



PCT

特許協力条約に基づいて公開された国際出願

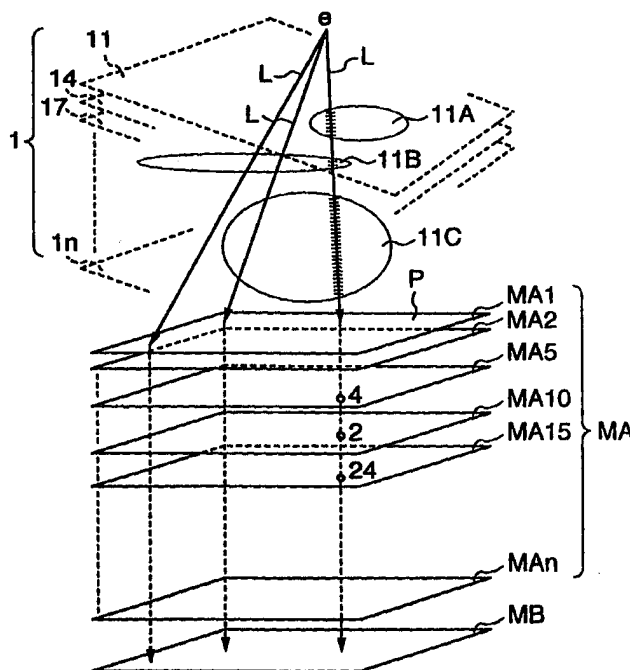
<p>(51) 国際特許分類6 A61B 6/03</p>	<p>A1</p>	<p>(11) 国際公開番号 WO98/15226</p> <p>(43) 国際公開日 1998年4月16日(16.04.98)</p>
<p>(21) 国際出願番号 PCT/JP97/03174</p> <p>(22) 国際出願日 1997年9月9日(09.09.97)</p> <p>(30) 優先権データ 特願平8/267292 1996年10月8日(08.10.96) JP 特願平9/156689 1997年6月13日(13.06.97) JP</p> <p>(71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) 株式会社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION)[JP/JP] 〒101 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 Tokyo, (JP)</p> <p>(72) 発明者 ; および (75) 発明者 / 出願人 (米国についてのみ) 後藤良洋(GOTO, Yoshihiro)[JP/JP] 〒125 東京都葛飾区東金町1-32-1 コープ金町103 Tokyo, (JP)</p> <p>(74) 代理人 弁理士 浅村 皓, 外(ASAMURA, Kiyoshi et al.) 〒100 東京都千代田区大手町2丁目2番1号 新大手町ビル331 Tokyo, (JP)</p>		<p>(81) 指定国 CN, JP, US, 欧州特許 (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE).</p> <p>添付公開書類 国際調査報告書</p>

(54) Title: METHOD AND APPARATUS FOR FORMING AND DISPLAYING IMAGE FROM A PLURALITY OF SECTIONAL IMAGES

(54) 発明の名称 複数の断層像から透視像を構成し表示する方法および装置

(57) Abstract

The virtual three-dimensional image of an observed object is formed by arranging a plurality of sectional images and projected from a viewpoint fixed to a predetermined position onto a projection plane which is fixed to a predetermined position to form and display a perspective image. The pixel value on the sectional image which is transversed by a projection line extending from the viewpoint to the projection plane are read and, if the read value coincides with one of a plurality of predetermined values, pixel data are recorded in a pixel recording region corresponding to that value in pixel value memories. While the projection line scans the pixels one by one on the projection plane, for each coming scanned pixel the pixel data are recorded. After all the data are recorded, the pixel data recorded in the pixel value memories are read out and the data are displayed on a display as a perspective image.



(57) 要約

複数の断層像を積層して形成された被観察体の仮想立体像に、所要の位置に設定された視点から仮想立体像を投影する所要の位置に設定された投影面を設定して透視像を構成して表示する方法および装置であって、視点から投影面に向かう投影線によって横切られる断層像上の画素値を読み出し、その読み出された画素値が予め設定されている複数個の所定の値の内の1つに適合するときは、その適合された所定の値に対応して設けられ複数個の画素値メモリの内の対応する画素記録領域に画素データを記録し、投影線を投影面上で画素単位で走査させてゆく間に到来する走査画素毎に前記画素データ記録を実行し、それら記録が全画素について終了した後、画素値メモリに記録された画素データを読み出し、これを透視像として表示装置に表示する方法および装置。

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

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

明 細 書

複数の断層像から透視像を構成し表示する方法および装置

5 技術分野

本発明は、断層像が得られる医用画像装置、例えばX線CT装置、MRI装置あるいは超音波断層装置等からの複数の断層像により透視像を得る透視像構成表示方法及び装置に関するものである。

背景技術

- 10 従来のこの種の方法としては、下記文献(1)、(2)に示すような最大値投影表示法及び積分値投影表示法等がある。

(1) P. J. Keller, B. P. Drayer, E. K. Fram, K. D. Williams, C. L. Dumoulin, S. P. Souza "MR Angiography with Two-dimensional Acquisition and Three-dimensional Display" ; Radiology, November 1989 527

- 15 -532頁

(2) 永井純、安達秀雄編著 「三次元CT血管造影法」 1994年5月30日(株)メディカル・サイエンス・インターナショナル発行 38頁

- しかし、上記最大値投影表示法では濃度の最大値の透視像しか表示されず、臓器の分離表示に劣るといった問題点があった。また上記積分値投影表示法では、図
- 20 21に示すように、投影線Lの通過する距離が小さい臓器d2の陰影は、投影線Lの通過する距離が大きい臓器d1の陰影に比較して薄くなり、小さい臓器d2の陰影が大きい臓器d1の陰影に埋もれてしまう等の問題が生じ、臓器d1とd2を識別して表示することが困難であるという問題点があった。なお図21において、eは視点、Lは視線(投影線)、Pは投影面、11~14は断層像である。
- 25 上記視点e、視線L、投影面Pの関係式は特開平8-16813号公報に記載されている。

本発明の目的は、臓器等、断層像中の観察対象部位の分離表示に優れ、各部位が鮮明に分離された透視像が得られる透視像構成表示方法及び装置を提供することにある。

発明の開示

本発明は、MR等の三次元計測データから再構成されたボリューム画像や複数の断層像を用い、これらの断層像に対して任意の位置に視点を設定し、この視点位置から前記各断層像を投影面に投影して透視像を構成する透視像構成表示方法

5 において、特定の投影線が、前記複数の断層像を通過する際の各断層像上の通過点での各画素値に対応付けられた画素値計数メモリの、その通過点が投影される前記投影面の画素位置と同一画素位置に、その通過毎に一定値、例えば1を加算して行く処理を、前記投影面の全画素位置を網羅する全投影線について行う画素値別振分け計数処理ステップと、この画素値別振分け計数処理ステップによる記

10 録計数値について画素値対応で所望の重み付けを行う重み付け処理ステップと、この重み付け処理ステップの処理結果データをモニタ画面に透視像として表示する画像表示ステップとを備えている。

また本発明は、同上透視像構成表示方法において、特定の投影線が、前記複数の断層像を通過する際の各断層像上の通過点での各画素値に対応付けられた画素

15 値標識ビットメモリの、その通過点が投影される投影面の画素位置と同一画素位置に、その通過があったことを標識して行く処理を、前記投影面の全画素位置を網羅する全投影線について行う標識記録処理ステップと、各画素値標識ビットメモリの同一画素位置における標識有りの数の合計を全画素位置について求め、その計数値について画素値対応で所望の重み付けを行う重み付け処理ステップと、

20 この重み付け処理ステップの処理結果データをモニタ画面に透視像として表示する画像表示ステップとを備えている。

メモリは各画素値に対応付けられており、それらメモリの同一画素位置における値の和をとり、それに所望の重み付けを行い、その処理結果データをモニタ画面に透視像として表示するので、臓器等、断層像中の観察対象部位の分離表示に

25 優れ、各部位が鮮明に分離された透視像が得られる。

図面の簡単な説明

図1は、本発明の一実施例における画像処理の原理を示す説明図である。

図2A、図2Bおよび図3は、図1に示す実施例の実行手順を示すフローチャートである。

図4は、本発明の他の実施例における画像処理の原理を示す説明図である。

図5は、図4に示す実施例の実行手順を示すフローチャートである。

図6は、本発明の他の実施形態を示す説明図である。

図7Aおよび図7Bは、本発明に係る方法を実行することにより得られた透視
5 像のモニタ表示の一例を示す図である。

図8Aから図8Dは、それぞれ本発明に係る重み係数曲線の例を示す図である。

図9Aは、本発明方法で得られた透視像のモニタ表示の他の例を示す図である。

図9B、図9Cおよび図9Dは、それぞれ図9Aに示す3つの表示を実現する
ための重み係数曲線を示した図である。

10 図10は、本発明を応用して動画表示を行うための動作原理を説明するための
図である。

図11は、本発明方法で得られた透視像のカラー表示の原理を示す説明図であ
る。

図12は、本発明方法で得られた透視像のカラー表示の他の例を示す説明図で
15 ある。

図13は、本発明方法で得られた透視像と従来の透視像とを並べてモニタ表示
した例を示す図である。

図14Aは、図13に示す像にカラーを入れたモニタ表示の例を示す図である。

図14Bは、図14Aに示す図を得るための動作を示すフローチャートである。

20 図15は、本発明方法で得られた2種類の透視像のモニタ表示の例を示す図で
ある。

図16Aは、図15に示す透視像の1部にカラーを加えたモニタ表示の例を示
す図である。

図16Bは、図16Aの透視像を実現するための手順を示すフローチャートで
25 ある。

図17は、本発明方法で得られた透視像のモニタ表示の他の例を示す図である。

図18は、図17で示した透視像のモニタ表示の手順の一例を示すフローチャ
ートである。

図19は、本発明方法で得られた透視図の観察部を明示したモニタ表示の例を

示す図である。

図 20 は、本発明に係る透視像構成表示装置の一実施例を示すブロック図である。

図 21 は、従来方法の説明図である。

5 発明の実施の形態

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

図 1 は、本発明による透視像構成表示方法の一実施形態の説明図である。この図 1 において、 e は視点、 L は視線投影線、 P は投影面である。

1 は X 線 CT 装置による複数の CT 像、MRI 装置による複数の MRI 像、超音波断層装置による複数の断層像、または所要の厚みを持った立体領域における立体的像を同時に再構成して得たボリューム画像である。以下では、複数の CT 像を例にとって説明する。これら CT 像 $11-1n$ は、視点 e と投影面 P との間において積層状に積み重ねられて仮想立体像空間を形成している。

ここで、視点位置、投影線方向、投影面位置及び複数の CT 像位置は適宜設定される。また、CT 像は原画像だけでなく、補間により求めた CT 画像も含む。

$11A$ 、 $11B$ 及び $11C$ は、各々 CT 像 $11 \sim 1n$ 中の同一画素値領域、すなわち同一 CT 値領域を示すもので、これら同一 CT 値領域は、単一の CT 像のみに二次元的に存在する場合、あるいは隣接する複数の CT 像にわたって三次元的に存在する場合がある。図示例における同一 CT 値領域 $11A$ 、 $11B$ 及び $11C$ は、CT 値 5、10 及び 15 の 3 領域を例示している。それら各領域 $11A$ 、 $11B$ 及び $11C$ 中の同一投影線 L 上における目盛り状の短い横線は、各 CT 像の位置を表わすと共に、その投影線 L の各 CT 像の通過点を表わす。同一 CT 値領域中の同一投影線 L 上における目盛り状の短い横線が複数あることは、同一 CT 値領域が、隣接する複数の CT 像にわたって三次元的に存在していることを意味する。

MA は CT 値別に設けられた CT 値計数メモリで、 $MA1$ は第 1 CT 値を持つ画素の計数用、 $MA2$ は第 2 CT 値を持つ画素の計数用、 \dots MA_n は第 n CT 値を持つ画素の計数用である。いま、第 1 CT 値を CT 値 1 とし、第 n CT 値を CT 値 1000 とすると、例えば第 1 CT 値計数メモリ $MA1$ は CT 値 1 計数メモ

り、第2 CT値計数メモリMA 2はCT値2計数メモリ、…第n CT値計数メモリMA nはCT値1 0 0 0計数メモリとなる。CT値計数メモリの枚数や各CT値計数メモリに記録されるべきCT値は、表示しようとする対象のCT値範囲や表示しようとする対象の数などに応じて適宜設定する。

- 5 一般に、骨、皮、臓器等の人体の各組織は、それぞれほぼ均一のCT値で、あるいは一定のCT値範囲内でCT像を形成する。従って、同一のまたは一定の範囲のCT値毎に別々にCT値計数メモリに記録すれば、人体の各組織毎に分離された透視像を形成することができる。

これらのCT値係数メモリMA 1～MA nは、図示するように物理的に分かれていなければならないものではなく、1つのメモリ中の記憶領域を適宜割り当てて設定してもよい。

MBは後述のようにCT値計数メモリMA 1～MA nに基づいて各画素毎に算出された、表示されるべき画像データを記憶する積和メモリ（表示メモリ）である。このメモリMBも、CT値係数メモリMAから物理的に分かれていなければならないものではない。

図2 Aおよび図2 Bは図1に示す実施例における本発明方法の手順の一例を示すフローチャートであって、図2 Aは重み付け前の各CT像1における各画素位置を、そのCT値別に振分け計数する処理（振分け計数処理）を、図2 BはCT値係数メモリMAから読み出したデータに対する重み付け処理を示す。

- 20 図1、図2 Aから分かるように、この実施例においては、予め各CT値毎にそのCT値計数用のメモリMA 1～MA nを用意しておく。そして特定の投影線Lが、CT像1 1～1 nを通過する際の各CT像1上の通過点でのCT値に該当するCT値計数メモリMAの、その通過点が投影される投影面Pの画素位置と同一画素位置に、その通過毎に一定値、ここでは1を加算して行く処理を行う。
- 25 投影線は、投影面Pの全画素位置を網羅するように順次に移動され、各移動毎に、即ち各画素毎に上記加算処理が実行される。この実行手順を図2 Aを参照して更に詳細に説明する。

すなわち図2 Aにおいて、ステップ4 1では全てのCT値計数メモリMA 1～MA nをクリアし、ステップ4 2では最初の投影線L 1を設定する。通常は、後

述モニタ画面の左上隅部に相当する投影面Pの位置に向かう投影線L1を設定する。

ステップ43では上記投影線L1が通過するCT像11~1nの各通過点での画素値、即ちCT値を読み出す。読み出されたCT値が所要のCT値範囲の上限と下限を表わすしきい値の条件に適合するもののみ、それらCT値に対応する計数メモリの、その通過点（画素位置）が投影される投影面Pの画素位置と同じ画素位置に、その通過点に1を加える。すなわち、投影線L1が通過する画素の値（画素値）別の通過回数をメモリMA上に計数して行くもので、全てのCT像11~1n通過後、ステップ44へ移る。なお、各CT値計数メモリ毎に所定の範囲内の読み出しCT値を計数するようにすることができる。また、ステップ43の動作は特開平8-16813号公報にて知られている。この文献は本願の開示にとり込まれる。

ステップ44では全ての投影線L1~Lmを設定し終えたか否かを判定する。YESならば処理を終了し、NOならばステップ45へ跳ぶ。

15 ステップ45では次の投影線L2を設定し、ステップ43へ戻る。以後ステップ44においてYESと判定されるまでステップ43~45を繰り返す。なお、ステップ44においてYESと判定されるのは、最終の投影線Lm、通常は、モニタ画面の右下隅部に相当する投影面Pの位置に向かう投影線が設定され、その投影線Lmについてのステップ43の処理が終了した時点である。

20 以上で各CT像1における各画素位置についてのCT値別の振分け計数処理を終え、全てのCT値計数メモリMA1~MANの全ての画素位置についての計数値記録が得られる。

なお、上述説明は投影線Lの単位ステップ長、即ち投影線Lが投影面Pに向かって進み、画素値を読み込んで行く場合の画素値読み込み間隔がCT像間を進む距離と同一の場合について述べたが、それらは必ずしも全て一致するものではない。一致しない場合があるときは、一致するCT像1の画素値についてのみ上記計数処理を行うことも考えられるが、一致しない場合、すなわちステップ位置に予め積み上げ設定されたCT像がない場合には、その部分の画素値を隣接するCT像の画素値から補間法（本出願人によるJP-A-8-335278等を参照）に

より求め、その求めた画素値について上述計数処理を行うようにしてもよい。また、上記単位ステップ長は1画素長でもよく、また1画素長より小さくてもよい。

図2Aに示す手順によって得られたCT値別にCT値計数メモリMA1～MA_nに記録された画像データは、それぞれCT値で特定される人体の個々の組織や臓器を表わすものである。従って、観察されるべき所望の臓器を強調しあるいはそのみを分離して表示することができる。

