

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5284421号

(P5284421)

(45) 発行日 平成25年9月11日(2013.9.11)

(24) 登録日 平成25年6月7日(2013.6.7)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 8 2

A 6 1 B 5/05 3 8 0

請求項の数 9 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2011-142255 (P2011-142255)	(73) 特許権者	000125369
(22) 出願日	平成23年6月27日(2011.6.27)		学校法人東海大学
(62) 分割の表示	特願2006-248541 (P2006-248541)		東京都渋谷区富ヶ谷2丁目28番4号
の分割		(73) 特許権者	594164542
原出願日	平成18年9月13日(2006.9.13)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2011-212453 (P2011-212453A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成23年10月27日(2011.10.27)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成23年6月27日(2011.6.27)		弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100159651
			弁理士 高倉 成男
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠

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】

被検体の脳脊髄液の動態観測を目的として、前記脳脊髄液をイメージングする磁気共鳴イメージング装置において、

所定のパルスシーケンスにより前記被検体の撮像領域に含まれるスピンに関するエコー信号を取得する取得手段と、

取得された前記エコー信号に基づいて前記被検体の前記撮像領域内の画像を再構成する再構成手段と、

前記撮像領域内の一部の標識化領域の脳脊髄液に含まれるスピンを反転させることによる標識化を行う標識化手段と、

前記標識化を行うとともに前記標識化を行った時点から一定の第1の時間が経過した時点より前記エコー信号の取得を行うサイクルを、前記標識化領域を変化させることなしに複数回行うように前記標識化手段および前記取得手段を制御する第1の制御手段と、

前記複数回のサイクルのそれぞれを、周期的な基準時点から一定の第2の時間が経過した時点で開始するように前記第1の制御手段を制御する第2の制御手段とを具備したことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】

前記サイクル毎に前記取得手段が取得したエコー信号に基づいて前記再構成手段によりそれぞれ再構成される複数の画像を連続的に表示する表示手段をさらに備えることを特徴とする請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】

前記複数回のサイクルのそれぞれにて取得された前記エコー信号に基づいて前記再構成手段により再構成された画像のうちの少なくとも 2 つを合成した画像を生成する手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】

前記複数回のサイクルのそれぞれにて取得された前記エコー信号に基づいて前記再構成手段により再構成された画像のうちの少なくとも 2 つの着目画像に基づいて前記標識化されたスピンの移動距離をそれぞれ算出し、この算出した移動距離に応じた順序で前記着目画像を連続的に表示する手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

10

【請求項 5】

前記標識化手段は、前記撮像領域に含まれるスピンを反転させた後、前記撮像領域内の一部の複数の標識化領域のそれぞれに含まれるスピンをさらに反転させることにより標識化を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】

前記複数回のサイクルのそれぞれで取得された前記エコー信号に基づいて再構成された複数の前記画像のうちの 1 つを位置決め用画像として表示する手段と、

前記位置決め用画像上で撮像断面の指定を受け付ける手段とをさらに具備したことを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】

前記磁気共鳴イメージング装置は記憶装置にアクセス可能であって、

前記標識化領域を前記記憶装置に記憶された情報に基づいて設定する手段をさらに具備したことを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

20

【請求項 8】

前記記憶装置を内蔵することを特徴とする請求項 7 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】

ユーザの指示に基づいて設定した前記標識化領域を表す情報を前記記憶装置に保存する手段をさらに備えることを特徴とする請求項 7 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

本発明は、血液や脳脊髄液（CSF）などの体内の移動物質の動態観測に適する磁気共鳴イメージング装置に関する。

【背景技術】

【0002】

インバージョンパルスを印加することにより、ある時刻、ある位置にある観察対象に縦磁化の形でラベリング（標識化）を行い、一定時間後にMRI画像を撮像することにより、ラベリングされた観察対象の分布を把握する方法が知られている（例えば、非特許文献1を参照）。

40

【0003】

この方法を用いる場合、心電同期法を用いて心臓のR波など特徴的な心電波形が現れる時刻を基準にして、その時刻から一定時間経過した時刻に画像化のためのRF励起およびエコー信号の収集を行うことが多い。これは、血液や脳脊髄液等の流速変化は心時相（cardiac phase）に高い相関を持って変動する性質があることが多いことを利用している。このような同期方法をとることにより、拍動によるアーチファクトを低減することができるとともに、血管や脳脊髄液等の描出能や信号強度が安定したり、画質が向上するからである。

【0004】

さらに、画像化のための収集の前に、選択励起法による縦磁化のラベリングを行い、そ

50

のラベリングの時刻から画像化までの時間 T_I を変更しながら複数の画像を撮像する方法が知られている（例えば、特許文献 1 を参照）。この方法で得られた複数の画像を一定時間において連続的に表示することにより、血液や脳脊髄液等の体内の移動物質の動態が観察できる。

【0005】

図 24 はこの従来例のパルスシーケンスを示す図である。図 24 に示される波形は上から順番に、同期波形としての ECG (electrocardiograph)、撮像対象に印加する高周波パルス (RF)、スライス方向の傾斜磁場波形 (G_{ss})、リードアウト方向の傾斜磁場波形 (G_{ro})、位相エンコード方向の傾斜磁場波形 (G_{pe})、高周波パルス印加時の搬送波の中心周波数からのずれ (Δf) を示す。期間 P1 は、血液や脳脊髄液をラベリングするためのタグ（標識）用シーケンス部分であり、期間 P2 は、画像化のための本体のパルスシーケンス部分である。期間 P1、P2 とも、選択励起時にはそれぞれ独立に傾斜磁場強度の組み合わせおよび Δf を設定することができ、励起面の方向および位置をそれぞれ独立に設定することができる。この例では、高速スピンエコー法の場合の例を示すが、たとえばコヒーレント型のグラディエントエコー法 (TrueSSFP法, TrueFISP, balancedFFE法) などの任意の画像化方法が利用可能である。同一の時間 T_I で 1 画像を再構成するために必要なショット数分を収集する。時間 T_I を変化させながらこの撮像を繰り返す。撮像された時間 T_I の異なる複数の画像を連続的に表示することにより、脳脊髄液の動態観察を行う。期間 P1 における標識用パルスで励起された部分のうちで動きがある部分に関しては、時間 T_I の間に流速に応じて移動するため、画像上標識した領域以外の部分が低信号化される。これにより、血液や脳脊髄液の動きが観察できる。また、期間 P1 における RF パルスの時間的に前あるいは後に非選択の IR パルスをもう 1 つ付加することにより、標識された部分の縦磁化がほぼ初期状態となり、血液や脳脊髄液の動きを高信号として画像化する例も示されている。

【0006】

また、脳脊髄液の移動に関する測定手段として、他に放射性同位元素を脊髄腔内に注入し、数時間単位で体内の移動をシンチレーションカウンタなどの手段で追跡する方法や、造影剤 (Metrizamide) を用い X 線 CT (computed tomography) で同様に測定を行う方法などがある。これらの方法は、bulk motion と呼ばれる長時間の脳脊髄液の移動について観測しやすいという長所があるが、いずれも被検査者へ対する侵襲性が高く、注入するため脳脊髄液の内圧が変化する恐れがあり観測対象に影響を与えてしまうなどの不具合がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献 1】特開 2001-252263 号公報

【非特許文献】

【0008】

【非特許文献 1】“Considerations of Magnetic Resonance Angiography by Selective Inversion Recovery”, D.G.Nishimura et al., Magnetic Resonance in Medicine, Vol.7, 472-484, 1988

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

第 1 の課題：撮像対象が脳脊髄液の場合は心時相に対しての相関が必ずしも高くなく、脳脊髄液の拍動の規則性が血液に比べ低い傾向がある。このため、脳脊髄液のような観測対象の場合、時間 T_I を連続的に変化させた画像を比較しても、個々の撮像の変動による変化なのか、時間 T_I を変化させたことによる変動なのか判断しにくいという不具合があった。

【0010】

第2の課題：通常のラベリング方法では、ラベリングする領域が1直線状に限られており、2次元や3次元の領域全体の脳脊髄液や血液の動きを把握しにくいという不具合があった。

【0011】

第3の課題：通常的位置決め用画像から撮像断面を設定する場合、脳脊髄液や血液の病変が疑われる部分がラベリングの位置決めの画像上では不明のため、ラベリング領域を適切な位置に設定しにくく、脳脊髄液や血液の動きを描出しにくいという不具合があった。

【0012】

第4の課題：ラベリングを利用した撮像を行うためには、装置使用者は脳脊髄液や血液の循環経路に関する臨床的な知識が必要で、撮像条件を適切に設定することが困難であるという不具合があった。

10

【0013】

本発明の第1の目的は、移動物質を、その拍動に高度に同期したタイミング毎に描出した複数の画像を得ることを可能とすることにある。

【0014】

本発明の第2の目的は、移動物質の動きをより多面的に把握するのに有用な画像を得ることを可能とすることにある。

【0015】

本発明の第3の目的は、ラベリング領域を容易に設定することを可能とすることにある。

20

【0016】

本発明の第4の目的は、撮像条件を容易かつ適切に設定することを可能とすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0017】

