

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4257867号  
(P4257867)

(45) 発行日 平成21年4月22日(2009.4.22)

(24) 登録日 平成21年2月13日(2009.2.13)

(51) Int. Cl.	F I
<b>G06T 17/40 (2006.01)</b>	G06T 17/40 B
<b>A61B 1/04 (2006.01)</b>	A61B 1/04 372
<b>G06T 1/00 (2006.01)</b>	G06T 1/00 290Z

請求項の数 23 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願平10-536928
(86) (22) 出願日	平成10年2月23日(1998.2.23)
(65) 公表番号	特表2001-513923(P2001-513923A)
(43) 公表日	平成13年9月4日(2001.9.4)
(86) 国際出願番号	PCT/US1998/003427
(87) 国際公開番号	W01998/037517
(87) 国際公開日	平成10年8月27日(1998.8.27)
審査請求日	平成17年2月21日(2005.2.21)
(31) 優先権主張番号	08/805,584
(32) 優先日	平成9年2月25日(1997.2.25)
(33) 優先権主張国	米国(US)

(73) 特許権者	304041633 ウェイク フォーレスト ユニバーシティ ヘルス サイエンス アメリカ合衆国、27101 ノースキャ ロライナ州、ウィンストンセーラム、ス イート 101、イースト ファースト ストリート 200、ワン テクノロジー プレイス
(74) 代理人	100104411 弁理士 矢口 太郎
(72) 発明者	ヴァイニング デイヴィッド ジェイ アメリカ合衆国 ノースキャロライナ州 27103 ウィンストンセーラム ブラ イアーレイクロード 1725

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 直接検出できない内視鏡検査における自動分析

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

内腔または管腔を有する組織を三次元で表現してインタラクティブに描画し、当該組織の異常壁厚領域を表示するため、コンピュータにより実行される方法であって、

- a. 前記コンピュータにより、前記組織をスキャンして得られる一連の二次元画像から、三次元ボリュームデータを形成する工程と、
- b. 前記コンピュータにより、前記三次元ボリュームデータから関心領域の等値面を生成し、ワイヤフレームモデルを生成する工程であって、当該ワイヤフレームモデルは前記等値面上に複数の頂点を有する、前記生成する工程と、
- c. 前記コンピュータにより、ワイヤフレームモデルにおける頂点の、各頂点位置での法線ベクトルの情報から、前記頂点が異常壁厚領域を構成しているか否かを判定し、異常壁組織を示す特性を有する前記頂点をグルーピングする工程と、
- d. 前記コンピュータにより、異常壁組織を示す特性を有する前記グルーピングされた頂点を含むワイヤフレームを、三次元ディスプレイ上にインタラクティブにレンダリング表示する工程と

を有することを特徴とする方法。

【請求項2】

前記異常壁組織を示す特性を有する頂点をグルーピングする工程は、

- a. 前記コンピュータにより、前記各頂点位置について法線ベクトルを特定する工程と、
- b. 前記コンピュータにより、前記各頂点位置における法線ベクトルの夫々に関連する壁

10

20

厚値を特定する工程と、

c. 前記コンピュータにより、前記各頂点についての連結行列を特定し、前記各頂点に対して隣接する頂点群を求める工程と、

d. 前記コンピュータにより、異常壁厚を示す特性を有する等値面上の隣接する頂点を、個々の異常壁厚頂点群にグルーピングする工程とを有することを特徴とする請求項1記載の方法。

【請求項3】

前記連結行列を特定する工程は、前記コンピュータにより、三次元位相薄肉化方法から得られる局所的な幾何学的連続性情報を用いて、連結行列を再配列する工程を有することを特徴とする請求項2記載の方法。

10

【請求項4】

前記コンピュータにより、各頂点群を所定の形状的特徴に従って分析する工程をさらに有することを特徴とする請求項1記載の方法。

【請求項5】

前記各頂点群を形状的特徴に従って分析する工程は、前記コンピュータにより、前記各頂点群について湾曲の大きさと方向とを示す凸面度を特定する工程を有することを特徴とする請求項4の方法。

【請求項6】

前記各頂点群を形状的特徴にしたがって分析する工程は、前記コンピュータにより、前記各頂点群について曲率を特定する工程を有することを特徴とする請求項4の方法。

20

【請求項7】

前記レンダリング表示する工程は、前記コンピュータにより、前記内腔または管腔を有する組織を縦切りの断面で分割する工程と、この断層組織を表示する工程とを含み、これにより前記断層組織の内表面を見ることができるとを特徴とする請求項1記載の方法。

【請求項8】

前記レンダリング表示する工程は、前記コンピュータにより、前記組織の内腔または管腔の中心を通る中心線に沿って移動するようにシミュレートする工程を含むことを特徴とする請求項1記載の方法。

【請求項9】

前記コンピュータにより、前記インタラクティブな三次元ディスプレイの表層描写画像内に位置する点を中心として前記インタラクティブな三次元ディスプレイのボリューム描写画像を表示する工程をさらに有することを特徴とする請求項1記載の方法。

30

【請求項10】

前記インタラクティブな三次元ディスプレイのボリューム描写画像を表示する工程は、前記コンピュータにより、前記インタラクティブな三次元ディスプレイの表層描写画像内に位置する第2の点を通る少なくとも1つの平面像を表示する工程を含むことを特徴とする請求項9記載の方法。

【請求項11】

前記コンピュータにより、前記複数の頂点の連続性に関する情報を含む連結行列を生成する工程と、局所的な幾何学的連続性情報を用いて前記連結行列を再配列する工程とをさらに有することを特徴とする請求項1記載の方法。

40

【請求項12】

前記コンピュータにより、前記選択された関心領域の任意の切断面における断面積を特定する工程をさらに有することを特徴とする請求項11記載の方法。

【請求項13】

前記コンピュータにより、前記異常壁組織を示す特性を有する前記ワイヤフレームモデルの頂点を頂点群にグルーピングする工程とをさらに有することを特徴とする請求項1記載の方法。

【請求項14】

前記頂点を頂点群にグルーピングする工程は、

50

- a . 前記コンピュータにより、前記各頂点位置について法線ベクトルを特定する工程と、  
 b . 前記コンピュータにより、前記各頂点位置における法線ベクトルの夫々に関連する壁厚値を特定する工程と  
 c . 前記コンピュータにより、前記各頂点についての連結行列を特定し、前記各頂点に対して隣接する頂点群を求める工程と、  
 d . 前記コンピュータにより、異常壁厚を示す特性を有する等値面上の隣接する頂点を、個々の異常壁厚頂点群にグルーピングする工程と  
 を有することを特徴とする請求項 1 3 記載の方法。

【請求項 1 5】

前記連結行列を特定する工程は、前記コンピュータにより、局所的な幾何学的連続性情報を用いて連結行列を再配列する工程を有することを特徴とする請求項 1 4 記載の方法。

【請求項 1 6】

前記コンピュータにより、各頂点群を所定の形状的特徴にしたがって分析する工程をさらに有することを特徴とする請求項 1 3 記載の方法。

【請求項 1 7】

前記各頂点群を形状的特徴にしたがって分析する工程は、前記コンピュータにより、前記各頂点群について湾曲の大きさと方向とを示す凸面度を特定する工程を有することを特徴とする請求項 1 6 の方法。

【請求項 1 8】

前記各頂点群を形状的特徴に従って分析する工程は、前記コンピュータにより、前記各頂点群についての湾曲を特定する工程を有する請求項 1 6 記載の方法。

【請求項 1 9】

内腔または管腔を有する組織を三次元で表現してインタラクティブに描画し、当該組織の異常壁厚領域を表示するためのシステムであって、

- a . 三次元の組織に関する、前記組織をスキャンして得られる前記組織の一連の二次元画像から、三次元ボリュームデータを形成するボリューム形成手段と、  
 b . 前記三次元ボリュームデータから、関心領域の等値面を生成し、前記等値面上の頂点を用いてワイヤフレームモデルを作成する手段であって、当該ワイヤフレームモデルは複数の等値面上の頂点より構成されるものである、前記手段と、  
 c . 前記頂点位置における法線ベクトルの情報から、前記頂点が異常壁厚領域を構成しているか否かを判定し、異常壁厚組織を有する前記ワイヤフレームモデルにおける等値面上の頂点をグルーピングする頂点グルーピング手段と、  
 d . 異常壁厚組織を示す特性を有する前記グルーピングされた頂点を含むワイヤフレームを、三次元ディスプレイ上にインタラクティブにレンダリングするレンダリング手段と、  
 を有してなることを特徴とするシステム。

【請求項 2 0】

前記レンダリング手段は、前記内腔または管腔を有する組織を縦切りの断面で分割する手段と、この断層組織を表示する手段とを含み、これにより前記断層組織の内表面を見ることができるとを特徴とする請求項 1 9 記載のシステム。

