

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4899068号
(P4899068)

(45) 発行日 平成24年3月21日(2012.3.21)

(24) 登録日 平成24年1月13日(2012.1.13)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 G

A 6 1 B 6/03 3 6 0 J

A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q

A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z

請求項の数 19 (全 47 頁)

(21) 出願番号 特願2008-514405 (P2008-514405)
 (86) (22) 出願日 平成19年2月17日(2007.2.17)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2007/052894
 (87) 国際公開番号 W02007/129493
 (87) 国際公開日 平成19年11月15日(2007.11.15)
 審査請求日 平成21年4月24日(2009.4.24)
 (31) 優先権主張番号 特願2006-128681 (P2006-128681)
 (32) 優先日 平成18年5月2日(2006.5.2)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

特許法第30条第1項適用 電子情報通信学会技術研究
 報告第106巻第225号(平成18年8月25日)社
 団法人電子情報通信学会発行第17~22ページに発表

(73) 特許権者 504139662
 国立大学法人名古屋大学
 愛知県名古屋市千種区不老町1番
 (74) 代理人 100085361
 弁理士 池田 治幸
 (72) 発明者 森 健策
 愛知県名古屋市千種区不老町1番 国立大
 学法人名古屋大学内
 (72) 発明者 北坂 孝幸
 愛知県名古屋市千種区不老町1番 国立大
 学法人名古屋大学内
 (72) 発明者 出口 大輔
 愛知県名古屋市千種区不老町1番 国立大
 学法人名古屋大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療画像観察支援装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の3次元画像データに基づき、前記被検体内に延びる管腔臓器の一部を内含する
 体積領域を相互に連なるように順次設定する体積領域設定手段と、

該体積領域設定手段により設定された体積領域毎に該体積領域内での前記管腔臓器を表
 す3次元画像データに基づき、該体積領域内の特定の管腔臓器の領域情報である管腔領域
 データを繰り返し算出する管腔臓器領域情報算出手段と、

前記管腔臓器領域情報算出手段が算出した前記管腔領域データ毎に、前記体積領域での
 前記管腔臓器の構造情報である管腔構造データを算出する管腔臓器構造情報算出手段と、

前記管腔構造データに基づいて、前記管腔臓器の長手方向に沿った仮想芯線を生成する
 仮想芯線生成手段と、

前記仮想芯線に沿って前記管腔臓器の仮想画像を生成する仮想画像生成手段と、

前記仮想画像を表示するための表示手段と

前記仮想画像を生成するための観察位置を、前記仮想芯線、前記管腔領域データおよび
 前記管腔構造データの少なくとも1つに基づき前記表示手段における前記管腔臓器の表示
 領域が所望の大きさとなるように定めるとともに、前記仮想芯線または前記管腔構造デー
 タに基づき前記管腔臓器長手方向に沿って前記観察位置を移動させる観察位置規定手段と

を備え、

前記仮想画像生成手段は、前記解剖学的構造情報あるいは前記管腔構造データに基づき

10

20

画像処理手法を変更すること
を特徴とする医療画像観察支援装置。

【請求項 2】

被検体の 3 次元画像データに基づき、前記被検体内に延びる管腔臓器の一部を内含する体積領域を相互に連なるように順次設定する体積領域設定手段と、

該体積領域設定手段により設定された体積領域毎に該体積領域内での前記管腔臓器を表す 3 次元画像データに基づき、該体積領域内の特定の管腔臓器の領域情報である管腔領域データを繰り返し算出する管腔臓器領域情報算出手段と、

前記管腔臓器領域情報算出手段が算出した前記管腔領域データ毎に、前記体積領域での前記管腔臓器の構造情報である管腔構造データを算出する管腔臓器構造情報算出手段と、

前記管腔構造データに基づいて、前記管腔臓器の長手方向に沿った仮想芯線を生成する仮想芯線生成手段と、

前記仮想芯線に沿って前記管腔臓器の仮想画像を生成する仮想画像生成手段と、

前記仮想画像を表示するための表示手段と

前記仮想画像を生成するための観察位置を、前記仮想芯線、前記管腔領域データおよび前記管腔構造データの少なくとも 1 つに基づき前記表示手段における前記管腔臓器の表示領域が所望の大きさとなるように定めるとともに、前記仮想芯線または前記管腔構造データに基づき前記管腔臓器長手方向に沿って前記観察位置を移動させる観察位置規定手段と

、
実際に前記被検体内に挿入された内視鏡の先端部の相対的な位置を検出するための内視鏡位置検出手段と

該内視鏡位置検出手段によって検出された内視鏡の先端位置と前記管腔構造データとを比較することにより変換行列を算出するとともに、前記内視鏡の先端位置を該変換行列により変換することにより前記内視鏡の先端部の前記管腔臓器内における位置である実画像観察位置を推定する第一実画像観察位置推定手段と

を備えることを特徴とする医療画像観察支援装置。

【請求項 3】

少なくとも解剖学的名称情報を含んだ解剖学的構造情報を格納する解剖学的構造情報格納手段を備え、

前記解剖学的構造情報格納手段に格納された解剖学的名称情報を前記管腔構造データに関連付ける解剖学的名称関連付け手段と

をさらに備えることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の医療画像観察支援装置。

【請求項 4】

前記解剖学的名称関連付け手段による前記解剖学的名称の関連付けに基づき、前記表示手段上に表示された仮想画像上に前記管腔臓器の解剖学的名称を表示する画像合成手段を有すること

を特徴とする請求項 1 乃至 3 に記載の医療画像観察支援装置。

【請求項 5】

前記仮想画像生成手段によって生成された複数の仮想画像のうち、前記管腔臓器内における分岐部を含む仮想画像と、該仮想画像に対応する前記管腔構造データとを関連付けて記憶する仮想画像記憶手段を有し、

実際に被検体内に挿入された内視鏡によって撮像された実内視鏡画像に現れる管腔構造データに対応する特徴を抽出し、該特徴を前記仮想画像記憶手段に記憶された管腔構造データと照合するとともに、該照合の結果一致した管腔構造データに対応する仮想画像の観察位置を前記内視鏡の先端部の前記管腔臓器内における位置である実画像観察位置と推定する第二実画像観察位置推定手段を有すること

を特徴とする請求項 1、3、および 4 のいずれかに記載の医療画像観察支援装置。

【請求項 6】

前記画像合成手段は、前記表示手段に、前記実内視鏡画像と、該実内視鏡画像に対応し前記仮想画像生成手段によって生成された前記仮想画像とを対比可能に表示すること

10

20

30

40

50

を特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の医療画像観察支援装置。

【請求項 7】

前記仮想画像生成手段は、前記観察位置を前記第一実画像観察位置推定手段によって推定された前記実画像観察位置とすることによって前記仮想画像を生成すること

を特徴とする請求項 6 に記載の医療画像観察支援装置。

【請求項 8】

前記仮想画像生成手段は、前記観察位置を前記第二実画像観察位置推定手段によって推定された前記実画像観察位置とすることによって前記仮想画像を生成すること

を特徴とする請求項 6 に記載の医療画像観察支援装置。

【請求項 9】

前記画像合成手段は、前記解剖学的名称関連付け手段による前記解剖学名称関連付けに基づき、前記表示手段に表示された実内視鏡画像上に前記管腔臓器の解剖学的名称を表示すること

を特徴とする請求項 6 乃至 8 のいずれかに記載の医療画像観察支援装置。

【請求項 10】

前記仮想画像及び前記実内視鏡画像は、画像上における管腔状の構造物の個数、位置、および該管腔状の構造物内における明度の少なくとも 1 つを前記管腔構造データに対応する画像上の特徴とすること

を特徴とする請求項 5 に記載の医療画像観察支援装置。

【請求項 11】

前記第二実画像観察位置推定手段は、前記照合の結果に基づいて前記仮想画像記憶手段に記憶された内容を学習補正する仮想画像学習手段を有すること

を特徴とする請求項 5 または 6 に記載の医療画像観察支援装置。

【請求項 12】

前記内視鏡を前記管腔臓器における目的部位に挿入するための挿入部位から前記目的部位までの経路を画像上で案内するためのナビゲーション手段を有し、

前記ナビゲーション手段は、前記表示手段に表示された画像上に示された前記管腔臓器の分岐部に開口する複数の枝管のうちの前記内視鏡を挿入すべき 1 つの枝管を示す表示をすること

を特徴とする請求項 6 乃至 11 のいずれかに記載の医療画像観察支援装置。

【請求項 13】

前記内視鏡を前記管腔臓器における目的部位に挿入するための挿入部位から前記目的部位までの経路を画像上で案内するためのナビゲーション手段を有し、

前記ナビゲーション手段は、前記経路を自動的に生成するとともに、前記経路を構成する管腔臓器の各部位に対し前記解剖学的名称関連付け手段によってそれぞれ関連付けられた複数の解剖学的名称を、前記挿入部位から前記目的部位までの経路の順で列挙すること

を特徴とする請求項 6 乃至 11 のいずれかに記載の医療画像観察支援装置。

【請求項 14】

被検体の 3 次元画像データに基づき、前記被検体内に延びる管腔臓器の一部を内含する体積領域を相互に連なるように順次設定する体積領域設定手段と、

該体積領域設定手段により設定された体積領域毎に該体積領域内での前記管腔臓器を表す 3 次元画像データに基づき、該体積領域内の特定の管腔臓器の領域情報である管腔領域データを繰り返し算出する管腔臓器領域情報算出手段と、

前記管腔臓器領域情報算出手段が算出した前記管腔領域データ毎に、前記体積領域での前記管腔臓器の構造情報である管腔構造データを算出する管腔臓器構造情報算出手段と、

前記管腔構造データに基づいて、前記管腔臓器の長手方向に沿った仮想芯線を生成する仮想芯線生成手段と、

前記仮想芯線に沿って前記管腔臓器の仮想画像を生成する仮想画像生成手段と、

前記仮想画像を表示するための表示手段と

前記仮想画像を生成するための観察位置を、前記仮想芯線、前記管腔領域データおよび

10

20

30

40

50

前記管腔構造データの少なくとも１つに基づき前記表示手段における前記管腔臓器の表示領域が所望の大きさとなるように定めるとともに、前記仮想芯線または前記管腔構造データに基づき前記管腔臓器長手方向に沿って前記観察位置を移動させる観察位置規定手段と

、
前記３次元画像データに基づいて、前記被検体内における前記管腔臓器の外に存在する管腔外組織の構造に関する情報である管腔外組織構造情報を抽出する管腔外組織抽出手段と、を有し、

前記仮想画像生成手段は、前記管腔臓器の仮想画像と前記管腔外組織の仮想画像とを同一の画像内に実際の位置関係を保持したまま同一の尺度で表示するものであること

を特徴とする医療画像観察支援装置。

10

【請求項１５】

前記管腔臓器については少なくとも解剖学的名称情報を、前記管腔外組織については少なくとも解剖学的番号をそれぞれ含んだ解剖学的構造情報を格納する解剖学的構造情報格納手段を備え、

前記管腔臓器に対しては前記解剖学的構造情報格納手段に格納された解剖学的名称情報を前記管腔構造データに関連付け、前記管腔外組織については前記解剖学的構造情報格納手段に格納された解剖学的番号を前記管腔外組織構造情報に関連付ける解剖学的名称関連付け手段と

をさらに備えることを特徴とする請求項１４に記載の医療画像観察支援装置。

【請求項１６】

20

前記解剖学的名称関連付け手段による前記解剖学的名称あるいは前記解剖学的番号の関連付けに基づき、前記表示手段上に表示された仮想画像上に前記管腔臓器の解剖学的名称および前記管腔外組織の解剖学的番号を表示する画像合成手段を有すること

を特徴とする請求項１５に記載の医療画像観察支援装置。

【請求項１７】

前記仮想画像生成手段は、前記解剖学的構造情報あるいは前記管腔構造データ、前記管腔外組織構造情報の少なくとも１つに基づき画像処理手法を変更すること

を特徴とする請求項１４乃至１６のいずれかに記載の医療画像観察支援装置。

【請求項１８】

前記ナビゲーション手段は、前記管腔外組織を目的部位として設定した場合に、該管腔外組織に近接した前記管腔臓器における前記内視鏡を挿入可能な部位を、実際の目的部位とすること

30

を特徴とする請求項１２または１３に記載の医療画像観察支援装置。

【請求項１９】

前記管腔外組織とは、リンパ節であり、前記管腔臓器とは血管であること

を特徴とする請求項１４乃至１７のいずれかに記載の医療画像観察支援装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、管腔臓器の外観の観察を支援する医療画像観察支援装置に関する。

40

【背景技術】

【０００２】

近年、画像による診断が広く行われるようになっており、例えばＸ線ＣＴ（Ｃｏｍｐｕｔｅｄ　Ｔｏｍｏｇｒａｐｈｙ）装置等により被検体の断層像を撮像することにより被検体内の様子を示す３次元画像データを得て、該３次元画像データを用いて目的の診断が行われるようになってきた。

【０００３】

ＣＴ装置では、Ｘ線照射器・検出器を連続的に回転させつつ被検体を体軸方向に連続送りすることにより、被検体の３次元領域について螺旋状の連続スキャン（ヘリカルスキャン：ｈｅｌｉｃａｌ　ｓｃａｎ）を行い、３次元領域の連続するスライスの断層像を積み重

50

ねることによって３次元画像を作成することが行われる。

【０００４】

そのような３次元画像として、体幹部血管領域や肺の気管支領域の３次元像がある。血管領域の３次元像は、例えば大腸癌手術において、切除部位の決定に際し、どの範囲の血管を結紮（系などで血管を縛ることをいう）すればよいか、等の３次元構造を事前に正確に把握するために、管腔臓器の３次元像を表示する必要がある。また、肺癌の場合には、どの気管支付近に肺癌が存在するかを診断するために、気管支の樹状構造と肺癌の位置関係を分かりやすく表示する必要がある。

【０００５】

これまでに提案されている管腔臓器の画像表示方法、例えば特許文献１としての「特開 2000-135215 号公報等」では、被検体の３次元領域の画像データに基づいて前記被検体内の管路の３次元像を作成し、前記３次元像上で前記管路に沿って目的点までの経路を求め、前記経路に沿った前記管路の仮想的な内視鏡像を前記画像データに基づいて作成し、前記仮想的な内視鏡像を表示することで、気管支内視鏡を目的部位にナビゲーションする装置が提案されている。

10

【０００６】

しかし、内部を観察する上述のような従来技術の方法では、周辺他臓器との位置関係を把握することは非常に困難である。他臓器との位置関係を含めた管腔構造の的確な把握は、画像診断、内視鏡検査・手術、開腹手術を問わず、基本的かつ重要なことであり、これを容易にする新しい支援装置が望まれる。

20

【０００７】

一方、被検体の３次元画像データに基づいて被検体内の管路の３次元像を作成するためには３次元領域の画像データより所望の臓器、例えば、前記気管支の管腔路領域情報を抽出する必要がある。そこで、例えば非特許文献１としての「T.Kitasaka, K.Mori, J.Hasegawa and J.Toriwaki: "A Method for Extraction of Bronchus Regions from 3D Chest X-ray CT Image by Analyzing Structural Features of the Bronchus", Forma 17, pp.321-338(2002)」等においては、被検体の３次元領域上に所定のボクセルよりなる所定の大きさのＶＯＩ（Volume Of Interest：注目体積領域）を設定し、このＶＯＩを体軸方向に分割（セグメンテーション）しながらＶＯＩ内の被検体の３次元領域の画像データより所望の臓器、例えば、前記気管支の管腔路領域情報を抽出する手法、いわゆるセグメンテーション処理が提案されている。

30

【特許文献１】

特開 2000-135215 号公報

【非特許文献１】

T.Kitasaka, K.Mori, J.Hasegawa and J.Toriwaki: "A Method for Extraction of Bronchus Regions from 3D Chest X-ray CT Image by Analyzing Structural Features of the Bronchus," Forma 17, pp.321-338(2002)

【特許文献２】

特開 2004-180940 号公報

【特許文献３】

国際公開第 2004/010857 号パンフレット

【特許文献４】

特開 2006-68351 号公報

【特許文献５】

特開 2004-230086 号公報

【特許文献６】

特開 2000-163555 号公報

【特許文献７】

特開 2003-265408 号公報

【発明の開示】

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、血管のように、多段階の分岐を有する複雑な構造を持った管路では、どの血管が病変部に関与しているか把握することが難しい、あるいは、非常に細い多数の血管に紛れて注目したい血管の判別が難しい、などの問題がある。上記特許文献1の装置では、所望する管腔臓器内部を所定の視点から観察した際の仮想的な内視鏡画像であるために、開腹手術等を行う際に管腔臓器の外観状況を把握する必要がある場合には使用できない。さらに、任意の視点から管腔臓器の外観を観察するシステムを仮に考えたとしても、血管などの管腔臓器は複雑に入り組んでいるため、細部を詳しく観察したり臓器構造を把握したりすることは困難である。

10

【0009】

また、上記非特許文献1のセグメンテーション処理では、確かに被検体の3次元画像データから所望の管腔臓器の管腔路領域情報を抽出することが可能であるが、情報抽出する際には、従来は単一の閾値による閾値抽出処理、あるいは画像全体で共通した画像強調フィルタによるフィルタ抽出処理を行っているため、例えば木構造をなす管腔臓器の末梢部位、あるいは、特定の解剖学的部位において、基端部位と同じ閾値あるいは強調フィルタを用いて抽出すると、十分な抽出精度を得ることができないといった問題がある。

【0010】

一方、前記特許文献2においては、被検体内の体腔路が分岐する全分岐点での3次元画像の複数の縮小画像を生成する縮小画像生成手段と、前記縮小画像生成手段が生成した前記縮小画像の前記3次元画像を回転させる画像回転手段と、前記画像回転手段が前記3次元画像を回転させた回転量データを前記3次元画像と関連付けて記憶する回転量データ記憶手段とを有する内視鏡装置が提案されている。しかしながら、前記特許文献2に提案の発明においては、前記3次元画像を回転させる画像回転手段は操作者である術者の手動操作に基づいて実行されなければならない、内視鏡の操作中にかかる操作を実行することは困難である。

20

【0011】

また、前記特許文献3においては、被検体内の体腔路が分岐する全分岐点での前記3次元画像の縮小画像を、前記内視鏡により撮像された前記被検体内の体腔路の内視鏡画像と前記3次元画像とからなるナビゲーション画像に付加して前記ナビゲーション画像を生成するナビゲーション画像生成手段を有することを特徴とする内視鏡装置が提案されている。しかしながら、前記特許文献3に提案の発明においては、前記縮小画像は単に前記分岐点での3次元画像を縮小したものにはすぎない場合には、前記縮小画像どうしが類似するものであった場合に操作者に混乱をきたすおそれがある。

30

【0012】

また、前記特許文献4においては、被検体の管状構造物の芯線点列データを求める医用画像処理方法が提案されているが、時間軸方向に複数有するボリュームデータ群に基づくものである。また、前記特許文献5においては、被検体の立体画像データ内の所望の管状構造物の領域を設定し、この領域設定手段により設定された管状構造物の芯線を設定する画像処理装置が提案されている。これら特許文献4および5に提案の発明においては、前記管状構造物が分岐を生じている場合についての言及がなく、かかる場合においてそのままの方法では芯線を設定することができない。

40

【0013】

また、前記特許文献6においては、関心領域である分岐枝領域を含む領域中に分岐開始点と関心領域方向とを指定し、同一領域内では各点の濃度値はある濃度範囲に属するという条件（大域的変化の条件）および隣接点同士の濃度差は小さいという条件（局所的変化の条件）を用いて前記分岐開始点から前記関心領域方向へ領域拡張することにより分岐枝領域を抽出する領域抽出方法により、被検体の管状構造物の分岐部分を抽出する方法が提案されている。しかしながら、前記特許文献6の発明は、被検体の断層画像である2次元画像に対して実行するものであって、前記ヘリカルスキャン等によって得られる3次元画

50

像にに対して実行することができない。

【0014】

さらに、前記特許文献7においては、実内視鏡画像とデータベース内に記憶されたの仮想内視鏡画像と比較して、前記内視鏡画像と最も類似度が高い仮想内視鏡画像を決定し、決定された仮想内視鏡画像の情報から、軟性内視鏡先端部の位置と姿勢を決定する内視鏡誘導装置が提案されている。しかしながら、特許文献7の発明においては、内視鏡画像と仮想内視鏡画像との画像の比較において、画像全体の比較をするものであるため、その処理に要する時間が長くなるおそれがある。さらに、特許文献7に記載の内視鏡誘導装置は決定された内視鏡先端部の位置と姿勢情報をMRI画像またはCT画像上に重畳表示するものとされているが、かかる重畳表示によっては術者に内視鏡の誘導のための十分な情報が与えられているとは言い難い。