第1の目的を達成するために本発明は、被検体の脳脊髄液の動態観測を目的として前記脳脊髄液をイメージングする磁気共鳴イメージング装置において、所定のパルスシーケンスにより前記被検体の撮像領域に含まれるスピンのに関するエコー信号を取得する取得手段と、取得された前記エコー信号に基づいて前記被検体の前記撮像領域内の画像を再構成する再構成手段と、前記撮像領域内の一部の標識化領域の脳脊髄液に含まれるスピンを反転させることによる標識化を行う標識化手段と、前記標識化を行うとともに前記標識化を行った時点から一定の第1の時間が経過した時点より前記エコー信号の取得を行うサイクルを、前記標識化領域を変化させることなしに複数回行うように前記標識化手段および前記取得手段を制御する第1の制御手段と、前記複数回のサイクルのそれぞれを、周期的な基準時点から一定の第2の時間が経過した時点で開始するように前記第1の制御手段を制御する第2の制御手段とを磁気共鳴イメージング装置に備えた。

30

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明の第1乃至第7の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置の構成を示す図。

40

【図2】第1の実施形態におけるパルスシーケンスを示す図。

【図3】条件設定のための図1中のホスト計算機6の処理のフローチャートを示す図。

【図4】第1の実施形態におけるパルスシーケンスの変形例を示す図。

【図5】第2の実施形態におけるパルスシーケンスを示す図。

【図6】図5中の期間P11におけるトリガ検出用のパルスシーケンスを示す図。

【図7】トリガ検出用のパルスシーケンスにより得られるエコー信号の波形とこのエコー信号を1次元フーリエ変換して得られるリードアウト方向の絶対値および位相のプロファイルとの一例を示す図。

【図8】トリガ検出用のパルスシーケンスにより測定される位相変化 $\theta(ro, i)$ を時間順にプロットした図。

50

【図 9】第 2 の実施形態における励起領域および観測対象領域の設定例を示す図。

【図 10】第 2 の実施形態における励起領域および観測対象領域の別の設定例を示す図。

【図 11】第 3 の実施形態におけるパルスシーケンスを示す図。

【図 12】画像 $IM1$, $IM2 \dots$, IMm を平均処理して平均画像 $IMave$ を作成する様子を示す図。

【図 13】画像 $IM1$, $IM2 \dots$, IMm の分散に比例した分散画像 $IMvar$ を作成する様子を示す図。

【図 14】第 4 の実施形態におけるパルスシーケンスを示す図。

【図 15】第 4 の実施形態におけるラベリング領域の設定例を示す図。

【図 16】第 4 の実施形態におけるラベリング領域を設定するための位置決め用画像を得るために適切な断面の一例を説明する図。 10

【図 17】図 16 に示される断面 $S1$ について撮像された 2 次元画像およびこの画像でのラベリング領域の設定例を示す図。

【図 18】図 17 に示すようにラベリング領域 $R11$, $R12$ が設定された状態で第 4 の実施形態のパルスシーケンスにより撮像された画像の一例を示す図。

【図 19】第 5 の実施形態における位置決め用画像の一例を示す図。

【図 20】図 19 に示す位置決め用画像上での撮像断面の設定例を示す図。

【図 21】図 20 に示す撮像断面 $S11$ に関して撮像した 2 次元画像の一例を示す図。

【図 22】図 21 に示すようなラベリング領域 $R23$ をラベリングした上での撮像を行って得られる画像の一例を示す図。 20

【図 23】図 1 中のホスト計算機 6 の第 6 の実施形態における特徴的な処理の手順を示すフローチャートである。

【図 24】特許文献 1 に開示されたパルスシーケンスを示す図。

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、図面を参照して本発明の第 1 乃至第 7 の実施形態について説明する。

【0023】

図 1 は第 1 乃至第 7 の実施形態に係る磁気共鳴イメージング装置（以下、MRI 装置と称する）の構成を示す図である。

【0024】 30

この MRI 装置は、被検体としての患者 P を載せる寝台部と、静磁場を発生させる静磁場発生部と、静磁場に位置情報を付加するための傾斜磁場発生部と、高周波信号を送受信する送受信部と、システム全体のコントロールおよび画像再構成を担う制御・演算部と、被検体 P の心時相を表す信号としての ECG 信号を計測する心電計測部と、患者 P に息止めを指令するための息止め指令部とを備えている。

【0025】

静磁場発生部は、例えば超電導方式の磁石 1 と、この磁石 1 に電流を供給する静磁場電源 2 とを含み、被検体 P が遊挿される円筒状の開口部（診断用空間）の軸方向（Z 軸方向）に静磁場 H_0 を発生させる。なお、この磁石部にはシムコイル 14 が設けられている。このシムコイル 14 には、後述するホスト計算機の制御下で、シムコイル電源 15 から静 40

磁場均一化のための電流が供給される。寝台部は、被検体 P を載せた天板を磁石 1 の開口部に退避可能に挿入できる。

【0026】

傾斜磁場発生部は、傾斜磁場コイルユニット 3 を含む。この傾斜磁場コイルユニット 3 は、互いに直交する X、Y および Z 軸方向の傾斜磁場を発生させるための 3 組のコイル 3x、コイル 3y、コイル 3z を備える。傾斜磁場発生部はまた、コイル 3x ~ 3z に電流を供給する傾斜磁場電源 4 を含む。傾斜磁場電源 4 は、後述するシーケンサ 5 の制御のもと、傾斜磁場を発生させるためのパルス電流をコイル 3x ~ 3z に供給する。

【0027】

傾斜磁場電源 4 からコイル 3x ~ 3z に供給されるパルス電流を調整することにより、 50

物理軸である X, Y, Z 方向の各軸の傾斜磁場を合成して、互いに直交するスライス方向傾斜磁場 G_s 、位相エンコード方向傾斜磁場 G_e 、および読出し方向（周波数エンコード方向）傾斜磁場 G_r の各論理軸方向を任意に設定することができる。スライス方向、位相エンコード方向および読出し方向の各傾斜磁場は、静磁場 H_0 に重畳される。

【0028】

送受信部は、磁石 1 内の撮影空間にて被検体 P の近傍に配設される RF コイル 7 と、このコイル 7 に接続された送信器 8 T および受信器 8 R とを含む。送信器 8 T および受信器 8 R は、後述するシーケンサ 5 の制御の下で動作する。送信器 8 T は、核磁気共鳴 (NMR) を起こさせるためのラーモア周波数の RF パルスを RF コイル 7 に供給する。受信器 8 R は、RF コイル 7 が受信したエコー信号（高周波信号）を取り込み、これに前置増幅、中間周波変換、位相検波、低周波増幅、フィルタリングなどの各種の信号処理を施した後、A/D 変換してエコー信号に応じたデジタル量のエコーデータ（原データ）を生成する。

10

【0029】

制御・演算部は、シーケンサ（シーケンスコントローラとも呼ばれる）5、ホスト計算機 6、演算ユニット 10、記憶ユニット 11、表示器 12、入力器 13 および音声発生器 16 を含む。このうち、ホスト計算機 6 は、記憶したソフトウェア手順により、シーケンサ 5 にパルスシーケンス情報を指令するとともに、装置全体の動作を統括する機能を有する。

【0030】

20

ホスト計算機 6 は、位置決め用スキャンなどの準備作業に引き続いて、イメージングスキャンを実施する。イメージングスキャンは、画像再構成に必要なエコーデータの組を収集するスキャンであり、ここでは 2 次元スキャンに設定されている。イメージングスキャンは、ECG 信号に依る ECG ゲート法を併用して行うことができる。なお、この ECG ゲート法は場合によっては併用しなくてもよい。

【0031】

パルスシーケンスとしては、3 次元 (3D) スキャンまたは 2 次元 (2D) スキャンである。そのパルス列の形態としては、SE (spin echo) 法、FSE (fast spin echo) 法、高速 SE 法にハーフフーリエ法を組み合わせた FASE (fast asymmetric spin echo) 法、EPI (echo planar imaging) 法などが用いられる。

30

【0032】

シーケンサ 5 は、CPU およびメモリを備えており、ホスト計算機 6 から送られてきたパルスシーケンス情報を記憶し、この情報にしたがって傾斜磁場電源 4、送信器 8 T および受信器 8 R のそれぞれの動作を制御するとともに、受信器 8 R が出力したエコーデータを一旦入力し、これを演算ユニット 10 に転送する。パルスシーケンス情報は、一連のパルスシーケンスにしたがって傾斜磁場電源 4、送信器 8 T および受信器 8 R を動作させるために必要な全ての情報であり、例えばコイル 3 x ~ 3 z に印加するパルス電流の強度、印加時間、印加タイミングなどに関する情報を含む。

【0033】

演算ユニット 10 は、受信器 8 R が出力したエコーデータをシーケンサ 5 を介して入力する。演算ユニット 10 は、その内部メモリ上のフーリエ空間 (k 空間または周波数空間とも呼ばれる) にエコーデータを配置し、このエコーデータを各組毎に 2 次元または 3 次元のフーリエ変換に付して実空間の画像データに再構成する。また演算ユニットは、必要に応じて、画像に関するデータの合成処理や差分演算処理などを行うことができる。