【請求項 2 1】

前記レンダリング手段は、前記組織の内腔または管腔の中心を通る中心線に沿って移動するようにシミュレートする手段を含むことを特徴とする請求項 1 9 記載のシステム。

【請求項 2 2】

前記インタラクティブな三次元ディスプレイの表層描写画像内に位置する点を中心として前記インタラクティブな三次元ディスプレイのボリューム描写画像を表示する手段をさらに有することを特徴とする請求項 1 9 記載のシステム。

【請求項 2 3】

前記表示する手段は、前記インタラクティブな三次元ディスプレイの表層描写画像内に位置する第 2 の点を通る少なくとも 1 つの平面像を表示する手段を含むことを特徴とする請求項 2 2 記載のシステム。

10

20

30

40

50

**【発明の詳細な説明】****発明の技術分野**

本発明は、管腔や内腔を有する組織の三次元表現をインタラクティブにディスプレイするためのシステムおよび方法に関し、特に、潜在的異常発見のためにそのような組織を自動的に分析するためのシステムおよび方法に関する。

**発明の背景**

多くの種類の癌にとって、早期発見が有利な予知のために重要である。癌腫瘍は癌が成長し拡散する前の早い段階で検出しなければならない。これは直腸癌や肺癌の場合に特に言えることである。その結果、前癌性腫瘍や癌腫瘍の成長を見るために結腸や気管気管支の気道を検査する内視鏡技術が開発されてきた。

10

直腸癌については全米癌協会 (American Cancer Society) とアメリカ国立癌研究所 (National Cancer Institute) が、異常成長の早期発見のための手段として、55才から定期的に検診を受けることを勧めている。このガイドラインによれば5000万人以上のアメリカ人が年一度の直腸癌検診を受けているはずであるが、実際には毎年約150万回のファイバeroプティクスによる結腸内視術が施されているにすぎない。従来の結腸内視術によると、柔軟な内視鏡を患者の肛門に挿入するために患者に鎮静剤を飲ませる必要があり、このことが上記食い違いを生じさせる少なくとも一つの原因となっている。もう一つの問題は、従来の結腸内視術では約15%のケースにおいて全体の結腸にアクセスすることができない、ということである。結腸内視術はまた患者を結腸穿孔の危険に晒す。したがって、患者がこのような侵略的な措置を受けること、あるいは何度もそれに自分の身を委ねることを躊躇することは、十分に理解できるものである。

20

このため、内視鏡検査技術の開発が以前から、また現在もなお進められている。放射線断面画像をコンピュータで再構成する内視鏡検査法は、従来のファイバeroプティクスによる結腸内視術とは異なり、身体に対する侵略性は最小である。内視鏡検査法は内蔵穿孔の危険性を抑制し、いかなる鎮静剤をも必要とせず、結腸内視術よりも遥かに安価である。たとえば、内視鏡検査技術は、腸を洗浄し、結腸をガス膨張させ、患者の腹部と骨盤を40~60秒間螺旋状にCTスキャンし、CTデータから得られた複数平面上の二次元画像または三次元画像を人間の目で分析することによって行われる。

このような内視鏡検査技術によると結腸の鮮明な画像が得られるが、正確な診断がなされるか否かは、多数の複数平面上の二次元画像または三次元画像の中から小さく(約5~10 mm)そして場合によっては捉えにくい集団を正確に同定することのできる医師の能力如何にかかっている。このような人間による診断は長時間を要し、単調で忍耐力を要する作業であり、高価であり、ある状況の下では誤った解釈がなされる可能性がある。したがって、ターゲットとする結腸や気管の内壁等の組織または組織における異常成長、その他の異常を自動的に分析しおよび/または検出するための自動内視鏡システムおよび方法を提供することは、きわめて有益である。

30

**発明の概要**

本発明によれば、管腔または内腔を有する組織の三次元的表現をインタラクティブにディスプレイするための、コンピュータによって実行される方法およびコンピュータシステムが提供される。一つの具体的適用によれば、この方法は、壁組織における厚さや形状等のある種の特徴を有する部位を分析してたとえば異常集団を検出するために用いることができる。本発明の方法によれば、三次元オブジェクトに関連する少なくとも一つの物理的特性を表示する一連の二次元画像から多量の三次元データが形成される。コンピュータによって、選択された一つの関心領域を示す物理的特性の特定の値に基づく一連のデータから、当該関心領域の等値面又は等表面 (isosurface) が決定される。等値面のワイヤフレームモデルがコンピュータによって創出される。コンピュータはこのワイヤフレームモデルを分析して、異常内壁組織のような特定の選択された特性を有する部位を検出する。たとえばワイヤフレームモデルには複数の頂点が含まれている。コンピュータによって実行される方法は、ワイヤフレームモデルの頂点を異常内壁組織を示す特性を有する個体群にグループ分けする。異常部位が強調されたワイヤフレームモデルは次いでコンピュータによ

40

50

って演算されて、コンピュータモニター上にインタラクティブに三次元画像として描写される。

具体的適用において、異常内壁組織を示す特性を有する個体群に頂点をグループ分けする工程は、ワイヤフレームモデルの各頂点位置について法線ベクトル（又は垂直ベクトル）を決定することによって行われる。次に、連結行列（connectivity matrix）を決定して各頂点に対して隣接する頂点群を求める。各頂点について各法線ベクトルに関連する壁厚値を求める。さらに各頂点基底に対して局部的凸面度と曲率（local convexity and curvature）を求める。そして、異常壁厚やその他の異常性を示す特性を持つ隣接頂点群を個々の異常領域個体群にグループ分けする。異常厚みの決定に加えてあるいはこれに代えて、コンピュータによって実行される方法は、選択された頂点個体群の形状的特徴を分析するものであっても良い。たとえば凸面度や曲率等の特性に基づいて各隣接頂点個体群を決定することができる。次いで各個体群を分析して、ワイヤフレームモデル上の個体群の凸面の大きさと方位を示す凸面度を各個体群について決定する。他の選択された形状的特徴に基づいて各個体群を分析しても良い。

本発明によれば、管腔または内腔を有する組織の三次元表現をインタラクティブにディスプレイするための方法およびシステムが提供され、その際の表現は適応性のあるスレッシュホールド手順によって実行される。コンピュータは、たとえばCTスキャナ等のスキャナによって獲得された一連の二次元画像から三次元データを形成する。獲得された画像は三次元オブジェクトに関連する少なくとも一つの物理的特性を示している。コンピュータは、物理的特性の閾値のような選択された基準に基づくデータ群から一つの選択された関心領域をセグメント化する。閾値は、当該関心領域のセグメント化をコントロールするために関心領域において適合するように調整される。コンピュータは、選択された関心領域を示す物理的特性の上記適合調整された閾値のような選択された値に基づくデータ群から、当該関心領域の等値面を求める。次に、この等値面のワイヤフレームモデルを決定し、インタラクティブな三次元ディスプレイに換算する。

#### 【図面の簡単な説明】

上述の概要および後述する本発明の好適な実施例の詳細な説明は添付図面を参照することによってより十分な理解が得られるであろう。

上述の概要および後述する本発明の好適な実施例の詳細な説明は添付図面を参照することによってより十分な理解が得られるであろう。

添付図面中、図1は、内腔器官等の選択された臓器系のインタラクティブな三次元表現を創造し、該臓器の潜在的異常領域を検出する本発明方法を示すフローチャートであり、図2は選択された臓器系の中の潜在的異常領域を示す固定群の形状を分析するための方法を示すフローチャートであり、

図3は選択された臓器系の壁厚を測定するための方法を示すフローチャートであり、

図4は本発明方法に用いられるシステムのブロック図であり、

図5は異常壁組織領域のワイヤフレームモデルの中の二次元平面を示し、該領域の頂点を求める方法を示す説明図であり、

図6は関心領域のセグメント化における閾値を適合するように調整するための方法を示すフローチャートであり、

図7はボリューム表現画像（volume rendered image）、表面表現画像（surface rendered image）および選択された臓器系の異なる3つの平面に沿った3つのマルチ平面画像（multiplanar images）を表示するためのディスプレイウインドーを示す概略図であり、

図8は中空臓器の内腔の中心線を求めるための方法を示すフローチャートであり、

図9は単一のウインドーにボリューム表現画像、表面表現画像および選択された臓器系の異なる3つの平面に沿った3つのマルチ平面画像を表示するためのディスプレイウインドーを示す概略図であり、

図10a～図10hは結腸を分割する方法を示す説明図である。

#### 好適な実施例の説明

本発明は概して、図1～図4に概略的に示されるように、管腔や内腔を有する三次元組織

10

20

30

40

50

のインタラクティブな三次元画像表現を作成するための方法およびシステムに関する。組織体は通常の場合、生体の選択された領域、特に結腸、血管、気道等の中空腔体を有する人体や動物の生体器官の概形をなしている。本発明によれば、コンピュータ制御された方法において、たとえば選択された生体器官について螺旋状CTスキャンから得られた一連の二次元的断面画像からインタラクティブな三次元表現が作成される。この三次元表現は、コンピュータシステムのモニタ等の視覚的ディスプレイ上でユーザが操作することにより三次元組織の内部、その回りまたはその中を通して移動させることができ、しかも同時に該移動に応じて変化する中心点またはユーザが選択した中心点上にマルチ平面画像をディスプレイすることができる点においてインタラクティブである。

