



PCT

特許協力条約に基づいて公開された国際出願

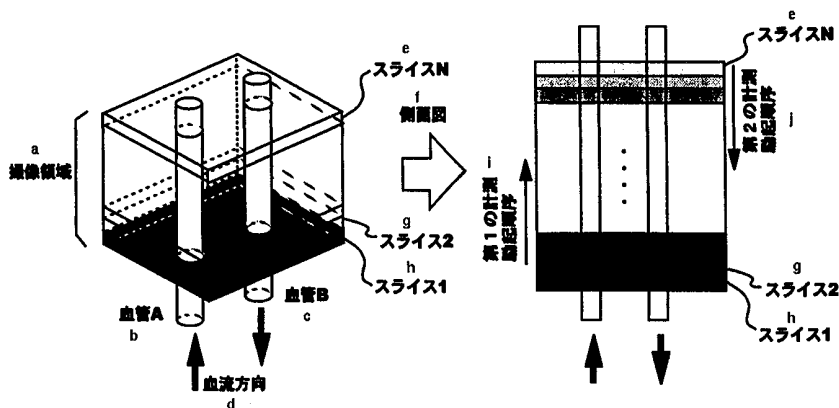
(51) 国際特許分類6 A61B 5/055, G01R 33/563	A1	(11) 国際公開番号 WO99/44501 (43) 国際公開日 1999年9月10日(10.09.99)
(21) 国際出願番号 PCT/JP99/01007 (22) 国際出願日 1999年3月3日(03.03.99) (30) 優先権データ 特願平10/52341 1998年3月4日(04.03.98) JP (71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) 株式会社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION)[JP/JP] 〒101-0047 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 Tokyo, (JP) (72) 発明者; および (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ) 渡部 滋(WATANABE, Shigeru)[JP/JP] 〒302-0102 茨城県北相馬郡守谷町松前台5-12-9 Ibaraki, (JP) (74) 代理人 弁理士 多田公子, 外(TADA, Kimiko et al.) 〒162-0041 東京都新宿区早稲田鶴巻町519 石垣ビル2F Tokyo, (JP)		(81) 指定国 CN, US, 欧州特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE) 添付公開書類 国際調査報告書

(54)Title: **MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE**

(54)発明の名称 磁気共鳴イメージング装置

(57) Abstract

An MRI device having a blood flow imaging function of displaying the image of blood flows in different directions while differentiating between the directions. A plurality of slice planes perpendicular to the direction of the blood flow of the subject is set and multislice-imaged with a predetermined repetition time. During the imaging, a measurement in which the slice planes are excited in a first order and a measurement in which the slice planes are excited in second order opposite to the first order are made. As a result, two types of data such that the signal strength is different according to the direction of blood flow are acquired. The two types of data for each slice plane acquired by the two measurements are subjected to differential operation so as to generate data whose sign is different according to the direction of blood flow. The sign, together with the signal strength, is turned to an image and thus blood flows are displayed with the directions of blood flows differentiated from one another. By overlapping the adjacent slices in the direction of thickness during the multislice imaging, the signals of the stationary portions are weakened and the contrast of the image of blood flow after the differential operation can be heightened. The EPI technique whose imaging time is very short as an imaging sequence can be used as the MRA measurement sequence.



- | | |
|-------------------------------|--|
| a ... IMAGED REGION | f ... SIDE VIEW |
| b ... BLOOD VESSEL A | g ... SLICE 2 |
| c ... BLOOD VESSEL B | h ... SLICE 1 |
| d ... DIRECTION OF BLOOD FLOW | i ... ORDER OF FIRST MEASUREMENT EXCITATION |
| e ... SLICE N | j ... ORDER OF SECOND MEASUREMENT EXCITATION |

(57)要約

異なる方向に流れる血流の画像を、方向を識別して表示する血流描画機能を備えたMRI装置を提供する。このMRI装置は、被検体の血流方向に対してほぼ直交して、複数のスライス面を設定し、この複数スライス面を所定の繰り返し時間TRでマルチスライス撮像する。この際、複数のスライス面を第1の順序で励起する計測と、第1の順序と逆の順序で同一のスライス面を励起する第2の計測とを実行する。これにより血流の方向によって信号強度の異なる2種のデータが得られる。2つの計測で得られた各スライス毎の2種のデータ間を差分演算し、血流方向によって符号の異なるデータを得る。この符号を信号強度と合せて画像化し、方向の相反する血流を識別表示する。マルチスライス撮像の際、隣り合うスライスを厚み方向に重なり合うように設定することにより、静止部の信号を抑制し、差分処理後の血流画像のコントラストを高めることができる。また撮像シーケンスとして撮像時間の極めて短いEPI法をMRA計測シーケンスとして利用することができる。

PCTに基づいて公開される国際出願のパフレット第一頁に掲載されたPCT加盟国を同定するために使用されるコード(参考情報)

AE アラブ首長国連邦	DM ドミニカ	KZ カザフスタン	SD スーダン
AL アルバニア	EE エストニア	LC セントルシア	SE スウェーデン
AM アルメニア	ES スペイン	LI リヒテンシュタイン	SG シンガポール
AT オーストリア	FI フィンランド	LK スリ・ランカ	SI スロヴェニア
AU オーストラリア	FR フランス	LR リベリア	SK スロヴァキア
AZ アゼルバイジャン	GA ガボン	LS レソト	SL シェラ・レオネ
BA ボスニア・ヘルツェゴビナ	GB 英国	LT リトアニア	SN セネガル
BB バルバドス	GD グレナダ	LU ルクセンブルグ	SZ スワジランド
BE ベルギー	GE グルジア	LV ラトヴィア	TD チャード
BF ブルキナ・ファソ	GH ガーナ	MC モナコ	TG トーゴ
BG ブルガリア	GM ガンビア	MD モルドヴァ	TJ タジキスタン
BJ ベナン	GN ギニア	MG マダガスカル	TZ タンザニア
BR ブラジル	GW ギニア・ビサオ	MK マケドニア旧ユーゴスラヴィア共和国	TM トルクメニスタン
BY ベラルーシ	GR ギリシャ	ML マリ	TR トルコ
CA カナダ	HR クロアチア	MN モンゴル	TT トリニダード・トバゴ
CF 中央アフリカ	HU ハンガリー	MR モーリタニア	UA ウクライナ
CG コンゴ	ID インドネシア	MW マラウイ	UG ウガンダ
CH スイス	IE アイルランド	MX メキシコ	US 米国
CI コートジボアール	IL イスラエル	NE ニジェール	UZ ウズベキスタン
CM カメルーン	IN インド	NL オランダ	VN ヴェトナム
CN 中国	IS アイスランド	NO ノルウェー	YU ユーゴスラビア
CR コスタ・リカ	IT イタリア	NZ ニュー・ジーランド	ZA 南アフリカ共和国
CU キューバ	JP 日本	PL ポーランド	ZW ジンバブエ
CY キプロス	KE ケニア	PT ポルトガル	
CZ チェッコ	KG キルギスタン	RO ルーマニア	
DE ドイツ	KP 北朝鮮	RU ロシア	
DK デンマーク	KR 韓国		

磁気共鳴イメージング装置

発明の属する技術分野

- 本発明は、核磁気共鳴（以下「NMR」と略記する）現象を利用して被検体の所
5 望部位の断層画像を得る磁気共鳴イメージング（以下「MRI」と略記する）装置
に関し、特に血管系の走行を描出する際にその方向性を認識することの可能なM
R I 装置に関するものである。

従来の技術

- 10 MRI 装置の撮像機能として、造影剤等を使用することなく血流を描画する MR
アンジオグラフィ(以下「MRA」と略す)がある。MRI 装置における代表的な血流
描画手法として、スライス面への流入効果を用いたタイムオブフライト(TOF)法
と、血流スピンの移動方向に印加された傾斜磁場により位相拡散を受けるこ
とを利用した位相法とがあり、位相法の主なものとしてフェイズセンシティブ
15 (PS) 法とフェイズコントラスト (PC) 法がある。フェイズセンシティブ (PS)
法では、血流スピンの位相拡散を補償するシーケンス（リフェイズシーケンス）
と位相拡散を助長して信号消去するシーケンス（ディフェイズシーケンス）との
差分をとることにより血流描出する。フェイズコントラスト (PC) 法では、血流
スピンの異なる位相回転を与える一対の傾斜磁場パルス（フローエンコードパル
20 ス）を用い、これらを交互に印加することによって一対のデータを得、これらフ
ローエンコードデータの複素差分を取ることで血流描出する。

- これら従来の血流描画手法は、それぞれ一長一短があり、目的に応じて利用さ
れている。例えば、ある領域を短い繰り返し時間TRでRF照射（プリサチュレ
ーション）を行い、この領域に流入する血流信号が高信号となることを利用する
25 2D-TOF 法の場合、撮像シーケンスとしてはグラディエントエコー法のような短
TRのシーケンスを採用する必要があるが、EPIのような高速シーケンスを採用で
きない。またプリサチュレーションを行った領域にいずれの方向から流入する血
流スピンも高信号化されるので、動静脈分離を行うことができない。撮像領域に
隣接する領域をプリサチュレーションする方法もあるが、この場合には動静脈の