40

【0034】

合成処理には、2 次元の複数フレームの画像データを対応する画素毎に加算する加算処理、3 次元データに対して視線方向の最大値または最小値を選択する最大値投影 (MIP) 処理または最小値投影処理などが含まれる。また、合成処理の別の例として、フーリエ空間上で複数フレームの軸の整合をとってエコーデータのまま 1 フレームのエコーデータに合成するようにしてもよい。なお、加算処理には、単純加算処理、加算平均処理、重み

50

付け加算処理などが含まれる。

【0035】

記憶ユニット11は、再構成された画像データのみならず、上述の合成処理や差分処理が施された画像データを保管することができる。表示器12は、ホスト計算機6の制御の下に画像を表示する。入力器13を介して、術者が希望する撮影条件、パルスシーケンス、画像合成や差分演算に関する情報をホスト計算機6に入力できる。

【0036】

息止め指令部の一要素として音声発生器16を備える。この音声発生器16は、ホスト計算機6から指令の下に、息止め開始および息止め終了のメッセージを音声として発することができる。

10

【0037】

心電計測部は、被検体の体表に付着させてECG信号を電気信号として検出するECGセンサ17と、このセンサ信号にデジタル化処理を含む各種の処理を施してホスト計算機6およびシーケンサ5に出力するECGユニット18とを含む。心電計測部による計測信号は、イメージングスキャンを実行するときにシーケンサ5により用いられる。これにより、ECGゲート法（心電同期法）による同期タイミングを適切に設定でき、この同期タイミングに基づくECGゲート法のイメージングスキャンを行ってデータ収集できるようになっている。

【0038】

次に以上のように構成されたMRI装置の動作について詳細に説明する。

20

【0039】

（第1の実施形態）

以下、第1の実施形態について説明する。

【0040】

図2は第1の実施形態におけるパルスシーケンスを示す図である。図2に示される波形は上から順番に、同期波形としてのECG（electrocardiograph）、撮像対象に印加する高周波パルス（RF）、スライス方向の傾斜磁場波形（G_{ss}）、リードアウト方向の傾斜磁場波形（G_{ro}）、位相エンコード方向の傾斜磁場波形（G_{pe}）、高周波パルス印加時の搬送波の中心周波数からのずれ（ Δf ）を示す。期間P1は、血液や脳脊髄液をラベリングするためのタグ（標識）用シーケンス部分であり、期間P2は、画像化のための本体の

30

パルスシーケンス部分である。この例では、高速スピンエコー法を採用しているが、たとえばコヒーレント型のグラディエントエコー法（TrueSSFP法、TrueFISP、balancedFFE法）などの任意の画像化方法が利用可能である。

【0041】

図2と図24とを比較して分かるように、第1の実施形態におけるパルスシーケンスは、特許文献1に開示されたパルスシーケンスをベースとしている。すなわち、期間P1におけるラベリングと期間P2におけるエコー収集とからなる撮像サイクルを、ラベリングパルスLPによる励起を行ってからエコー収集のためのパルスシーケンスを開始するまでの時間T_Iの大きさを変更しながら複数回繰り返す。そして第1の実施形態におけるパルスシーケンスが図24に示されたパルスシーケンスと異なるのは、基準時相からラベリ

40

ングパルスLPによる励起を行うまでの時間T_{Dtag}を、撮像サイクル毎に時間T_Iの大きさに相反して変化させている点にある。なおここでは、ECGにR波が生じる時相を基準時相としている。

【0042】

図3は条件設定のためのホスト計算機6の処理のフローチャートを示す図である。

【0043】

ステップS a1においてホスト計算機6は、複数回の撮像サイクルのそれぞれに関して例えば術者により指定される時間T_{I_n}の値を入力するか、あるいは例えば術者により指定される撮像サイクルの回数、最初の撮像サイクルにおける時間T_{I₁}の値、ならびに時間T_Iの変化量 ΔT_I を入力して、2つ目以降の撮像サイクルのそれぞれに関する時間T

50

I_n を予め定められた数式に基づいて算出する。この数式としては例えば、次のような式が適用できる。

【0044】

$$T I_n = T I_1 - (n - 1) \cdot \Delta T I$$

ステップS a 2においてホスト計算機6は、基準時相からエコー収集のためのパルスシーケンスを開始するまでの時間T Dseqとして例えば術者により指定される値を入力する。

【0045】

ステップS a 1およびステップS a 2において各種の値は、デフォルト値、あるいは複数のデフォルト値のうちの術者により選択された値とするなどのように、その入力の状態は任意であって良い。また各種の値を入力する順序は、任意であって良い。

10

【0046】

ステップS a 3においてホスト計算機6は、複数回の撮像サイクルのそれぞれに関する時間T Dtag_nを次の式により算出する。

【0047】

$$T Dtag_n = T Dseq - T I_n$$

なお、装置の制御の都合上、T Dtag_nは0または正の値でなければならないことが一般的であるため、必要に応じて、T Dseqの入力時にT DseqがT I_nの最大値と同等かそれ以上になるように、入力の制限を行ってもよい。

【0048】

20

ステップS a 4においてホスト計算機6は、図2に示したパルスシーケンスに従ってスキューンを実行する。そしてこの時にホスト計算機6は、n番目の撮像サイクルにおいては、時間T Dtag_nおよび時間T I_nをそれぞれ適用するようにシーケンサ5に指示する。この指示に基づいてシーケンサ5は、時間T Dtagおよび時間T Iをそれぞれ変化させながら、撮像サイクルを繰り返し実行する。図2の例では、1番目の撮像サイクルにおける時間T I₁に対して2番目の撮像サイクルにおける時間T I₂は小さくなっているが、これとは相反的に1番目の撮像サイクルにおける時間T Dtag₁に対して2番目の撮像サイクルにおける時間T Dtag₂は大きくなっている。

【0049】

撮像サイクル毎に収集されるエコーデータに基づいてそれぞれ再構成される複数の画像を連続的に表示することにより、血液や脳脊髄液の動態観察を行うのに有用な情報を提示することができる。すなわち、期間P1におけるラベリングパルスLPで励起された部分のうちで動きがある部分に関しては時間T Iの間に流速に応じて移動するため、画像上タグしていない領域が低信号化される。この部分を各画像上で追跡することにより、血液や脳脊髄液の動きが観察できる。

30

【0050】

ところで第1の実施形態では、時間T Dtagを時間T Iに対して反比例させているため、時間T Dseqは各撮像サイクルで同一である。このため、時間T Iを変化させて血液や脳脊髄液の動態を描出しながらも、基準時相からエコー収集のためのパルスシーケンスを開始するまでの時間T Dseqは各撮像サイクルで均一である。このため、各撮像サイクルは高精度にECGに同期するため、拍動に伴う周期的な変動の影響が抑制され、撮像毎の画像の変動やアーチファクトが抑制できる。

40

【0051】

本体のパルスシーケンスとしてCPMGパルス系列を使用した高速スピンエコー法などを使用した場合、流速による位相変化量の異なる複数のエコー成分の合成として画像が構成されているため、位相の干渉作用により、流速に応じた画像値の変化が激しい。このため、第1の実施例により時間T Dseqが各撮像サイクルで均一であることによる画質変動の減少は、他のパルスシーケンスより顕著であり、特に効果的である。

【0052】

なお、1画像を再構成するために複数のショットが必要なパルスシーケンスを採用する

50

ことも可能である。この場合には、1画像を再構成するために必要なショット数分のエコー収集を時間T Iを変更せずに繰り返し、さらにこのような処理を時間T Iを変更しながら繰り返す手順をとれば良い。

【0053】

また、図4に示すように、ラベリングパルスLPの前に、スライス非選択(RF印加時にスライス傾斜磁場が0である)の状態(IRパルス(180度パルス)Aを付加しても良い。これにより、ラベリングされた部分の縦磁化がほぼ初期状態となり、血液や脳脊髄液の動きを高信号として画像化することができる。すなわち、図2に示すパルスシーケンスにより得られる画像をネガポジ反転した画像を得ることができる。

【0054】

(第2の実施形態)

以下、第2の実施形態について説明する。この第2の実施形態は第1の目的に対応する。

【0055】

図5は第2の実施形態におけるパルスシーケンスを示す図である。図5に示される波形は上から順番に、同期波形としての脳脊髄液拍動波形、撮像対象に印加する高周波パルス(RF)、スライス方向の傾斜磁場波形(Gss)、リードアウト方向の傾斜磁場波形(Gro)、位相エンコード方向の傾斜磁場波形(Gpe)、高周波パルス印加時の搬送波の中心周波数からのずれ(Δf)を示す。期間P1は、血液や脳脊髄液をラベリングするためのタグ(標識)用シーケンス部分であり、期間P2は、画像化のための本体のパルスシーケンス部分である。この例では、高速スピンエコー法を採用しているが、たとえばコヒーレント型のグラディエントエコー法(TrueSSFP法, TrueFISP, balancedFFE法)などの任意の画像化方法が利用可能である。