コンピュータによって実行されるインタラクティブな三次元表現は、臓器系の表面表現または臓器系およびその回りの解剖学的組織のボリューム表現から、さらには場合によっては同一の三次元ディスプレイウィンドウに同時に投影されている表現から、構築することができる。一つの選択された実施例においては、表面表現およびボリューム表現が組み合わされた表現体すなわちハイブリッド表現体を得るために、テクスチャメモリを用いて内蔵の表面表現をその回りの解剖学的組織のボリューム表現に統合することができる。このハイブリッド表現体においては、表面表現された臓器がボリューム表現されたまわりの解剖学的組織を参照することで強調される。他の実施例においては、直交（矢状、冠状または軸状）または斜向画面等のマルチ平面画面が、臓器の表面表現とその回りの解剖学的組織体のボリューム表現と共に、各々個別の三次元ディスプレイウィンドウまたは組み合わされた一つの三次元ディスプレイウィンドウに表示される。

本発明によるコンピュータ制御システム20が図4に略示されている。システム20は同時係属のアメリカ合衆国特許出願第08/331,352号に記述されており、ここで該記述が参照される。概して言えば、コンピュータコンソール24を用いてスキャナ22を操作することによって、選択された三次元オブジェクトの一連の二次元断面画像を得るものである。得られた二次元画像はコンソール24からコンピュータネットワーク25を通じてコンピュータグラフィックスワークステーション26に送られる。グラフィックスコンピュータ26を用いて、選択されたオブジェクトの三次元表現、たとえば三次元表面表現を創造し、組織の潜在的異常領域を自動的に特定する。三次元表現はコンピュータモニタ28上に表示される。さらに、表示された表現を後に見ることができるようビデオレコーダ30に記録しまたは撮影することができる。グラフィックスコンピュータにはコンピュータマウス27等の種々の入力装置が設けられて、ユーザによる画像処理を可能にしている。

スキャナ22にはジェネラルエレクトリック・ハイスピードアドバンテージヘリカルCTスキャン（General Electric HiSpeed Advantage Helical CT Scanner, ウィスコンシン州ミルウォーキー、GEメディカルシステムズ社製）を用いることができる。患者の肺をスキャンするには、一般に、スキャナを3mmのX線視準と共に用い、ピッチ1:1、再構成間隔（reconstruction interval）1mm、ディスプレイ視野25.6cm、512×512マトリクスで操作する。患者の結腸をスキャンするには、一般に、スキャナを5mmのX線視準と共に用い、ピッチ2:1、再構成間隔1mm、ディスプレイ視野40cm、512×512マトリクスで操作する。これらのプロトコルによればそれぞれ約200の胸部CT画像または約500の腹部CT画像が得られ、前者は約100MB、後者は約250MBのディスク記憶容量を占める。しかしながらプロトコルは特定の臓器系について最適な画像データを得るために変更し得る。

画像データは任意の画像フォーマットで記録することができる。たとえば、画像データはDICOM（digital imaging and communications in medicine）規準で、またはローバイナリスライス（raw binary slices）として、あるいは様々なボリュームフォーマットで、記録することができる。画像データはたとえばコンピュータメモリに内部データフォーマットとして記録することができ、これによればイメージデータを個別的に記録することに代えて一つのデータとして記録することができる。内部データフォーマットはまた、標準的な圧縮および復元の技術を導入することを許容し、これによりコンピュータディスクの記憶要求を減少させることができる。

管腔または内腔を有し且つ潜在的異常領域を示す選択された一の組織のインタラクティブ

10

20

30

40

50

な三次元表現を創造するための本発明による方法が図1に示されている。この方法はコンピュータにより実行することができる。患者の準備32、二次元画像の獲得33、三次元ボリュームの形成34、関心領域のセグメント化35、関心領域の等高面の創設37および等高面のワイヤフレームモデルの創設38の各工程は同時係属のアメリカ合衆国特許出願第081331,352号に記述されると略同様に実行することができ、ここで該記述が参照される。他の同等の方法論やアルゴリズムを用いても良い。

患者の準備32は表現すべき臓器系によって異なる。たとえば患者の結腸を観察する場合は、腸洗浄とガス吸入を施して結腸を膨張させる。加えて、患者に経口対照剤を投与して便に混ぜさせることにより、結腸壁を含む回りの柔らかい組織組織から便を容易に識別できるようにする。適切な腸洗浄や経口対照剤投与を行わないと、コンピュータによる断層撮影や他の放射線物理療法画像において便と正常な結腸壁または結腸病変とを識別し難くなる。対照剤としてはたとえば低密度(たとえば1.5% w/v)のバリウム含有混合物が用いられる。次いで、不透明にされた便をCT画像データからデジタル的に減算して、妨害を受けない結腸を描写する。あるいは、患者の気道を描写するために、非イオン性静脈造影剤を患者に投与して気道の回りの血管を目立たせる。

患者の準備が上記のように行われた直後に、ステップ33で、ヘリカル型CTスキャナや核磁気共鳴映像法(MRI)スキャナ等のスキャナ22を用いて選択組織の二次元断面画像を得る。ステップ34で、二次元画像をRAM等のコンピュータメモリ21に格納して三次元データボリュームを作る。アイソキュービックボリュームエレメント(たとえばvoxels)を作るため、補間法(interpolation method、その非限定的な一例としてtrilinear interpolation)を適用することができる。

ステップ35で三次元データボリュームから関心領域をセグメントに分ける。セグメント化の目的は、三次元表現に先立って三次元データボリュームから関心領域を分離することにある。概して言えば、医学的な画像セグメント化は画像ノイズ、部分的ボリューム効果、および同様の強度が異なる解剖学的組織によって共有されているという事実によって複雑なものとなっている。しかしながら、薄壁に隔てられた柔らかな組織組織が空気充填された結腸を包囲しているときは、エアコラムを関心領域として選択することによって当該組織のセグメント化を実行することができる。空気と柔軟組織との間の境界は比較的明瞭でシャープであるため、エアコラムは効率的にセグメント化することができる。さらに、エアコラムの外側面は関心臓器の内側面に対応している。同様に、薄壁に隔てられた柔らかな組織組織がコントラストを強調された血液充填結腸を包囲しているときは、コントラスト強調血液結腸を関心領域として選択することによって当該組織のセグメント化を実行することができる。したがって、セグメント化の目的のために、空気または血管から柔軟組織に向かう組織膨張に加えて単純なスレッシュホールド技術や領域成長技術(region growing technique)を用いることができる。

しかしながら、特に選択組織が変化する特性(たとえば変化する径、壁厚、X線減衰値等)を有するときには、セグメント化工程の正確性を増大向上させるために、より洗練されたセグメント工程を採用することができる。そのような工程の一つは関心領域を規定するスレッシュホールド値を調整して、領域成長工程の間に臓器の特定部分をより正確にセグメント化する。たとえばスレッシュホールド技術を用いて患者の気道をセグメント化することができ、特に大きな気道にはスレッシュホールド値を425HUとすることが好適であり、小さな気道には-800HUがより好適である。したがって、これら2つの極限值の間でスレッシュホールド値を変化させることにより、特に部分的ボリューム効果がより小さな気道において明らかとなったときに、気道組織および周辺組織の影響を補填することができる。

気道のためのスレッシュホールド値を調整するためのコンピュータによる方法が図6に示されている。ステップ75で三次元領域成長技術と初期静的スレッシュホールド値とを用いて関心領域をセグメント化する。選ばれたスレッシュホールド値は、周辺組織を関心領域の一部に含めることによってセグメント化工程を失敗させることがないように選択され得る最大スレッシュホールド値に近いものである。たとえば気道のエアコラムをセグメント化するときは-800HUの初期スレッシュホールド値が最適である。解剖学的組織の初期ワイヤフレーム

10

20

30

40

50

モデルをマーチングキューブスバリエーション (marching cubes variant) を用いて作成する。

ステップ77で、ボクセル値を記憶するために用いる16ビットコンピュータの高位ビットをセットすることにより、セグメント化された関心領域のボクセルまたはボリュームエレメントに標識をつける。通常は16ビットワードのうちの下位12ビットのみがデータを取り扱っている。ステップ79では、標識をつけられたボクセルを用いて各画像スライス上の各気道セグメントのための二次元における境界およびボクセル値を見出す。ステップ81で異なる高位ビットをセットすることにより各境界内のボクセルを再標識化する。ステップ83で各セグメントの各二次元境界点に最も近い当初三次元ワイヤフレームモデル上の頂点を見出す。ステップ85で各頂点の法線ベクトルに沿った強度プロフィールを計算して、法線ベクトルに沿って増加するX線減衰ファクタを測定する。強度プロフィールは双方向に延長し、ボクセル値が減少し始めるまでは周辺組織に入り込む方向に、ボクセル値が増大し始めるまでは気道内腔に入り込む方向に延長する。