10

【0015】

なお、前記特許文献2においては、仮想内視鏡像において気管支経路名が重畳される旨の記載があるが、かかる方法を具体的実現するための方法や手段については、前記特許文献2においては何ら言及されていない。

【0016】

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、容易、かつ適切に管腔臓器の外観観察および管腔臓器の構造把握を支援することのできる医療画像観察支援装置を提供することを目的としている。

課題を解決するための手段

20

【0017】

かかる目的を達成するために、請求項1にかかる発明は、(a)被検体の3次元画像データに基づき、前記被検体内に延びる管腔臓器の一部を内含する体積領域を相互に連なるように順次設定する体積領域設定手段と、(b)該体積領域設定手段により設定された体積領域毎に該体積領域内での前記管腔臓器を表す3次元画像データに基づき、該体積領域内の特定の管腔臓器の領域情報である管腔領域データを繰り返し算出する管腔臓器領域情報算出手段と、(c)前記管腔臓器領域情報算出手段が算出した前記管腔領域データ毎に、前記体積領域での前記管腔臓器の構造情報である管腔構造データを算出する管腔臓器構造情報算出手段と、(d)前記管腔構造データに基づいて、前記管腔臓器の長手方向に沿った仮想芯線を生成する仮想芯線生成手段と、(e)前記仮想芯線に沿って前記管腔臓器の仮想画像を生成する仮想画像生成手段と、(f)前記仮想画像を表示するための表示手段と、(g)前記仮想画像を生成するための観察位置を、前記仮想芯線、前記管腔領域データおよび前記管腔構造データの少なくとも1つに基づき前記表示手段における前記管腔臓器の表示領域が所望の大きさとなるように定めるとともに、前記仮想芯線または前記管腔構造データに基づき前記管腔臓器長手方向に沿って前記観察位置を移動させる観察位置規定手段と、を備え、(h)前記仮想画像生成手段は、前記解剖学的構造情報あるいは前記管腔構造データに基づき画像処理手法を変更することを特徴とする医療画像観察支援装置である。

30

【0018】

請求項1に記載の医療画像観察支援装置によれば、前記体積領域設定手段により、被検体の3次元画像データに基づき、前記被検体内に延びる管腔臓器の一部を内含する体積領域が相互に連なるように順次設定され、前記管腔臓器領域情報算出手段により、前記3次元画像データに基づき、前記体積領域設定手段により設定される体積領域毎に該体積領域内の特定の管腔臓器の領域情報である管腔領域データが繰り返し算出され、前記管腔臓器構造情報算出手段により、前記管腔領域データ毎に前記体積領域での前記管腔臓器の構造情報である管腔構造データが算出され、前記仮想芯線生成手段により、前記管腔構造データに基づいて、前記管腔臓器の長手方向に沿った仮想芯線が生成され、前記仮想画像生成手段により、前記仮想芯線に沿って前記管腔臓器の仮想画像が生成され、前記観察位置規定手段により、前記仮想芯線、前記管腔領域データおよび前記管腔構造データの少なくとも1つに基づき前記表示手段における前記管腔臓器の表示領域が所望の大きさとなるよう

40

50

に前記仮想画像を生成するための観察位置が定められるとともに、前記仮想芯線または前記管腔構造データに基づき前記管腔臓器長手方向に沿って前記観察位置が移動させられ、前記表示手段により前記仮想画像が表示されるので、前記3次元画像データから前記管腔臓器の構造情報を反映した仮想画像を得ることができるとともに、管腔臓器の注目する任意の位置から煩雑な視点変更操作なしに、確実に臓器構造に沿って観察することが可能となるという効果がある。特に、管腔臓器の長手方向に沿って観察位置を自動的に移動させることが可能となり、また、表示手段上での管腔臓器の表示領域を所望の大きさの領域に観察位置を算出することで、外観画像表示時における管腔臓器の表示倍率が自動的に調整されるので、観察者は非常に長い管腔臓器を管腔臓器走行方向に沿って観察することが容易となる効果がある。ここで所望の大きさとは、観察者が本装置の利用状況に応じて選択する大きさであり、例えば血管全体の走行状況を確認したい場合には比較的小さく表示し、血管表面の凹凸を観察する場合には比較的大きく表示する。さらに、前記仮想画像生成手段は、前記解剖学的構造情報あるいは前記管腔構造データに基づき画像処理手法を変更するので、管腔臓器の部位ごとに適切な画像処理手法を自動的にあるいは操作者によって変更することが可能となるため、精度よく管腔領域データを抽出できるという効果がある。

10

【0019】

ここで好適には、前記医療画像観察支援装置は、(a)少なくとも解剖学的名称情報を含んだ解剖学的構造情報を格納する解剖学的構造情報格納手段を備え、(b)前記解剖学的構造情報格納手段に格納された解剖学的名称情報を前記管腔構造データに関連付ける解剖学的名称関連付け手段とをさらに備えることを特徴とする。このようにすれば、前記管腔構造データに前記解剖学的構造情報が関連付けられるので、前記管腔構造データと関連付けられた前記解剖学的構造情報とは一対のものとして用いることが可能となる。

20

【0020】

好適には、前記医療画像観察支援装置は、前記解剖学的名称関連付け手段による前記解剖学名称関連付けに基づき、前記表示手段上に表示された仮想画像上に前記管腔臓器の解剖学的名称を表示すること画像合成手段を有することを特徴とする。このようにすれば、前記画像合成手段によって、前記表示手段上に表示された前記仮想画像上に前記管腔臓器の解剖学的名称が表示されるので、管腔臓器の観察が容易となる。

【0022】

30

また、好適には、前記医療画像観察支援装置は、(a)実際に前記被検体内に挿入された内視鏡の先端部の相対的な位置を検出するための内視鏡位置検出手段と(b)該内視鏡位置検出手段によって検出された内視鏡の先端位置と前記管腔構造データとを比較することにより変換行列を算出するとともに、前記内視鏡の先端位置を該変換行列により変換することにより前記内視鏡の先端部の前記管腔臓器内における位置である実画像観察位置を推定する第一実画像観察位置推定手段とを有することを特徴とする。このようにすれば、前記内視鏡位置検出手段によって検出された内視鏡の先端部の相対的な位置が前記管腔構造データと比較され、実画像観察位置が推定されるので、実画像観察位置に対応する内視鏡の先端部の位置が一層正確に把握される。

【0023】

40

好適には、前記医療画像観察支援装置は、(a)前記仮想画像生成手段によって生成された複数の仮想画像のうち、前記管腔臓器内における分岐部を含む仮想画像と、該仮想画像に対応する前記管腔構造データとを関連付けて記憶する仮想画像記憶手段を有し、(b)実際に被検体内に挿入された内視鏡によって撮像された実内視鏡画像に現れる管腔構造データに対応する特徴を抽出し、該特徴を前記仮想画像記憶手段に記憶された管腔構造データと照合するとともに、該照合の結果一致した管腔構造データに対応する仮想画像の観察位置を前記実画像観察位置と推定する第二実画像観察位置推定手段を有することを特徴とする。このようにすれば、前記第二実画像観察位置推定手段によって、実内視鏡画像に現れる管腔構造データに対応する特徴を抽出し、該特徴を前記仮想画像記憶手段に記憶された管腔構造データと照合し、照合の結果一致した管腔構造データに対応する仮想画像の

50

観察位置が前記実画像観察位置と推定されるので、実際の内視鏡の先端位置を検出することなく前記内視鏡の先端位置を推定することが可能となり、また、画像上に現れる前記管腔構造データに対応する特徴によって前記実内視鏡画像と前記仮想画像を照合するので、照合に要する時間を低減しつつ、精度の高い照合を実現できる。

【0024】

好適には、前記画像合成手段は、前記表示手段に、前記実内視鏡画像と、該実内視鏡画像に対応し前記仮想画像生成手段によって生成された前記仮想画像とを対比可能に表示することを特徴とする。このようにすれば、前記表示手段において前記実内視鏡画像と前記仮想画像とが対比可能に表示される。

【0025】

好適には、前記仮想画像生成手段は、前記観察位置を前記第一実画像観察位置推定手段によって推定された前記実画像観察位置とすることによって前記仮想画像を生成することを特徴とする。このようにすれば、前記仮想画像は、前記観察位置を前記第一実画像観察位置推定手段によって推定された前記実画像観察位置とすることによって得られる仮想画像であるので、前記実内視鏡画像の実画像観察位置と同じと推定される観察位置からの仮想画像が得られる。

【0026】

好適には、前記仮想画像生成手段は、前記観察位置を前記第二実画像観察位置推定手段によって推定された前記実画像観察位置とすることによって前記仮想画像を生成することを特徴とする。このようにすれば、前記仮想画像は、前記観察位置を前記第二実画像観察位置推定手段によって推定された前記実画像観察位置とすることによって得られる仮想画像であるので、前記実内視鏡画像の実画像観察位置と同じと推定される観察位置からの仮想画像が得られる。

【0027】

好適には、前記医療画像観察支援装置において、前記画像合成手段は、前記解剖学的名称関連付け手段による前記解剖学名称関連付けに基づき、前記表示手段に表示された実内視鏡画像上に前記管腔臓器の解剖学的名称を表示することを特徴とする。このようにすれば、前記表示手段に表示された実内視鏡画像上の管腔臓器には、前記解剖学的名称関連付け手段によって関連付けられた解剖学的名称が表示されるので、実内視鏡画像においても画像中に表示された管腔臓器が何れの部位であるかを把握できる。

【0028】

好適には、前記医療画像観察支援装置において、前記仮想画像及び前記実内視鏡画像は、画像上における管腔状の構造物の個数、位置、および該管腔状の構造物内における明度の少なくとも1つを前記管腔構造データに対応する画像上の特徴とすることを特徴とする。このようにすれば、前記仮想画像および前記実内視鏡画像の有する、画像上における前記管腔構造データに対応する特徴である管腔状の構造物の個数、位置、および該管腔状の構造物内における明度の少なくとも1つに基づいて、前記実内視鏡画像と前記仮想画像とが照合されるので、画像全体を照合する必要がない。

【0029】

好適には、前記医療画像観察支援装置において、前記第二実画像観察位置推定手段は、前記照合の結果に基づいて前記仮想画像記憶手段に記憶された内容を学習補正する仮想画像学習手段を有することを特徴とする。このようにすれば、前記第二実画像観察位置推定手段は、前記仮想画像学習手段によって前記照合の結果に基づいて前記仮想画像記憶手段に記憶された内容を学習補正するので、前記照合を繰り返す毎に一層正確な照合を実行できる。

【0030】

また、好適には、(a)前記医療画像観察支援装置は、前記内視鏡を前記管腔臓器における目的部位に挿入するための挿入部位から前記目的部位までの経路を画像上で案内するためのナビゲーション手段を有し、(b)前記ナビゲーション手段は、前記表示手段に表示された実内視鏡画像上に示された前記管腔臓器の分岐部に開口する複数の枝管のうちの

10

20

30

40

50

前記内視鏡を挿入すべき1つの枝管を示す表示をすることを特徴とする。このようにすれば、前記ナビゲーション手段によって、前記表示手段に表示された実内視鏡画像上に示された前記管腔臓器の分岐部に開口する複数の枝管のうちの前記内視鏡を挿入すべき1つの枝管を示す表示がされるので、操作者は前記内視鏡を前記管腔臓器における目的部位まで容易に挿入する際に前記管腔臓器の分岐部においても挿入すべき枝管を認識することができる。

【0031】

好適には、(a)前記医療画像観察支援装置は、前記内視鏡を前記管腔臓器における目的部位に挿入するための挿入部位から前記目的部位までの経路を画像上で案内するためのナビゲーション手段を有し、(b)前記ナビゲーション手段は、前記経路を自動的に生成するとともに、前記経路を構成する管腔臓器の各部位に対し前記解剖学的名称関連付け手段によってそれぞれ関連付けられた複数の解剖学的名称を、前記挿入部位から前記目的部位までの経路の順で列挙することを特徴とする。このようにすれば、前記ナビゲーション手段によって、前記経路が自動的に生成される一方、前記経路を構成する管腔臓器の各部位に関連付けられた複数の解剖学的名称が、前記挿入部位から前記目的部位までの経路の順で列挙されるので、前記内視鏡を前記管腔臓器における目的部位まで挿入するまでの経路を予め解剖学的名称によって認識することができる。

10

【0032】

また、好適には、(a)前記医療画像支援装置は、前記3次元画像データに基づいて、前記被検体内における前記管腔臓器の外に存在する管腔外組織の構造に関する情報である管腔外組織構造情報を抽出する管腔外組織抽出手段を有し、(b)前記仮想画像生成手段は、前記管腔臓器の仮想画像と前記管腔外組織の仮想画像とを同一の画像内に実際の位置関係を保持したまま同一の尺度で表示するものである。このようにすれば、前記3次元画像データに基づいて、前記管腔臓器の外に存在する管腔外組織についての構造についても前記仮想画像上でその位置や大きさを把握することができる。

20

【0033】

好適には、(a)前記解剖学的構造情報格納手段は、前記管腔臓器については少なくとも解剖学的名称情報を、前記管腔外組織については少なくとも解剖学的番号をそれぞれ含んだ解剖学的構造情報を格納し、(b)前記解剖学的名称関連付け手段は、前記管腔臓器に対しては前記解剖学的構造情報格納手段に格納された解剖学的名称情報を前記管腔構造データに関連付け、前記管腔外組織については前記解剖学的構造情報格納手段に格納された解剖学的番号を前記管腔外組織構造情報に関連付けるものである。このようにすれば、前記解剖学的名称関連付け手段は、前記管腔臓器に解剖学的名称に関連付けるのと同様に、前記管腔外組織に解剖学的番号に関連付けることができる。

30

【0034】

好適には、前記医療画像観察支援装置は、前記解剖学的名称関連付け手段による前記解剖学的名称あるいは前記解剖学的番号の関連付けに基づき、前記表示手段上に表示された仮想画像上に前記管腔臓器の解剖学的名称および前記管腔外組織の解剖学的番号を表示する画像合成手段を有することを特徴とする。このようにすれば、前記画像合成手段によって、前記表示手段上に表示された前記仮想画像上に前記管腔臓器の解剖学的名称および前記管腔外組織の解剖学的番号が表示されるので、管腔臓器の観察が容易となる。

40

【0035】

好適には、前記医療画像観察支援装置において、前記仮想画像生成手段は、前記解剖学的構造情報あるいは前記管腔構造データ、前記管腔外組織構造情報の少なくとも1つに基づき画像処理手法を変更することを特徴とする。このようにすれば、管腔臓器の部位あるいは管腔外組織ごとに適切な画像処理手法を自動的にあるいは操作者によって変更することが可能となるため、精度よく管腔領域データを抽出できるという効果がある。

【0036】

また好適には、前記ナビゲーション手段は、前記管腔外組織を目的部位として設定した場合に、該管腔外組織に近接した前記管腔臓器における前記内視鏡を挿入可能な部位を、

50

実際の目的部位とすることを特徴とする。このようにすれば、操作者は目的とする管腔外組織を目的部位として設定するだけで、該管腔外組織に近接した前記管腔臓器における前記内視鏡を挿入可能な部位まで内視鏡を挿入するための支援を受けることができる。

【 0 0 3 7 】

好適には、前記管腔外組織とはリンパ節であり、前記管腔臓器とは血管であることを特徴とする。このようにすれば、前記管腔外組織としてのリンパ節に直接通ずるリンパ管に対しては直接内視鏡を挿入することが困難である場合に、前記リンパ節に近接した前記内視鏡を挿入可能な血管の部位を目的部位とすることにより、内視鏡を前記リンパ節の近傍まで前記血管を通して挿入することができる。

【図面の簡単な説明】

10

【 0 0 3 8 】

【図 1】本発明の実施例 1 に係る医療画像観察支援装置の機能の概要を表す機能ブロック図である。

【図 2】図 1 の情報抽出部の機能構成を示すブロック図である。

【図 3】図 1 の解剖学的情報データベースに格納される情報を説明する図である。

【図 4】管腔臓器の各枝部位とその各部位ごとに付される枝シリアル番号との関係の例をモデルを用いて説明する図である。

【図 5】図 1 の情報抽出部による臓器構造情報、臓器構造情報及び各枝部位名称の抽出処理の流れを示すフローチャートである。

【図 6】3 次元画像としての C T 画像データに基づく断層画像の例である。

20

【図 7】3 次元画像としての M P R (多断面再構築画像) の例である。

【図 8】V O I 設定部による V O I の設定を説明する図である。

【図 9】臓器領域情報抽出部による臓器領域情報の抽出を説明する図である。

【図 1 0】V O I 下面における臓器領域情報の抽出を説明する図である。

【図 1 1】臓器構造情報抽出部による臓器構造情報の抽出を説明する図である。

【図 1 2】情報抽出部による V O I の伸長を説明する図である。

【図 1 3】伸長された V O I に対する臓器領域情報の抽出を説明する図である。

【図 1 4】伸長された V O I 下面における臓器領域情報の抽出を説明する図である。

【図 1 5】情報抽出部による V O I のさらなる伸長を説明する図であって、図 1 2 に対応するものである。

30

【図 1 6】更に伸長された V O I に対する臓器領域情報の抽出を説明する図であって、図 1 3 に対応するものである。

【図 1 7】更に伸長された V O I 下面における臓器領域情報の抽出を説明する図であって、図 1 4 に対応するものである。

【図 1 8】更に伸長された V O I に対する臓器構造情報抽出部による臓器構造情報の抽出を説明する図であって、図 1 1 に対応するものである。

【図 1 9】V O I が管腔臓器とずれた様子を示す図である。

【図 2 0】V O I が管腔臓器とずれた様子を示す V O I の底面を示す図である。

【図 2 1】V O I の方向修正処理を説明する図である。

【図 2 2】V O I の方向修正処理を説明する図である。

40

【図 2 3】管腔臓器の分岐を検出した場合の V O I の例を示す図である。

【図 2 4】管腔臓器の分岐を検出した場合の V O I の例を示す図である。

【図 2 5】V O I 設定部による子 V O I の設定を説明する図である。

【図 2 6】孫 V O I の設定を説明する図である。

【図 2 7】生成された臓器構造情報の一例を示す図である。

【図 2 8】表示手段に表示された臓器構造情報の一例を表す図である。

【図 2 9】複数の管腔臓器の臓器構造情報が関連付けられた概念を説明する図である。

【図 3 0】動脈の 3 次元画像と動脈の臓器構造情報とを重畳表示した図である。

【図 3 1】図 3 0 に更に静脈の 3 次元画像を重畳表示した図である。

【図 3 2】図 1 の管腔臓器観察支援装置の観察支援処理作用を説明するフローチャートで

50

ある。

【図 3 3】図 1 の管腔臓器観察支援装置の管腔臓器の観察支援処理の流れを示すフローチャートである。

【図 3 4】入力部を構成するマウスの例を示す図である。

【図 3 5】注視点、視点、および視線の関係の一例を表す図である。

【図 3 6】視点が変更される例を説明する図である。

【図 3 7】複数の視点の位置と生成される管腔外観画像を説明する図である。

【図 3 8】視点の移動を説明する図である。

【図 3 9】実施例 2 における機器の構成を示す図である。

【図 4 0】実施例 2 における変換行列 T の算出手順を説明するフローチャートである。

10

【図 4 1】図 4 0 における変換行列算出ルーチンを説明する図である。

【図 4 2】計測された内視鏡先端位置と仮想芯線の関係を示す図である。

【図 4 3】計測された内視鏡先端位置と、変換後の位置およびその距離を説明する図である。

【図 4 4】変換の概念を説明する図である。

【図 4 5】実施例 2 における医療画像観察支援装置の機能の概要を説明する機能ブロック線図である。

【図 4 6】実施例 2 における医療画像観察支援装置のうち、仮想画像記憶手段に対応する作動の概要を説明するフローチャートである。

【図 4 7】実施例 2 における医療画像観察支援装置のうち、第二実画像観察位置推定手段 1 1 4 に対応する作動の概要を説明するフローチャートである。

20

【図 4 8】図 4 7 における学習ルーチンを説明する図である。

【図 4 9】臓器構造情報に対応する画像上の特徴を説明する図である。

【図 5 0】実施例 4 における医療画像観察装置の機能の概要を表す機能ブロック図である。

【図 5 1】実施例 4 における医療画像観察装置の作動の概要を表すフローチャートである。

【図 5 2】実施例 4 におけるモニタ 2 の表示の一例を表す図である。

【図 5 3】実施例 4 におけるモニタ 2 の表示の一例を表す図である。

【図 5 4】実施例 4 におけるモニタ 2 の表示の一例を表す図である。

30

【図 5 5】実施例 4 におけるモニタ 2 の表示の一例を表す図である。

【図 5 6】実施例 5 における情報抽出部 1 2 の機能の概要を表す図であって、図 2 に相当する図である。

【図 5 7】実施例 5 における医療画像観察装置の作動の概要を表すフローチャートである。

【図 5 8】実施例 5 におけるモニタ 2 の表示の一例を表す図である。

【符号の説明】

【0039】

1：医療画像観察支援装置（コンピュータ）

2：表示手段（モニタ）

40

1 2：情報抽出部（体積領域設定手段）

1 2：情報抽出部（管腔臓器領域情報算出手段）

1 2：情報抽出部（管腔臓器構造情報算出手段）

1 2：情報抽出部（仮想芯線生成手段）

1 2：情報抽出部（解剖学的名称関連付け手段）

1 3：解剖学的構造情報格納手段（解剖学的情報データベース）

1 4：視点位置／視線方向設定部（観察位置規定手段）

1 5：管腔臓器画像生成部（仮想画像生成手段）

1 8：画像合成表示部（画像合成手段）

3 5：管腔領域データ（臓器領域情報）

50

37：管腔構造データ（臓器構造情報）
 75：観察位置
 82：内視鏡位置検出部（内視鏡位置検出手段）
 84：内視鏡
 102：仮想画像学習部（仮想画像学習手段）
 110：仮想画像記憶部（仮想画像記憶手段）
 112：第一実画像観察位置推定部（第一実画像観察位置推定手段）
 114：第二実画像観察位置推定部（第二実画像観察位置推定手段）
 116：ナビゲーション部（ナビゲーション手段）
 12h：管腔外組織抽出部（管腔外組織抽出手段）
 VOI：体積領域
 c：仮想芯線