どちらか1方向の血流しか可視化できない。

一方、PC法は、極性の異なるフローエコード位相像の位相差分を取ることで、動脈と静脈を分離する手法も用いられているが、血流スピンの位相シフトが π を超える高速流では折返しアーチファクトの問題がある他、シーケンスがフローリフェイズ型でないために、乱流や流速の変化に弱く、血管の欠損やアーチファクトを生じ易いという問題も有している。また血流速の定量的計測を目的とした2次元のPC法では血管を含むスライス厚を厚くできず、血管系の全体の走行を併せて観察するのに適していないという欠点があった。

- そこで本発明は、血管全体の観察ができ動静脈分離（血流の方向性の描出）が可能であり、且つアーチファクトの少ない新規な血流描画機能を備えたMRI装置を提供することを目的とする。

また本発明は、EPIのような高速の撮像シーケンスの適用が可能であり、これにより短い撮像時間で血流描画を実現できるMRI装置を提供することを目的とする。

15

発明の概要

- 上記目的を達成するために、本発明によるMRI装置は、複数のスライス面について順次、高周波磁場照射による励起とエコー信号の計測とを繰り返し、得られたエコー信号から血流画像を再構成する機能を備え、この機能の実行において、複数のスライス面を第1の順序で励起する第1の計測と、第1の順序と逆の順序で励起する第2の計測とを実行し、各スライスについてそれぞれ2種のデータを
- 20 得、これら各スライスの2種のデータ間の差分演算を行い、方向の相反する血流からの信号を異なる符号のデータとして取得する。

- 即ち、本発明によるMRI装置は、被検体を収容し得る空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記静磁場に傾斜を与える傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、前記被検体の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波パルスをおよぼすパルスシーケンスで繰り返し印加する送信系と、前記核磁気共鳴により放出されるエコー信号を検出する受信系と、この受信系で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行う信号処理系と、得られた画像
- 25

を表示する手段と、前記傾斜磁場発生手段と前記送信系と前記受信系と前記信号処理系の動作を制御する制御系とを有し、前記制御系は、所定の繰り返し時間で前記複数のスライスを第1の順序で繰り返し励起する第1の計測と、同一の繰り返し時間で前記複数のスライスを第1の順序と逆の順序で繰り返し励起する第2

5 の計測とを各々別々に実行し、各スライスについてそれぞれ2種のデータを得、前記信号処理系により、これら各スライスの2種のデータ間の差分演算を行い、方向の相反する血流からの信号を異なる符号のデータとして取得することを特徴とする。

また本発明の核磁気共鳴血流描画方法(MRA)は、複数のスライス面について

10 順次、高周波磁場照射による励起とエコー信号の計測とを繰り返し、得られたエコー信号から血流画像を再構成する方法であって、前記複数のスライス面を第1の順序で励起する第1の計測と、第1の順序と逆の順序で励起する第2の計測とを実行し、各スライスについてそれぞれ2種のデータを取得するステップ(a)と、これら各スライスの2種のデータ間の差分演算を行い、方向の相反する血流から

15 の信号を異なる符号のデータとして取得するステップ(b)とを含む。

第1の計測において、複数のスライスを第1の方向(方向Aとする)で順次励起していくと、その方向Aに流れる血流は相対的に短い繰り返し時間で繰り返し励起を受けることとなり、その血流スピンからの信号は相対的に弱くなる。これに対し、逆方向(方向Bとする)に流れる血流は相対的に繰り返し時間TRが長

20 くなり、そこからの信号強度は静止部とほぼ同じとなる。次に第2の計測において、同じ複数のスライスを第1の方向と逆方向Bに順次励起した場合には、上記の場合と逆にB方向の血流からの信号が相対的に弱くなり、A方向の血流からの信号が相対的に強くなる。従って、これら2種の計測で得られたデータの差分を取ると、静止部分は画素値(信号強度)0となり、血流では方向によって符号の

25 異なるデータを得ることができる。

また本発明のMRAは、前記ステップ(a)に先立って、複数のスライスからなる撮像領域に隣接する領域の少なくとも一方を予め高周波磁場照射により飽和(プリサチュレーション)するステップ(c)を含むことが好ましい。

撮像領域の両端のスライスでは、そのスライスに流入する血流スピンは多重励

起による信号抑制を受けることがないため、そのスライスから流出する血流スピ
ンとの信号差が得られないことになるが、撮像領域に隣接する領域をプリサチュ
レーションしておくことにより、両端のスライスにおいても多重励起による信号
抑制効果が得られ、異なる方向の血流スピン、即ち流入する血流スピンと流出す
5 る血流スピン、との差が明確となり、撮像領域全体にわたって血流描出能を向上
することができる。尚、撮像領域に隣接する領域をプリサチュレーションする代
りに、データ処理のステップ（b）において両端スライスのデータを削除するこ
とも本発明に含まれる。

また本発明の MRA は、各スライスの計測において、隣接スライス同士を一部
10 がオーバーラップするように選択することが好ましい。

この場合、隣接スライス面同士をオーバーラップさせながら順次励起していっ
た場合には、静止部についてはオーバーラップした部分について繰り返し励起を
受けることになるため、オーバーラップさせない場合に比べ静止部の信号強度を
抑制できる。これにより血流部分の描出能を高めることができる。

15 本発明において撮像シーケンスとしては、グラディエントエコー系のシーケン
スを採用することができ、1回の励起毎に計測するエコー信号は1でも2以上で
あってもよい。同一スライスを多重励起しなくても血流信号を静止部に対して相
対的高コントラストで描出できるため、1回の励起で複数のエコー信号を計測す
るマルチエコー（EPIを含む）シーケンスの採用も可能である。

20

図面の簡単な説明

図1は、本発明のMR I装置により実行されるMR アンジオグラフィ計測法の
概念を示す説明図である。

図2（a）および（b）は、それぞれシーケンサが実行する撮像シーケンスの
25 実施例を示す図である。

図3は、本発明によるMR アンジオグラフィ計測法の原理を説明する図である。

図4は、本発明のMR I装置における画像処理の一実施例を示す図である。

図5は、本発明のMR I装置における投影処理を説明する図である。

図6は、本発明のMR I装置における画像処理の一実施例を示す図である。

図7は、本発明のMR I装置により実行されるMR アンジオグラフィ計測法の他の実施例を示す図である。

図8は、本発明が適用されるMR I装置の全体構成を示す図である。

5 発明を実施する最良の形態

以下、本発明の実施例を添付図面に基づいて詳細に説明する。

図8は本発明が適用されるMRI装置の全体構成を示すブロック図である。このMRI装置は、NMR現象を利用して被検体の断層像を得るもので、図8に示すように、静磁場発生磁石2と、傾斜磁場発生系3と、送信系5と、受信系6と、
10 信号処理系7と、シーケンサ4と、中央処理装置(CPU)8とを備えている。

静磁場発生磁石2は、被検体1の周りにその体軸方向または体軸と直交する方向に均一な静磁場を発生させるもので、被検体1の周りのある広がりをもった空間に永久磁石方式または常電導方式あるいは超電導方式の磁場発生手段が配置されている。

15 傾斜磁場発生系3は、X,Y,Zの三軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル9と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源10とから成り、後述のシーケンサ4からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源10を駆動することにより、X,Y,Zの三軸方向の傾斜磁場 G_x, G_y, G_z を被検体1に印加するようになっている。この傾斜磁場の加え方により被検体1に対するスライス面を設定するこ
20 とができる。

シーケンサ4は、被検体1の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる(励起する)高周波磁場(RF)パルスをおよそ所定のパルスシーケンスで繰り返し印加するもので、CPU8の制御で動作し、被検体1の断層像のデータ収集に必要な種々の命令を、送信系5および傾斜磁場発生系3および受信系6に
25 送るようになっている。

送信系5は、シーケンサ4から送り出されるRFパルスにより被検体1の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせるためにRF磁場を照射するもので、高周波発振器11と変調器12と高周波増幅器13と送信側の高周波コイル14aとから成り、高周波発振器11から出力された高周波パルスをシーケン

サ 4 の命令にしたがって変調器 12 で振幅変調し、この振幅変調された R F パルスを高周波増幅器 13 で増幅した後に被検体 1 に近接して配置された高周波コイル 14a に供給することにより、電磁波が被検体 1 に照射されるようになっている。

