

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4738236号
(P4738236)

(45) 発行日 平成23年8月3日 (2011.8.3)

(24) 登録日 平成23年5月13日 (2011.5.13)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 G

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 D

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 8 0

G 0 6 T 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

G 0 6 T 3/00 (2006.01)

G 0 6 T 1/00 2 9 0 B

請求項の数 6 (全 10 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2006-104584 (P2006-104584)
 (22) 出願日 平成18年4月5日 (2006.4.5)
 (65) 公開番号 特開2007-275258 (P2007-275258A)
 (43) 公開日 平成19年10月25日 (2007.10.25)
 審査請求日 平成21年4月1日 (2009.4.1)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (74) 代理人 110000888
 特許業務法人 山王坂特許事務所
 (72) 発明者 後藤 良洋
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内

審査官 九鬼 一慶

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像表示装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

管腔臓器が撮影された複数の断層像に基づいて、前記管腔臓器の芯線を求め、その芯線を用いた画像を表示する画像表示装置であって、

前記複数の断層像を入力する入力手段と、

前記各断層像について前記管腔臓器が撮影された管腔臓器領域を二値化抽出し、複数の二値画像を生成する二値化手段と、

前記二値画像に含まれる前記管腔臓器領域の一点を中心とする三次元の小領域であって、前記一点を含む二値画像に連続する他の二値画像の管腔臓器領域も更に包含する三次元の小領域を設定する小領域設定手段と、

前記小領域に含まれる前記管腔臓器領域の平均座標と前記小領域の中心となる一点に対応する中心座標とを求める座標算出手段と、

前記求められた平均座標と前記小領域の中心座標との距離を求める距離算出手段と、

前記求められた距離と、前記平均座標を前記芯線の座標として用いるか否かを判断するための所定の距離と、を比較し、前記求められた距離が前記所定の距離より小さい場合は、前記平均座標を前記芯線の座標とすると判断する芯線座標判断手段と、

前記芯線の座標に基づいて芯線を生成する芯線生成手段と、

前記芯線を用いた画像を生成する画像生成手段と、

前記芯線を用いた画像を表示する表示手段と、

を備えることを特徴とする画像表示装置。

【請求項 2】

前記画像生成手段は、前記生成された芯線に仮想内視鏡の視点を設定し、その視点から前記管腔臓器の内部に仮想光線を照射し投影面上に投影した仮想内視鏡画像を生成し、

前記表示手段は、前記仮想内視鏡画像を表示する、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の画像表示装置。

【請求項 3】

前記画像生成手段は、前記生成された芯線に基づいて前記管腔臓器の走行方向に沿った曲面任意多断面再構成像を生成し、

前記表示手段は、前記曲面任意多断面再構成像を表示する、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の画像表示装置。

10

【請求項 4】

前記管腔臓器は、被検体の肝臓内を走行する血管であって、
前記肝臓内の任意の血管内の点を指定する指定手段を更に備え、

前記画像生成手段は、前記指定された点よりも抹消方向を走行する血管から血液が供給される血管支配領域を示す画像を生成し、

前記表示手段は、前記血管支配領域を示す画像を表示する、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の画像表示装置。

【請求項 5】

前記所定の距離を設定するための距離設定手段を更に備え、

前記芯線生成手段は、前記設定された距離が小さいほど細い芯線を生成し、前記設定された距離が大きいほど太い芯線を生成する、

ことを特徴とする請求項 1 乃至 4 の何れかに記載の画像表示装置。

20

【請求項 6】

芯線の太さを指定するための指定手段を更に備え、

前記芯線生成手段は、前記指定された太さの芯線を生成する、

ことを特徴とする請求項 1 乃至 4 の何れかに記載の画像表示装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像表示装置に係り、特に、管腔臓器の芯線をより精度よく求める技術に関する。

30

【背景技術】

【0002】

従来、図 11 に示すように、複数の断層像を積み上げたボリューム画像 110 に撮影された血管などの管腔臓器 111 から、その管腔臓器 111 の各断面における中心点を結んだ芯線 112 を求める方法がある。

