

(19)日本国特許庁(JP)

## (12)特許公報(B2)

(11)特許番号  
特許第6991848号  
(P6991848)

(45)発行日 令和4年1月13日(2022.1.13)

(24)登録日 令和3年12月10日(2021.12.10)

(51)国際特許分類	F I			
A 6 1 B	5/055(2006.01)	A 6 1 B	5/055	3 7 0
		A 6 1 B	5/055	3 1 1

請求項の数 9 (全16頁)

(21)出願番号	特願2017-239898(P2017-239898)	(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12月14日(2017.12.14)	(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2018-110848(P2018-110848 A)	(72)発明者	アンドリュー・ジェイ・ウィートン アメリカ合衆国, イリノイ州 60061, バーノン・ヒルズ, ノース・ディアパス・ドライブ 706 東芝メディカル リサーチ・アメリカ社内
(43)公開日	平成30年7月19日(2018.7.19)	(72)発明者	ミシェル・アール・トンプソン アメリカ合衆国, イリノイ州 60061, バーノン・ヒルズ, ノース・ディアパス・ドライブ 706 東芝メディカル リサーチ・アメリカ社内
審査請求日	令和2年11月2日(2020.11.2)		最終頁に続く
(31)優先権主張番号	15/401,749		
(32)優先日	平成29年1月9日(2017.1.9)		
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		

(54)【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

## (57)【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

複数のRF(Radio Frequency)パルスを印加してエコーを生成する第1のパルスシーケンスと、RFパルスを印加してデータ収集を行う第2のパルスシーケンスとを実行するシーケンス制御部と、

前記第1のパルスシーケンスにおける前記エコーのピーク位置の測定値と、前記第1のパルスシーケンスにおける前記エコーのピーク位置の理論値との時間差を算出し、前記時間差に基づいて、前記第2のパルスシーケンスにおける前記RFパルスの有効励起時間を算出する算出部とを備える磁気共鳴イメージング装置。

## 【請求項2】

前記複数のRFパルスは、実質的に同じ時間幅、振幅、波形形状、およびフリップ角を有する、請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。

## 【請求項3】

前記シーケンス制御部は、前記第1のパルスシーケンス及び前記第2のパルスシーケンスにおいて、前記RFパルスの印加から前記データ収集までの間一定の振幅の傾斜磁場を更に印加する、請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。

## 【請求項4】

前記複数のRFパルスは、1対のRFパルスである、請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。

## 【請求項5】

前記シーケンス制御部は、前記第 1 のパルスシーケンスを、複数回実行し、前記算出部は、複数回実行された前記第 1 のパルスシーケンスにおいて生成された複数の前記エコーのピーク位置の測定値と、複数回実行された前記第 1 のパルスシーケンスにおいて生成された複数のエコーのピーク位置の理論値とに基づいて、前記有効励起時間を算出する、請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】

前記シーケンス制御部は、前記第 1 のパルスシーケンスの実行のたび、前記複数の RF パルスの印加間隔を一定の時間だけ増やしながらか、前記第 1 のパルスシーケンスを複数回実行する、請求項 5 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】

前記算出部は、複数回実行された前記第 1 のパルスシーケンスにおいて生成された複数の前記エコーのピーク位置の測定値と、複数回実行された前記第 1 のパルスシーケンスにおいて生成された複数の前記エコーのピーク位置の理論値との間で線形フィッティングを行って、前記有効励起時間を算出する、請求項 5 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 8】

前記複数の RF パルスは、3 個以上の RF パルスである、請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】

前記第 2 のパルスシーケンスは、ZTE (Zero Time Echo) シーケンスまたは PETRA (Pointwise Encoding Time Reduction with Radial Acquisition) 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。

【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に関する。

【背景技術】

【0002】

ZTE (Zero Echo Time) や PETRA (Pointwise Encoding Time Reduction with Radial Acquisition) 等の磁気共鳴イメージング方法において、RF パルスの印加から、データ収集の開始までには、一定の時間遅延が生じる。

【0003】

この時間遅延のため、k 空間中心付近に対応するデータに、アーチファクトが生じる。従って、かかるアーチファクトを補正するため、RF パルスの印加からデータ収集の開始までの時間が正確に算出されるのが望ましい。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【文献】米国特許 8、717、023 号明細書  
米国特許 8、552、727 号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、画質を向上させることである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

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、算出部とを備える。シーケンス制御部は、複数の RF (Radio Frequency) パルスを印加してエコーを生成する第 1 のパルスシーケンスと、RF パルスを印加してデータ収集を行う第

10

20

30

40

50

2 のパルスシーケンスとを実行する。算出部は、前記第 1 のパルスシーケンスにおける前記エコーのピーク位置の測定値と、前記第 1 のパルスシーケンスにおける前記エコーのピーク位置の理論値との時間差を算出し、前記時間差に基づいて、前記第 2 のパルスシーケンスにおける前記 R F パルスの有効励起時間を算出する算出部とを備える。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【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した図である。

【図 2】図 2 は、Z T E ( Z e r o T i m e E c h o ) におけるデータ収集について示した図である。

【図 3 A】図 3 A は、P E T R A における収集及び傾斜磁場波形の例について示した図である。 10

【図 3 B】図 3 B は、P E T R A において収集される k 空間領域の例を示す図である。

【図 4 A】図 4 A は、経験的な方法により画像再構成を行った場合の例を示す図である。

【図 4 B】図 4 B は、図 4 A の拡大図である。

【図 5 A】図 5 A は、S E ( S p i n - E c h o ) を生成する信号波形の例である。

【図 5 B】図 5 B は、それぞれ、スピンエコー及び被検体のスキャンに係る信号ピークの位置の位置を示す図である。

【図 6】図 6 は、実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置が行う処理の流れを示したフローチャートである。

【図 7】図 7 は、データ収集における反復処理の例を示す図である。 20

【図 8 A】図 8 A は、所定の反復回数で収集した信号データにおける、理想的なエコー位置および測定ピーク位置を示す、グラフの例である。

【図 8 B】図 8 B は、収集された信号データの実測されたピーク位置を、エコー信号が起こる理論的な位置の時間シフトに対してプロットしたグラフの例である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

代表的な実施形態について、図面の参照番号を示しながら説明する。本明細書で開示する実施形態および図面は、実施形態がそれらに限定されるものではなく、実施形態の例を示したに過ぎない。以降の技術範囲および特許請求の範囲は、図面に示し本明細書に記載する実施形態により制限されるものではない。 30

【0009】

実施形態は主として、特定の実施形態に関連する個々のプロセスおよびシステムの観点から記載するものである。しかしながら、これらのプロセスおよびシステムは、その他の実施形態においても効果的に作用するであろう。「ある実施形態」、「1つの実施形態」、および「別の実施形態」等の語句は、同一実施形態または異なる実施形態のことを意味してもよい。実施形態は、特定の構成要素を有する方法および構成について記載されるものである。しかしながら、方法および構成は、示される構成要素よりも多いまたは少ない構成要素を含んでいてもよく、本開示の範囲から逸脱することなく当該構成要素の配置および種類における変更を行ってもよい。

