

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4040748号  
(P4040748)

(45) 発行日 平成20年1月30日 (2008. 1. 30)

(24) 登録日 平成19年11月16日 (2007. 11. 16)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006. 01)  
G 0 1 R 33/54 (2006. 01)A 6 1 B 5/05 3 7 7  
G 0 1 N 24/02 5 3 0 Y

請求項の数 20 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願平10-144883  
 (22) 出願日 平成10年5月26日 (1998. 5. 26)  
 (65) 公開番号 特開平11-47115  
 (43) 公開日 平成11年2月23日 (1999. 2. 23)  
 審査請求日 平成17年4月21日 (2005. 4. 21)  
 (31) 優先権主張番号 08/942, 683  
 (32) 優先日 平成9年10月2日 (1997. 10. 2)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)  
 (31) 優先権主張番号 特願平9-149886  
 (32) 優先日 平成9年5月26日 (1997. 5. 26)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000003078  
 株式会社東芝  
 東京都港区芝浦一丁目1番1号  
 (74) 代理人 100078765  
 弁理士 波多野 久  
 (74) 代理人 100078802  
 弁理士 関口 俊三  
 (72) 発明者 宮崎 美津恵  
 栃木県大田原市下石上1385番の1 株  
 式会社東芝 那須工場内  
 (72) 発明者 市之瀬 伸保  
 栃木県大田原市下石上1385番の1 株  
 式会社東芝 那須工場内

審査官 田中 洋介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 MR I 装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して位相エンコード方向、読出し方向およびスライス方向の傾斜磁場を制御してエコー信号を収集し、このエコー信号からMR画像を得るMRI装置において、

前記被検体の所定の撮像部位を、前記位相エンコード方向を変えて実行する複数回のスキャンにおいて、位相エンコード方向を分岐する血管の走行方向にそれぞれ一致させて撮像するスキャン手段と、

前記複数のMRデータを基に各々複数の画像データを作成し、前記複数の画像データを合成して1つの画像データを生成する生成手段と、

前記スキャン手段は、心時相検出手段により検出された心時相を表す信号に基づいて前記複数回のスキャンのそれぞれの開始タイミングを決定するタイミング決定手段と、

前記開始タイミングに同期して前記各スキャンを実行するスキャン実行手段と、を備えたことを特徴とするMRI装置。

【請求項 2】

請求項1記載の発明において、前記生成手段は、前記複数組のMRデータをその組毎に実空間の画像データに再構成する再構成手段と、この複数組の再構成された画像データを1組の画像データに合成する合成手段とを備えたMRI装置。

【請求項 3】

請求項2記載の発明において、前記合成手段は、前記複数組の再構成された画像データに加算処理または最大値投影処理の処理を画素毎に施して前記1組の画像データを合成す

10

20

る手段であるMRI装置。

【請求項4】

請求項1記載の発明において、前記スキャン手段は、前記複数回のスキャンを前記被検体の1回の息止めの継続期間内に実行する手段であるMRI装置。

【請求項5】

請求項4記載の発明において、前記スキャン手段は、前記息止めの開始時間および解除時間を前記被検体に知らせる息止め告知手段を備えるMRI装置。

【請求項6】

請求項1乃至5のいずれか一項に記載の発明において、前記スキャン手段は、前記複数回のスキャンの相互間に所定の待機時間を設定して前記被検体の撮像部位の原子核スピンを定常状態まで回復させる待機手段を含むMRI装置。

10

【請求項7】

請求項1記載の発明において、前記スキャン手段は、前記位相エンコード方向を90°変えて2回のスキャンを順次行って2フレーム分のMRデータを得る手段であるMRI装置。

【請求項8】

請求項1記載の発明において、前記スキャン手段は、前記位相エンコード方向をn回(nは3以上の整数)変えてn回のスキャンを順次行ってnフレーム分のMRデータを得る手段であるMRI装置。

【請求項9】

20

請求項1記載の発明において、前記被検体の所定の撮像部位は、スライス方向に印加するスライス用傾斜磁場によってスライス位置が決まる1枚の2次元スライスであるMRI装置。

【請求項10】

請求項1記載の発明において、前記被検体の所定の撮像部位は、スライス方向に印加するスライス用傾斜磁場によってスライス位置が決まる複数枚の2次元スライスから成るマルチスライス領域であるMRI装置。

【請求項11】

請求項1記載の発明において、前記被検体の所定の撮像部位は、スライス方向にスライスエンコード用傾斜磁場が印加される3次元領域であるMRI装置。

30

【請求項12】

請求項1記載の発明において、前記心時相検出手段は、前記被検体のECG信号を前記心時相を表す信号として収集する手段で構成したMRI装置。

【請求項13】

請求項12記載の発明において、前記タイミング決定手段は、R波からの所定の遅延時間を置いた前記開始タイミングを決める手段であるMRI装置。

【請求項14】

請求項13記載の発明において、前記被検体の所定の撮像部位は、スライス方向に印加するスライス用傾斜磁場によってスライス位置が決まる複数枚の2次元スライスから成るマルチスライス領域であるMRI装置。

40

【請求項15】

請求項14記載の発明において、前記スキャン実行手段は、前記複数枚の2次元スライスに対して所定方向に設定した同一の前記位相エンコード方向の元に前記スキャンを前記R波に同期して個別に実行するシーケンスを、その位相エンコード方向を別の方向に変更して繰り返すように構成したMRI装置。

【請求項16】

請求項13記載の発明において、前記被検体の所定の撮像部位は、スライス方向にスライスエンコード用傾斜磁場が印加される3次元領域であるMRI装置。

【請求項17】

請求項16記載の発明において、前記スキャン実行手段は、前記3次元領域に対して所

50

定方向に設定した同一の前記位相エンコード方向の元に前記スキンを前記 R 波に同期して複数回、実行するシーケンスと、この 3 次元領域に対して前記所定方向とは異なる方向に設定した同一の前記位相エンコード方向の元に前記スキンを前記 R 波に同期して複数回、実行するシーケンスとを時系列的に入れ子構造にしたシーケンスを採用した手段である M R I 装置。

【請求項 18】

請求項 1 記載の発明において、前記複数回のスキンの内の第 1 回目のスキンに対する前記位相エンコード方向を前記被検体の画像化領域における撮像対象の走行方向に合わせて予め指定する指定手段を備え、前記スキン手段は、指定された前記位相エンコード方向の元に前記第 1 回目のスキンを実行する手段を有する M R I 装置。

10

【請求項 19】

被検体に対して位相エンコード方向、読出し方向およびスライス方向の傾斜磁場を制御してエコー信号を収集し、このエコー信号から M R 画像を得る M R I 装置において、

前記位相エンコード方向を前記被検体の画像化領域における撮像対象の走行方向に合わせて予め指定する指定手段と、

指定された前記位相エンコード方向の元に、位相エンコード方向を分岐する血管の走行方向に一致させて撮像するスキン手段とを有し、

前記スキン手段は、心時相検出手段により検出された心時相を表す信号に基づいて前記複数回のスキンのそれぞれの開始タイミングを決定するタイミング決定手段と、

前記開始タイミングに同期して前記各スキンを実行するスキン実行手段と、  
を備えることを特徴とする M R I 装置。

20

【請求項 20】

一定強度の静磁場を発生させる静磁場発生部と、

この静磁場中に置かれた被検体に位相エンコード方向、読出し方向およびスライス方向の傾斜磁場をパルス状に印加する傾斜磁場発生部と、この傾斜磁場と共に高周波信号を前記被検体に送信するとともに当該被検体から発生するエコー信号を受信する送受信部と、

前記エコー信号を処理する演算部と、前記傾斜磁場発生部、前記送受信部、および前記演算部を所定のアルゴリズムに基づき制御することにより前記被検体の画像化領域を磁氣的にスキニングし、このスキニングに拠り発生した前記エコー信号を収集して M R 画像を得る制御部と、を有し、

30

前記アルゴリズムは、前記被検体の所定の撮像部位を前記位相エンコード方向を変えて実行する複数回のスキニングにおいて、位相エンコード方向を分岐する血管の走行方向にそれぞれ一致させて撮像して複数の画像データを作成し、前記複数の画像データを合成して 1 つの画像データを生成する一方、

前記スキニングは、心時相検出手段により検出された心時相を表す信号に基づいて前記複数回のスキニングのそれぞれの開始タイミングを決定し、前記開始タイミングに同期して前記各スキニングを実行する構成を備えたことを特徴とする M R I 装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

40

本発明は、被検体の磁気共鳴現象に基づいて被検体内部を画像化する磁気共鳴イメージングに関する。とくに、被検体の原子核スピンの緩和 ( $T_2$  緩和) 時間が短めの組織や血流などの撮像に好適な M R I (磁気共鳴イメージング) 装置 に関する。

【0002】

【従来の技術】

磁気共鳴イメージングは、静磁場中に置かれた被検体の原子核スピンをそのラーモア周波数の高周波信号で磁氣的に励起し、この励起に伴って発生する M R 信号を使って画像を再構成したり、M R スペクトルを得る手法である。

【0003】

この磁気共鳴イメージングによって肺野の血管や肝臓の血管 (門脈) などを撮像する場合

50

、種々の要求がある。その１つは、血管像の信号値を上げて $S/N$ を良くすること、また別の要求は、体動に因るアーチファクトを低減することである。

【０００４】

前者の信号値を上げる手法として、画素毎に $n(>1)$ 個の $MR$ データをアベレージング処理（加算平均化処理）する方法がある。このアベレージング処理を実施するために、ショット数や撮像回数を増やして各画素に対するデータ数を増やし、各画素での積算回数を上げるようにしている。このアベレージング処理を行う場合、従来では、その $MR$ 信号収集時の位相エンコード方向は常に一定方向に設定されている。