【0003】

例えば、特許文献1は、対象物（管腔臓器）の壁面の最も近い立体要素を繰り返し除去することにより、中心線（芯線）だけを残す方法を開示している。

【特許文献 1】特表2001-502197号公報

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、特許文献 1 では、求めるべき中心線（芯線）まで除去することを防ぐため、対象物の壁面の最も近い立体要素が中心線ではないという判定演算をしてから除去する必要があり、演算時間のかかる方法であった。また、稀に中心線に不連続点が現れることがあった。

【0005】

本発明は、上記問題に鑑みてなされたものであり、芯線を精度よく、比較的短時間の演算で求めることのできる画像表示装置を提供することを目的とする。

50

【課題を解決するための手段】

【0006】

前記課題を解決するために、本発明に係る画像表示装置は、管腔臓器が撮影された複数の断層像に基づいて、前記管腔臓器の芯線を求め、その芯線を用いた画像を表示する画像表示装置であって、前記複数の断層像を入力する入力手段と、前記各断層像について前記管腔臓器が撮影された管腔臓器領域を二値化抽出し、複数の二値画像を生成する二値化手段と、前記二値画像に含まれる前記管腔臓器領域の一点を中心とする三次元の小領域であって、前記一点を含む二値画像に連続する他の二値画像の管腔臓器領域も更に包含する三次元の小領域を設定する小領域設定手段と、前記小領域に含まれる前記管腔臓器領域の平均座標と前記小領域の中心となる一点に対応する中心座標とを求める座標算出手段と、前記求められた平均座標と前記小領域の中心座標との距離を求める距離算出手段と、前記求められた距離と、前記平均座標を前記芯線の座標として用いるか否かを判断するための所定の距離と、を比較し、前記求められた距離が前記所定の距離より小さい場合は、前記平均座標を前記芯線の座標とすると判断する芯線座標判断手段と、前記芯線の座標に基づいて芯線を生成する芯線生成手段と、前記芯線を用いた画像を生成する画像生成手段と、前記芯線を用いた画像を表示する表示手段と、を備えることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、小領域の中心座標とその小領域に含まれる抽出領域の平均座標との距離に基づいて芯線か否かを判断することにより、芯線に不連続点がなく、かつ比較的短時間の演算で芯線座標を求めることができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

以下、本発明の実施例を添付図面に基づいて説明する。なお、発明の実施の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

【0009】

〔システム構成〕

図1は、本実施形態に係る医用画像表示システム1の構成を示すハードウェア構成図である。

30

【0010】

図1の医用画像表示システム1は、被検体の画像を撮影する医用画像撮影装置2と、医用画像撮影装置2が撮影した医用画像を蓄積する画像データベース4と、被検体の画像を表示する画像表示装置10とを備え、医用画像撮影装置2と画像データベース（画像DB）4と画像表示装置10とは、LAN3等のネットワークに接続される。LAN3には、画像表示装置10で生成した画像、例えば仮想内視鏡画像や擬似3次元画像等を表示させるための端末装置5を接続してもよい。

【0011】

医用画像撮影装置2は、例としてX線CT装置とMR装置と超音波撮影装置（US装置）とを記載したが、被検体の断層像を撮影できる医用画像撮影装置であればこれらに限らない。

40

【0012】

画像表示装置10は、主として各構成要素の動作を制御する制御装置としての中央処理装置（CPU）11、装置の制御プログラムが格納されたり、プログラム実行時の作業領域となったりする主メモリ12と、オペレーティングシステム（OS）、周辺機器のデバイスドライバ、後述する芯線抽出処理や画像生成処理を行うためのプログラムを含む各種アプリケーションソフト等が格納される磁気ディスク13と、表示用データを一時記憶する表示メモリ14と、この表示メモリ14からのデータに基づいて画像を表示するCRTモニターや液晶モニター等のモニター15と、位置入力装置としてのマウス16、マウス16の状態を検出してモニター15上のマウスポインタの位置やマウス16の状態等の信号をCP