ステップ87で、各画像上の各セグメントについて適応性のあるスレッシュホールド値を、各セグメントについて測定された幾つかのスレッシュホールド値の平均値として計算する。各適応性あるスレッシュホールド値は、対応する強度プロフィールについての平均最大および最小減衰ファクタ間の差の可変パーセンテージとして計算することができる。たとえば50%が強度プロフィールの全幅半最大測定 (fill-width-at-half-maximum measure) に対応する。適応性スレッシュホールド値は次いでステップ88で、変動するスレッシュホールド値を補填する領域成長法を用いて関心領域を再セグメント化するために用いられる。

あるいは、適応性スレッシュホールド値の計算を、気道と気道スケルトンに沿う垂直面との交点を示すリングをモーフィング (morphing) することによって行っても良い。スケルトンは中央通路のようなエアコラムの中心に沿って存在するポイントの連続シーケンスである。初期参照リングは初期垂直面上に位置し、気道の最大分岐内の当該平面上の過小評価されたスレッシュホールド値の等値ポイントのシリーズである。このリングを参照として用いて、参照リングよりも大きな円周と大きな曲率値を有する新たなリングを同一平面内に作るためにスレッシュホールド値を代える。円周と曲率値の増加が所定極限值を下回る場合は、古いスレッシュホールド値に代えて新たなスレッシュホールド値を採用し、工程を繰り返す。最大値を超えた場合は新たなスレッシュホールド値をスケルトン上にストアし、垂直面をスケルトン上の次のポイントに移動し、先のスレッシュホールド値を新たな平面上の等値リングのための初期スレッシュホールド値として用いる。スケルトン内の全てのポイントがそれに関連する適応性スレッシュホールド値を持つまで、この方法をスケルトンに沿う各ブランチについて繰り返す。次いでマーチングキューブスバリエーションを用いて、可変スレッシュホールド値を用いて可変値表面を算出する。

対象物を生育させるために用いられるスレッシュホールド値を適応性あるものに調整するための他の方法は、近似オブジェクトの組織スケルトンを用いて、最終オブジェクトの全部分について最適なスレッシュホールド値を選択するものである。オブジェクトは当初は低いスレッシュホールド値を用いて生育する。これは基礎組織を与えるが、通常はオブジェクトの全てを正確にセグメント化するものではない。次いでオブジェクトの組織スケルトンから医学上の軸を計算する。医学上の軸上の各ボクセルについて、アルゴリズムがローカル軸に直交する双方向放射線でサーチすることで、サーチラインに沿ってボクセル値のローカル最大値および最小値を探し出す。次いで各双方向放射線について全幅半最大値 (full-width-at-half-the-maximum value) または可変パーセンテージ値を算出し、垂直軸ポイントについての全ての放射線の平均を取って該軸ポイントにおけるスレッシュホールド値を与える。セグメント化の間、現在ボクセルに最も近い軸ポイントを求め、該ポイントに関連するスレッシュホールド値を用いて、領域成長法にしたがってボクセルがオブジェクトの内側にあるか外側にあるかを分類する。

適応性スレッシュホールド値のためのさらに別の技術は、ボリューム内のマーカーをマニュアル的に特定して該ロケーションにおけるオブジェクトに最も近いスレッシュホールド値を求めることを包含する。特別なスレッシュホールド値を必要とするオブジェクトの全てのセ

10

20

30

40

50



クシオンについてマーカーを設置する。さらにグローバルなスレッシュホールド値を特定する。領域成長セグメント化の間、現在ボクセルがスレッシュホールドマーカーに近いかなかをアルゴリズムがチェックする。そうであればマーカーに関連するスレッシュホールド値を用いてボクセルがオブジェクトの内側にあるか外側にあるかを分類する。マーカーに近いポジションであると言うための範囲や、あるポジションが特定範囲の内側にあるか否かの振る舞い（スレッシュホールド直線的に評価される、または不変に適用される）はユーザ側で特定することができる。しかしながら現在ボクセルがスレッシュホールド値に近くないときはグローバルなスレッシュホールドを用いてボクセルを分類する。

適応性スレッシュホールドのためのさらに別の技術は、スレッシュホールド値を、領域成長法の出発シードからの距離の関数として変換する。ユーザはシードに近いボクセルがある範囲内にあることを特定することができるが、シードから遠く離れたボクセルは異なる領域内にあるものとされる。中間的なポジションのためのスレッシュホールド値は領域間に中間値を挿入する（interpolating）ことによって見出すことができる。この技術のために任意数の距離およびスレッシュホールド領域を特定することができる。

図1に戻って、関心領域のセグメント化が終了した後ステップ37で関心領域の等値面を創出する。等値面はマーチングキューブアルゴリズムの変形（variant）を用いて作り出すことができる。次いでステップ38でこの等値面を用いてワイヤフレームモデルを作る。ワイヤフレームモデルは関心領域の表面に対応する多角形メッシュよりなる。

ステップ38でワイヤフレームモデルが作られた後ステップ39で連結行列（connectivity matrices）を決定する。連結行列は、ワイヤフレームモデルの頂点と多角形との間の連続性についての情報を与えるデータ構造である。連結行列は、ワイヤフレームモデルに関連する多角形と頂点のリストをトラバースし、該リスト中の各頂点および多角形に関連する直近の頂点と三角形のセットを作成することによって決定される。たとえば多角形連結行列に対する頂点は、ワイヤフレームモデルにおける各頂点について、該頂点を含む全ての多角形のリストを含む。同様に、多角形マトリクスに対する多角形は、該ワイヤフレームモデルにおける各多角形について、全ての隣接する多角形をリストする。

これらの連結行列を用いて、次いでワイヤフレームモデルの多角形リストを順序づけし直す。マーチングキューブバリエーションを用いて作成された多角形は通常、三次元ボリュームをトラバースするとき多角形リストに加えられる。したがって、第1画像と第2画像の間の全ての多角形が最初に作成され、次いで第2画像と第3画像間の多角形、というように順次作成される。この多角形順序づけは、ローカルな連続性レベルにおけるジオメトリの分析または操作に対して直感的でも観念的でもない。したがって、頂点を個体群にグループ分けし且つ個体群を分析するためには、多角形を、ワイヤフレームモデルの内腔を通過して「旅する」ときにそれらが遭遇するシーケンスに順序づけし直すことが有利である。加えてこの再順序づけ作業は三次元表現を促進する、何故ならば視界の外側にある隠れたオブジェクトを容易に認識し除去することができ、領域成長法を用いてボクセルがオブジェクトの内側にあるか外側にあるかを分類するためのポイントに関連する多角形の個数を減少させることができるからである。

順序づけし直された連結行列はまた、オブジェクトまたは関心領域の任意切断面における断面積を迅速に計算するための手段となる。これは、ワイヤフレームモデルとユーザが指定する平面との交点を定めることによって行われる。ユーザが指定する3つのオブジェクトとの交点によって平面が規定される。平面とワイヤフレームモデルとの交点は概して歪められたリング形状をなす点集合によって輪郭づけられる。これらN個の点を結ぶことによりN個の辺を持つ多角形が形成される。この多角形は、リングにおける第1の点をリング上の他の点と結ぶことによって(N-2)個の三角形に分割される。上記断面積は各三角形の断面積を合計することによって近似的に求めることができる。

図1のステップ40~45に示されるように、ワイヤフレームモデルの頂点を分析して異常壁組織を有する個体群にグループ分けする。ステップ40でワイヤフレームモデル内の各頂点について法線ベクトルを計算する。各法線ベクトルの方向は該頂点における共通平面と接する平面に垂直であり、主としてオブジェクトまたは人体臓器の内腔から遠ざかる方向を

10

20

30

40

50

示している。各頂点における法線ベクトルは該頂点に連結されている各多角形に関連する法線ベクトルの平均値として計算される。多角形に関連する法線ベクトルはベクトルクロスプロダクト (vector cross product) を用いて計算される。あるいは、各頂点における法線ベクトルは、特定の頂点から所定距離内にあるワイヤフレームモデルの多角形に関連する法線ベクトルの荷重平均値として計算することもできる。頂点における法線ベクトルを計算する第3の方法は、ベクトル成分 (たとえば  $x, y, z$ ) を用いるもので、頂点を取り囲むローカルボリュームの三次元グラディエントを計算することによる。