【０００５】

また、後者の体動アーチファクトの発生を抑制するには、患者に息止めを行ってもらう方法がある。これにより、肺の運動に因る体動アーチファクトを低減させることはできる。しかし、この息止めが複数回にわたり、各息止め期間にデータ収集を行って得た $MR$ データから画像を生成するときには、患者の体の位置自体が動くことに因る体動アーチファクトなどの影響に因り、画像にボケ（blur-ring）が生じることがある。このため、息止めは通常１回だけ行うようにし、この１回の息止めの間に、アベレージング法のための積算回数を上げるように努めている。

【０００６】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、とくに $FSE$ 法や $EPI$ 法などのパルスシーケンスを使用した撮像では、上述した従来の１回の息止めとアベレージング法とを採用した場合でも、 $T_2$ 時間が短め（ $T_2 = 100 \sim 200 \text{ ms}$ ）の成分（血流、とくに肺野の血管や肝臓の血管（門脈）あるいは脈管など）の走行状態を良好に表示することができず、描出能の点で不満があった。

【０００７】

これは、かかる $T_2$ 時間が短めの成分（以下、簡単に血流として説明する。）から発生する $MR$ 信号の半値幅が位相エンコード方向に広がり（伸び）、画像全体が位相エンコード方向にぼけることに起因する。画像が位相エンコード方向にぼけると、その位相エンコード方向に交差する（直交するなど）血流像の画素値は周辺組織のそれと平均化されてしまい、分解能が低下する。つまり、画像上では、位相エンコード方向に交差する方向に走行する血流像は周辺組織と区別し難くなる。

【０００８】

このような位相エンコード方向が所定方向に決められた $MR$ データをアベレージング処理に付した場合、位相エンコード方向に走行している血流の分解能は向上する。しかし、そのほかの方向に走行している血流像については、ぼけた画素同士が単にアベレージングされることになるので、分解能は低いままである。

【０００９】

したがって、従来のアベレージングの場合、縦横無尽に走行している血流像に対し、その走行方向を明瞭にかつ走行情報を失わずに表す画像を得ることは困難であった。つまり、位相エンコード以外の方向の血流像は画像から欠落しがちで、画像を注視しても観察できないこともあった。この問題は、とくに、 $T_2$ 時間が短めの血流で顕著であった。

【００１０】

本発明は、このような従来技術の現状を打破するためになされたものである。具体的には、本発明の目的は、血管などを撮像する場合、血流からの信号値を上げて良好な $S/N$ を維持するとともに、多様な方向に走行している血管の走行方向の情報を確保し、優れた描出能の画像を得ることができる $MRI$ 装置を提供する、ことである。

【００１１】

本発明の別の目的は、とくに $T_2$ 時間が $T_2 = 100 \sim 200 \text{ ms}$ と短めの血流を撮像するときに、血流からの信号値を上げて良好な $S/N$ を維持するとともに、多様な方向に走行している血流の方向性の情報を確保でき、優れた描出能の画像を得ることである。

【００１２】

本発明のさらに別の目的は、かかる優れた描出能の撮像をマルチスライス撮像や３次元撮

10

20

30

40

50

像に確実に適用できるようにする、ことである。

【 0 0 1 3 】

本発明のさらに別の目的は、かかる優れた描出能の撮像を 1 回の息止め法と併用することができるようにする、ことである。

【 0 0 1 4 】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成させるため、本発明に係る M R I 装置は、被検体に対して位相エンコード方向、読出し方向およびスライス方向の傾斜磁場を制御してエコー信号を収集し、このエコー信号から M R 画像を得る M R I 装置において、前記被検体の所定の撮像部位を、前記位相エンコード方向を変えて実行する複数回のスキャンにおいて、位相エンコード方向を分岐する血管の走行方向にそれぞれ一致させて撮像するスキャン手段と、前記複数の M R データを基に各々複数の画像データを作成し、前記複数の画像データを合成して 1 つの画像データを生成する生成手段と、前記スキャン手段は、心時相検出手段により検出された心時相を表す信号に基づいて前記複数回のスキャンのそれぞれの開始タイミングを決定するタイミング決定手段と、前記開始タイミングに同期して前記各スキャンを実行するスキャン実行手段と、を備えたことを主要構成とする。

10

【 0 0 1 5 】

この主要構成により、位相エンコード方向が様々に変更されて複数回のスキャンがなされ、これにより得られた複数組のエコー信号のデータから、例えば画素毎の加算処理などにより画像データが得られる。この画像データには、各スキャンにおいて設定した位相エンコード方向への画素値のぼけが積極的に反映されている。このため、撮像対象である血液や組織の走行方向が様々に異なっている、その走行方向の情報の欠落が少なく、描出能に優れ、また S / N の良い M R 画像を提供できる。

20

【 0 0 1 6 】

上述の主要構成は様々な構成に展開できる。例えば、前記生成手段は、前記複数組の M R 原データをその組毎に実空間の画像データに再構成する再構成手段と、この複数組の再構成された画像データを 1 組の画像データに合成する合成手段とを備える。この場合、例えば、前記合成手段は、前記複数組の再構成された画像データに加算処理および最大値投影処理の内の一方の処理を画素毎に施して前記 1 組の画像データを合成する手段である。

【 0 0 1 7 】

また、前記スキャン手段を、前記複数回のスキャンを前記被検体の 1 回の息止めの継続期間内に実行する手段としてよい。この場合、前記スキャン手段は、前記息止めの開始時間および解除時間を前記被検体に知らせる息止め告知手段を備えることもできる。

30

【 0 0 1 8 】

さらに、上述した各種の構成において、前記スキャン手段は、前記複数回のスキャンの相互間に所定の待機時間を設定して前記被検体の撮像部位の原子核スピンを定常状態まで回復させる待機手段を含むように構成してもよい。

【 0 0 1 9 】

また主要構成において、好適な具体例として、前記スキャン手段は、前記位相エンコード方向を 90° 変えて 2 回のスキャンを順次行って 2 フレーム分の M R 原データを得る手段であってもよい。さらに、前記スキャン手段は、前記位相エンコード方向を n 回 ( n は 3 以上の整数 ) 変えて n 回のスキャンを順次行って n フレーム分の M R 原データを得る手段であってもよい。

40

【 0 0 2 0 】

さらに、別の好適な具体例として、前記被検体の所定の撮像部位は、スライス方向に印加するスライス用傾斜磁場によってスライス位置が決まる 1 枚の 2 次元スライス、または、複数枚の 2 次元スライスから成るマルチスライス領域である。また、前記被検体の所定の撮像部位は、スライス方向にスライスエンコード用傾斜磁場が印加される 3 次元領域であっても適用できる。

【 0 0 2 1 】

50

さらに好適には、前記心時相検出手段は、前記被検体の E C G 信号を前記心時相を表す信号として収集する手段で構成できる。例えば、タイミング決定手段は、R 波からの所定の遅延時間を置いた前記開始タイミングを決める手段である。この場合、前記被検体の所定の撮像部位は、スライス方向に印加するスライス用傾斜磁場によってスライス位置が決まる複数枚の 2 次元スライスから成るマルチスライス領域であってもよく、このマルチスライス領域の場合、前記スキャン実行手段は、前記複数枚の 2 次元スライスに対して所定方向に設定した同一の前記位相エンコード方向の元に前記スキャンを前記 R 波に同期して個別に実行するシーケンスを、その位相エンコード方向を別の方向に変更して繰り返すように構成することが望ましい。

【 0 0 2 2 】

10

また、前記被検体の所定の撮像部位は、スライス方向にスライスエンコード用傾斜磁場が印加される 3 次元領域であってもよく、この 3 次元領域の場合、前記スキャン実行手段は、前記 3 次元領域に対して所定方向に設定した同一の前記位相エンコード方向の元に前記スキャンを前記 R 波に同期して複数回、実行するシーケンスと、この 3 次元領域に対して前記所定方向とは異なる方向に設定した同一の前記位相エンコード方向の元に前記スキャンを前記 R 波に同期して複数回、実行するシーケンスとを時系列的に入れ子構造にしたシーケンスを採用した手段であることが望ましい。

【 0 0 2 3 】

また主要構成に対する別の具体的な例として、前記複数回のスキャンの内の第 1 回目のスキャンに対する前記位相エンコード方向を前記被検体の画像化領域における撮像対象の走行方向に合わせて予め指定する指定手段を備え、前記スキャン手段は、指定された前記位相エンコード方向の元に前記第 1 回目のスキャンを実行する手段を有していてもよい。

20

【 0 0 2 4 】

本発明の M R I 装置の別の構成としては、被検体に対して位相エンコード方向、読出し方向およびスライス方向の傾斜磁場を制御してエコー信号を収集し、このエコー信号から M R 画像を得る M R I 装置において、前記位相エンコード方向を前記被検体の画像化領域における撮像対象の走行方向に合わせて予め指定する指定手段と、指定された前記位相エンコード方向の元に、位相エンコード方向を分岐する血管の走行方向に一致させて撮像するスキャン手段とを有し、前記スキャン手段は、心時相検出手段により検出された心時相を表す信号に基づいて前記複数回のスキャンのそれぞれの開始タイミングを決定するタイミング決定手段と、前記開始タイミングに同期して前記各スキャンを実行するスキャン実行手段と、を備えることを特徴とする。これにより、位相エンコード方向への画素値のばけを積極的に利用した血管や組織の走行方向の描出能に優れた撮像が可能になる。

30

【 0 0 2 5 】

さらに、本発明の M R I 装置の別の構成は、一定強度の静磁場を発生させる静磁場発生部と、この静磁場中に置かれた被検体に位相エンコード方向、読出し方向およびスライス方向の傾斜磁場をパルス状に印加する傾斜磁場発生部と、この傾斜磁場と伴に高周波信号を前記被検体に送信するとともに当該被検体から発生するエコー信号を受信する送受信部と、前記エコー信号を処理する演算部と、前記傾斜磁場発生部、前記送受信部、および前記演算部を所定のアルゴリズムに基づき制御することにより前記被検体の画像化領域を磁氣的にスキャンし、このスキャンに拠り発生した前記エコー信号を収集して M R 画像を得る制御部と、を有し、前記アルゴリズムは、前記被検体の所定の撮像部位を前記位相エンコード方向を変えて複数回スキャンして複数のエコー信号を収集し、この複数のエコー信号から各々複数の画像データを作成し、前記複数の画像データを合成して 1 つの画像データを生成する一方、前記スキャンは、心時相検出手段により検出された心時相を表す信号に基づいて前記複数回のスキャンのそれぞれの開始タイミングを決定し、前記開始タイミングに同期して前記各スキャンを実行する構成を備えたことを特徴とするものである。前記アルゴリズムに基づき制御部が制御を行うので、位相エンコード方向への画素値のばけを積極的に利用した血管や組織の走行方向の描出能に優れた撮像が可能になる。