50

U 1 1に出力するコントローラ 1 6 aと、キーボード 1 7と、通信インターフェース（以下「通信 I / F」という） 1 8と、上記各構成要素を接続するバス 1 9とから構成される。

【0013】

次に図 2 に基づいて画像表示装置 1 0 が実行する画像処理プログラムについて説明する。図 2 は、画像表示プログラムの構成を示すブロック図である。

【0014】

画像表示プログラムは、断層像を体軸方向に積み上げたボリューム画像（3次元画像データ）を入力する入力部 1 1 a、入力されたボリューム画像に対し、対象臓器を抽出するために二値化処理を行う二値抽出部 1 1 b、芯線を抽出するための小領域を設定する小領域設定部 1 1 c、小領域に含まれる対象臓器領域の平均座標及び小領域の中心座標を求める座標算出部 1 1 d、上記平均座標と中心座標との距離を求める距離算出部 1 1 e、求められた距離と所定の閾値とを比較し、その結果に基づいて平均座標と芯線の座標として記録するか否かを判断し、磁気ディスク 1 3 や主メモリ 1 2 などの記録媒体からなる座標記録部 1 1 g に芯線の座標を記録する芯線座標判断部 1 1 f、記録された座標に基づいて芯線を生成する芯線生成部 1 1 h、その芯線を擬似 3 次元画像に重ねて表示した擬似 3 次元画像又は、その芯線に基づく画像（例えば仮想内視鏡画像、曲面任意多断面再構成像（以下 C P R 像という）、肝臓切除領域（血管支配領域ともいう））を生成する画像生成部 1 1 i、及びこれらの画像を表示する表示制御部 1 1 j により構成される。

【0015】

画像表示装置 1 0 の C P U 1 1 は、上記画像プログラムを磁気ディスク 1 3 から読み出して主メモリ 1 2 にロードし、実行する。

【0016】

上記表示制御部 1 1 j は必ずしも備える必要がなく、C P U 1 1 が生成した画像を L A N 3 に接続された端末装置 5 に配信し、その端末装置 5 において画像を表示するように構成してもよい。

【0017】

〔処理の流れ〕

図 3 に基づいて本実施形態の処理の流れを説明する。図 3 は、本実施形態の処理の流れを示すフローチャートである。以下の処理は、入力部 1 1 a が X 線 C T 装置、M R 装置、U S 装置から複数の断層像からなるボリューム画像を取得し、又は画像 D B 4 や磁気ディスク 1 3 などの記憶媒体に格納されたボリューム画像を読み込み、二値抽出部 1 1 b がしきい値処理などにより図 4 に示す二値画像 3 を得た後に開始される。二値画像 3 には、血管領域や気管支領域、また腸領域などの管腔臓器からなる抽出領域 A が存在する。

【0018】

ステップ S 1 では、小領域設定部 1 1 c が芯線座標か否かを判断する為の小領域を設定する（S 1）。この小領域は、抽出領域 A 上の点（x、y）を中心とする 3 次元の小領域である。以下ではこの点を中心点とよび、この座標を中心座標と呼ぶこともある。

【0019】

図 4 では、二値画像 3-2、3-4 に含まれる抽出領域 A 上の点 4 1 a、4 1 b を中心とする立方体形状の小領域 B 4 a、B 4 b を設定する。小領域 B 4 a は、点 4 1 a を含む二値画像 3-2 上に連続する二値画像 3-1 及び 3-3 に含まれる抽出領域 A をも包含する。同様に、小領域 B 4 b は、点 4 1 b を含む二値画像 3-4 上に連続する二値画像 3-3 及び 3-5 に含まれる抽出領域 A をも包含する。

【0020】

中心点 4 1 a、4 1 b の座標は（x41a、y41a）、（x41b、y41b）であって、後の処理のためこれらの座標を座標記録部 1 1 g に記録していてもよい。

【0021】

小領域の形状は、図 4 のような立法体でもよく、図 5 のような球体でもよい。図 5 では、二値画像 3-2、3-4 に含まれる抽出領域 A 上の点 5 1 a（x51a、y51a）、点 5 1 b

