

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4912808号
(P4912808)

(45) 発行日 平成24年4月11日(2012.4.11)

(24) 登録日 平成24年1月27日(2012.1.27)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 1 1

請求項の数 9 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2006-257339 (P2006-257339)
 (22) 出願日 平成18年9月22日(2006.9.22)
 (65) 公開番号 特開2008-73316 (P2008-73316A)
 (43) 公開日 平成20年4月3日(2008.4.3)
 審査請求日 平成21年6月3日(2009.6.3)

(73) 特許権者 300019238
 ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
 ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
 エルシー
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
 ユー・ブルバード・ダブリュー・710
 ・3000
 (74) 代理人 100094053
 弁理士 佐藤 隆久
 (72) 発明者 岩館 雄治
 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
 ジーイー横河メディカルシステム株式会
 社内

最終頁に続く

(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】

静磁場空間において被検体に R F パルスを照射することによって前記被検体において発生する磁気共鳴信号に基づいて、前記被検体の画像を生成する磁気共鳴イメージング装置であって、

前記被検体において発生する前記磁気共鳴信号を得るナビゲータシーケンスを含むシーケンスを実施するスキャン部と、

前記スキャン部が前記ナビゲータシーケンスを実施することによって得られた磁気共鳴信号の強度のプロファイル、及び、磁気共鳴信号の位相のプロファイルを作成するプロファイル生成部と、

前記プロファイル生成部が生成した前記磁気共鳴信号の強度のプロファイルにおける強度の情報、及び、前記プロファイル生成部が生成した磁気共鳴信号の位相のプロファイルにおける位相の情報に基づいて前記被検体の所定の領域を識別する識別部と、
 を有する磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】

前記識別部は、前記被検体における所定の位置に対応する前記プロファイルの磁気共鳴信号の強度が所定のしきい値以上であるか否かによって、前記領域を識別する
 請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】

前記識別部は、前記被検体における所定範囲の位置に対応する前記プロファイルの磁気

共鳴信号の強度が所定のしきい値以上であるか否かによって、前記領域を識別する
請求項 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】

前記識別部は、前記被検体における所定範囲の位置に対応する前記プロファイルの磁気共鳴信号の位相の標準偏差が所定のしきい値以上であるか否かによって、前記領域を識別する

請求項 3 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】

前記識別部は、前記被検体における所定範囲の位置に対応する前記プロファイルの磁気共鳴信号の位相の標準偏差が所定のしきい値以上である場合に、前記被検体における所定範囲については前記領域を識別する対象から除外する

10

請求項 4 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】

前記識別部が前記領域を識別する対象から除外される前記被検体における所定範囲には、前記プロファイルに血流による磁気共鳴信号が含まれている

請求項 5 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】

前記スキャン部は、ナビゲータシーケンスを実施する場合は、磁気共鳴信号を得る前に予め前記被検体に対して勾配磁場を加える

請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の磁気共鳴イメージング装置。

20

【請求項 8】

前記スキャン部が加える勾配磁場は、極性を互いに反転させた勾配磁場が含まれる
請求項 7 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】

前記ナビゲータシーケンスのナビゲータエコーは、 $90^\circ - 180^\circ$ 励起の線励起スピンエコー型、又は、グラジエントエコー型である

請求項 1 から請求項 8 のいずれか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】

30

本発明は、磁気共鳴イメージング (MRI: Magnetic Resonance Imaging) 装置において、特に、静磁場空間において被検体に RF パルスを照射することによって被検体にて発生する磁気共鳴信号に基づいて、その被検体の画像を生成する磁気共鳴イメージング装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

磁気共鳴イメージング装置は、医療用途、産業用途などのさまざまな分野において利用されている。

【0003】

磁気共鳴イメージング装置は、静磁場空間内の被検体に RF パルスを照射することにより、その被検体内のプロトンのスピンを核磁気共鳴 (NMR: Nuclear Magnetic Resonance) 現象によって励起させ、その励起されたスピンにより発生する磁気共鳴 (MR) 信号を得るスキャンを実施する。そして、そのスキャンにより得られた磁気共鳴信号をスライス画像の生データ (Raw Data) とし、被検体のスライス画像を生成する (たとえば、特許文献 1 参照)。

40

【0004】

このように磁気共鳴イメージング装置を用いて被検体をスキャンする際において、被検体に体動が発生した場合には、本来励起すべき断面と現実には励起される断面がずれることになり、再構成された画像に生成したスライス画像に体動アーチファクトが発生する場合がある。

50

【 0 0 0 5 】

そこで、体動の問題を解決する手法がいくつか提案されている。その一つの方法は、例えば、通常呼吸下での心臓撮像において、横隔膜の位置の変化に合わせて、被検体の励起断面をリアルタイムで補正し、常に同一の断面から磁気共鳴信号を計測する（特許文献 2）。これらの技術に用いる横隔膜の位置検出の手法として、本来のイメージシーケンスとは別に、横隔膜から位相エンコードを与えない磁気共鳴信号を計測するシーケンス（ナビゲータシーケンス）を行い、得られた磁気共鳴信号（ナビゲータエコー）の投影から横隔膜の位置を検出する方法が提案されている。

