

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3869056号
(P3869056)

(45) 発行日 平成19年1月17日(2007. 1. 17)

(24) 登録日 平成18年10月20日(2006. 10. 20)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006. 01)

A 6 1 B 5/05 3 7 6

G O 1 R 33/32 (2006. 01)

A 6 1 B 5/05 3 8 0

G O 1 N 24/02 5 2 O Y

請求項の数 5 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願平8-329392	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成8年12月10日(1996. 12. 10)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開平10-165387		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成10年6月23日(1998. 6. 23)	(74) 代理人	100087505
審査請求日	平成15年12月10日(2003. 12. 10)		弁理士 西山 春之
前置審査		(72) 発明者	瀧 澤 将 宏
			東京都千代田区内神田1丁目1番14号
			株式会社日立メ
			ディコ内
		(72) 発明者	渡 部 滋
			東京都千代田区内神田1丁目1番14号
			株式会社日立メ
			ディコ内
		審査官	伊藤 幸仙
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像診断装置における画像表示方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体組織の分布を示す画像の画像情報に対応して変換関数を求め、この変換関数を上記画像情報に適用してその画像情報を変換し、この画像情報が変換された出力画像を表示する医用画像診断装置における画像表示方法において、

生体組織の分布を示す画像の画素値のヒストグラムの半値幅情報を用いて求められるゼロより大きい定数 A 以上の画素値 X を $(X - A)$ のべき乗に比例する値に変換し、上記画像の画素値のヒストグラムに対応して第1の生体組織を第2の生体組織に対して強調する変換関数を求め、

該求められた変換関数により、第1の生体組織の画素値を持ち上げると共に、第2の生体組織の画素値を低下させることを特徴とする医用画像診断装置における画像表示方法。

【請求項 2】

上記医用画像診断装置により得られた画像は二次元画像であり、その画像情報が該二次元画像の画素値であることを特徴とする請求項1記載の医用画像診断装置における画像表示方法。

【請求項 3】

上記医用画像診断装置により得られた画像は三次元画像であり、その画像情報が該三次元画像のボクセル値であることを特徴とする請求項1記載の医用画像診断装置における画像表示方法。

【請求項 4】

上記第1の生体組織は生体内血管であり、上記第2の生体組織は生体内静止組織であることを特徴とする請求項1記載の医用画像診断装置における画像表示方法。

【請求項5】

上記医用画像診断装置は磁気共鳴イメージング装置であることを特徴とする請求項1～4のいずれか1項に記載の医用画像診断装置における画像表示方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、例えば核磁気共鳴（以下「NMR」と略記する）現象を利用して被検体（生体）の所望部位の断層像を得る磁気共鳴イメージング装置などの医用画像診断装置において得られる二次元画像又は三次元データを表示する画像表示方法に関し、特に表示画像内の特定の生体組織の画像についてコントラストを向上することができる医用画像診断装置における画像表示方法に関する。

10

【0002】

【従来の技術】

医用画像診断装置においては、被検体（生体）の所望部位について収集した画像データをCRT等のディスプレイに画像として表示し、その表示画像を観察して行う診断に供していた。医用画像診断装置の一例として磁気共鳴イメージング装置があるが、特にコントラスト分解能の高い磁気共鳴イメージング装置では、コントラストを強調する等の目的のために画像に対して処理を加えることにより、診断能を向上することができる。ここでは、従来の医用画像診断装置における画像表示方法を説明するのに、磁気共鳴イメージング装置を例に上げて説明する。

20

【0003】

磁気共鳴イメージング装置は、NMR現象を利用して被検体中の所望の検査部位における原子核スピンの密度分布、緩和時間分布等を計測して、その計測データから被検体の任意断面を画像表示するものである。そして、従来の磁気共鳴イメージング装置は、図3に示すように、被検体1に静磁場を与える静磁場発生手段(2)と、該被検体1に傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段(3)と、上記被検体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高周波パルスをおよぼす所定のパルスシーケンスで繰り返し印加するシーケンサ4と、このシーケンサ4からの高周波パルスにより被検体の生体組織の原子核に核磁気共鳴を起こさせるために高周波信号を照射する送信系5と、上記の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6と、この受信系6で検出したエコー信号を用いて画像再構成演算を行い二次元画像を作成する信号処理系7とを備え、核磁気共鳴により放出されるエコー信号の計測を繰り返し行って断層像を得るようになっていた。