40

【 0 0 2 7 】

50

**【発明の実施の形態】**

以下、本発明に係る実施の形態を添付図面を参照して説明する。

**【0028】****第1の実施形態**

第1の実施形態を図1～図7を参照して説明する。

**【0029】**

この実施形態にかかるMRI（磁気共鳴イメージング）装置の概略構成を図1に示す。

**【0030】**

このMRI装置は、被検体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、RF（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及び画像再構成を担う制御・演算部と、被検体Pの心電図（ECG）信号を計測する心電計測部とを備えている。

10

**【0031】**

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とを備え、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。

**【0032】**

20

傾斜磁場発生部は、磁石1に組み込まれた傾斜磁場コイルユニット3を備える。この傾斜磁場コイルユニット3は、互いに直交するX、Y、Z軸方向の傾斜磁場を発生させるための3組（種類）のx、y、zコイル3x～3zを備える。傾斜磁場部はさらに、x、y、zコイル3x～3zに電流を供給する傾斜磁場電源4を備える。この傾斜磁場電源4は、後述するシーケンサの制御のもと、x、y、zコイル3x～3zに傾斜磁場を発生させるためのパルス電流を供給する。

**【0033】**

傾斜磁場電源4からx、y、zコイル3x～3zに供給されるパルス電流を制御することにより、3軸X、Y、Z方向の傾斜磁場を合成して、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 $G_R$ の各方向を任意に設定・変更することができる。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。

30

**【0034】**

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（高周波）コイル7と、このコイル7に接続された送信器8T及び受信器8Rとを備える。後述するシーケンサの制御のもと、この送信器8Tは、磁気共鳴（NMR）を励起させるためのラーモア周波数のRF電流パルスをRFコイル7に供給する一方、受信器8Rは、RFコイル7が受信したMR信号（高周波信号）を受信し、この受信信号に各種の信号処理を施して、対応するデジタルデータを形成するようになっている。

**【0035】**

40

さらに、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を備える。この内、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、シーケンサ5を含む装置全体の動作を統括する機能を有する。このホスト計算機6によるスキャン制御の一例を後述する図2に示す。

**【0036】**

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8T、受信機8Rの一連の動作を制御する。ここで、パルスシーケンス情報とは、一連のパルスシー

50

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  $x$ 、 $y$ 、 $z$  コイル  $3x \sim 3z$  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。また、シーケンサ 5 は、受信器 8 R が出力するデジタルデータ (MR 信号) を入力して、このデータを演算ユニット 10 に転送する。

【0037】

このパルスシーケンスとしては、フーリエ変換法を適用したものであれば、2次元 (2D) スキャンまたは3次元スキャンのものであってもよいし、またそのパルス列の形態としては、SE (スピンエコー) 法、FE (フィールド・グラジエントエコー) 法、FSE (高速SE) 法、EPI (エコープランナーイメージング) 法、Fast asymmetric SE 法 (FSE 法にハーフフーリエ法を組み合わせた手法) など、どのようなパルス列であってもよい。

10

【0038】

また、演算ユニット 10 は、受信器 8 R からシーケンサ 5 を介して送られてくる MR 信号のデジタルデータを入力してフーリエ空間 ( $k$  空間または周波数空間とも呼ばれる) への原データ (生データとも呼ばれる) の配置、および、原データを実空間画像に再構成するための2次元または3次元のフーリエ変換処理を行うとともに、本発明の特徴の一部を成す画像データの合成処理を行うようになっている。なお、フーリエ変換処理はホスト計算機 6 に担当させてもよい。

【0039】

20

画像データの合成処理の好適な一例は、複数フレームの再構成画像データを対応画素毎に加算する処理、または、複数フレームの再構成画像データ間の対応するピクセル毎に最大値を選択する最大値投影 (MIP) 処理である。なお、加算処理には、単純加算処理、加算平均処理、重み付け加算処理などが含まれる。また、この合成処理の別の例としては、フーリエ空間上で複数フレームの軸の整合をとって原データのまま1フレームの原データに合成するようにしてもよい。

【0040】

記憶ユニット 11 は、原データおよび再構成画像データのみならず、上述の合成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 は画像を表示する。また入力器 13 を介して、術者が希望するスキャン条件、パルスシーケンス、画像合成法などの情報をホスト計算機 6 に入力できるようになっている。

30

【0041】

音声発生器 14 は、ホスト計算機 6 又はシーケンサ 5 から指令があったときに、息止め開始および息止め終了の例えば音声メッセージを発することができる。

【0042】

さらに心電計測部は、被検体 P の体表に付着させて ECG 信号を検出する ECG センサ 17 と、このセンサ 17 の検出信号にデジタル化処理を含む各種の信号処理を施してシーケンサ 5 に出力する ECG ユニット 18 とを備える。この ECG 信号は、ECG 同期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、心時相を表す波形に同期したスキャンに拠る MR 原データが収集される。

40

【0043】

次に、この実施形態のスキャン制御に関する動作を説明する。

【0044】

磁石 1 の診断用空間に患者 P をセットし、MRI 装置が起動させると、コントローラ 6 は所定メインプログラムを実行し、その一環として、図 2 に示す処理を実行する。

【0045】

この処理を説明する。同図のステップ S1 において、コントローラ 6 は術者が入力器 13 から指定したスキャン条件 (画像サイズ、スキャン回数、スキャン間の待機時間、スキャン部位に応じたパルスシーケンスなど) および画像合成処理法の情報 (再構成画像での合成か周波数空間上での合成か、加算処理か最大値投影 (MIP) 処理かなど。加算処理の

50



場合には、単純加算、加算平均処理、重み付け加算処理のいずれかなど)を入力し、それらの情報に基づいて制御情報に処理し、その制御情報をシーケンサ5および演算ユニット10に出力する。

【0046】

なお、コントローラ6は、このステップS1の処理において、本発明の画像合成を達成するためのスキャン回数(すなわち同一撮像部位に何枚の画像を撮像するか)に応じて、自動的にエンコード方向の変更角度を演算し、スキャン毎のエンコード方向の角度変更情報をパルスシーケンスに組み込んでシーケンサ5に送るようになっている。この角度変更情報は例えば、画像合成を行う画像枚数が2枚の場合、1回目のスキャンが終わって2回目のスキャンを実行するときに、位相エンコード方向を1回目の所定方向から90°変える、というものである。

10

【0047】

次いでステップS2にてスキャン前の準備完了の指示があったと判断できると、ステップS3で息止め開始の指令を音声発生器14に出力する。これにより、音声発生器14は、「息を止めて下さい」といった内容の音声メッセージを発するから、これを聞いた患者は息を止めることになる(図4参照)。

【0048】

息止め開始を指令した後、コントローラ6はステップS4で所定時間(例えば1秒)の間そのまま待機し、患者が完全に息止め状態になったタイミングを見計らう。

【0049】

20

この所定待機時間が経過すると、コントローラ6は処理をステップS5に移行させ、シーケンサ5にスキャン開始を指令する。この指令を受けたシーケンサ5は、既に送られ記憶していたパルスシーケンス情報に応じて送信器8Tおよび傾斜磁場電源4を駆動し、スキャンを実行する。このスキャンの一例に係る処理を図3に、そのタイミングを図4に示す。

【0050】

図3に示す処理例はスキャン回数が2回であって、後述する画像合成処理は2枚の再構成画像を加算処理するものである。このスキャン制御例を説明する。

【0051】

シーケンサ5は通常、コントローラ6からスキャンの開始指令が送られてきたか否かを判断しながら待機している(ステップS5-1)。スキャンが指令されると、シーケンサ5は、指令されているエンコード方向に基づく1回目のスキャンを実行する。この1回目のスキャンの場合、例えば、FSE法が選択され、また、位相エンコード方向がZ軸方向に、読出し方向(周波数エンコード方向)がX軸方向に各々設定されている(ステップS5-2:図4参照)。この結果、例えば、肺野のスキャンに伴う1フレーム分のMR原データ(k空間データ)が収集される。

30

【0052】

このときFSE法によって患者Pから発生したエコ信号は、高周波コイル7で受信され、受信器8Rに送られる。受信器8Rではエコー信号に各種の前処理が施され、デジタル量に変換される。このデジタル量のエコーデータは演算ユニット10に送られ、内蔵メモリに拠る例えば2次元k空間に配置される。このk空間上のエコーデータの組は適宜なタイミングで例えば2次元フーリエ変換して実空間断層像に変換される。この再構成画像データは記憶ユニット11に一時的に格納されて2回目のスキャンを待つ。

40

【0053】

シーケンサ5は1回目のスキャン指令後、そのスキャンが完了したか否かを判断しながら待機している(ステップS5-3)。

【0054】

この後、シーケンサ5は2回目のスキャンまで所定時間Twの間待機する(ステップS5-4)。この待機時間Twは、1回目のスキャンに拠る原子核スピンの挙動が励起パルス印加前の定常状態まで戻るまで待つことを意図したものである。これにより、2回目のス

50

キャン時の原子核スピンの挙動が1回目のそれに殆ど影響されないから、より忠実なエコーデータが得られる。この待機時間  $T_w$  としては、例えば6秒程度のオーダーである。なお、術者が入力器13を介して待機時間  $T_w$  の長短を調節するようにすることも、本発明の望ましい態様の1つである。