(x51b, y51b) を中心に、球状の小領域 B 5 a、B 5 b を設定する。

【0022】

ステップ S 2 では、座標算出部 1 1 d が、小領域 B a、B b 内に含まれる抽出領域 A の点の平均座標 (xav, yav) を求める (S2)。

【0023】

図 4 では、小領域 B 4 a、B 4 b の平均座標 (xav1, yav1)、(xav2, yav2) に対応する点を 4 2 a、4 2 b で示す。同様に、図 5 で、小領域 B 5 a、B 5 b の平均座標を (xav3, yav3) (xav4, yav4) とし、これに対応する点を 5 2 a、5 2 b で示す。

【0024】

ステップ S 3 では、距離算出部 1 1 e が、小領域 B の中心座標 (x, y) とステップ S 2 で求めた小領域に含まれる抽出領域 A の平均座標 (xav, yav) との距離 l を求める。そして、芯線座標判断部 1 1 f が、求めた距離 l と、予め設定しておいた定数 δ と比較して、中心点 (x, y) (例えば 4 1 b) と平均座標の点 (xav, yav) (例えば 4 2 b) 間の距離 l が δ よりも小さいか否かを判定する (S3)。

【0025】

なお、記述のしかたを変えただけの中心点 (x, y) と平均座標の点 (xav, yav) 間の距離 $l \leq \delta'$ の比較も本発明に含まれる。

【0026】

yes ならステップ S 4 に進み (例えば点 4 1 a や 5 1 a の場合)、no ならステップ S 5 へ進む (例えば点 4 1 b や 5 1 b の場合)。

【0027】

ステップ S 4 では、芯線座標判断部 1 1 f が、平均座標 (xav, yav) を芯線の座標として座標記録部 1 1 g に記録する (S4)。

【0028】

ステップ S 5 では、芯線座標判断部 1 1 f が、抽出領域 A 上の全ての点 (x, y) について、ステップ S 1 ~ ステップ S 4 を行ったか否かを判断し、yes ならステップ S 6 へ、no ならステップ S 1 へ進む。

【0029】

ステップ S 6 では、芯線生成部 1 1 h が、座標記録部 1 1 g から芯線の座標を読み出し、芯線を生成する (S6)。

【0030】

ステップ S 7 では、画像生成部 1 1 i が、ステップ S 6 で求めた芯線に基づく画像を生成し、表示制御部 1 1 j がモニタ 1 5 上に表示する (S7)。

【0031】

図 6 乃至図 8 には、上記のようにして抽出した芯線の応用例を示す。図 6 は、芯線 6 0 上に視点 6 1 を設定し、その視点 6 1 から仮想光線を管腔臓器の内壁に照射し、投影面 6 2 に中心投影法を用いて投影した場合の仮想内視法による内腔表示例である。

【0032】

図 7 は、CPR の作成、表示例を示す図である。図 7 (a) は、芯線 6 0 を示す。図 7 (b) は、芯線 6 0 を中心にして抽出領域 A からなる管腔臓器を切り開く処理を模式的に示す。図 7 (c) は、図 7 (b) の処理を芯線 6 0 を含む曲面に沿って行った場合の CPR 像を示す。図 7 (d) は芯線 6 0 を含む曲面で断層像 (管腔臓器) を切断し、さらに陰影づけをして三次元表示した場合である。

【0033】

図 8 には肝臓 8 0 の切断領域 8 5 を決定する例を示す。モニタ 1 5 に表示された肝臓 8 0 の血管上で、マウス 1 6 により点 8 1 をクリックして指定すると、末梢側 (8 2 側) の血管が支配する領域 8 5 を決定することができる。

【0034】

表示制御部 1 1 j は、これらの画像をモニタ 1 5 に表示する。

【0035】

10

20

30

40

50

図 9 は、上記実施の形態において芯線の太さの設定を行うための G U I 例を示す。

【0036】

画面 90 は、芯線の太さの指定手段であるバー 91 と、このバー 91 で指定された太さを表示する太さ表示ウィンドウ 92 とが表示される。バー 91 のポインタ 91 a を左に動かすと、上記ステップ S3 で用いた定数 δ が小さくなり、右に動かすと大きくなる。この定数 δ を比較的小さい値 ($\delta = 0, 1, 2$ 等) にすると芯線は細くなり、比較的大きな値 ($\delta = 3, 4$ や更に大きな値) にすると、芯線は太くなる。これに連動して太さ表示ウィンドウ 92 に表示された芯線 93 の太さも変わる。