【0010】

代表的な実施形態を、一定のステップを有する方法に係る実施形態の文脈に沿って説明する。しかしながら、かかる方法および構成は、代表的な実施形態に相反しない追加的な工程および異なる順番の工程において、効果的に作用する。したがって、本開示は、示す実施形態に制限されることを意図するものではなく、本明細書に記載する原理および特徴に合わせた最も広い範囲を与えるものである。 40

【0011】

さらに、数値の範囲が示されている場合、範囲の上限と下限との間に挟まれたそれぞれの数値、およびあらゆるその他の明示した数値または当該明示した範囲の間にある数値は、本開示の一部として包含されることを理解すべきである。明示した範囲が上限および下限を含む場合、その上限および下限の両方を除く範囲もまた含まれる。明示的に示さない限 50

り、本明細書で使用する用語は、当業者により理解される明白かつ一般的な意味を有することを意図する。あらゆる定義は、本開示を理解する上で読者を支援することを意図しており、特に指示しない限りにおいて、かかる用語の意味を変更または別の場合制限することを意図したものではない。

【0012】

図1に、実施形態に係るMRI (Magnetic Resonance Imaging) システム100が記載されている。図1に示すMRIシステム100は、架台101 (概略断面図で示す)、および当該架台と連動する種々の関連システム構成要素103を備えている。少なくとも架台101は通常、シールドルーム内に配置される。図1に示したMRIシステムの構造は、実質的に同軸円筒状配置である、静電場の $B_0$ 磁石111、 $G_x$ 、 $G_y$ 、 $G_z$ 傾斜磁場コイル113、および大型の全身用RFコイル (Whole-Body RF coil: WBC) 115を備える。当該円筒状部材アレイの水平軸線に沿って、寝台120に支持された患者119の頭部を実質的に取り囲むようなイメージングボリューム117がある。

10

【0013】

より小型である1つ以上のアレイRFコイル121は、イメージングボリューム117内の患者の頭部 (本明細書では、例えば「スキャンした被検体」または「被検体」のことを意味する) に、より密接に取り付けることが可能である。当業者は理解するであろうが、WBCと比較して、表面コイル等の比較的小型のコイルやアレイは、特定の身体部位 (例えば、腕、肩、肘、手首、膝、脚、胸部、脊椎等) 用に多くの場合カスタマイズされる。本明細書において、かかる小型RFコイルとは、アレイコイル (Array Coil: AC) またはフェーズドアレイコイル (Phased-Array Coil: PAC) のことを指す。当該アレイコイルは、RF信号をイメージングボリュームへと送信するように構成された少なくとも1つのコイル、およびイメージングボリューム内の患者の頭部等の被検体からのRF信号を受信するように構成された複数の受信コイルを含むことができる。

20

【0014】

MRIシステム100は、ディスプレイ124、キーボード126、およびプリンタ128と接続する入力/出力ポートを有するMRIシステムコントローラ130を備える。通常理解できるように、ディスプレイ124は、制御入力も同様に提供する種々のタッチスクリーンであってもよい。マウスまたはその他の入力/出力 (Input/Output: I/O) デバイス (1つまたは複数) もまた提供可能である。

30

【0015】

MRIシステムコントローラ130はMRIシーケンスコントローラ140と連動し、次いで、当該MRIシーケンスコントローラは、 $G_x$ 、 $G_y$ 、 $G_z$ 傾斜磁場コイルドライバ132、RF送信機134に加えて、T/R (送信/受信) スイッチ136 (送信および受信の双方に同一のRFコイルが使用される場合) を制御する。MRIシーケンスコントローラ140は、パラレルイメージングを含むMRIイメージング (核磁気共鳴 (Nuclear Magnetic Resonance: NMR) イメージングとしても周知) 技術を実施するための、適切なプログラムコード構造138を含む。MRIシーケンスコントローラ140は、エコープラナーイメージング (Echo-Planar Imaging: EPI) やパラレルイメージングに合わせて構成可能である。その上、MRIシーケンスコントローラ140は、メインスキャン磁気共鳴 (Magnetic Resonance: MR) 画像 (診断画像とも呼ばれる) を取得するために、1つ以上の準備スキャン (プリスキャン) シーケンスおよびスキャンシーケンスを容易にすることができる。例えば、プリスキャンからのMRデータを使用し、全身用RFコイル115やアレイRFコイル121の感度マップ (コイル感度マップまたは空間感度マップと呼ばれることもある) を測定することができ、またパラレルイメージングにより、アンフォールドされたマップを決定することもできる。MRIシーケンスコントローラ140は、シーケンス制御部の一例である。

40

【0016】

MRI関連システム構成要素103は、処理済み画像データを生成するように、入力をM

50

R Iデータプロセッサ142へと提供するRF受信機140を含み、当該画像データは、ディスプレイ124へと送信される。MRIデータプロセッサ142はさらに、あらかじめ生成済みのMRデータ、画像、マップやシステム構成パラメータ、マップ/MRI画像メモリ146、ならびに、画像再構成プログラムコード構造44およびプログラム格納部150にアクセスするように構成されており、当該マップは例えば、コイル感度マップ、パラレルイメージング展開マップ、ゴーストリダクションマップ、歪みマップ等である。

【0017】

1つの実施形態では、MRIデータプロセッサ142は処理回路を含む。処理回路は、特定用途向け集積回路(Application-Specific Integrated Circuit: ASIC)、構成可能な論理デバイス、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)、およ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、ならびに本開示内で列挙する機能を実行するために調整されたその他の回路部品等のデバイスを含むことができる。

10

【0018】

MRIデータプロセッサ142は、画像再構成プログラムコード構造44およびプログラム格納部150内に収容された1つ以上の命令のうちの、1つ以上のシーケンスを実行する。あるいは、ハードディスクまたは取り外し可能なメディアドライブ等の別のコンピュータ可読媒体から、命令を読み出すことも可能である。多重処理配列内の1つ以上のプロセッサを採用し、画像再構成プログラムコード構造44およびプログラム格納部150内に収容された命令シーケンスを実行することもまた可能である。代替的な実施形態では、ソフトウェア命令に代えてまたはソフトウェア命令と組み合わせて、配線回路を使用することが可能である。したがって、開示する実施形態は、ハードウェア回路およびソフトウェアのいかなる特定の組み合わせにも制限されるものではない。

20

【0019】

なお、MRIデータプロセッサ142は、後述するように、図示しない算出機能を有する。MRIデータプロセッサ142が有する算出機能は、算出部の一例である。

【0020】

加えて、本明細書で使用する用語「コンピュータ可読媒体」とは、実行のためMRIデータプロセッサ142への命令提供に関与する、あらゆる非一過性の媒体を意味することを理解すべきである。コンピュータ可読媒体は、非揮発性媒体または揮発性媒体を含む多くの形態であってもよいが、これらに限定されない。非揮発性媒体は、例えば、光ディスク、磁気ディスクおよび光磁気ディスク、または取り外し可能なメディアドライブを含む。揮発性媒体はダイナミックメモリを含む。