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0040】

以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

【実施例1】

【0041】

図1乃至図38は本発明の実施例1に係わり、図1は医療画像観察支援装置の機能の構成の概要を示す機能ブロック図、図2は図1の情報抽出部12の機能構成を示す機能ブロック図である。また、図3は図1の解剖学的情報DBを説明する第1の図、図4は図1の解剖学的情報DBを説明する第2の図である。

20

【0042】

図5は図1の情報抽出部による臓器構造情報、臓器構造情報及び各枝部位名称の抽出処理の流れを示すフローチャートであり、図6乃至図31はそれぞれ、図5のフローチャートの処理の様子を説明する図である。

【0043】

また、図32は図1の医療画像観察支援装置における管腔臓器の観察支援処理の流れを示すフローチャートであり、図34乃至図38はそれぞれ、図33のフローチャートの処理の様子を説明する図である。

【0044】

30

図1に示すように、本実施例の医療画像観察支援装置1は、予め記憶させられた情報を読み出し可能に格納するROM、必要に応じて情報を読み書き可能に記憶するRAM、これらの情報を演算するCPU（中央演算装置）などによって構成される予め記憶されたプログラムに従って演算制御可能ないわゆるコンピュータなどによって構成される。この医療画像観察支援装置としてのコンピュータ1は、CT画像データに基づき、マウス等のポインティングデバイスを有する入力部3が指定した管腔臓器の領域情報及び構造情報を抽出し、仮想画像を生成するための視点位置・視線方向を制御する。具体的には、観察位置である視点位置は管腔臓器の長手方向に沿った仮想芯線に沿って移動し、視線方向は視点位置から仮想芯線上に置かれた注視点へ向かう方向として計算される。なお、注視点とは、観察の中心となる点を示し、仮想画像では、この注視点は画像中心に位置することになる。したがって、視点位置から注視点に向かう方向が視線方向となる。以下、仮想芯線上に注視点が置かれ視点位置と視線方向が制御される状態をロックオン状態と記す。そして、画像診断、開腹手術、内視鏡下手術前、あるいは内視鏡下手術中に管腔臓器の配置状況を、仮想画像により表示手段としてのモニタ2に表示し、画像診断、手術の支援を行う。

40

【0045】

前記医療画像観察支援装置1は、CT画像データ取り込み部10、CT画像データ格納部11、体積領域設定手段、管腔臓器領域情報算出手段、管腔臓器構造情報算出手段、仮想芯線生成手段及び解剖学的名称関連付け手段としての情報抽出部12、解剖学的構造情報格納手段としての解剖学的情報データベース（以下、DBと略記する）13、観察位置規定手段としての視点位置／視線方向設定部14、仮想画像生成手段としての管腔臓器画

50

像生成部 15、解剖学的名称情報発生部 16、開始点指定手段としての枝指定部 17、画像合成手段としての画像合成表示部 18 及びする注目点移動制御手段としてのユーザインタフェース（以下、I/F と略記する）制御部 19 を備えて構成される。

【0046】

前記 CT 画像データ取り込み部 10 は、患者の X 線断層像を撮像する図示しない公知の CT 装置で生成された 3 次元画像データを、例えば MO (Magnetic Optical disc) 装置や DVD (Digital Versatile Disc) 装置等、可搬型の記憶媒体を介して取り込みを行う。

【0047】

前記 CT 画像データ格納部 11 は、CT 画像データ取り込み部 10 によって取り込まれた CT 画像データを格納する。

10

【0048】

前記情報抽出部 12 は、管腔臓器を後述する体積領域である VOI (Volume Of Interest: 注目体積領域 = 以下、単に VOI と記す) により分割して、VOI 内の管腔臓器の領域情報 (管腔領域データ) 及び構造情報 (管腔構造データ) を抽出する。また、情報抽出部 12 は、管腔臓器の領域情報及び構造情報を解剖学的情報 DB 13 に格納されている解剖学的情報と関連付けを行う。解剖学的情報と関連付けられた VOI に連結させて管腔臓器の構造に基づき、新たな VOI を生成し、この新たな VOI 内の管腔臓器の領域情報及び構造情報を抽出する。また、解剖学的情報と関連付けられた VOI 内の構造情報に名称を割り当てるための名称割当情報を解剖学的名称情報発生部 16 に出力する。

20

【0049】

前記視点位置 / 視線方向設定部 14 は、情報抽出部 12 が抽出した管腔臓器の構造情報に基づき、管腔臓器の仮想芯線上に注視点を設定して管腔臓器の外観を観察する視点位置及び視線方向を設定する。観察位置規定手段は、この視点位置 / 視線方向設定部 14 により構成される。

【0050】

前記管腔臓器画像生成部 15 は、情報抽出部 12 が抽出した管腔臓器の領域情報に基づき、CT 画像データ格納部 11 に格納されている CT 画像データを画像処理して、視点位置 / 視線方向設定部 14 が指定した視点位置及び視線方向からの仮想的な管腔臓器の外観画像を生成する。仮想画像生成手段は、この管腔臓器画像生成部 15 により構成される。

30

【0051】

前記解剖学的名称情報発生部 16 は、情報抽出部 12 からの名称割当情報に基づき、文字画像データを生成する。

【0052】

枝指定部 17 は、木構造 (分岐を有する構造) をなす前記管腔臓器の枝を入力部 2 が有するマウス等により指定する。

【0053】

前記画像合成表示部 18 は、前記管腔臓器画像生成部 15 からの仮想的な管腔臓器の画像と前記解剖学的名称情報発生部 16 からの文字画像データを合成してモニタ 2 に前記合成された画像を表示する。

40

【0054】

ユーザ I/F 制御部 19 は、前記視点位置 / 視線方向設定部 14 の設定状態に応じて入力部 3 の入力を制御する。具体的には、前記視点位置 / 視線方向設定部 14 において表示方法がロックオン状態のときは、入力部 3 が有するマウスの入力情報を画像の上下移動情報のみに利用するように制御する。詳細は後述する。なお、前記視点位置 / 視線方向設定部 14 において表示方法がロックオン状態でないときは、入力部 3 が有するマウスの入力情報の制御は解除されるようになっている。

【0055】

前記情報抽出部 12 は、図 2 に示すように、臓器領域情報抽出部 12 a、臓器構造情報抽出部 12 b、画像処理方法抽出部 12 c、部位名称割当情報抽出部 12 d、抽出情報関

50

連付け部 1 2 e、抽出情報格納部 1 2 f 及び V O I 設定部 1 2 g から構成される。各部の詳細は後述するが、管腔臓器領域情報算出手段は臓器領域情報抽出部 1 2 a により構成され、管腔臓器構造情報算出手段は臓器構造情報抽出部 1 2 b により構成され、さらに、体積領域設定手段は V O I 設定部 1 2 g により構成される。

【 0 0 5 6 】

解剖学的情報 D B 1 3 は、図 3 に例示するように、木構造をなす管腔臓器の枝構造単位で枝シリアル番号によりデータベース化されている。具体的には、解剖学的情報 D B 1 3 は、枝シリアル番号「 n (n = 自然数)」毎に、以下の解剖学的構造情報としての解剖学的モデル情報 (1) ~ (6) を格納している。

【 0 0 5 7 】

- (1) 第 n 枝の走行方向の平均値情報と分散情報
- (2) 第 n 枝の長さの平均値情報と分散情報
- (3) 第 n 枝がリンクしている枝のシリアル番号である枝リンク情報
- (4) 第 n 枝の画素データの濃度値特徴 (例、平均値情報、分散情報)
- (5) 第 n 枝の直径及び円形度
- (6) 第 n 枝に最適な画像処理手法情報

情報抽出部 1 2 は、抽出している V O I がどの枝構造かを判断し、枝構造に応じて解剖学的情報 D B 1 3 の情報 (1) ~ (6) に関連付けて、管腔臓器の領域情報及び構造情報を抽出情報格納部 1 2 f に格納する。

【 0 0 5 8 】

以下、管腔臓器として、図 4 に示すような気管支 3 0 を例に、図 5 のフローチャートを用いて、本実施例の作用の 1 つである臓器領域情報、臓器構造情報及び各枝部位名称の抽出処理を説明する。

【 0 0 5 9 】

図 4 は解剖学的モデルの気管支 3 0 を示しており、気管支 3 0 は木構造をなし、各枝部位にはシリアル番号「 n 」が付され (図 4 では「 1 」 ~ 「 2 0 」) が付され、このシリアル番号「 n 」に基づき、解剖学的情報 D B 1 3 は、少なくとも気管支 3 0 の各枝単位で上記の情報 (1) ~ (6) を格納している。

【 0 0 6 0 】

なお、管腔臓器としては、気管支 3 0 に限らず、食道、血管、大腸、小腸、十二指腸、胃、胆管、膵管、または、リンパ管等、管腔臓器ならば本実施例が適用できる。

【 0 0 6 1 】

図 5 は、医療画像観察支援装置 1 の制御作動の要部を説明するフローチャートである。まず、枝指定部 1 7 に対応するステップ (以下「ステップ」を省略する。) S 1 においては、マウス等のポインティングデバイスを有する入力部 3 からの、例えばモニタ 2 に表示される C T 画像データに基づく断層画像 (例えば図 6 参照) あるいは M P R 画像 (多断面再構築画像 : 例えば図 7 参照) 上での、管腔臓器の領域情報及び構造情報の抽出を開始する開始点の入力が検出される。

【 0 0 6 2 】

S 1 において開始点の入力が検出されると、情報抽出部 1 2 に対応する S 2 においては、開始点が設定された気管支 3 0 (臓器領域) の全ての枝の解剖学的情報 (1) ~ (6) が解剖学的情報 D B 1 3 から抽出され、S 3 において抽出情報格納部 1 2 f にこれらの解剖学的情報 (1) ~ (6) が格納される。

【 0 0 6 3 】

情報抽出部 1 2 の V O I 設定部 1 2 g に対応する S 4 においては、図 8 に示すように、開始点 3 1 を含む断面 3 2 を上面に有する V O I 3 3 が設定される。このとき V O I 3 3 の上面の大きさは断面 3 2 の半径に基づいて設定される。例えば断面 3 2 の半径が r のとき、V O I 3 3 の上面の大きさは $5 r \times 5 r$ の正方形に設定される。

【 0 0 6 4 】

そして、情報抽出部 1 2 の臓器領域情報抽出部 1 2 a に対応する S 5 においては、図 9

10

20

30

40

50

に示すように、V O I 3 3 内の臓器領域情報 3 5 (管腔臓器の内壁及び外壁情報を含む) が抽出される。このとき、解剖学的情報 D B 1 3 に格納されている解剖学的構造情報に基づき画像処理手法が変更される。画像処理手法としては、例えば

- ・ 閾値処理
- ・ 鮮鋭化処理と閾値処理
- ・ 平滑化処理と閾値処理
- ・ 差分フィルタ処理と閾値処理
- ・ ヘシアンフィルタ処理と閾値処理

等の手法がある。また、上述の処理における最適なパラメータ選択も画像処理手法の変更に含まれる。

10

【 0 0 6 5 】

また、S 5 においては、V O I 3 3 の下面である気管支 3 0 の下断面 3 4 についても臓器領域情報 3 5 が抽出される。具体的には、図 1 0 に示すように、この下断面 3 4 の臓器領域情報 3 5 の重心 3 6 についても算出される。

【 0 0 6 6 】

情報抽出部 1 2 の臓器構造情報抽出部 1 2 b に対応する S 6 においては、図 1 1 に示すように、臓器領域情報抽出部 1 2 a が算出した重心 3 6 と開始点 3 2 とを結ぶ線分が臓器構造情報 3 7 として抽出される。

【 0 0 6 7 】

次に、情報抽出部 1 2 の抽出情報関連付け部 1 2 e に対応する S 7 においては、S 5 において算出された臓器領域情報 3 5 及び S 6 において抽出された臓器構造情報 3 7 が解剖学情報 D B 1 3 に格納された解剖学的情報 (1) ~ (6) と関連付けて抽出情報格納部 1 2 f に格納される。これにより、例えば第 n 枝の方向の平均値情報と分散情報である解剖学的情報 (1) と関連付けることで、開始点 3 2、すなわち V O I 3 3 が気管支 3 0 のどの枝部位に属しているかが特定される。

20

【 0 0 6 8 】

そこで、S 7 においては、特定された枝部位のみの解剖学情報 D B 1 3 の解剖学的情報 (1) ~ (6) だけが残され、他の枝部位の解剖学的情報 (1) ~ (6) が抽出情報格納部 1 2 f より消去される。

【 0 0 6 9 】

そして、情報抽出部 1 2 に対応する S 8 においては、S 2 乃至 S 7 による抽出処理が気管支 3 0 の全領域において完了したかどうか判定される。具体的には、例えばまず、V O I 3 3 の下面に気管支 3 0 の下断面 3 4 の臓器領域情報 3 5 があるかどうか判断され、ないと判断される場合には末梢と判断されると共に、続いて、全領域での抽出が完了したかどうか判定される。

30

【 0 0 7 0 】

S 8 において気管支 3 0 の全領域での抽出が未完了と判断される場合には、S 9 が実行される。情報抽出部 1 2 に対応する S 9 においては、分岐の有無が検出されることにより、分岐に到達したかどうか判断される。具体的には、例えば V O I 3 3 の下面に気管支 3 0 の下断面 3 4 の臓器領域情報 3 5 が複数検知されたことに基づいて分岐に到達したと判断される。

40

【 0 0 7 1 】

S 9 において分岐に到達していないと判断された場合には、情報抽出部 1 2 に対応する S 1 0 において、図 1 2 に示すように、例えば V O I 3 3 の下面が所定量 t だけ伸長せられる。その後、情報抽出部 1 2 に対応する S 1 1 において、必要に応じて V O I 3 3 の方向修正が行われ、S 5 以降が再度実行される。なお、S 1 1 における V O I 3 3 の方向修正処理については後述する。

【 0 0 7 2 】

そして、情報抽出部 1 2 の臓器領域情報抽出部 1 2 a に対応する S 5 においては、図 1 3 に示すように、所定量 t だけ伸長させられた V O I 3 3 a に対して、V O I 3 3 a 内

50

の臓器領域情報 3 5 a が抽出される。このときも、S 5 において V O I 3 3 a の下面である気管支 3 0 の下断面 3 4 a の臓器領域情報 3 5 a も抽出され、図 1 4 に示すように、この下断面 3 4 a の臓器領域情報 3 5 a の重心 3 6 a が算出される。

【 0 0 7 3 】

続く S 6 においては、重心 3 6 と重心 3 6 a とを結ぶ線分が臓器構造情報 3 7 a として抽出される。そして S 7 においては、S 5 において算出された臓器領域情報 3 5 a 及び S 6 において抽出された臓器構造情報 3 7 a が解剖学情報 D B 1 3 の解剖学的情報 (1) ~ (6) と関連付けて抽出情報格納部 1 2 f に格納される。

【 0 0 7 4 】

この図 1 3 の状態では、全領域が未抽出かつ分岐に未到達なので、S 8 及び S 9 を経て、再び、S 1 0 及び S 1 1 の処理が実行されて S 5 に戻る。図 1 5 ないし図 1 8 は再度、V O I 3 3 の下面を所定量 t だけ伸長させた場合の、所定量 t だけ伸長させられた V O I 3 3 b に対して、臓器領域情報 3 5 b 及び臓器構造情報 3 7 b の抽出状況を示している。なお、図 1 5 ないし図 1 8 にて符号 3 6 b は V O I 3 3 b の下断面 3 4 b の臓器領域情報 3 5 b の重心である。

【 0 0 7 5 】

このようにして、S 5 ~ S 1 1 の処理が繰り返されるが、V O I 3 3 が伸長されると、例えば図 1 9 に示すように、ある程度の大きさに伸長された V O I 3 3 A において、開始点から連結された V O I 3 3 A 内の臓器構造情報 3 7 A の終端である V O I 3 3 A の下断面 3 4 A の臓器領域情報 3 5 A の重心 3 6 A と、V O I 3 3 A の下断面 3 4 A の中心がずれてくる場合がある。具体的には、例えば図 2 0 に示すように、重心 3 6 A と V O I 3 3 A の中心とのずれ量 d が所定の値を超えると、上述した S 1 1 において V O I 3 3 の方向修正処理が実行される。

【 0 0 7 6 】

具体的には、V O I 設定部 1 2 g に対応する S 1 1 においては、ずれ量 d が所定の値を超えると、図 2 1 に示すように、気管支 3 0 を内含した状態を保ちつつ、図 2 2 に示すように重心 3 6 A を V O I 3 3 A の中心に近づくように方向修正を行った V O I 3 3 A ' が再設定される。これにより、少なくとも枝領域部分は、V O I 中心近傍に下断面 3 4 A ' の臓器領域情報 3 5 A ' の重心を位置させることができ、気管支 3 0 の V O I 3 3 A ' からのみ出しが回避できる。

【 0 0 7 7 】

次に、S 8 にて分岐に到達したと判断された場合の処理について説明する。図 2 3 に示すように、V O I 3 3 A の下断面が下断面 3 4 n まで伸長させられる状態では分岐に未到達である一方、V O I 3 3 A がこの下断面 3 4 n よりさらに所定量 t だけ伸長させられた際に、S 9 にて V O I 3 3 A の下断面に図 2 4 に示すように、例えば 2 つの分岐断面 3 2 A , 3 2 B が抽出される。このように分岐に到達したと判断されると、S 1 2 が実行される。

【 0 0 7 8 】

臓器領域情報抽出部 1 2 a に対応する S 1 2 では、この分岐断面 3 2 A , 3 2 B の臓器領域情報の重心 3 1 a , 3 1 b が算出される。そして、この重心 3 1 a , 3 1 b を V O I 3 3 A に連結させる子 V O I 3 3 (1) a , 3 3 (1) b の開始点とし、再び S 2 以降が実行される。