【0037】

図 10 は、従来技術と上記実施形態による芯線抽出の結果を示す例である。図 10 のうち「旧」とあるのは従来技術による芯線抽出結果、「新」とあるのは、本実施形態による芯線抽出結果である。図 10 にグレーの抽出領域 A の中に走行している白い線が芯線 100、101 である。○印をつけた領域の芯線を比較すると明らかなように、従来技術による芯線 100 は白く表示された芯線 100 に一部不連続点があるが、本実施の形態による芯線 101 では、不連続点がなく、抹消部位に至るまで芯線 101 が連続的に表示されている。

【0038】

このように、上記実施形態によれば、連続する断層像に撮影された抽出領域の座標を考慮した上で芯線の座標を求めるため、従来技術に比べて芯線に不連続点が生じにくくなる。

【図面の簡単な説明】

【0039】

【図 1】 医用画像表示システム 1 の構成を示すハードウェア構成図

【図 2】 プログラムブロック図

【図 3】 本実施形態の処理の流れを示すフローチャート

【図 4】 平均座標を求めるための小領域設定（立方体）の説明

【図 5】 平均座標を求めるための小領域設定（球）の説明

【図 6】 芯線上に視点を設定した場合の仮想内視法による内腔表示例

【図 7】 芯線を含む曲面で断層像を切断し、さらに陰影づけをして三次元表示した場合

【図 8】 肝臓中、特定血管の支配する部分領域を決定する例

【図 9】 芯線の太さを設定する G U I 例

【図 10】 従来技術と本発明との芯線抽出結果の比較

【図 11】 断層像中の血管領域 A と血管の芯線 112 の説明図

【符号の説明】

【0040】

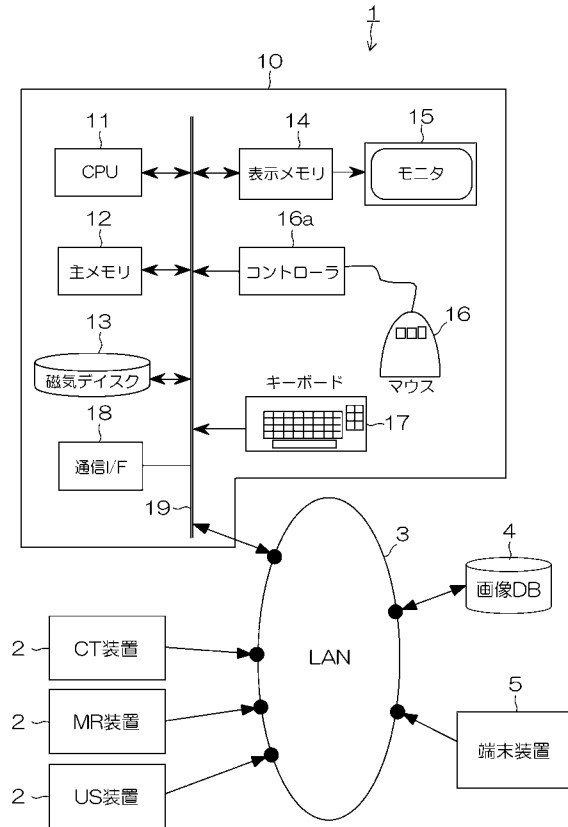
1：医用画像表示システム、2：医用画像撮影装置、3：LAN、4：画像DB、5：端末装置、10：画像表示装置、11：CPU、12：主メモリ、13：磁気ディスク、14：表示メモリ、15：モニタ、16：マウス、16a：コントローラ、17：キーボード、18：通信 I/F、19：バス