30

【0021】

MRIシステムのプログラム格納部(メモリ)150に関する一般的表記もまた、図1に示すが、格納したプログラムコード構造(例えば、グラフィカルユーザインタフェースを定義し当該インタフェースへの操作者の入力を受け付けること等のために、ゴーストアーチファクトを低減または排除した画像を再構成するため)は、MRIシステム100における種々のデータ処理用構成要素にアクセス可能な、非一過性のコンピュータ可読記憶媒体内に格納される。当業者は理解するであろうが、プログラム格納部150は、分割されていてもよく、また少なくとも部分的に、コンピュータの通常動作において、かかる格納プログラムコード構造を最も早急に必要とする、関連システム構成要素103の処理コンピュータのうちの異なるコンピュータに直接接続されてもよい(すなわち、格納しMRIシステムコントローラ130に直接接続する通常状態に代えて)。

40

【0022】

加えて、図1に示すMRIシステム100を利用して、以下本明細書に記載する代表的な実施形態を実行することも可能である。システム構成要素は、異なる論理回路の集合体からなる「ボックス」に分けることができ、通常、多数のデジタル信号プロセッサ(Digital Signal Processor: DSP)、マイクロプロセッサ、および専用処理回路(例えば、高

50

速アナログ/デジタル (Analog to Digital : A / D) 変換、高速フーリエ変換、アレイ処理等) を備えることが可能である。上記プロセッサのうちのそれぞれは通常、クロック制御した「ステートマシン」であり、当該ステートマシンにおける物理的なデータ処理回路は、それぞれのクロックサイクル (または所定のクロックサイクル数) が発生すると、ある物理的状态から別の物理的状态へと遷移する。

#### 【 0 0 2 3 】

さらに、処理回路 (例えば、中央演算処理装置 (Central Processing Unit : CPU)、レジスタ、バッファ、演算装置等) の物理的状态が、動作進行中に、あるクロックサイクルから別のクロックサイクルへと次第に変化するだけでなく、関連するデータ記憶媒体 (例えば、磁気記憶媒体内のビット記憶部) の物理的状态は、かかるシステムの動作中に、ある状態から別の状態へと変化する。例えば、画像再構成プロセスの結果や、時に画像再構成マップ (例えば、コイル感度マップ、展開マップ、ゴーストマップ、歪みマップ等) の生成プロセスの結果において、物理的な記憶媒体内における、コンピュータ可読かつアクセス可能なデータ値記憶部位のアレイは、ある前の状態 (例えば、全て均一な「0」の値または全て「1」の値) から新しい状態へと変化し、現実における物理的な事象および状態 (例えば、イメージングボリューム空間に亘る患者の物理的内部構造) を表すためのかかるアレイの物理的部位における物理的状态は、最小値と最大値との間で変動する。当業者は理解するであろうが、コンピュータ制御プログラムコードにおける特定の構成が、命令レジスタへと順次ロードされ、MRIシステム100の1つ以上のCPUにより実行される際、動作状態における特定のシーケンスを発生させ、MRIシステム100内全体に亘って遷移させるため、データ値記憶に関するかかるアレイは、物理的構造を表し、また物理的構造を構成する。

#### 【 0 0 2 4 】

以下に記載する代表的な実施形態では、複数の入力RFパルスの中から入力RFパルスの時間原点を測定するための技術が示される。本明細書に記載する実施形態では、具体的には、MRIデータ収集プロセス (ZTE、PETRA等) 等に関係するタイミングエラーを直接測定するための機構が示される。タイミングエラーの正確な決定により、収集したk空間データをグリッド上へと正確に配置すること (「グリidding」) が可能となり、アーチファクトを低減しつつ正確な画像再構成を行うことにつながる。ZTEおよびPETRAによる収集技術は、入力RFパルスの時間原点を決定する方法の応用範囲を強調するための例としてのみ使用されている。実施形態の技術は、あらゆるシステムのキャリブレーションを目的として一様に適用可能である。

#### 【 0 0 2 5 】

具体的には、実施形態においては、RFパルスにおける実効磁気中心または実効時間原点の決定が可能となり、またそれにより、傾斜磁場のタイミングまたは性能に関連し得る不明瞭さを低減することができる。

#### 【 0 0 2 6 】

MRI画像は、k空間の各点でエンコードされる、NMRによるRF応答信号 (例えば、自由誘導減衰、傾斜磁場エコー (Gradient Echo : GE)、スピンエコー (Spin Echo : SE) のデータ) を収集することにより生成される。このRF応答信号は、例えばフーリエ変換等のあらゆる種類の処理を適用する前に、MRIシステムから直接取得されるデータマトリクスである。

#### 【 0 0 2 7 】

k空間は、被検体の1次元、2次元、または3次元における空間周波数情報を表す。k空間は、位相エンコード方向に充填される空間および周波数エンコード方向のデータにより定義される。k空間データと画像データとの間の変換は、フーリエ変換を用いて記述できる。データ収集マトリクスは、画像処理前の生データを含む。2次元 (2-dimensional : 2D) フーリエ変換イメージングでは、データ線は、特定の位相エンコードレベルにおけるデジタル化したMR信号に対応する。k空間内の位置は、画像化対象の被検体全体に亘って印加される傾斜磁場の時間積分値に直接関係する。生データマトリクス内のあらゆる

10

20

30

40

50

点は、完全な画像における情報の一部を含む。生データマトリクス内の点は、画像マトリクス内の点には対応しない。生データマトリクスの外側の行、すなわち高い空間周波数は、画像の境界および輪郭に関する情報（すなわち、構造の詳細）を提供し、マトリクスの内側の行、すなわち低い空間周波数は、画像全体のコントラストに関する情報を提供する。

#### 【0028】

1つの実施形態では、MRIシーケンスは、データを収集し画像を形成するように設計された、RFパルスと傾斜磁場との順序立った組み合わせである。MR画像を生成するためのデータは、一続きの工程により得られる。最初に、RFパルスを用いて組織を励磁するが、当該パルスは、スライス選択傾斜磁場と同時に印加可能である。シーケンスの他の2つの特徴的な要素は、位相エンコードの読み出しおよび周波数エンコードの読み出しであり、当該読み出しは、プロトンをその他の2つの次元内に空間的に配置するために必要とされる。最後に、データを収集した後、一続きの位相エンコード工程のためプロセスを繰り返す。

10

#### 【0029】

図2に、代表的なZTEデータ収集波形200を示す。ZTEデータ収集では、傾斜磁場波形203は、入力RF信号201の透過直前の時点で遷移（すなわち、振幅が変わる）する。例えば、図2に示すとおり、傾斜磁場波形203は、第1のRFパルス201aの透過前に振幅を変える。