【0055】

この待機時間  $T_w$  が経過すると、シーケンサ5は2回目のスキャンを1回目と同じスキャン面について同様に実行する(ステップS5-5)。ただし、このときの位相エンコード方向は、予め設定されている角度だけ変更されてスキャンが実施される。例えば、1回目の位相エンコード方向から90°ずれた方向に、2回目のスキャン時の位相エンコード方向が設定されている。一例として、位相エンコード方向がX軸方向に、読出し方向(周波数エンコード方向)がZ軸方向に各々変更される。このエンコード状態で2回目のスキャンが実施され(図4参照)、収集されたエコー信号の処理は1回目のときと同じである。

【0056】

そして、シーケンサ5は2回目のスキャン完了が判断できると、スキャン完了の通知をシーケンサ6に対して行う(ステップS5-6, S5-7)。

【0057】

図2のステップS6において待機していたコントローラ6は、シーケンサ5からのスキャン完了通知を受ける。そこで、コントローラ6はステップS7に処理移行させて、息止め解除の指令を音声発生器14に出力する。このため、音声発生器14は、例えば「息をして結構です」といった音声メッセージを患者に向けて発する(図4参照)。

【0058】

この一連のデータ収集処理が終わると、コントローラ6はステップS8にて、演算ユニット10に対して記憶ユニット11に一次格納されている2回のスキャンに拠る再構成画像A, Bの合成処理および表示を指令する。この合成処理の方法は前記ステップS1の入力処理で認識できているから、その方法で画像合成を行って1枚の合成画像Cを生成する。合成処理法としては、いまの場合、2枚の画像A, Bを画素値毎に加算する加算処理や、2枚の画像A, Bの最大値投影処理が使用できる。加算処理の場合、単純加算、加算平均、重み付け加算のいずれかの方法が指令されているので、その方法に沿って行う。この結果、図4に示すように、2枚の再構成画像A, Bから合成画像Cが得られる。

【0059】

このように本実施形態によれば、エンコード方向を変えて収集したエコーデータの複数枚の画像から新規な合成画像を得ることができる。この合成画像はエンコード方向の変更制御に拠って、とくに、 $T_2$  時間の短めな血流の描出能に優れている。この理由を説明する。

【0060】

一般に、肺血管や肝臓の血管(門脈)に代表される血流は $T_2$  時間が若干短い( $T_2 = 100 \sim 200 \text{ ms}$ )ことが知られている。この $T_2$  時間の短めの血流は、 $T_2$  時間が長いCSFや関節液( $T_2 > 2000 \text{ ms}$ )に比べて、信号の半値幅が広がることが分かっている。このことは、例えば、文献「R. Todd Constable and John C. Gore, "The loss of small objects in Variable TE imaging: Implications for FSE, RARE, and EPI", Magnetic Resonance in Medicine 28, 9-24, 1992」に示されている。同文献によると、 $T_2$  時間の異なる物質に対する信号値の広がり、図5に示すように、“point spread function”によって表される。同図のグラフは、静磁場 = 1.5 T、 $T_{\text{eff}} = 240 \text{ ms}$ 、エコー間隔(ETS) = 12 msのときのもので、横軸が位相エンコード方向の画像上の画素数を表し、縦軸が任意単位の信号強度である。これによると、 $T_2 = 2000 \text{ ms}$ のCSFや関節液に比べて、 $T_2 = 200 \text{ ms}$ の血液(動脈)はその半値幅が広がっている。これは、 $T_2 = 200 \text{ ms}$ の血液(動脈)はCSFや関節液よりも、見掛け上、1画素当たりの位相エンコード方向の幅が伸びているのと等価であると言える。したがって、 $T_2 = 200 \text{ ms}$ の血液(動脈)は、CSFや関節液に比べて、画像全体が位相エンコード方向に余計にぼけることを示している。

## 【0061】

本発明は、 $T_2$  時間が短い血液の位相エンコード方向の信号値のピクセル上の広がり（ぼけ）の度合いが、 $T_2$  時間が長いものよりも大きいことを積極的に利用したものである。

## 【0062】

これを図6で模式的に説明する。図6に示すように、血管B1からその直交方向に枝分かれした血管B11があって、例えば1回目のスキャン時の位相エンコード方向が血管B1の走行方向に略一致し、2回目のスキャン時の位相エンコード方向が枝分かれした血管B11に略一致しているとする。同図(a)に示すように、1回目のスキャンに拠る位相エンコード方向の信号値の広がりによって各画素が疑似的に伸びたものと等価になり、その位相エンコード方向と略一致している血管B1はぼけに因って強調され、反対に、これに直交する方向の血管B11はぼけてしまう。しかし、2回目のスキャンでは位相エンコード方向が90°変更されるので、今度は反対に同図(b)に示すように、一方の血管B1はぼけるが、もう一方の血管B11はぼけに因って強調される。

## 【0063】

本発明を具体化した上述した実施形態では、同図(a)および(b)の再構成画像が画素毎に加算（合成）されるので、同図(c)に示す如く、両方の位相エンコード方向の血流B1, B11の画像が共に消失されずに残る。しかも、位相エンコード方向にぼけるとはいえ、加算処理の場合には、2枚の画像を画素毎に加算しているからアベレーシング法の利点も享受でき、併せて血流の信号値を上げ、S/Nを向上させる。図6では直交する2方向についてのみ説明したが、血流B1が1回目の位相エンコード方向から多少ずれていても、また血流B11が2回目のそれから多少ずれていても、かかる利点を多少とも享受できる。したがって、縦横無尽に走行している肺血管などの血管に対し、その走行方向情報を殆ど欠落させることなく、高いS/Nおよび実質部の高いコントラストで描出することができ、診断能の向上に寄与可能になる。

## 【0064】

従来の位相エンコード方向が固定のアベレーシング法の場合には、S/N比向上は見込めるものの、例えば図6(a)に示す方向に位相エンコード方向を設定したときには、血流B11が位相エンコード方向のぼけに因って目視で識別困難になるか、または、消失してしまうことがあった。また図6(b)に示す方向に位相エンコード方向を設定したときには、血流B1が同様の問題に直面していた。しかしながら、本発明によって、そのような状態を回避し、とくに、肺野や肝臓の血管など $T_2$  時間が短めの血管についてその走行方向の情報量を低下させることなく描出できるようになった。

## 【0065】

図7に、本発明に基づいて本発明者が行った実験で得たコロナル像の写真の一部（図中の丸円CL内の部分）を手で模写した図を示す。同図(a)では位相エンコード方向はZ軸方向に、かつ、読出し方向はX軸方向に設定され、また同図(b)ではそれらの方向が反対に設定されている。両方の図とも、スライス方向はY軸方向に設定されている。この実験は、2D Fast Asymmetric SE法( $T_{eff} = 120\text{ms}$ ,  $ET = 5\text{ms}$ , ショット数 = 1,  $ST$  (スライス厚) =  $30\text{mm}$ ,  $NS = 1$ ,  $256 \times 256$ ,  $35 \times 35\text{cm}$ , 実際のスキャン時間 =  $760\text{ms}$  で、第1スキャン開始から第2スキャン開始までの時間差  $4000\text{ms}$  で位相エンコード方向を同図(a), (b)に示す如く2方向に変えて肺野、門脈のMRA描出能を評価したものである。

## 【0066】

同図(a), (b)の肺野と門脈に注目すると、それぞれ示した位相エンコード方向に血流が伸びていることが明瞭に分かる。これに対して、同図(a), (b)の画像を加算処理した同図(c)の画像では、血管の走行状態が上下左右に共に伸びていることが明瞭に分かる。つまり、同図(c)の画像の方が血管の走行方向の情報を豊富に提供しており、実際のものを的確に反映している。これによって、本発明の手法に係る同図(c)の画像が、従来の画像（同図(a)または(b)をアベレーシングした画像）よりも優位であることが認められ、本発明の効果が顕著であることが確認された。

## 【0067】

ところで、上述した実施形態の場合、1回の息止め期間に2回全部のスキャンを終えるようにしている。このため、肺などの周期的運動による体動アーチファクトの発生を抑制できるとともに、複数回にわたって息止め撮像をするときの患者の体自体の位置ずれに因る体動アーチファクトの発生も合わせて低減できる。これにより、アーチファクトのより少ない高品質の画像を提供できる。

## 【0068】

また、2回のスキャンの間にスピンの回復を待つ待機時間を設定しているから、2回目のスキャンもよりの確に実行でき、高品質の画像を提供できる。

## 【0069】

さらに、そのような待機時間を設定したとしても、多くの場合、1回目、2回目のスキャンは1.5秒程度、待機時間は4秒程度で済むので、息止めの期間は6秒ちょっとで済む程度である。したがって、患者の1回の息止めの継続時間は短くて済み、子供や老人にとっても、息止めの関する精神的、体力的負担軽いという利点もある。

## 【0070】

第2の実施形態

本発明の第2の実施形態を図8に基づき説明する。なお、この実施形態を含め、これ以降の実施形態において、上述した第1の実施形態の構成要素と同一または同等のものについては同一符号を用い、その説明を省略または簡略化する。

## 【0071】

この第2の実施形態に係るMRI装置では、位相エンコード方向を変えて実行する複数回のスキャンの内、1回目のスキャンの位相エンコード方向を、画像化したい主たる血管の走行方向に積極的（意図的）に合わせるイメージングが実施される。

## 【0072】

例えば、図8に示すように、度斜めに走行している門脈を主に観察したい場合、ホスト計算機6は、X軸、Y軸、およびZ軸方向の傾斜磁場の強度をそれぞれ調整して合成された位相エンコード用傾斜磁場の方向が度斜めになるようにシーケンサのパルスシーケンス情報を送る。これにより、位相エンコード方向を度斜めの方向に設定したスキャンが実施される。また、ホスト計算機6からの指令により、位相エンコード方向を別の角度に設定した別のスキャンが実施され、全部で複数回のスキャンが異なる位相エンコード方向の元で実施される。