【 0 0 7 9 】

この場合、S 2 では、V O I 3 3 A に連結される子 V O I 3 3 (1) a 、3 3 (1) b に内含させる気管支 3 0 の枝部位の解剖学的情報 (1) ~ (6) が解剖学的情報 D B 1 3 より抽出され、S 3 においては、S 2 で抽出された当該枝部位の解剖学的情報 (1) ~ (6) が抽出情報格納部 1 2 f に格納され、解剖学名称の関連付けが行われる。具体的には、情報抽出部 1 2 で得られる管腔臓器の構造データを用いて計算される該当枝の走行方向および長さ、ならびに、これまでに求められた気管支枝、すなわち、該枝部位の親、ならびに、それより上位にある枝の解剖学的情報を用いて、解剖学的情報 D B 1 3 に格納され

ている気管支枝の中で最も類似した枝を求め、その枝にその解剖学的名称を関連付ける。このとき子VOI33(1)a、33(1)bの上面の大きさは分岐断面32A、32Bの半径に基づいて設定される。

【0080】

そして、情報抽出部12のVOI設定部12gに対応するS4においては、図25に示すように、開始点31a、31bを含む断面32a、32bを上面に有する2つの子VOI33(1)a、33(1)bが設定される。このとき各子VOI33(1)a、33(1)bの上面の大きさは断面32a、32bの半径に基づいて設定される。続いて、S5において臓器領域情報が算出され、S6において臓器構造情報が抽出される。なお、子VOI33(1)a、33(1)bの設定前までに得られた臓器構造情報37Aは、開始点31からVOI33Aの下断面34nの重心までについてのものである。臓器構造情報37Aの下端である下断面34nの重心と、このS6を実行して得られる各子VOI33(1)a、33(1)bの臓器構造情報の上端である各子VOI33(1)a、33(1)bの断面32A、32Bの重心とが連結させられて、臓器構造情報37Aに継続した線分である臓器構造情報として抽出情報格納部12fに格納する。

10

【0081】

このようにして設定された各子VOI33(1)a、33(1)bそれぞれに対して、S5乃至S11以降の処理を繰り返すことにより子VOI33(1)a、33(1)bをそれぞれ伸長させていく。そして、子VOIの何れか一方である例えばVOI33(1)aが分岐に到達すると、S9の判断が肯定され、S12以降の処理が実行され、上述した処理が繰り返される。この結果、図26に示すように、子VOI33(1)aに連結した孫VOI33(2)aが設定される。

20

【0082】

そして、情報抽出部12に対応するステップS8において、全ての臓器領域の抽出が完了したと判断されると、本フローチャートの処理は終了させられる。

【0083】

上記の処理作動により、図27に示すように、情報抽出部12は、気管支30の全ての枝部位に対応して臓器構造情報37Aを抽出情報格納部12fに格納する。図27は上記処理結果を概念的に示したものであり、抽出情報格納部12fには、臓器構造情報37Aと臓器領域情報35A及び各枝部位の解剖学的名称が関連付けられて格納される。図28は実際のモニタ2に表示させた際の臓器構造情報37Aと解剖学的名称情報発生部16から生成される各枝部位の解剖学的名称とを関連付けた表示画像の一例を示している。この図28の上半面に記載された画像は、解剖学的名称情報発生部16が情報抽出部12からの名称割当情報に基づき、解剖学的名称を表す文字画像データを生成することで、画像合成表示部18において臓器領域情報35A、臓器構造情報37あるいは臓器領域情報35A、臓器構造情報37に基づく仮想的な管腔外観画像データ上に管腔臓器を成す各枝の解剖学的名称が表示されたものである。また、図28の下半面において破線の四角で囲まれた部分Aは、上半面に記載されたモニタ2に表示される画像の部分Aを理解のため拡大したものである。

30

【0084】

なお、上述したように、管腔臓器としては、気管支30に限らず、食道、血管、大腸、小腸、十二指腸、胃、胆管、膵管、または、リンパ管等でもよく、抽出情報格納部12fには、図29に示すように、気管支の臓器構造情報、血管の臓器構造情報、血管の臓器構造情報が、各臓器構造情報と各枝部位名称に関連付けられて格納される。

40

【0085】

図30は動脈の臓器構造情報と前記動脈の3次元画像とが重畳表示されたものであり、図31は図30に更に静脈の3次元画像を重畳表示させたものであって、いずれもモニタ2に表示された画像である。このように、例えば動脈においても気管支と同様に各種情報を抽出することができる。

【0086】

50

このように抽出された臓器領域情報、臓器構造情報及び各枝部位名称を用いた、医療画像観察支援装置 1 による画像診断、開腹手術前、内視鏡下手術前、あるいは手術中の本実施例の観察支援処理作動について、図 3 2 のフローチャートを用いて動脈を例に説明する。

【 0 0 8 7 】

まず支援開始に先立ち、管腔臓器画像生成部 1 5 により、情報抽出部 1 2 からの臓器領域情報、臓器構造情報及び C T 画像データ格納部からの C T 画像データに基づき図 3 3 に示すような管腔外観画像 5 0 が生成され、モニタ 2 に表示される。このとき、モニタ 2 に表示された管腔外観画像 5 0 にはポイント 5 1 が重畳表示されている。

【 0 0 8 8 】

図 3 2 において、ユーザ I / F 制御部 1 9 に対応する S 2 1 では、ポイント 5 1 に対する例えばマウス等から構成される入力部 3 からの操作によって開始点 2 7 が選択されたことが検出される。このとき、入力部 3 の操作に連動して移動するポイントの移動方向は、臓器領域情報および臓器構造情報に基づき制御される。具体的には、ポイントの移動方向を仮想芯線に交差する方向に移動させる場合のポイントの交差方向移動感度と、ポイントの移動方向を仮想芯線の走行方向に沿って移動させる場合のポイントの走行方向移動感度とを設定し、かつ、走行方向移動感度を交差方向移動感度より高く設定することで、ポイント移動制御を行う。例えば、管腔外観画面上において管腔臓器内にポイントが達した場合、大きな移動量を与えない限り管腔臓器外へポイントを出すことができず、また、管腔臓器走行方向に沿ってはポイントを容易に移動させることができるようになる。これによって観察者はポイントが管腔臓器に引き寄せられるような感触を得ることになり、容易に管腔臓器上の点を開始点として選択することが可能となる。

【 0 0 8 9 】

ユーザ I / F 制御部 1 9 に対応する S 2 2 においては、入力部 3 からの入力情報が制御される。具体的には例えば、図 3 4 に示す入力部 3 を構成するマウスの左ボタン 3 L が操作されると、管腔外観画像 5 0 が下方向に移動させられる。また右ボタン 3 R が操作されると、管腔外観画像 5 0 が上方向に移動させられる。

【 0 0 9 0 】

続いて、視点位置 / 視線方向設定部 1 4 に対応する S 2 3 において、開始点 2 7 の位置する枝が抽出される。さらに、視点位置 / 視線方向設定部 1 4 に対応する S 2 4 においては、S 2 3 で抽出された枝に視点及び視線が設定される。そして、視点位置 / 視線方向設定部 1 4 に対応する S 2 5 においては、図 3 5 に示すように、臓器構造情報 3 7 A を動脈の芯線として、この芯線上の注視点に対して垂直で所定距離だけ離れた位置 D に視点 7 5 が配置される。このとき前記視線は視点と注視点を結ぶ線分に対して上下左右に所定角度だけ可変させることができる。

【 0 0 9 1 】

この S 2 5 における視点 7 5 の決定においては、モニタ 2 に表示される血管の大きさが部位によらず観察者の所望する大きさになるように観察位置である視点位置と注視点との間の距離 D が計算され、この距離 D に基づいて視点 7 5 が決定される。そして、決定された視点 7 5 の位置に関する情報である視点位置情報及び視線の方向に関する情報である視線方向情報が算出される。具体的には例えば、観察者によって、所望する血管の画面上での実寸（例えば「画面上での実寸 10mm」）、あるいは、画面の幅に対する割合（例えば「画面横幅に対して 10%」）が入力部 3 を構成するキーボードあるいはマウスを介して数値により入力されると、例えば臓器領域情報から得られる血管径を基に拡大率が自動的に計算され、前記距離 D が算出される。そして、管腔臓器画像生成部 1 5 に対応する S 2 6 において、S 2 5 において算出された視点位置情報及び視線方向情報に基づいた管腔外観画像データが生成される。このとき、前記管腔外観画像データとともに、S 2 5 において算出された視点位置情報および視線方向情報についての情報がモニタ 2 に出力されてもよい。

【 0 0 9 2 】

なお、S 2 5 における前記距離 D の算出では、入力部 3 を構成するキーボードあるいはマウスである前記入力デバイスを介して観察者が所望とする大きさとなるように対話的に拡大縮小を行うことで、前記距離 D を調整できるようにしてもよい。この場合、キーボードのあるキー（例えば z キー）などを押しながら、マウスポインタのボタンを押し、かつ、左右に動作させることで、この動作にあわせて血管外観画像が拡大縮小しながら表示され、ユーザは所望する拡大率を選択することができる。言い換えれば、S 2 4 乃至 S 2 6 が所望の管腔外観画像が得られるまで反復される様にしてもよい。

【 0 0 9 3 】

そして、管腔臓器画像生成部 1 5 に対応する S 2 7 において、入力部 3 を構成するマウスの操作の有無が検出される。そして、マウスの操作があった場合には S 2 7 の判断が肯定され、S 2 8 が実行される。S 2 8 においては、図 3 6 に示すように、S 2 7 において検出されたマウスの操作に応じて、視点 7 5 が注視点との距離 D を血管の太さに応じて変更されるとともに、例えば管腔外観画像 5 0 に対して、管腔構造データに基づき管腔臓器長手方向に沿って観察位置（視点 7 5）が移動させられ、新たな視点からの仮想的な管腔臓器の外観画像データが生成される。これにより、注視点付近の血管は常に観察者の所望する大きさで表示される。

【 0 0 9 4 】

S 2 7 においてマウス操作が検出されない場合や S 2 9 にて支援の終了が検知されるまで、S 2 5 から S 2 9 の処理が繰り返される。図 3 7 は、前記ロックオン状態において例えば図 3 8 に示す様に視点 7 5（観察位置）を移動させた際の複数（この図では 3 点）の視点 7 5（観察位置）からの画像を示している。このとき、注視点は臓器構造情報 3 7 A である芯線上に固定されている。このように、管腔臓器画像生成部 1 5 に対応する S 2 6 においては、例えば注視点が画像中心となるように仮想的な管腔外観画像が生成される。

【 0 0 9 5 】

このように、従来は臓器領域情報が抽出された後に、臓器構造情報を算出していたため、臓器構造情報と管腔臓器の芯線を一致させることが困難であったが、本実施例によれば、情報抽出部 1 2 が臓器領域情報と同時に臓器構造情報を抽出するので、臓器構造情報を管腔臓器の芯線とほぼ一致させて抽出することができる。また、各枝の解剖学的情報 D B 1 3 に基づき、適切な画像処理手法を選択できるため精度よく、管腔臓器の領域および構造情報を抽出することができる。

【 0 0 9 6 】

さらに、本実施例では、抽出した臓器構造情報を管腔臓器の芯線として、表示される血管の大きさが部位によらず所望の大きさになるように視点位置と注視点との間の距離を計算し、注視点が画像中心となるように仮想的な管腔外観画像を生成・表示する。そのため、観察者は煩雑な視点位置・視線方向の変更操作なしに、確実に管腔臓器を所望の大きさと観察できる。したがって、観察者は画像診断、開腹手術、内視鏡下手術前あるいは手術中において簡単に管腔臓器の走行状態、形状の変化を把握できるようになる。こうしたことから実施例 1 に基づく本発明は、管腔臓器の外観観察を容易とするものといえる。

【 0 0 9 7 】

上記実施例によれば、前記 V O I 設定部 1 2 g により、被検体の 3 次元画像データに基づき、前記被検体内に延びる管腔臓器の一部を内含する体積領域が設定され、前記臓器領域情報抽出部 1 2 a により、前記 3 次元画像データに基づき、前記体積領域内の特定の管腔臓器の領域情報である臓器領域情報 3 5 が繰り返し算出され、前記臓器構造情報抽出部 1 2 b により、前記臓器領域情報 3 5 毎に前記体積領域での前記管腔臓器の構造情報である臓器構造情報 3 7 が算出され、前記仮想芯線生成手段としての前記構造情報抽出部 1 2 b により、前記臓器構造情報 3 7 に基づいて、前記管腔臓器の長手方向に沿った仮想芯線が生成され、前記管腔臓器画像生成部 1 5 により、前記仮想芯線に沿って前記管腔臓器の仮想画像が生成され、前記視点位置 / 視線方向設定部 1 4 により、前記仮想芯線、前記臓器領域情報 3 5 および前記臓器構造情報 3 7 の少なくとも 1 つに基づき前記モニタ 2 における前記管腔臓器の表示領域が所望の大きさとなるように前記仮想画像を生成するための

観察位置が定められるとともに、前記仮想芯線または前記管腔構造データに基づき前記管腔臓器長手方向に沿って前記観察位置が移動させられ、前記表示手段により前記仮想画像が表示されるので、前記３次元画像データから前記管腔臓器の構造情報を反映した仮想画像を得ることができるとともに、管腔臓器の注目する任意の位置から煩雑な視点変更操作なしに、確実に臓器構造に沿って観察することが可能となるという効果がある。特に、管腔臓器の長手方向に沿って観察位置を自動的に移動させることが可能となり、また、表示手段上での管腔臓器の表示領域を所望の大きさの領域に観察位置を算出することで、外観画像表示時における管腔臓器の表示倍率が自動的に調整されるので、観察者は非常に長い管腔臓器を管腔臓器走行方向に沿って観察することが容易となる。

【００９８】

10

また、上述の実施例によれば、少なくとも解剖学的名称情報を含んだ解剖学的構造情報を格納する解剖学的情報データベース１３に格納された解剖学的名称情報が、情報抽出部１２において前記臓器構造情報３７に関連付けられるので、前記臓器構造情報３７と関連付けられた前記解剖学的構造情報とは一対のものとして用いることが可能となる。

【００９９】

また、上述の実施例によれば、前記画像合成表示部１８によって、前記モニタ２に表示された前記仮想画像上に前記管腔臓器の解剖学的名称が表示されるので、管腔臓器の観察が容易となる。

【０１００】

また、上述の実施例によれば、前記管腔臓器画像生成部１５は、前記解剖学的構造情報あるいは前記臓器構造情報３７に基づき画像処理手法を変更するので、管腔臓器の部位ごとに適切な画像処理手法を自動的にあるいは操作者によって変更することが可能となり、精度よく管腔領域データを抽出できるという効果がある。

20

【０１０１】

続いて、本発明の別の実施例について説明する。以下の説明において、実施例相互に共通する部分については、同一の符号を付して説明を省略する。

【実施例２】

【０１０２】

図３９は、本発明が適用される医療画像支援装置を説明するための概観図である。医療画像支援装置としてのコンピュータ１には、内視鏡位置検出手段としての内視鏡位置検出部１０６と第一実画像観察位置推定手段としての第一実画像観察位置推定部１１２が設けられている。また、図３９において、内視鏡８４の先端部には位置センサ８６が取り付けられている。この位置センサ８６としては例えば磁気位置センサが用いられる。また、内視鏡８４は内視鏡装置８８に接続され、内視鏡装置８８は内視鏡８４の先端に設けられた小型ビデオカメラからの画像を出力するなどの処理を行なう。一方、磁場発生コイル９０は位置検出装置８２の指示に基づいて所定の磁場を発生させ、前記位置センサ８６にその磁場に関する情報を検知させる。そして、位置検出装置８２は、前記磁場発生コイル９０が発生した磁場に関する情報と位置センサ８６が検知した磁場に関する情報とを収集し、内視鏡位置検出部１０６に収集した情報を送る。そして、内視鏡位置検出部１０６は、その送られた情報に基づいて前記磁場発生コイル９０と前記位置センサ８６との相対的な位置関係を検出する。このとき、内視鏡位置検出部１０６は、位置センサ８６の位置に関して、並進方向についての３自由度、回転方向について３自由度の検出が可能である。このような位置センサ８６としては、例えば *Assention Technology Inc.* 社製 *micro BIRD* などがある。また、位置センサ８６は非常に小型であって、内視鏡８４の先端部分に埋め込まれていることから、位置センサ８６について検出された位置はそのまま内視鏡の先端部の位置と見なすことができる。

30

40

【０１０３】

また、前記医療画像観察支援装置としての制御用コンピュータ１は、前記位置検出装置８２によって検出された内視鏡８４の先端位置と管腔臓器構造データに対応する臓器構造情報３７とを比較することにより、前記内視鏡８４の先端部の、前記管腔臓器としての気

50

管支 30 内における位置を推定する。

【0104】

図 40 は、本実施例におけるコンピュータ 1 の制御作動の要部、すなわち実画像観察位置の推定を行なう作動を説明するフローチャートである。まず、ステップ（以下「ステップ」を省略する。）S31 においては、前記臓器領域情報抽出部 12a および臓器構造情報抽出部 12b によって抽出され、抽出情報格納部 12f に格納された臓器領域情報 35 および臓器構造情報 37 が読み出される。

【0105】

続いて、内視鏡位置検出部 106 に対応する S32 においては、前記位置検出装置 82 によって検出され例えば記憶装置 4 に記憶させられていた、内視鏡 84 の先端部の位置 p_j についての情報が、現在から過去 1 回の検出分だけ取得される。このとき、読み出された前記臓器構造情報 37 のうち、仮想芯線 c と、前記内視鏡 84 の先端部の位置 p_j との関係を表した図が図 42 である。

【0106】

S33 乃至 S35 は、前記第一実画像観察位置推定部 112 に対応する。このうち、S33 においては、図 41 に示す変換行列 T の算出のサブルーチンが実行される。ここで、変換行列 T は、

$$q_j = T \cdot p_j$$

の関係を満たす行列である。すなわち、変換行列 T は、位置検出装置 82 で検出される位置の座標系を、3 次元画像の表現される座標系に変換する行列である。図 41 の S41 においては、まず前記変換行列 T の初期値が決定される。そして、S42 において、変換行列 T により前記先端部の位置 p_j の座標が変換され、変換後の位置 q_j が算出される。続いて S43 において、変換誤差 e が算出される。まず、前記変換後の位置 q_j と前記仮想芯線 c との距離 d_j が算出される。このとき、前記距離 d_j は、具体的には、前記先端部の位置 q_j から仮想芯線 c へ垂線を引いたときの、その垂線とその仮想芯線 c との交点から前記変換後の位置 q_j までの距離である。このときの様子を示したのが図 43 である。続いて、算出された距離 d_j に基づいて変換誤差 e が算出される。この変換誤差 e は次式

【数 1】

$$e = \sum_{j=1}^l \|w_j d_j\|^2$$

で表されるものである。すなわち、前記距離 d_j の重み付き二乗和となっている。ここで、 w_j は前記距離 d_j に対する重みであって、例えば過去に検出された先端部の位置 p_j ほど誤差 e に及ぼす影響が小さくなる様に設定される。

【0107】

続く S44 においては、S43 において算出された変換誤差 e が所定の許容範囲を満たすか否かが判断される。そして、本判断が肯定された場合には、続く S45 において、S43 が実行された際の T の値を変換行列 T として本ルーチンが終了させられる。一方、本判断が否定される場合には S46 が実行される。

【0108】

S46 においては、前記 S43 における T の値が所定分だけ更新されて、再度 S42 以降が実行される。ここで、所定分更新とは、 T の値を変換誤差 e が小さくなる方向に変更することをいう。すなわち、S42 ~ S44 および S46 が反復して実行されることにより、前記変換誤差 e を最小とする変換行列 T が決定されている。

【0109】

図 40 に戻って、S34 においては、十分な回数だけ本フローチャートが実行されたか

が判断され、十分な回数だけ実行された場合には本ステップの判断が肯定され、本フローチャートは終了する。一方、十分な回数だけ実行されていない場合には、続くS36が実行される。ここで、十分な回数とは、例えば前記実内視鏡位置検出部106によって検出された全ての内視鏡位置について、第1実画像観察位置推定部112に対応するS33乃至S35が実行されたか等に基づいて判断される。

【0110】

S35においては、内視鏡84の先端位置 p_j が更新される。具体的には例えば、新たに検出された位置情報が取り込まれる一方、最も過去に検出された位置情報が前記取り込まれた位置情報に対応する個数だけ削除される、などの処理によって更新がなされる。