#### 【0030】

RFパルス201aの時間原点を基準として一定の時間遅延(タイミングエラー205)の経過後に始まるデータ収集期間207内において、データが収集される。ここで、RFパルスの時間原点とは、パルスシーケンスのTE(Echo Time)を決定するための基準となるための時間である、いわゆるRFパルスの有効励起時間のことを指す。印加されるRFパルスが対称パルスの場合、RFパルスの時間原点は、RFパルスの時間的な中心におおむね等しくなる。一方、印加されるRFパルスが非対称パルスの場合、RFパルスの時間原点は、RFパルスの時間的な中心からずれる場合がある。また、一定の時間遅延は、本明細書において「タイミングエラー」と呼ばれ、で表される。RFパルス201aが透過する少し前の時点から、データ収集期間207が終了する少し後の時点まで延びる時間幅において、傾斜磁場波形203は、一定の振幅を維持することに留意されたい。さらに、データ収集期間207が完了すると、後続RFパルス201bの透過前に、傾斜磁場波形203は遷移し振幅が増加する。

20

30

#### 【0031】

発生したタイミングエラー205により、k空間マトリクス内におけるk空間中央部に対応するデータが欠損する。k空間のデータポイントが欠損することにより、画像再構成プロセスが効果的ではなくなる。具体的には、再構成された画像はアーチファクト画像を含む。さらに、タイミングエラーの正確な持続期間が未知である場合、再構成された画像がアーチファクトを含む度合いもまた未知である。したがって、入力RFパルスの時間原点について、正確な推定を取得することが重要である。

#### 【0032】

上記ZTEデータ収集技術に関する説明と同様の状況が、PETRAデータ収集技術についてもまた発生する。PETRA収集技術に対応する、透過収集波形および1対の傾斜磁場波形の一例をそれぞれ図3Aに示す。図3Aにおいて、波形301は透過収集波形に対応し、波形303および305はそれぞれ1対の傾斜磁場波形に対応する。

40

#### 【0033】

PETRAデータ収集技術におけるk空間領域の一例を図3Bに示す。図3Bにおいて、矢印310は、PETRAにおけるデータ収集方向を示す。タイミングエラーにより、k空間の中央部に属するデータは不一致となる。図3Bに示すとおり、円形領域320は、データポイントが欠損したk空間領域に対応する。さらに、円形領域320の正確な境界は未知である。したがって、再構成された画像がアーチファクトを含む度合いもまた未知である。

50

## 【 0 0 3 4 】

それゆえ、上記で述べたように、タイミングエラーの持続期間を正確に推定する方法を開発することは有益であり、または別の方法において述べたように、入力RFパルスの時間原点を決定することも有益である。タイミングエラーの持続期間は、RFパルスの「磁気中心」に依存する。具体的には、RFパルスの磁気中心は、同色磁気スピンの位相を獲得しはじめる時、別の言い方をすればRFパルスの時間原点として知られる位置に対応する。RFパルスの時間原点の決定が成功すると、効率的な方法で画像を再構成するための、k空間データ処理が可能となる。

## 【 0 0 3 5 】

時間原点の正確な持続期間を決定するための1つのアプローチは、RFパルスの波形形状に基づいて時間原点を解析的に推定することであることを理解すべきである。しかしながら、このアプローチは、ハードウェアの非直線性が解析解からのずれを引き起こす場合があるため実行可能ではない。例えば、RF増幅器に本来備わった非直線性により、出力応答が理想的な応答からずれる場合がある。その上、その他のハードウェアの非直線性またはタイミングの不具合により、時間原点の推定においてエラーを引き起こす場合があり、それにより再構成された画像内にアーチファクトを生じることがある。加えて、エラーの大きさは、時間依存性であるのに加えてハードウェア依存性であり、それはつまり、異なる種類のハードウェアが異なる出力結果を生む場合があるということであり、その上、出力は時間関数により変化し得る。

## 【 0 0 3 6 】

さらに、経験的な方法を用いた技術を利用し、「グリッドシフト」パラメータに基づいた時間原点のエラーを推定することが可能である。具体的には、グリッドシフトパラメータは、収集におけるタイミングエラーに起因するk空間内データの想定位置と実際の位置との間の不一致に対応する。グリッドシフトパラメータの大きさが使用されて、タイミング補正における推定が行われる。タイミングエラーを推定するかかるアプローチの欠点は、グリッドシフトパラメータの推定が、画像の質を検査するという手動による手法で行われるという点である。このように、画像データを作成し読影するためには、人間との対話および時間が必要となる。その上、出力は人間の読影の影響を受ける。加えて、タイミングエラーのシフトが使用するMRIスキャナの種類の依存するため、かかる経験的な方法を用いた技術を、MRIシステムにおけるそれぞれのハードウェア構成に対して繰り返す必要がある。

## 【 0 0 3 7 】

上述したタイミングエラーの経験的な推定における人間の介入による影響を示すために、ファントム（例えば、米国放射線専門医会（American College of Radiology：ACR）指定のファントム）の画像再構成に関する実験的な推定プロセスの結果を示すスナップショットの一例を図4Aに示す。

## 【 0 0 3 8 】

具体的には、経験的な推定プロセスのグリッドシフトパラメータにおいて、特定の数値を選択した結果を示すスナップショットを図4Aに示す。いくつかのグリッドシフトパラメータ値での、ACRファントム画像の再構成における画像アーチファクトを図4Aに示す。0～14マイクロ秒の範囲のグリッドシフト値におけるファントムの再構成画像を図4Aに示す。0および14マイクロ秒のグリッドシフト値に対応する再構成画像が多くのアーチファクトを有する一方で、6マイクロ秒のグリッドシフト値における再構成画像のアーチファクトが最も少ないという結果になることが観測される。簡略化の目的のため、図4Aのスナップショットの拡大図を図4Bに示す。

## 【 0 0 3 9 】

したがって、RFパルスの時間原点におけるタイムシフトを測定するためのキャリブレーション技術について、以下で説明する。換言すれば、本明細書に記載するキャリブレーション技術は、RFパルスの時間原点の測定を可能とする。キャリブレーション技術はSE（Spin Echo）の生成に基づいており、当該生成はMRIシーケンスの一種であ

10

20

30

40

50

る。GEシーケンス等のエコーシーケンスは、それぞれがある繰り返し時間で分割された、一続きのRF励起パルスを含むMRIシーケンスの一種である。RF励起パルスの印加後、データのある特性時間において収集するが、本明細書ではエコー時間と定義する。1つの実施形態では、少なくとも1つの別のRFリフォーカシングパルスを有するという点を除いて、SEシーケンスはGEシーケンスと類似している。以下のRF励起パルスにおいて、磁化ベクトルは水平面上にある。感知した磁場における巨視的な変化および微視的な変化により、同色スピンの中には、より遅く歳差運動するものもあれば、より早く歳差運動するものもある。結果としてスピンの正味のベクトル和は減少するが、それは「T2\*ディフェージング」として知られるプロセスである。フリップ完了後に、フリップ前の遅い同色体が早く歳差運動しフリップ前の早い同色体が遅く歳差運動するように、それから、RFリフォーカシングパルスを印加し同色体のスピンを「フリップ」させる。さらなる時間遅延後、SEが形成される。RFリフォーカシングパルス後の時間遅延の後にRFエコーが発生する位置は、RF励起パルスおよびRFリフォーカシングパルスの有効時間原点を分割する持続期間に等しい。