【 0 0 0 6 】

この方法において、ナビゲータシーケンスの印加位置は、例えば横隔膜にほぼ直交する方向の 2 つの断面が交差する直線の領域とし、この直線の領域から位相エンコードゼロの磁気共鳴信号を取得する。すなわち、被検体の第一のスライスについて 90° 励起を行い、第二のスライスについて 180° 励起を行い、両スライスが交差する直線部から生じるスピネコーをナビゲータエコーとして読み出す。そして、このナビゲータエコーを読み出し方向に 1 次元フーリエ変換することにより横隔膜の位置情報を得ることができる。

【 0 0 0 7 】

図 6 を参照して背景技術について述べる。図 6 は、ナビゲータシーケンスを実施することによって得られた磁気共鳴信号のプロファイルライン PL を示したものである。図 6 の縦軸はプロファイルライン PL における磁気共鳴信号の強度 I であり、横軸は、第一のスライスと第二のスライスが交差する直線部（図 6（a）の被検体 SU 内に示された NA）で、スキャン線となる横軸 x の位置を示すものである。

【 0 0 0 8 】

図 6 に示したように、被検体 SU において、肝臓（Liver）が存在する領域 B では、プロファイルライン PL の磁気共鳴信号が強く現れる。そして、プロファイルライン PL における磁気共鳴信号の強度が急激に増加し始めるエッジ領域 B を肝臓と隣接する横隔膜が位置している領域と識別することができる。

【 0 0 0 9 】

横隔膜が位置している領域を識別する精度を向上させるため、例えば、非特許文献 1 に記載されているように、磁気共鳴信号の強度を示すプロファイルライン PL の横軸 x（スキャン線）の連続する B の範囲において（図 6 参照）、磁気共鳴信号の強度が連続して所定のしきい値以上となっている場合には、その B の範囲をエッジ領域と判断するようにしている。なお、連続する B の範囲は、磁気共鳴信号の強度を示すプロファイルライン PL をスライス画像として表示した場合に、表示される画像のスキャン線における連続する画素に相当する。

【 0 0 1 0 】

【特許文献 1】特開 2002 - 102201 号公報

【特許文献 2】特表平 09 - 508050 号公報

【非特許文献 1】Du YP, Saranathan M, Foo TK. An accurate, robust, and computationally efficient navigator algorithm for measuring positions. J Cardiovasc Magn Reson. 2004;6:483-490

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 1 】

図 6 に示したように、ナビゲータシーケンスを実施することによって得られた磁気共鳴信号のプロファイルライン PL における磁気共鳴信号の強度 I によって、被検体の所定の領域の組織を識別する方法では、プロファイルライン PL における磁気共鳴信号の強度 I が増加してくる所定の位置 x で、特定の組織が存在すると識別している。すなわち、磁気共鳴信号の強度 I が大きくなる被検体 SU における所定の領域には実質のある組織が存在すると識別しているのである。

【 0 0 1 2 】

しかし、図6(a)に示したように、被検体SUにおいて、実質のある組織は、肝臓(Liver)ばかりでなく、例えば肺臓(Lung)もある。肺臓には、肺動脈と肺静脈内に心拍に同期しながら絶えず血液が流れている。そして、血液には水分が多く含まれている。そのため、ナビゲータシーケンスを実施することにより、得られた磁気共鳴信号のプロファイルラインPLには、図6(b)に示したように、肺動脈と肺静脈を流れる血液による磁気共鳴信号は、肺臓が存在する領域Aにおいても強くなる。

【0013】

ここで、プロファイルラインPLの磁気共鳴信号の強度に基づいて、被検体SUの所定の領域の組織を識別するために、スキャン線の $x = 0$ の位置から正の方向へ向かって被検体SUの組織を識別していく際に、図6(b)に示したように、最初に肺臓が存在する領域Aにおいて血液のために磁気共鳴信号の強度Iが強く現れ、次に、肝臓が存在する領域Bにおいて磁気共鳴信号の強度Iが強く現れる場合がある。

10

【0014】

そのため、最初に磁気共鳴信号の強度Iが強く現れ始めるエッジ領域Aを横隔膜が位置している領域と誤って識別する恐れがある。そこで本発明が解決しようとする課題は、ナビゲータシーケンスを含むシーケンスを実施する磁気共鳴イメージング装置において、ナビゲータシーケンスを実施することによって得られた磁気共鳴信号のプロファイルラインに基づいて被検体の組織の識別をする際に、組織を誤って認識しにくい磁気共鳴イメージング装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