## 【0073】

これにより、度斜めに走行している観察したい血管は、画像上で前述した画素のボケに因って必ず強調される。同時に、度斜め以外の残りの方向に走行している血管も、度斜め以外の方向に設定した位相エンコード方向の元でのスキャンによって適宜に強調される。つまり、選択した所望の方向に走行している診断的に重要な血管は必ず強調される一方で、それ以外の方向に走行している血管も多少とも同時に強調される。とくに、1回目のスキャンの位相エンコード方向を、画像化したい主たる血管の走行方向に積極的（意図的）に合わせることで、サチュレーション効果が低減されるという効果も得られる。

## 【0074】

また、このイメージングを実施する傾斜磁場のパルス波形は比較的簡単に設計でき、傾斜磁場パルス波形の複雑な設計を必要とする、流れを補償する技法（例えば、“R.S.Hinks et al, Magn. Reson. Med. (MRM) 32:698-704(1994)” 参照）を用いる必要もなくなる。

## 【0075】

第3の実施形態

本発明の第3の実施形態を説明する。上述した実施形態は位相エンコード方向を変えて2回のスキャンを行うものであったが、本発明にこれに限定されるものではない。例えば、図9に示すように、位相エンコード方向を変えて4回のスキャンを順次、所定待機時間毎に実施し、これにより45°ずつ位相エンコード方向が異なった4フレーム分のMR原データを得る。この4回のスキャンは、ホスト計算機6がシーケンサ5に渡すパルスシーケ

10

20

30

40

50

ンス情報に拠って制御される。

【 0 0 7 6 】

収集された原データをそれぞれのフレームで画像再構成し、4枚の再構成画像を合成処理（加算処理または最大値投影処理）を行うものである。これによっても、上述した実施形態のものと同等またはそれ以上に、位相エンコード方向のより細かい角度制御に拠って、血管の走行情報が豊富なMR画像を得ることができる。

【 0 0 7 7 】

なお、図9に示す位相エンコード方向の複数回の採り方をさらに発展させることもできる。例えば、位相エンコード方向を22.5°ずつ8通りに変えて8回のスキャンを順次、所定待機時間毎に実施し、これに基づき位相エンコード方向が異なった8フレーム分のMR原データから同様の合成処理を行うこともできる。すなわち、本発明の手法に拠り加算（合成）する画像枚数n（すなわち位相エンコード方向の変更回数）はn=2であればよい。

【 0 0 7 8 】

なお、上述した第2及び第3の実施形態の変形例として、位相エンコード方向をある基準方向から等分に変えていくのではなく、所望の複数方向を任意に選んでそれぞれを位相エンコード方向に設定することもできる。

【 0 0 7 9 】

第4の実施形態

本発明に係る第4の実施形態を図10～図12に基づき説明する。

【 0 0 8 0 】

この実施形態は、位相エンコード方向を1方向のみに設定する手法（したがって、前述した画像データの合成処理は行わない）とECG同期法とを組み合わせる実施するスキャン法に関する。

【 0 0 8 1 】

これを実現するため、ホスト計算機6およびシーケンサ5は図10および図11に示す処理をそれぞれ実行する。

【 0 0 8 2 】

まず、ホスト計算機6により実行される図10の処理を説明する。同図のステップS11において、ホスト計算機6は、スキャン条件（例えば、画像サイズ、1回の位相エンコード方向の情報、およびスキャン領域に応じたパルスシーケンス）を入力し、それらの入力情報にしたがって制御情報を用意し、さらに、その制御情報をシーケンサ5および演算ユニット10に出力する。

【 0 0 8 3 】

次いで、ステップS12にてスキャン前の準備完了の指示があったと判断できると、ステップS13で前述と同様に、息止め開始の指令が音声発生器14に出力される。

【 0 0 8 4 】

さらに、ステップS14で、所定の調整時間T<sub>sp</sub>が経過したか否かを判断しながら待機する。この待機の後、ステップS15、16の処理が順次行われる。つまり、シーケンサ5を介してECG信号がホスト計算機6に読み込まれ（ステップS15）、ECG信号のR波が出現したか否かが判断される（ステップS16）。すなわち、最初のR波の出現が検知されたときは、息止め開始指令後の経過時間がT<sub>sp</sub>（=T<sub>sp</sub>+、ここでは任意の時間：図12参照）になる。

【 0 0 8 5 】

この最初のR波が出現した後、ホスト計算機6は、さらに適宜な遅延時間T<sub>DL</sub>の経過を判断しながら待機する（ステップS17）。この遅延時間T<sub>DL</sub>は、心収縮によって生じる、R波の出現中および出現直後における血流の不安定時間帯を回避するために設定されるもので、700～1000msec程度の心周期に対して、例えばT<sub>DL</sub>=500msec程度の適宜な値に予め設定されている。このように遅延時間T<sub>DL</sub>を適宜な値に設定することで、拡張期の比較的安定した時間帯に収集されるエコーデータを、k空間の位相エンコー

10

20

30

40

50

ド方向の中心部（すなわち、低周波領域）に配置することができる。このため、1回のスキャンが次の1つまたは複数の心拍に渡って継続される場合でも、収縮期に収集されるエコーデータをk空間の位相エンコード方向における端の領域または端寄りの領域（すなわち、高周波領域）に配置することができる。これにより、再構成された実空間の画像は高コントラストおよび高画質になる。

#### 【0086】

ステップS17の処理で遅延時間TDLが経過したと判断されると、ステップS18およびステップS19の処理が順に続く。つまり、第1の実施形態のときと同様に、ホスト計算機6は、シーケンサ5にスキャン開始を指令し（ステップS18）、さらに、シーケンサ5からスキャン完了の通知があったか否かを判断しながら待機する（ステップS19）。シーケンサ5は、スキャン開始の指令に応答して図11に示すステップS18-1~4の処理を行う。これにより、指令された位相エンコード方向の元で、1回のスキャンにより、1組のMR原データが収集される。

#### 【0087】

この1回のスキャンが完了したとき、ホスト計算機6は息止めの解除およびスキャンにより得た再構成画像の表示を指令する（ステップS20, S21）。このエコーデータ収集後の処理において、前述したような画像データの合成を指令する必要はない。

#### 【0088】

図12に、この実施形態に係るタイミングチャートの一例を示す。ここでは、ある1つの位相エンコード方向においてのみMR原データの収集が収集される。このため、このスキャン法は、被検体内の画像化したい血管の走行方向が既知であるか、または、前もって推定できるときに使用することが望ましく、例えば、下腹部の血管の画像化に好適である。このスキャン法を用いて撮像する場合、位相エンコード方向は血管の既知の走行方向または推定方向に合わせられる。これによっても、前述した画像合成の処理を行わないが、前述したと画素のぼけの原理の積極的利用によって、再構成画像上での画像化を意図した血管を強調させることができる。

#### 【0089】

さらに、ECG同期法を併用しているので、コントラストが高く且つ安定したMR像を提供できるという利点がある。とくに、R波とスキャン開始との間を規定する遅延時間TDLを適宜に調整することで、スキャン全体の時間帯を、心筋の収縮に因る血流の乱れを回避できる時間的位置に設定することができる。このため、スキャンの初めの方の時間帯で収集したエコーデータはk空間の位相エンコード方向の中心部に配置され、再構成に供される。この中心部に配置されるエコーデータの信号強度が再構成画像のコントラストを決めるが、この実施形態によれば、高強度のエコーデータが位相エンコード方向の中心部に配置されるため、コントラストの高い、かつ安定した高画質のMR像を提供できる。

#### 【0090】

また、前述した息止め法の利点、および、スキャンが1回であることの利点、すなわち撮影時間の短縮化の利点も同様に享受することができる。

#### 【0091】

### 第5の実施形態

本発明の第5の実施形態を図13~図15を参照して説明する。

#### 【0092】

この実施形態に係るMRI装置は、前述した第1の実施形態で説明したイメージング法にECG同期法を採用したことを特徴とする。

#### 【0093】

具体的には、ホスト計算機6が図13に示す処理を行い、シーケンサ5が図14に示す処理を行うようにそれぞれ設定されている。これらの図において、新しく追加したステップS4a~S4c、S5-4a~S5-4c以外の処理は先に説明した図2、3のものと同一または同等である。

#### 【0094】

図13のステップS4およびS4a, S4bにおける処理によって、図15に示す如く、息止め開始時刻と所定期間 $T_{sp}$ の経過後に最初に現れるR波との間に調整時間 $T_{sp}$  (= 所定時間 $T_{sp}$  + 任意の時間)を設定することができる。さらに、ステップS4cの処理がホスト計算機6により実行されると、図15に示すように、第1回目のスキャンの前にECG同期用の指定遅延時間 $T_{DL}$ が設定される。

【0095】

さらに、図14のステップS5-4aおよびS5-4bの処理によって、図15に示す如く、第1回目のスキャンの終了時と所定の待機時間 $T_w$ が経過した後で最初に現れるR波との間に、待機時間 $T_w$  (= 所定の待機時間 $T_w$  + 任意の時間)が設定される。またステップS5-4cの処理が実行されると、図15に示す如く、第2回目のスキャンの前にECG同期用の指定遅延時間 $T_{DL}$ が設定される。

10

【0096】

その他の処理は図2、3と同様または同一である。

【0097】

このため、前述したように、ECG同期法を併用することで、画像のコントラストをさらに向上させることができる。

【0098】

#### 第6の実施形態

本発明の第6の実施形態を図16~17を参照して説明する。この実施形態は、本発明の撮像法を3次元撮像に適用したことを特徴とする。

20

【0099】

この3次元撮像(3Dスキャン)の場合、スライス方向を不変とした状態で、位相エンコード方向と読出し方向をスキャン毎に交換しながら、すなわち位相エンコード方向を90度変更して複数回のスキャンが実行される。