10

#### 【0040】

ある実施形態に従い、SEの生成を示す代表的な信号波形を図5Aに示す。MRIデータプロセッサ142は、算出機能により、生成したSEを利用し、時間原点、の補正を決定する。

#### 【0041】

図5Aを参照すると、MRIシーケンスコントローラ140は、複数のRFパルスを印加してエコーを生成する第1のパルスシーケンスを実行する。例えば、MRIシーケンスコントローラ140は、RFパルス501及びRFパルス503からなる1対のRFパルスを印加し、スピンエコー(SE)を生成する。すなわち、前述のとおり、MRIシーケンスコントローラ140は、1対のRFパルス501および503を含むRF信号510を使用し、SEを生成する。入力RFパルス501および503は、所定の時間合計502分だけ分離されており、実質的に同等のパルス時間幅および波形形状を有している。その上、RFパルスは実質的に同等のフリップ角を有しており、当該フリップ角は、RFパルスの印加中に正味の磁化が受ける回転量として定義される。入力RFパルス501と503との間の所定の時間合計502は、エコー信号の典型的な位置がサンプリングウィンドー509内の所望の位置において取得可能となるような方法で、調整可能であることを理解すべきである。その上、SEの生成中、傾斜磁場波形520は一定の振幅507を維持することを理解すべきである。すなわち、MRIシーケンスコントローラ140は、第1のパルスシーケンスにおいて、RFパルス501の印加からデータ収集(サンプリングウィンドー509)までの間一定の振幅507の傾斜磁場を更に印加する。その場合、狭いピークを有するエコー信号の生成が可能となり、それによりエコー信号の容易な検出を提供する。1つの実施形態では、一定の傾斜磁場を利用することにより、傾斜磁場エラーにおける不明瞭さ、またはRFパルスの実効時間原点の測定における摂動を排除する、有利な機能を提供する。

20

30

#### 【0042】

1つの実施形態によれば、SEが生成され次第、MRIデータプロセッサ142は、被検体(例えば、14cm四方のオイルの立方体等のファントム)のスキャンを取得する。さらに、MRIデータプロセッサ142は、算出機能により、被検体のスキャンに対応する、収集データ信号における測定ピーク位置を決定する。すなわち、MRIデータプロセッサ142は、算出機能により、第1のパルスシーケンスにおけるエコーのピーク位置の測定値を取得する。その後、MRIデータプロセッサ142は、算出機能により、収集データ信号における測定ピークの発生と、SEの理論的な位置に対応するタイムインスタンスとの間の時間差を算出する。すなわち、MRIデータプロセッサ142は、算出機能により、第1のパルスシーケンスにおけるエコーのピーク位置の測定値と、第1のパルスシーケンスにおけるエコーのピーク位置の理論値との時間差を算出する。具体的には、図5Bに示すとおり、521で示す線は、1対のRFパルスに基づいて生成されたSE信号の理

40

50

論的な位置に対応する。さらに、収集データ信号は参照標識 5 2 3 として表される。収集データ信号の測定ピークは、参照標識 5 2 3 a として表される。MRI データプロセッサ 1 4 2 は、算出機能により、理論的なエコー位置 ( 5 2 1 ) と収集データ信号の測定ピーク ( 5 2 3 a ) との間の時間差を算出する。算出した時間差は、タイミング補正の測定値 ( )、すなわち、入力 RF パルスの時間原点 ( RF パルスの有効励起時間 ) におけるタイムシフトの測定値に相当する。従って、MRI データプロセッサ 1 4 2 は、算出機能により、当該算出した時間差に基づいて、MRI シーケンスコントローラ 1 4 0 が実行する第 2 のパルスシーケンスにおける RF パルスの有効励起時間を算出することができる。ここで、第 2 のパルスシーケンスの例としては、例えば、図 2 に示される ZTE ( Zero Time Echo ) シーケンスや PETRA ( Pointwise Encoding Time Reduction with Radial Acquisition ) シーケンスなどが挙げられる。なお、MRI シーケンスコントローラ 1 4 0 は、第 2 のパルスシーケンスにおいて、RF パルスの印加からデータ収集までの間一定の振幅の傾斜磁場を印加する。

10

**【 0 0 4 3 】**

RF パルスの時間原点を算出するために実行する工程を示す、フローチャート 6 0 0 の一例を図 6 に示す。

**【 0 0 4 4 】**

MRI シーケンスコントローラ 1 4 0 は、工程 S 6 1 0 のプロセスにて、SE 信号を生成する。1 つの実施形態では、MRI シーケンスコントローラ 1 4 0 は、図 5 A に示す 1 対の RF パルスを使用して、SE を生成することができる。SE 発生 of 理論的な位置が達成可能なように、RF パルス間の時間幅は調整可能であることに留意されたい。SE の生成中、傾斜磁場波形は一定の振幅を維持する。上記で説明したとおり、SE の生成は 1 対の RF パルスにより実行されるが、複数の入力 RF パルスを使用して SE を生成することも可能であることを理解すべきである。すなわち、当該複数の入力 RF パルスは、3 個以上の RF パルスであってもよい。

20

**【 0 0 4 5 】**

さらに、工程 S 6 2 0 にて、MRI データプロセッサ 1 4 2 は、算出機能により、収集データ信号の測定ピーク ( すなわち、実際に観測されるピーク ) を決定する。

**【 0 0 4 6 】**

工程 S 6 3 0 にて、MRI データプロセッサ 1 4 2 は、算出機能により、収集信号の測定ピーク位置を、理論的なエコー位置と比較する。具体的には、MRI データプロセッサ 1 4 2 は、算出機能により、収集信号の測定ピークと理論的なエコー位置との間の時間差を算出する。1 つの実施形態では、算出した時間差は、RF パルスの磁気中心のタイムシフトに相当する。換言すれば、算出した時間差は、入力 RF パルスの理論的な時間原点から測定したタイムシフトに相当する。

30

**【 0 0 4 7 】**

1 つの実施形態によれば、少なくとも 1 対の RF パルス ( 工程 S 6 1 0 を参照のこと ) があれば、上述した方法を実施し入力 RF パルスのタイムシフトを測定するのに十分であり得る。しかしながら、上述した方法の精度を向上させるという目標のため、SE 信号の生成およびスキャンした被検体のデータ収集における繰り返しは、所定の反復回数 ( N 回 ) 実行することが可能である。換言すると、MRI シーケンスコントローラ 1 4 0 は、第 1 のパルスシーケンスを複数回実行し、MRI データプロセッサ 1 4 2 は、算出機能により、複数回実行された第 1 のパルスシーケンスにおいて生成された複数のエコーのピークの測定値と、複数回実行された第 1 のパルスシーケンスにおいて生成された複数のエコーのピーク位置の理論値とに基づいて、第 2 のパルスシーケンスにおける RF パルスの有効励起時間を算出しても良い。