図2Aに示す計数処理を終えた後、特定の臓器等の所要の観察対象部位を分離表示または強調表示するために、特定のCT値または特定のCT値範囲を記憶したCT値計数メモリMAのデータのみが表示され、または強調して表示されるように、CT値計数メモリ単位で重み付けがされる。図2Bは、説明を簡単にするために最初の投影線L1のみに対応する各CT値計数メモリMA1～MA_nについて積和処理をする手順の一例を示す図である。

図2Bにおいて、まずステップ46で、主メモリ中の一時記憶用の画素データメモリsumをゼロにクリアする。次いで、ステップ47で最初のCT値計数メモリMA1を指定する。

ステップ48ではそのメモリMA1での最初の投影線L1についての、すなわちモニタ画面の左上隅部に相当する投影面Pの対応位置でのメモリ値（記録計数値）が0か否かを判定する。0ならばステップ50へ跳ぶ。0でなければステップ49へ移る。このステップ48は後述ビットマップを用いた発明方法の場合に特に有用である。図1に示す実施例ではステップ48はなくてもよいがあっても処理に支障を来すものではない。

ステップ49では上記メモリ値を重み係数と掛け算してその積を画素データメモリsumに加え、ステップ50へ移る。なお、重み付けについては更に後述する。

ステップ50では全てのCT値計数メモリMA1～MA_nを指定したか否かを判定する。YESならばステップ52に移り、NOならばステップ51へ跳ぶ。

ステップ51では次のCT値計数メモリMA、ここではCT値2計数メモリMA2を指定し、ステップ48へ跳ぶ。以後ステップ50においてYESと判定されるまでステップ51、48～50を繰り返す。

ステップ52では画素データメモリsumの画素データを表示メモリ（積和メモリ）MBの対応する記憶領域に格納する。

以上は投影線1本当たりの重み付け処理について述べたもので、以後全ての投影線L1～Lmについて上述重み付け処理を繰り返す。

- 5 なお上述実施例では、全ステップを図2A、図2Bに示すような2段階処理で実行することとしたが、図3に示すように連続処理で実行するようにしてもよい。

この図3において、図2A、図2Bと同一又は相当のステップについては同一符号を付してその説明を省略する。図2A、図2Bと比較すれば分かるように、図3では投影線Lの変更設定を最終ステップ44で行うようにしたものである。

- 10 すなわち、ここでは特定の投影線Lに関し、各CT像1における各画素位置についてのCT値別の振分け計数処理を行い、その記録計数値について重み付け処理をした後に、次の投影線Lを設定し、同様に計数処理、重み付け処理を続けて行い、以下これを最終の投影線Lmに関してまで繰り返すものである。

- このように、各処理、各ステップの順序は適宜変更可能であり、最終的に全ての投影線L1～Lm（投影面Pの全画素）に関して、計数処理、重み付け処理され、表示メモリ（積和メモリ）MBにその結果が格納されればよい。

表示を避けたいCT値の像に対しては重み付け計数を零にすれば、そのCT値の像を消去することができ、強調して観察したいCT値の像に対しては高い重み付け係数を与え、弱めたいCT値の像に対しては低い重み付け係数を与えるようにすればよい。

- この様にして表示メモリMBに得られた画像データを表示装置で表示すれば、所要のCT値の像を強調して表示することができ、不要なCT値の像は消去されることができる。また、CT像11～1nにおいて、積層方向に厚みを持った同一CT値の像はCT値計数メモリでの記録値が大きくなるので、表示装置に表示される像は積層方向に厚みの大きい部分ほど濃く表示され、透視像としての特徴をよく表現することができる。

図4は透視像構成表示方法の第2の実施例の説明図である。この図4において、図1と同一符号は同一又は相当部分を示す。

MC1～MCnはCT値別に設けられたCT値標識ビットメモリで、MC1は

第1CT値標識用ビットメモリ、MC2は第2CT値標識用ビットメモリ、…
MCnは第nCT値標識用ビットメモリである。いま、第1CT値をCT値1と
し、第nCT値をCT値1000とすると、第1CT値標識ビットメモリMC1
はCT値1標識ビットメモリ、第2CT値標識ビットメモリMC2はCT値2標
5 識ビットメモリ、そして第nCT値標識ビットメモリMCnはCT値1000標
識ビットメモリとなる。

それらCT値標識ビットメモリMC1～MCnの番号に対応付けられるCT値
は、用いられるCT値標識ビットメモリの枚数や構成表示しようとする対象のC
T値範囲等に応じて適宜設定される。これらのメモリMC1～MCnは、図示す
10 るように物理的に分かれていなければならないものではなく、1つのメモリ中の
記憶領域を適宜割り当てて設定してもよい。このことは表示メモリMBについて
も同様である。

図5は、図4に示す本発明方法の手順の一例を示すフローチャートであって、
各投影線が通過する各CT像11～1nにおける各画素位置のCT値を読み出し、
15 各投影線毎にCT値別に投影線の通過の有無を標識としてCT値標識ビットメモ
リMC1～MCnに記録する処理をするものである。

即ち、図4と図5から分かるように、予め各CT値毎にそのCT値標識ビット
メモリMC1～MCnを用意しておく。そして特定の投影線Lが、CT像11～
1nを通過する際の各CT像11～1n上の通過点でのCT値に該当するCT値
20 標識ビットメモリMCの、その通過点が投影される投影面Pの画素位置と同一画
素位置に、その通過があったことを標識して記録して行く処理を、表示メモリ
(積和メモリ)MBの大きさに対応する投影面Pの全画素位置を網羅する全投影
線について行うものである。

図5において、ステップ41'では全てのCT値標識ビットメモリMC1～
25 MCnをクリアし、ステップ42では最初の投影線を設定する。最初の投影線は、
通常は、モニタ画面の左上隅部に相当する投影面Pの位置に向かう投影線L1で
ある。

ステップ43'では上記投影線L1が通過するCT像11～1nの各通過点で
のCT値について、それが観察をする必要があるCT値範囲を規定するしきい値

(上限、下限等)の条件を満たす場合に、その画素値に対応するCT値の標識ビットメモリMCの、その通過点(画素位置)が投影される投影面Pの画素位置と同じ画素位置に、その通過があったことの標識“1”を立てる。

従って、投影線L1が通過する画素の値(C T値)別にその通過があったことを標識して行くもので、全てのCT像11~1n通過後、ステップ44へ移る。5
なお、画素値とCT値の対応は適宜定められるが、各CT値標識ビットメモリはそれぞれ所定範囲のCT値を検出した時に標識“1”を立てるようにしてもよい。またCT像11~1nの通過にあたり、同じ画素値を複数回通過しても、最初の画素値の通過で立てられた標識“1”に何ら変化は生じない。

10 ステップ44では全ての投影線L1~Lmを設定し終えたか否かを判定する。YESならば処理を終了し、NOならばステップ45へ跳ぶ。

ステップ45では次の投影線L2を設定し、ステップ43'へ戻る。以後ステップ44においてYESと判定されるまでステップ43', 44, 45を繰り返す。なお、ステップ44においてYESと判定されるのは、最終の投影線Lm、

15 通常は、モニタ画面の右下隅部に相当する投影面Pの位置に向かう投影線が設定され、その投影線Lmについてのステップ43'の処理が終了した時点である。

以上で各CT像1における各画素位置についてのCT値別の通過の有無の標識処理を終え、全てのCT値標識ビットメモリMC1~MCnの全ての画素位置

(投影面Pの全画素位置に対応する画素位置全て)についての標識“1”の有無
20 の記録が得られる。

上述標識記録処理を終えると、その標識記録値に対して特定のCT値またはCT値の範囲、換言すれば臓器等、CT像1中の観察対象部位を分離表示、更には強調表示をするために、図2Bと同様の重み付けをする。この場合、図2B中の「メモリ」は「ビットメモリ」と読み替えられる。

25 以上に述べた第2の実施例においては、各投影線上に所定のCT値を持った画素の有無を記録するのみであるから、図2Bに示す処理を全ての投影線について実施して画素メモリに画像処理データを記録して、これをモニタに表示すれば、選択表示されたCT値の像は、視点eから見た被観察対象の平面的形状が表示されることになる。従って、観察対象部位がCT像の積層方向に厚みを持っていて

も、その厚みの大きさは透視像に全く影響を与えない。

なお、上述の第2の実施例においても、投影線Lの単位ステップ長が一致しない場合のCT像（画素値）の補間や単位ステップ長の長さ等については、図1に示す第1の実施例の例と同様である。

5 図1、図4の例における各CT像11～1nの各画素位置の、投影面P上の画素位置への変換（座標変換）は、例えば本出願人による特開平7-210704号公報および特開平7-296184号公報等に記載の方法が適用される。

また、図1、図4の例では、複数のCT像11～1nの投影面Pへの投影法に中心投影法を用いたが、図6に示すように平行投影法を用いて投影してもよい。

10 この図6は、図4の実施例において視点eを無限遠点へ持っていったのと同様な平行投影法を適用した例を示しているが、図1の実施例に平行投影法を適用してもよい。図6において図4と同一又は相当部分に同一符号を付すことでその説明を省略する。

以上の処理の結果、表示メモリ（積和メモリ）MBには透視像が構成され、こ
15 れをD/A変換してモニタに与えることにより、透視像71がモニタ表示される。

図7A、図7Bは、モニタ画面24aに透視像その他の関連情報等の表示例を示す図である。

図7Aにおいて、透視像71aは視線方向（透視角度）0°の表示例であり、透視像71bは同像を視線方向90°から見た場合の表示例である。図7Aには、
20 同一の被観察対象を異なる視線方向から見た2つの透視像71a、71bが並べて表示されている。

図1から図3に示す第1の実施例に基づきCT値毎に計数処理がされておれば、どのCT値の部位または臓器を分離し、または強調して表示するかは重み係数をCT値毎に別々に設定すればよい。この重み係数の設定方法は、図7Aに示すよ
25 うに、横軸にCT値、縦軸に重み係数を取った重み係数曲線72を表示し、この重み係数曲線72の形状を修正することにより、各CT値に対して任意に重み付けの設定をすることができる。具体的には、予め設定された3種類の重み付け係数曲線がメモリに登録されており、表示された3つの重み係数曲線選択ボタン73a、73b、73cの内の1つをカーソルでポイントして選択すると、それに

対応する重み係数曲線 7 2 が図 7 A の曲線 7 2 のように表示される。

重み係数曲線 7 2 に修正を加える場合は、その曲線の各辺に表示されている小さな四角のマーカーをカーソルで指示して、その指示辺を上下または左右に移動させることにより曲線の一部分を変化させることができる。

- 5 なお、図 7 A では特性曲線を矩形波状に示したが、連続的な波形の曲線を用いることも可能で、その曲線上に多数のマーカーを表示して、そのマーカーをカーソルで上下移動させて曲線に修正を加えるようにすることができる。

10 以上の様なカーソルによる曲線の表示および表示曲線の移動修正はコンピュータの分野で一般によく知られた技術をそのまま応用したものである。また、横軸と縦軸のそれぞれの物理量に対応して特性曲線を表示する技術もコンピュータ分野で一般に行われている技術を応用する。

15 図 7 B は、上記透視像 7 1 a と、その元となった複数の CT 像 1 1 ~ 1 n のうち適宜選択された 1 つの CT 像 1 a とを並べて表示した例である。ここでは、重み係数選択ボタン 7 3 a, 7 3 b または 7 3 c で選択される各重み係数曲線 7 2 は山の頂部が 1 つとなるように設定されている。透視図 7 1 a はマウスカーソル 2 6 a で指示する CT 像 1 a 中の任意箇所の濃度値を山の頂部として重み付けされた時に得られた透視像を表示した例を示す。なお、山の頂部は例えば X 線 CT 像ならば X 線吸収が大きいことに対応する。

20 なお、図 7 A や図 7 B に示すような複数画像の表示は、それら画像に対応する画像データをそれぞれ画像毎に表示メモリに番地を指定して一時的に記憶して、それをそのままモニタに表示するようにした一般的な画像処理技術を用いて行われる。

25 図 8 A から図 8 D は重み係数曲線 7 2 の変更例を示す。上述したように、これら例示の曲線 7 2 を標準形状として、モニタ画面 2 4 a 上でマウスカーソル 2 6 a を操作することによりその重み係数曲線 7 2 の形状を修正可能にしてもよい。また、修正された重み係数曲線 7 2 を磁気ディスク等に登録し、再利用可能にしてもよい。

図 9 A は同一の被観察部位に対して相互に異なった重み付け曲線を与えた場合の 3 通りの透視像を並べてモニタ表示した例を示す図である。表示像 7 1 c は図

9 Bに示す重み付け曲線に従って、皮膚と造影剤入りの血管の部分のCT値のみに重み付け係数が与えられた時に得られる透視像である。表示像7 1 dは図9 Cに示すように造影剤入り血管の部分のみのCT値に重み付けがされた時の透視像である。また、表示像7 1 eは図9 Dに示すように皮膚部のCT値のみに重み付けが与えられた時の透視像である。

図7 A、図8 Aに示すように、重み係数曲線7 2のモニタ表示時に、モニタ画面横方向にとられたCT値に対応する位置に肝臓、皮膚、骨等、CT像中の観察対象部位の名前を付加表示すれば、所望の部位を分離、強調表示させる際に、視覚に従って重み係数曲線7 2の形状を容易に修正することができる。この様な部位の名前の付加表示は従来周知の画像処理技術を用いて行うことができる。

各CT値計数メモリMA、CT値標識ビットメモリMCと対で、もう1組の距離用メモリ（Zバッファ）を追加し、各投影線L上で視点eから最も近い画素位置までの距離を各々記録する。そうすることによって、投影面P上の同一位置に2つ以上の画素が重なって存在する場合に、距離の近い画素を表示して遠い画素を消去する隠面消去（Zバッファ法）の適用に有効である。また、表示される画素の投影線L上の視点eからの距離を各々記録しておけば、その距離が短い画素程、明るく表示する陰影付け（デプス法）も適用可能になる。この様な表示はJP-A-8-16813に記載された技術を用いて実現することができる。この文献は本願の開示に取り入れられる。

図1に示す実施例においては、CT値計数メモリMA1～MA_nのおのおの各CT値とを1対1に対応付け、すなわち、第1CT値計数メモリMA1はCT値1計数メモリ、第2CT値計数メモリMA2はCT値2計数メモリ…としたが、これを1対複数としてもよい。例えば、第1CT値計数メモリMA1はCT値1～10計数メモリ、第2CT値計数メモリMA2はCT値11～20計数メモリ…としてもよく、これによればCT値計数メモリMAの数が少なく済み、メモリの節約になる。

また図1に示す実施例においては、各CT値計数メモリMAはそのCT値の領域の厚みデータと見ることもできることから、その厚みデータに基づいて濃度勾配を計算して陰影付けした画像を得ることもできる。この濃度勾配は複数のCT

値計数メモリ間の濃度勾配であってもよい。この様にして表示される画像は勾配の大きな部分が濃く表われる。

図1および図4に示す実施例においては、各CT像1の各画素値（CT値）に対してしきい値処理（図2A、図3、図5中のステップ43、43'参照）を行ったが、このしきい値処理は省略してもよい。その場合には、画素値（CT値）の全範囲（全域）が構成表示対象となり、通常のX線透視像に相当する透視像が得られる。

また図1および図4に示す実施例において、重み付けせずにまたは均一の重み付けで、所望の1又は複数のメモリMAまたはMCを選択し、そのみで図2A、
10 図3または図5に示す処理を行った透視像を構成表示するようにしてもよい。

更に図1および図4に示す実施例においては、視点eが1つの場合を説明したが、視点eを所定距離ずらした位置に1対設定し、各々について図2A、図3、
図5に示す処理を行えば視差のある2つの透視像が構成表示でき、ステレオ視することも可能になる。例えば、図20に示すように、2つの透視像を30Hzの繰
15 返し周波数で交互に同一表示部に表示し、観察者は液晶シャッターメガネ55を掛けて、そのメガネをCRTモニタ24の垂直同期信号に同期して左右の目を交互に見えるようにする。

所望の1若しくは複数の、又は全てのCT像1の所望箇所に事前に特定の画素値を書き込んでおき、それを図2A、図2B、図3または図5に示すフローに従
20 って処理して透視像を構成、表示するようにしてもよい。例えば、CT像1を画像メモリに読み出してモニタに表示し、マウスの操作により特定の臓器の周辺部に高濃度で表示される画素値を書き込んで、これを元のCT像メモリ部へ記憶させておけば、その部分は実際の画素値を無視して高濃度で表示されることになり、輪郭強調の効果が得られる。また、そのような事前処理されたCT像1による透
25 視像を複数得て、後述のような動画表示をするようにしてもよい。