10

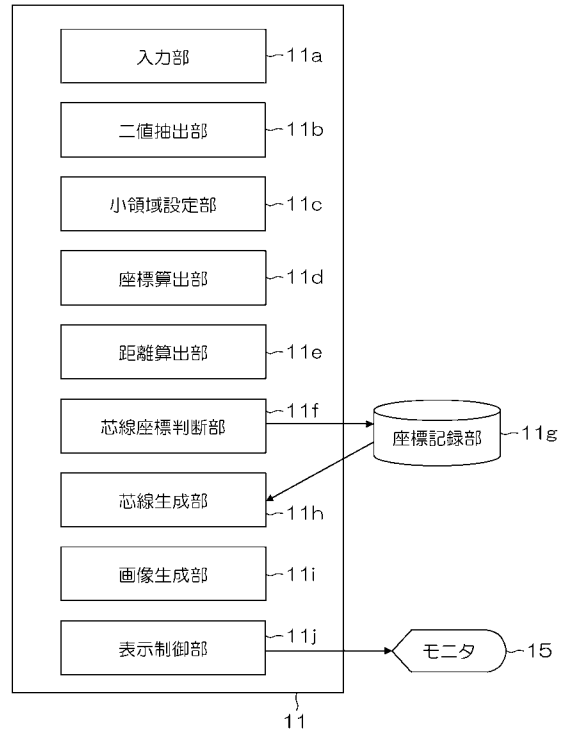
20

30

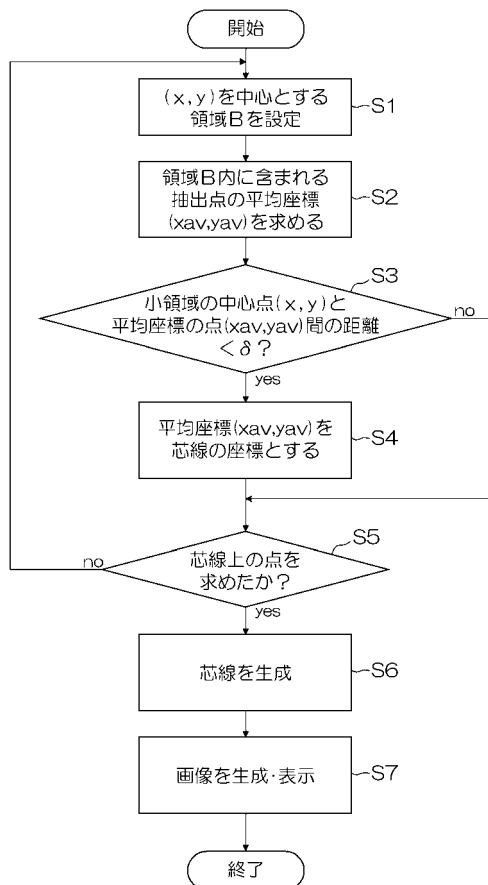
【図 1】



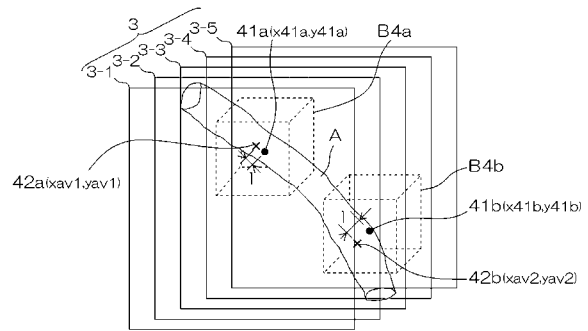
【図 2】



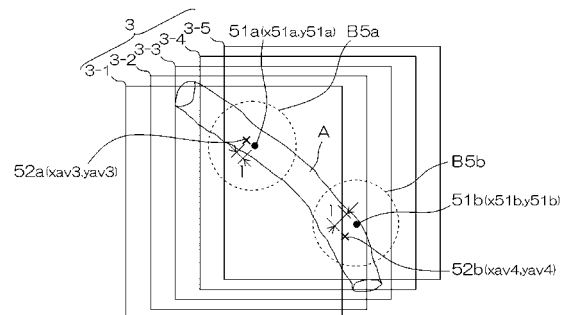
【図 3】