20

【0015】

本発明は、静磁場空間において被検体にRFパルスを照射することによって前記被検体において発生する磁気共鳴信号に基づいて、前記被検体の画像を生成する磁気共鳴イメージング装置であって、前記被検体において発生する前記磁気共鳴信号を得るナビゲータシーケンスを含むシーケンスを実施するスキャン部と、前記スキャン部が前記ナビゲータシーケンスを実施することによって得られた磁気共鳴信号の強度のプロファイルライン、及び、磁気共鳴信号の位相のプロファイルラインを作成する画像生成部と、前記画像生成部が生成した前記磁気共鳴信号の強度のプロファイルラインに示される強度の情報、及び、前記画像生成部が生成した磁気共鳴信号の位相のプロファイルラインに示される位相の情報に基づいて前記被検体の所定の領域の組織を識別する識別部と、を有する。

30

【0016】

好ましくは、前記識別部は、前記磁気共鳴信号の強度のプロファイルラインのスキャン線における特定の画素に対応する前記プロファイルラインの磁気共鳴信号の強度が所定のしきい値以上であるか否かによって、組織を識別する。

【0017】

具体的に、前記識別部は、前記磁気共鳴信号の強度のプロファイルラインのスキャン線における特定の画素のうち、連続する画素に対応する前記プロファイルラインの磁気共鳴信号の強度が所定のしきい値以上であるか否かによって、組織を識別する。

【0018】

さらに、前記識別部は、前記連続する画素に対応する前記磁気共鳴信号の位相のプロファイルラインの磁気共鳴信号の位相の標準偏差が所定のしきい値以上であるか否かによって、組織を識別する。

40

【0019】

具体的に、前記識別部は、前記連続する画素に対応する前記磁気共鳴信号の位相のプロファイルラインの磁気共鳴信号の位相の標準偏差が所定のしきい値以上である場合に、前記連続する画素に対応するスキャン線に含まれる前記被検体の領域について組織を識別する対象から除外する。

【0020】

なお、前記識別部が前記被検体の領域について組織を識別する対象から除外される組織は、血流の組織である。

50

【 0 0 2 1 】

好適には、前記スキャン部は、ナビゲータシーケンスを実施する場合は、磁気共鳴信号を得る前に予め前記被検体に対して勾配磁場を加える。さらに、より好適には、前記スキャン部が加える勾配磁場は、極性を互いに反転させた勾配磁場が含まれる。

なお、上記の前記ナビゲータシーケンスのナビゲータエコーは、 $90^\circ - 180^\circ$ 励起の線励起スピンエコー型、又は、グラジエントエコー型の、いずれをも採用できる。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 2 】

本発明に関わる磁気共鳴イメージング装置では、ナビゲータシーケンスを実施することによって得られた磁気共鳴信号のプロファイルラインに基づいて被検体の組織を識別する際に、被検体の組織を誤って認識しにくい。

10

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 3 】

図 1 は、本発明にかかる実施形態 1 において、磁気共鳴イメージング装置 1 の構成を示す構成図である。

【 0 0 2 4 】

図 1 に示すように、本実施形態の磁気共鳴イメージング装置 1 は、スキャン部 2 と、操作コンソール部 3 とを有する。スキャン部 2 について説明する。

【 0 0 2 5 】

スキャン部 2 は、図 1 に示すように、静磁場マグネット部 1 2 と、勾配コイル部 1 3 と、RFコイル部 1 4 と、クレードル 1 5 と、RF駆動部 2 2 と、勾配駆動部 2 3 と、データ収集部 2 4 とを有している。スキャン部 2 は、静磁場が形成された撮像空間 B 内において、被検体 S U のスピンを励起するように被検体 S U に RF パルスを送信すると共に、その RF パルスが送信された被検体 S U に勾配パルスを送信することによって、被検体 S U において発生する磁気共鳴信号をイメージングデータとして得るイメージングシーケンスを実施する。スキャン部 2 が実施するイメージングシーケンスは例えば、スピンエコー法、グラジエントエコー法に基づいたイメージングシーケンスがあり、通常一般的に行われるイメージングシーケンスである。

20

【 0 0 2 6 】

そして、スキャン部 2 は、イメージングシーケンスを実施すると共に、被検体 S U の所定の領域において位相エンコードを与えない磁気共鳴信号を得るナビゲータシーケンスも実施する。

30

【 0 0 2 7 】

例えば、スキャン部 2 が行うナビゲータシーケンスを実施する際には、被検体 S U の第一のスライスについて 90° 励起を行い、第二のスライスについて 180° 励起を行い、両スライスが交差する直線部から生じるスピンエコーをナビゲータエコーとして読み出す。

【 0 0 2 8 】

スキャン部 2 の各構成要素について、順次、説明する。

静磁場マグネット部 1 2 は、たとえば、一对の超伝導磁石により構成されており、被検体 S U が収容される撮像空間 B に静磁場を形成する。ここでは、静磁場マグネット部 1 2 は、被検体 S U の体軸方向に対して垂直な方向 z に静磁場方向が沿うように静磁場を形成する。なお、静磁場マグネット部 1 2 は、永久磁石により構成されていてもよい。