【0056】

図5と図24とを比較して分かるように、第2の実施形態におけるパルスシーケンスは、特許文献1に開示されたパルスシーケンスと同様な期間P1, P2を有し、さらに期間P1に先立って期間P11を有している。期間P11は、期間P1の開始のトリガを検出するための期間である。そしてこの期間P11にてトリガが検出された時相を基準時相として、期間P1におけるラベリングと期間P2におけるエコー収集とからなる撮像サイクルを複数回繰り返す。

【0057】

図6は図5中の期間P11におけるトリガ検出用のパルスシーケンスを示す図である。図6に示される波形は上から順番に、撮像対象に印加する高周波パルス(RF)、スライス方向の傾斜磁場波形(Gss)、リードアウト方向の傾斜磁場波形(Gro)、位相エンコード方向の傾斜磁場波形(Gpe)、フローエンコードのための傾斜磁場パルス(Gvenc)、エコー信号波形(Echo)を示す。期間P21は、円柱状の領域を励起するための2次元RFパルスである。この2次元RFパルスによる励起は、「Hardy, C. J., and Cline, H. E., 1989. Broadband nuclear magnetic resonance pulses with two-dimensional spatial selectivity. J. Appl. Phys 66:1513-1516.」により知られている。

【0058】

流速の時間分解能を上げるため、スライス方向、位相エンコード方向の2次元励起法により撮像領域を限定して一回の時間TRで、限定されたボリュームの脳脊髄液や血液などの流速を測定することができる。励起後、エコー収集までの間にフローエンコードのための傾斜磁場パルスGvencを印加することにより、エコー信号には期間中の平均流速に比例した位相変化が生じる。なお、時間TRは、例えば10~200ms程度である。

【0059】

上記のトリガ検出用のパルスシーケンスにより、例えば図7に示す波形Wのようなエコー信号が得られる。そしてホスト計算機6によってエコー信号を1次元フーリエ変換(1DFT)することにより、図7に示すようにリードアウト方向の絶対値および位相のプロファイルPR1, PR2が得られる。

【0060】

さて、第2の実施形態における撮像を開始する前には、トリガ検出用のパルスシーケンスにおいて励起する領域（以下、励起領域と称する）と、位相変化の観測対象の領域（以下、観測対象領域と称する）とを、例えば術者の指示に応じて設定しておく。

【0061】

図9は励起領域および観測対象領域の設定例を示す図である。この例では、位置決め用画像上に励起領域を表す矩形枠21と、リードアウト方向に直交する2本の直線22、23を術者に指定させる。そしてホスト計算機6は、投影形状が矩形枠21のようになる円柱状（棒状）の領域を励起領域として設定し、直線22、23のリードアウト方向の中間位置 r_0 と直線22、23の間隔 Δr として観測対象領域を設定する。

10

【0062】

図10は励起領域および観測対象領域の別の設定例を示す図である。この例では、リードアウト方向が図9の例におけるリードアウト方向と異なっているために、矩形枠24および直線25、26の向きが異なっているが、投影形状が矩形枠24のようになる円柱状（棒状）の領域を励起領域として設定し、直線25、26のリードアウト方向の中間の位置 r_0 と直線25、26の間隔 Δr とにより観測対象領域を設定することについては何ら変わらない。なお、位置 r_0 に代えて2つの直線のそれぞれのリードアウト方向の位置を観測対象領域の情報として用いても良い。

【0063】

なお図9および図10における位置決め用画像は、頭部のサジタル断面画像である。この場合にトリガ検出用のパルスシーケンスにおいては、頭部の脳脊髄液の流速変化をNMR信号で直接連続的に求め、トリガを検出することになる。この場合には、図9および図10に示すように、流速が速く、かつ変動が大きい、中脳水道（cerebral aqueduct）の部分が含まれるように励起領域を設定し、脳脊髄液の流れる方向にフローエコードの方向を合わせることが望ましい。そして図9は、中脳水道の部分にリードアウト方向を沿わせた例であり、図10は中脳水道の部分にスライス方向または位相エコード方向を沿わせた例である。図10の例の方が、観察したい脳脊髄液の部分トリガ検出用のパルスシーケンスで励起する範囲が狭いので、トリガ検出後に実行される本撮像への影響が小さいという特長がある。

20

【0064】

ホスト計算機6は、位相のプロファイルPR2における観測対象領域内での平均的な位相変化 $\theta(r_0, i)$ を測定する。ただし、 i は時間TRの繰り返し回数のインデックスを表す。上述したようにして観測対象領域を設定しておくことで、対象のボクセルが小さくでき、パーシャルボリューム効果がより少なくなり、流速の変化をより忠実に反映した位相変化を測定できる。

30

【0065】

時間TR毎に測定される位相変化 $\theta(r_0, i)$ を時間順にプロットすると、例えば図8に示すように脳脊髄液の拍動の様子が表れる。かくして、測定される位相変化 $\theta(r_0, i)$ が予め定められた状態と合致した時点を基準時相と定めれば、この基準時相は脳脊髄液の拍動に高精度に同期する。図8の例では、位相変化 $\theta(r_0, i)$ が閾値を超える時相を基準時相と定める例を示している。基準時相を定めるためには、例えば図8に示すような波形を時間微分して変曲点を検出する方法などの他の方法も採用可能である。ただし、撮像開始後は位相変化 $\theta(r_0, i)$ は一部のデータしか収集できないので、撮像開始前にトリガ検出用シーケンスを連続的に実行し、平均的な基準時相（トリガ）の間隔、あるいは安定して基準時相（トリガ）を検出できる閾値などを決めておくことも場合によっては必要である。

40

【0066】

そしてホスト計算機6は図5に示すように、期間P11において上述のようにして定めた基準時相に同期して、期間P1および期間P2におけるパルスシーケンス、すなわち本撮影を繰り返し行うようにシーケンサ5を制御する。なお、図5の例では、基準時相に至

50

ったことをトリガとして、即座に期間 P 1 におけるパルスシーケンスを開始している。

【0067】

このように第 2 の実施形態によれば、脳脊髄液の拍動を観測して、この観測結果に基づいて基準時相を定めるので、ECG を同期波形として用いるのに比べて高精度に脳脊髄液の拍動に同期させてエコーの収集を行うことができる。この結果、拍動に伴う周期的な変動の影響が抑制され、撮像毎の画像の変動やアーチファクトが抑制できる。

【0068】

なお、この第 2 の実施形態におけるトリガ検出用のパルスシーケンスを、第 1 の実施形態や第 3 の実施形態などにおける撮像のためのシーケンスなどに適用することも可能である。

10

【0069】

トリガ検出のための処理の一部（例えば 1 次元フーリエ変換など）は、演算ユニット 10 にて行うようにしても良い。

【0070】

脳脊髄液の局所的な流速の変化をトリガ検出の対象とした例を示したが、脳脊髄液は拍動により脳実質が動くことも知られている。高強度のフローエンコード用傾斜磁場パルス (Gvenc) を印加して、脳実質の部分の微小な動きをトリガ検出の対象にすることも可能である。また、血流の変化をトリガ検出の対象にすることも可能である。

【0071】

（第 3 の実施形態）

20

以下、第 3 の実施形態について説明する。この第 3 の実施形態は第 1 の目的に対応する。

【0072】

図 11 は第 3 の実施形態におけるパルスシーケンスを示す図である。図 11 に示される波形は上から順番に、同期波形としての ECG (electrocardiograph)、撮像対象に印加する高周波パルス (RF)、スライス方向の傾斜磁場波形 (Gss)、リードアウト方向の傾斜磁場波形 (Gro)、位相エンコード方向の傾斜磁場波形 (Gpe)、高周波パルス印加時の搬送波の中心周波数からのずれ (Δf) を示す。期間 P 1 は、血液や脳脊髄液をラベリングするためのタグ (標識) 用シーケンス部分であり、期間 P 2 は、画像化のための本体のパルスシーケンス部分である。この例では、高速スピンエコー法を採用しているが、たとえばコヒーレント型のグラディエントエコー法 (TrueSSFP 法, TrueFISP, balancedFFE 法) などの任意の画像化方法が利用可能である。

30

【0073】

図 11 と図 24 とを比較して分かるように、第 3 の実施形態におけるパルスシーケンスは、特許文献 1 に開示されたパルスシーケンスをベースとしている。すなわち、期間 P 1 におけるラベリングと期間 P 2 におけるエコー収集とからなる撮像サイクルを複数回繰り返す。そして第 3 の実施形態におけるパルスシーケンスが図 24 に示されたパルスシーケンスと異なるのは、各サイクルで時間 T D tag および時間 T I を一定としている点にある。なお、各サイクルで時間 T D tag および時間 T I を一定とするシーケンスについては、特許文献 1 にも示されているが、特許文献 1 においてはラベリングする領域を各サイクル毎に異ならせているのに対して、第 3 の実施形態ではラベリングする領域も各サイクルで同一としている。このようなパルスシーケンスは、シーケンサ 5 の制御によって実現することができる。

40

【0074】

撮像サイクル毎に収集されるエコーデータに基づいてそれぞれ再構成される複数の画像を連続的に表示することにより、個々の撮像中の観測対象の動きの変動による画像変化のみを観測することができる。必要により、各画像上でラベリング部分が到達している距離により、連続表示する順序を入れ替えて表示してもよい。