受信系 6 は、被検体 1 の生体組織の原子核の核磁気共鳴により放出されるエコー信号(NMR 信号)を検出するもので、受信側の高周波コイル 14b と増幅器 15 と直交位相検波器 16 と A/D 変換器 17 とから成り、送信側の高周波コイル 14a から照射された電磁波による被検体 1 の応答の電磁波(NMR 信号)は被検体 1 に近接して配置された高周波コイル 14b で検出され、増幅器 15 および直交位相検波器 16 を介して A/D 変換器 17 に入力してデジタル量に変換され、さらにシーケンサ 4 からの命令によるタイミングで直交位相検波器 16 によりサンプリングされた二系列の収集データとされ、その信号が信号処理系 7 に送られるようになっている。

信号処理系 7 は、CPU 8 と、磁気ディスク 18 および磁気テープ 19 等の記録装置と、CRT 等のディスプレイ 20 とから成り、CPU 8 でフーリエ変換、補正係数計算像再構成等の処理を行い、任意断面の信号強度分布あるいは複数の信号に
15 適当な演算を行って得られた分布を画像化してディスプレイ 20 に断層像として表示するようになっている。なお、図 8 において、送信側および受信側の高周波コイル 14a、14b と傾斜磁場コイル 9 は、被検体 1 の周りの空間に配置された静磁場発生磁石 2 の磁場空間内に設置されている。

20 次にこのような構成における MRI 装置において、シーケンサ 4 の実行する血流描画のための撮像シーケンスについて説明する。

図 1 は本発明の MRI 装置によって撮像される領域を模式的に示した図で、本発明においては、被検体の目的とする血管 A、B を含む撮像領域について血管に
25 の異なる順序でマルチスライス撮像を行う。

マルチスライス撮像は、図 2 (a) に示すように、1 つのスライスについての繰り返し時間 T R 内に、順次各スライスについて R F パルスによる励起とエコー信号計測を繰り返し、これを位相エンコードステップを変化させながら繰り返す。尚、図 2 (a) では約 1 回半の繰り返ししか示していないが、各スライスについ

て画像再構成に必要な位相エンコード数のエコー信号を計測するまで撮像シーケンスが繰り返される。

また図中、撮像シーケンスの詳細は示していないが、例えば、1回のRFパルス照射によるスライス選択励起後、傾斜磁場の反転によって1つのエコー信号を発生させるグラディエントエコー法による撮像シーケンス（図2（a））や、1回のRFパルス照射によるスライス選択励起後、パルス状の位相エンコード傾斜磁場を印加しながら読み出し傾斜磁場の極性を複数回、反転させて、複数（図では簡単のために2個のみ示している）のエコー信号を計測するマルチショット或いはシングルショットEPIシーケンス（図2（b））を採用することができる。

- 10 マルチショットEPIの場合には、図2（b）に示すシーケンスを位相エンコードのオフセット量を変化させながら繰り返す。また図2では簡単のためにスライス1～5までしか示していないが、TR時間内に数10程度のスライス数を計測することができる。

- 15 このようなマルチスライス撮像を、第1の計測では図1中最下のスライス1から順に最上のスライスNまで、例えば人体の場合足方から頭方へ、励起／計測を行い、第2の計測ではその逆に上のスライスNから下のスライス1まで順次励起／計測を行う。

- 20 このように順次スライスを励起していった場合に、第1の計測では、励起順方向に流れる血管A内の血流はスライス1からスライス2、スライス3へと移動していく際に、繰り返し時間TRよりかなり短い間隔で多重励起を受けることになり、信号強度が低下する。これに対して、励起順と逆方向に流れる血管B内の血流は、励起の繰り返し時間は静止部のTRとほぼ同じであって、血管Aに対し相対的長TRとなる。即ち、信号は相対的に高強度となる。

- 25 一方、第2の計測では、スライスの励起順が逆になるため第1の計測とは全く逆に血管Aからの信号が高信号となり、血管Bからの信号が低信号となる。

本発明では、このように2つの異なる計測において血管Aの信号強度と血管Bの信号強度との差異が逆になることを利用して、方向の異なる血管の描画を可能にする。

このことを図3を参照して更に説明する。まずスライス間でオーバーラップが

ない場合を考える（図3（a））。スライス1で励起された血流Aは、次に励起されるスライス2側に移動するが、この血流が次に励起されるまでの時間（実効的繰り返し時間 eTR ）は血流の速度 v によって異なり、次のようになる。

血流速度 v が比較的速く、

$$5 \quad v \geq 2D / (TR / N)$$

（式中、 D はスライスの厚さ、 TR は設定繰り返し時間、 N は TR 内で励起されるスライス数を表す。以下同じ）を満たす場合には、スライス1を励起した後、スライス2を励起するまでに血流Aは既に次のスライス3から先へ移動しているため、実効的 TR （ eTR ）は

$$10 \quad eTR = \infty$$

となり、多重励起による信号強度の低下はない。血流速度 v が、

$$D / (TR / N) \leq v < 2D / (TR / N)$$

の場合には、スライス2励起時にスライス1内で励起された血流の全部又は一部がスライス2内にあることになるので、スライス2内に存する血流については、

$$15 \quad eTR = TR / N$$

スライス3以降へ移動した血流については、

$$eTR = \infty$$

となる。これら異なる eTR となる血流スピンからの信号の割合は血流速度 v に応じて異なり、 v が小さくなるほど $eTR = TR / N$ である血流スピンの信号

$$20 \quad \text{の割合が増す。血流速度 } v = D / (TR / N) \text{ の場合の血流はすべて } eTR \text{ が最短の } (TR / N) \text{ となる。全体としての信号強度はスライス内の各血流スピンの } eTR \text{ に相関する信号強度を位相を含め存在割合で加算したものとなる。}$$

また血流速度 v が遅い場合、即ち

$$v < D / (TR / N)$$

$$25 \quad \text{の場合には、スライス2に流入した血流については}$$

$$eTR = TR / N$$

となり、スライス1に残留している血流については、その eTR はほぼ設定 TR と等しくなる。この場合にも信号強度はこれら異なる eTR の血流スピンの信号の割合の荷重平均となる。

このように血流Aでは、 $v \geq 2D / (TR/N)$ の場合を除き、 eTR が TR/N となる血流の割合に応じた信号低下を生じる。

一方、逆方向に流れる血流Bでは、スライス2にはスライス3側からの励起を受けていない血流が流入することになるので、その eTR は ∞ である。従って信号の低下はない。また静止部では各スライス直前のスライスの励起によって励起されることはないので、実効的繰り返し時間 eTR は設定 TR とほぼ同じとなる。

このようにスライス間のオーバーラップがない場合には、血流Aのみが血流速度 v に依存した多重励起を受ける。従って血流速度を考慮して、スライス厚さ D およびスライス数 N を設定することにより、血流Aの信号のみを効果的に抑制することができる。

次に隣接するスライスが図3(b)に示すように所定のインターバル P (オーバーラップ量 $= D - P$) で順次励起される場合を考える。この場合には血流Aの速度が、

$$15 \quad v \geq (D + P) / (TR/N)$$

の場合には、スライス1を励起した後、スライス2を励起するまでに血流Aは既に次のスライス3から先へ移動しているため、実効的繰り返し時間 eTR は

$$eTR = \infty$$

となり、多重励起による信号強度の低下はない。血流速度 v が、

$$20 \quad P / (TR/N) \leq v < (D + P) / (TR/N)$$

の場合には、スライス2励起時にスライス1内で励起された血流の全部又は一部がスライス2内にあり、スライス2内に存する血流については、

$$eTR = TR/N$$

となり、多重励起を受ける。他の部分はスライス3以降に移動しており、

$$25 \quad eTR = \infty$$

となる。この場合にも多重励起を受ける血流の割合は、血流速度 v に応じて異なり、信号強度はこの割合で加算したものとなる。

また血流速度 v が非常に遅く、

$$v < P / (TR/N)$$

の場合には、その eTR は静止部とほぼ同じと見做すことができる。従ってスライス間のオーバーラップがある場合にも、血流Aは、非常に速い場合を除き、少なくとも一部の血流が血流速度に応じた多重励起を受け、その割合で決まる信号強度の低下がある。

- 5 一方、逆方向に流れる血流Bでは、血流速度 v が

$$v \geq (D - P) / (TR / N)$$

の場合には、実効的 $eTR = \infty$ となるが、

$$v < (D - P) / (TR / N)$$

の場合はオーバーラップ部にあるか否か、血流の上流のスライスか否かにより異

- 10 なった励起を受けることになる。即ち、あるスライスで励起されて逆方向に移動する際に、オーバーラップ部に残っている部分は、それ以降の励起時に励起されることになるので、その実効的繰り返し時間 eTR は

$$TR / N < eTR < TR$$

となる。一方、非オーバーラップ部にある部分は、1位相エンコードステップ前

- 15 の繰り返し時間で、それより上流側のスライスを励起したときに励起された血流が流入している場合があり、その場合実効的繰り返し時間 eTR は、

$$eTR = nTR / N$$

(n は、 TR 、 N 、 v 、 P によって決まる整数で、 N より小さい)