図4および図6に示す実施例において、透視像を表示する際に、所望のCT値標識ビットメモリMC上に標識“1”が記録された画素位置に対応する位置だけを例えばカラーで、若しくは高輝度に、又は点滅させて、表示するようにしてもよい。これによれば、透視像中の所望のCT値部分が他のCT値部分とは区別さ

れて明示的に表示される。なお、ここで、カラー表示方法については後述する。また高輝度に表示する方法は所望のCT値標識ビットメモリMCからの読み出し画像データに対する重み付けを大きくすればよい。更に、点滅表示をする方法は、所望のCT値標識ビットメモリの出力データを例えば1秒間隔で表示と非表示を
5 繰返すようにする。

図10に示すように、重み係数をNo.1～No.nと相違させ、各重み係数毎に視点位置および／または視線方向、ここでは視点位置を一定方向に順番に変えて構成した複数の透視像群（画像群FG1～画像群FGn）を記憶媒体121に格納しておく。一方、CRTモニタ画面24aには上記画像群FG1～画像群FG
10 nの表示用ボタンSW1～SWnを表示しておく。そして、画像群FGk（k=1～n）表示用ボタンの1つSWk（k=1～n）をマウス（図示せず）でクリックすると、重み係数No.k（k=1～n）の画像群FGkをなす複数の透視像が順番に画像メモリに読み出されCRTモニタ画面24aに動画像122として表示される。これによれば、重み係数の大きさに応じた部位、例えば骨部、軟部
15 組織あるいは血管等が強調された透視像122を動画で観察できる。

具体例として、いま、原画像である複数のCT像11～1nが人体の腰部の積み上げ画像であると仮定して、視点位置はその体軸回りを所定の方向に所定角度間隔で変化させ、視線方向は全て複数CT画像の軸中心（原点）方向に共通として骨部及び軟部組織の重みを大きくした重み係数でそれぞれ画像群FG1及びF
20 G2を作成したとする。この場合には、画像群FG1表示用ボタンをマウスでクリックすると、腰部の骨部分の、体軸を中心軸とした回転像がCRTモニタ画面24aに表示され、また、画像群FG2表示用ボタンがマウスでクリックされれば、腰部の肉や皮膚等の軟部組織部分の、体軸を中心軸とした回転像がCRTモニタ画面24aに表示されるもので、腰部の骨部、軟部組織部分の比較診断に有
25 効である。なお、複数の回転像等の動画、上述例では腰部の骨部分及び軟部組織部分の回転像がCRTモニタ画面24a上に並べて表示されるようにしてもよい。また、上記回転像の中心軸を体軸から移動可能（偏心可能）として視線が原点以外を向くようにしてもよく、これによれば、診断したい部分の近傍に上記中心軸を置くことでその部分の回転に伴う振れを少なくすることができ、観察がしやす

くなる。

図7Aに示す2つの透視像71aと71b、図7Bに示す透視像71aと断層像26a、あるいは図9に示す3つの透視像71c~71e等のように、視線（投影線）方向や視点位置を異にして得られた複数の透視像、透視像と断層像あ
5 るいは重み係数曲線72の形状を異にして得られた複数の透視像等、複数の画像を表示する場合、図10に示す動画表示の実施例を利用して少なくとも1つの表示画像を動画表示するようにすることができる。

図11に示すように、例えば、メモリ131には軟部組織についての重み係数のみで重み付けした透視像を、メモリ132には骨部についての重み係数のみで
10 重み付けした透視像を、メモリ133には血管部についての重み係数のみで重み付けした透視像を、各々格納しておく。

次に、メモリ131~133に格納された透視像を次のようなカラーマップ134に従って加算、合成する。図11に示すように、カラーマップ134は0~255の256階調で、そのうち0~t1が白黒（モノクローム）、（t1+
15 1）~t2が赤色、（t2+1）~255が青色に設定されている。メモリ131の値は各画素の濃淡に従い上記0~t1の範囲に規格化された値で、メモリ132の値は同じく上記（t1+1）~t2の範囲に規格化された値で、メモリ3の値は同じく上記（t2+1）~255の範囲に規格化された値で、メモリ135に加算される。これによれば、軟部組織が白黒の濃淡、骨部が赤色の濃淡、血
20 管部が青色の濃淡で各々表示された合成透視像136が得られる。なお、各色共、256階調の0に近いほど薄い色となり、255に近いほど濃い色となる。

ここで、透視像表示（白黒表示を含む）する場合、その表示色はカラーマップに依存する。したがって、表示メモリ（積和メモリ）MBの格納値（積和結果）は一定の範囲、例えば0~255の範囲に分布させる必要がある。これには、上
25 記格納値に所定の定数を掛ければよい。この定数は、処理時間の節約のため、表示メモリ（積和メモリ）MB上の数ラインだけサンプリングしてその平均値を計算し、これを平均値と推定し、

$$\text{平均値} \times \text{定数} = \text{範囲内の中央値}$$

$$\text{定数} = \text{範囲内の中央値} \div \text{平均値}$$

となるようにすることで決めてもよい。

すなわち、階調範囲が0から255とすると、その範囲の中央値は128であり、サンプリングで求めた平均値を200とすれば、上記式中の定数は0.64となる。従って、各画素のCT値に0.64を掛算をして表示階調を求めることができる。計算された各画素の表示階調が0から250の範囲を超える時はその画素は最小値0または最大値250に設定される。

図11の合成透視像136に示すような各部位毎の色分け表示は、上記のように加算し合成せずとも可能である。すなわち、図12に示すように、所望のCT値計数メモリMA上の画像を所望の色に対応させて表示することによっても可能である。例えば、第5CT値計数メモリMA5の値は各画素の濃淡に従い $t_1 \sim t_2$ の範囲（黄の濃淡）に、第2CT値計数メモリMA2の値は同じく $t_3 \sim t_4$ の範囲（青の濃淡）に、第15CT値計数メモリMA15の値は同じく $t_5 \sim 255$ の範囲（赤の濃淡）に各々規格化された後に、合成用メモリ（図示せず）上でOR（論理和）をとり、CRTモニタ画面24aで表示する。

これによれば、所望のCT値計数メモリMA上の画像毎に、換言すれば各部位毎に色分け表示された合成透視像（図示せず）が得られる。なお、ここで用いるカラーマップ141も0～255の256階調であり、各色共、256階調の0に近いほど薄い色となり、255に近いほど濃い色となる。

図13に示すように、図1または図4に示す実施例において得られた透視像（重み付け透視画像）151と、この透視像151と同様の対象を同方向から得た、可能ならば同じ視点位置、視線方向から得た、従来の最大値投影表示法等による濃度の最大値をとった画像（MIP画像）152とをCRTモニタ画面24a上に並べて表示されるようにしてもよい。

これによれば、従来のMIP画像152による投影線上の濃度最大値の画像情報と、それ以外の所望の部位に重み付けした本発明方法による透視像151による画像情報と、を相補的に用いて画像を観察、診断することができる。

図13において、透視像151上で所望のCT値をもつ画素位置に対応するMIP画像上の画素位置をカラー表示してもよい。MIP画像152上のカラー表示する位置は、例えばMIP画像152と図4に示すCT値標識ビットメモリM

Cのうち、所望のCT値標識用のビットメモリMCとを対照し、図14Bのフローチャートに示すように、MIP画像152上の画素を順番に走査しながら各画素位置毎に所望のCT値標識用のビットメモリMCを参照し、そのメモリMC上の対応画素位置に標識“1”が立っていれば、MIP画像152のその画素位置5をカラー化する。これをMIP画像152の全画素位置について行う。図14Aはその一例を示す図で、MIP画像152中の斜線部161がカラー化された所望のCT値をもった領域である。なお図14Aにおいて、図13と同一符号は同一又は相当部分を示す。

このようにすれば、投影線上の濃度最大値の画像情報のみからなるMIP画像10152中の所望のCT値部分が他の部分とは区別されて明示的に表示される。明示的表示が可能ならば、カラー表示に代えて高輝度に、又は点滅させて、表示するようにしてもよい。

図7Bでは、本発明方法による重み付け透視画像71aと、その元となった複数のCT像11~1nのうち適宜選択されたCT像とをCRTモニタ画面24a15上に並べて表示した例を示したが、図15に示すように、透視画像71aと三次元的に表示した画像（以下、三次元画像という。）171とを並べて表示してもよい。この三次元画像は複数のCT像11~1nを用いて陰影付け三次元画像171として再構成される。この様な三次元画像の構成はJP-A-8-16813に記載されている。この場合、三次元画像171の構成時の視点位置、視線方向を、上記透視像71aの構成時と同様に設定すれば、両像71a、171の比較対照に極めて有効である。20

図15において、透視像71a上で所望のCT値をもつ画素位置に対応する三次元画像171上の画素位置をカラー表示してもよい。三次元画像171上のカラー表示する位置の設定は図16Bに示すフローチャートに従って行われる。三次元画像171と図4に示すCT値標識ビットメモリMCのうち、所望のCT値標識用のビットメモリMCとを対照し、三次元画像171上の所定の画素位置に対応する所望のCT値標識用のビットメモリMC上の画素位置に標識“1”が立っていれば三次元画像171のその画素位置をカラー化する。これを三次元画像171の全画素位置について行う。図16Aはこれを実行するためのフローチャ

一トの一実施例を示す図で、三次元画像171中の斜線部181がカラー化された所望のCT値をもった領域である。なお図16Aにおいて、図15と同一符号は同一又は相当部分を示す。

これによれば、三次元画像171中の所望のCT値部分が他の部分とは区別されて明示的に表示される。明示的表示が可能ならば、カラー表示に代えて高輝度に、又は点滅させて、表示するようにしてもよい。

図17に示すようにCRTモニタ画面24aに表示する重み付け透視画像が血管像191（一般には臓器像）であって、その血管内にカテーテル等の血管内移動医用器具を挿入する場合には、その血管内移動医用器具像192を上記CRTモニタ画面24a上の血管像191に合成して表示するようにしてもよい。ここでは、上記合成表示に加えて、その合成像の回転をも行っている。図17では縦軸を中心として(a),(b)---(c),(d)と順に回転している例を示しているが、横軸を中心として回転するようにしてもよい。また、縦軸中心に回転する画像と横軸中心に回転する画像を並べて表示するようにしてもよく、更に両者を切り替えて表示するようにしてもよい。なお、これらの表示方法は図10を参照して説明した実施例を適用することによって実現することができる。

このような画像表示の手順の一例を図18に示す。

ステップ201では血管内移動医用器具像、ここではカテーテル像192の座標値変更のフラグ領域をクリアする。

ステップ202ではカテーテル座標値変更のフラグがオンか否かを判定し、オンならばステップ203に進み、そうでなければステップ204に飛ぶ。

ステップ203ではカテーテル座標値をカテーテル座標検出手段（図示せず）から受け取り、カテーテル座標値変更のフラグをオフにする。

ステップ204では受け取ったカテーテル座標値を上記血管像191の座標系での対応座標値に変換する。

ステップ205では座標値変換されたカテーテル像192を上記血管像191に合成し、表示する。

ステップ206では上記血管像191の視点位置を所定の回転軸を中心として所定の方向に所定角度進ませた位置に変更する。

以下、ステップ202～206が繰り返され、図17(a)～(d)に示すように回転する合成像(血管像191とカテーテル像192)がCRTモニタ画面24aに表示される。

なお、ステップ207、208はカテーテル座標検出手段側のフローで、ステップ207では、カテーテルの挿入座標が変化したか否かを判定する。変化した場合にはステップ208に進み、そうでなければステップ207を繰り返す。

ステップ208では、上記カテーテル像192の座標値変更フラグをオンにし、その座標値をステップ203で取り込む。

このような血管像191とカテーテル像192の合成表示によれば、カテーテル等の血管内移動医用具の挿入に役立つ。

図19は本発明の一応用例を示す図であって、画像210には血管内腔面211が表示されている。しかし、この画面210は全体像212の中のどの部分を診ているのか一般には明確ではない。そこで画像212中に、画像210を得るために、本発明による実施に係る視点213、視野および投影面215を破線で示すような三角形または四角錐(図示せず)で表示する。この視点、視野および投影面の表示により、画像210が画像212の中のどの部分をどんな方向に見た時のどの面上における透視像であるかが明確に認識することができる。

なお、視点、視野および投影面を画面上に表示する方法、およびそのような方法により指定された部分の透視像を再構成して表示する方法については前記のJP-A-8-16813に開示されている。

以上の説明においては、X線CT像について述べたが、本発明においては、これに限られるものではなく、MRI断層像、三次元的なMRIボリューム像または超音波断層像にも適用することができる。なお、MRI像や超音波像ではCT値に対応する画素値として濃度値が用いられる。

図20は、発明による透視像構成表示装置の概略構成の一実施例を示すブロック図である。図20において、20は磁気ディスク、21は主メモリ、22はCPU(中央処理装置)、23は表示メモリ、24はCRTモニタ、25はキーボード、26はマウス、27はマウスコントローラ、28は共通バスである。

この場合、磁気ディスク20は、構成対象であるCT像等の複数の断層像また

はボリューム画像、上述計数処理又は標識記録処理及び重み付け処理並びに画素位置座標変換等の実行プログラム、オペレーションプログラム、重み係数曲線等を格納するものである。またこの磁気ディスク 20 は、各種プログラムの実行により得られる各種データ、例えば構成後の透視像等も格納する。主メモリ 21 はプログラム実行時に種々のプログラム、データを一時的に格納するものである。なお、磁気ディスクに代えて光ディスクを用いてもよい。CPU 22 はプログラム実行時に必要な演算、処理及び装置各部の制御を行うものである。

表示メモリ 23 はCT像、透視像、重み係数曲線等のデータ、マウスカーソルの表示用データ等を格納する。CRTモニタ 24 は表示メモリ 23 に格納されたデータを画像として表示するものである。すなわちCRTモニタ 24 には、各種プログラムの実行に伴って、CT像や透視像、重み係数曲線あるいはマウスカーソル等が表示される。

キーボード 25 は各種の操作指令やデータ等を入力するものである。マウス 26 は例えば視点、投影面、断層像等の位置入力、視線（投影線）方向、重み係数曲線の選択や修正等を行うのに用いられるものであり、マウスコントローラ 27 はそのマウス 26 を制御するものである。共通バス 28 は以上の装置各部を接続するものである。なお、液晶シャッターメガネ 55 は、前述のように、CRTモニタ 24 の垂直同期信号に同期してメガネの左右液晶を交互に遮光して、交互に表示される視点の異なる 2 つの同一対象像を立体像として見るようにするものである。

以上の構成において、CPU 22 はキーボード 25 やマウス 26 の操作により図 2 A、図 3 および図 5 に示す処理フローを演算し実行し、透視像を構成し表示する。

産業上の利用分野

以上に述べたように、本発明に係る複数の断層像から透視像を構成し表示する方法および装置は、X線、MRI および超音波画像処理装置および方法への適用に有用である。

請 求 の 範 囲

1. 複数の断層像を積層して形成された、または少なくとも1つのボリューム画像にて形成された被観察体の仮想立体像に対して、所要の位置に視点を設定すると共に、その視点から前記仮想立体像を投影する投影面を設定し、前記仮想立体像を前記視点から前記投影面に投影した透視像を構成して表示する方法において、

前記視点から前記投影面に向かう投影線によって横切られる前記仮想立体像の該投影線上の所要間隔毎に画素値を読み出す読み出しステップ、

- 10 該読み出された画素値が予め少なくとも1つ設定されている所定の値に適合するとき、該所定の値に対応して設けられると共に、画像を構成するそれぞれの画素の記録領域を備えた、予め少なくとも1つ用意されている画素値メモリの内の、その適合された所定の値に対応する画素記録領域に画素データを記録する記録ステップ、
- 15 前記投影線を前記投影面上で画素単位で走査させ、その走査中に到来する走査画素毎に前記読み出しステップおよび前記記録ステップを実行する実行ステップ、および

前記画素値メモリに記録された画素データを読み出し、これを透視像として表示装置に表示する表示ステップ、

- 20 を含む前記方法。

2. 請求項1に記載の方法において、相互に異なる複数個の前記所定の値にそれぞれ対応して複数個の前記画素値メモリを用意するようにした前記方法。

3. 請求項2に記載の方法において、前記表示ステップは、前記画素値メモリの内の複数個の画素値メモリから読み出した画素データに、該画素値メモリ毎に
25 所要の重み係数を与えて重み付けする重み付けステップと、前記複数個の画素値メモリからの重み付けされた画素データを同一画素毎に合成する合成ステップと、該合成されたデータを表示するステップと、を含む前記方法。

4. 請求項3に記載の方法において、前記重み付けステップは、強調したい画素値に対応する前記画素値メモリから読み出される画素データに大きな重み係数

を与えるようにした前記方法。

5. 請求項3に記載された前記方法において、前記表示装置に表示しない画素値に対応する画素値メモリからの画素データに対しては前記重み係数を零にするようにした前記方法。