【0075】

さらに、毎回の流速の変動の影響を低減させるためには、例えば図 12 に示すように、

50

撮像した複数の画像 $IM1$, $IM2 \dots$, IMm を平均処理して平均画像 $IMave$ を作成し、表示しても良い。あるいは、例えば図 13 に示すように、画像 $IM1$, $IM2 \dots$, IMm の分散に比例した分散画像 $IMvar$ を作成し、表示してもよい。さらには、平均画像 $IMave$ と分散画像 $IMvar$ とを色を異ならせて重ねて表示してもよい。

【0076】

さらに、上記のような複数回の画像収集を必要により時間 T_I やラベリングする領域を変化させながら行い、画像平均処理という、この一連の処理を複数の異なる時間 T_I や位置の異なるラベリング領域について行い、得られた複数の異なる平均処理後の画像を連続的に表示してもよい。この場合は、個々の撮像で顕著だった毎回の流速の変動の影響を大きく低減することができ、時間 T_I やラベリング領域の位置の違いによる画像変化をより鮮明に表示することができる。

10

【0077】

上記のような各種の画像の表示は、例えばホスト計算機 6 の制御の下に表示器 12 にて行われる。また各種の画像処理は、ホスト計算機 6 または演算ユニット 10 にて行う。

【0078】

(第 4 の実施形態)

以下、第 4 の実施形態について説明する。この第 4 の実施形態は第 2 の目的に対応する。

【0079】

図 14 は第 4 の実施形態におけるパルスシーケンスを示す図である。図 14 に示される波形は上から順番に、同期波形としての ECG (electrocardiograph)、撮像対象に印加する高周波パルス (RF)、スライス方向の傾斜磁場波形 (G_{ss})、リードアウト方向の傾斜磁場波形 (G_{ro})、位相エンコード方向の傾斜磁場波形 (G_{pe})、高周波パルス印加時の搬送波の中心周波数からのずれ (Δf) を示す。期間 $P31$ は、血液や脳脊髄液をラベリングするためのタグ (標識) 用シーケンス部分であり、期間 $P2$ は、画像化のための本体のパルスシーケンス部分である。この例では、高速スピンエコー法を採用しているが、たとえばコヒーレント型のグラディエントエコー法 (TrueSSFP法, TrueFISP, balanced FFE法) などの任意の画像化方法が利用可能である。

20

【0080】

第 4 の実施形態におけるパルスシーケンスは、期間 $P31$ におけるラベリングと期間 $P2$ におけるエコー収集とからなる撮像サイクルを複数回繰り返す。期間 $P2$ におけるエコー収集のためのパルスシーケンスは、図 24 に示されたものと同様である。

30

【0081】

期間 $P31$ においては、ECG に R 波が生じる基準時相から時間 T_{Dtag} が経過した時点から、連続的に 3 つのラベリングパルス LP_1 , LP_2 , LP_3 を印加する。これらのラベリングパルス LP_1 , LP_2 , LP_3 を印加する際には、ラベリングされる領域をそれぞれ異ならせるために、傾斜磁場波形を例えば図 14 に示すように異ならせる。さらに、ラベリングパルス LP_1 を印加するのに先立って、ラベリングパルス LP_0 を印加する。この際には、傾斜磁場を発生せずに、ラベリング領域を非選択とする。このようなパルスシーケンスは、シーケンサ 5 の制御によって実現することができる。

40

【0082】

ラベリングパルス LP_1 , LP_2 , LP_3 のいずれかで励起される領域では、ラベリングパルス LP_0 によっても 180 度反転励起される。ラベリングパルス LP_0 とラベリングパルス LP_1 , LP_2 , LP_3 との時間差は脳脊髄液のようなラベリング対象の $T1$ 値に対して十分に短いため、ラベリングパルス LP_1 , LP_2 , LP_3 により励起される領域では 360 度のフリップ角の励起をされたのと同様となり、縦磁化はほぼ初期状態となる。一方、ラベリングパルス LP_1 , LP_2 , LP_3 のいずれでも励起されない領域では、ラベリングパルス LP_0 によってしか励起されないため、180 度の励起を受け、縦磁化が反転する。

【0083】

50

かくして第4の実施形態における上記のパルスシーケンスによれば、互いに異なる3つの領域に関してラベリングすることができる。そして期間P2において収集されるエコーから再構成される画像においては、上記の3つの領域でラベリングされた部分だけが高信号になる。つまり第4の実施形態により撮像される画像によれば、1枚の画像上で広い範囲についての脳脊髄液や血液の動態が把握でき、効率的な検査ができる。

【0084】

また、独立した3つの領域に関してラベリングすることができるために、互いに異なる部位に関する脳脊髄液や血液の動態を把握するのに有効な画像が得られる。

【0085】

なお、ラベリング領域は、2つまたは4つ以上とすることもできる。

10

【0086】

以下に、複数のラベリング領域の設定の具体例を説明する。

【0087】

臨床的に関心の高い部位として、モンロー溝(Monro foramen)、中脳水道および橋槽(pontine cistern)、あるいは大後頭孔(foramen magnum)などが知られている。これらの部位は、脳脊髄液が流れる部分が健常者でも狭くなっており、流速が比較的早い部位である。症例によりこれらの部位が健常者より狭窄したり、脳脊髄液の流れに変化が現れたりする。そこで例えば図15に示すように、モンロー溝を含む領域R1、中脳水道および橋槽を含む領域R2および大後頭孔を含む領域R3をそれぞれラベリング領域とすることができる。このように脳脊髄液や血液の循環経路に関する臨床的な知識を利用して、3つのラベリング領域を適切に設定することにより、臨床的な観察目的にあった非常に有用な画像を得ることが可能である。

20

【0088】

臨床的に関心の高い部位として別に、大腦外側窩(fossa lateralis cerebri)が知られている。大腦外側窩(Fossa lateralis cerebri)における脳脊髄液の動態を把握することを目的とした場合、例えば図16に示すように、正中部矢状断像(サジタル像)ではほぼ冠状断像(コロナル像)に近い断面で、全交連(anterior commissure)あるいは視交叉(optic chiasm)付近を通るような断面S1を設定することが望ましい。図17はこのような断面S1について撮像された2次元(2D)画像を示す図である。そして図17に示すように、2次元画像上にて、ラベリング領域R11、R12を設定し、上記のパルスシーケンスにより撮像を行えば、例えば図18に示すような画像が得られる。撮像中の動きが十分に小さい部分は、撮像時のラベリング領域R11、R12自体が高信号化される。脳脊髄液の動きにより、領域R13、R14、R15、R16、R17に関して脳脊髄液が高信号化される。これは、大腦外側窩を脳脊髄液が左右方向に行ったり来たりして移動していること(「to and fro motion」と称される動き)を示している。一方、領域R17、R18は、通常は高信号化が観測されることは稀である。この高信号部分の範囲や左右差、何らかの治療前後の変化などを比較することにより、診断上必要な情報を収集することができるので、ラベリング領域R11、R12のように複数のラベリング領域が設定することが有用である。

30

【0089】

(第5の実施形態)

以下、第5の実施形態について説明する。この第5の実施形態は第3の目的に対応する。

40

【0090】

ホスト計算機6は、ラベリングを行った上で撮像した例えば図19に示すような画像を位置決め用画像として表示器12に表示させ、この画像上で術者による断面の指定を受け付ける。なお図19では、領域21をラベリング領域としており、領域R22が高信号で描出されている。なお、位置決め用画像を撮像するためのパルスシーケンスは、上記の各実施形態に示されるものや特許文献1に示されるものなどを任意に適用できる。

【0091】

50

かくして術者は、例えば図 20 に示すように、脳脊髄液の流速の早い部分が含まれるような撮像断面 S 1 1 を決めることが可能となる。

【0092】

図 21 は撮像断面 S 1 1 に関して撮像した 2 次元画像である。このような画像に例えば図 21 に示すようにモンロー溝を含んだラベリング領域 R 2 3 をラベリングした上での撮像を行えば、例えば図 22 に示すような画像が得られる。斜線により表した領域 R 2 4 がラベリング後にラベリング領域 R 2 3 から脳脊髄液が移動し、高信号化している部分である。すなわちこの図 22 に示す画像は、図 4 に示すように、ラベリングパルスの前に非選択 I R パルスを印加するパルスシーケンスにより撮像されている。

【0093】

これにより、脳脊髄液フローの情報が把握できている状態で設定ができるので、通常的位置決め画像で撮像断面設定するよりも容易に脳脊髄液フローが早い部分や診断上関心のある位置、方向に撮像断面設定ができる。

【0094】

(第 6 の実施形態)

以下、第 6 の実施形態について説明する。この第 6 の実施形態は第 4 の目的に対応する。

【0095】

図 23 はホスト計算機 6 の第 6 の実施形態における特徴的な処理の手順を示すフローチャートである。

【0096】

ホスト計算機 6 は、検査の事前準備として、ラベリング領域の指定を受ける。この時にラベリング領域の指定は、脳脊髄液や血液の循環経路に関する臨床的な知識を活かして、診断目的、そのほかの撮像条件に応じて適切に行われることが望ましい。

