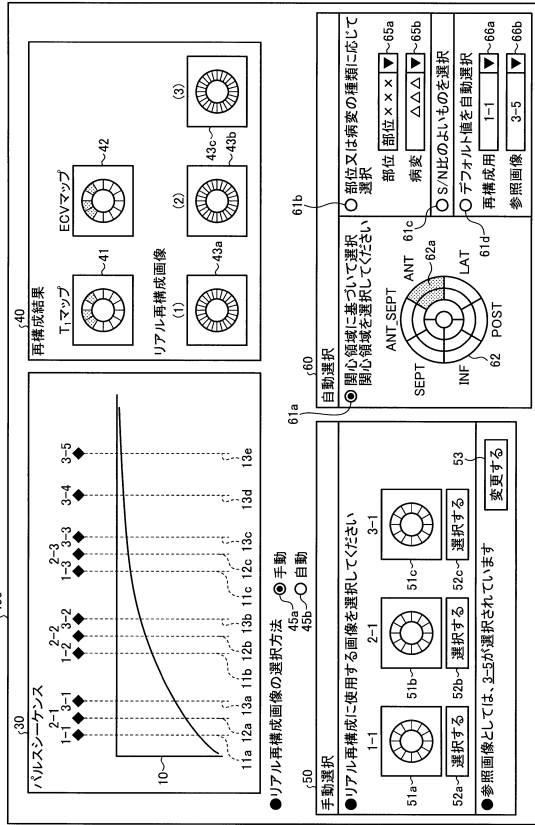


30

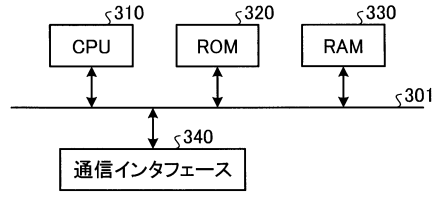
40

50

【図5】



【図6】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2013/0272591 (US, A1)
特開2009-233323 (JP, A)
国際公開第2012/060252 (WO, A1)
国際公開第2015/162068 (WO, A1)
特開2004-305454 (JP, A)
Peter Kellman et al. , Phase-Sensitive Inversion Recovery for Detecting Myocardial Infarction Using Gadolinium-Delayed Hyperenhancement , Magnetic Resonance in Medicine , 2002年01月23日 , vol. 47 , pp. 372-383
Hui Xue et al. , Myocardial T1 Mapping with Phase-Sensitive Motion Correction and Inversion Recovery Fitting , Proceedings of International Society for Magnetic Resonance in Medicine (2012年) , 2012年05月11日 , p. 84
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , DB名)
A61B 5/055
G01N 24/00 - 24/14
G01R 33/28 - 33/64