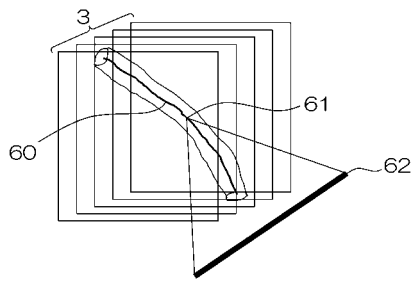
【図 4】



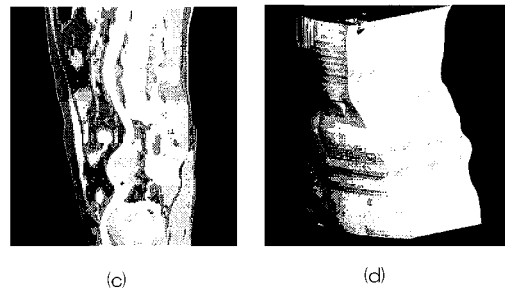
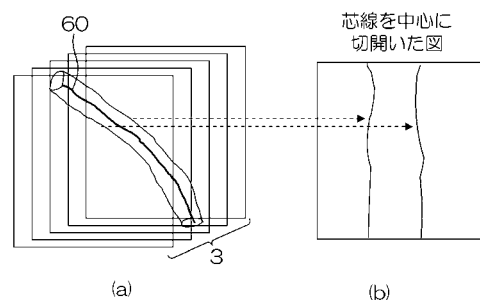
【図 5】



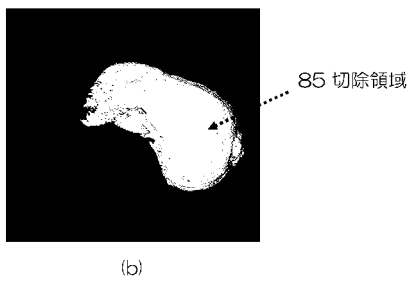
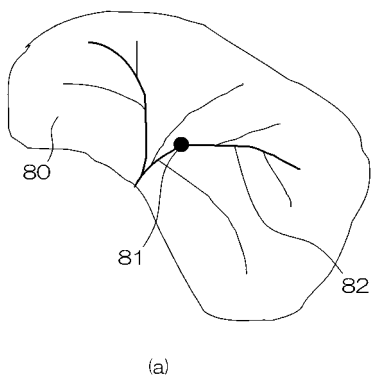
【図 6】