【0100】

具体的には、図16が、ホスト計算機6によって指令される3Dスキャンに係るデータ収集シーケンスの一例を示す。この3Dスキャンでは、位相エンコード方向を90度変える手法のほか、心電同期および息止めの手法も併用されている。心電同期タイミングは予め最適化された遅延時間 $T_{DL}$ で決められる。例えば、図17(a), (b)に示す如く腹部を3次元撮像する場合のボリューム領域のデータ収集は、位相エンコード方向が $RL_{se1}$ ,  $HF_{se1}$ ,  $RL_{se2}$ ,  $HF_{se2}$ , ...,  $RL_{sen}$ ,  $HF_{sen}$ の順序で(RL:左右方向、HF:上下方向)各回のスキャンが2n回(nは2以上の整数)、例えば「Fast Asymmetric SE法」で実施される。

30

【0101】

図中のスキャン $RL_{sen}$ または $HF_{sen}$ は、共に、スライスエンコード傾斜磁場の各スライスエンコード量に対する1回のスキャンを表す。しかし、スキャン $RL_{se}$ とスキャン $HF_{se}$ では位相エンコード方向が異なる。スキャン $RL_{se}$ の場合、図17(b)の実線矢印X1で示すように、位相エンコード方向が患者の体の左右方向に設定される。これに対し、スキャン $HF_{se}$ の場合、同図の点線矢印X2で示すように、位相エンコード方向は患者の上下(頭部/脚部)方向に設定され、左右方向とは90度異なる。添字 $se1...sen$ は、各スキャンに対するスライスエンコードの傾斜磁場量を表す。この例示シーケンスでは、同一のスライスエンコード量 $se1(...sen)$ について2回の3Dスキャンが心電同期法の元を実施され、この2回の3Dスキャンがスライスエンコード量を変えながら順次繰り返され、撮像全体としては、左右方向と上下方向の位相エンコード方向が入れ子方式で続く。この3Dスキャンの場合、全体の撮像時間は比較的長くなるので、息止めは複数回に別けて実施される。

40

【0102】

画像再構成は、位相エンコード方向が左右方向に設定されて収集された3次元原データの1組で、また位相エンコード方向が上下方向に設定されて収集された3次元原データの別の1組で個別に実施される。両方の3次元の再構成データは画素毎に合成され、最終的な

50

3次元のMRAデータとなる。

【0103】

この3次元イメージングによっても、前述した実施形態のものと同等に、最適化された心電同期タイミングによる描出能の向上を初めとして、血流の方向性の情報の確保などの作用効果を得ることができる。

【0104】

#### 第7の実施形態

本発明の第7の実施形態を図18～19を参照して説明する。この実施形態は、本発明の撮像法をマルチスライス撮像に適用したものである。

【0105】

図18はホスト計算機6により指令されるマルチスライスキャンのデータ収集シーケンスを例示している。このシーケンスでは、第6の実施形態と同様に、位相エンコード方向の制御、心電同期、および1回息止めの各手法が採用されている。心電同期の同期タイミングは、予め実施する準備スキャンなどを通して最適化された遅延時間TDLで決められる。

【0106】

例えば、4枚のマルチスライスキャンで腹部を撮像する場合、図19に示す如く、スキャンRL1, RL2, RL3, RL4, HF1, HF2, HF3, HF4の順序で例えば「Fast Asymmetric SE法」に基づきデータ収集される。第6の実施形態と同様に、スキャンRLは位相エンコード方向が左右方向、スキャンHFはそれが上下方向であることを示し、各回のスキャンにより各スライスの2次元原データが生成される。互いに位相エンコード方向が90度異なる2フレームの再構成画像データが画素毎に合成され、各スライスのMRA像データが作成される。このため、高い血流方向の検出能が確保される。また、当然に、前述した心電同期や息止めの効果もこのマルチスライスキャンにおいて併せて発揮される。このマルチスライスキャンのスキャン順序は、RL1, HF1, RL2, HF2, ...といった具合に任意に変更してもよい。

【0107】

なお、第4の実施形態以外の実施形態で説明した手法を3Dスキャンに適用するときの変形例として、前述の如くスライスエンコード方向を固定として位相エンコード方向を切り換える場合の他に、リード方向を固定して位相エンコード方向を切り換えるようにしてもよく、また、x, y, z方向をそれぞれ位相エンコード方向として画像合成するようにしてもよい。

【0108】

なお、上述した各種の実施形態変形例は、血管の画像を得るMRアンギオグラフィ(MRA)を目的とした装置および撮像法を説明したが、撮像対象は血管のみに限定されず、繊維状に走行する組織等、任意の対象のものであってよい。とくに、 $T_2$ 時間が短めなものであれば、本発明に係るスキャンを好適に実施できる。

【0109】

#### 【発明の効果】

以上説明したように、本発明のMRI装置によれば、アベレージング法に抛り血管、組織などを撮像する場合、それらの撮像対象からの信号値を上げて良好なS/Nを維持するとともに、撮像対象の多様な走行方向の情報を的確に確保でき、方向性の描出能が従来よりも格段に優れたMR画像を得ることができる。とくに、 $T_2$ 時間が $T_2 = 100 \sim 200$ msと短めの血流や組織を撮像するときに、その効果が著しく発揮される。その一方で、位相エンコード方向を撮像対象の走行方向に合わせることで、その方向の優れた描出能を得ることができる。また、これらの優れた方向性描出能を発揮する撮像法に、1回の息止め法を併用することができるので、患者の体力的、精神的負担も少なく、体動アーチファクトの少ない、高品質、かつ診断能向上に寄与できるMR画像を得ることができる。さらに、それらの優れた方向性描出能を発揮する撮像法を3次元撮像やマルチスライス撮像に適用でき、そのイメージング機能の充実化、豊富化を図ることができる。



## 【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施形態に係る M R I 装置の一例を示すブロック図。

【図 2】第 1 の実施形態における撮像手順例を示す概略フローチャート。

【図 3】第 1 の実施形態におけるスキャン制御例を示す概略フローチャート。

【図 4】第 1 の実施形態における複数回のスキャンの順序と画像合成の関係を模式的に説明する図。

【図 5】位相エンコード方向の信号値の広がりの説明する図。

【図 6】単独スキャン時の位相エンコード方向の信号値の広がりによる画像とそれらの画像の合成時の状態との関係を示す模式図。

【図 7】本発明の効果を示す実験例による肺野および肝臓の M R A 画像の一部を模写して本発明の効果の説明する図。

10

【図 8】第 2 の実施形態に係る撮像における第 1 回目のスキャンの位相エンコードの設定例を模式的に説明する図。

【図 9】第 3 の実施形態における複数回のスキャンの順序と画像合成の関係を模式的に説明する図。

【図 10】第 4 の実施形態における撮像手順例を示す概略フローチャート。

【図 11】第 4 の実施形態におけるスキャン制御例を示す概略フローチャート。

【図 12】第 4 の実施形態におけるスキャンの E C G 同期タイミングとデータ収集とを模式的に説明する図。

【図 13】第 5 の実施形態における撮像手順例を示す概略フローチャート。

20

【図 14】第 5 の実施形態におけるスキャン制御例を示す概略フローチャート。

【図 15】第 5 の実施形態における複数回のスキャンの E C G 同期タイミング、データ収集、および画像合成の処理とを模式的に説明する図。

【図 16】第 6 の実施形態における複数回のスキャンの E C G 同期タイミング、データ収集、および画像合成の処理とを模式的に説明する図。

【図 17】第 6 の実施形態における撮像領域としてのボリューム領域と位相エンコード方向の制御の関係を模式的に説明する図。

【図 18】第 7 の実施形態における複数回のスキャンの E C G 同期タイミング、データ収集、および画像合成の処理とを模式的に説明する図。

【図 19】第 6 の実施形態における撮像領域としてのマルチスライスを模式的に説明する図。

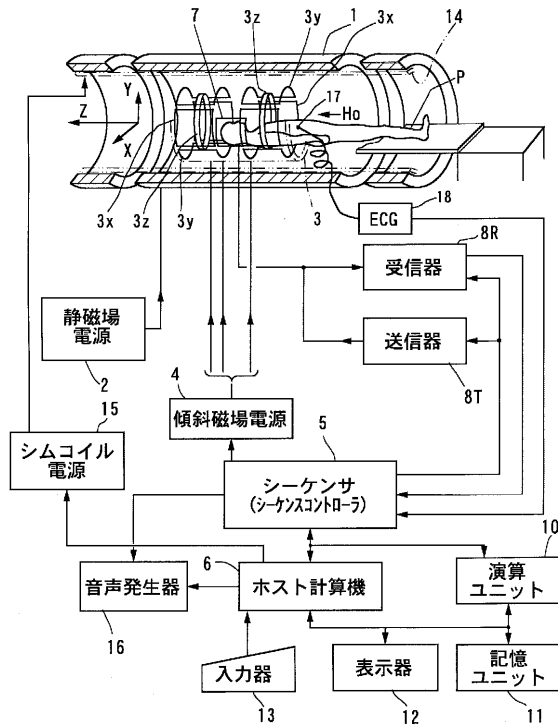
30

## 【符号の説明】

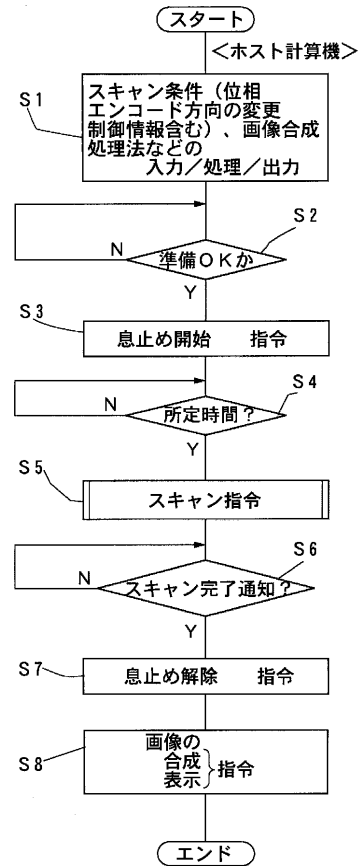
- 1 磁石
- 2 静磁場電源
- 3 傾斜磁場コイルユニット
- 4 傾斜磁場電源
- 5 シーケンサ
- 6 ホスト計算機
- 7 R F コイル
- 8 T 送信器
- 8 R 受信器
- 10 演算ユニット
- 11 記憶ユニット
- 12 表示器
- 13 入力器
- 16 音声発生器
- 17 E C G センサ
- 18 E C G ユニット