30

【0004】

このような磁気共鳴イメージング装置において、例えば被検体の血流像を描出するには、上記シーケンサ4により被検体1内の血流を描出するパルスシーケンスを実行すると共に、このシーケンスを繰り返し行って検査部位を一定間隔でスライスした多数枚の二次元画像を収集し、これらをスライス面に垂直な方向に積み重ねることにより、図4に示すように、三次元の血管データDbを得る。この三次元の血管データDbは、検査部位に存在する血管B₁、B₂をそれぞれのスライス面内で部分的に含む多数枚の二次元画像の集合である。このため、1本の血管がいくつかのスライスに分かれて映像化されており、このままでは血管B₁、B₂の走行や形状を把握するのは困難であった。

40

【0005】

そこで、上記の三次元の血管データDbから以下に述べる手法を用いて、X線血管造影やDSAと同様の投影血管像を作成することが行われている。図4は血管B₁、B₂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をそのスライス面に直交する方向に積み重ねた三次元の血管データDbから二次元の投影像を得る方法を示している。この場合の投影方向は、どのような方向からでもよい。一般的には、冠状断又は矢状断或いは軸横断の方向に投影するが、血管B₁、B₂の前後関係等の奥行き知覚を得るため、図4に

50

示すように、任意の軸 A（例えば体軸）を中心として例えば $0^{\circ} \sim 90^{\circ}$ の範囲で $5^{\circ} \sim 10^{\circ}$ おきに回転させて複数枚の投影像 $I_1 \sim I_n$ を作成していた。そして、これらの投影像 $I_1 \sim I_n$ を連続的に動画像として表示すると、血管 B_1, B_2 の構造を認識するのが容易となる。

【0006】

ここで、上記の投影像 $I_1 \sim I_n$ を作成する際、ある視点から三次元の血管データ Db を投影するのに「光線軌跡法」という方法を用いる。すなわち、視点から投影面までに一つの光軸を設けたとき、その光軸上にある血管の候補は、背景となるノイズよりも信号値が大きいと予測される。従って、上記の光軸上にある信号値の最大のものは、血管である可能性が非常に高い。そこで、この最大値のみで 1 枚の投影像を作成すれば、血管像が得られることとなる。この方法は、「最大値投影法」と呼ばれ、最も多用されている手法である。このような投影手法を用いて、複数の投影角の画像を作成することにより、被検体の血管系の構造を観察していた。このような磁気共鳴イメージング装置における投影血管像の作成の目的は、被検体内の血管の走行、形態を造影剤を用いることなしに正確に描出することであり、血管内を一様にその他の組織よりも高いコントラストで表示することが要求される。

10

【0007】

上述のようにして得られた画像の表示に当たっては、画像再構成の過程で通常は画素値の最大値が画像表示階調の最大階調を越えないように画像の画素値を線形に変換し、適当な画像表示階調（例えば 4096 階調）で画像を表示している。これに対して、特開平 4 - 364829 号公報に記載されているように、2 乗演算処理などの非線形関数を用いた処理により画像の画素値を変換することで画像のコントラストを向上させる方法が提案されている。

20

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、このような従来の磁気共鳴イメージング装置における画像表示方法において得られた投影血管像では、血流速や血流プロファイルの変化というような生理的条件や、屈曲・蛇行のような形態的特徴によって画素値が変化することが頻繁に見られた。これにより、診断の際に血管の走行や形態がわかりづらく、誤診を引き起こす原因となることがあった。また、細い末梢の血管では血管内のスピンの多重励起による飽和や信号強度（プロトン密度）そのものの低下により、生体内静止組織とのコントラストが低下していた。これに対し、特開平 4 - 364829 号公報に記載された非線形関数を用いた処理を適用すると、画像のコントラストは向上させることができるが、対象となる画像の総てに一律に非線形関数を用いた処理を施していたので、個々の対象画像に対応した処理（コントラスト）とはならないことがあり、画像によっては却って観察しにくいものとなることがあった。