【0097】

ラベリング領域が指定されたならば、ホスト計算機 6 はステップ S b 1 において、指定されたラベリング領域に関するラベリング位置情報を作成する。ラベリング位置情報には例えば、オフセット、ローテーション情報、ラベリング領域の幅、R F パルスの種類・持続時間などの情報を含む。ステップ S b 2 においてホスト計算機 6 は、上記の作成したラベリング位置情報をラベリング位置保存部に保存する。

【0098】

ラベリング位置保存部としては、記憶ユニット 11、第 6 の実施形態の M R I 装置に院内ネットワークを介して接続された院内サーバにより管理される記憶媒体、あるいは第 6 の実施形態の M R I 装置にインターネットなどを介して接続されたウェブサーバにより管理された記憶媒体などの任意の記憶媒体を利用できる。

【0099】

実際の検査時には、ステップ S c 1 においてホスト計算機 6 は、ラベリング位置保持部からラベリング位置情報を読み出す。そしてステップ S c 2 においてホスト計算機 6 は、ラベリング位置情報に基づいてラベリング領域を設定する。

【0100】

かくして、実際の検査時におけるラベリング領域の設定は、脳脊髄液や血液の循環経路に関する臨床的な知識を持たない装置操作者でも、容易かつ適切に行えるようになり、装置操作者の熟練度による画質のばらつきが低減できる。

【0101】

なお、ラベリング位置保存部に、予めいくつかのラベリング領域についてのラベリング位置情報を保存しておき、このラベリング位置情報を選択的に読み出してラベリング領域の設定に用いるようにしても良い。このようにすれば、検査の事前準備としてのラベリング領域の指定を行う必要がなく、さらに操作が簡易となる。

【0102】

なお、本発明は上記各実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその

10

20

30

40

50

要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

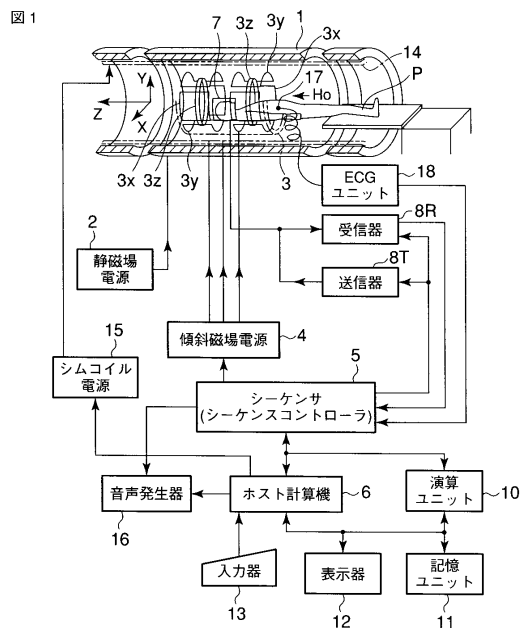
【符号の説明】

【0103】

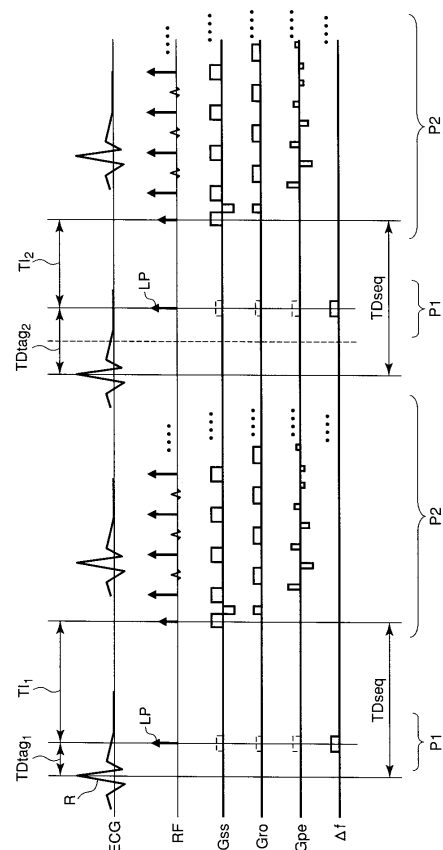
1…磁石、2…静磁場電源、3…傾斜磁場コイルユニット、3x、3y、3z…コイル、4…傾斜磁場電源、5…シーケンサ、6…ホスト計算機、7…RFコイル、8R…受信器、8T…送信器、10…演算ユニット、11…記憶ユニット、12…表示器、13…入力器、14…シムコイル、15…シムコイル電源、16…音声発生器、17…ECGセンサ、18…ECGユニット。