40

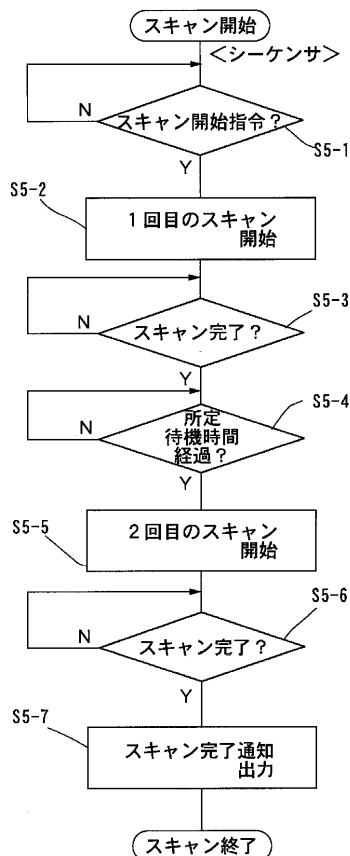
【図 1】



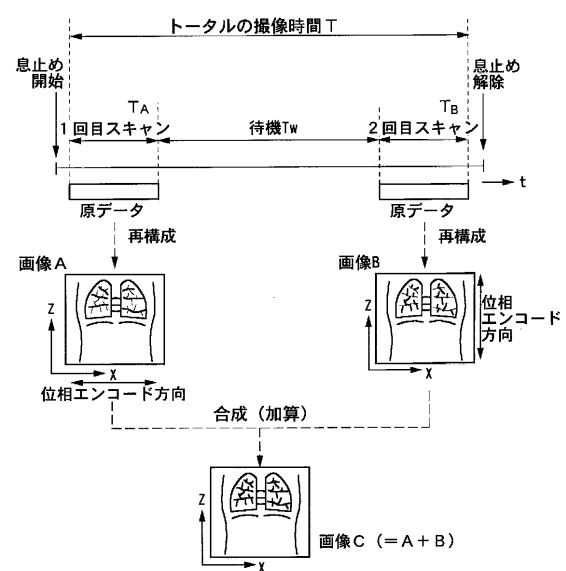
【図 2】



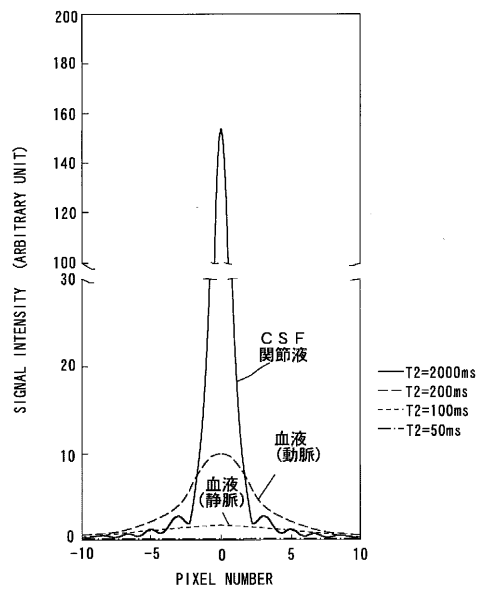
【図 3】



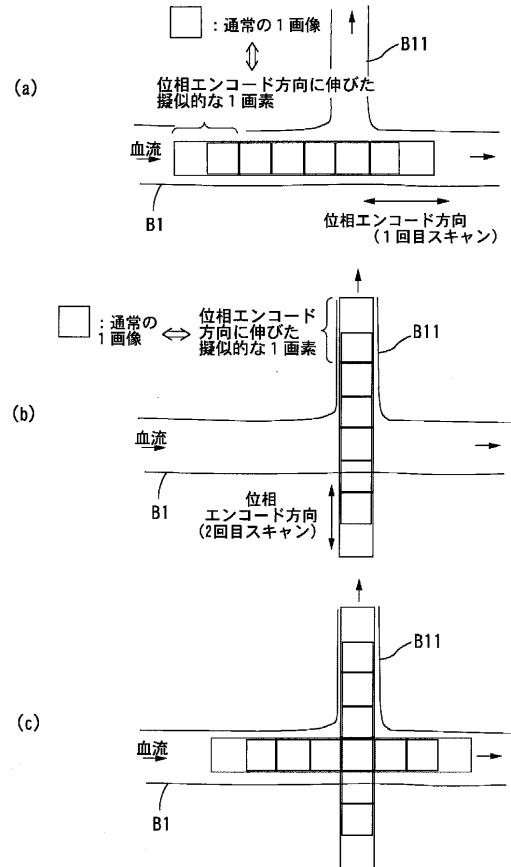
【図 4】



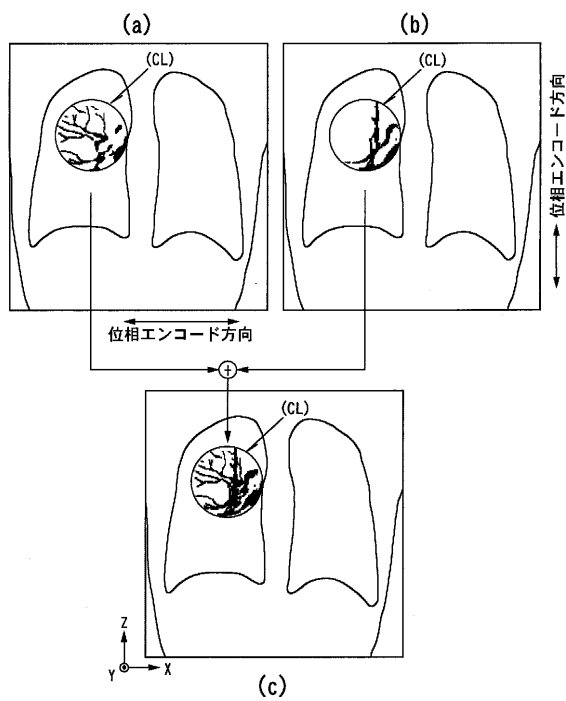
【図 5】



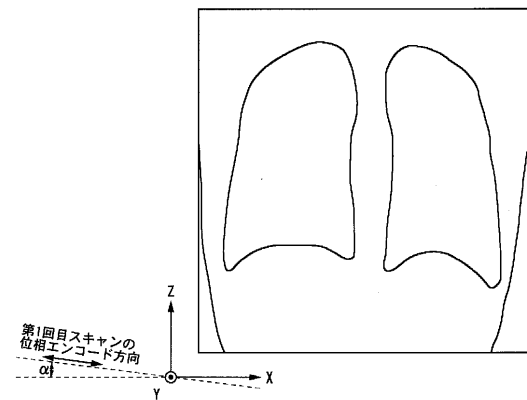
【図 6】



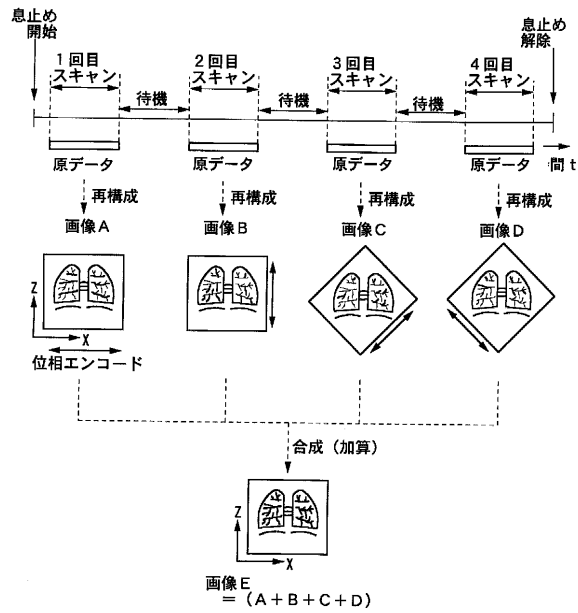
【図 7】



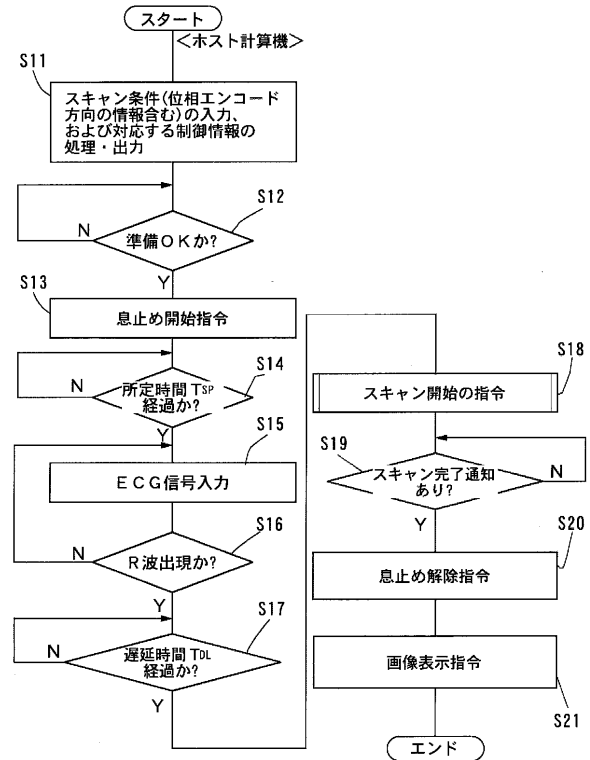
【図 8】



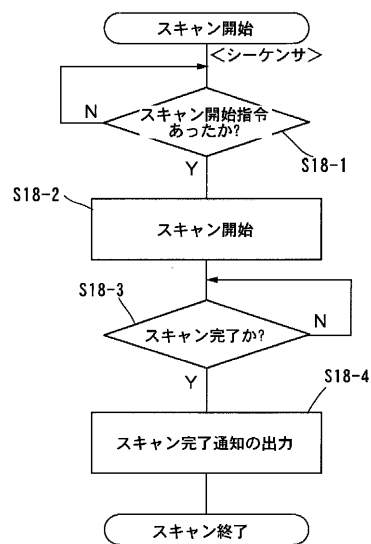
【図 9】



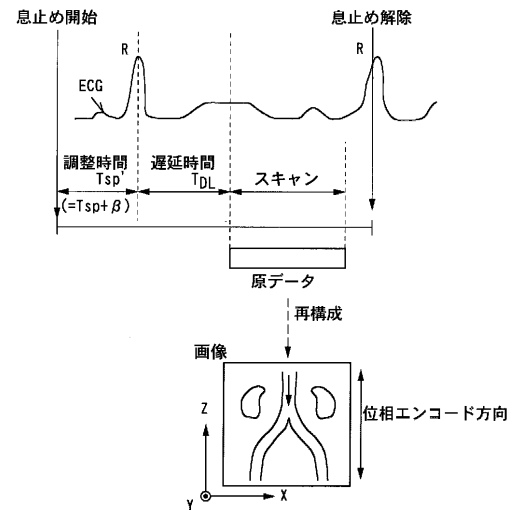
【図 10】



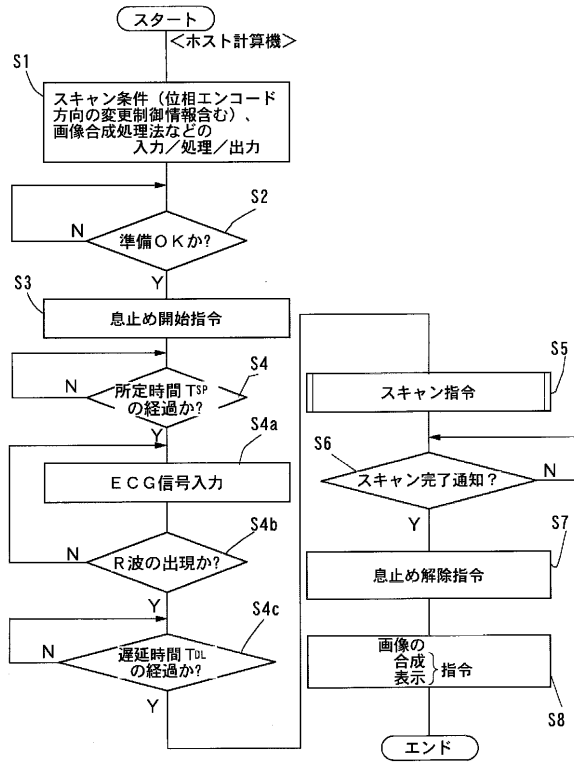