40

【 0 0 2 9 】

勾配コイル部 1 3 は、静磁場が形成された撮像空間 B に勾配磁場を形成し、RFコイル部 1 4 が受信する磁気共鳴信号に空間位置情報を付加する。ここでは、勾配コイル部 1 3 は、静磁場方向に沿った z 方向と、x 方向と、y 方向との互いに直交する 3 軸方向に対応するように 3 系統からなる。これらは、撮像条件に応じて、周波数エンコード方向と位相エンコード方向とスライス選択方向として、それぞれに勾配パルスを送信することによって勾配磁場を形成する。

50

【 0 0 3 0 】

具体的には、勾配コイル部 1 3 は、イメージングシーケンスを行うのに際して、被検体 S U のスライス選択方向に勾配磁場を印加し、R F コイル部 1 4 が R F パルスを送信することによって励起させる被検体 S U のスライスを選択する。また、勾配コイル部 1 3 は、被検体 S U の位相エンコード方向に勾配磁場を印加し、R F パルスにより励起されたスライスからの磁気共鳴信号を位相エンコードする。そして、勾配コイル部 1 3 は、被検体 S U の周波数エンコード方向に勾配磁場を印加し、R F パルスにより励起されたスライスからの磁気共鳴信号を周波数エンコードする。

【 0 0 3 1 】

また、勾配コイル部 1 3 は、ナビゲータシーケンスを行うのに際して、例えば、被検体 S U の第一のスライス及び第二のスライス選択方向に勾配磁場を印加し、R F コイル部 1 4 が 9 0 ° 励起及び 1 8 0 ° 励起の R F パルスを送信することによって励起させる被検体の第一及び第二のスライスを選択する。なお、ナビゲータシーケンスを行う際は、勾配コイル部 1 3 には位相エンコードを行わず、周波数エンコードのみを行う。

【 0 0 3 2 】

R F コイル部 1 4 は、図 1 に示すように、被検体 S U のイメージング領域を囲むように配置される。R F コイル部 1 4 は、静磁場マグネット部 1 2 によって静磁場が形成される撮像空間 B 内において、電磁波である R F パルスを被検体 S U に送信して高周波磁場を形成し、被検体 S U のイメージング領域におけるプロトンのスピンを励起する。そして、R F コイル部 1 4 は、その励起された被検体 S U 内のプロトンから発生する電磁波を磁気共鳴信号として受信する。

【 0 0 3 3 】

クレードル 1 5 は、被検体 S U を載置する台を有する。クレードル 1 5 は、制御部 3 0 からの制御信号に基づいて、撮像空間 B の内部と外部との間を移動する。

【 0 0 3 4 】

R F 駆動部 2 2 は、R F コイル部 1 4 を駆動させて撮像空間 B 内に R F パルスを送信させて高周波磁場を形成する。R F 駆動部 2 2 は、制御部 3 0 からの制御信号に基づいて、ゲート変調器を用いて R F 発振器からの信号を所定のタイミングおよび所定の包絡線の信号に変調した後に、そのゲート変調器により変調された信号を、R F 電力増幅器によって増幅して R F コイル部 1 4 に出力し、R F パルスを送信させる。

【 0 0 3 5 】

勾配駆動部 2 3 は、制御部 3 0 からの制御信号に基づいて、勾配パルスを勾配コイル部 1 3 に印加して駆動させ、静磁場が形成されている撮像空間 B 内に勾配磁場を発生させる。勾配駆動部 2 3 は、3 系統の勾配コイル部 1 3 に対応して 3 系統の駆動回路（図示なし）を有する。

【 0 0 3 6 】

データ収集部 2 4 は、制御部 3 0 からの制御信号に基づいて、R F コイル部 1 4 が受信する磁気共鳴信号を収集する。ここでは、データ収集部 2 4 は、R F コイル部 1 4 が受信する磁気共鳴信号を R F 駆動部 2 2 の R F 発振器の出力を参照信号として位相検波器が位相検波する。その後、A / D 変換器を用いて、このアナログ信号である磁気共鳴信号をデジタル信号に変換して出力する。

【 0 0 3 7 】

操作コンソール部 3 について説明する。

操作コンソール部 3 は、図 1 に示すように、制御部 3 0 と、画像生成部 3 1 と、操作部 3 2 と、表示部 3 3 と、記憶部 3 4 とを有する。

【 0 0 3 8 】

操作コンソール部 3 の各構成要素について、順次、説明する。

【 0 0 3 9 】

制御部 3 0 は、コンピュータと、コンピュータに所定のデータ処理を実行させるプログラムとを有しており、各部を制御する。ここでは、制御部 3 0 は、操作部 3 2 からの操作

10

20

30

40

50

データが入力され、その操作部 3 2 から入力される操作データに基づいて、R F 駆動部 2 2 と勾配駆動部 2 3 とデータ収集部 2 4 とのそれぞれに、所定の通常のイメージングシーケンスのほか、ナビゲータシーケンスを実施するためのスキャンを実行させる制御信号を出力し制御を行う。そして、画像生成部 3 1 と表示部 3 3 と記憶部 3 4 とへ、制御信号を出力し制御を行う。