30

【0009】

そこで、本発明は、このような問題点に対処し、表示画像内の特定の生体組織に対応した 変換関数 を求めこの 変換関数 をその特定の生体組織に適用することにより当該生体組織の画像のコントラストを向上することができる医用画像診断装置における画像表示方法を提供することを目的とする。

40

【0010】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明による医用画像診断装置における画像表示方法は、生体組織の分布を示す画像の画像情報に対応して変換関数を求め、この変換関数を上記画像情報に適用してその画像情報を変換し、この画像情報が変換された出力画像を表示する医用画像診断装置における画像表示方法において、生体組織の分布を示す画像の画素値の ヒストグラムの半値幅情報を用いて求められるゼロより大きい定数 A 以上の画素値 X を $(X - A)$ のべき乗に比例する値に変換し、上記画像の画素値のヒストグラムに対応して第 1 の生体組織を第 2 の生体組織に対して強調する変換関数を求め、該求められた変換関数

50

により、第 1 の生体組織の画素値を持ち上げると共に、第 2 の生体組織の画素値を低下させるものである。

【 0 0 1 1 】

そして、上記医用画像診断装置により得られた画像は二次元画像であり、その画像情報が該二次元画像の画素値である。

さらに、上記医用画像診断装置により得られた画像は三次元画像であり、その画像情報が該三次元画像のボクセル値である。

【 0 0 1 2 】

また、上記第 1 の生体組織は生体内血管であり、上記第 2 の生体組織は生体内静止組織である。

10

【 0 0 1 3 】

さらに、上記医用画像診断装置は磁気共鳴イメージング装置である。

【 0 0 1 7 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を添付図面を参照して詳細に説明する。

図 1 は本発明による医用画像診断装置における画像表示方法の概要を示す説明図であり、図 2 は上記画像表示方法のうち第一の実施形態の手順を示すフローチャートである。まず、本発明による画像表示方法が適用される医用画像診断装置の一例として、磁気共鳴イメージング装置の全体構成を図 3 に示すブロック図を参照して説明する。この磁気共鳴イメージング装置は、核磁気共鳴 (N M R) 現象を利用して被検体の断層像を得るもので、図 3 に示すように、静磁場発生磁石 2 と、傾斜磁場発生系 3 と、シーケンサ 4 と、送信系 5 と、受信系 6 と、信号処理系 7 と、中央処理装置 (C P U) 8 とを備えて成る。

20

【 0 0 1 8 】

上記静磁場発生磁石 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、上記被検体 1 の周りのある広がりをもった空間に永久磁石方式又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。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、それぞれのコイルを駆動する傾斜磁場電源 1 0 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 1 0 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とができる。

30

【 0 0 1 9 】

シーケンサ 4 は、上記被検体 1 の生体組織を構成する原子の原子核に磁気共鳴を起こさせる高周波パルスはある所定のパルスシーケンスで繰り返し印加する制御手段となるもので、C P U 8 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 及び傾斜磁場発生系 3 並びに受信系 6 に送るようになっている。さらに、上記被検体 1 内の血流を描出するパルスシーケンスを実行しうようになっている。

【 0 0 2 0 】

送信系 5 は、上記シーケンサ 4 から送出される高周波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磁気共鳴を起こさせるために高周波信号を照射するもので、高周波発振器 1 1 と変調器 1 2 と高周波増幅器 1 3 と送信側の高周波コイル 1 4 a とから成り、上記高周波発振器 1 1 から出力された高周波パルスをシーケンサ 4 の命令に従って変調器 1 2 で振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器 1 3 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 1 4 a に供給することにより、電磁波が上記被検体 1 に照射されるようになっている。