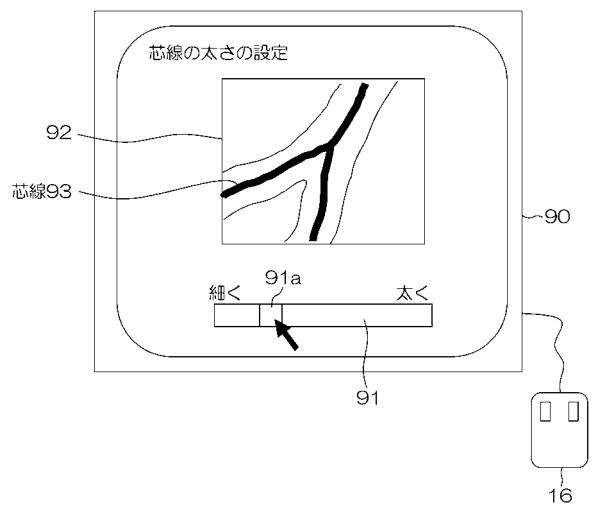
【図 7】



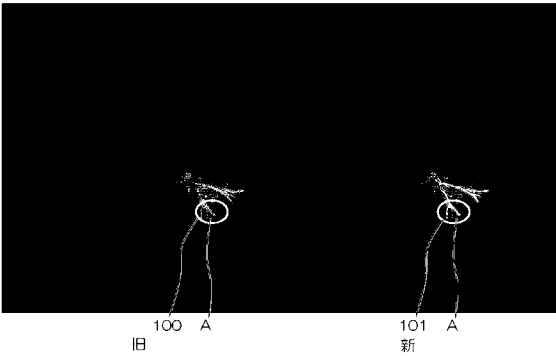
【図 8】



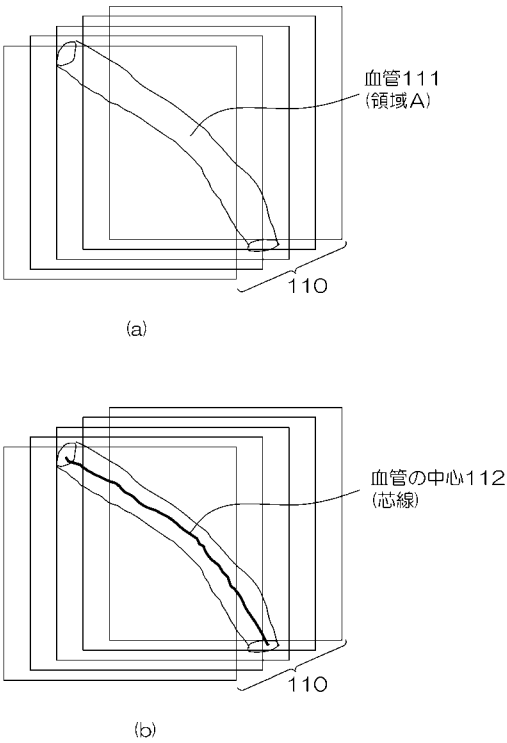
【図 9】



【図 1 0】



【図 1 1】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 6 T 3/00 5 0 0 Z

(56)参考文献 特表2004-513736 (JP, A)
特開2004-230086 (JP, A)
特開2001-283191 (JP, A)
特表2001-502197 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 6 1 B 6/03
A 6 1 B 5/055
A 6 1 B 8/00
G 0 6 T 1/00
G 0 6 T 3/00

专利名称(译)	画像表示装置		
公开(公告)号	JP4738236B2	公开(公告)日	2011-08-03
申请号	JP2006104584	申请日	2006-04-05
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	後藤良洋		
发明人	後藤 良洋		
IPC分类号	A61B6/03 A61B5/055 A61B8/00 G06T1/00 G06T3/00		
FI分类号	A61B6/03.360.G A61B6/03.360.D A61B5/05.380 A61B8/00 G06T1/00.290.B G06T3/00.500.Z A61B5/055.380 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/DA02 4C093/FD09 4C093/FF22 4C093/FF27 4C093/FF42 4C093/FF43 4C093/FF46 4C093/FG05 4C096/AA20 4C096/AB50 4C096/AC10 4C096/AD14 4C096/AD15 4C096/AD25 4C096/DB09 4C096/DC14 4C096/DC19 4C096/DC21 4C096/DC22 4C096/DC33 4C096/DC35 4C096/DD01 4C096/FC20 4C601/BB03 4C601/DD14 4C601/JC12 4C601/JC21 4C601/JC27 4C601/JC32 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK22 5B057/AA09 5B057/BA03 5B057/BA07 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB06 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CE12 5B057/CF01 5B057/DA07 5B057/DA16 5B057/DB03 5B057/DB09 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/EA43 5L096/FA32 5L096/FA62 5L096/FA66 5L096/GA17		
其他公开文献	JP2007275258A5 JP2007275258A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种精确寻找管腔器官核心线的技术，特别是在图像显示设备中。
ŽSOLUTION：该图像显示装置生成通过从断层图像中提取管腔器官而形成的多个二值图像3。该装置使用提取区域A上的点 (x, y) 作为二值图像3的中心来设置三维小区域B，并找到管腔器官的平均坐标 (x_{av}, y_{av}) （相当于提取区域A）包括在小区域B中。然后，该装置找到平均坐标点与小区域B的中心点之间的距离，当距离小于预设距离时，将平均坐标记录为核心线的坐标。核心线使用核心线的坐标形成。**Ž**

【 図 1 】