【 0 0 4 0 】

なお、制御部 3 0 はコンピュータとプログラムにより構成されており、以下で説明するように、スキャン部においてナビゲータシーケンスが実施された場合には、画像生成部 3 1 が生成した磁気共鳴信号のプロファイルラインにおける磁気共鳴信号の強度及び磁気共鳴信号の位相の情報に基づいて被検体 S U の所定の領域の組織を識別する、識別部としての機能を有する。

10

【 0 0 4 1 】

画像生成部 3 1 は、コンピュータと、そのコンピュータを用いて所定のデータ処理を実行するプログラムとを有しており、制御部 3 0 からの制御信号に基づいて、画像を生成する。ここでは、画像生成部 3 1 は、スキャン部 2 においてイメージングシーケンスが実施された場合には、スキャン部 2 がスキャンを実行することによって得られた磁気共鳴信号をローデータとし、被検体 S U についての画像を再構成する。そして、画像生成部 3 1 は、その生成した画像を表示部 3 3 に出力する。

【 0 0 4 2 】

また、画像生成部 3 1 は、スキャン部 2 においてナビゲータシーケンスが実施された場合には、スキャン部 2 が読み出したナビゲータエコーを読み出し方向に 1 次元フーリエ変換し、磁気共鳴信号の強度のプロファイルラインを生成する。また、画像生成部 3 1 は、磁気共鳴信号の位相のプロファイルラインも生成する。

20

【 0 0 4 3 】

操作部 3 2 は、キーボードやポインティングデバイスなどの操作デバイスにより構成されている。操作部 3 2 は、オペレータによって操作データが入力され、その操作データを制御部 3 0 に出力する。

【 0 0 4 4 】

表示部 3 3 は、C R T などの表示デバイスにより構成されており、制御部 3 0 からの制御信号に基づいて、表示画面に画像を表示する。たとえば、表示部 3 3 は、オペレータによって操作部 3 2 に操作データが入力される入力項目についての画像を表示画面に複数表示する。また、表示部 3 3 は、被検体 S U からの磁気共鳴信号に基づいて生成される被検体 S U の画像についてのデータを画像生成部 3 1 から受け、表示画面にその画像を表示する。

30

【 0 0 4 5 】

記憶部 3 4 は、メモリにより構成されており、各種データを記憶している。記憶部 3 4 は、その記憶されたデータが必要に応じて制御部 3 0 によってアクセスされる。

【 0 0 4 6 】

以上の構成からなる図 1 に示した磁気共鳴イメージング装置 1 を使用して、被検体 S U についてナビゲータシーケンスを実行して、被検体 S U の所定の領域の組織を識別する例について図 2 及び図 3 を参照しながら説明する。

40

【 0 0 4 7 】

まず、ナビゲータエコーデータの取得を行う (S T 1) 。そのためには、スキャン部 2 が、被検体 S U の所定の領域において位相エンコードを与えない磁気共鳴信号を計測し、ナビゲータエコーデータとして得るナビゲータシーケンスを実施する。

【 0 0 4 8 】

例えば、図 3 (a) の被検体 S U 内において、肺臓 (L u n g) と肝臓 (L i v e r) の間に位置する横隔膜にはほぼ直交する方向の 2 つの断面が交差する直線を領域 N A とし、この直線の領域 N A から位相エンコードゼロの磁気共鳴信号 (ナビゲータエコー) をスキャン部 2 の R F コイル部 1 4 が取得する。具体的には、スキャン部 2 の R F コイル部 1 4

50

が被検体 S U の第一のスライスについて 90° 励起を行い、第二のスライスについて 180° 励起を行い、そして、両スライスが交差する直線部から生じるスピンエコーをナビゲータエコーとして R F コイル部 14 が読み出す。

【0049】

そして、ナビゲータエコーデータの取得 (S T 1) が終了した後、ナビゲータエコープロファイルの作成 (S T 2) を行う。そのためには、画像生成部 31 がスキャン部 2 によって読み出されたナビゲータエコーを読み出し方向 (図 3 (a) の x 軸の方向) に 1 次元フーリエ変換し、磁気共鳴信号の強度のプロファイルライン (図 3 (b))、及び、磁気共鳴信号の位相のプロファイルライン (図 3 (c)) を生成する。かかる処理は、画像生成部 31 のコンピュータがプログラムにしたがって行なう。

10

【0050】

なお、図 3 (b) , (c) に示したプロファイルライン P L が示されるスキャン線 (横軸 x) における所定の位置は、プロファイルライン P L をスライス画像として表示した場合における当該スライス画像の横軸方向の所定の位置の画素に対応する。