【0111】

このようにして、前記内視鏡位置検出部106に対応するS32によって検出された内視鏡84の先端部の位置 p_j は、前記第一実画像観察位置推定部112に対応するS33乃至S35において算出された変換行列 T によって前記臓器構造情報37における管腔臓器の構造、すなわち3次元画像における座標上の点に変換される。この様子を示したのが図44である。このように、変換行列 T を用いて内視鏡84の先端部の位置 p_j を3次元画像の座標上の点に変換することができるので、3次元画像生成のためのCT撮像時と内視鏡挿入時とで検体における管腔臓器の位置が異なってしまう場合に対応することができる。

【0112】

上述の実施例によれば、医療画像観察支援装置1は、位置検出部106によって、実際に前記被検体内に挿入された内視鏡84の先端部に設けられた位置センサ86の相対的な位置 p_j が検出され、第一実画像観察位置推定部112によって、検出された内視鏡の先端位置 p_j と前記管腔構造データとしての臓器構造情報37とを比較することにより前記内視鏡の先端部の前記管腔臓器内における位置である実画像観察位置としての観察位置75が推定されるので、内視鏡の先端部の位置に対応する実画像観察位置が一層正確に把握される。

【0113】

上述の実施例によれば、前記第一実画像観察位置推定部112により、前記位置検出部106によって検出された内視鏡の先端部の相対的な位置と前記管腔構造データとが比較され、実画像観察位置が推定されるので、実画像観察位置に対応する内視鏡の先端部の位置が一層正確に把握される。

【実施例3】

【0114】

図45は、本発明の別の実施例、すなわち仮想画像記憶手段検出手段と第二実画像観察位置推定手段とを有する医療画像観察支援装置であるコンピュータ1の機能の概要を表す機能ブロック線図である。本図において、仮想画像記憶手段としての仮想画像記憶部110は後述する分岐部特徴情報生成部92、対応づけ部94、仮想画像学習部102などによって構成され、第二実画像観察位置推定手段としての第二実画像観察位置推定部114は、後述する特徴抽出部96、画像照合部98、位置決定部100などによって構成される。すなわち、図45において、破線で囲まれた部分が仮想画像記憶部110に対応するものであり、一点鎖線で囲まれた部分が第二実画像観察位置推定部114に対応するものである。

【0115】

分岐部特徴情報生成手段としての分岐部特徴情報生成部92は、前記情報抽出部12(抽出情報格納部12f)に格納された臓器構造情報37、特に仮想芯線 c に関する情報に基づいて、前記管腔臓器が分岐する箇所(「分岐部」という。)を検出する。そして、検出された分岐部についての前記臓器構造情報37に基づいて、前記分岐部を含む仮想画像において画像上に現れる特徴についての情報(「分岐部特徴情報」という。)を生成する。ここで、前記画像上に現れる特徴とは、画像において画面奥の方向へ続く管腔臓器が穴となって見えるその穴の画像の個数、穴の画像の位置、あるいは穴の画像における明度の

10

20

30

40

50

少なくとも1つである。これらはいずれも、前記臓器構造情報37における臓器の構造に基づいて算出可能な特徴である。なお、このうち穴の画像における明度とは、管腔臓器の長さなどに基づく特徴であり、例えば管腔臓器が直線上に長く続く場合には、明度の低いすなわち暗い穴状の画像となって現れることによるものである。この一例を図49に示す。

【0116】

図49においては、異なる4つの分岐部について、その仮想画像とそれから抽出される分岐部特徴情報とを表したものである。図において左側に記載された図が分岐部の仮想画像を表しており、右側に記載された図がそれらの分岐部特徴情報とを表したものである。本図においては、分岐部特徴情報としては、穴の数、および穴の画像中における位置が示されているが、これに加え、図示しない穴の明度についても合わせて情報として加えられる。従って、図49におけるcase1とcase2を比較すると、これらは穴の数および穴の画像中における位置は類似しているものの穴の明度が大きく異なっているため、区別される。

10

【0117】

対応づけ手段としての対応づけ部94は、同一の分岐部について、前記管腔臓器画像生成部15によって生成された仮想画像と前記分岐部特徴情報生成部92によって生成された分岐部特徴情報とを対応づける。また、対応づけられた仮想画像と分岐部特徴情報とを記憶手段としての記憶部4に記憶させ、特徴情報付き仮想画像データベース104を生成する。

20

【0118】

特徴抽出手段としての特徴抽出部96は、内視鏡84の先端に取り付けられたビデオカメラによって撮像され、内視鏡装置88によって処理された実内視鏡画像において、前記分岐部特徴情報に対応する特徴を抽出する。

【0119】

画像照合手段としての画像照合部98は、前記特徴抽出部96によって抽出された前記実内視鏡画像における分岐部特徴情報にもとづいて、前記特徴情報付き仮想画像データベース104に記憶させられた仮想画像についての分岐部特徴情報との比較および照合を行なう。そして、前記実内視鏡画像における分岐部特徴情報と照合する分岐部特徴情報と対応づけられた仮想画像を選択する。

30

【0120】

位置決定手段としての位置決定部100は、前記画像照合部98において選択された仮想画像の観察位置（視点）75を、前記実内視鏡画像の撮像時の内視鏡の先端部の位置であると決定する。

【0121】

仮想画像学習手段としての仮想画像学習部102は、前記画像照合部98において選択された仮想画像と、前記実内視鏡画像とを比較し、前記仮想画像における分岐部特徴情報が前記実内視鏡画像の分岐部特徴情報となる様に前記仮想画像を修正する。

【0122】

図46乃至図48は、本実施例における医療画像観察支援装置としてのコンピュータ1の作動の概要を表すフローチャートである。このうち、図46のフローチャートは前記仮想画像記憶部110の作動に、図47のフローチャートは前記第二実画像観察位置推定部114の作動にそれぞれ対応するものである。また、図48のフローチャートは図47のフローチャートで実行される学習ルーチンに対応するものである。

40

【0123】

まず、図46のフローチャートにおいて、S51およびS52は分岐部特徴情報生成部92に対応する。S51においては、抽出情報格納部12fに格納された臓器構造情報37、特に仮想芯線cに関する情報が読み出され、仮想芯線が分岐する分岐部が特定される。そしてS52においては、その分岐部を含む仮想画像が生成された場合に仮想画像上に現れる分岐部特徴情報が生成される。前述の様に前記分岐部特徴情報とは、画像において

50

画面奥の方向へ続く管腔臓器が穴となって見えるその穴の画像の個数、穴の画像の位置、あるいは穴の画像における明度の少なくとも1つである。

【0124】

続いて管腔臓器画像生成部15に対応するS53において、前記分岐部を含む仮想画像が生成される。なお、予め管腔臓器画像生成部15によって複数枚の仮想画像が生成され、記憶手段4などに記憶させられている場合には、それらの記憶された仮想画像のうちから前記分岐部を含む仮想画像が選択される様にしてもよい。

【0125】

対応付け部94に対応するS54においては、特定の分岐部に対してS52において生成された分岐部特徴情報と、S53において生成された前記特定の分岐部を含む仮想画像とが関連付けられて記憶されることにより、特徴情報付き仮想画像データベース104が生成される。

10

【0126】

S55においては、S52乃至S54の処理を前記仮想芯線cにおける全ての分岐部について実行したかが判断される。そして、全ての分岐部について実行した場合には本判断が肯定され、本フローチャートは終了する。一方、全ての分岐部について実行していない場合には、S56において実行する分岐部が変更される、すなわち、S51において特定された分岐部のうち、未だS52乃至S54の処理を実行していない分岐部に着目し、S52乃至S54の処理が繰り返される。

【0127】

20

続いて図47のフローチャートについて説明する。図47のフローチャートは前記第二実画像観察位置推定部114に対応するものである。S61においては、内視鏡84の先端部に設けられたビデオカメラによって撮像され、内視鏡装置88によって処理された実内視鏡画像が医療画像観察支援装置としてのコンピュータ1に取り込まれる。

【0128】

特徴抽出部96に対応するS62においては、S61によって取り込まれた実内視鏡画像において、前記分岐部特徴画像に相当する特徴が抽出される。そして、続くS63において、S62において抽出された特徴が管腔臓器の分岐に対応するものであるかが判断される。すなわち、実内視鏡画像において管腔臓器の分岐に対応する画像上の特徴が現れていた場合には本ステップにおける判断が肯定され、続くS64以降が実行される。一方、実内視鏡画像において管腔臓器の分岐に対応する画像上の特徴が現れていない場合、例えば画像上に特徴は存在するものの管腔臓器の分岐に対応するものでない場合や、画像上に前記S62において検出する特徴が存在しなかった場合などには、本フローチャートはそのまま終了する。

30

【0129】

画像照合部98に対応するS64においては、前記実内視鏡画像と、前記特徴情報付き仮想画像データベース104に格納された仮想画像との比較・照合が行なわれる。このとき、S62において抽出された前記実内視鏡画像における特徴と、特徴情報付き仮想画像データベース104に格納された各仮想画像に対応づけられた分岐部特徴情報とを比較することにより、実内視鏡画像と前記仮想画像との比較が実行される。そして、比較の結果前記実内視鏡画像と照合された前記仮想画像が選択される。なお、画像が照合されるとは、例えば、前記実内視鏡画像が予め定義された類似の範囲内にある関係をいう。

40

【0130】

位置決定部100に対応するS65においては、S61において取り込まれた実内視鏡画像の撮像時の内視鏡84の先端部の位置を、S64において選択された仮想画像の観察位置(視点)75であると決定する。

【0131】

仮想画像学習部102に対応するS66においては、S64における照合の結果を前記特徴情報付き仮想画像データベース104に反映させるべく、図48に示す学習ルーチンを実行する。図48のS71においては、S64において選択された仮想画像において、

50

S 6 1において取り込まれた実内視鏡画像の画像上の特徴を有するように、例えば前記穴の位置や穴の明度などが修正される。

【 0 1 3 2 】

そして、S 7 2においては、S 7 1において修正された仮想画像をそれまでの仮想画像に替えて特徴情報付き仮想画像データベース 1 0 4 に記憶させる。

【 0 1 3 3 】

以上の実施例によれば、第二実画像観察位置推定部 1 1 4 によって、実内視鏡画像に現れる分岐部構造情報に対応する特徴を抽出し、その特徴を特徴情報付き仮想画像データベース 1 0 4 に記憶された管腔構造データから生成される分岐部特徴情報に基づいて照合し、照合の結果一致した分岐部特徴情報に対応づけられた仮想画像が選択され、その仮想画像の観察位置 7 5 が前記実画像観察位置と推定されるので、実際の内視鏡の先端位置を検出することなく前記内視鏡の先端位置を推定することが可能となり、また、画像上に現れる前記管腔構造データに対応する特徴によって前記実内視鏡画像と前記仮想画像を照合するので、照合に要する時間を低減しつつ、精度の高い照合を実現できる。

10

【 0 1 3 4 】

上述の実施例によれば、前記第二実画像観察位置推定部 1 1 4 によって、実内視鏡画像に現れる管腔構造データに対応する特徴を抽出し、該特徴を前記仮想画像記憶部 1 1 0 に記憶された臓器構造情報 3 7 と照合し、照合の結果一致した臓器構造情報 3 7 に対応する仮想画像の観察位置 7 5 が前記実画像観察位置と推定されるので、実際の内視鏡 8 4 の先端位置を検出することなく前記内視鏡 8 4 の先端位置を推定することが可能となり、また、画像上に現れる前記臓器構造情報 3 7 に対応する特徴によって前記実内視鏡画像と前記仮想画像を照合するので、照合に要する時間を低減しつつ、精度の高い照合を実現できる。

20

【 0 1 3 5 】

また、上述の実施例によれば、前記仮想画像および前記実内視鏡画像の有する、画像上における前記管腔構造データに対応する特徴である管腔状の構造物の個数、位置、および該管腔状の構造物内における明度の少なくとも 1 つに基づいて、前記実内視鏡画像と前記仮想画像とが照合されるので、画像全体を照合する必要がない。

【 0 1 3 6 】

また、上述の実施例によれば、前記第二実画像観察位置推定部 1 1 4 は、前記仮想画像学習部 1 0 2 によって前記照合の結果に基づいて前記仮想画像記憶部 1 1 0 に記憶された内容を学習補正するので、前記照合を繰り返す毎に一層正確な照合を実行できる。

30

【実施例 4】

【 0 1 3 7 】

図 5 0 は、本発明の別の実施例、すなわち前記画像合成手段とナビゲーション手段とを有する医療画像観察支援装置であるコンピュータ 1 の機能の概要を表す機能ブロック線図である。

【 0 1 3 8 】

本図 5 0 において、画像合成手段としての画像合成表示部 1 8 は、内視鏡 8 4 の先端部に取り付けられたビデオカメラによって撮像され、内視鏡装置 8 8 を介して得られた実内視鏡画像と、仮想画像生成手段としての管腔臓器画像生成部 1 5 によって生成された仮想画像とを対比可能に表示手段としてのモニタ 2 に表示する。このとき、管腔臓器画像生成部 1 5 は、第一実画像観察位置推定部 1 1 2 もしくは第二実画像観察位置推定部 1 1 4 によって推定された実画像観察位置を前記観察位置として仮想画像を生成する様にされるので、実内視鏡画像と同じ観察位置からの仮想画像、すなわち、表示の位置や尺度などが実画像と略等しい仮想画像が得られる。

40

【 0 1 3 9 】

また、画像合成表示部 1 8 は、解剖学的名称情報発生部 1 6 によって、前記仮想画像もしくは前記実内視鏡画像に表示されている管腔臓器の部位と関連付けられた解剖学的名称を例えば文字により、前記仮想画像もしくは前記実内視鏡画像に重畳表示する。この様子

50

を示したのが図 5 2 である。

【 0 1 4 0 】

一方、ナビゲーション手段としてのナビゲーション部 1 1 6 は、経路生成手段としての経路生成部 1 1 8、挿入案内手段としての挿入案内部 1 2 0、経路名称表示手段としての経路名称表示部 1 2 2 などからなり、3 次元画像データにおいて指定した目的部位に到達するために経る管腔臓器中の経路を探索するとともに、前記画像合成表示部 1 8 に対しその探索された経路に内視鏡が挿入されるために操作者の支援となる情報を表示させる。

【 0 1 4 1 】

経路生成部 1 1 8 は、例えば、操作者が前記 3 次元画像データにおいて設定した目的部位、すなわち、操作者がこれから内視鏡を到達させようとする部位を指定した場合に、その目的部位に到達するために経る管腔臓器の経路を探索する。この経路の探索は、例えば、分岐部において、何れの経路に内視鏡を進めるべきか等についての情報を蓄積することにより行なわれる。

【 0 1 4 2 】

挿入案内部 1 2 0 は、前記経路生成部 1 1 8 によって生成された管腔臓器の経路に従って、前記内視鏡 8 4 が分岐部の直前に達した場合に、前記分岐部に開口する複数の枝管から前記内視鏡 8 4 を挿入すべき 1 の枝管を示す表示を前記画像合成表示部 1 8 に表示させる。具体的には、まず、前記実内視鏡画像において前記分岐部特徴情報が現れた場合や、前記第一実画像観察位置推定部 1 1 2 もしくは第二実画像観察位置推定部 1 1 4 によって実画像観察位置として推定された内視鏡 8 4 の先端部の位置が前記臓器構造情報と照合された結果、分岐部の直前に達したと判断されたことにより、内視鏡 8 4 が分岐部の手前に位置することが検知させる。そして、前記経路生成部 1 1 8 によって生成された経路に基づいて、その分岐部において開口するいずれの枝管に内視鏡を進めるべきかを判断する。さらに、前記実内視鏡画像もしくは前記仮想画像あるいはその双方において表示されている分岐部の画像において、その進めるべき枝管を示す表示を前記画像合成表示部 1 8 に対し表示させる。

【 0 1 4 3 】

この一例を示したのが図 5 4 である。図 5 4 は、枝管 1 2 4 a、1 2 4 b、1 2 4 c が存在する分岐部を示した画像である。この画像は前記実内視鏡画像であっても、前記仮想画像であってもよい。挿入案内手段 1 2 0 が、前記経路生成手段 1 1 8 が生成した経路に基づいて内視鏡 8 4 を挿入すべき枝管を 1 2 4 c である判断した場合には、挿入案内部 1 2 0 は、前記画像合成表示部 1 8 に対し、枝管 1 2 4 c が内視鏡を進めるべき枝管である旨の表示をさせる。この表示は例えば、図 5 4 における矢印 1 2 6 a のようなものでもよいし、文字表示 1 2 6 b のようなものでもよいし、それらの組み合わせであってもよい。

【 0 1 4 4 】

経路名称表示部 1 2 2 は、前記経路生成部 1 1 8 によって生成された管腔臓器の経路を構成する管腔臓器の部位について、それらの部位に対応づけられ格納された解剖学的名称を前記抽出情報格納部 1 2 f から読み出す。その結果、前記経路生成部 1 1 8 によって生成された経路を、前記解剖学的名称によって把握できるようになる。また、経路名称表示部 1 2 2 は、操作者の操作に応じて、前記画像合成表示部 1 8 に対し、この解剖学的名称によって表現された経路についての情報をモニタ 2 に表示させる。

【 0 1 4 5 】

このときのモニタ 2 の表示の一例を示したのが図 5 5 である。図 5 5 においては左半面に設けられた経路名称表示部 1 2 8 と右半面に設けられた画像表示部 1 3 0 によって画面が構成されている。経路名称表示部 1 2 8 においては、経路名称表示部 1 2 2 によって作成された、解剖学的名称によって表現された経路についての情報、すなわち前記経路を構成する管腔臓器の各部位の解剖学的名称が前記内視鏡の挿入部位もしくは現在位置から目的部位までの経路の順で列挙される様に表示されている。また画像表示部 1 3 0 においては、管腔臓器画像生成部 1 5 によって生成された経路上に存在する分岐部の仮想画像が縮小されて表示されている。なお、画像表示部 1 3 0 の表示については、図 5 5 のように分

岐部の仮想画像を表示するほか、図 5 2 のように実内視鏡画像と仮想画像とを対比可能に表示しても良いし、図 5 3 のように挿入案内部 1 2 0 による挿入案内表示と前記実内視鏡画像もしくは前記仮想画像との重畳表示を行なっても良いし、あるいは、画像表示部 1 3 0 はなくてもよい。

【 0 1 4 6 】

図 5 1 は、本実施例における医療画像観察装置としてもコンピュータ 1 の作動の概要を示すフローチャートである。まず S 8 1 においては、前記 CT 画像データ格納部 1 1 (図 1 参照) から 3 次元画像データが取得される。続いて S 8 2 において、取得された 3 次元画像データにおいて、内視鏡 8 4 を挿入し到達させようとする部位である目的部位が設定される。この目的部位は、例えば前記入力部 3 を介して操作者によって入力される。

10

【 0 1 4 7 】

続いて、S 8 3 においては、前記情報抽出部 1 2 (抽出情報格納部 1 2 f) に格納された臓器領域情報 3 5 および臓器構造情報 3 7 などが読み出される。また、S 8 4 においては、前記 S 8 3 においてその臓器関連情報 3 5 あるいは臓器構造情報 3 7 が読み出された管腔臓器の各部位に対応づけられた解剖学的情報についても前記情報抽出部 1 2 (抽出情報格納部 1 2 f) から読み出される。

【 0 1 4 8 】

S 8 5 および S 8 6 は経路生成部 1 1 8 に対応する。まず、S 8 5 においては、ナビゲーションを開始する開始位置が設定される。この開始位置の設定は、前記内視鏡位置検出部 1 0 6 によってもよいし、前記内視鏡 8 4 の実内視鏡画像から、前記第一実画像観察位置推定部 1 1 2 もしくは前記第二実画像観察位置推定部 1 1 4 によって推定されても良い。また、内視鏡の被検体への挿入前においては、挿入位置が用いられてもよい。

20

【 0 1 4 9 】

続く S 8 6 においては、S 8 5 において設定された開始位置から S 8 2 において設定された目的部位までの前記管腔臓器における経路が決定される。この経路の決定においては、前記管腔臓器の構造が分岐のみからなる場合には、前記開始位置と前記目的部位を設定することにより一意に定まる。一方、前記管腔臓器の構造が、分岐に加え合流を有する場合には、前記開始位置と前記目的部位とを設定した場合に、探索の結果、複数の経路が候補となる場合がある。このような場合には、例えばいずれの経路が最短であるかや、何れの経路が内視鏡 8 4 を挿入するのに容易な構造であるかなどに基づいて候補となった複数の経路から一の経路を決定すればよい。