となる。但し上流側のスライスでは、そのように前の位相エンコードステップで

- 20 励起された血流の流入はないので、この場合には eTR は、 $eTR = \infty$ となる。血流Bについては、このような3つの実効的繰り返し時間 eTR の血流スピンの信号の荷重平均が信号強度となるが、これら eTR は、いずれも TR / N に比べ長いので、血流Aのような多重励起による信号抑制は生じない。

静止部では、スライス1とスライス2がオーバーラップしていない部分(図中、斜線部分)は、直前のスライスの励起によって励起されていないので、実効的繰り返し時間 eTR は設定 TR とほぼ同じであるが、オーバーラップ部分は

- 25 $eTR = TR / N$

となり、多重励起を受ける。従ってオーバーラップ量を適当に設定することにより、静止部の信号強度を抑制でき、血流A、静止部、血流Bの順に信号強度を異

ならせることができ、後述する差分処理後の血流画像のコントラストを上げることができる。尚、オーバーラップ量が多すぎると撮像領域全体をカバーするためのスライス枚数が増えるため、最終的に撮像時間の延長を招くことになるとともに、遅い血流の飽和を招くことになるので、オーバーラップ量はスライス厚の 20
5 ～80%程度、好適には 50%以下とする。但し、体幹部の動脈等ではオーバーラップ量を増しても構わない。

このように図 3 (a)、(b) に示すいずれの場合にも血流の方向により信号強度を異ならせることができ、励起順序を逆にして計測することにより全く逆に信号強度を異ならせることができる。

10 次にこのように血流の方向により信号強度を異ならせた 2 つの計測で得られたデータから画像再構成する手段について説明する。

上述の 2 種のマルチスライス撮影を行うことにより、各スライスについて図 4 に示すように 1 組の画像データを得ることができる。同一スライスについて得られた 1 組の画像は、一方（第 1 の計測で得られた画像）は血管 A は低信号で、血管 B が高信号で描出されており、他方（第 2 の計測で得られた画像）は血管 B は
15 低信号で、血管 A が高信号で描出されている。

次にこれら 1 組のデータ同士で差分（例えば第 1 の計測で得られた画像データから第 2 の計測で得られた画像データを引く）を行う。差分は、各々を画像再構成した後に複素データ又は絶対値の差分を行ってもよく、或いは再構成前の信号
20 データを用いた複素差分後に再構成を行っても構わない。これにより静止部を消去し、血管のみの画像が得られる。この際、血管の画素値は血流の方向によって符号が異なったものとなる。上記差分処理は各スライス毎に行われ、これによりスライス数分の差分像が生成される。

次に得られた差分像を投影処理することにより領域全体の投影血管像を作成する。血管の一部分をそれぞれ部分的に含む連続した多数枚の二次元画像から投影
25 像を得る方法としては、公知の手法として光線軌跡法による最大値投影法 (MIP) 或いは最小値投影法 (MinIP) があるが、ここでは最大値投影法と最小値投影法を組合せて両方向の血管を描画する。

上述したように差分像は符号の異なるデータが含まれており、単純に MIP 処理

或いは MinIP 処理を行った場合、一方の方向の血管しか描画できないことになる。そこで次のような処理を行う。まず図 5 (a) に示すように正負両方に閾値 α を設定し、絶対値が閾値 α 以下は血管以外の組織と見做し 0 レベル若しくは α とし灰色で表示する。閾値を超えるものについては血管と見做し、値が正の場合には
5 例えば白色とし、負の場合には黒色とする。これにより、例えば灰色の背景中に血管 A を黒色で、それと逆方向に流れる血管 B を白色で表示することができる。

ここで光軸上に閾値を超える正の信号と負の信号が重なった場合には、正負の絶対値の大きい方を表示する方法 (図 5 (b)) か、正負いずれか優先するものを予め決めておき、この設定に従い、一方を表示する方法 (同図 (c)) のいずれかを採用することができる。いずれの方法とするかは診断上の必要性を考慮して任意に選択することができる。(b) の方法は、信号値の高い血管を優先的に描画させる場合に好適であり、(c) の方法は動脈、静脈のいずれかを優先的に描画させる場合に好適である。

10

尚、血流の方向表示は、上述した白黒表示の他、符号によって色相を変えてもよい。即ち、例えば値が正の場合を赤、値が負の場合を青とするような、2つの値に色相的に区別できるそれぞれの色相を付与するカラー表示等により識別可能にしてもよい。また上述の投影処理は、従来の投影処理と同様、投影の方向は冠状断、矢状断、軸横断の方向など任意に設定することができる。更に図 6 に示すように、ある軸 C を中心として回転させて、たとえば $\pm 45^\circ$ 程度角度のついた投影から、 $5^\circ \sim 10^\circ$ おきに投影像を作成し、それらを動画像として表示することも可能である。これにより血管の前後関係等奥行き、血管の構造を認識することができ、上述した (b) または (c) の方法を選択することによって隠れてしまった血管についても他の方向から確認することができる。

20

以上説明したように、本発明の MRI 装置は、マルチスライス撮像を実行する際に、励起順方向に流れる血流のスピンは多重励起を受け低信号化することを利用し、励起順の異なる 2 つの計測で得られたデータの差分により、血流信号を方向によって符号の異なるデータとして取得するものである。この場合、図 1 において最初に励起されるスライス 1 についてみると、このスライス 1 に流入してくる励起順方向の血流は多重励起を受けていないため、低信号化しない。同様に第

25

2の計測で最初に励起されるスライスNについても励起順方向の血流の信号は低信号化しない。従って励起順の異なる2つの計測の差分を取った場合、最初と最後のスライス1、Nについては血流方向の差が不明瞭となる。

5 このような撮像領域両端における不明瞭な部分をなくすために、最初と最後のスライスのデータを削除してもよいが、より好適には最初に励起されるスライスに隣接する領域を予めRF照射することにより飽和（プリサチュレーション）しておくことが好ましい。

10 撮像シーケンスにプリサチュレーションを加えた実施例を図7に示す。この実施例でも、撮像領域を目的とする血管A、Bに略直交する複数のスライスに分けてマルチスライス撮影し、この際、スライスの励起順序の異なる第1の計測と第2の計測を実施することは図1の実施例と同様であるが、本実施例では第1の計測でマルチスライス撮影する際に、最初に励起されるスライス1に隣接する領域S1（図中、下側の領域）をRF照射し、この領域のスピンを飽和させておく。

15 第1の計測終了後、第2の計測を開始する場合にも最初に励起されるスライスnに隣接する領域S2（図中、上側の領域）を同様にプリサチュレーションし、スピンを飽和させる。

20 隣接領域をプリサチュレーションした後、スライス1（或いはスライスN）を励起した場合、ここには飽和した領域S1（或いは領域S2）からの血流スピンの流れ込んでくるため、血流からの信号を低信号化することができる。これにより撮影領域の両端のスライスにおいて、血管Aと静止部および血管Bとの信号の差が明瞭となり、血流捕捉能力を上げることができる。

 このようなプリサチュレーションは、撮像シーケンスの如何に関わらず行うことができ、図2（a）および（b）に示すマルチスライスシーケンスの前段に領域S1又はS2のプリサチュレーション工程を挿入すればよい。

25 また、本発明のマルチスライス撮像シーケンスにグラディエントエコー法やEPI法を用いて説明したが、これ以外のマルチスライス撮像シーケンスにも適用してもよい。

 以上説明したように、本発明のMRI装置によれば、血流描画機能としてスライス励起順序が逆転した二種のマルチスライス撮像を行い、これらの差分を行う

ことにより、方向の異なる血流を極性の異なる信号として描画することが可能となる。またマルチスライス撮像として、一回のスライス励起で画像再構成に必要な全位相エンコード分のエコーを計測するEPIを採用することができ、これにより10秒以下程度の極めて短時間で血流画像を得ることができる。

- 5 更に本発明のMRI装置では、従来のPC法で問題となる乱流の影響を受けにくく、動静脈の重なりに対しても明確に血流の方向を識別可能となる。

請求の範囲

1. 被検体を収容し得る空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記静磁場に傾斜を与える傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、前記被検体の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波パルスをおある所定の
5 パルスシーケンスで繰り返し印加する送信系と、前記核磁気共鳴により放出されるエコー信号を検出する受信系と、この受信系で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行う信号処理系と、得られた画像を表示する手段と、前記傾斜磁場発生手段と前記送信系と前記受信系と前記信号処理系の動作を制御する制御系
10 とを有した磁気共鳴イメージング装置において、

- 前記制御系は、所定の繰り返し時間で前記複数のスライスを第1の順序で繰り返して励起する第1の計測と、同一の繰り返し時間で前記複数のスライスを第1の順序と逆の順序で繰り返して励起する第2の計測とを各々別々に実行し、各スライスについてそれぞれ2種のデータを得、前記信号処理系により、これら各スライスの2種のデータ間の差分演算を行い、方向の相反する血流からの信号を異なる
15 符号のデータとして取得することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