【0051】

次に、ナビゲータプロファイルの作成 (S T 2) によって得られた磁気共鳴信号の強度のプロファイルライン P L に基づいて、被検体 S U 内に存在している組織のエッジ検出 (S T E) を行う。エッジ検出は、プロファイルライン P L における磁気共鳴信号の強度 I を示す図 3 (b) において、横軸 x においてゼロから正の方向に向かって順次、強度 I を測定することによって行っていく。強度 I の測定は、画像生成部 31 が生成したプロファイルラインの強度 I のデータを制御部 30 のコンピュータがプログラムにしたがって行なう。

20

【0052】

ここでは、強度 I の測定にあたっては、図 3 (b) に示した磁気共鳴信号の強度のプロファイルライン P L の磁気共鳴信号の強度 I を示す横軸 x において、特定の連続した範囲の強度 I がすべて、所定のしきい値以上である場合には、被検体 S U 内において組織のエッジが検出されたと制御部 30 が判断する。

【0053】

説明したように、図 3 (b) に示した磁気共鳴信号の強度のプロファイルライン P L が示される横軸 x における所定の位置は、プロファイルライン P L をスライス画像として表示した場合における当該スライス画像の横軸方向の所定の位置の画素に対応する。そのため、スキャン線の横軸 x において、特定の連続した範囲は、スライス画像の横軸方向の特定の連続する画素に対応する。ここでは、この連続するスキャン方向の画素を特定画素とする。

30

【0054】

組織のエッジ検出 (S T E) では、制御部 30 のコンピュータが磁気共鳴信号の強度のプロファイルライン P L の x 軸においてゼロから正の方向に向かって磁気共鳴信号の強度のプロファイルライン P L の特定画素の抽出 (S T 3) を行う。そして、特定画素における信号強度 I の測定 (S T 4) を行う。

【0055】

40

図 3 (b) の場合では、磁気共鳴信号の強度のプロファイルライン P L の x 軸においてゼロから正の方向に向かって特定画素の抽出を行っていくと、まず、x 軸において A で示された範囲よりも負の方向の範囲の特定画素が抽出され、次に、A で示された範囲の特定画素が抽出され、そして、A と B で示された範囲の間の特定画素が抽出され、最後に、B で示された範囲の特定画素が抽出される。

【0056】

これらの 4 つに代表される特定画素における信号強度 I の測定が行われ (S T 4)、当該信号強度 I が、しきい値 I_{th} 以上であるかどうか、制御部 30 によって判定される (S T 5)。

【0057】

50

図3(b)に示したように、Aで示された範囲よりも負の方向の範囲の特定画素においては信号強度Iは弱く、しきい値 I_{th} 以下である(ST5)。そこで、次のAで示された範囲の特定画素が抽出される(ST3)。Aで示された範囲の特定画素の領域においては肺臓(Lung)内の肺血管が存在し、肺血管の血液により信号強度Iが強くなり、その値は I_{th} 以上となる(ST5)。そのため、制御部30は、被検体SU内において肺血管のエッジが検出されたと判断し、次のST6に進む。

【0058】

ST6においては、Aで示された範囲の特定画素における磁気共鳴信号の位相の標準偏差の計算が制御部30によって行われる。ここで、Aで示された範囲は被検体SU内において肺血管が存在し、肺血管の血液からの磁気共鳴信号が検出され、その信号強度Iは図3(b)に示したように強いものとなる。

10

【0059】

しかし、肺臓内の肺血管中の血液は心拍に同期して絶えず血管内を流れており、動きがあるため、血液からの成分を主とする磁気共鳴信号の位相は図3(c)に示したように大きなばらつきを有している。そのため、ST6において計算された磁気共鳴信号の位相の標準偏差は大きくなり、その標準偏差は図3(d)に示したように、所定の標準偏差のしきい値 th 以上となる。

【0060】

そこで、制御部30はST8のように、Aで示された範囲における被検体SUの組織を血流の組織であると判定する。そして、制御部30はST9のように、Aで示された範囲における被検体SUの組織を識別の対象外とする。そのようにすることで、Aで示された範囲を横隔膜が位置している領域と誤って識別することがなくなる。

20

【0061】

引き続き、特定画素の抽出(ST3)を継続していき、Bで示された範囲の特定画素の抽出を行う。Bで示された範囲の特定画素の領域においては肝臓(Liver)が存在し、信号強度Iが強くなるので、その値は I_{th} 以上となる(ST5)。そのため、制御部30は、被検体SU内において肝臓(Liver)のエッジが検出されたと判断し、次のST6に進む。

【0062】

ST6においては、Bで示された範囲の特定画素における磁気共鳴信号の位相の標準偏差の計算が制御部30によって行われる。ここで、Bで示された範囲は被検体SU内において肝臓(Liver)が存在しており、その信号強度Iは図3(b)に示したように強いものとなる。

30

【0063】

なお、肝臓の実質は肝細胞の塊であり、肝臓内の血流は肺臓の場合と比較して緩やかとなる。そのため、肝臓の実質は動きがほとんどないものであると考えことができ、磁気共鳴信号の位相は、図3(c)に示したように、x軸の正方向に向かって単調に増加するものとなる。したがって、ST6において計算された磁気共鳴信号の位相の標準偏差は非常に小さく、その標準偏差は図3(d)に示したように、所定の標準偏差のしきい値 th 以下となる。