ステップ41で各頂点における組織ないし組織の壁厚を計算する。ある頂点における壁厚は、選択されたオブジェクトの内面からその外面または内外面の中間的な位置間での距離を測定することによって求めることができる。結腸や気道等の人体部分では、選択された組織の壁は柔軟な組織と空気よりなる内腔とで構成されている。したがってこの場合の内面は空気と柔軟組織との界面である。さらに、結腸や気道は多くの場合脂肪組織や空気あるいは他の柔軟でない組織 (すなわちコントラスト強調された血管、骨または石灰化) によって囲まれている。したがってこの場合の外面は柔軟組織と空気、骨、脂肪分あるいはその他の組織との界面である。空気 (約  $-1024 \sim -425\text{HU}$ )、脂肪 (約  $-200 \sim -20\text{HU}$ ) あるいはコントラスト強調血管や骨 (概して  $> 100\text{HU}$ ) 等のその他の柔軟でない組織のX線減衰ファクタはいずれも気道や結腸壁の柔軟組織成分のそれ (約  $20 \sim 100\text{HU}$ ) とは異なっている。したがってワイヤフレームモデル上の頂点における壁厚を、選択された臓器のボリュームデータから計算することができる。ボリュームデータは後述するように各法線ベクトルに沿って所定間隔毎に測定される。

概して、各頂点  $v$  およびそれに対応する法線ベクトル  $N$  について、法線に沿った各点  $p_i$  についてのX線減衰ファクタ  $A(p_i)$  を求めることができ、ここで  $1 < i < \text{最大深さ}$  のときに  $p_i = v + iN$  であり、最大深さはユーザが指定できる最大サーチ深さであって一般に15にセットされる。壁厚値  $T$  は当初は零にセットされるが、 $-425\text{HU} \sim +100\text{HU}$  の範囲のX線減衰値を持ちある種の特徴を満たす点  $p_i$  ごとに一つずつ増加してゆく。

より詳しく説明すると、各頂点における壁厚は図3に示すようにして測定することができる。ステップ56でワイヤフレームモデルの一つの頂点  $v$  が選択される。該頂点における壁厚  $T$  がステップ57で当初値である零にセットされ、ステップ58でカウンタ  $i$  が1にセットされる。

ステップ59で法線に沿った  $i$  番目の点についてX線減衰ファクタ  $A(p_i)$  のようなボクセル値を求める。ステップ60で  $i = 5$  であるか否かを見る。  $i = 5$  でない場合には  $A(p_i)$  が  $-425\text{HU}$  と  $+100\text{HU}$  の間であるか否かを見て  $A(p_i)$  がこの範囲にあるときにはステップ61で壁厚  $T$  を一つ増やしてステップ65に移る。

ステップ65で  $1 < j \leq (i-1)$  を満たすある値について  $A(p_i) < -100\text{HU}$  であるか否かを見る。この関係を満足する場合は柔軟組織と脂肪または空気との界面に達したと考えられる。したがって壁厚  $T$  を増やすことなくステップ71に移行する。

ステップ71でまだその壁厚が測定されていない頂点があるか否かを見る。まだその壁厚が測定されていない頂点があるときは、この頂点をステップ56で選択する。そうでない場合は全ての頂点における壁厚が既に測定されていることを意味しているので、ステップ72で処理を終了する。

ステップ65に戻ってステップ65の関係が満たされない場合はステップ66で  $A(p_i) > 100\text{HU}$  であるか否かを見る。  $A(p_i)$  が  $100\text{HU}$  よりも大きいときは、柔軟組織と骨との間の界面または他の高密度成分との間の界面に到達していると考えられる。したがって壁厚  $T$  を増やすことなくステップ71に移行する。

ステップ66において  $A(p_i)$  が  $100\text{HU}$  よりも大きくないと判断されたときはステップ68に移行してカウンタ  $i$  を一つ増やす。ステップ70でカウンタ  $i$  が所定最大深さを越えているか否かを見る。  $i > \text{最大深さ}$  であればステップ71に移行する。しかしながら  $i \leq \text{最大深さ}$  であればステップ59で  $A(p_i)$  を測定する。

ステップ60に戻り、  $i = 5$  のときは、ステップ62で最初の5つの点についての減衰ファクタ  $A(p_1) \sim A(p_5)$  を評価してこれら減衰ファクタの全てが  $-110\text{HU}$  よりも小さいか否かを確

10

20

30

40

50

認する。これら減衰ファクタの全てが-110HU未満であるとき、該頂点における壁厚は正常であると考えられる。この状況は、結腸のハウストラ(haustra)に沿って、または期待膨張した腸の対向するセグメントが接触した場合に、しばしば生ずる。したがってステップ63で壁厚値Tを零にセットして、ステップ71に移行する。頂点vにT=0を与えることによりこの頂点は正常な腸壁に関連するものと考えられる。

ステップ62に戻って、最初の5つの点の減衰値A(pi)~A(p5)のいずれか一つでも-110HUを越えた場合は壁厚決定のためにステップ61に移行する。

結腸のような人体組織の壁厚は、結腸組織に沿ったある位置において結腸筋肉収縮が生じている場合のように、偶然にまたは人為的に増大することがあるため、異常厚み領域が検知された場合であっても真実の病変を示していないことがある。むしろ厚み増大領域は結腸が収縮し、あるいは固形臓器に接触した領域のような正常な組織要素を示している場合が多い。したがって異常厚みを持つものとされた各頂点をさらに分析して潜在的異常頂点のリストをより正確なものとするのが好ましい。局部形状的特徴をさらに用いて頂点を異常として特徴づけ関連づけることができる。

たとえばステップ42で各表面頂点における局部的凸面度(local convexity value)を求めることができる。局部的凸面度は全ての頂点について求めても、あるいは異常壁厚と関連付けられた頂点についてのみ求めても良い。各頂点について所定サイズ(たとえば3)の連結された近隣内において該頂点に隣接する頂点を連結行列を用いて求める。各頂点vについての局部的凸面度は

$$C = \sum_{i=1}^n D(v_i)$$

として求められ、ここでD(vi)はi番目の隣接頂点から頂点vおよび該頂点vの法線ベクトルを通る平面までの距離であり、nは隣接頂点の数である。あらかじめ規定された最大値(たとえば>2)よりも大きな凸面度と関連付けられた頂点を異常と考えることができる。

さらに図1のステップ43で、ある個体群内の各頂点における局部的曲率を求める。曲率はある頂点におけるオブジェクト表面についての別の経常的特徴を示す。広い曲率と関連付けられた頂点は比較的フラットな領域を示す。したがって短距離の間に顕著な厚さ変化を持つ領域のみを特定することをユーザが希望する場合は、小さな曲率を持つ頂点を異常と判定することができる。

個体群内の各頂点における局部的曲率は、ユーザが決定した数Nの隣接頂点レベルの各々と該頂点の法線に垂直な平面との間のスカラー距離を合計することによって求めることができる。次いでこの結果を、隣接頂点のN番目のレベルによって輪郭づけられた表面積によって標準化する。曲率の方向は無視されるため小さな曲率領域も検出することができる。

ステップ44で異常性を示す頂点を選択される。選択された判断基準に合致した頂点を異常頂点とみなす。たとえば厚さ、凸面度、曲率の判断基準のいずれかにおいて異常と判定され、あるいはこれらの任意の組合せにおいて異常のあるものを異常頂点とみなすことができる。一例として壁厚値と局部的凸面度と局部的曲率値とを独立してあるいは互いに関連付けて用いることにより頂点を異常と判定することができる。個々のパラメータを論理積を用いて組み合わせても良い。

ステップ45で、異常組織と関連付けられたワイヤフレームモデル(すなわち異常壁厚および/または異常形状(すなわち異常局部的凸面度および/または異常局部的曲率)の組合せを有するもの)上の頂点を個体群にグループ分けする。順序づけし直された連結行列を用いて、異常パラメータと関連付けられた頂点を他の異常パラメータと関連付けられた頂点に直結されるか否かを判定する。したがって形成された固定群の各々が潜在的異常病変を表している。各個体群をさらにその大きさ、面積その他の統計的数量によって分析し特徴づける。

概して言えば個体群の大きさは該個体群を構成する頂点の数によって示される。ステップ46で所定最小値に満たない大きさの個体群を異常判定から除外する。個体群が十分に小さ

10

20

30

40

50

いときは該個体群が真実の病変を示していない恐れがある。むしろそのような個体群は組織や画像セグメント化処理における一時的軽症を示していることが多い。したがって所定最小値に満たない大きさの個体群を排除することにより不正確な異常判定を生じさせる可能性を軽減する。

さらにステップ47で各個体群を形状分析して不正確な異常判定を生じさせる可能性をさらに軽減する。たとえば結腸組織に沿ったある位置において結腸の筋肉収縮が生じている場合のように、人体の臓器組織は偶発的または人為的に異常と見間違われることがあるため、異常個体群の多くは真実の病変を示していないことがある。むしろそのような個体群は結腸が収縮したり固体臓器に接触した領域のように正常な組織要素を示していることが多い。したがって異常組織を有するとみなされた個体群をさらに分析して潜在的病変リストをより正確にし、検出された個体群が真実の病変を表している可能性を向上させることが有利である。