2. 被検体を収容し得る空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記静磁場に傾斜を与える傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、前記被検体の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波パルスをおある所定の
20 パルスシーケンスで繰り返して印加する送信系と、前記核磁気共鳴により放出されるエコー信号を検出する受信系と、この受信系で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行う信号処理系と、得られた画像を表示する手段と、前記傾斜磁場発生手段と前記送信系と前記受信系と前記信号処理系の動作を制御する制御系
とを有した磁気共鳴イメージング装置において、

- 25 前記制御系は、複数のスライスにより所定の領域を撮影するものであって、各スライスを順次励起してエコー信号を取得すると共に前記励起の方向とは逆の方向に前記各スライスを順次励起してエコー信号を取得し、前記取得したエコー信号を対応するスライス同士で差分処理して、差分処理したデータを再構成する制御を行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

3. 被検体を収容し得る空間に静磁場を発生する静磁場発生手段と、前記静磁場に傾斜を与える傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、前記被検体の生体組織を構成する原子の原子核に核磁気共鳴を起こさせる高周波パルスをおよそ所定のパルスシーケンスで繰り返し印加する送信系と、前記核磁気共鳴により放出されるエコー信号を検出する受信系と、この受信系で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行う信号処理系と、得られた画像を表示する手段と、前記傾斜磁場発生手段と前記送信系と前記受信系と前記信号処理系の動作を制御する制御系とを有した磁気共鳴イメージング装置において、

5 複数のスライスにより所定の領域を撮像するシーケンスを複数回繰り返し、各シーケンスは複数スライスの励起順序を変えて繰り返し、各シーケンスで得られたエコー信号を対応するスライス同士で差分処理し、差分処理したデータを再構成して所定の領域の画像を得ることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

4. 複数のスライス面について順次、高周波磁場照射による励起とエコー信号の計測とを繰り返し、得られたエコー信号から血流画像を再構成する核磁気共鳴血流描画方法において、

15 前記複数のスライス面を第1の順序で励起する第1の計測と、第1の順序と逆の順序で励起する第2の計測とを実行し、各スライスについてそれぞれ2種のデータを取得するステップ(a)と、

20 これら各スライスの2種のデータ間の差分演算を行い、方向の相反する血流からの信号を異なる符号のデータとして取得するステップ(b)とを含むことを特徴とする核磁気共鳴血流描画方法。

5. 前記ステップ(a)は、第1および第2の計測に先立って、複数のスライスのうち最初に励起されるスライスに隣接する領域のスピンを予め高周波磁場照射により飽和するステップ(c)を含むことを特徴とする請求項2記載の核磁気共鳴血流描画方法。

6. 前記複数のスライスは、隣接する同士が一部オーバーラップするように選択されることを特徴とする請求項2記載の核磁気共鳴血流描画方法。

7. 前記第1および第2の計測において、各スライスについて1回の励起で位相エンコード量の異なる2以上のエコー信号を計測することを特徴とする請求項

2 記載の核磁気共鳴血流描画方法。

8. 前記ステップ (b) 後、前記異なる符号のデータのうち絶対値が閾値以上のデータを選択するステップ (d)、選択されたデータを投影処理し投影血管像を作成するステップ (e) および前記投影血管像に、データの符号によって明度
5 または色相の異なる色を付与して表示するステップ (f) を含むことを特徴とする請求項 2 記載の核磁気共鳴血流描画方法。

9. 前記ステップ (b) において、複数のスライスのデータのうち両端に位置するスライスのデータを削除することを特徴とする請求項 2 記載の核磁気共鳴血流描画方法。

- 10 10. 被検体を収容し得る空間に静磁場を発生する静磁場発生磁石と、前記静磁場に傾斜を与える傾斜磁場コイルと、前記被検体に対し高周波パルスを印加すると共に前記高周波パルスの印加により発生するエコー信号を検出する高周波コイルと、前記エコー信号を用いて画像再構成演算を行う CPU と、再構成された画像を表示するディスプレイと、静磁場、傾斜磁場および高周波パルスを所定の
15 シーケンスで印加するよう制御するシーケンサを有する磁気共鳴イメージング装置において、

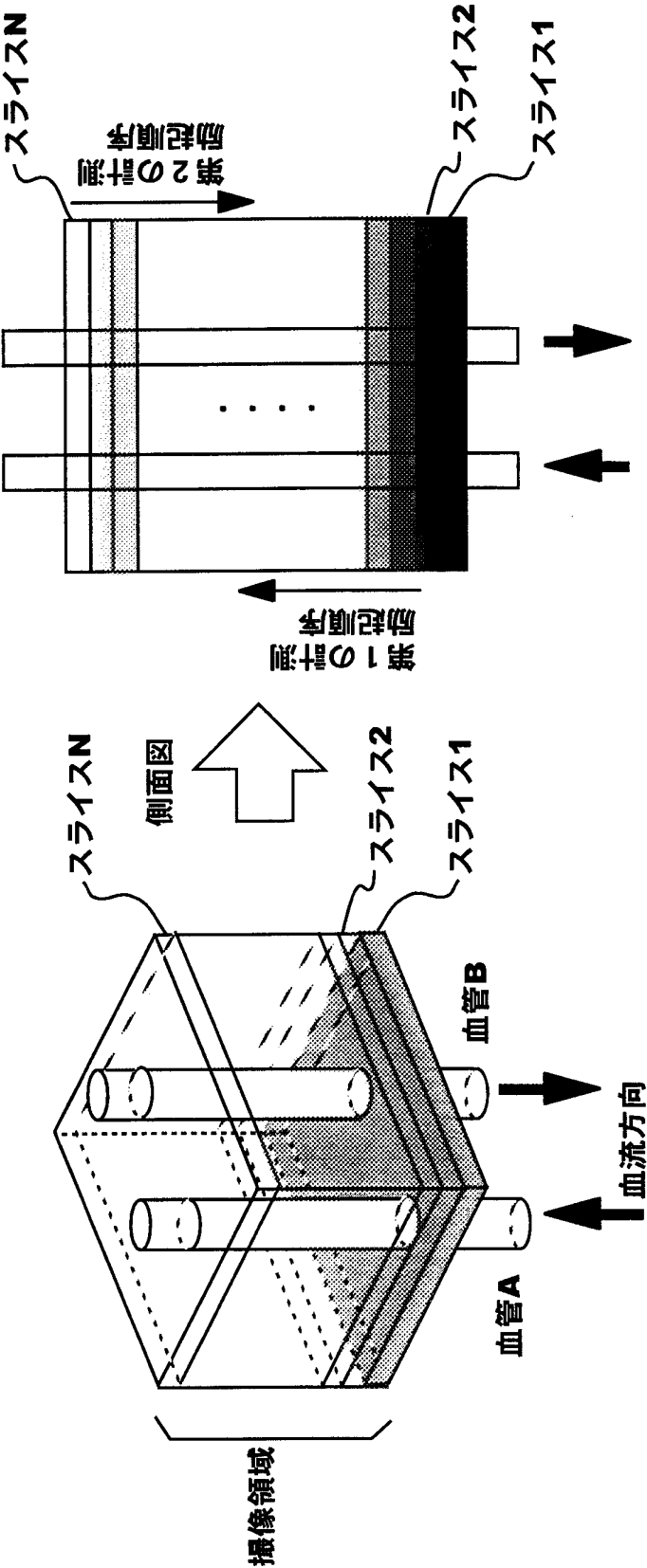
- 前記シーケンサは、所定の領域を撮像するためスライス位置を順次移動させ、各スライスでは高周波パルスを印加することにより 1 つ若しくは複数のエコー信号を検出するシーケンスを実行すると共に各スライスの高周波パルスの印加が所
20 望の時間間隔でなされるよう制御して、各スライス毎に流入する流体のエコー信号を検出する第 1 の計測と、スライス位置の移動を第 1 の計測におけるスライス位置の移動方向と逆方向に移動させて、第 1 の計測と同様にシーケンスを実行して流体のエコー信号を検出する第 2 の計測とを実行し、前記 CPU は前記第 1 の計測と前記第 2 の計測の対応するスライス同士のデータもしくは画像を差分処理
25 することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