40

**【 0 0 4 8 】**

したがって、MRI データプロセッサ 1 4 2 は、算出機能により、S 6 4 0 のプロセスにて、クエリを実行し、SE 信号の生成およびデータ収集について N 回実行されたかどうか

50

を決定する。クエリへの応答が否定である場合、プロセスは工程 S 6 5 0 へと移り、MRI データプロセッサ 1 4 2 は、算出機能により、実行された反復回数を追跡するカウンターを 1 だけ増やす。その後、プロセスはもとに戻り、MRI データプロセッサ 1 4 2 は、算出機能により、工程 S 6 1 0 ~ S 6 3 0 を繰り返す。S 6 4 0 におけるクエリへの応答が肯定である場合、プロセス 6 0 0 は終了する。

**【 0 0 4 9 】**

1 つの実施形態では、SE の生成およびスキャンした被検体のデータ収集の繰り返しが完了すると、図 8 A および図 8 B を参照し以下で説明するとおり、MRI データプロセッサ 1 4 2 は、算出機能により、算出した反復の時間差に基づいて、RF パルスの時間原点におけるタイムシフトを測定することができる。データ収集および SE 生成の反復に関する詳細を、図 7 を参照し以下で説明する。1 つの実施形態では、図 6 を参照し上述したキャリブレーションプロセスを 1 度実行することが可能であり、あるいはその代わりに、所定のタイムインスタンスにおいて繰り返してもよい。その上、MRI スキャナ内のハードウェアの変化により、キャリブレーションプロセスを起動させてもよい。さらに、上述したキャリブレーションプロセスにより、RF パルスの磁気中心におけるタイムシフトの正確な算出が可能となる。その場合、k 空間データは効率的に再構成され、正確な画像再構成を提供する。

10

**【 0 0 5 0 】**

1 つの実施形態に従い、データ収集における反復プロセスを示す代表的な図を図 7 に示す。

**【 0 0 5 1 】**

図 7 において、MRI シーケンスコントローラ 1 4 0 は、RF パルスの第 1 の対 7 1 0 (それぞれ 7 0 1 および 7 0 3) を含む RF 信号 7 6 0 を使用し、SE を生成する。RF パルス 7 0 1 と 7 0 3 との間の時間幅 7 0 2 は、エコー信号の理論的な位置がサンプリングウィンドー 7 0 5 内の所望の位置において取得可能となるような方法で、調整可能である。例えば、図 7 に示すとおり、SE の理論的な位置は、7 0 7 として示すタイムインスタンスにおいて示される。第 1 SE の生成中、傾斜磁場波形 7 7 0 は一定の振幅 7 0 4 を維持することに留意されたい。

20

**【 0 0 5 2 】**

さらに、MRI シーケンスコントローラ 1 4 0 は被検体 (例えば、ファントム) のスキャンを実行し、MRI データプロセッサ 1 4 2 は、算出機能により、被検体のスキャンに対応する収集データ信号のピーク (サンプリングウィンドー 7 0 5 内にある) を取得する。収集されたデータ信号の実測されたピークは、図 7 に示す通り、参照符号 7 0 8 として示されている時刻に起こる。その後、MRI データプロセッサ 1 4 2 は、算出機能により、収集データ信号 7 0 8 における測定ピークの発生と、RF エコー 7 0 7 の理論的な位置に対応するタイムインスタンスとの間の時間差を算出する。

30

**【 0 0 5 3 】**

さらに、RF パルスの第 2 の対 7 2 0 (それぞれ 7 2 1 および 7 2 3) が使用されて、第 2 SE 信号が生成される。RF パルス 7 2 1 と 7 2 3 との間の時間幅 7 2 2 もまた、第 2 エコー信号の理論的な位置が後続サンプリングウィンドー 7 2 5 内の所望の位置において取得可能となるような方法で、調整可能である。したがって、かかる方法で、エコー信号の生成およびデータ収集が所定の反復回数繰り返される。

40

**【 0 0 5 4 】**

1 つの実施形態に従い、上記のプロセスを N 回繰り返すことが可能であり、RF パルス間の時間幅は、それぞれの反復において所定量 (例えば、1 ミリ秒) だけ増加し得る。すなわち、MRI シーケンスコントローラ 1 4 0 は、第 1 のパルスシーケンスの実行のたび、複数の RF パルスの印加間隔を一定の時間だけ増やししながら、第 1 のパルスシーケンスを複数回実行する。その場合、後続エコー位置は、当該位置に対応するサンプリングウィンドー内でシフトする。その上、N 回の反復の合計時間は、数秒オーダーであることを理解すべきである。例えば、逐次反復の間の繰り返し時間が 5 0 0 ミリ秒である場合、上述した繰り返しを 4 0 回反復実行するためには合計 2 0 秒必要である。

50

## 【 0 0 5 5 】

N回の反復における、収集データ信号の測定ピークの発生と、SEの理論的な位置に対応するタイムインスタンスとの間で算出した時間差を処理する、処理フレームワークを以下で説明する。

## 【 0 0 5 6 】

反復回数  $N = 40$  における、理論的なエコー位置および収集データ信号の測定ピークを示す、代表的なグラフを図 8 A に示す。それぞれの反復において、RFパルス間の時間幅は、所定量（例えば、1ミリ秒）だけ延長し得ることに留意されたい。さらに、入力RFパルス間の時間幅の延長により、エコー信号の理論的な位置がシフトすることになる。

## 【 0 0 5 7 】

図 8 A において、エコー位置のシフトを Y 軸上にプロットし、また時間のパラメータを X 軸上にプロットする。曲線 8 0 1 は N 回の反復による理論的なエコー位置を示し、また曲線 8 0 3 は収集データ信号の測定ピークに対応する。曲線間の変位量（ で表す）は、対応する入力RFパルスの時間原点におけるタイムシフトの測定値に相当する。

## 【 0 0 5 8 】

エコー信号の理論的な位置におけるシフトをプロットした、収集信号データの測定ピーク位置を示す、代表的なグラフを図 8 B に示す。収集信号データの測定ピーク位置（例えば、N回の反復）を Y 軸上にプロットし、また理論的なエコー位置におけるシフトを X 軸上にプロットする。1つの実施形態では、直線  $y = mx + b$  における傾斜および交点を決定するための適合演算を行うことが可能であり、パラメータ  $b$  は、直線  $y = mx + b$  における Y 軸上の交点の値である。換言すれば、交点  $b$  は、RFパルス間の時間幅において、シフトがゼロであるピーク位置の測定値である。したがって、直線における交点の値を決定することにより、理論的なエコー位置の差異および Y 軸上の交点  $b$  の値として、時間原点のタイムシフトを算出することができる。換言すると、MRIデータプロセッサ 1 4 2 は、算出機能により、複数回実行された第 1 のパルスシーケンスにおいて生成された複数のエコーのピーク位置の測定値と、複数回実行された第 1 のパルスシーケンスにおいて生成された複数のエコーのピーク位置の理論値との間で線形フィッティングを行って、有効励起時間を算出する。