たとえば図2に詳しく示されているように、個体群の形状を分析し、特徴づけてそれが異常であるか否かを判定する。ステップ120で各個体群の重心を求める。重心は個体群内の各頂点の位置の重みづけ合計として計算することができる。個々の頂点はそれに関連する壁厚値または他のパラメータによって重み付けされる。個体群について重心が求められれば、該個体群の高さと法線ベクトルを求めることができる。

ステップ121で各個体群について法線ベクトルを求める。法線ベクトルは、個体群内の各頂点における法線ベクトルの合計として計算することができ、個々の頂点の法線ベクトルはそれらの壁厚値または他のパラメータによって重みづけされ得る。

ステップ122で各固定群についての凸面度Cを求める。凸面度は個体群の表面形状の方向と大きさの尺度である。図5に示すように個体群の凸面度は、個体群における頂点95から重心98を通る個体群法線ベクトル97に垂直な平面96までの距離94の合計として、次式により求められる。

$$C = \sum_{i=1}^n D(v_i)$$

ここでD(v<sub>i</sub>)は個体群の中のi番目の頂点から平面96までの距離であり、nは重心に対して所定空間内にある頂点95の数である。各頂点における法線は主としてオブジェクトの中心すなわちオブジェクトの内腔から遠ざかる方向に向いているため、オブジェクトの内腔に向けて突入する個体群は正の凸面度を有し、内腔から離れる方向に突出する個体群は負の凸面度を有する。組織が結腸である場合は、異常結腸集団は結腸腔内に突入する傾向を持ちしたがって正の凸面度を有すると考えられるから、負の凸面度を有する個体群は異常とみなされるものから除外する。

さらに、凸面度が大きくなるにつれて個体群の表面傾斜も大きくなる。組織が結腸である場合は、癌性結腸集団は概して結腸腔内に急勾配で突入する腫瘍として特徴づけられるから、最小値よりも大きな正の凸面度を持つ個体群のみが潜在的病変であると判定され得る。

ステップ123で各固定群の高さHを求める。高さは、個体群の法線97に垂直で且つ重心98を通る平面96から最も遠い頂点の距離と該平面に最も近い頂点の距離との差として次式により求められる。

$$H = \text{MAX } D(v_i) - \text{MIN } D(v_i)$$

この高さは個体群が本当に病変であると十分な理由をもって判定することができるか否かの指針を与える。高さの高い個体群は異常集団を表している可能性が大きい。

個体群を潜在的病変リストに加えあるいは排除するために他の形状的特徴を用いても良い。たとえば個体群が短軸寸法の所定倍(たとえば10倍)以上の長軸寸法をもち、短軸寸法がたとえば5mm幅未満であるときは、該個体群は正常とみなし得るものと考えられる。したがって個々に記述した形状的特徴は例示にすぎず、本発明の範囲を何ら限定するものではない。

再度図1を参照して、異常壁組織(すなわち異常な壁厚、凸面度あるいは他の形状的特徴)の個体群を特定した後、ステップ48で特定の判定基準を満たさない個体群を潜在的病変

10

20

30

40

50

として除外する。

ステップ49でなお潜在的病変を示すとみなされる個体群を分類し、電子リストに配置する。リストは大きさ、凸面度、曲率、高さ、平均壁厚、壁厚標準偏差、その他の統計的数量あるいはグループ凸面度Cとグループ高さ値Hの積のようなパラメータの組合せ等の特性に応じて分類することができる。リストにおける各個体群は、それが三次元ディスプレイ内に最も明瞭に描画されるような三次元カメラ位置とリンクさせることができる。ユーザはリストから個体群を選び、それを三次元表現に描画して異常領域を観察することができる。個体群を三次元カメラ位置とリンクさせる手段の一つは、個体群の法線に平行で且つ個体群の重心を中心とし、該重心から選ばれた距離に置かれた個体群の三次元カメラ写真をユーザに与えることによって行われる。一実施例によれば、ユーザには選択された個体群の二つの写真が与えられ、一つは外面写真であり、もう一つは組織の内腔から撮影された内面写真である。

10

ステップ50でワイヤフレームモデルの三次元表現を表示する。一実施例によれば、モニタ28に表示されたワイヤフレームモデルの三次元表現をナビゲートすることができる。検出された異常個体群がそれらを他の表現組織から区別するための強調色と共に表示されるので、異常個体群を人間の目による観察によっても迅速且つ容易に認識することができる。さらに色表現は壁厚、凸面度、曲率あるいはその他のパラメータにおける変化を示すことができる。たとえば表現組織の正常部分はピンク色調で表示され、潜在的異常個体群はブルー色調で表示される。より具体的には、異常頂点にはダークブルー（最小異常壁厚の頂点）から明るいブルー（最大異常壁厚の頂点）の範囲の色が与えられ、表現組織の正常部分に与えられるピンク色とは明確なコントラストで表示される。

20

表現組織を通じてナビゲートする代わりに三次元表現組織の断層(split open)写真を表示して、ユーザが位相マップのような組織内面を見ることができるようにも良い。断層表示は既述した順序づけし直された連結行列を中央線を用いてワイヤフレームモデルを幾つかの小さなセグメントに分割し、各セグメントを半分に分割してその内面を露出させることによって行うことができる。連結行列を用いることによって、ワイヤフレームモデルの中央線の全体曲率の如何に拘わらずにワイヤフレームの分割を行うことができる。この手法は、たとえば単一の無限切断面、球形切断面または円形切断面に見られるような従来から用いられている他の分割平面技術に内在する数学的制約を克服し、ワイヤフレームの多角形リストを横切る唯一の通路で任意数のセグメントを分割することを可能にする。分割は、まず最初に曲がった切断面を一連の有限交差面に近似させることによって行われる。これらの面はワイヤフレームモデルの中央通路を含み、すなわち該中央通路を通っている。中央通路の決定は、図8に示すように、まず結腸や内腔の内部に中間的に位置しているポイントを作り出すことによって行うことができる。次に、検出された中間ポイントを接続された中央通路とリンクづけ、解剖組織上の変位や画像セグメント化による人為物によって発生した小さなホールを通る付帯的通路を取り除くことによって結腸を映像化するに最も適切な通路を選択する。

30

中央通路アルゴリズムはオブジェクトの三次元骨格を用いてその内腔中央に沿って横たわる通路を見出す。まずユーザが通路のための出発地点と最終地点を選ぶ。これらは多平面画像ディスプレイとコンピュータマウスを用いて選ぶことができる。出発地点と最終地点を選択した後、アルゴリズムはオブジェクトの領域成長セグメント化データ(region-grown segmented data)の三次元位相薄肉化(three dimensional topological thinning)を行う。薄肉化は玉ねぎの皮を剥くことに似ており、オブジェクトの外層を除去して全体の位相(形状)を保存するものである。得られた組織は、地点を結んだときに概して二次元曲線と二次元表面とからなるオブジェクトの三次元骨格である。薄肉化位相は同値類を用いて改善することにより、全ての可能性有る近隣関係(neighboring relationship)をサーチすることなく、ボクセルの近傍に分類される。

40

この三次元位相薄肉化方法は3つの点において優れている。第一に、多くの従来法において用いられているように全ての可能性有る近隣関係をサーチすることに代えて同値類に基づいて行うものであるため、連続性の決定がより効率的である。

50

第二に、薄肉化方法は一つの背景点のみを調査すれば足りる。待ち行列 (queues) と呼ばれる特別のデータ組織を用いて薄肉化効率を高めることができる。この方法は、単一通路の間にオリジナルボリュームを通過した後に待ち行列の中に表面地点 (除去の候補となっている領域成長オブジェクトの外面上のボクセル) をストアすることによって、従来法よりも時間の短縮が可能である。薄肉化が進行する間、待ち行列上の表面地点が除去されるたびに新たに露出された表面地点が待ち行列に加えられる。待ち行列が空になったときに薄肉化工程が終了する。

第三に、三次元領域成長オブジェクトに対する距離変換が計算される。オブジェクト内の地点の距離変換はこの地点からオブジェクト内にある最も近いボリューム地点までの距離である。距離変換を用いてオブジェクトの内腔における最大内接球中心 (CMB) を見出す。CMBはオブジェクトの内腔にフィットし得る最大球と考えることができる。CMBの中心は薄肉化処理におけるアンカーポイントとして用いることができ、作り出された中央通路を元のオブジェクト (すなわち結腸) の向きに対して中間に位置して非求心的である (insensitive) ようにしている。