11. 前記シーケンサは各スライスがオーバーラップするようスライス位置の移動を制御することを特徴とする請求項 10 記載の磁気共鳴イメージング装置。

12. 前記 CPU は各スライス毎の差分データもしくは画像を用いて 2 次元もしくは 3 次元の投影像を再度画像再構成演算する制御を行うことを特徴とする請

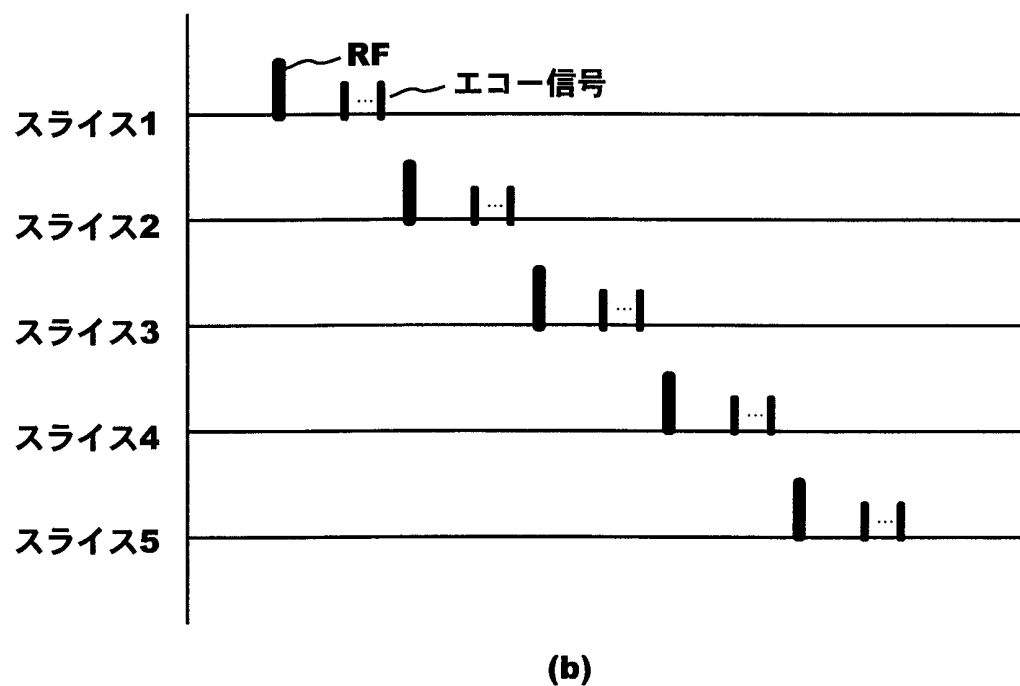
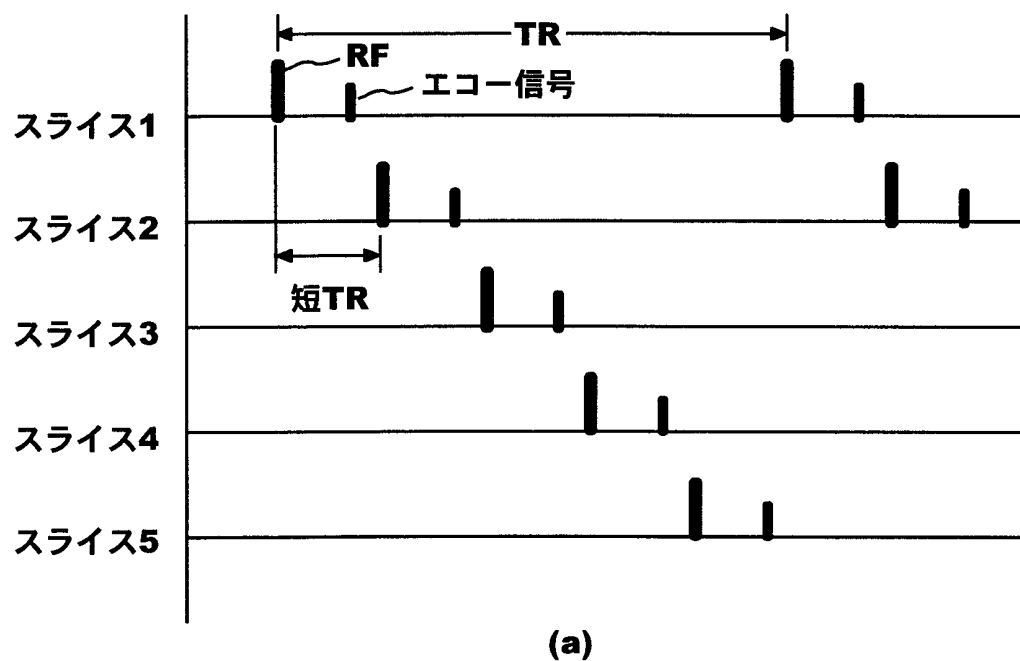
求項 10 記載の磁気共鳴イメージング装置。