- 5 6. 請求項3に記載の方法において、前記重み付けステップは、予め前記画素値毎に異なる重み係数を設定した複数個の重み係数曲線を用意するステップと、それら複数個の重み係数曲線に対応した複数個の選択ボタンを表示するステップと、それら複数個の選択ボタンの1つが選定されたときその選定されたボタンに対応する重み係数曲線を前記画素値メモリからの画素データに適用するステップ
- 10 と、を含む前記方法。

7. 請求項6に記載の方法において、さらに、前記表示装置に表示された重み係数曲線の特性を変化させるステップを有する前記方法。

8. 請求項6に記載の方法において、前記表示装置には前記透視像と共に前記選定された重み係数曲線を表示するようにした前記方法。

- 15 9. 請求項8に記載の方法において、前記表示された重み係数曲線の特性を変化させたとき、その変化された重み係数曲線に対応して重み付けがされた透視像を前記表示装置に表示するようにした前記方法。

10. 請求項6に記載の方法において、前記表示装置に表示された重み係数曲線の画素値を表す座標軸に、対応する画素値を表示するようにした前記方法。

- 20 11. 請求項6に記載の方法において、前記表示装置に表示された重み係数曲線の画素値を表す座標軸に画素値に対応する被観察部位の名称を当該画素値に対応する位置に表示するようにした前記方法。

12. 請求項3に記載の方法において、前記重み付けステップはすべてのデータに対して同一の重み係数を与えるようにした前記方法。

- 25 13. 請求項2に記載の方法において、前記画素値メモリの内の複数個の画素値メモリを1グループとして1つのメモリ領域に割り当てるようにするステップを含む前記方法。

14. 請求項2に記載の方法において、前記表示ステップは前記複数個の画素値メモリの内の1つから読み出した画素データを表示するものである前記方法。

15. 請求項 1 に記載の方法において、前記表示ステップは、予め前記画素値毎に異なる重み係数を設定した複数個の重み係数特性を用意するステップと、それら複数個の重み係数特性に対応した複数個の透視像を構成するステップと、該構成された複数個の透視像を前記表示装置に表示するステップと、を含む前記方法。
- 5 16. 請求項 1 に記載の方法において、前記記録ステップは、前記適合が生ずる毎に前記所定の値を前記画素記憶領域に加算してゆく処理を含む前記方法。
17. 請求項 1 6 に記載の方法において、前記表示ステップは前記画素値メモリに記録された画素データの大きさに従って前記透視像に陰影を施すようにした前記方法。
- 10 18. 請求項 1 に記載の方法において、前記記録ステップは、前記適合が最初に生じたときに前記記録を実行し、それ以降に生じた適合に対しては当該記録を実行しないようにした前記方法。
19. 請求項 1 8 に記載の方法において、前記記録ステップは、前記記録を実行するとき、前記視点から前記読み出しステップで読み出された当該画素値の存在
- 15 位置までの距離を計算してその距離を記録するステップを有する前記方法。
20. 請求項 1 9 に記載の方法において、前記表示ステップは、前記距離の大きさに従って明度を変化させて表示して前記透視像に陰影を与えるようにした前記方法。
21. 請求項 1 に記載の方法において、前記視点を無限遠方に位置して平行投影
- 20 がなされるようにした前記方法。
22. 請求項 1 に記載の方法において、前記読み出しステップは、前記仮想立体像が複数の断層像の積層にて形成されているとき、前記投影線が前記断層像を貫通する点毎に画素値の読み出しを実行するようにした前記方法。
23. 請求項 1 に記載の方法において、前記読み出しステップは、読み出される
- 25 べき画素位置に画素値が存在しないときは、その位置の画素を補間法にて計算して求めた画素値を読み出し値とするようにした前記方法。
24. 請求項 1 に記載の方法において、さらに、前記読み出しステップで読み出された画素値が所定のしきい値の条件に適合するときのみ、該画素値を前記記録ステップに基づいて処理されるようにした前記方法。

25. 請求項 1 に記載の方法において、前記記録ステップにおける前記所定の値は所定の範囲を与え前記読み出された画素値がその範囲内にあるとき前記適合として前記記録を実行するようにされた前記方法。
26. 請求項 1 に記載の方法において、前記表示ステップは複数の画像を表示するようにした前記方法。
27. 請求項 2 6 に記載の方法において、前記表示ステップは、第 1 の条件で構成された第 1 の透視像を表示メモリの予め指定された第 1 の所定の番地範囲に記録するステップと、第 2 の条件で構成された第 2 の透視像を前記表示メモリの予め指定された第 2 の番地範囲に記録するステップと、前記表示メモリに記録されたそれら画像データを前記表示装置に表示するステップと、を含む前記方法。
28. 請求項 2 7 に記載の方法において、前記第 1 および第 2 の条件は相互に前記視点または前記投影面を異ならせるものである前記方法。
29. 請求項 2 8 に記載の方法において、前記第 1 の条件により構成された前記第 1 の透視像の視点および投影面の仮想存在位置を前記第 2 の透視像上に表示するようにした前記方法。
30. 請求項 2 7 に記載の方法において、前記第 1 および第 2 の条件は相互に重み係数を異ならせる前記方法。
31. 請求項 2 7 に記載の方法において、前記第 1 および第 2 の条件は相互に画素値メモリを異ならせる前記方法。
32. 請求項 2 6 に記載の方法において、前記表示ステップは、前記画素値メモリから読み出された画像データを表示メモリの予め指定された第 1 の所定の番地範囲に記録するステップと、該画像データとは異なる第 2 の画像データを前記表示メモリの予め指定された第 2 の番地範囲に記録するステップと、前記表示メモリに記録されたそれら画像データを前記表示装置に表示するステップと、を含む前記方法。
33. 請求項 3 2 に記載の方法において、前記第 2 の画像データは最大値投影法により構成された画像データである前記方法。
34. 請求項 3 2 に記載の方法において、前記第 2 の画像データは前記複数個の断層像の内の所要の 1 つである前記方法。

35. 請求項 26 に記載の方法において、前記表示ステップは、さらに、前記被観察体内を移動する医用具の移動情報を受け取るステップと、前記透視像を表示メモリに記録するステップと、該透視像に合成するべく前記移動情報に基づいた前記医用具の画像データを前記表示メモリに記録するステップと、を含む前記方法。

36. 請求項 35 に記載の方法において、前記医用具はカテーテルである前記方法。

37. 請求項 36 に記載の方法において、前記合成されるべき前記透視像は当該カテーテルが挿入されるべき血管に係わる画像値の画像値メモリから読み出された画像データにより構成されるようにした前記方法。

38. 請求項 1 に記載の方法において、前記表示ステップは、第 1 の視点において構成された第 1 の透視像を第 1 の表示メモリに記録するステップと、該第 1 の視点から視差に相当する距離だけ移動された第 2 の視点において構成された第 2 の透視像を第 2 の表示メモリに記録するステップと、前記第 1 と第 2 の透視像を前記表示装置に交互に表示するステップと、該交互表示に同期して観察者の左右の目で交互に前記表示装置に表示された透視像を見るようにして該透視像を立体視できるようにするステップと、を含む前記方法。

39. 請求項 38 に記載の方法において、前記観察者に交互に透視像が見えるようにするステップは液晶シャッターメガネを用いて行うようにした前記方法。

40. 請求項 1 に記載の方法において、所要の被観察部位に係わる画像値に対応する画像値メモリの画素データが前記表示装置に間欠的に表示して該被観察部位を点滅表示するようにした前記方法。

41. 請求項 1 に記載の方法において、前記表示ステップは、さらに、白黒を含んだ複数個の色を一連の階調に従って区分したカラーマップを用意するステップと、該カラーマップの各区分に割り当てられる前記画素値の範囲を指定するステップと、各画素値の範囲を前記カラーマップの対応する区分に規格化するステップと、その規格化された画素データを透視像として合成するステップと、を含む前記方法。

42. 請求項 1 に記載の方法において、さらに、前記視点、前記投影面および前

記画素値メモリから読み出される画素データに与えられる重み係数の内の少なくとも1つを含む条件を順次に変える条件変更ステップと、該条件が変化する毎に前記読み出しステップから前記実行ステップまでの処理を実行する画像処理ステップと、その処理の結果前記画素値メモリに得られた画素データを透視像として

5 複数個の記憶領域に順番に記憶して透視像群を形成する透視像群形成ステップと、を含み、さらに、前記表示ステップは、前記複数個の記憶領域に記憶された透視像を順番に読み出して前記表示装置に動画像として表示するようにする、前記方法。

43. 請求項42に記載の方法において、前記条件変更ステップは、前記視点を

10 前記被観察体の所要の中心軸の回りを回動させるようにして、前記表示ステップにおいて前記透視像を被観察体の回転像として表示させるようにした前記方法。

44. 請求項42に記載の方法において、前記条件変更ステップは、前記視点を順次に変える第1の条件変更ステップと、前記重み係数を順次に変える第2の条件変更ステップと、を含み、さらに、前記第1の条件変更ステップに従って前記

15 画像処理ステップと前記透視像群形成ステップとを実行する第1の条件変更実行ステップと、前記第2の条件変更ステップにおいて前記第2の条件が変更される毎に前記第1の条件変更実行ステップを実行する第2の条件変更実行ステップと、を含んで複数個の透視像群を形成するようにする前記方法。

45. 視点と投影面を設定する機能、

20 前記視点から前記投影面に向かう投影線によって横切られる前記仮想立体像の該投影線上の所要間隔毎に画素値を読み出す機能、

該読み出された画素値が予め少なくとも1つ設定されている所定の値に適合するとき、該所定の値に対応して設けられると共に、画像を構成するそれぞれの画素の記録領域を備えた、予め少なくとも1つ用意されている画素値メモリの内の、

25 その適合された所定の値に対応する画素記録領域に画素データを記録する機能、

前記投影線を前記投影面上で画素単位で走査させ、その走査中に到来する走査画素毎に前記読み出し機能と前記記録機能を実行する実行ステップ、および

前記画素値メモリに記録された画素データを読み出して透視像を形成する機能、を実現するためのプログラムであって、複数の断層像を積層して形成された、

または少なくとも1つのボリューム画像にて形成された被観察体の仮想立体像を前記視点から前記投影面に投影した透視像を形成するためのプログラム、を記録したコンピュータで読み取り可能な記録媒体。

46. 複数の断層像を積層して形成された、または少なくとも1つのボリューム
5 画像にて形成された被観察体の仮想立体像に対して、所要の位置に視点を設定すると共に、その視点から前記仮想立体像を投影する投影面を設定し、前記仮想立体像を前記視点から前記投影面に投影した透視像を構成して表示する装置において、

前記視点から前記投影面に向かう投影線によって横切られる前記仮想立体像の
10 該投影線上の所要間隔毎に画素値を読み出す読み出し手段、

所要の画素値に対応して設けられ、該所要の画素値に対応する所定の値が設定された少なくとも1つの画素値メモリであって、画像を形成するそれぞれの画素の記憶領域を備えた前記画素値メモリ、

前記読み出し手段で読み出された画素値が前記所定の値に適合するとき、その
15 適合された所定の値に対応する前記画素値メモリの対応する画素記録領域に画素データを記録する記録手段、

前記投影線を前記投影面上で画素単位で走査させ、その走査中に到来する走査画素毎に前記記録手段を機能させる手段、および

前記画素値メモリに記録された画素データを読み出す画素データ読み出し手段、
20 および、

その画素データ読み出し手段で読み出された画素データを透視像として表示する表示装置、

を含む前記装置。

47. 請求項46に記載の装置において、前記画素値メモリは、前記適合が生ず
25 る毎に前記所定の値を加算してゆく画素値計数メモリである前記装置。

48. 請求項46に記載の装置において、前記画素値メモリは、前記適合が最初に生じたときに前記記録を実行し、それ以降に生じた前記適合にたいしては当該記録がされないようにした画素値標識ビットメモリである前記装置。

49. 請求項48に記載の装置において、さらに、前記記録を実行するとき前記

視点から当該画素値の存在位置までの距離を記録する距離用メモリを有する前記装置。

50. 請求項 4 9 に記載の装置において、前記表示装置は前記距離用メモリに記録された距離に従って明度を変化させて前記透視像を表示するようにした前記装置。

51. 請求項 4 6 に記載の装置において、前記画素データ読み出し手段は、さらに、前記読み出された画素データを記録する表示メモリを有する、前記装置。

52. 請求項 5 1 に記載の装置において、前記画像値メモリを複数個備えており、前記画素データ読み出し手段は、前記複数個の画素値メモリの内の選択されたもののそれぞれの対応画素記憶領域に記録された画素データを加算する手段と、該加算手段で加算された画素データを記録する画素データメモリと、該画素データメモリに加算された画素データを前記表示メモリの対応画素記憶領域に記録する手段と、を備えた前記装置。

53. 請求項 5 2 に記載の装置において、前記加算手段はさらにそれぞれの画素値メモリに対して所要の重み付けを与え、それら画素値メモリから読み出された画素データに当該重み付けの程度に対応する重み係数を乗ずるようにした、前記装置。