30

【 0 1 5 0 】

経路名称表示部 1 2 2 に対応する S 8 7 においては、前記 S 8 6 において決定された経路が、前記 S 8 3 によって読み出された解剖学的名称によって表現される。すなわち、前記 S 8 3 によって読み出された解剖学的名称から、前記 S 8 6 において決定された経路を構成する前記管腔臓器の各部位に対応づけられた解剖学的名称が選択される。そして、操作者の操作に応じて、前記解剖学的名称によって表現された前記経路、すなわち、前記経路を構成する管腔臓器の各部位に対応づけられた解剖学的名称を、前記開始位置から前記目的部位まで経路の順で列挙したものがモニタ 2 に表示される。

【 0 1 5 1 】

40

S 8 8 においては、前記内視鏡 8 4 の先端部に取り付けられたビデオカメラによって撮像された実内視鏡画像が内視鏡装置 8 8 を介して取り込まれる。そして、前記第一実画像観察位置推定部 1 1 2 または第二実画像観察位置推定部 1 1 4 のいずれかに対応する S 8 9 においては、前記実内視鏡画像を撮像した際の前記ビデオカメラが取り付けられた内視鏡先端部の位置が推定される。

【 0 1 5 2 】

続いて、管腔臓器画像生成部 1 5 に対応する S 9 0 においては、前記 S 8 9 において推定された実画像観察位置を観察位置 7 5 として仮想画像が生成される。このとき、前記推定された実画像観察位置を観察位置 7 5 として仮想画像を生成することから、生成された仮想画像は、前記実内視鏡画像の視点と略同一の位置から略同一の視線の方向で見た場合

50

の画像となる。したがって、前記仮想画像と前記実内視鏡画像は容易に対比可能な画像となる。

【0153】

解剖学的名称情報発生部16および挿入案内部120に対応するS91においては、前記S88において取り込まれた実内視鏡画像あるいは前記S90において生成された仮想画像に重畳して表示されるための画像表示が作成される。具体的には、実内視鏡画像あるいは仮想画像に表示された管腔臓器の部位に対応づけられた解剖学的名称の文字からなる画像や、分岐部において内視鏡を挿入すべき枝管を示すための記号や文字（例えば図54における矢印126aや文字126b）からなる画像が作成される。

【0154】

画像合成表示部18に対応するS92においては、操作者の操作に応じて、生成した画像データが適宜取捨選択され、選択された画像データが合成されて、モニタ2に表示される。例えば、図52のように、S88において取り込んだ実内視鏡画像と、S90において生成した仮想画像とが対比可能に表示され、さらに前記実内視鏡画像と前記仮想画像の両方に適宜S91において作成された解剖学的名称を表す文字画像が重畳表示されることができる。また図53のように、図52の表示に加えて、S81において取り込まれた3次元画像データが表示されてもよいし、図54のように、S88において取り込まれた実内視鏡画像に、S91において作成された分岐部において内視鏡を挿入すべき枝管を示すための記号などからなる画像と、同じくS91において作成された観察部位の解剖学的名称を表す文字（例えば図54の125）からなる画像とが重畳表示されることもできる。さらに、図55のように、解剖学的名称が列挙されることで表現された経路が文字情報として表示されると共に、何らかの画像データが表示されるようにすることもできる。そして、このような複数の表示形態は例えば操作者の操作に応じて適宜切換可能にされている。

【0155】

上述の実施例によれば、前記画像合成表示部18は、前記モニタ2に、前記実内視鏡画像と、該実内視鏡画像に対応し前記仮想画像生成手段によって生成された前記仮想画像とを対比可能に表示する。

【0156】

上述の実施例によれば、前記管腔臓器画像生成部15は、前記観察位置75を前記第一実画像観察位置推定部112によって推定された前記実画像観察位置とすることによって前記仮想画像を生成するので、前記実内視鏡画像の実画像観察位置と同じと推定される観察位置からの仮想画像が得られる。

【0157】

上述の実施例によれば、前記管腔臓器画像生成部15は、前記観察位置75を前記第二実画像観察位置推定部114によって推定された前記実画像観察位置とすることによって前記仮想画像を生成するので、前記実内視鏡画像の実画像観察位置と同じと推定される観察位置からの仮想画像が得られる。

【0158】

上述の実施例によれば、前記医療画像観察支援装置1において、前記画像合成表示部18は、前記情報抽出部12による前記解剖学名称関連付けに基づき、前記モニタ2に表示された実内視鏡画像上に前記管腔臓器の解剖学的名称を表示するので、実内視鏡画像においても画像中に表示された管腔臓器が何れの部位であるかを把握できる。

【0159】

また、上述の実施例によれば、前記ナビゲーション部116によって、前記モニタ2に表示された実内視鏡画像上に示された前記管腔臓器の分岐部に開口する複数の枝管のうちの前記内視鏡84を挿入すべき1つの枝管を示す表示がされるので、操作者は前記内視鏡84を前記管腔臓器における目的部位まで容易に挿入する際に前記管腔臓器の分岐部においても挿入すべき枝管を認識することができる。

【0160】

上述の実施例によれば、前記ナビゲーション部116によって、前記経路が自動的に生

10

20

30

40

50

成される一方、前記経路を構成する管腔臓器の各部位に関連付けられた複数の解剖学的名称が、前記挿入部位から前記目的部位までの経路の順で列挙されるので、前記内視鏡を前記管腔臓器における目的部位まで挿入するまでの経路を予め解剖学的名称によって認識することができる。

【実施例 5】

【0161】

本実施例においては、医療画像観察支援装置としてのコンピュータ 1 は図 1 の構成図と同様の構成を有する。また、本図 1 における情報抽出部 12 は、図 56 に示すような構成を有し、管腔外組織抽出部 12h を有する点で図 2 における情報抽出部 12 とは異なる。以下、図 1 および図 2 における機能との差異について説明する。

10

【0162】

管腔外組織抽出手段としての管腔外組織抽出部 12h は、前記 3 次元画像を解析することにより、管腔臓器の外に存在する管腔外組織の画像を抽出し、その大きさ、および前記 3 次元画像内における位置についての情報である管腔外組織構造情報 132 を生成する。

【0163】

また、抽出情報関連付け部 12e は、臓器領域情報 35 及び臓器構造情報 37 を解剖学的情報と関連付けて抽出情報格納部 12f に格納するのに加え、前記管腔外組織構造情報 132 と後述する解剖学的番号とを関連付けて抽出情報格納部に格納する。

【0164】

また、前記解剖学的情報 DB 13 は、図 3 に例示された解剖学的構造情報としての解剖学的モデル情報に加え、前記管腔外組織についての解剖学的構造情報である、解剖学的番号を格納している。具体的には解剖学的情報 DB 13 は、解剖学的番号「n」ごとに、例えば以下(1)乃至(6)に示すような解剖学的構造情報としての解剖学的モデル情報を格納している。

20

- (1) リンパ節番号
- (2) 径長および円形度
- (3) 3 次元画像における濃度値の平均値情報と分散情報
- (4) 最も近くに存在する管腔臓器(例えば血管)の解剖学的名称情報
- (5) 主病巣からの距離情報
- (6) 最適な画像処理手法情報

30

情報抽出部 12 は、前記管腔外組織抽出部 12h が抽出した管腔外組織について、前記解剖学的情報 DB 13 に格納された情報に基づいて、その解剖学的番号を判断する。そして前記管腔外組織と判断された解剖学的番号を関連付けて抽出情報格納部 12f に格納する。

【0165】

仮想画像生成手段としての前記管腔臓器画像生成部 15 は、前記管腔臓器の仮想画像を生成するのに加えて、前記管腔外組織抽出部 12h が抽出した管腔外組織の構造情報に基づいて、CT 画像データ格納部 11 に格納されている CT 画像データを画像処理して、前記管腔臓器の仮想画像と同一の画像内に、前記管腔臓器と前記管腔外組織との位置および大きさの関係を保持しつつ、前記管腔外組織の画像を生成する。

40

【0166】

前記解剖学的名称情報発生部 16 は、情報抽出部 12 からの名称割当情報に基づき、文字画像データを生成するのに加え、前記管腔外組織に関連付けられた解剖学的番号の文字画像データについても生成する。

【0167】

図 57 は、前記管腔臓器抽出部 12h の作動の概要を示したフローチャートである。まず、S101 においては、3 次元画像が取り込まれ、取り込まれた 3 次元画像に対し、管腔外組織の抽出のための前処理が実行される。この前処理としては、まず雑音除去のためのフィルタ処理が行なわれ、続いて画像上の不要な領域を削除するためのマスク処理が実行される。具体的には例えば、前記フィルタ処理としては、メディアン平滑化フィルタに

50

よる処理が実行され、前記マスク処理としては、体表面の外側にある背景領域を削除するとともに、体内において前記管腔外組織が存在しないことが、前記３次元画像における各画素に対応する組織の構造を表す数値に基づいて判断される領域を削除する処理が行なわれる。

【０１６８】

さらに具体的には、例えば、前記３次元画像としてＣＴ画像が用いられる場合であって、前記管腔外組織がリンパ節である場合を考える。このとき、前記３次元画像における各画素に対応する組織の構造を表す数値には組織のＸ線吸収の度合いを表すハウンスフィールド値（ＣＴ値）が用いられる。ところで、前記リンパ節は骨、血管、空気等として造影された領域内には存在し得ないことが予め解剖学的にわかっており、また、前記骨、血管、空気のＣＴ値と前記リンパ節のＣＴ値とは異なる範囲に存在することがわかっている。そのため、前記リンパ節の存在し得ないＣＴ値の範囲である－２５０（Ｈ．Ｕ．）以下および３００（Ｈ．Ｕ．）以上に該当するＣＴ値を有する画素からなる領域については、予めリンパ節を抽出する際の対象画像から除去すべくマスク処理される。

【０１６９】

続いてＳ１０２においては、Ｓ１０１において前処理の行なわれた３次元画像に対し、塊状構造に対応する領域の抽出処理が行なわれる。具体的には、本実施例では前記３次元画像であるＣＴ画像から前記リンパ節を抽出しようとしているところ、例えば、「清水昭伸ら、「３次元胸部ＣＴ像からの肺がん陰影検出のための３次元協調フィルタの性質評価」、（Med. Imag. Tech., Vol. 13, No. 6, 1995）」に提案の３ＤＭｉｎＤＤ法および３Ｄ拡張ＭｉｎＤＤ法等が適用されることにより、前記ＣＴ画像から好適に前記リンパ節の候補となる領域を抽出しうる。

【０１７０】

なお、Ｓ１０２においては、抽出された領域のうち、抽出しようとする前記管腔外組織、例えばリンパ節の想定し得る大きさや形状に鑑みて、明らかに矛盾する領域が存在した場合には、候補として抽出された領域を変更する様にしてもよい。具体的には例えば、すなわち、画像において抽出された領域と領域外のコントラストが非常に低い場合には、必要以上に大きい領域を抽出してしまう可能性がある。このような場合に、リンパ節の想定し得る大きさに基づいて過抽出が行なわれた領域部分を削除し、領域を縮小する様な処理が行なわれる。

【０１７１】

続いてＳ１０３においては、前記Ｓ１０２において管腔外組織の候補とされた領域のうち、管腔臓器と重複する領域を削除する。具体的には、上述の通り、前記リンパ節は前記血管中には存在しないため、前記情報抽出部１２に格納された管腔臓器である血管の臓器領域情報に基づいて、血管の領域と前記リンパ節の候補とされた領域とが比較され、両領域が重複した場合には、重複したリンパ節の候補領域が削除される。なお、このとき血管の領域は前記３次元画像から抽出されてもよい。また、腹部について着目すると、大腸におけるひだ状組織である大腸ひだや、大腸における残渣に対して過抽出がされる傾向がある。そのため、これらの過抽出された領域についても削除する必要がある。しかしながら、前記大腸ひだや残渣はそのＣＴ値がリンパ節のＣＴ値と類似する場合があるため、前記大腸ひだや残渣についての過抽出領域を直接検出することはできない。そのため、例えば、大腸内部における大腸ひだおよび残渣以外の領域を構成する空気に相当する領域を検出し、その検出された領域を所定分だけ拡大することによって大腸全体の領域を設定し、これと重複する前記リンパ節の候補領域を削除する方法が行なわれる。

【０１７２】

更にＳ１０４においては、前記管腔外組織の大きさに基づいて、抽出された候補領域の削除が実行される。本実施例においては、リンパ節の候補領域のうち、所定のしきい値よりも小さい領域を削除する。具体的には、抽出の対象とするリンパ節の大きさ（例えば半径２．５ｍｍ以上など）に相当する画像上の領域よりも小さい候補領域は候補となりえず、そのため、前記検出の対象とするリンパ節の大きさなどに基づいて決定されるしきい値

(例えば領域の体積)を下回る大きさの画像上の領域は削除される。

【0173】

また、S105においては、前記管腔外組織の形状に基づいて、抽出された候補領域の削除が実行される。これにより、前記S104までの処理で削除できなかった過抽出領域が削除される。本実施例においては、抽出の対象であるリンパ節の形状は楕円球状の形状を有するものであるから、前記候補領域のうち、明らかに楕円球状のものではない形状を有するものが削除される。具体的には例えば、次式で表される球形度DOSに基づいて形状が判断される。

$$DOS = S^3 / (36 \pi^2 V^2)$$

ここで、Sは領域の表面積、Vは領域の体積である。この球形度DOSは、領域が球形の場合1となり、非球形になるに従って値が大きくなる。そこで、前記候補領域のそれぞれについて球形度DOSを算出するとともに、その値が所定のしきい値s(例えば6)を超えた場合にはその候補領域が削除される。

【0174】

以上の処理後に残った候補領域をリンパ節を示す領域とする。そして、その領域の大きさおよび3次元画像中における位置などに関する情報を、管腔外組織構造情報として格納する。

【0175】

図58は、上述の管腔外組織抽出手段12hによって抽出された管腔外組織であるリンパ節と前記管腔臓器である血管とが表示された仮想画像の一例である。このように、前記管腔臓器画像生成部15において前記リンパ節と前記血管とが同一の尺度で3次元画像における位置関係を保ったまま仮想画像が生成されるとともに、前記解剖学的名称発生部16によって、前記血管の解剖学的名称と、前記リンパ節の解剖学的番号とが前記仮想画像に重畳して表示されている。

【0176】

上述の実施例によれば、前記管腔臓器抽出部12hは、前記3次元画像データに基づいて、前記被検体内における前記管腔臓器の外に存在する管腔外組織の構造に関する情報である管腔外組織構造情報を抽出し、前記管腔臓器画像生成部15は、前記管腔臓器の仮想画像と前記管腔外組織の仮想画像とを同一の画像内に実際の位置関係を保持したまま同一の尺度で表示するので、前記3次元画像データに基づいて、前記管腔臓器の外に存在する管腔外組織についての構造についても前記仮想画像上でその位置や大きさを把握することができる。

【0177】

また、上述の実施例によれば、前記解剖学的情報データベース13は、前記管腔臓器については少なくとも解剖学的名称情報を、前記管腔外組織については少なくとも解剖学的番号をそれぞれ含んだ解剖学的構造情報を格納し、前記情報抽出部12は、前記管腔臓器に対しては前記解剖学的情報データベース13に格納された解剖学的名称情報を前記管腔構造データに関連付け、前記管腔外組織については前記解剖学的情報データベース13に格納された解剖学的番号を前記管腔外組織構造情報に関連付けるので、前記情報抽出部12は、前記管腔臓器に解剖学的名称を関連付けるのと同様に、前記管腔外組織に解剖学的番号を関連付けることができる。

【0178】

また、上述の実施例によれば、前記画像合成表示部18は、前記情報抽出部12(抽出情報関連付け部12e)による前記解剖学的名称あるいは前記解剖学的番号の関連付けに基づき、前記モニタ2に表示された仮想画像上に前記管腔臓器の解剖学的名称および前記管腔外組織の解剖学的番号を表示するので、管腔臓器の観察が容易となる。

【0179】

また、上述の実施例によれば、前記管腔臓器画像生成部15は、前記解剖学的構造情報あるいは前記臓器構造情報37、前記管腔外組織構造情報の少なくとも1つに基づき画像処理手法を変更するので、管腔臓器の部位あるいは管腔外組織ごとに適切な画像処理手法

10

20

30

40

50

を自動的にあるいは操作者によって変更することが可能となるため、精度よく管腔領域データあるいは管腔外組織構造情報を抽出できる。

【0180】

また、上述の実施例によれば、前記ナビゲーション部116は、前記管腔外組織を目的部位として設定した場合に、該管腔外組織に近接した前記管腔臓器における前記内視鏡を挿入可能な部位を実際の目的部位とするので、操作者は目的とする管腔外組織を目的部位として設定するだけで、該管腔外組織に近接した前記管腔臓器における前記内視鏡を挿入可能な部位まで内視鏡を挿入するための支援を受けることができる。

【0181】

また、上述の実施例によれば、前記管腔外組織とはリンパ節であり、前記管腔臓器とは血管であるので、CT画像である3次元画像にその像が現れにくいリンパ節の管腔外組織情報を3次元画像から抽出できる。

【0182】

以上、本発明の実施例を図面に基づいて詳細に説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0183】

例えば、上述の実施例においては、位置センサ86や内視鏡84の先端部に設けられたビデオカメラは非常に小型であって、例えば第一実画像観察位置推定手段が推定した位置センサ86の位置および姿勢をそのまま内視鏡84の観察位置としたが、実際の位置関係に基づいてこれを補正しても良い。

【0184】

また、上述の実施例においては、前記CT画像データ取り込み部10は、前記3次元画像データを例えばMO装置やDVD装置等により取り込みを行うものとされたが、これに限られず、例えばCT撮像装置とネットワークで接続されるなどにより、直接CT撮像装置によって撮像された3次元画像データを取り込んでもよい。

【0185】

また、図40のステップS33において変換行列Tを算出する際には、位置検出装置82の座標系と3次元画像の座標系のみに着目して変換行列を算出したが、より正確には、位置検出装置82の座標系、カメラ座標系、位置センサ86の座標系、3次元画像における座標系および検体の存在する実座標系等をそれぞれ定義し、これら全て、あるいは適宜考慮して変換する様にしても良い。

【0186】

また、図40においては、ステップS34において必要な回数を実行することを終了条件とし、これを満たすことによって反復が終了させられるものとされたが、これに限られず、例えば、常に最新のpjに更新しつつ反復を継続させ、最新の、すなわち最後に算出された変換行列Tを用いる様にしてもよい。

【0187】

また、図46においては、ステップS52とS53の順序は逆であっても良い。同様に図47のS65およびS66の順序は逆であってもよく、また、図57のS103はS102の前に実行されてもよい。このように、フローチャートで示された作動は、その作動が矛盾しない限り適宜順序を入れ替えて実行可能である。

【0188】

また、上述の実施例3においては、仮想画像学習部102は必須の構成要素ではなく、仮想画像学習部102がなくても一定の効果が得られる。

【0189】

また、上述の実施例4においては、ナビゲーション部116は、目的部位の設定は例えば操作者によって指定されるものとされたが、これに限られず、例えば別途設けられる画像診断手段などによって前記3次元画像データが解析され、前記3次元画像データ中に病巣部位が発見された場合には、その発見された病巣部位を目的部位に指定する様にしてもよい。このようにすれば、前記3次元画像データに基づいて病巣部位の発見とその病巣部

10

20

30

40

50

位に至る管腔臓器内の経路の生成が自動的に実行される。

【0190】

また、上述の実施例4においては、ナビゲーション部116は、内視鏡の挿入する案内を表示手段としてのモニタ2上で行なったが、これに限られず、特に本発明においては、前記経路が管腔臓器の解剖学的名称によって表現されることが可能であることから、例えば前記解剖学的名称を機械的に発声させること等により音声による案内を行なうことも可能である。

【0191】

また、上述の実施例4においては、図51において、S87における経路名称の表示は必ずしも必要ではなく、操作者の操作に応じて実行されればよい。

10

【0192】

また、上述の実施例4においては、図51において、S88、S89、S90、S92のみが実行されてもよく、この場合、単に実内視鏡画像と仮想画像を対比した表示が得られる。同様にS88、S89、S90、S91、S92のみが実行されてもよく、この場合、単に実内視鏡画像と仮想画像を対比した表示に解剖学的名称が重畳された図52のような表示が得られる。