40

【0064】

そこで、制御部30は、ST8のようにBで示された範囲における被検体SUの組織を血流の組織であるとは判定せず、Bのx軸方向の位置を示す(ST10)。なお、制御部30は、予め組み込まれたプログラムにしたがって、Bのx軸方向の位置においては横隔膜が位置している領域であると認識するようにすれば、ST10において示されたBのx軸方向の位置の情報によって、横隔膜が位置している箇所を確実に特定できるようになる。

【0065】

以上説明したナビゲータエコーにおいては、スキャン部2のRFコイル部14が被検体SUの第一のスライスについて90°励起を行い、第二のスライスについて180°励起

50

を行い、そして、両スライスが交差する直線部から生じるスピネコーをナビゲータエコーとしてRFコイル部14が読み出すものであり、 $90^\circ - 180^\circ$ の線励起スピネコー型のナビゲータエコーであった。このナビゲータエコーでは、例えば、図4のパルスシーケンスに示すようなものがある。

【0066】

しかし、ナビゲータエコーには、スピネコー型に限られず、グラジエントエコー型であっても良い。例えば、図5のパルスシーケンスに示したようなものがある。図5のパルスシーケンスでは、RFパルスを送信する際には、スキャン部2の勾配コイル部13が、極性が交互に連続的に変化するように印加して、線状に被検体のスライスを選択する。

【0067】

そして、勾配コイル部13が、RFパルスを送信した後に、プラスの極性を有する勾配磁場G+とマイナスの極性を有する勾配磁場G-を順次印加する。このように、極性を互いに反転させた勾配磁場G+、G-が印加されることによって、血流の組織からの磁気共鳴信号の位相の分散が促され、標準偏差を大きくすることができる。これによって組織の種類の識別の精度が向上する。

【図面の簡単な説明】

【0068】

【図1】本発明にかかる実施形態において、磁気共鳴イメージング装置の構成を示す図である。

【図2】本発明の実施形態にかかる磁気共鳴イメージング装置においてナビゲータエコーを行うシーケンスのフローチャートである。

【図3】本発明の実施形態にかかる磁気共鳴イメージング装置において、ナビゲータシーケンスを実施することによって得られた磁気共鳴信号のプロファイルラインにおける磁気共鳴信号の強度及び磁気共鳴信号の位相をプロットした図である。

【図4】本発明の実施形態にかかる磁気共鳴イメージング装置においてスピネコー型のナビゲータエコーを行う場合のパルスシーケンスの例を示した図である。

【図5】本発明の実施形態にかかる磁気共鳴イメージング装置においてグラジエントエコー型のナビゲータエコーを行う場合のパルスシーケンスの例を示した図である。

【図6】従来の磁気共鳴イメージング装置において、ナビゲータシーケンスを実施することによって得られた磁気共鳴信号のプロファイルラインにおける磁気共鳴信号の強度をプロットした図である。

【符号の説明】

【0069】

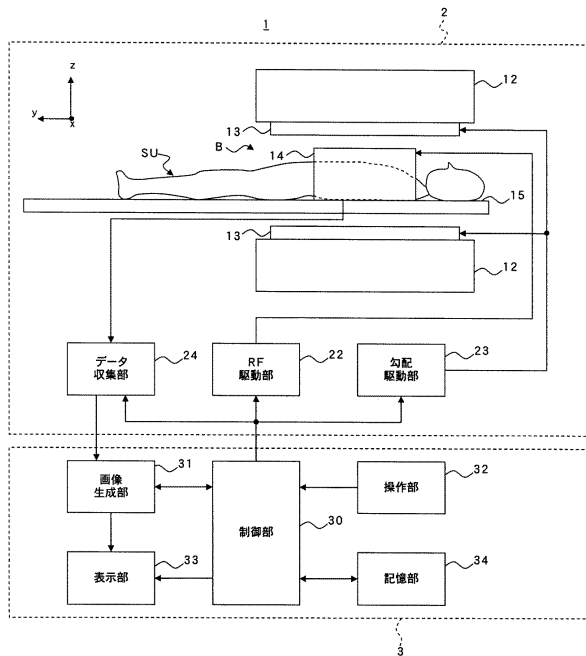
1 ... 磁気共鳴イメージング装置、2 ... スキャン部、3 ... 操作コンソール部、12 ... 静磁場マグネット部、13 ... 勾配コイル部、14 ... RFコイル部、15 ... クレードル、22 ... RF駆動部、23 ... 勾配駆動部、24 ... データ収集部、30 ... 制御部（識別部）、31 ... 画像生成部、32 ... 操作部、33 ... 表示部、34 ... 記憶部、B ... 撮像空間