【図 11】



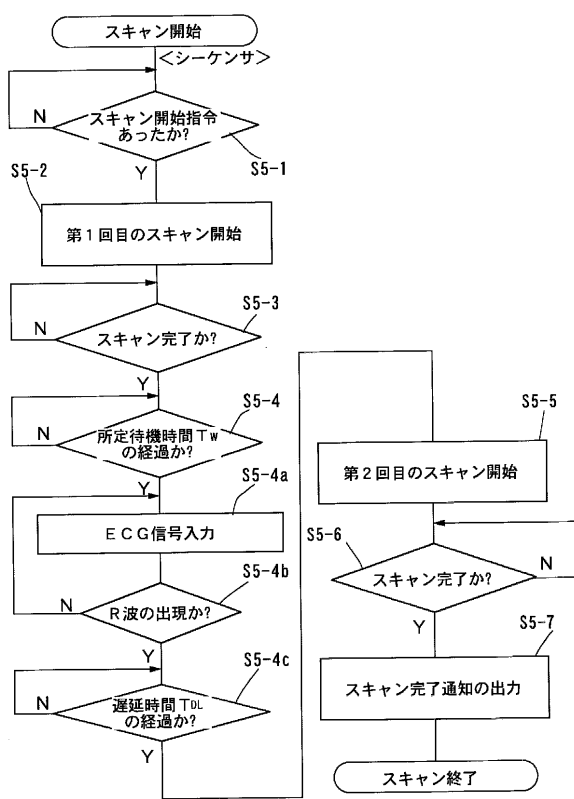
【図 12】



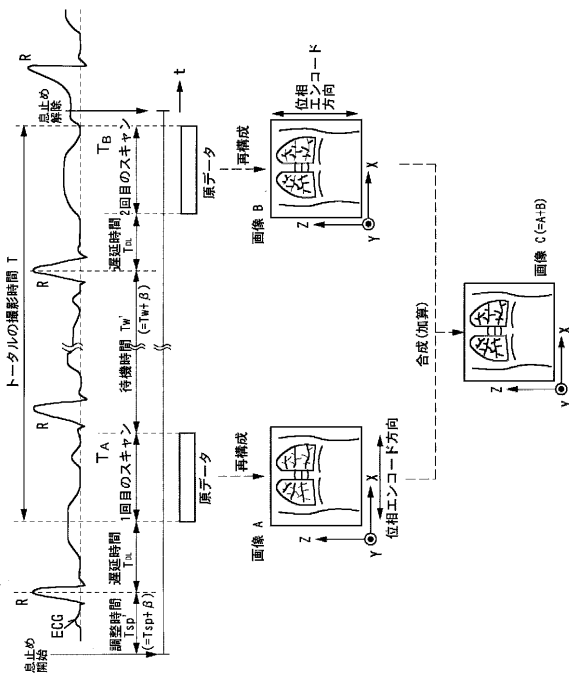
【図 13】



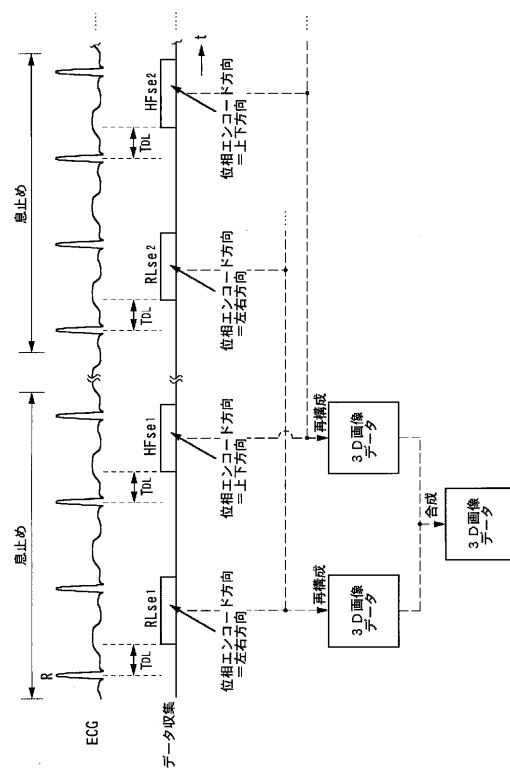
【図 14】



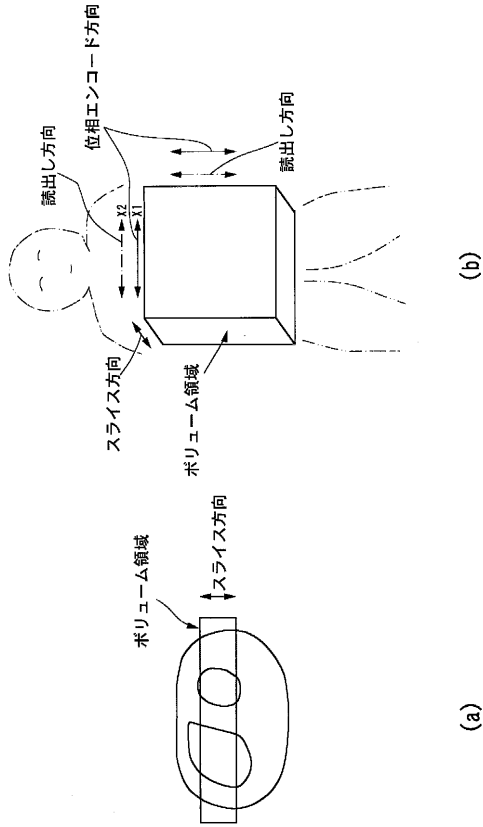
【図 15】



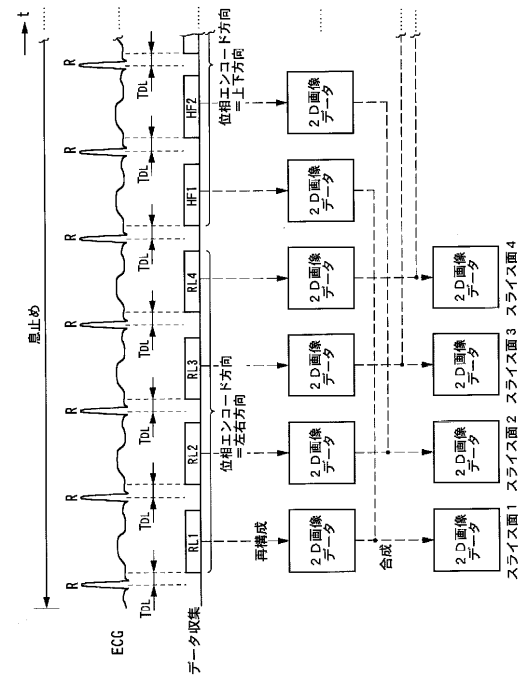
【図 16】



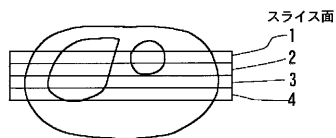
【 図 1 7 】



【 図 1 8 】



【 図 1 9 】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 0 4 - 2 1 8 1 3 9 ( J P , A )  
特開平 0 5 - 2 1 2 0 1 3 ( J P , A )  
特開昭 6 3 - 1 0 2 7 5 1 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A61B 5/055