40

【 0 0 2 1 】

受信系 6 は、被検体 1 の生体組織の原子核の磁気共鳴により放出されるエコー信号 (N M R 信号) を検出するもので、受信側の高周波コイル 1 4 b と増幅器 1 5 と直交位相検波器 1 6 と A / D 変換器 1 7 とから成り、上記送信側の高周波コイル 1 4 a から照射された電磁波による被検体 1 の応答の電磁波 (N M R 信号) は被検体 1 に近接して配置された高周

50

波コイル 14b で検出され、増幅器 15 及び直交位相検波器 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。

【0022】

この信号処理系 7 は、CPU 8 と、磁気ディスク 18 及び磁気テープ 19 等の記録装置と、CRT 等のディスプレイ 20 とから成り、上記 CPU 8 でフーリエ変換、補正係数計算、画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。さらに、上記画像再構成後の三次元画像データを用いて投影処理を行い二次元の投影像を作成するようになっている。

10

【0023】

このように構成された磁気共鳴イメージング装置を用いて実施する本発明の画像表示方法は、生体組織の分布を示す画像の画像情報に対応して変換関数を求め、この変換関数を上記画像情報に適用してその画像情報を変換し、この画像情報が変換された出力画像を表示するものであって、生体組織の分布を示す画像の画素値のヒストグラムの半値幅情報を用いて求められるゼロより大きい定数 A 以上の画素値 X を $(X - A)$ のべき乗に比例する値に変換し、上記画像の画素値のヒストグラムに対応して特定の生体組織（第 1 の生体組織）を他の生体組織（第 2 の生体組織）に対して強調する変換関数を求め、該求められた変換関数により、特定の生体組織（第 1 の生体組織）の画素値を持ち上げると共に、他の生体組織（第 2 の生体組織）の画素値を低下させるものである。

20

そして、第一の実施形態による画像表示方法は、上記の構成の磁気共鳴イメージング装置において、図 3 に示す信号処理系 7 にて得られた二次元画像に対し、特定の生体組織を対象としてその画素値分布を解析し、この解析により得られた上記特定の生体組織の画素値分布に基づいて変換関数を最適化し、この最適化により決定された変換関数に基づいて画像の画素値を変換して表示するものである。

【0024】

次に、上記第一の実施形態による画像表示方法の手順について、図 1 及び図 2 を参照して説明する。まず、例えば図 3 に示す磁気共鳴イメージング装置を使用して被検体の診断部位の二次元画像を収集する（図 2 のステップ A）。これにより、図 1 (a) に示すように例えば被検体の頭部の断層像が得られ、これが入力画像となる。次に、上記入力画像を対象としてその画素値のヒストグラムを作成する（ステップ B）。これにより、図 1 (b) に示すように、横軸を画素値とし縦軸を画素数とするヒストグラムが作成される。このとき、このヒストグラムには、静止組織のピークと背景ノイズのピークとが現れる。そして、上記ヒストグラム上で画素値の最大値から、その最大値に対して一定の比率を有するしきい値を計算する（ステップ C）。これにより、図 1 (b) に示すしきい値 S が設定される。

30

【0025】

次に、上記画素値のヒストグラムから上記のように設定したしきい値 S 以下を、図 1 (c) に示すように削除する（ステップ D）。すなわち、図 1 (b) に示すしきい値 S 以下の画素値を有する部分は、対象部位の存在しない背景領域の分布として画素値のヒストグラムから削除する。次に、上記画素値のヒストグラムを平滑化する（ステップ E）。その後、図 1 (c) に示すヒストグラムの度数のピーク p を探す（ステップ F）。そして、そのピーク p の半値 q を決定する。

40

【0026】

次に、上記ヒストグラムのピーク p 及びその半値 q から非線形関数の軸切片を計算する（ステップ G）。すなわち、図 1 (c) において、ヒストグラム上でピーク p に対応する画素値を G_p とする。また、上記ヒストグラム上で半値 q に対応する画素値のうち上記の画素値 G_p よりも大きいものには血管の画素値も含まれているために厳密には静止組織の分布とは言えないので、ヒストグラム上で半値 q に対応する画素値のうち上記の画素値 G