薄肉化処理において中間に位置する曲線や表面の分岐が数多く発生するが、ユーザが規定した出発地点と最終地点を用いて行き止まりの分岐を取り除く。結果として、指定された地点から出発し終端する曲線が得られるが、この曲線にはオブジェクトを通過して同一の場所に至る付随的通路を示すループが含まれている可相性がある。

通路選択フェーズは骨格点を結んでグラフにおいてエッジと呼ばれる線につなげることで骨格点をグラフ表示化する。複数の線が出合う点がグラフの頂点である。グラフが作成された後、線上の点に関連するCMBの径に基づいて不要エッジを取り除く。この作業は薄肉化位相中に適用される距離変換から取られる。

通路選択の次のステップは基本的にグラフ現象処理である。グリーディ (Greedy) サーチアルゴリズムがこの目的のために用いられ、これにより最大重みを持つ2つを除いて各頂点における全てのエッジが取り除かれる。各エッジの重みはエッジの地点の半径の関数である。一つの有効な重みづけ方法によればエッジ上の全ての点の最小CMBを見出す。あるいはユーザがマニュアル的に不正確なエッジを抽出しても良い。全ての不正確なエッジが取り除かれた後に残るエッジがオブジェクトの内腔に沿って延長する中央通路、たとえば結腸の中央通路を形成する。

あるいはセグメント化されたオブジェクトの内腔に内在する第1のシードポイント (seed point) を選択することによって中央通路を決定しても良い。このポイントを通りオブジェクト解剖体の最小面積を有する平面を決定し、該断面積の中心を求める。次いで、第1シードポイントを通る最小面積平面に対して直角方向に第1シードポイントから所定距離離れて位置する新たなシードポイントを選択する。新たなシードポイントを通る最小面積平面を求め、その中心を算出する。これを繰り返して中心を結ぶ中央通路を決定する。

図10aを参照して、中央線305を有する結腸300のセグメントが模式的に示されている。オブジェクトの分割に戻って、図10bに示すように中央通路に沿ってポイント310, 312, 314を可変的に副標準化することにより、線分320で接続された連続点シーケンスを決定する。

一つのポイントで連結された一対の線分について、該ポイントを含んで線分 (中央通路の一部) に直交するスライス面325を算出する。図10cに示すようにこれら線分の各々について二等分平面330を求める。第1の二等分平面330は、線分320と、該線分に直交する所定軸からオフセットしている角度によって任意に指定されたポイント340とを含むように定められる。図10dに示すようにオフセット角度を変化することによって二等分平面330は (時計の針のように) 線分の回りを回転する。第2の二等分平面332は、第2の線分と、第1の二等分平面と第1のスライス面との交線を含むように定められる。この第2の二等分平面は第1の二等分平面の向きに従属する唯一のものである。したがって最初の二等分平面を回転させると第2の二等分平面も回転する。同様にして、第2の二等分平面323は第3の線分と、第2の二等分平面と第2のスライス面との交線を含むように定められ、以降も同様である。得られた二等分平面の連続体は中央通路に追従する湾曲切断面に近似したものであり、得られたスライス面は順序づけし直された連結行列と共に二等分平面に沿っ

10

20

30

40

50

て分割するのに用いられる。

次いで図10eに示すようにして、最初のシード多角形350を選択しマーキングすることによってワイヤフレームモデルの分割を行う。順序づけし直された連結行列を用いて、シードに隣接する多角形を第1スライス面325に対してチェックし、これらをシード多角形と同じ側にマーキングする。新たにチェックされマークされた多角形の各々が新たなシードとなり、元のシード多角形に連続して接続された全ての多角形をマークするまで、同様にして未チェック・未マークの多角形の各々を第1スライス面に対してチェックする。図10fに示すように、これらマーク済み多角形の各々を次いで第1二等分平面330に対してチェックし、平面330に沿って分割して図10gに示すように結腸半体360,361を得る。最後にマークされた多角形に隣接する未マーク多角形はこの処理の次の反復のためのシードとして用いられ、このようにして全ての多角形がマーク・チェックされるまで処理を繰り返す。図10hに示すように、分割および二等分により得られたセグメント360と361、370と371、380と381、390と391は個々にあるいはグループごとにディスプレイすることができ、また内外面を容易に認識できるように強調色をつけることができる。

別の実施例では、選択された異常個体群の重心に中心を置いたボリューム表現ディスプレイがユーザに与えられる。たとえば個体群の重心に中心を置いたユーザ指定サイズのサブボリュームのボリューム表現画面が視覚的診断のためにディスプレイされる。ボリューム表現とは、抽出された表面描写のみに頼るのではなくボリュームデータの全てを用いて三次元画像を創造する映像化技術である。伝統的に、ボリューム表現は、データボリュームを通じてユーザの視点から光線群を放射することによって達成される。得られた三次元座標における各ポイント（すなわちピクセル）における色は各光線に沿った全てのボクセルの重みづけ合計を計算することによって決定される。この重みづけ要素は分類（classification）と呼ばれる処理中に計算されるトランスファ関数（transfer function）によって決定される。ボリューム表現中にトランスファ関数を変更することにより表現データについての異なった特性を明らかにすることができ、したがって、インタラクティブにデータを再分類し再表現することがしばしば望まれる。しかしながら、医学的な画像処理に主として用いられるような大きなデータボリュームの場合には画像表現速度が遅くなる。したがってテクスチャマッピング（texture mapping）を用いて画像表現の実効速度を大幅に上げることが有利である。テクスチャマッピングにおいてボリュームデータは、特別なコンピュータハードウェアを用いて一連の多角形上に迅速に補間され、投影され、描画される一連の二次元テクスチャーであると考えられる。

テクスチャマッピングによるボリューム表現方法は、シリコングラフィックス（Silicon Graphics）のコンピュータワークステーション上で作動する高速テクスチャメモリとブレンド装置とを用い、コンピュータの使用状況においてより高価であるレイキャストアルゴリズム（ray-casting algorithm）による結果に近似した結果を生み出す。まずボリュームデータをテクスチャメモリに入れる。次いでテクスチャーをボリュームのスライスに対応する一連の平行二次元矩形上に半透過写像する。次いでこのテクスチャー写像された矩形を描写しブレンドしてユーザがボリュームを透視できるようにする。得られた二次元オブジェクトの色や透明度は色と透明度のトランスファ関数によってコントロールされる。次いでテクスチャーに蔵された矩形を適正順序で積み重ね該積み重ね方向に見ることにより全体ボリュームを観察することができる。積み重ね（スタック）の一端からスタックを観察することはボリュームを正しくディスプレイすることにはならないため、元のスタックに直交するように新たなスタックを作り出す。この新たなスタックを用いてエッジに沿ってボリュームをディスプレイする。これ以外に他の観察角度がある場合は同様にしてさらに追加的なスタックが必要となるであろう。スタックの創設は動的処理であり、各スタックは必要とされる基礎の上に創設され得る。テクスチャマッピングには標準的な二次元テクスチャメモリまたはより高速な三次元テクスチャメモリを用いることができる。

ユーザが種々の表現技術による結果を別々のディスプレイウインドーを用いて観察することを望む場合は、ユーザはディスプレイウインドー200をコピーして2またはそれ以上の

10

20

30

40

50

ディスプレイウィンドーに同一のデータを共有させることができる。しかしながら各ディスプレイウィンドーは異なる技術（すなわち多平面ディスプレイ、表面表現、ボリューム表現）を用いて画像表現する。したがってユーザはこれら3つの表現技術の全てを持つ単一のウィンドーを開き、このウィンドーを3回コピーして各表現技術を個別に観察することができる。接続されたウィンドーのいずれかにおいて行われるデータ変更はコピーされた全てのウィンドーにも適用される。カメラ方位を個別ウィンドー間で同調して互いに画像を固定する。位置追跡技術はあるビューアーのカメラ位置を他のビューアーに示すことを可能にするため、ユーザは、外観図のディスプレイウィンドーに示された組織の内部を動く三次元カメラの移動経路を、頭上位置からの三次元カメラによる他のコピーディスプレイウィンドーを用いて辿ることができる。

10

組織の三次元表現をディスプレイするために好適に用いられるコンピュータコンソールディスプレイ100の一例が図7に示されている。このディスプレイ100は組織のボリューム表現画像を表示する第1ウィンドー101と組織の表面表現画像を表示する第2ウィンドー102を有している。あるいは第2ウィンドー102は既述したようにボリューム表現ディスプレイ内に埋め込まれた組織の表面表現画像を表示するものであっても良い。これらに加えて、ユーザ指定ポイントまたは選ばれた個体群の重心位置において組織を切断して得られた軸状、冠状、矢状または斜状の二次元画像を表示するために3つの多平面ウィンドー103, 104, 105が第3のウィンドーに設けられている。