FIG. 2A

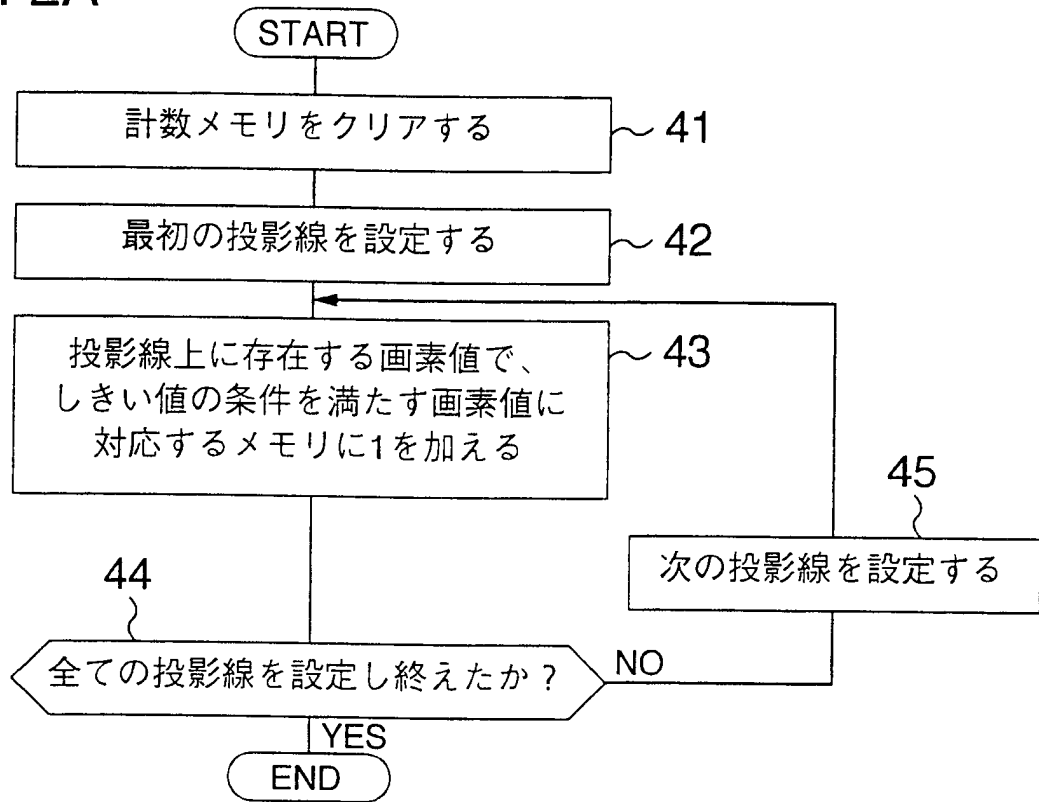


FIG. 2B

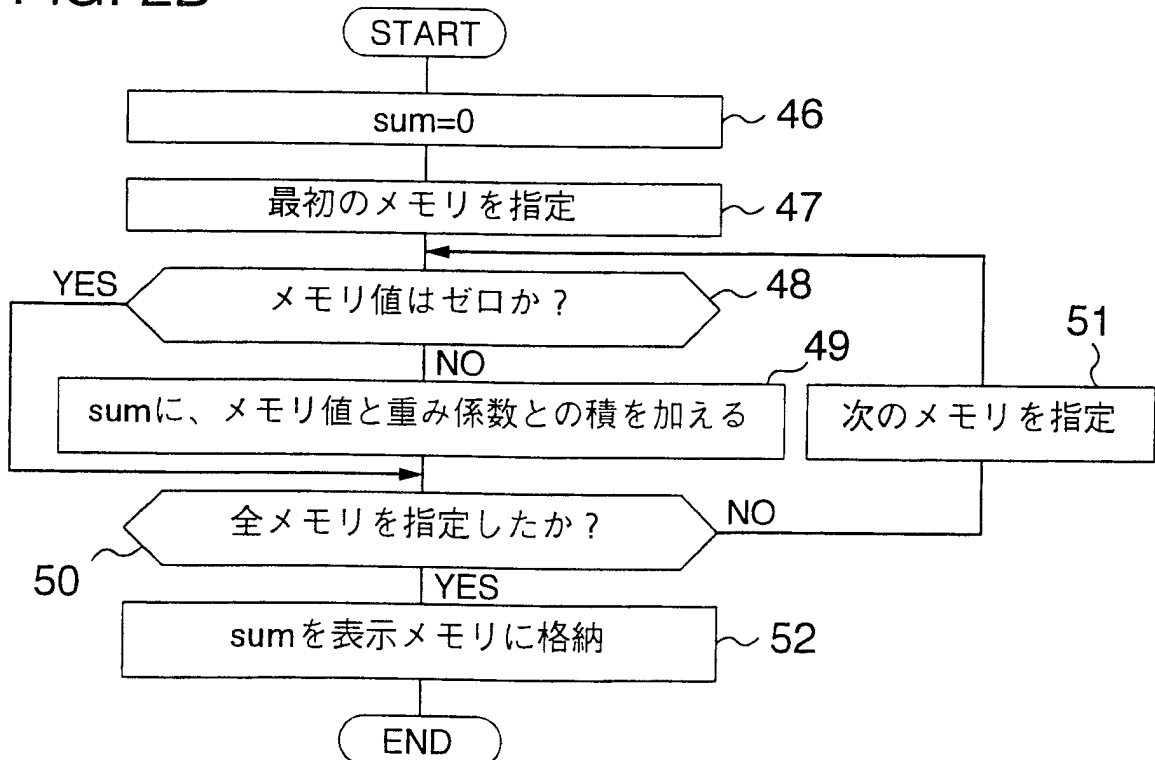


FIG. 3

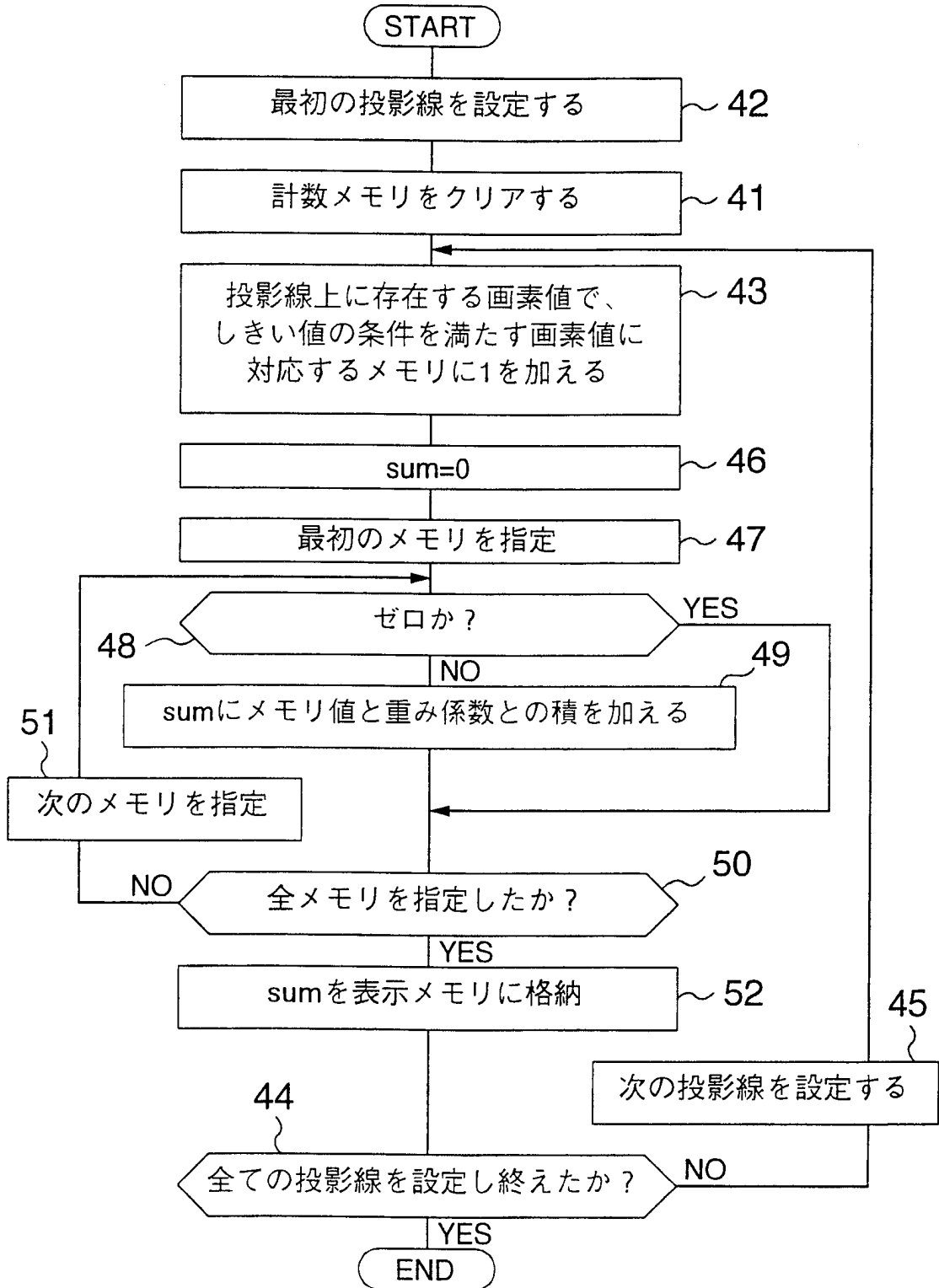


FIG. 4

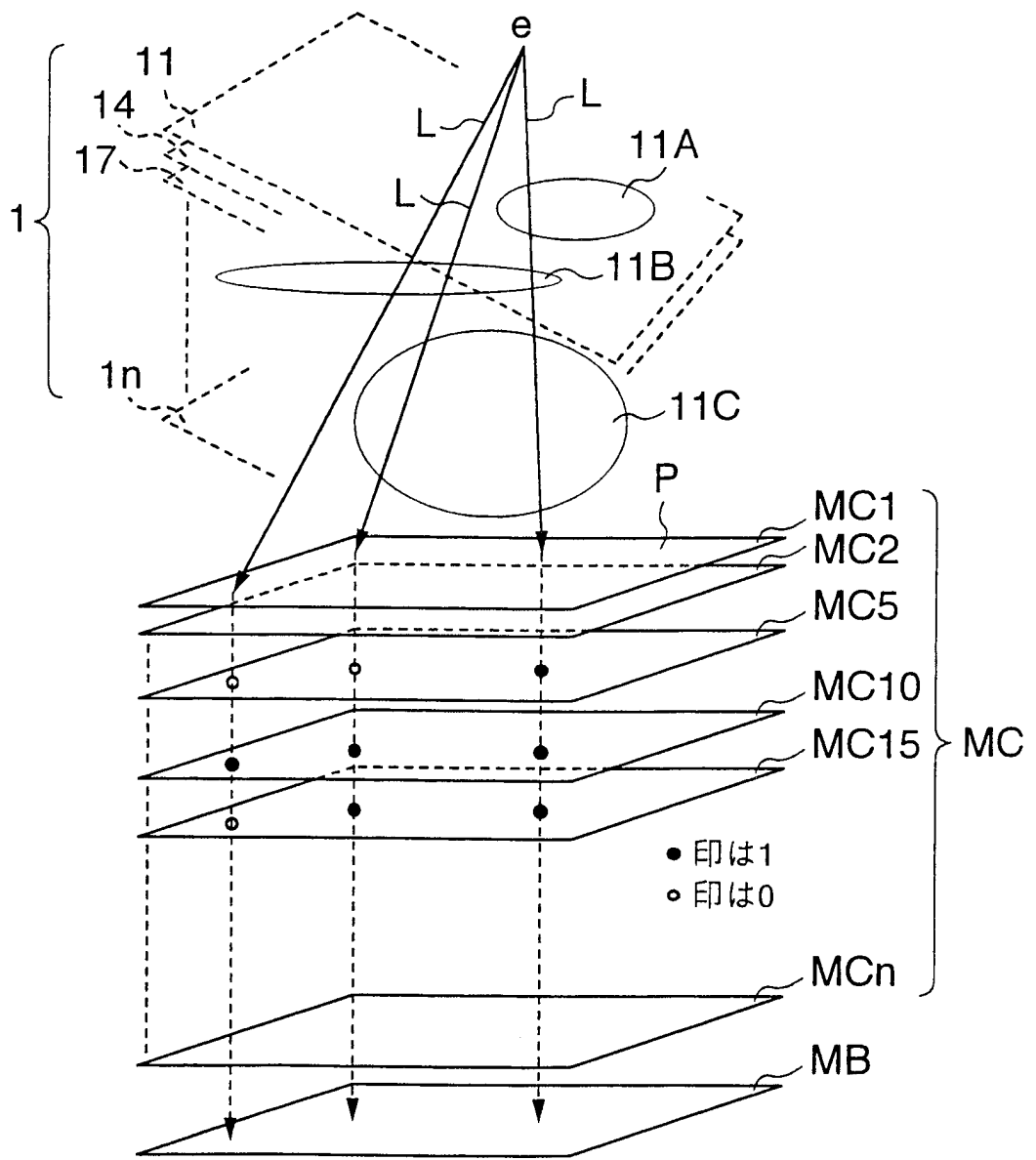


FIG. 5

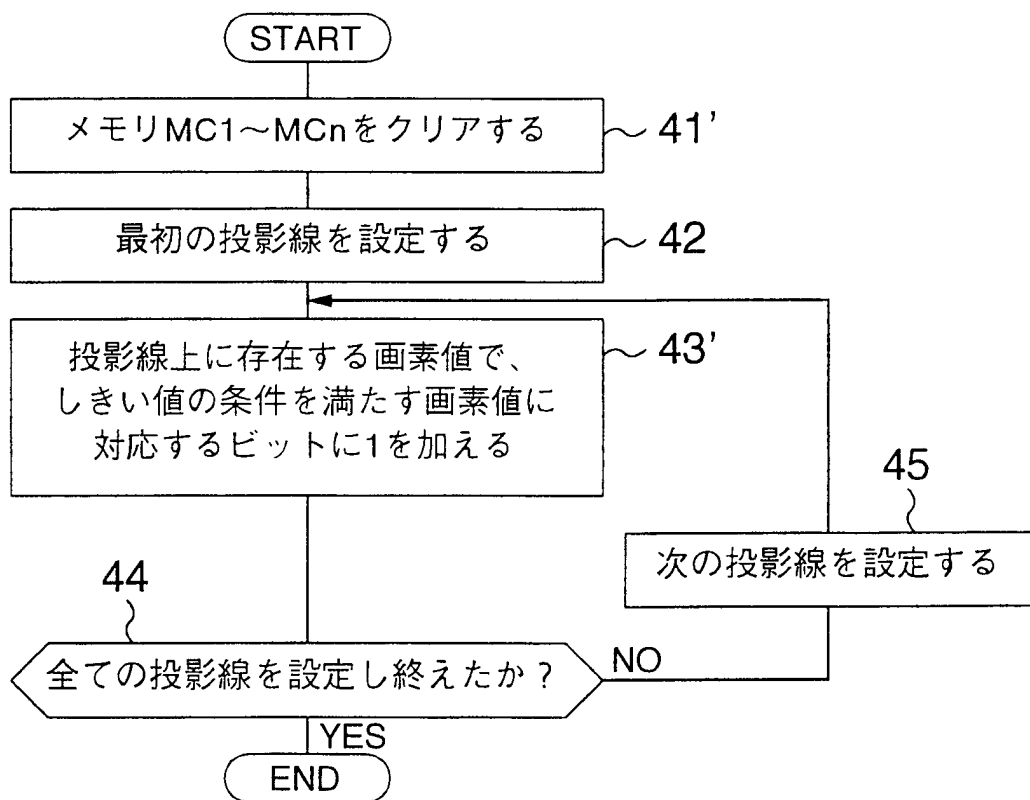


FIG. 6

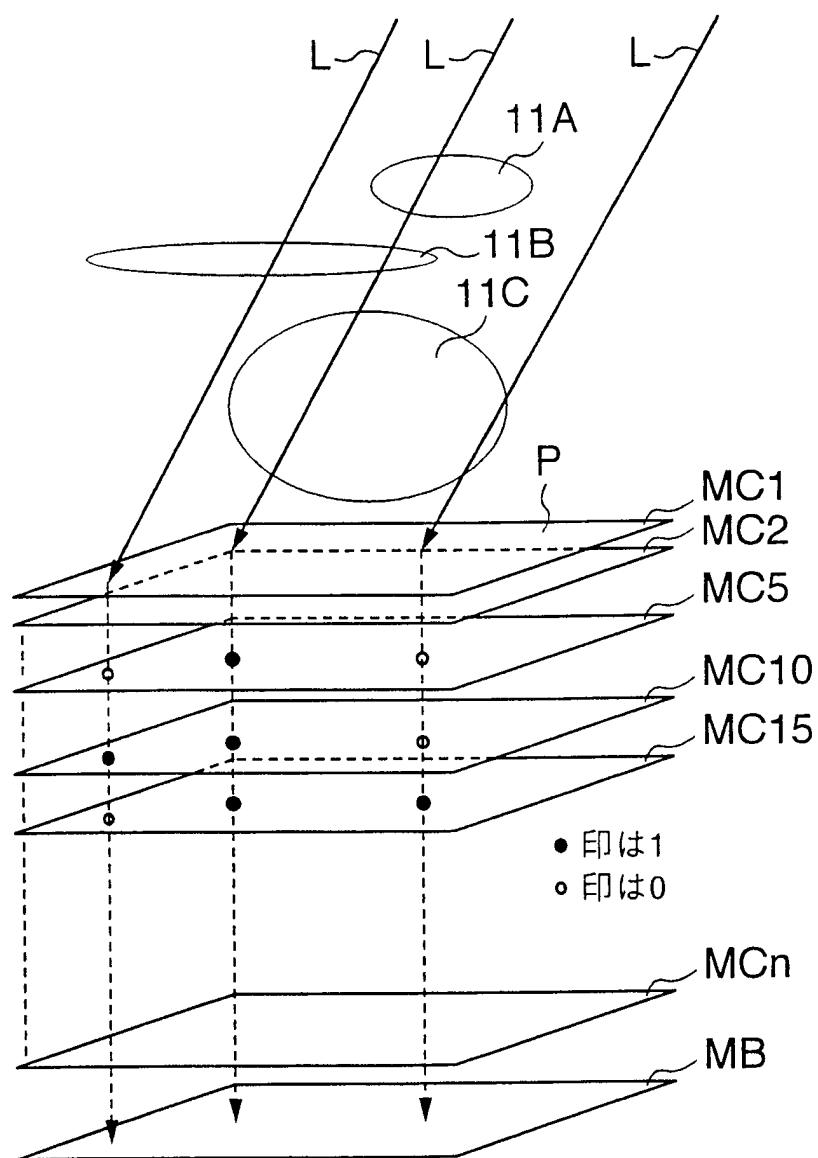


FIG. 7A

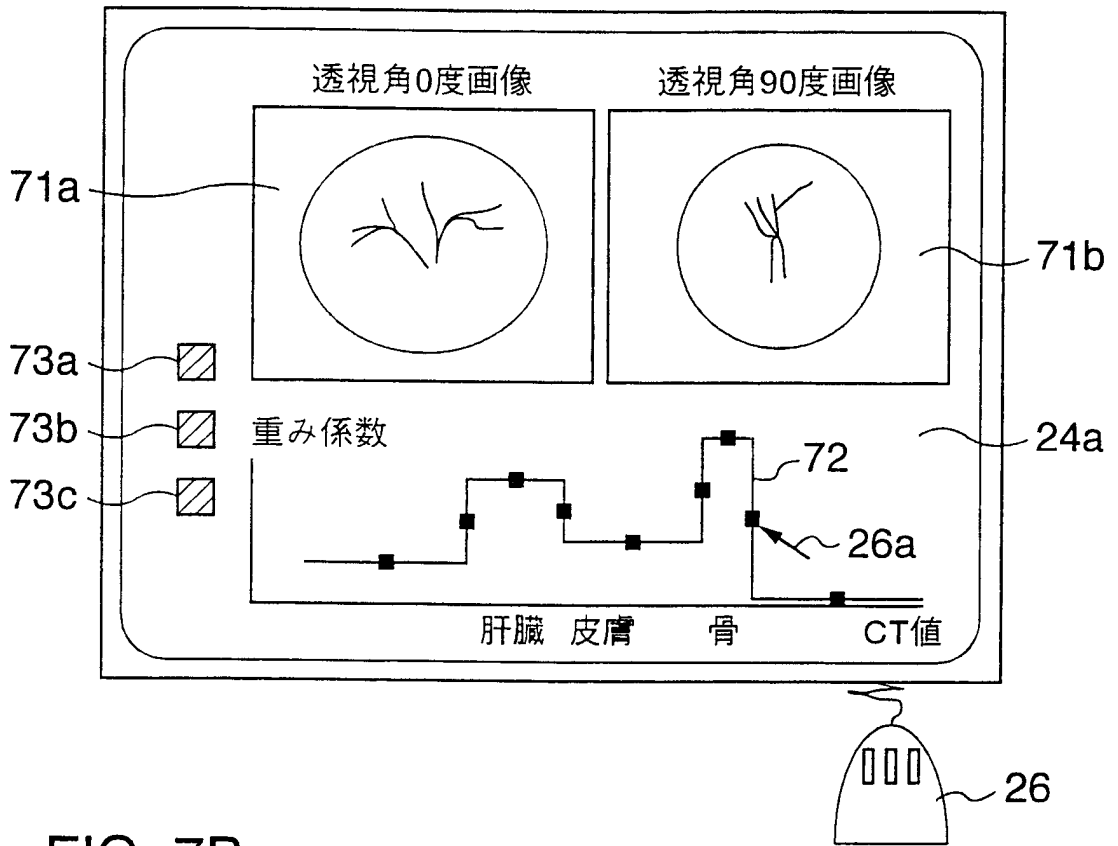


FIG. 7B

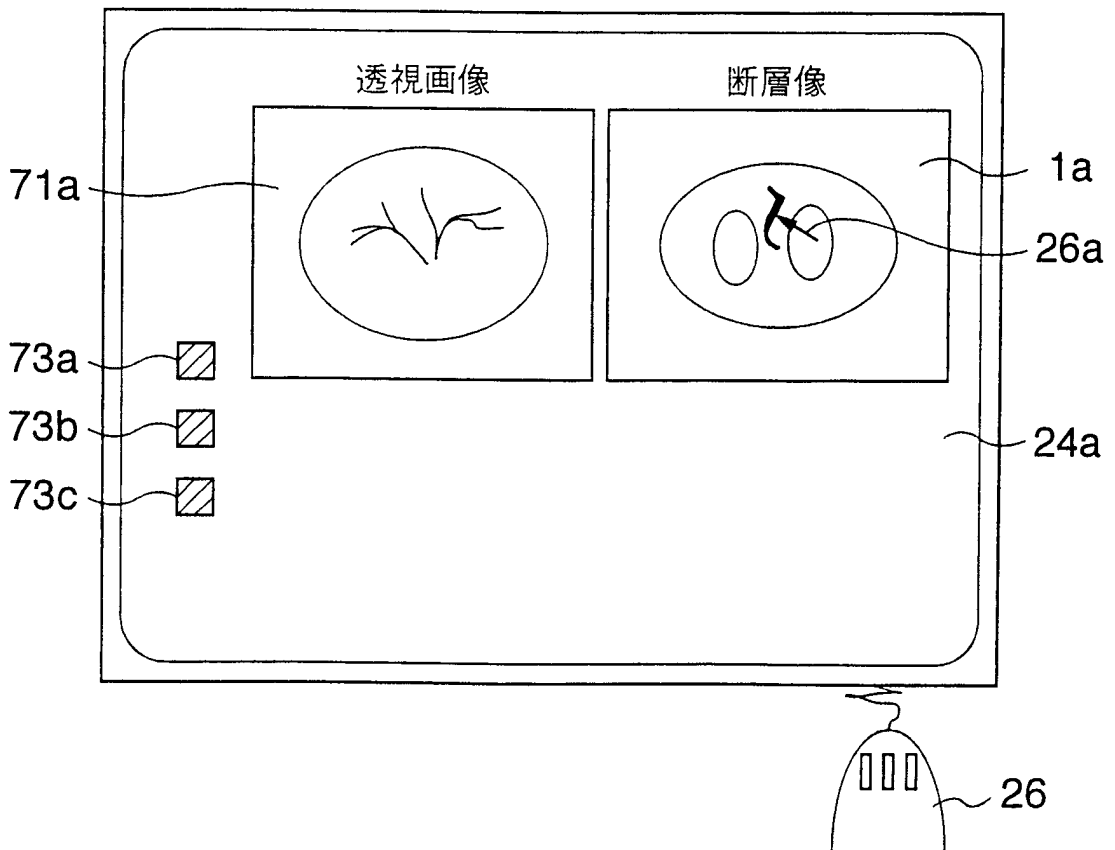


FIG. 8A

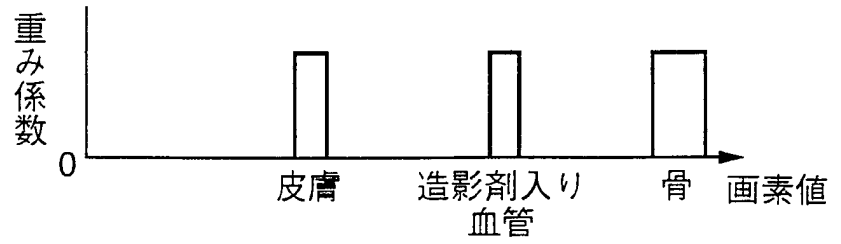


FIG. 8B

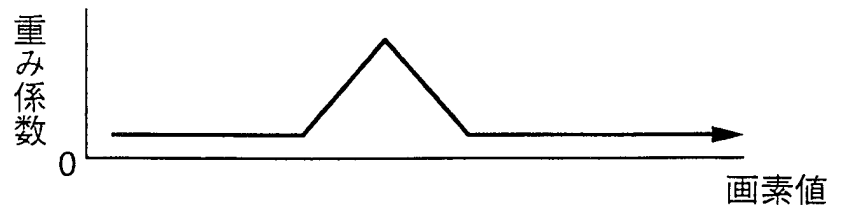


FIG. 8C

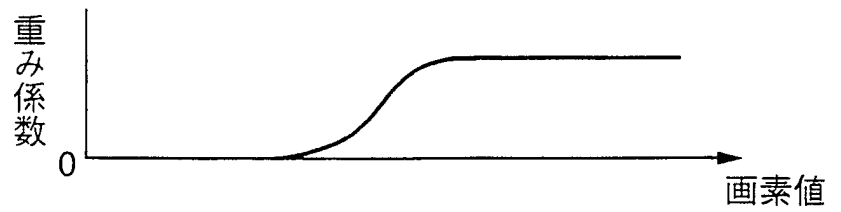


FIG. 8D

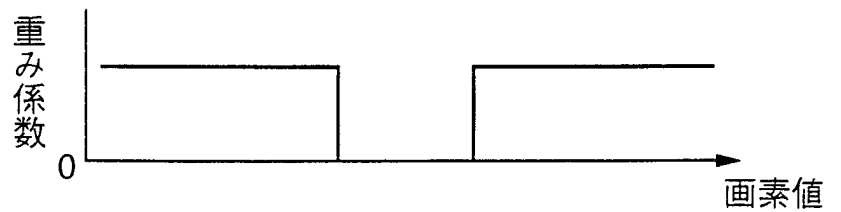


FIG. 9A

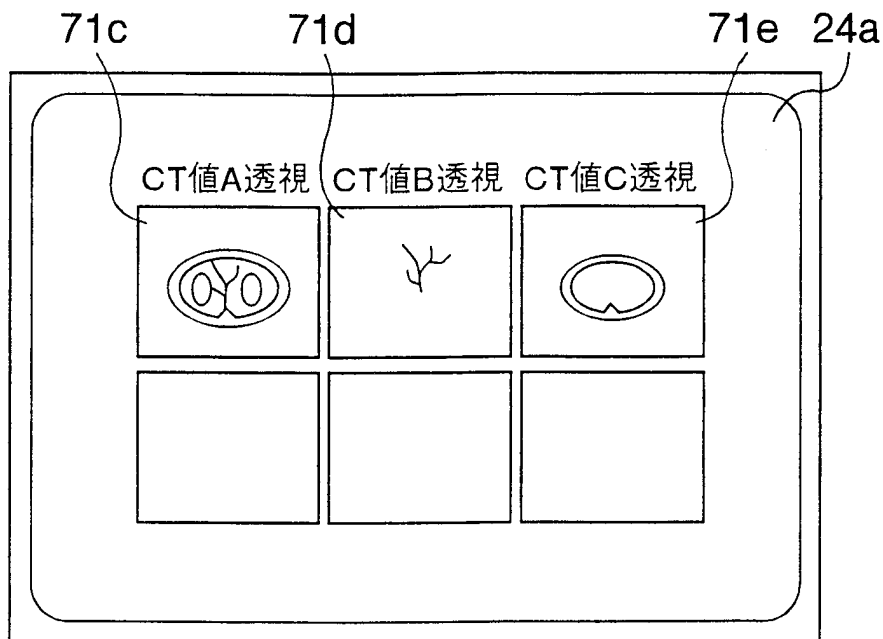


FIG. 9B

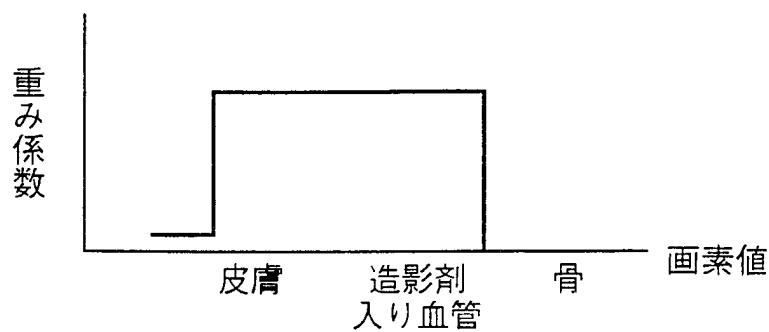


FIG. 9C

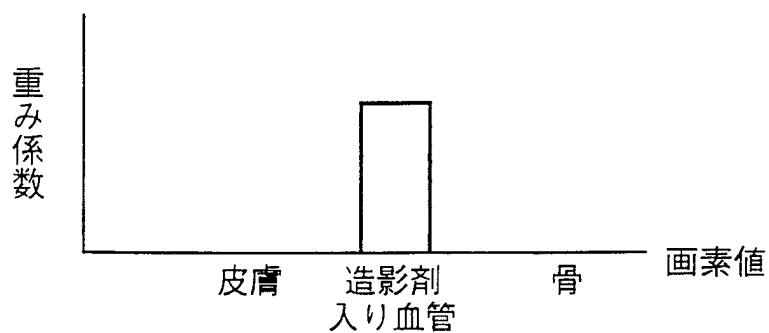


FIG. 9D

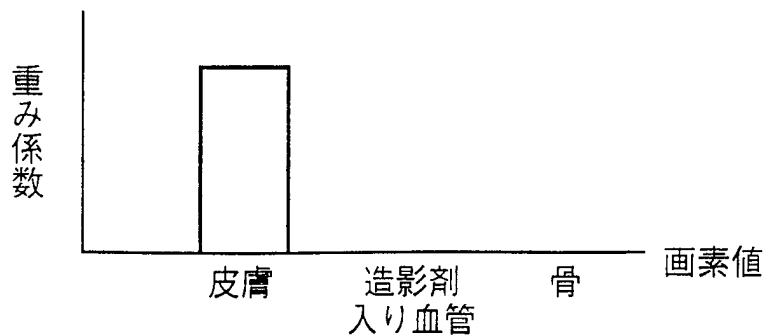


FIG. 11

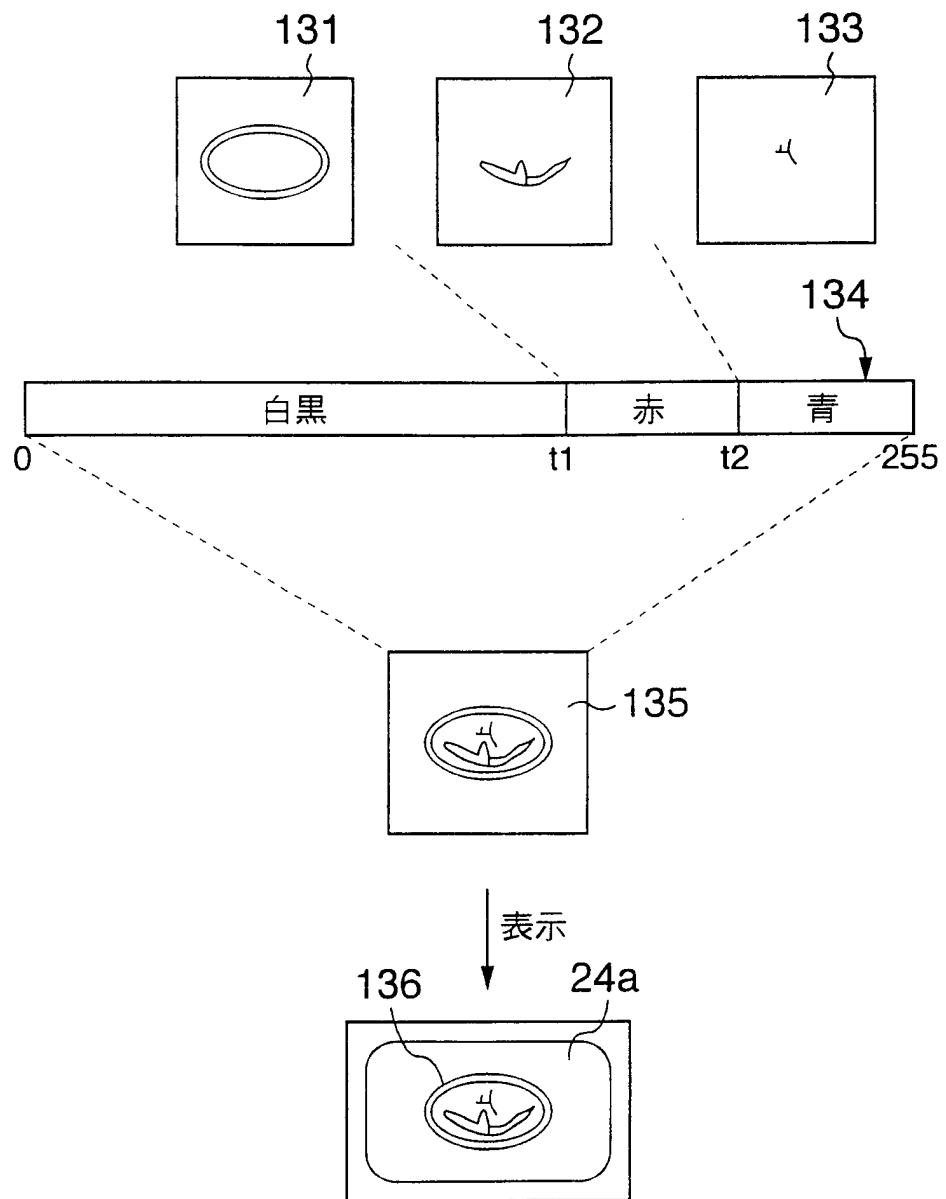


FIG. 12

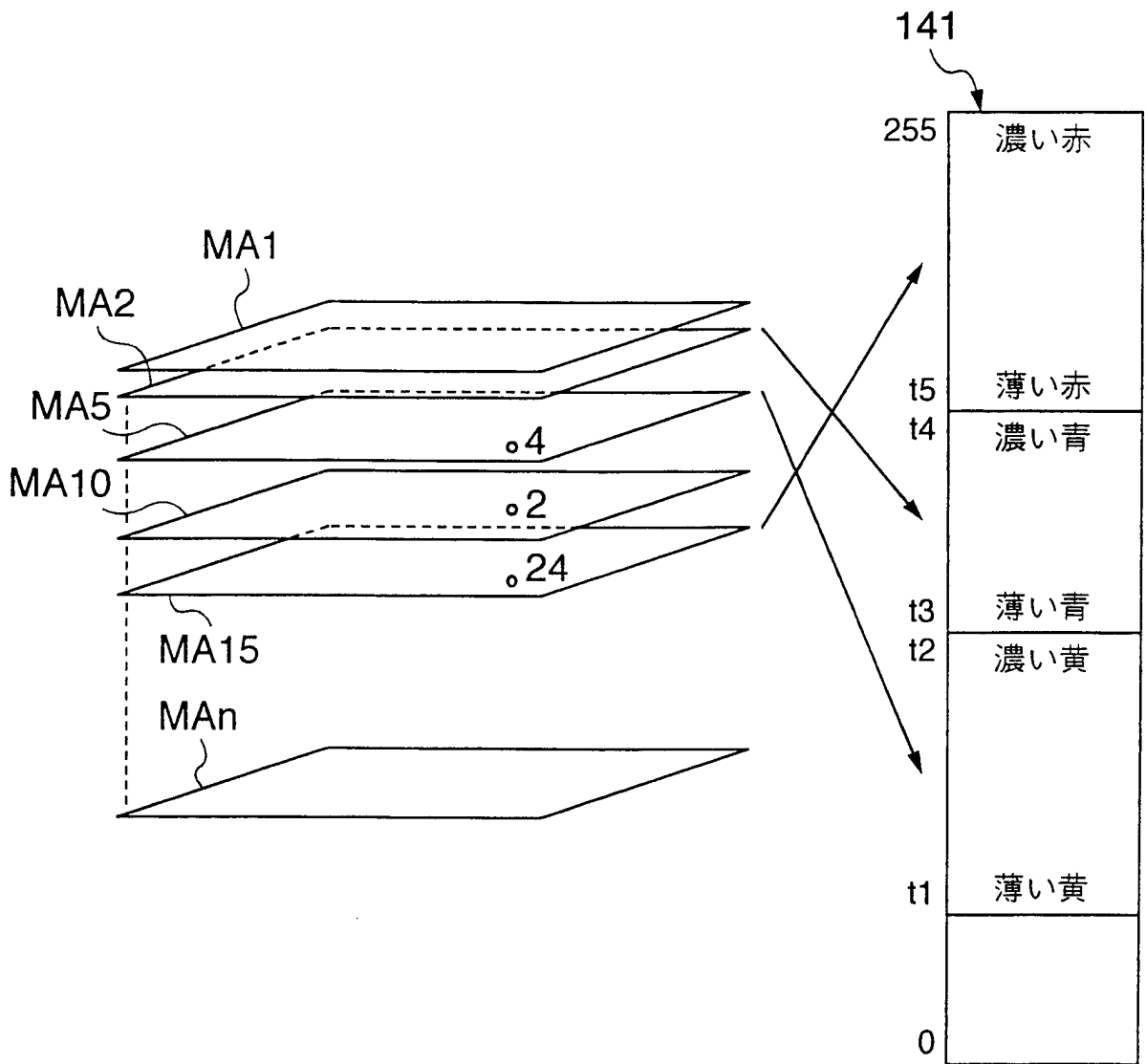


FIG. 13

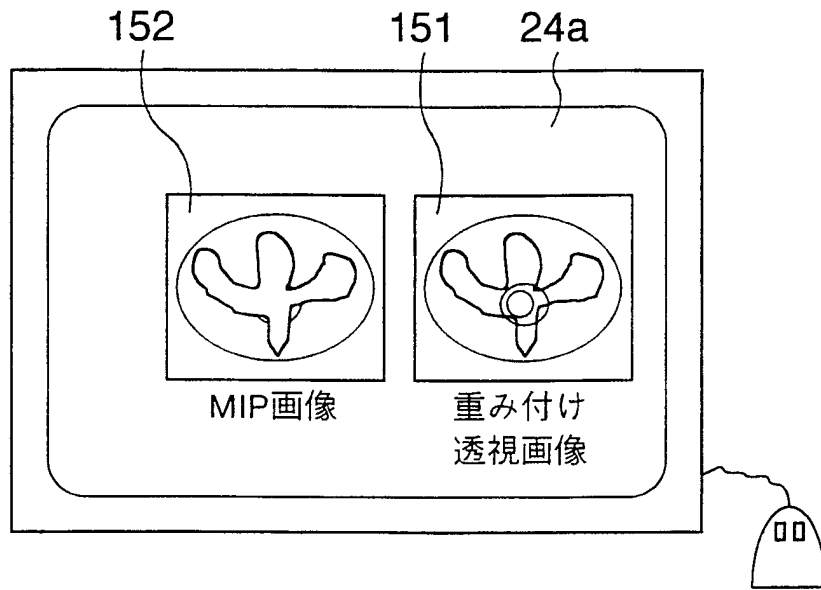


FIG. 15

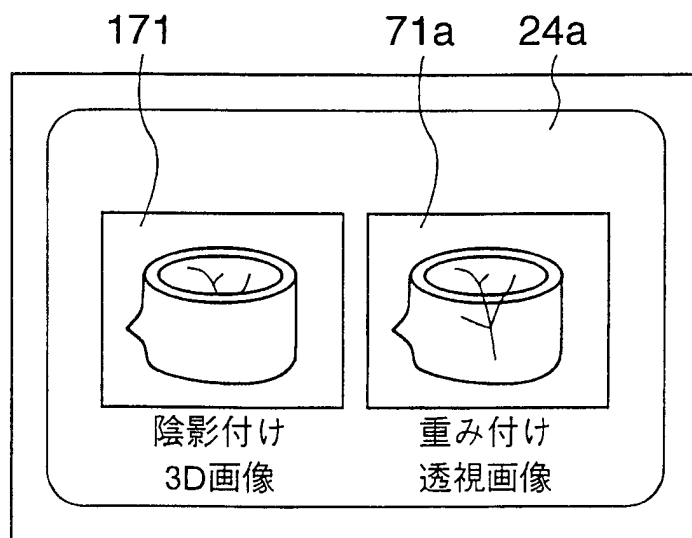


FIG. 14A

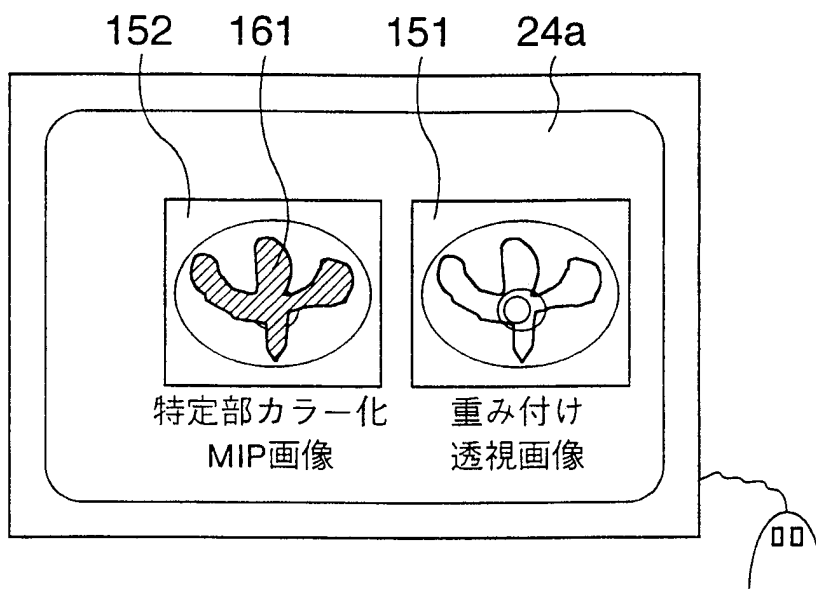


FIG. 14B