50

pよりも小さいものをその半値 q に対応する画素値 G_q とする。さらに、ヒストグラムの半値幅の約半分に相当する w を以下のように決定する。

$$w = G_p - G_q \quad \dots (1)$$

ここで、図 1 (d) において、入力画素値を X とし、出力画素値を Y とし、軸切片を A とし、 b を実数とすると、変換関数としての非線形関数は次式のように決定される。

$$Y = \{ (X - A) / (1 - A) \}^b \quad \dots (2)$$

【0027】

そして、上記非線形関数の軸切片 A は、上記の画素値 G_p 、幅 w 、及びパラメータ k を用いて次式のように決定される。

$$A = G_p - w \times k \quad \dots (3)$$

10

ただし、上記パラメータ k は、非線形関数が静止組織の領域を抑制するようにとる。これにより、上記の式 (2) で決定される非線形関数は、図 1 (d) に示すようになり、 $b = 1$ のときが破線で示すように直線になり、 $b = 1/2$ のときが実線で示すように曲線になる。従って、実数 b は、1 以下であり、望ましくは $1/2$ 以下である。

【0028】

次に、図 1 (a) に示す入力画像を画像の最大画素値で正規化する (ステップ H)。そして、図 1 (d) に示す非線形関数により出力画素値を計算する (ステップ I)。この状態で、上記非線形関数に基づいて画像の画素値を変換する処理は、最後の画素かどうか判断する (ステップ J)。まだ処理の途中であれば、ステップ J は “NO” 側へ進み、ステップ K で次の画素を選択してステップ I へ戻る。以後、ステップ I、J、K を繰り返す。

20

【0029】

そして、最後の画素まで上記の処理が進んだら、ステップ J は “YES” 側へ進み、ステップ L へ入る。このステップ L では、ステップ I で図 1 (d) に示す非線形関数により出力画素値を計算した出力画像に入力画像の最大画素値を乗算して、図 1 (e) に示すような例えば血管のみの最終的な出力画像を得て表示する。これにより、表示画像内の静止組織の画素値を低下させると共に、血流の画素値を持ち上げ、かつ血流画素間の画素値差を低減することにより、静止組織に対する血管のコントラストを向上して血管内を一様に表示することができる。

【0030】

次に、第二の実施形態による画像表示方法は、上記の構成の磁気共鳴イメージング装置において、図 3 に示す信号処理系 7 にて得られた三次元データに対し、特定の生体組織のボクセル値分布を解析し、この解析により得られた上記特定の生体組織のボクセル値分布に基づいて変換関数を最適化し、この最適化により決定された変換関数に基づいて三次元データのボクセル値を変換した後、二次元画像の作成を行って表示するものである。

30

【0031】

次に、上記第二の実施形態による画像表示方法の手順について、図 1 及び図 2 を参照して説明する。この第二の実施形態では、扱うデータが二次元画像に対して三次元データに変わったものであり、図 1 及び図 2 において、画素値をボクセル値と読み換え、画素数をボクセル数と読み換えて、図 1 及び図 2 に示す手順と全く同様にして処理が進み、最適化により決定された変換関数としての非線形関数に基づいて三次元データのボクセル値を変換した後、二次元画像の作成を行って表示されるようになっている。これにより、上述と同様にして、表示画像内の静止組織のボクセル値を低下させると共に、血流のボクセル値を持ち上げ、かつボクセル間のボクセル値差を低減することにより、静止組織に対する血管のコントラストを向上して血管内を一様に表示することができる。

40

【0032】

なお、以上の説明においては、磁気共鳴イメージング装置における被検体の血流像描出について述べたが、本発明はこれに限らず、磁気共鳴イメージング装置において被検体の血流像描出以外の画像についても適用することができ、さらに磁気共鳴イメージング装置以外の他の医用画像診断装置の各種画像についても同様に適用することができる。