【0193】

また、上述の実施例4においては、画像合成表示部18は、図52のように実内視鏡画像と仮想画像とを対比可能に表示したが、これに限られず、例えば図53のように実内視鏡画像と仮想画像とを対比可能に表示するとともに、前記3次元画像をさらに表示してもよく、さらに図53における該3次元画像において前記実内視鏡画像の実画像観察位置や仮想画像の観察位置75を重畳表示してもよい。

20

【0194】

また、上述の実施例4においては、画像合成表示部18によってなされる複数の表示形態は操作者の操作に応じて適宜切替可能とされたが、これに限られず、たとえば自動的に切り換えられる様にしてもよい。具体的には、実内視鏡画像が分岐部の画像となった場合にはナビゲーション部116による案内（すなわち表示126aや表示126b）を行なう様にするなど、状況に応じて自動的に切り換えられる様にしても良い。

【0195】

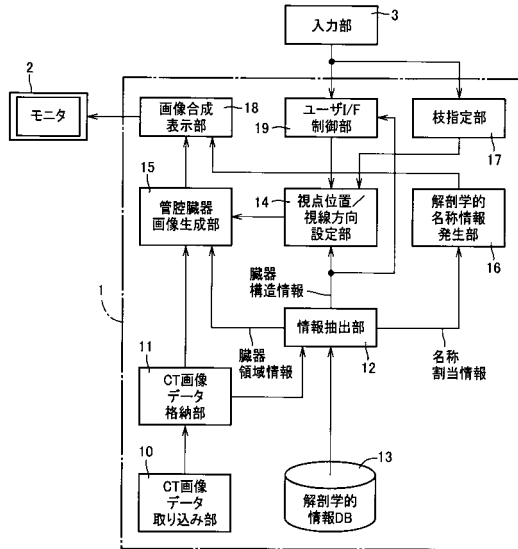
また、上述の実施例4において、ナビゲーション部116における目的部位は管腔臓器内にあるものとされたが、これに限られず、前記管腔外組織などの管腔外組織を目的部位としてもよい。この場合、前記ナビゲーション手段は設定された目的部位に近接した管腔臓器の内視鏡を挿入可能な部位を目的部位とした経路探索を実行する様にされる。このようにすれば、目的部位が管腔臓器の外に設定された場合であっても、前記目的部位に対し近接する管腔臓器の内視鏡を挿入可能な部位までの経路が探索されることから、操作者の内視鏡挿入操作が支援される。