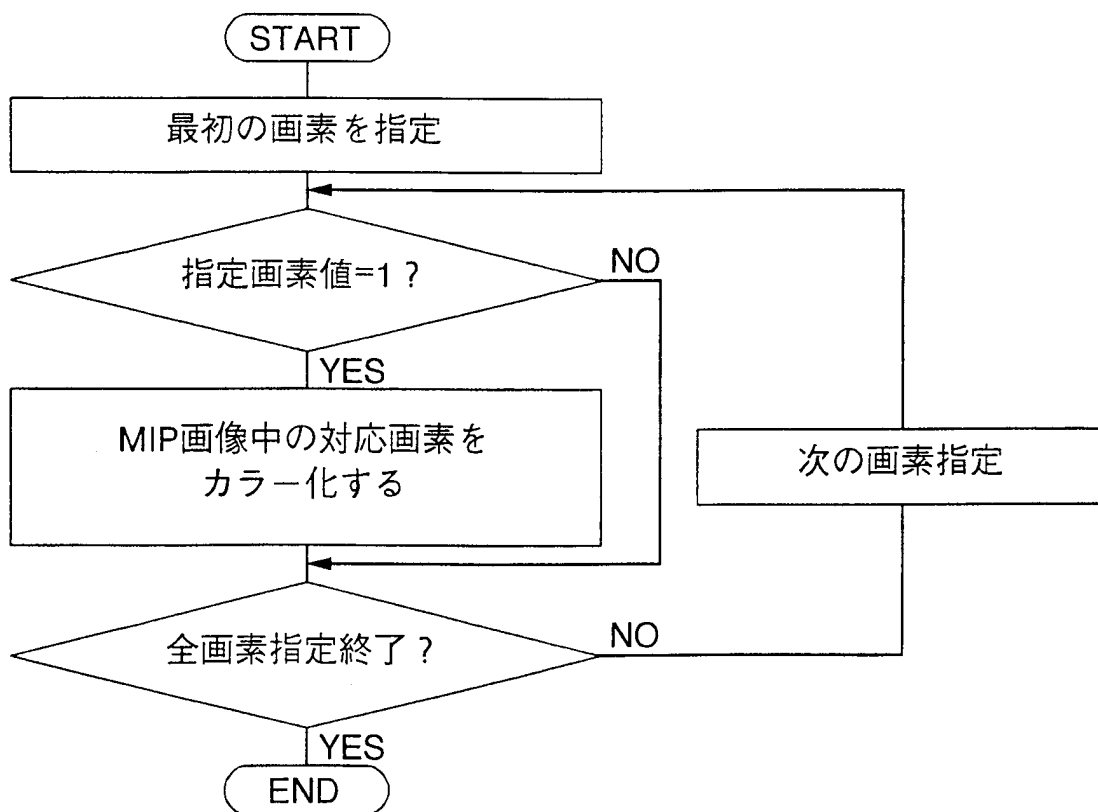


FIG. 16A

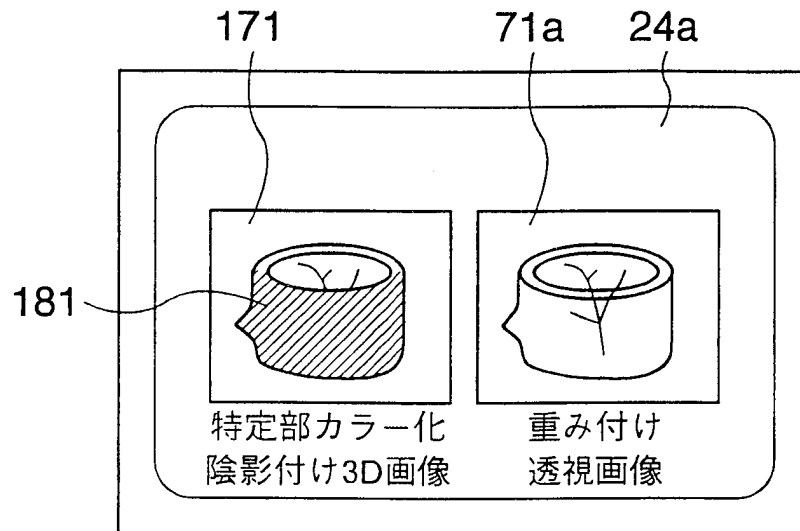


FIG. 16B

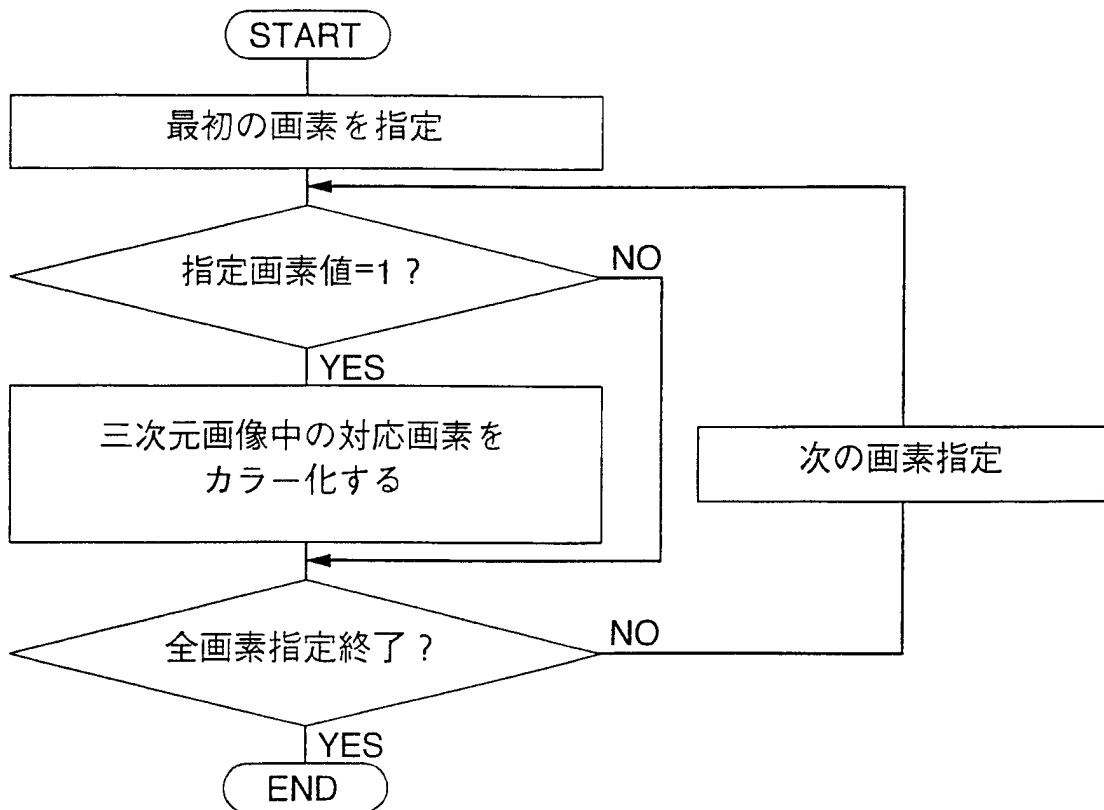


FIG. 17

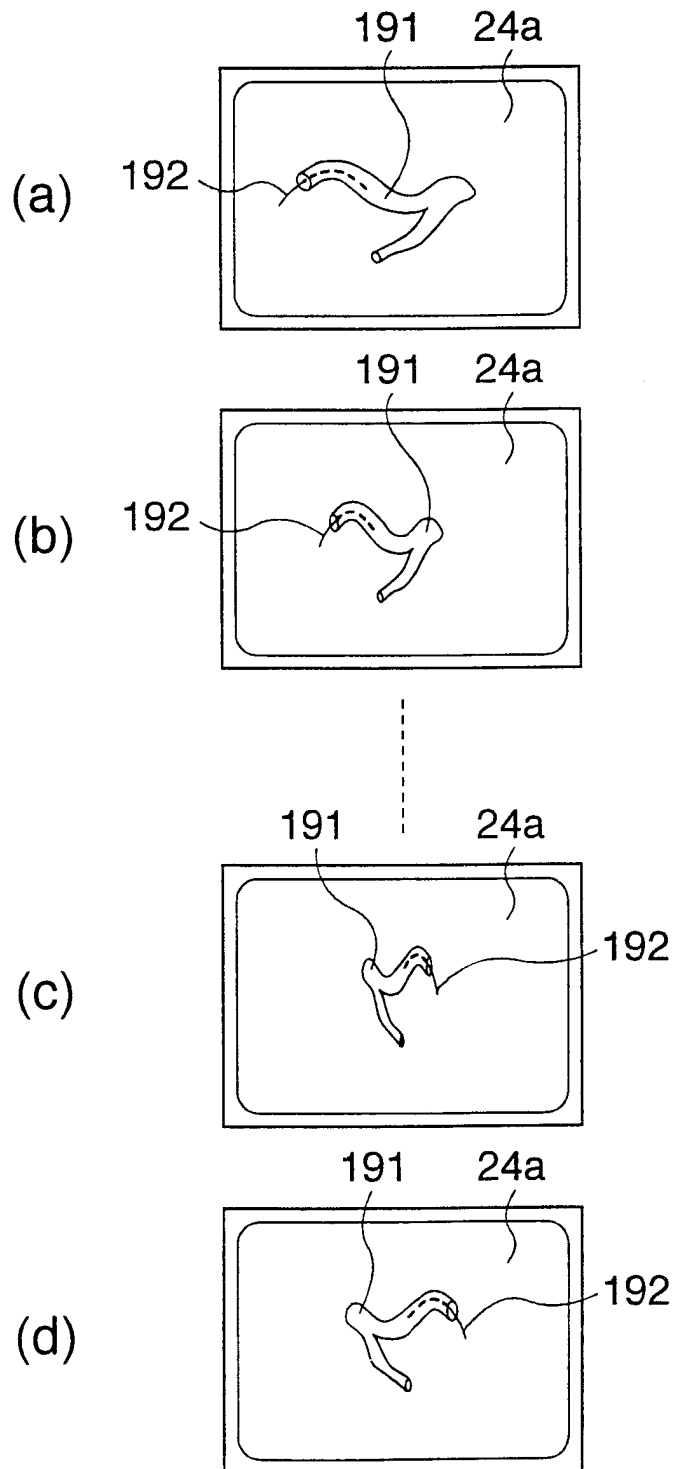


FIG. 18

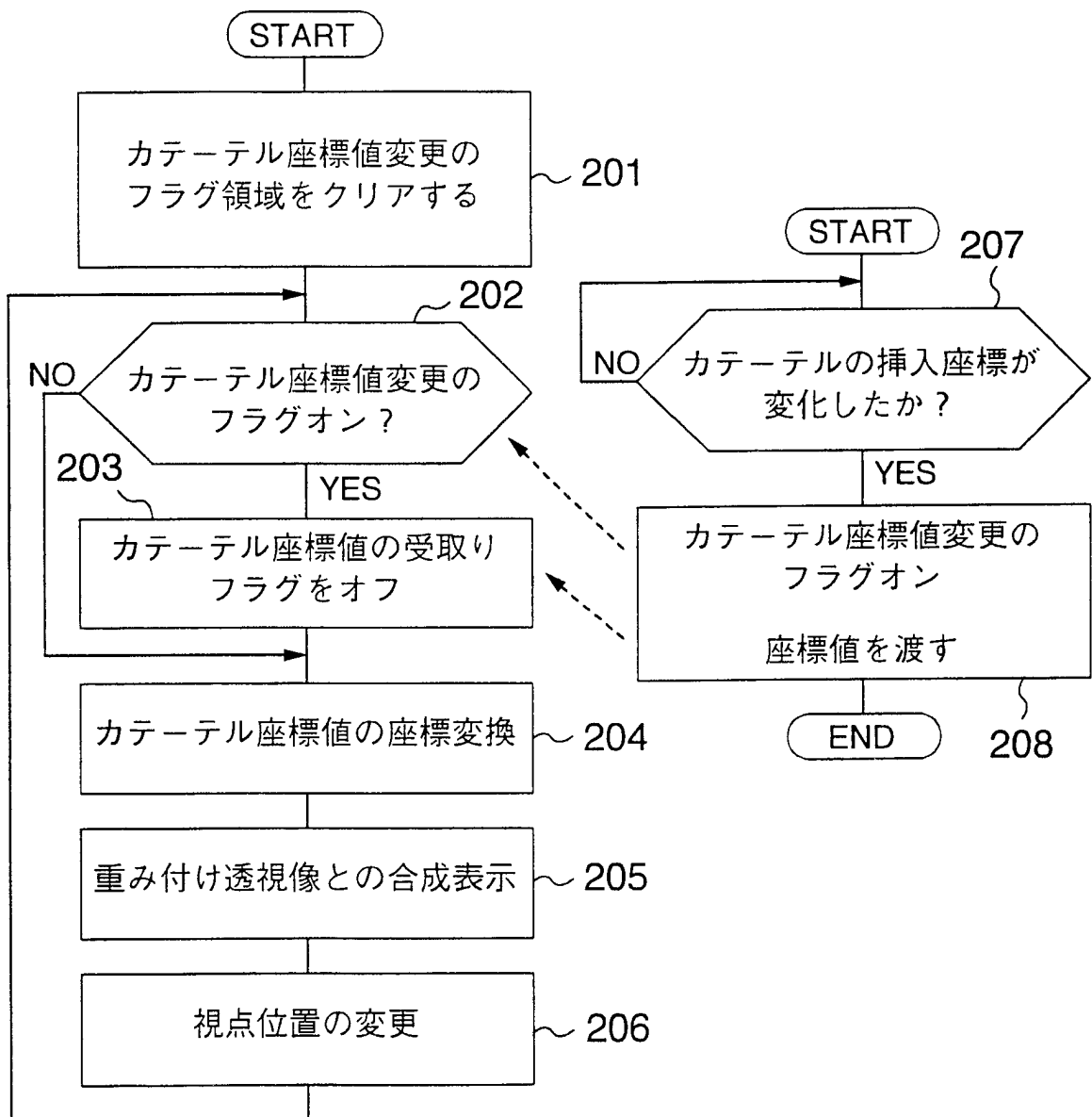


FIG. 19

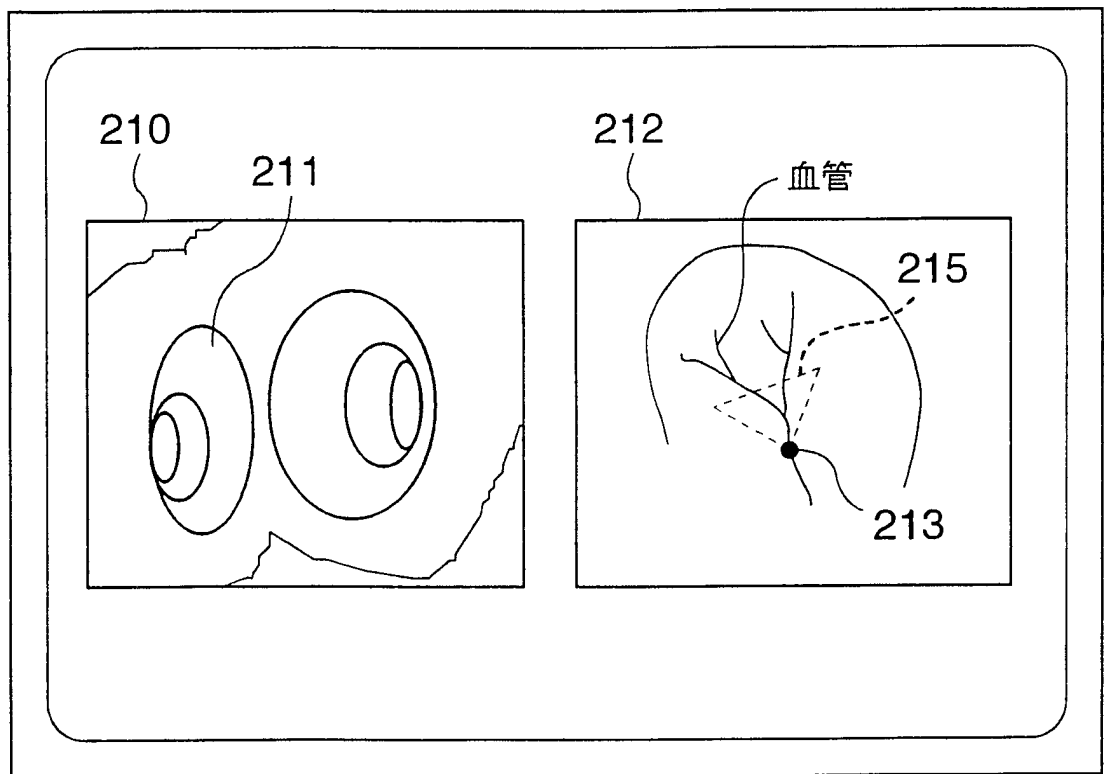


FIG. 20

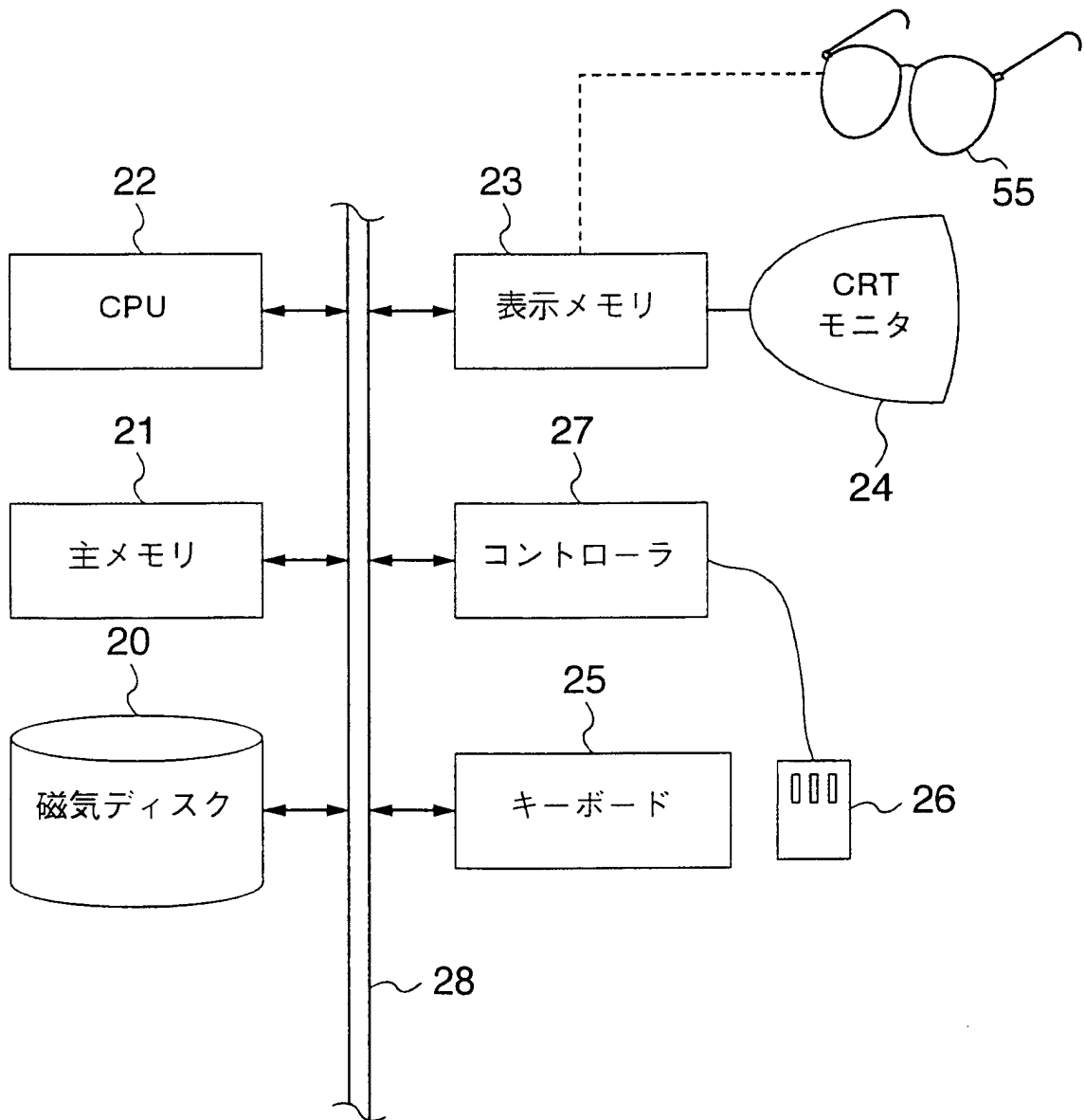
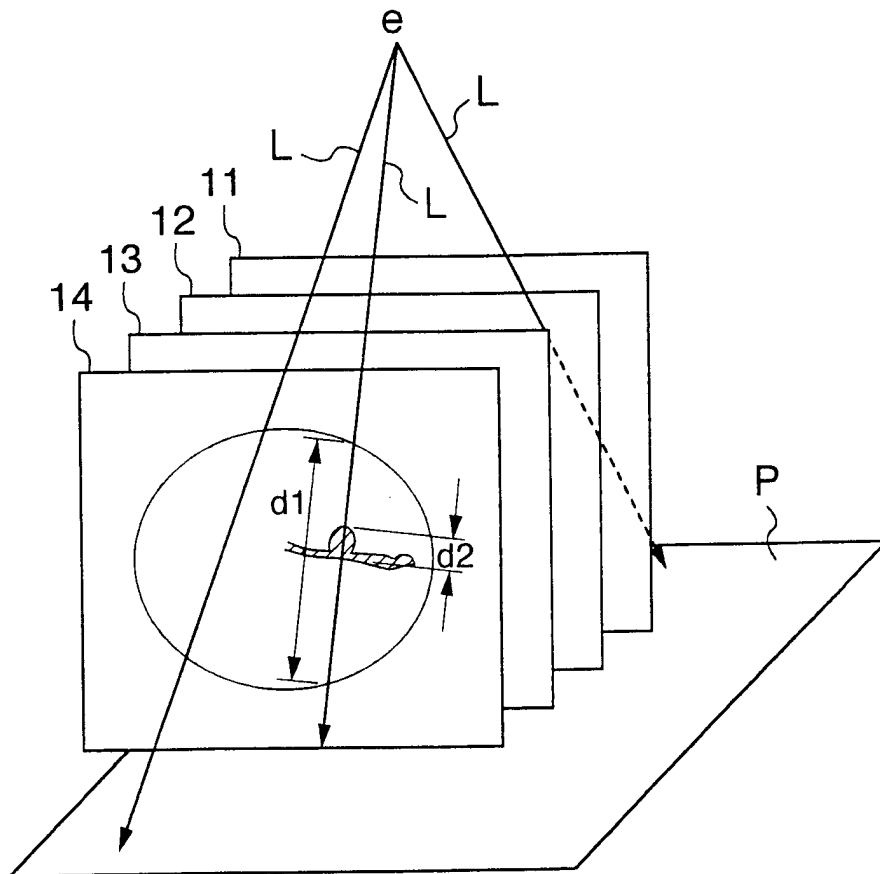


FIG. 21
従来技術



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP97/03174

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. Cl⁶ A61B6/03

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 A61B6/00-14, G06T1/00, G06T15/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1926 - 1997
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971 - 1997
Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994 - 1997

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.
X	JP, 63-64219, B (Shimadzu Corp.), December 9, 1988 (09. 12. 88) (Family: none)	1, 16, 17, 21, 22, 24, 25, 42, 43, 45-47, 51, 52
Y		17-20, 23-28, 32, 34-38, 48-50, 53
A		3 - 12
Y	JP, 8-22537, A (Hitachi Mediko Co., Ltd.), January 23, 1996 (23. 01. 96) (Family: none)	23-26, 32, 53