## 【 0 0 5 9 】

上記で述べたように、厳密なサンプリングウインドー内において、SEの理論的な位置を決定可能なように、RFパルス間の時間幅は調整可能である。所定の反復回数で実施している間、連続するRFパルス間の時間幅を所定の方法で延長させる。RFパルス間の時間幅を延長させることにより、信号対雑音比（Signal-to-Noise Ratio : SNR）の向上に加えて、時間原点の正確な推定の取得という、有利な機能が得られる。

## 【 0 0 6 0 】

以上説明した少なくとも一つの実施形態によれば、画質を向上することができる。

## 【 0 0 6 1 】

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。

## 【 符号の説明 】

## 【 0 0 6 2 】

1 4 0 MRIシーケンスコントローラ

1 4 2 MRIデータプロセッサ

10

20

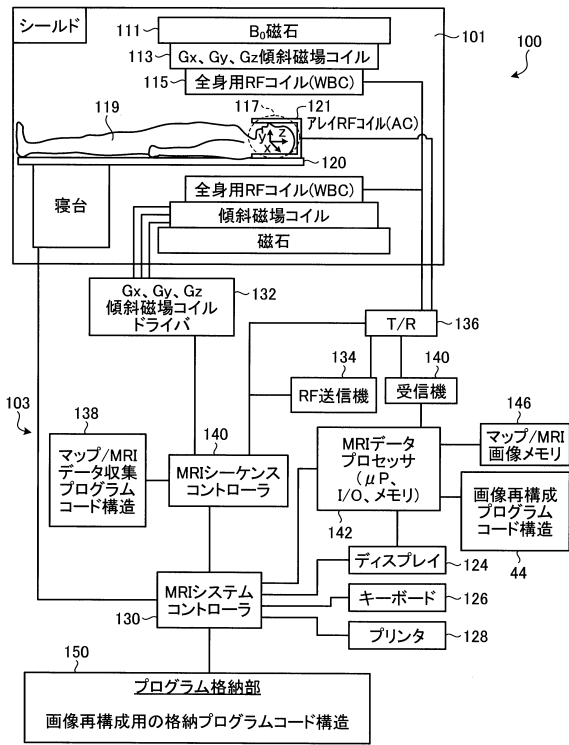
30

40

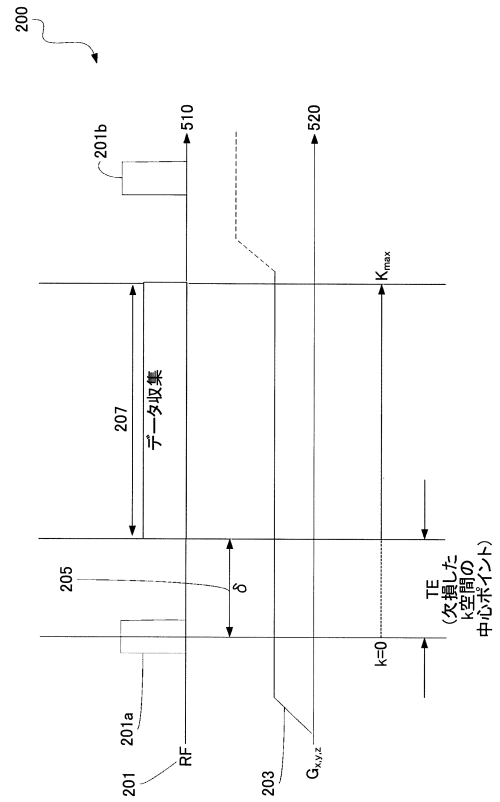
50

【図面】

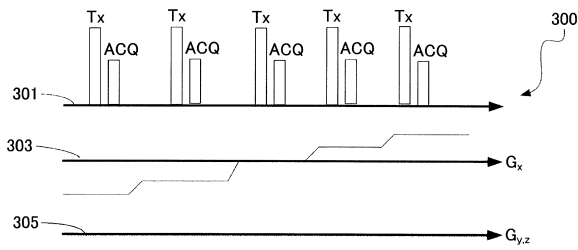
【図 1】



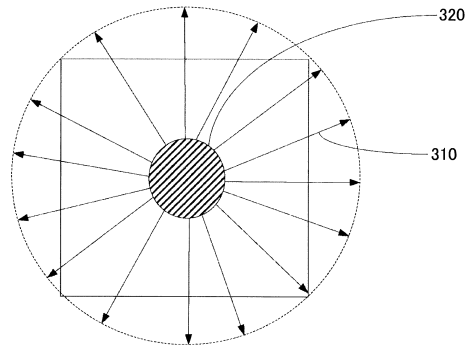
【図 2】



【図 3 A】



【図 3 B】



10

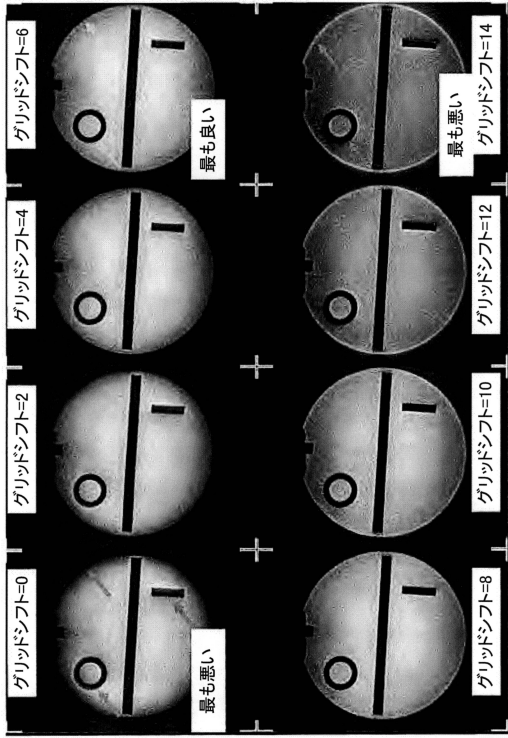
20

30