10

【図1】

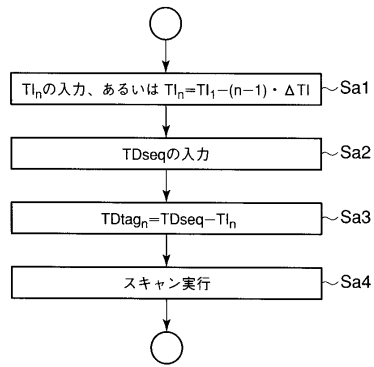


【図2】



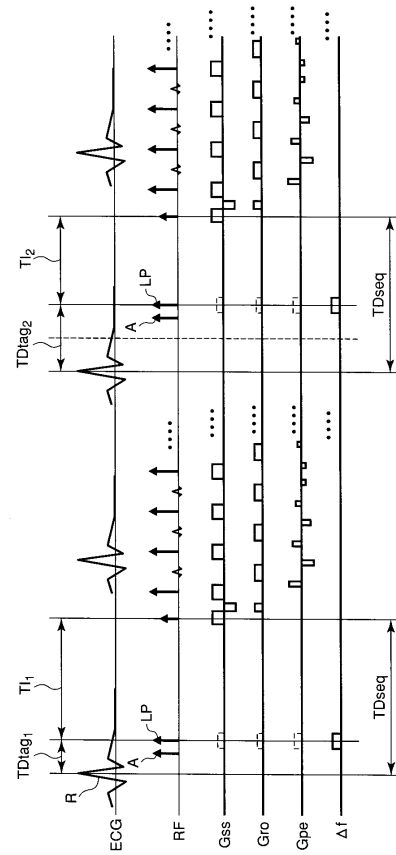
【図 3】

図 3



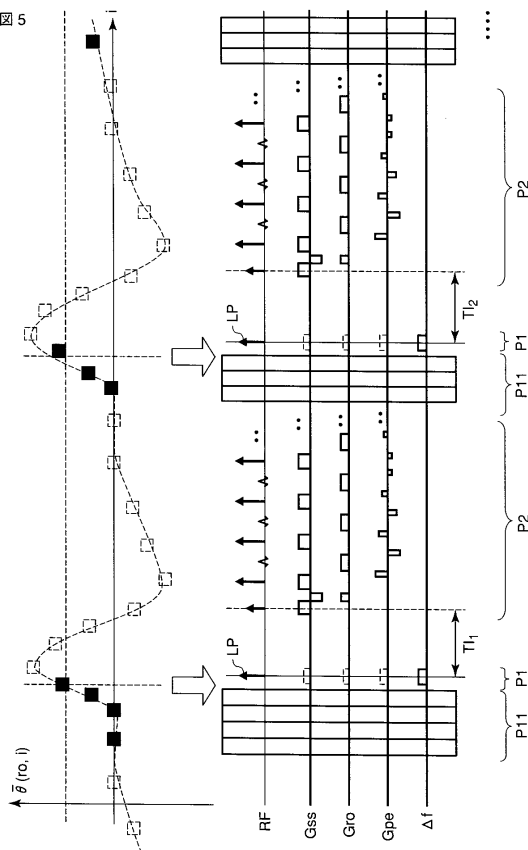
【図 4】

図 4



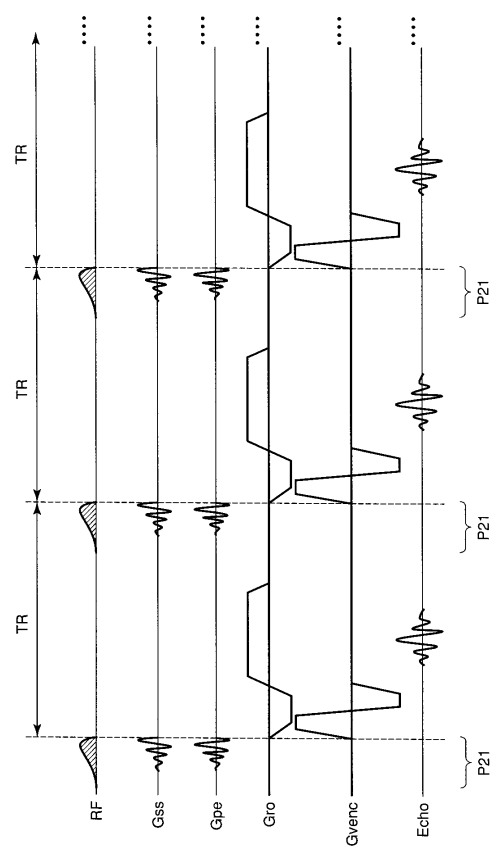
【図 5】

図 5



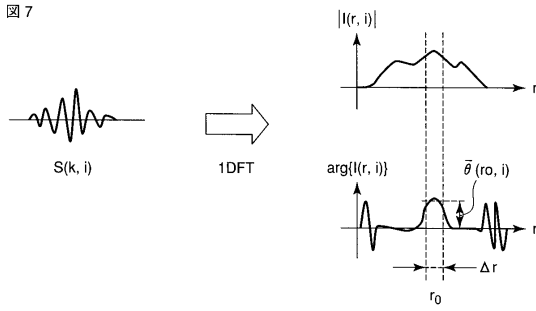
【図 6】

図 6



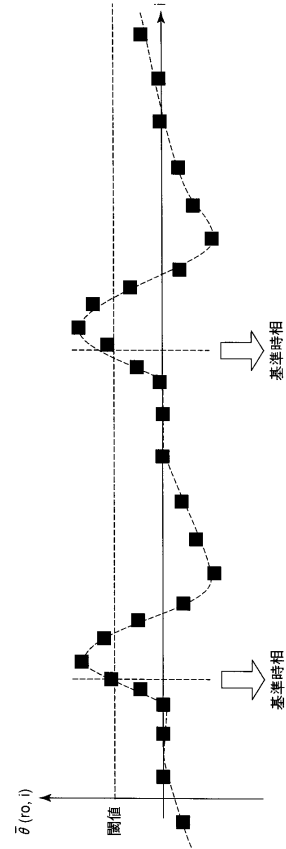
【図 7】

図 7



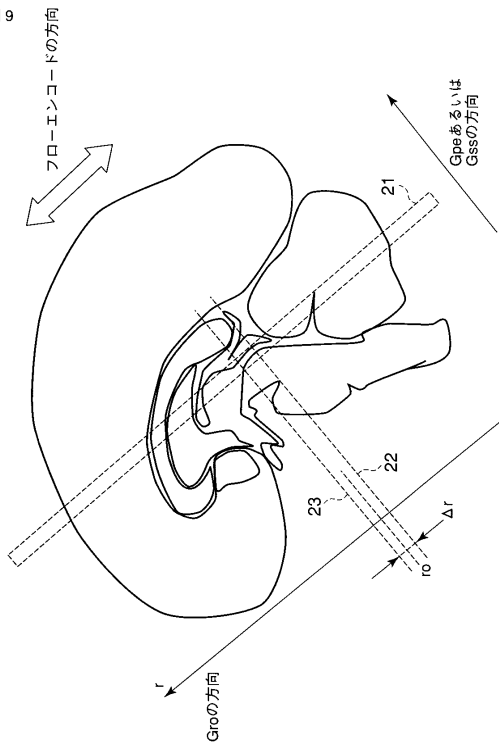
【図 8】

図 8



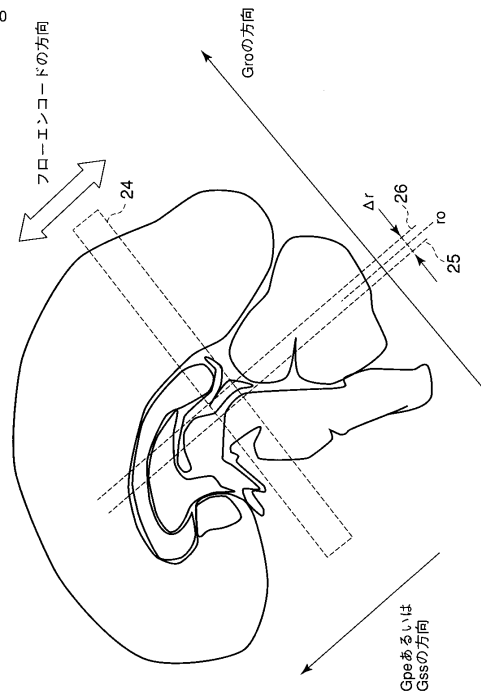
【図 9】

図 9



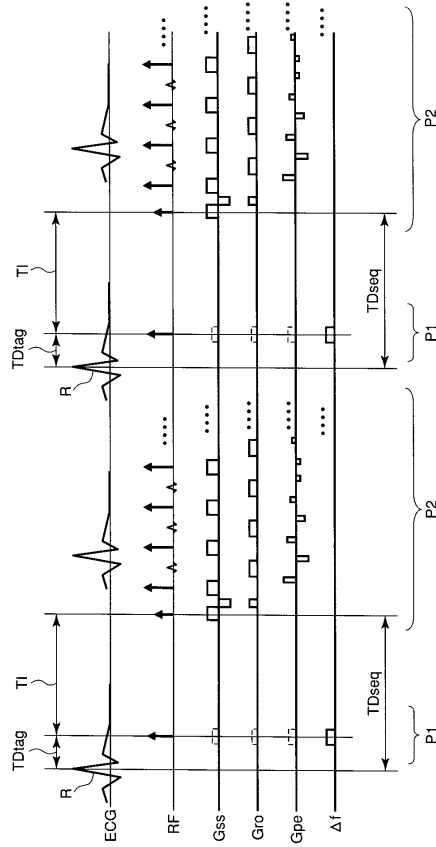
【図 10】

図 10



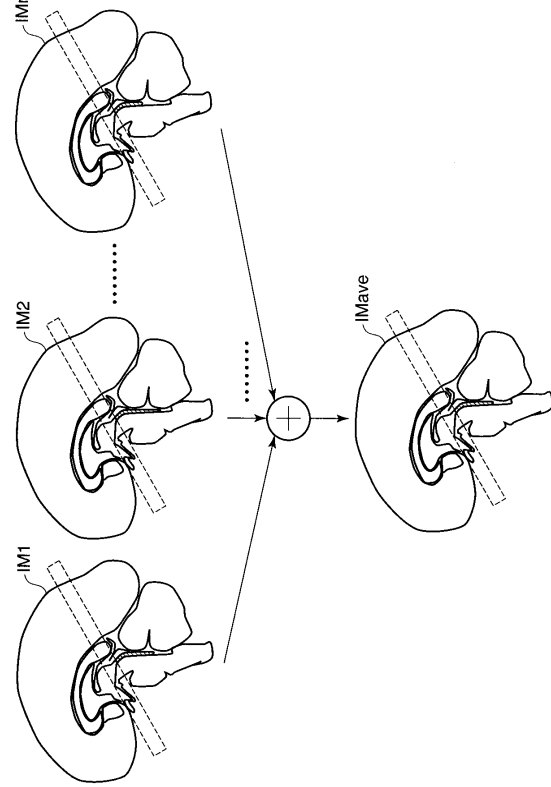
【図 1 1】

図 11



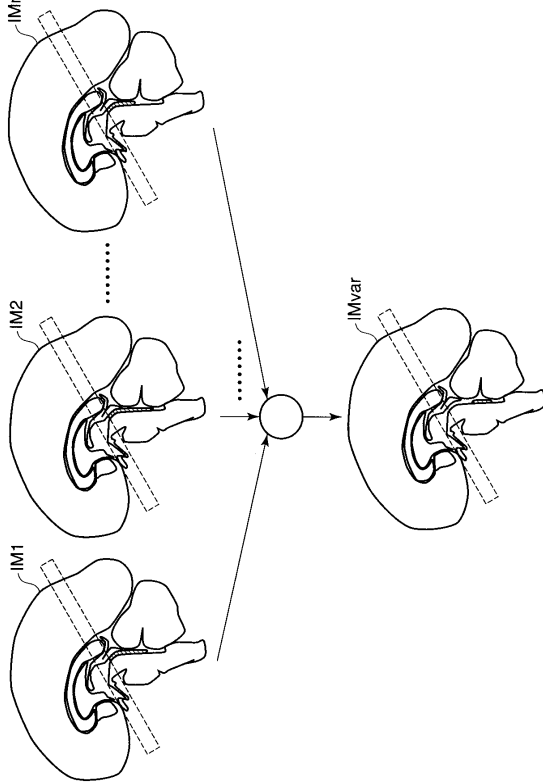
【図 1 2】

図 12



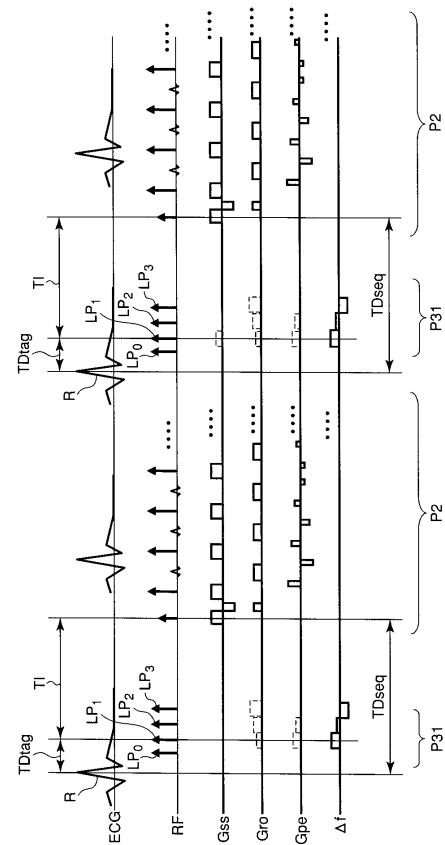
【図 1 3】

図 13



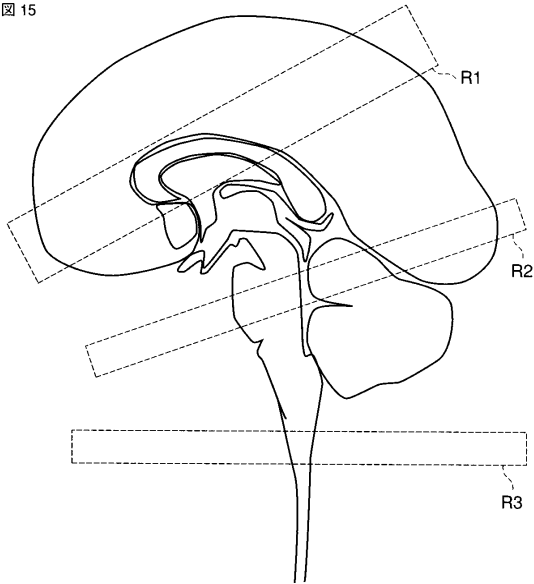
【図 1 4】

図 14



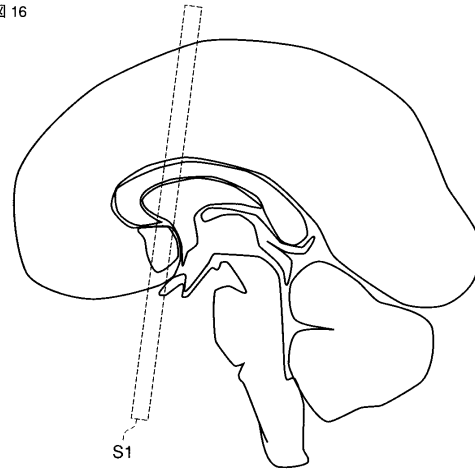
【図 15】

図 15



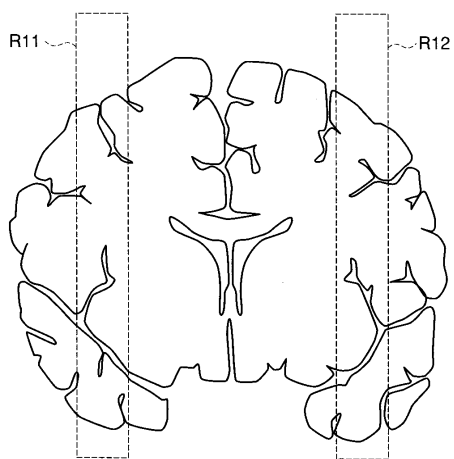
【図 16】

図 16



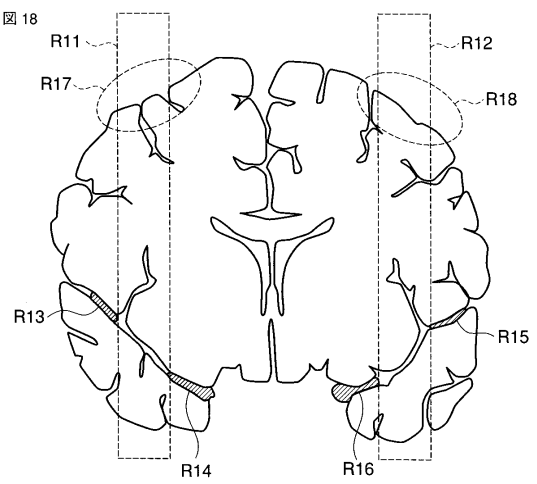
【図 17】

図 17