【0033】

50

【発明の効果】

本発明は以上のように構成されたので、生体組織の分布を示す画像の画素値のヒストグラムの半値幅情報を用いて求められるゼロより大きい定数A以上の画素値Xを $(X - A)$ のべき乗に比例する値に変換し、上記画像の画素値のヒストグラムに対応して第1の生体組織を第2の生体組織に対して強調する変換関数を求め、該求められた変換関数により、第1の生体組織の画素値を持ち上げると共に、第2の生体組織の画素値を低下させ、この画像情報が変換された出力画像を表示することができる。このとき、画像の画素値のヒストグラム上で画素値のしきい値を設定し、このしきい値以下の画素値の部分は背景領域の分布として削除することで、表示画像内の特定の生体組織のコントラストを向上することができる。したがって、或る医用画像診断装置で得られたその画像情報に適応した状態で第1の生体組織を第2の生体組織に対して強調することができ、表示画像内の第2の生体組織に対する第1の生体組織のコントラストを向上することができる。

10

そして、第一の実施形態によれば、生体組織の二次元分布を画像化する医用画像診断装置により得られた二次元画像に対し、特定の生体組織（第1の生体組織）を対象としてその画素値分布を解析し、この解析により得られた上記特定の生体組織の画素値分布に基づいて変換関数を最適化し、この最適化により決定された変換関数に基づいて画像の画素値を変換して表示することにより、表示画像内の特定の生体組織のコントラストを向上することができる。従って、例えば磁気共鳴イメージング装置における被検体の血流像描出において、表示画像内の静止組織（第2の生体組織）の画素値を低下させると共に、血流（第1の生体組織）の画素値を持ち上げ、かつ血流画素間の画素値差を低減することにより、静止組織に対する血管のコントラストを向上して血管内を一様に表示することができる。

20

【0034】

また、第二の実施形態によれば、生体組織の三次元分布を得る医用画像診断装置により得られた三次元データに対し、特定の生体組織（第1の生体組織）のボクセル値分布を解析し、この解析により得られた上記特定の生体組織のボクセル値分布に基づいて変換関数を最適化し、この最適化により決定された変換関数に基づいて三次元データのボクセル値を変換した後、二次元画像の作成を行って表示することにより、表示画像内の特定の生体組織のコントラストを向上することができる。従って、例えば磁気共鳴イメージング装置における被検体の血流像描出において、表示画像内の静止組織（第2の生体組織）のボクセル値を低下させると共に、血流（第1の生体組織）のボクセル値を持ち上げ、かつボクセル間のボクセル値差を低減することにより、静止組織に対する血管のコントラストを向上して血管内を一様に表示することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による医用画像診断装置における画像表示方法の概要を示す説明図である。