A		4 - 12
Y	JP, 8-16813, A (Hitachi Mediko Co., Ltd.), January 19, 1996 (19. 01. 96) (Family: none)	17-20, 48-50
Y	JP, 8-117221, A (Toshiba Corp.), May 14, 1996 (14. 05. 96) (Family: none)	26-28, 32, 34
Y	JP, 7-194616, A (Toshiba Medical Engineering K.K.),	26, 35-37

 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
October 17, 1997 (17. 10. 97)Date of mailing of the international search report
October 28, 1997 (28. 10. 97)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP97/03174

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
	August 1, 1995 (01. 08. 95) (Family: none)	
Y	JP, 4-259454, A (Hitachi Mediko Co., Ltd.), September 16, 1992 (16. 09. 92) (Family: none)	38
A	JP, 3-1845, A (Shimadzu Corp.), January 8, 1991 (08. 01. 91) (Family: none)	39

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 Int. Cl⁶ A 6 1 B 6 / 0 3

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. Cl⁶ A 6 1 B 6 / 0 0 - 1 4
 G 0 6 T 1 / 0 0 , G 0 6 T 1 5 / 0 0

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 1 9 2 6 - 1 9 9 7 年
 日本国公開実用新案公報 1 9 7 1 - 1 9 9 7 年
 日本国登録実用新案公報 1 9 9 4 - 1 9 9 7 年