図 1



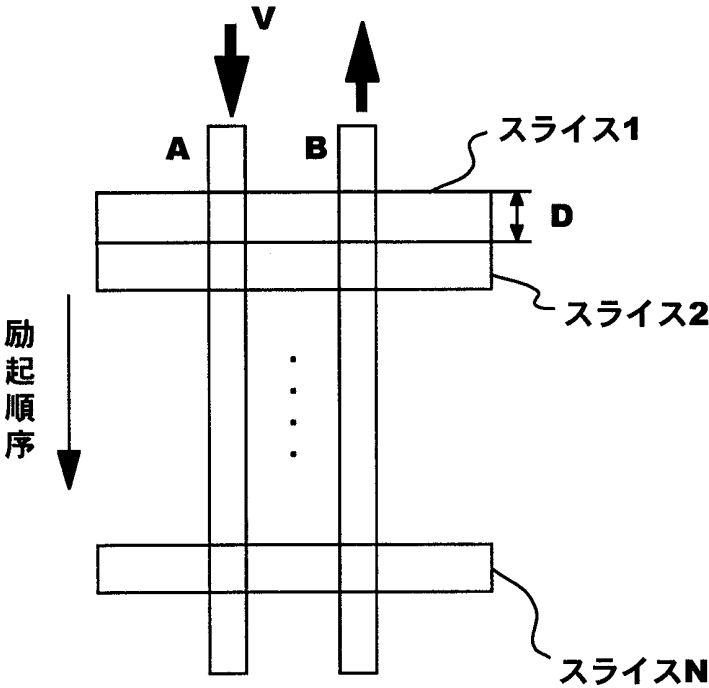
2/8

図 2

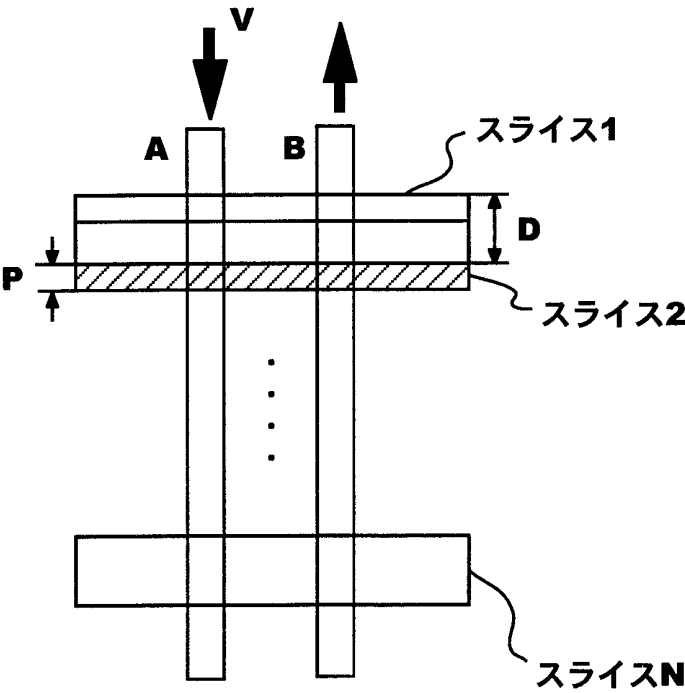


3/8

図 3

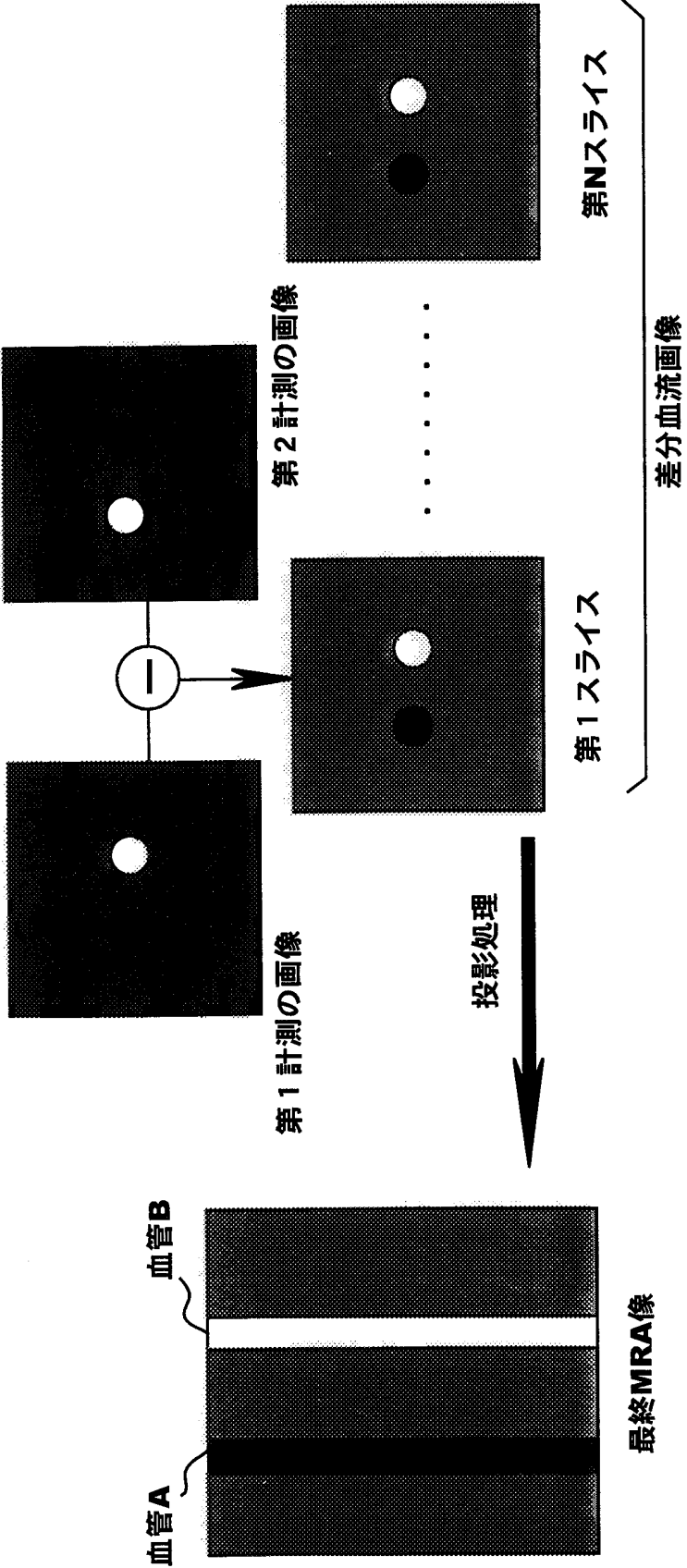


(a)



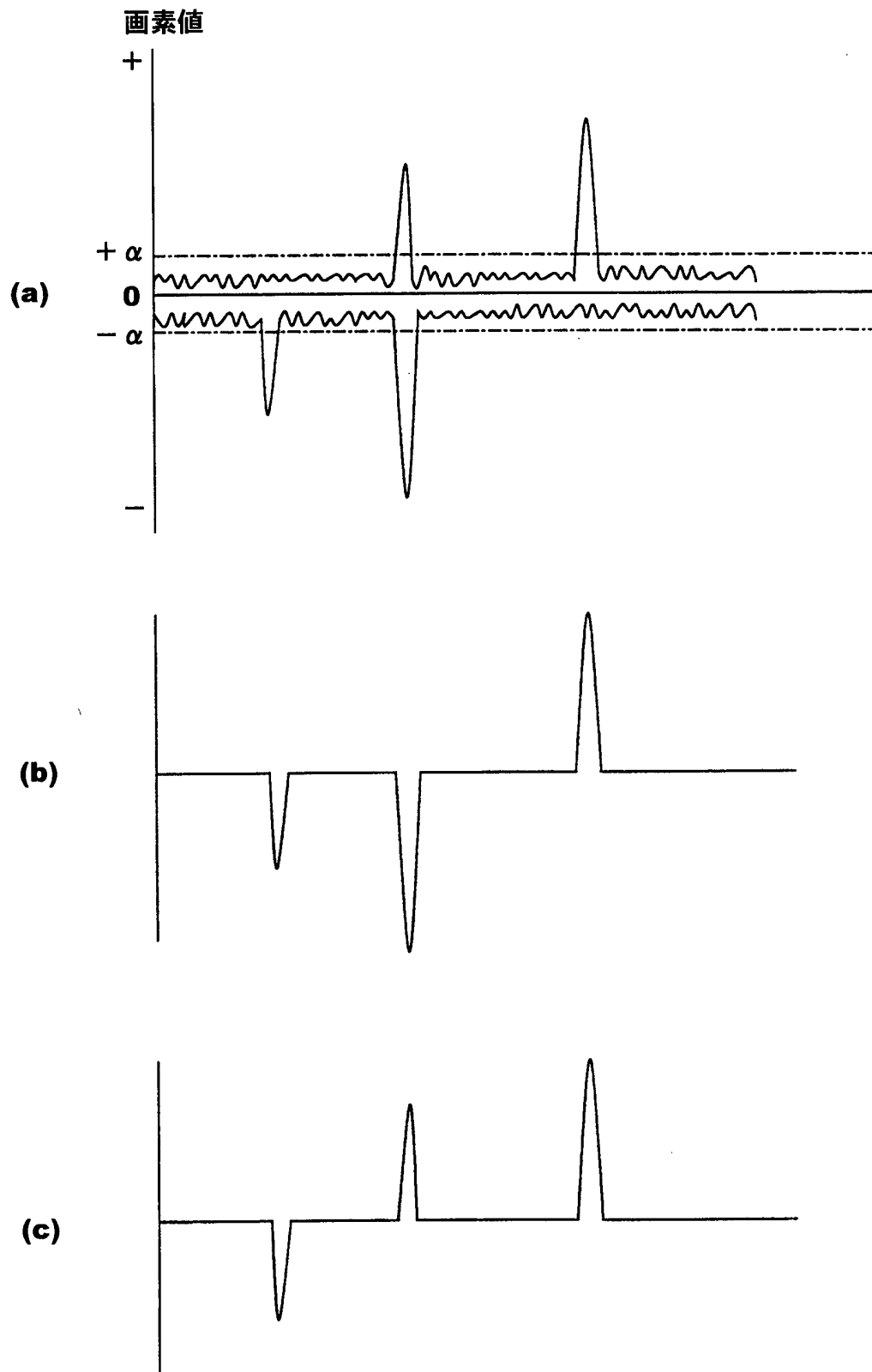
(b)