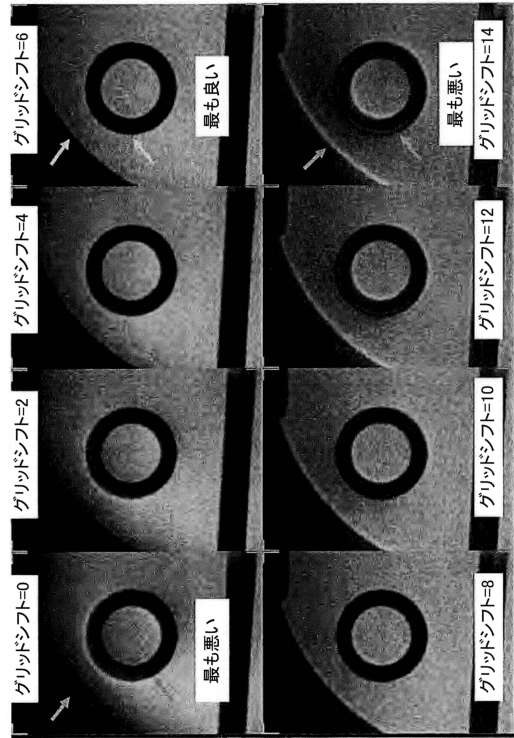
40

50

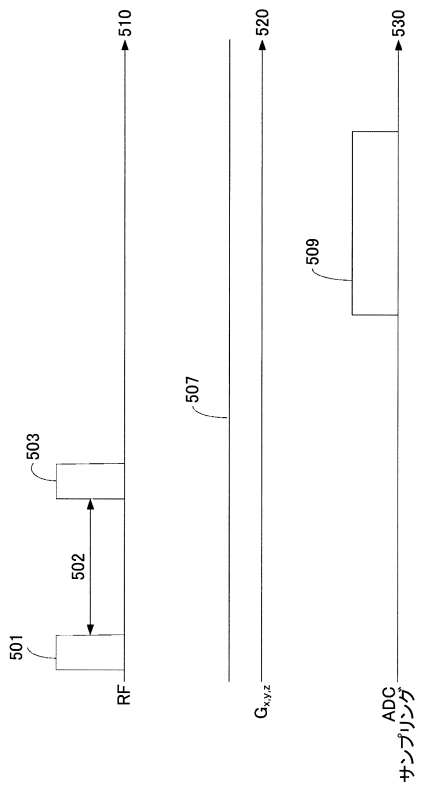
【 図 4 A 】



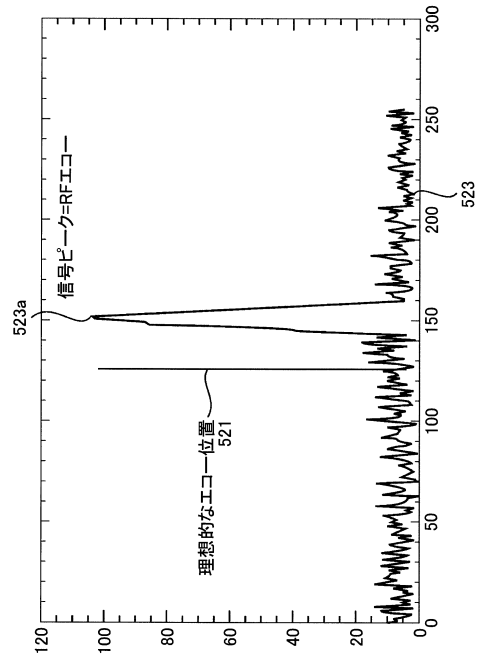
【 図 4 B 】



【 図 5 A 】



【 図 5 B 】



10

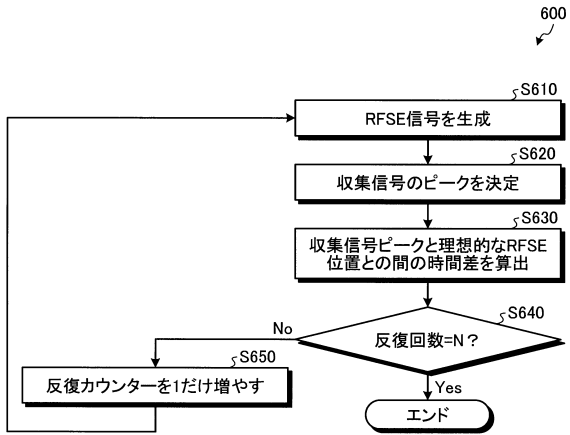
20

30

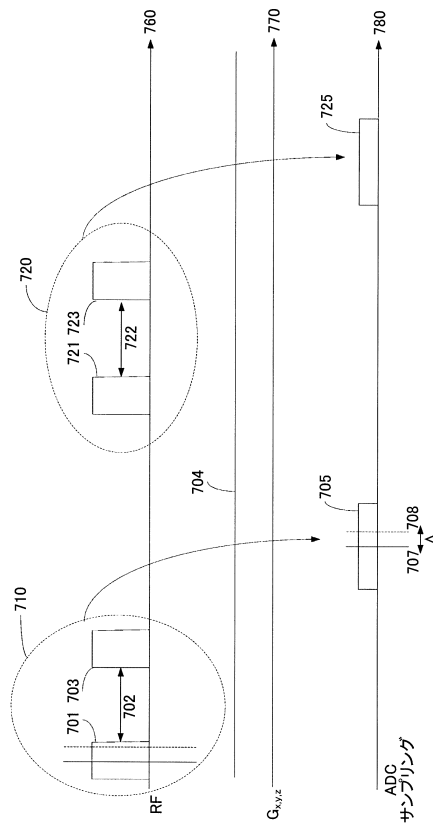
40

50

【図6】



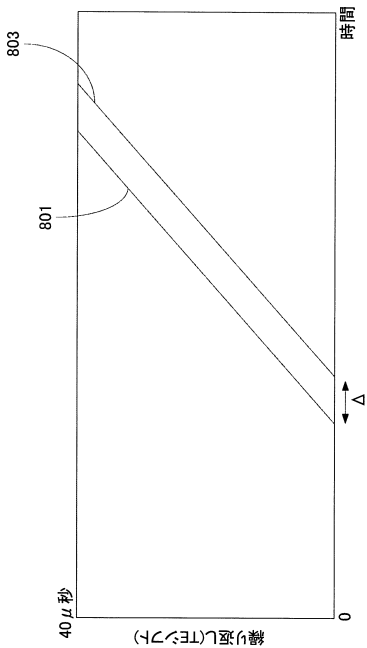
【図7】



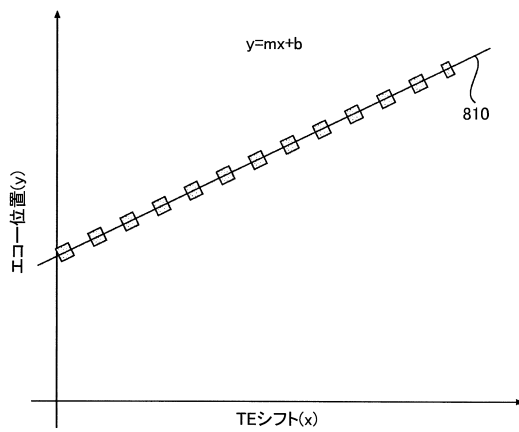
10

20

【図8A】



【図8B】



30

40

50

---

フロントページの続き

審査官 永田 浩司

- (56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 1 5 4 3 9 9 ( J P , A )  
特開 2 0 0 0 - 2 7 9 3 9 6 ( J P , A )  
米国特許第 0 6 2 8 8 5 4 5 ( U S , B 1 )  
米国特許出願公開第 2 0 1 5 / 0 0 6 6 4 1 3 ( U S , A 1 )
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B 5 / 0 5 5