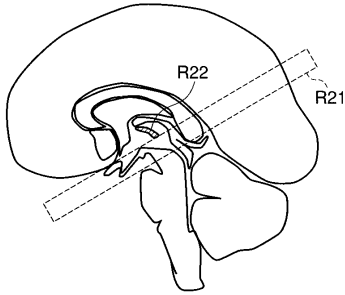
【図 18】

図 18



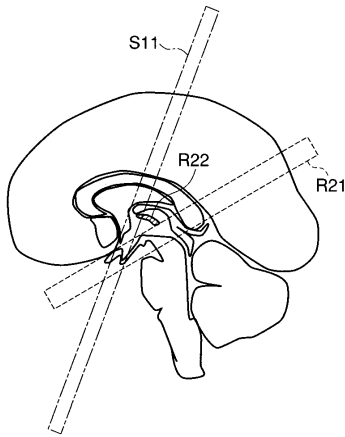
【図 19】

図 19



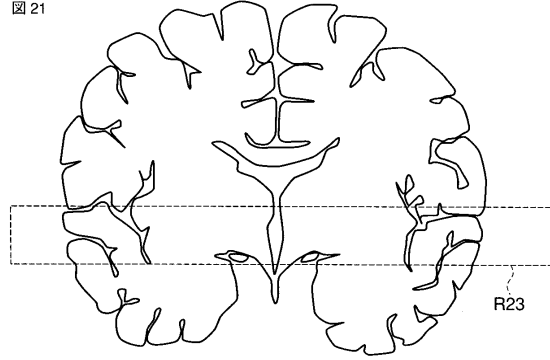
【図 20】

図 20



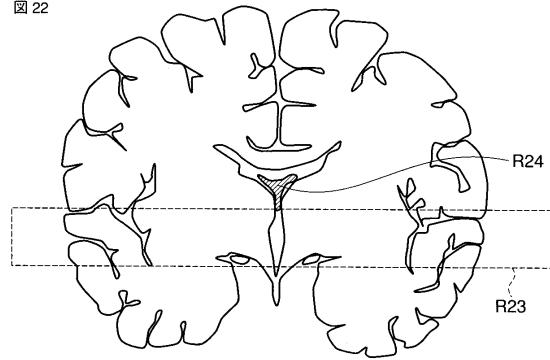
【図 21】

図 21



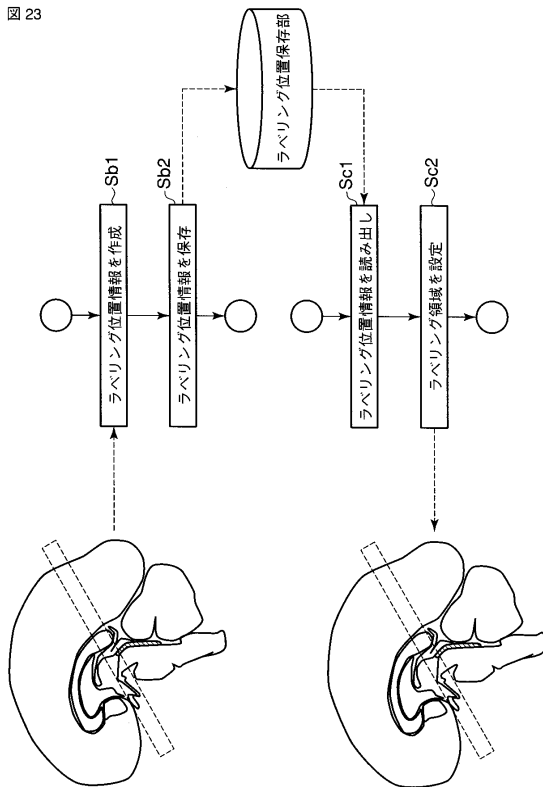
【図 22】

図 22



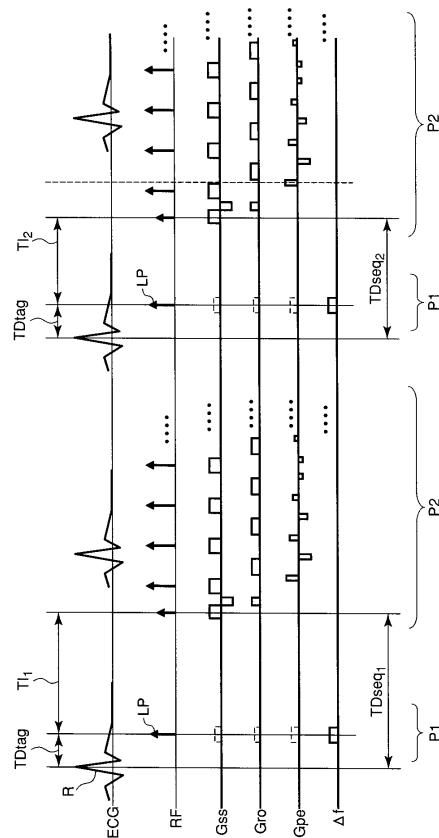
【図 23】

図 23



【図 24】

図 24



フロントページの続き

- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (72)発明者 山田 晋也
神奈川県中郡大磯町月京2-1-1 東海大学内
- (72)発明者 金沢 仁
栃木県大田原市下石上1-3-85番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 木村 徳典
栃木県大田原市下石上1-3-85番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 梅田 匡朗
栃木県大田原市下石上1-3-85番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

審査官 島田 保

- (56)参考文献 特開2001-252263 (JP, A)
特開2002-143125 (JP, A)
特開2001-149340 (JP, A)
特開2000-342555 (JP, A)
特開2003-144416 (JP, A)
- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/055
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)