図 4



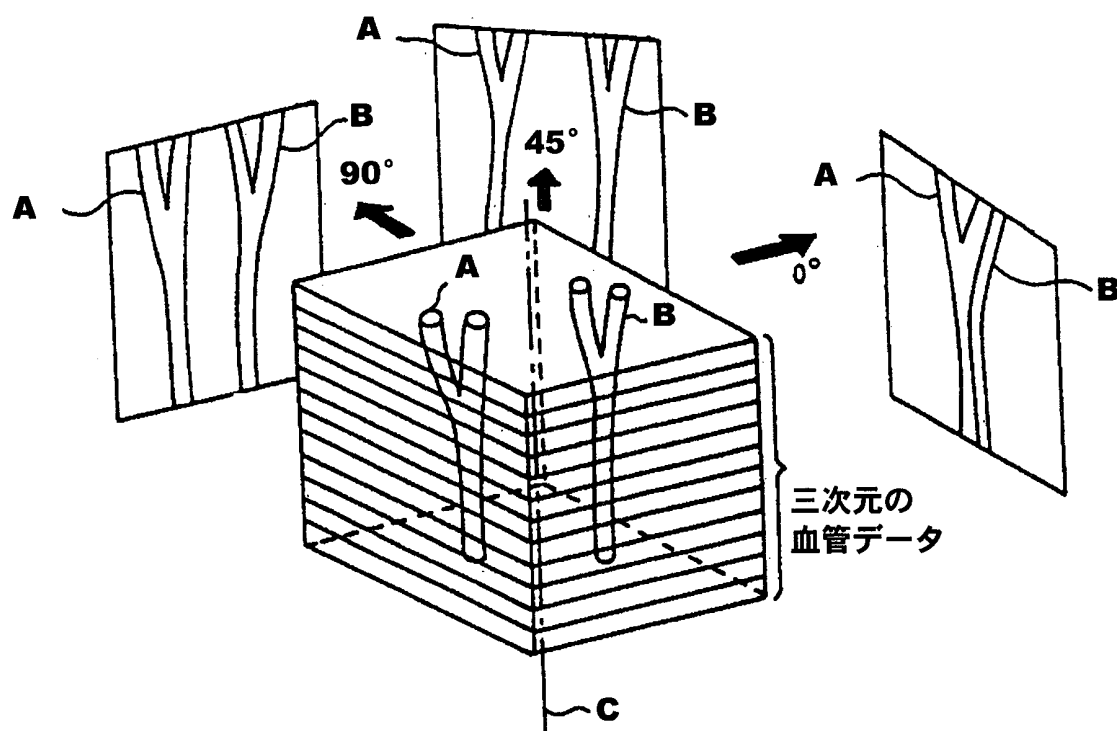
5/8

図 5



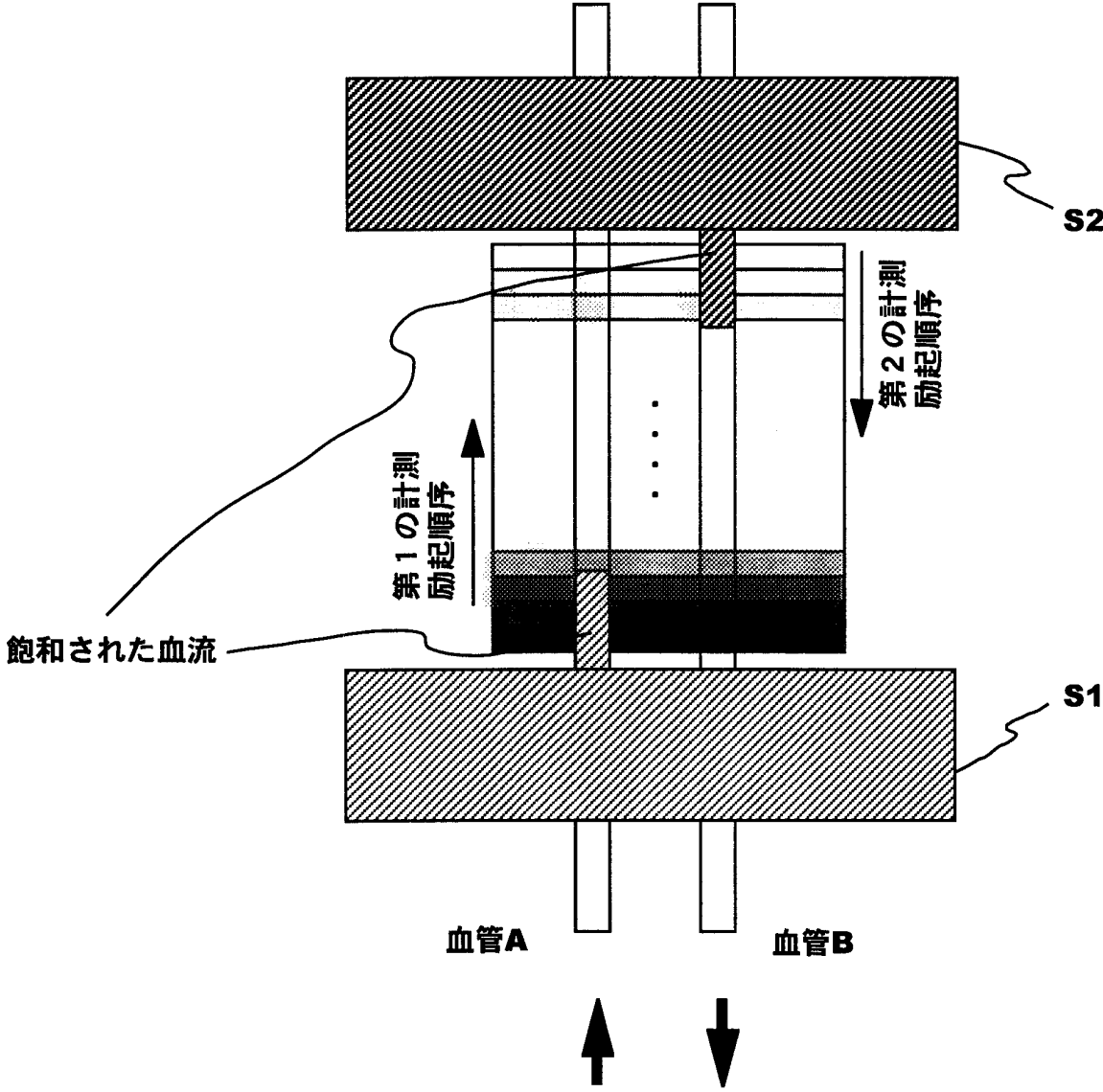
6/8

図 6



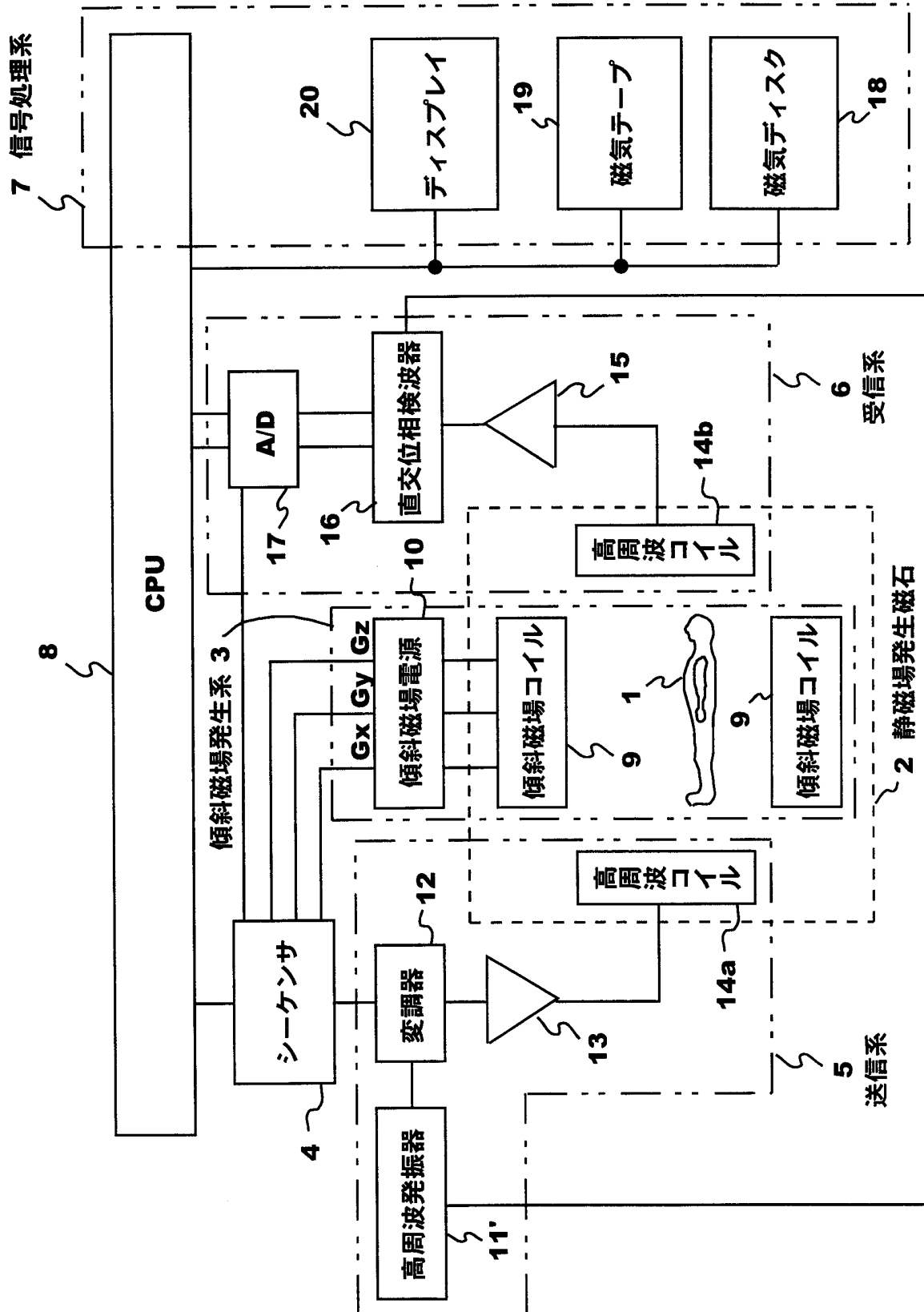
7/8

図 7



8/8

図 8



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP99/01007

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl⁶ A61B5/055, G01R33/563

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl⁶ A61B5/055, G01R33/20-33/64

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-1999
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-1999 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-1999

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP, 3-272742, A (Toshiba Corp.), 4 December, 1991 (04. 12. 91) & EP, 447970, A & US, 5331279, A	1-12
A	JP, 3-272743, A (Toshiba Corp.), 4 December, 1991 (04. 12. 91) & EP, 447970, A & US, 5331279, A	1-12

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier document but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
18 March, 1999 (18. 03. 99)

Date of mailing of the international search report
30 March, 1999 (30. 03. 99)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))		
Int. Cl. ⁶ A61B5/055, G01R33/563		
B. 調査を行った分野		
調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))		
Int. Cl. ⁶ A61B5/055, G01R33/20-33/64		
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの		
日本国実用新案公報 1922-1996 日本国公開実用新案公報 1971-1999 日本国登録実用新案公報 1994-1999 日本国実用新案登録公報 1996-1999		
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP, 3-272742, A (株式会社東芝) 4.12月.1991 (04.12.91) & EP, 447970, A & US, 5331279, A	1-12
A	JP, 3-272743, A (株式会社東芝) 4.12月.1991 (04.12.91) & EP, 447970, A & US, 5331279, A	1-12
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日 18.03.99	国際調査報告の発送日 30.03.99	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 神谷 直慈  2J 9310 電話番号 03-3581-1101 内線 3252	