【図2】上記画像表示方法のうち第一の実施形態の手順を示すフローチャートである。

【図3】本発明及び従来例による画像表示方法の実施に使用される磁気共鳴イメージング装置の全体構成を示すブロック図である。

【図4】従来の画像表示方法におけるオブリーク撮像による例えば血管像を投影表示する状態を示す説明図である。

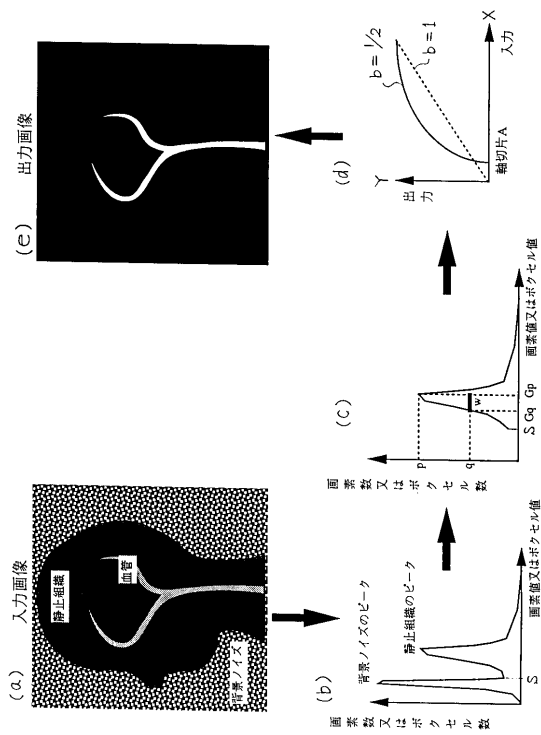
40

【符号の説明】

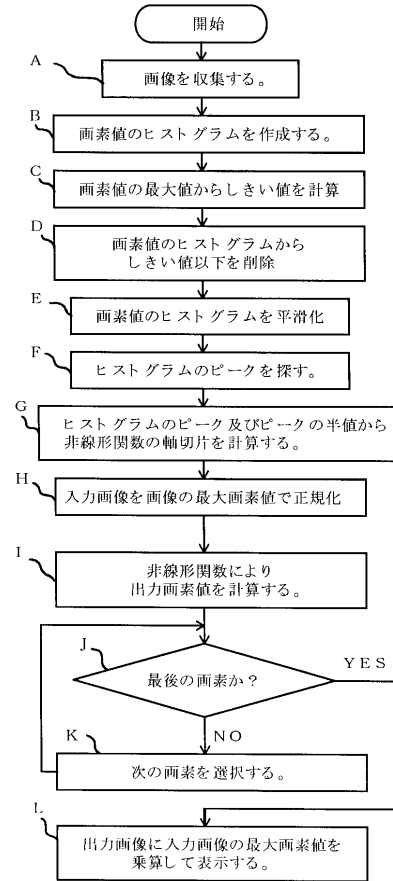
- 1 ... 被検体
- 2 ... 静磁場発生磁石
- 3 ... 傾斜磁場発生系
- 4 ... シーケンサ
- 5 ... 送信系
- 6 ... 受信系
- 7 ... 信号処理系
- 8 ... CPU

50

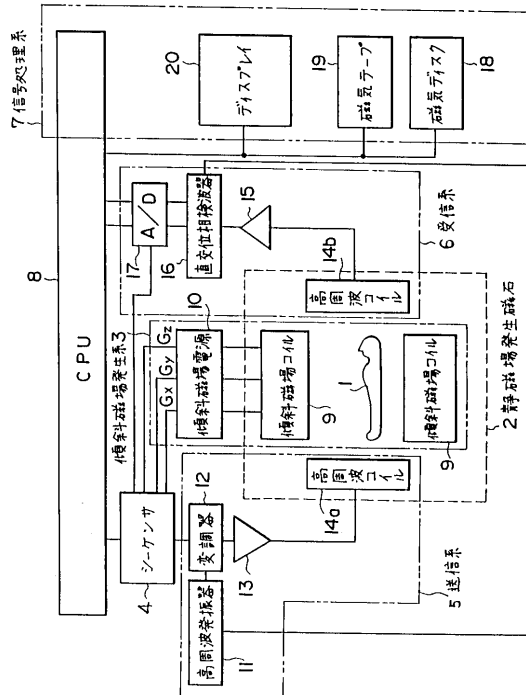
【図 1】



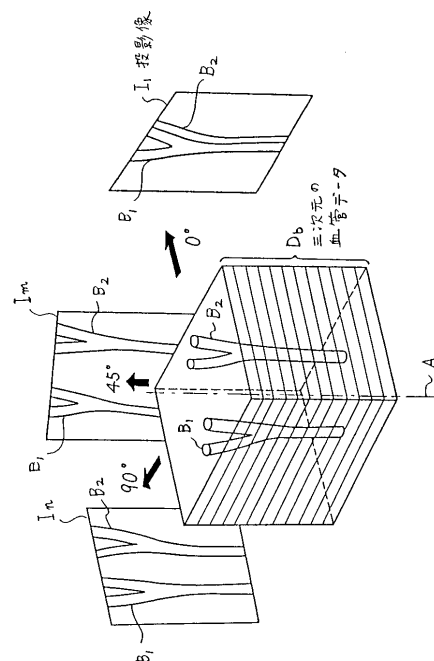
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭63-084526(JP,A)
特開平03-222588(JP,A)
特開平04-364829(JP,A)
特開平09-094243(JP,A)
特開昭63-226721(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

A61B 6/00 - 6/14