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
X	J P, 6 3 - 6 4 2 1 9, B (株式会社島津製作所), 9. 1 2 月. 1 9 8 8 (0 9. 1 2. 8 8), (ファミリーなし)	1, 16, 17, 21, 22, 24, 25, 42, 43, 45~ 47, 51, 52
Y		17~20, 23~28, 32 , 34~38, 48~50, 53
A		3~12
Y	J P, 8 - 2 2 5 3 7, A (株式会社日立メディコ), 2 3. 1 月. 1 9 9 6 (2 3. 0 1. 9 6), (ファミリーなし)	23~26, 32, 53
A		4~12

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」 先行文献ではあるが、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 17. 10. 97
 国際調査報告の発送日 28.10.97

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
 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) 印 2 J 9 1 6 3
 小田倉 直人
 電話番号 03-3581-1101 内線 3252

C (続き) . 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
Y	J P, 8-16813, A (株式会社日立メディコ), 19. 1月. 1996 (19. 01. 96), (ファミリーなし)	17~20, 48~50
Y	J P, 8-117221, A (株式会社東芝), 14. 5月. 1996 (14. 05. 96), (ファミリーなし)	26~28, 32, 34
Y	J P, 7-194616, A (東芝メディカルエンジニアリング株式会社), 1. 8月. 1995 (01. 08. 95), (ファミリーなし)	26, 35~37
Y	J P, 4-259454, A (株式会社日立メディコ), 16. 9月. 1992 (16. 09. 92), (ファミリーなし)	38
A	J P, 3-1845, A (株式会社島津製作所), 8. 1月. 1991 (08. 01. 91), (ファミリーなし)	39