10

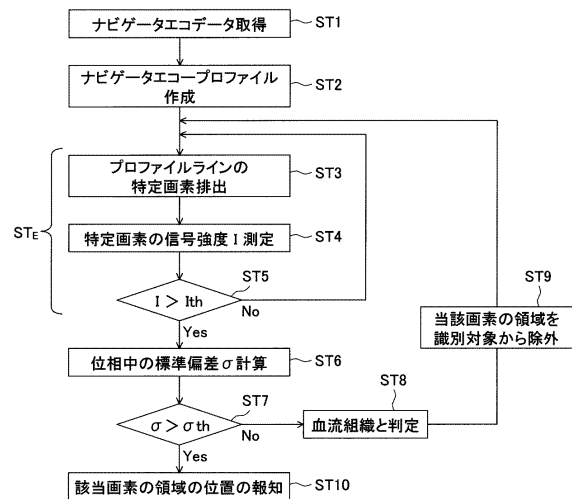
20

30

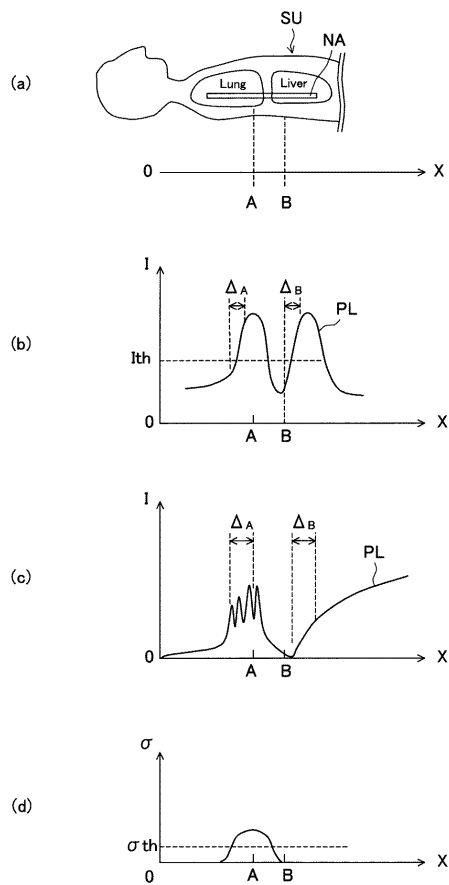
【図 1】



【図 2】

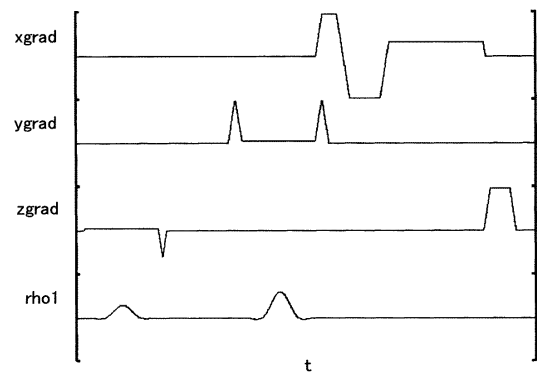


【図 3】



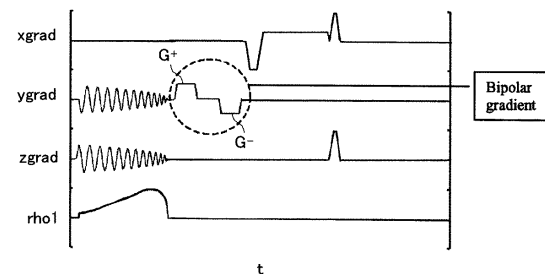
【図 4】

90度-180度の線励起スピノエコー型ナビゲータエコーシーケンス

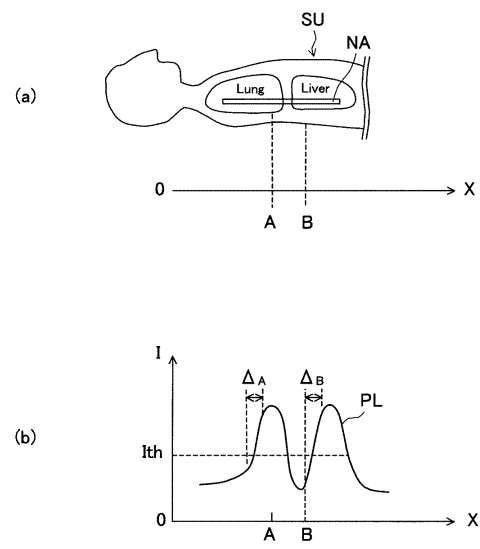


【図 5】

シリンダリカル励起グラジエントエコー型ナビゲータエコーシーケンス



【図 6】



フロントページの続き

(72)発明者 三好 光晴

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

(72)発明者 後藤 隆男

東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開2004-202043(JP,A)

特開2001-204712(JP,A)

特開2004-57226(JP,A)

Y.Iwadate et al, Navigator Echo Analysis Hybridizing Magnitude and Phase Edge Detection, Proc.Intl.Mag.Reson.Med.16, 2008年 4月, #1468

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055