30

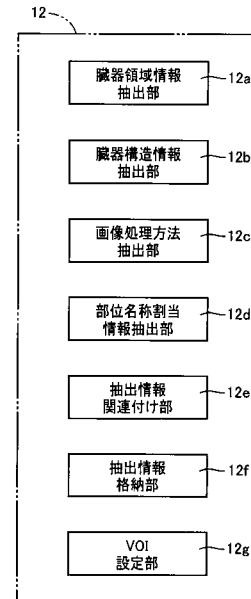
【0196】

なお、上述したのはあくまでも一実施形態であり、本発明は当業者の知識に基づいて種々の変更、改良を加えた態様で実施することができる。

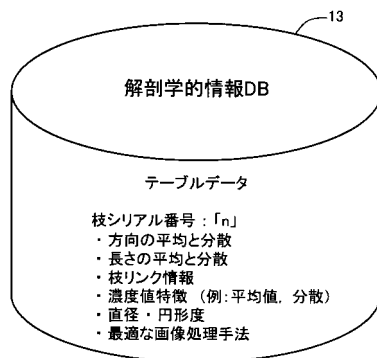
【図 1】



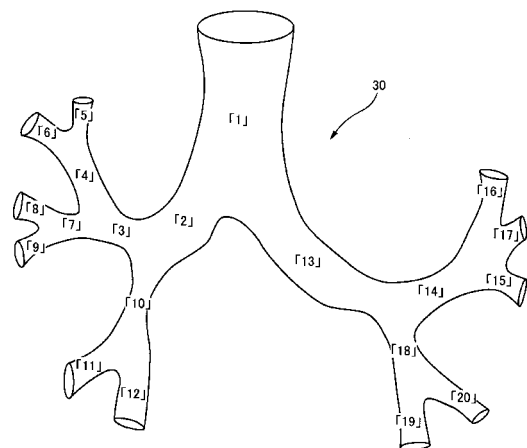
【図 2】



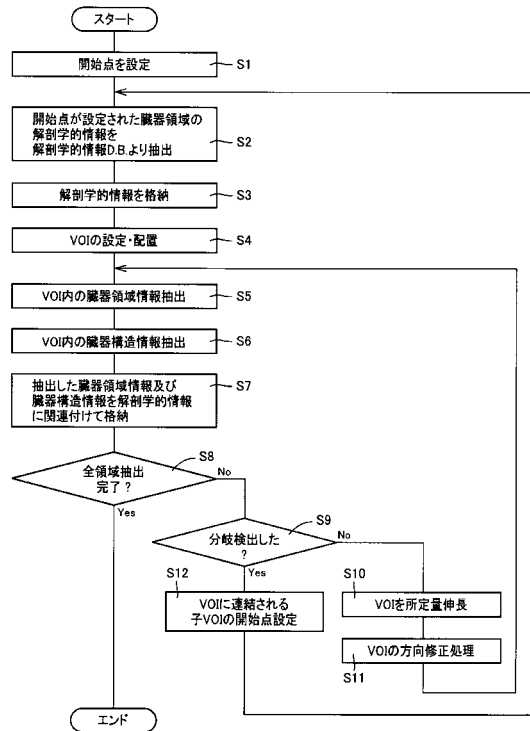
【図 3】



【図 4】



【図 5】



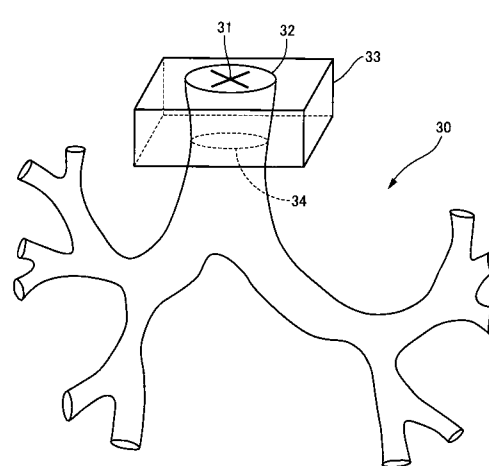
【図 6】



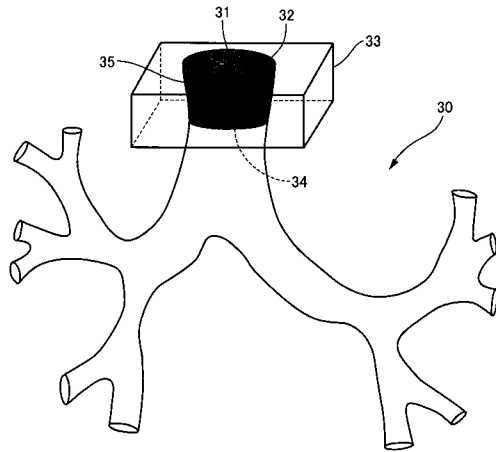
【図 7】



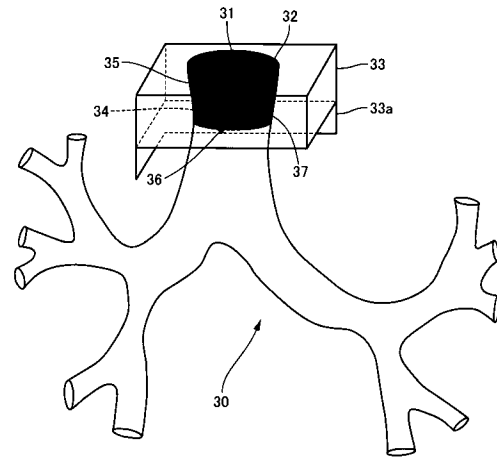
【図 8】



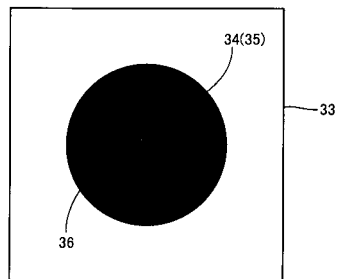
【図 9】



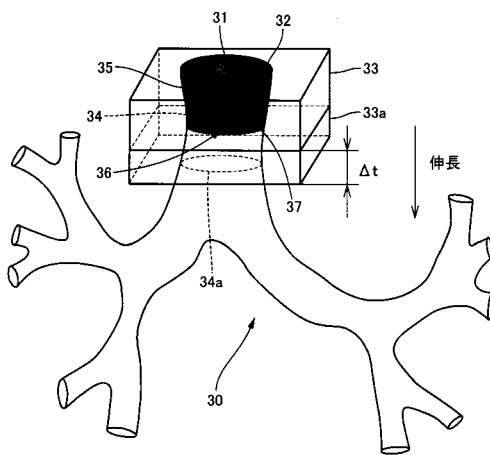
【図 11】



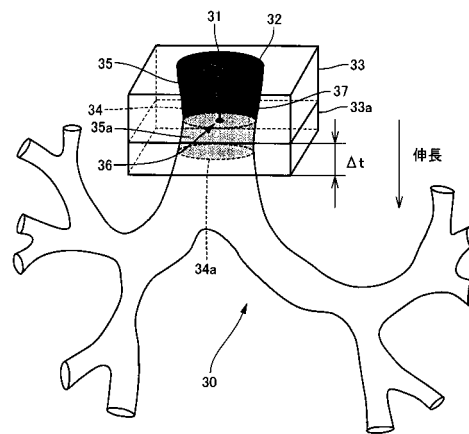
【図 10】



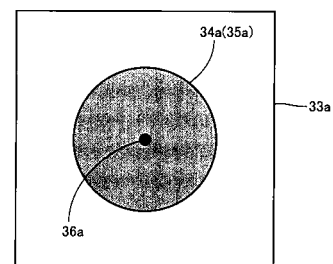
【図 12】



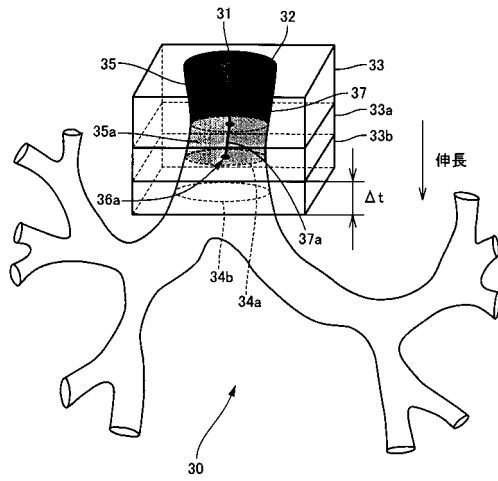
【図 13】



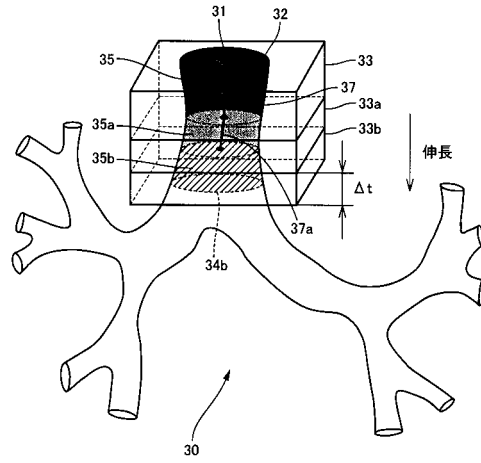
【図 14】



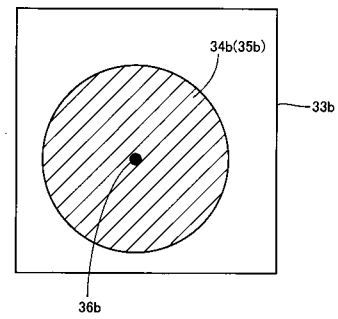
【図15】



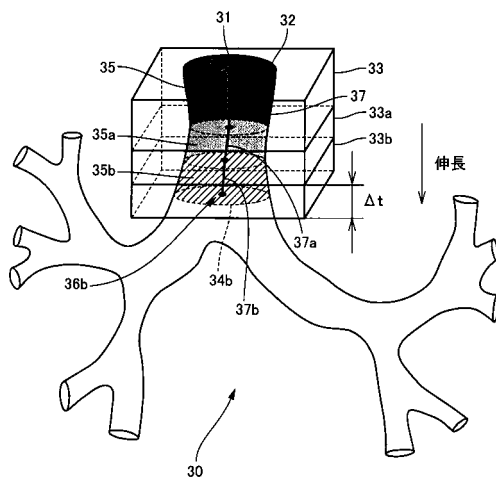
【図16】



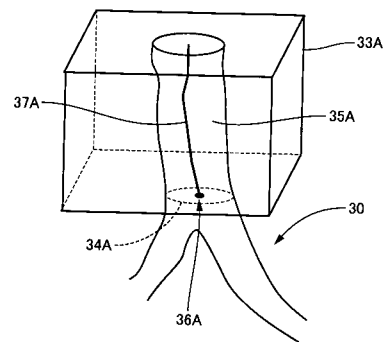
【図17】



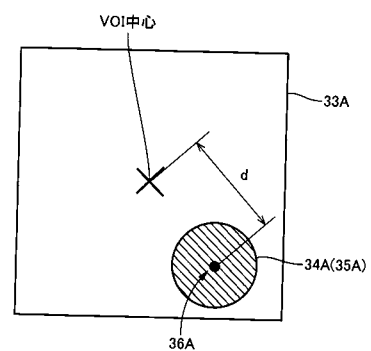
【図18】



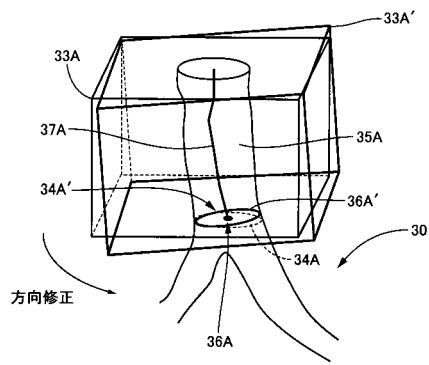
【図19】



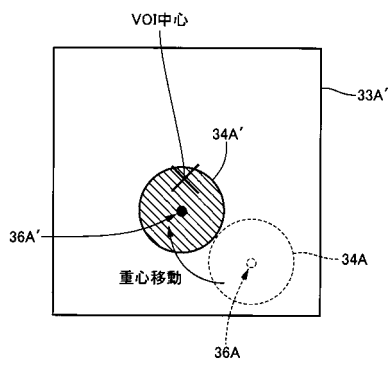
【図20】



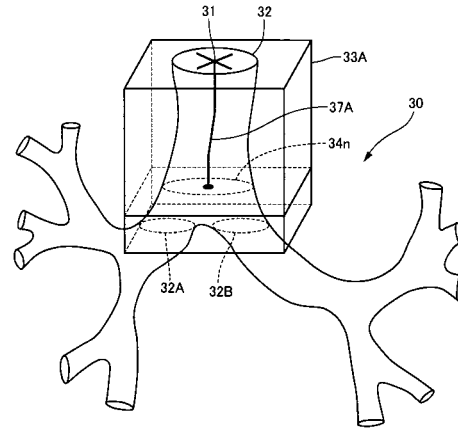
【図 2 1】



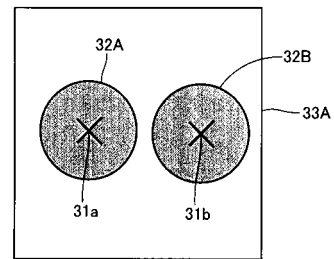
【図 2 2】



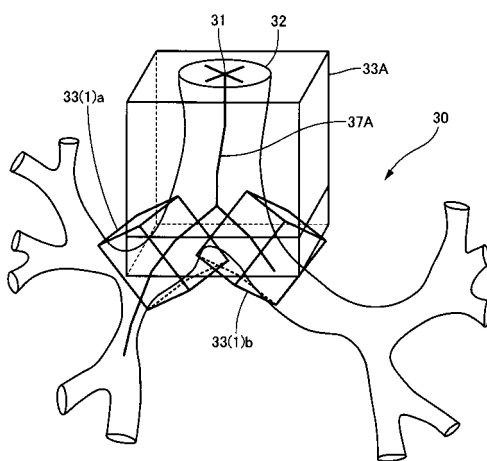
【図 2 3】



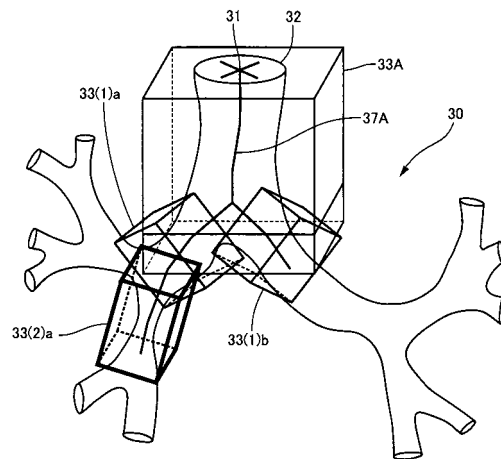
【図 2 4】



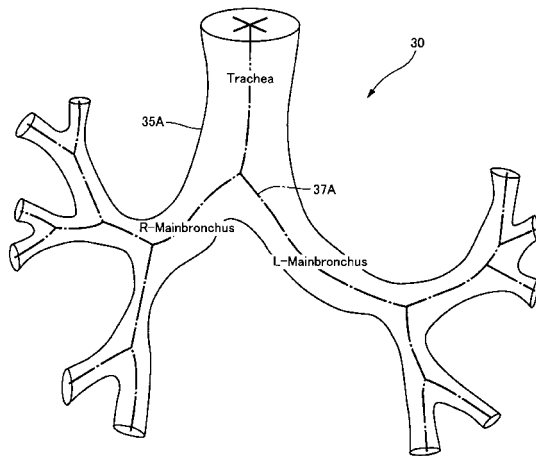
【図 2 5】



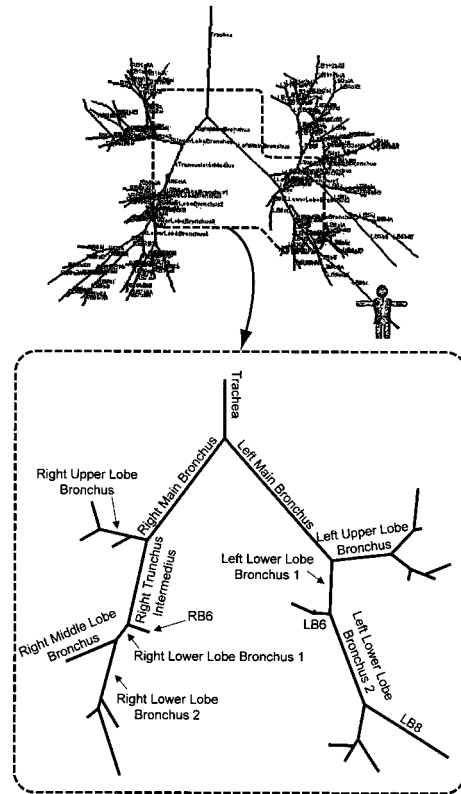
【図 2 6】



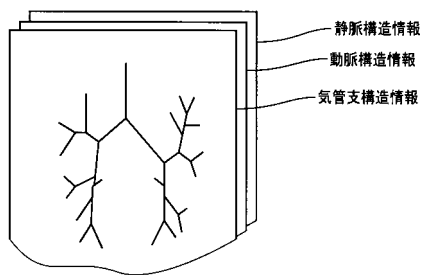
【図 27】



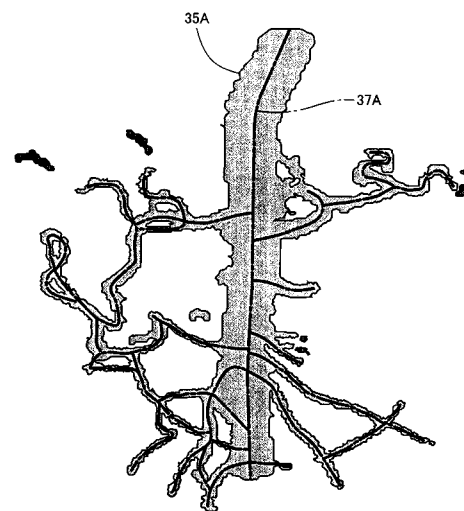
【図 28】



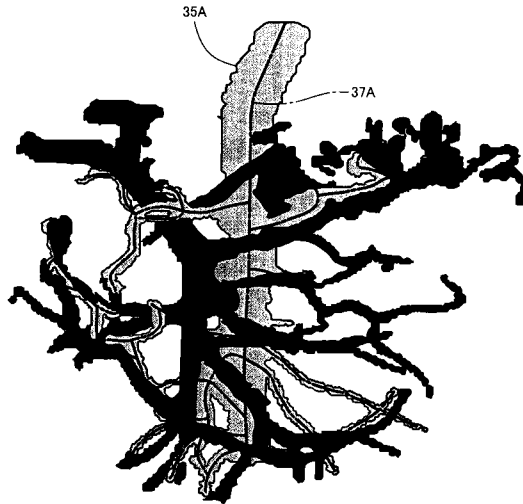
【図 29】



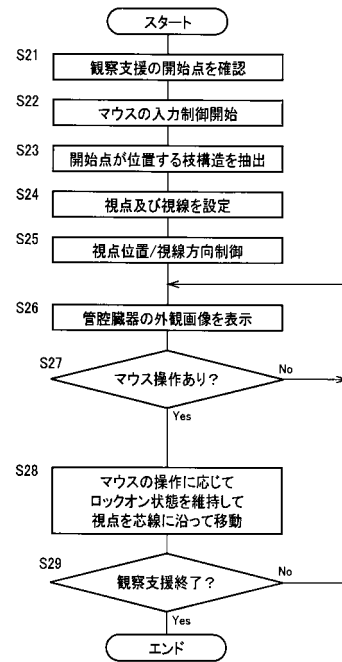
【図 30】



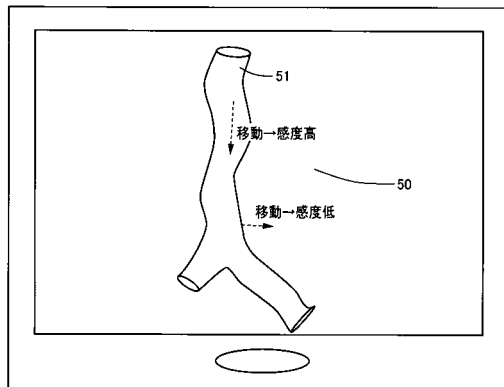
【図 3 1】



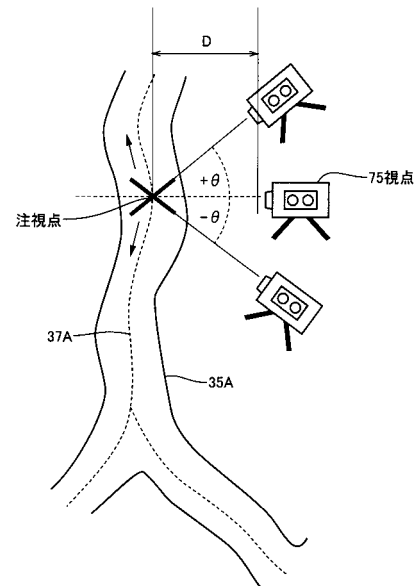
【図 3 2】



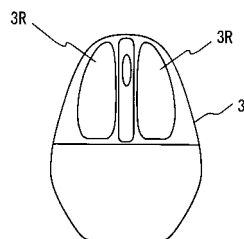
【図 3 3】



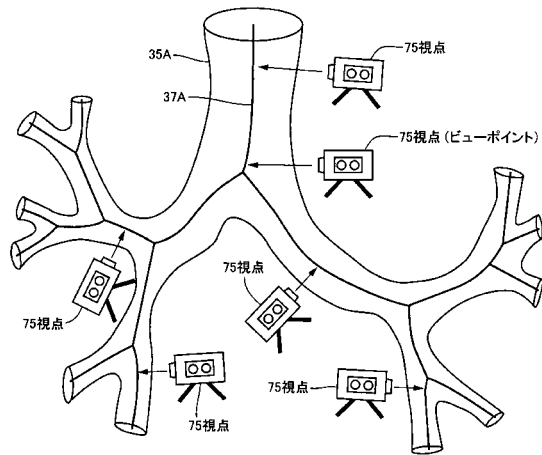
【図 3 5】



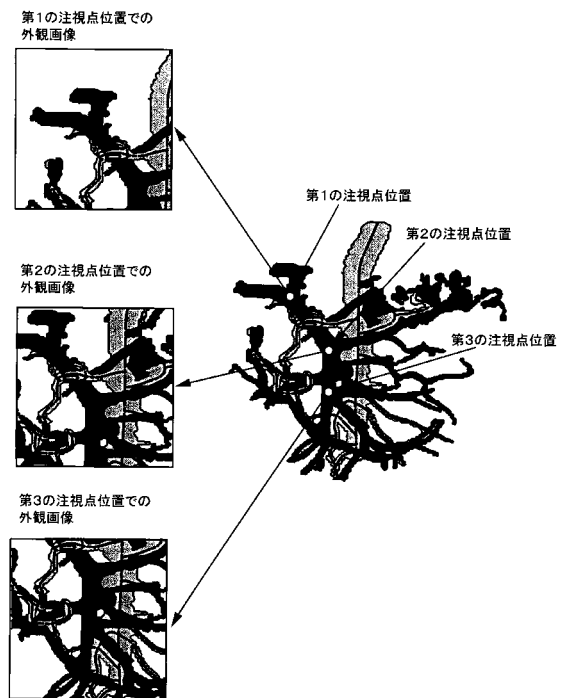
【図 3 4】



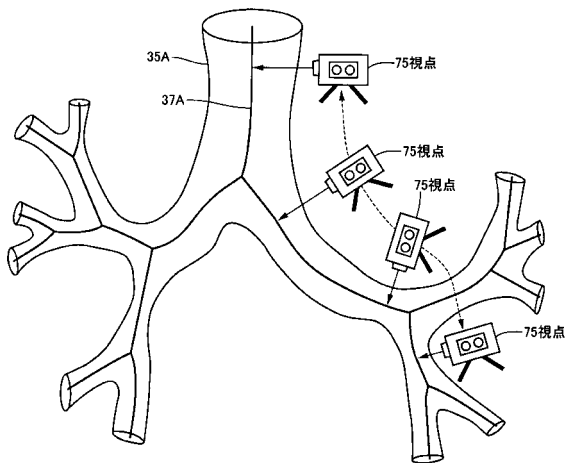
【図 36】



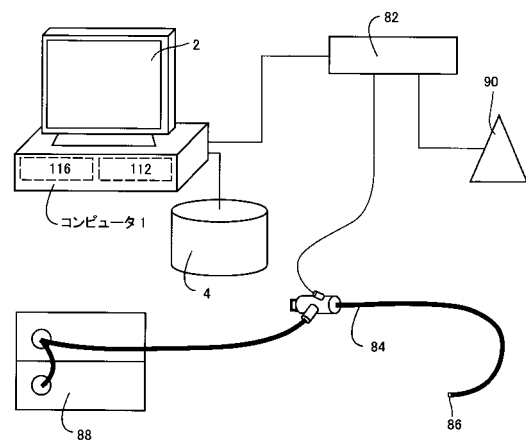
【図 37】



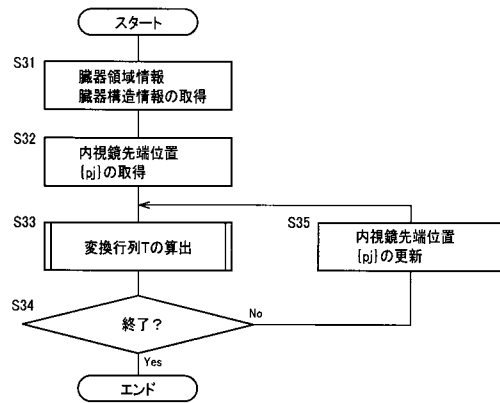
【図 38】



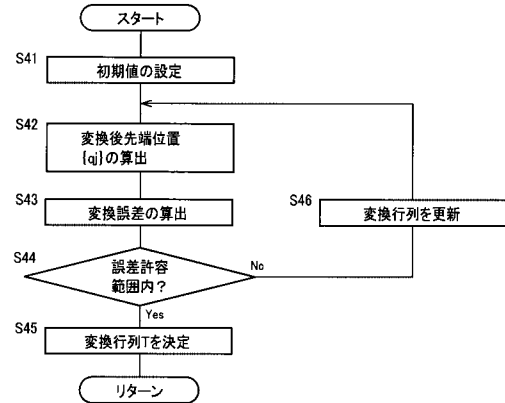
【図 39】



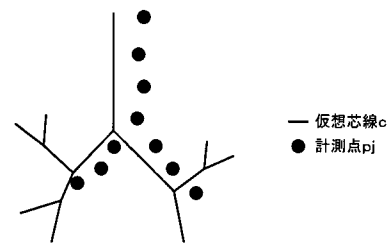
【図40】



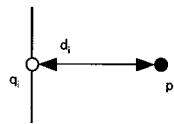
【図41】



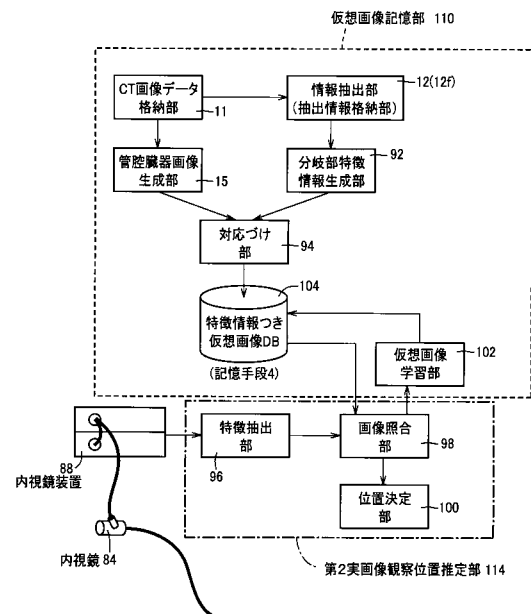
【図42】



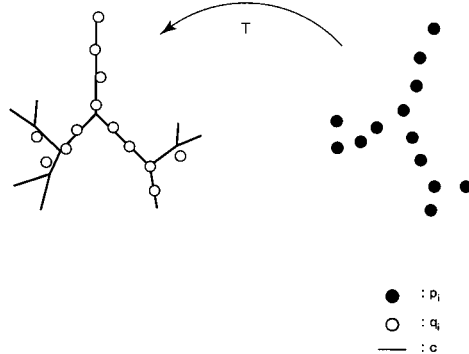
【図43】



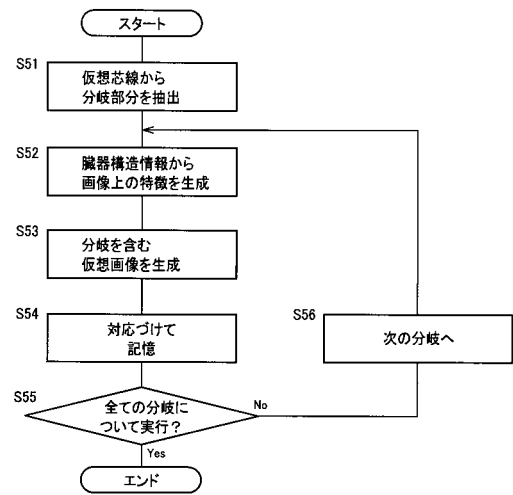
【図45】



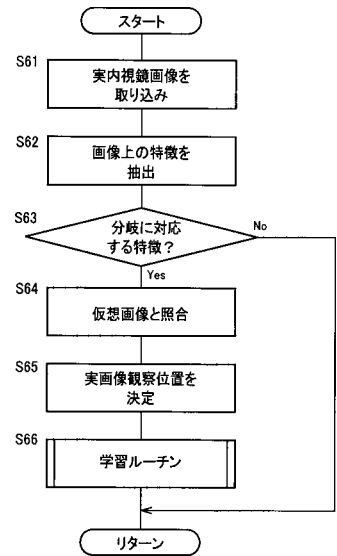
【図44】



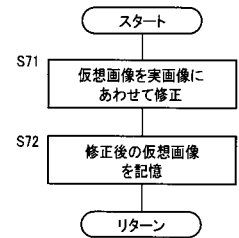
【図 4 6】



【図 4 7】



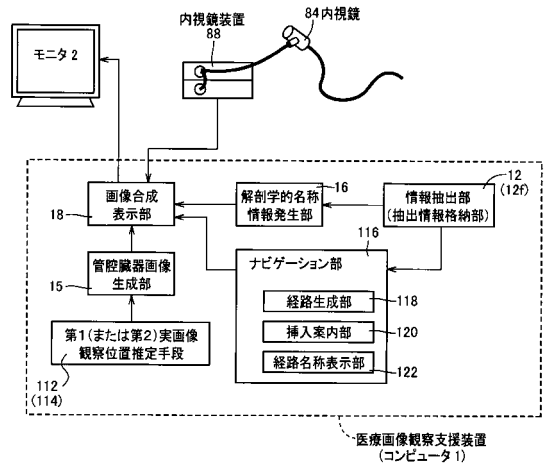
【図 4 8】



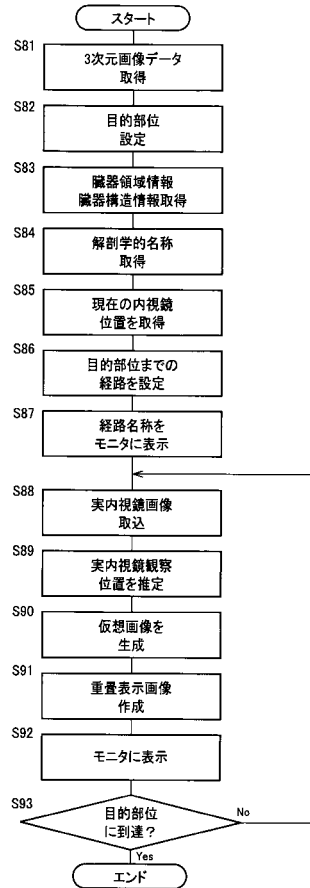
【図 4 9】

	仮想画像	分岐部特徴情報				
case 1		<table><tr><td>×</td><td>×</td></tr></table>	×	×		
×	×					
case 2		<table><tr><td>×</td><td>×</td></tr></table>	×	×		
×	×					
case 3		<table><tr><td>×</td><td>×</td></tr><tr><td></td><td>×</td></tr></table>	×	×		×
×	×					
	×					
case 4		<table><tr><td>×</td><td>×</td></tr><tr><td>×</td><td>×</td></tr></table>	×	×	×	×
×	×					
×	×					

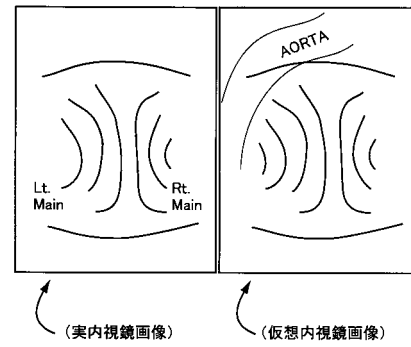
【図 5 0】



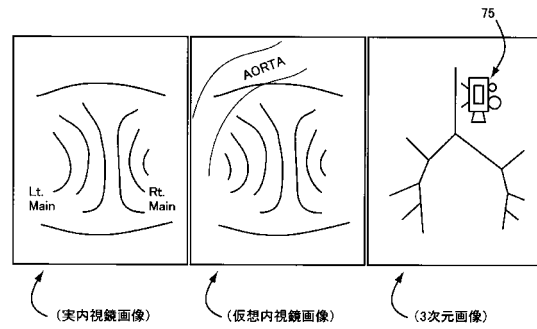
【図 5 1】



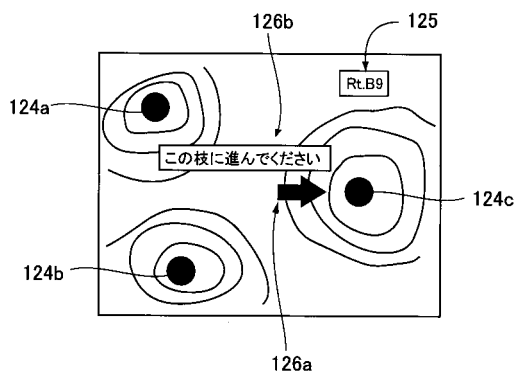
【図 5 2】



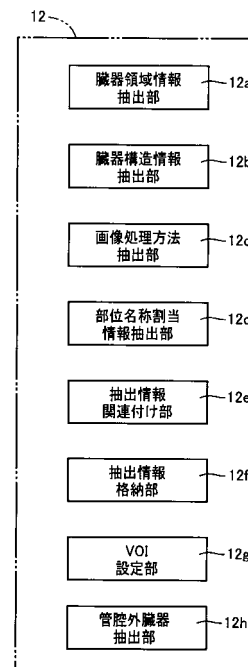
【図 5 3】



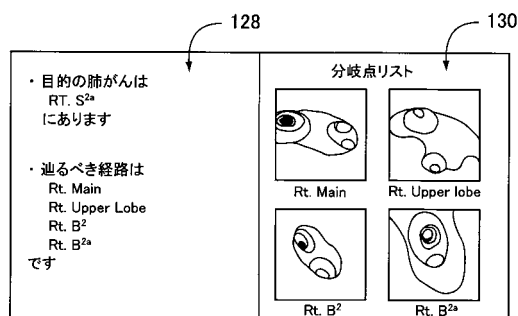
【図 5 4】



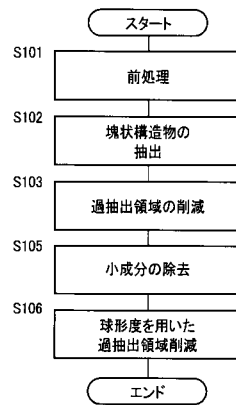
【図 5 6】



【図 5 5】



【図 57】



【図 58】



フロントページの続き

特許法第30条第1項適用 電子情報通信学会技術研究報告第106巻第225号(平成18年8月25日) 社団法人電子情報通信学会発行第23～28ページに発表

特許法第30条第1項適用 第15回日本コンピュータ外科学会大会・第16回コンピュータ支援画像診断学会大会合同論文集(平成18年10月27日) C A S 2 0 0 6 学会大会事務局発行第161～162ページに発表

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 特開2004-283373(JP,A)
特開2004-230086(JP,A)
特開2004-180940(JP,A)
特開2002-345725(JP,A)
特開2003-265408(JP,A)
特開2006-042969(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00-6/14

A61B 1/00-1/32

专利名称(译)	医学图像观察支持装置		
公开(公告)号	JP4899068B2	公开(公告)日	2012-03-21
申请号	JP2008514405	申请日	2007-02-17
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人名古屋大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人名古屋大学		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人名古屋大学		
[标]发明人	森 健策 北坂孝幸 出口大輔		
发明人	森 健策 北坂 孝幸 出口 大輔		
IPC分类号	A61B6/03 A61B1/00		
CPC分类号	A61B6/466 G06T7/74 G06T2207/10081 G06T2207/30061		
FI分类号	A61B6/03.360.G A61B6/03.360.J A61B6/03.360.Q A61B1/00.320.Z		
优先权	2006128681 2006-05-02 JP		
其他公开文献	JPWO2007129493A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：帮助轻松和最佳地观察中空器官的外观。一种医用图像观察辅助装置1，CT图像数据取得部10，CT图像数据存储单元11，信息提取部12，解剖信息DB 13，视点位置/线的视线方向设定部14，管状器官图像发生器15，解剖名称信息生成单元16，分支指定单元17，图像合成显示单元18和用户I / F控制单元1配置了9。视点位置/线的视线方向设定部14，根据该信息提取单元12的中空器官结构信息中提取，视点位置观察管腔器官的外观和在所述中空器官的大致中央轴线锁定在视点并设置线的视线的方向。

$$\sum_{j=1}^l ||w_i d_i||^2$$