あるいはまた、図9に示すように単一のウィンドーディスプレイ200を用いて組織の三次元画像を表示することもできる。この単一のウィンドーディスプレイ200は、多平面画像203, 204, 205と表面表現画像209内のポイントを中心とするボリューム表現画像207との組合せを表示するための単一の三次元ディスプレイウィンドーとして構成されている。このディスプレイは種々の表現技術（すなわち表面表現、ボリューム表現および交差二次元表面）の相互関係の映像化および理解に役立つ全てのデータを全体論的に描写するものである。種々の表現技術が併存し得る、何故ならばそれらは全て同一のスキヤナによって供給される同一の患者座標系に基づいており、それら全て共通の三次元グラフィックス技術（テクスチャーメモリ）と共通のグラフィックスライブラリを用いて表現されているからである。交差平面は、ボリューム表現において用いられる半透明テクスチャーとは異なり、テクスチャーマッピングを用いて二次元矩形上に写像され適正な方位に描写された不透明なテクスチャーとみなすことができる。ユーザは任意の交差平面と平行にスライス内をインタラクティブにスクロールして任意の平面組合せ（たとえば軸状および/または矢状および/または冠状）を観察することができる。あるいはユーザは斜めに切断したスライスを作成して観察することもできる。平面は表面データと共に表示することができ、表面表現ワイヤフレームモデルと二次元スライスとの交線および方位を観察することによって、ワイヤフレームモデルとボリュームとの間の真の関係を示す。平面は他の任意の種類表面（すなわちフラットな二次元矩形）として表現されるので、これらを一緒に観察することができる。

20

30

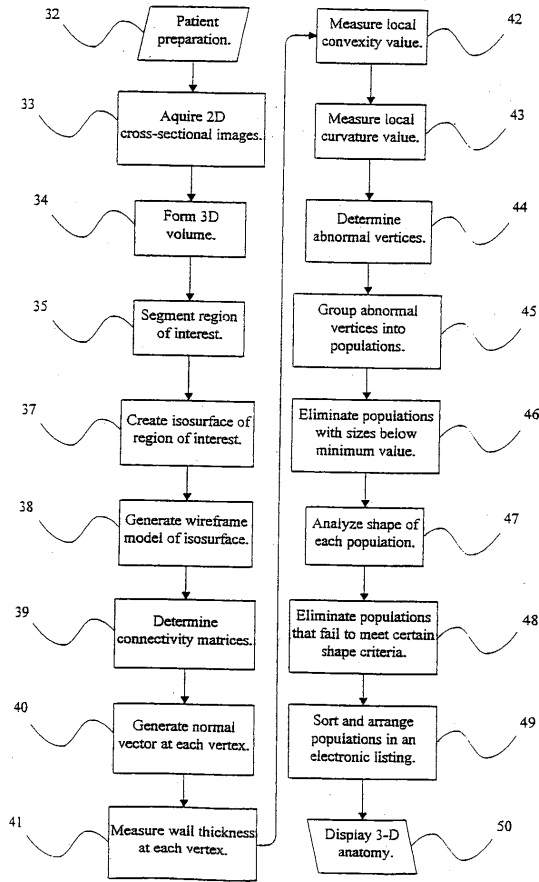
当業者には、本発明の広い発明概念から逸脱しない限りにおいて上述の実施例に変更または改変を加え得ることが認識されるであろう。したがって本発明は既述した特定の実施例に限定されず、請求項に記載された本発明の範囲内における全ての変更と改変を含むものであることを理解しなければならない。

40



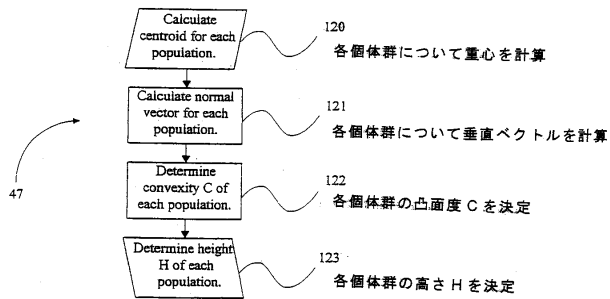
【 図 1 - 1 】

Fig. 1 - /



【 図 2 】

Fig. 2



【 図 1 - 2 】

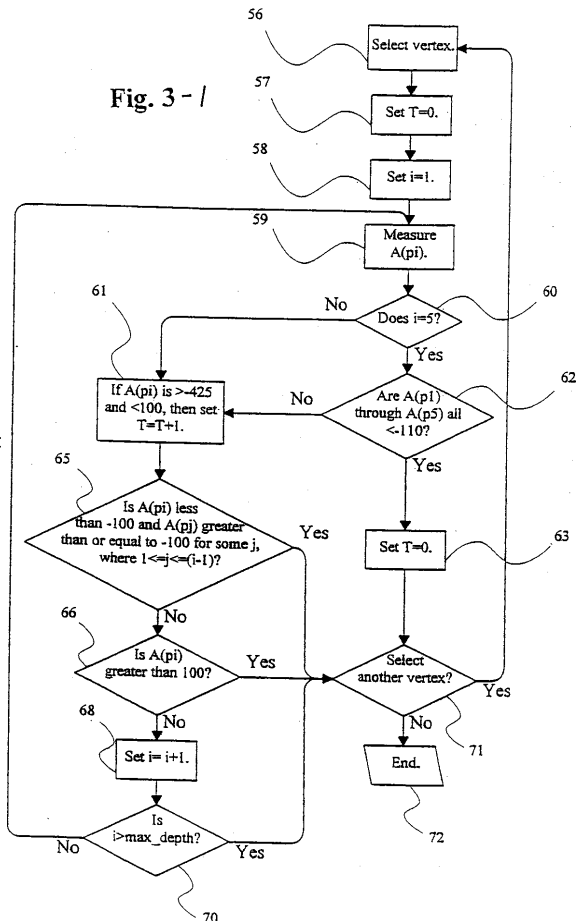
中対訳表

FIG 1-2

- 32 患者を準備
- 33 2D 断面画像を獲得
- 34 3D ボリュームを形成
- 35 関心領域をセグメント化
- 37 関心領域の等表面を形成
- 38 等表面のワイヤフレームモデルを作成
- 39 連結行列を決定
- 40 各頂点における垂直ベクトルを作成
- 41 各頂点における壁厚を測定
- 42 局部的凸面度を測定
- 43 局部的曲率値を測定
- 44 異常頂点を決定
- 45 異常頂点を個体群にグループ分け
- 46 最小値未満の大きさの個体群を除去
- 47 各個体群の形状を分析
- 48 特定の形状規準に合致しない個体群を除去
- 49 個体群を電子リストにソート配置
- 50 3D 解剖組織を表示

【 図 3 - 1 】

Fig. 3 - /



【図3-2】

中対訳表

FIG 3-2

- 56 頂点を選択
- 57 T=0にセット
- 58 i=1にセット
- 59 A(pi)を測定
- 60 i=5か？
- 61 A(pi)が > -425 且つ < 100 であれば T=T+1にセット
- 62 A(p1) ~ A(p5)が全て < -110か？
- 63 T=0にセット
- 65 A(pi)が -100未満であり且つ 1 < j ≤ (i-1)を満たすあるjについて A(pj)が -100以上であるか？
- 66 A(pi)が 100よりも大きいか？
- 68 i=i+1にセット
- 70 i > 最大深さであるか？
- 71 他の頂点を選択するか？
- 72 終了

【図4】

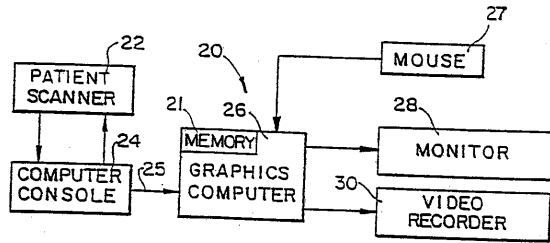


FIG. 4

中対訳表

- 21 メモリ
- 22 患者スキャナ
- 24 コンピュータコンソール
- 26 グラフィックスコンピュータ
- 27 マウス
- 28 モニタ
- 30 ビデオレコーダ

【図5】

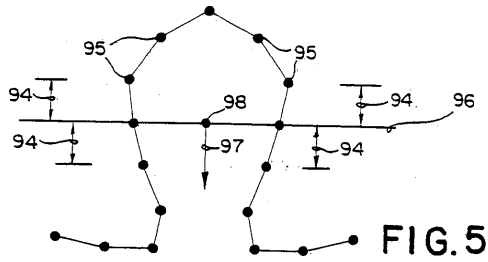


FIG. 5

【図7】

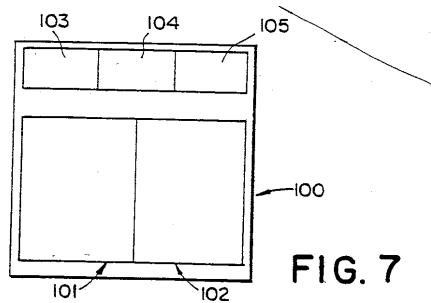


FIG. 7

【図9】

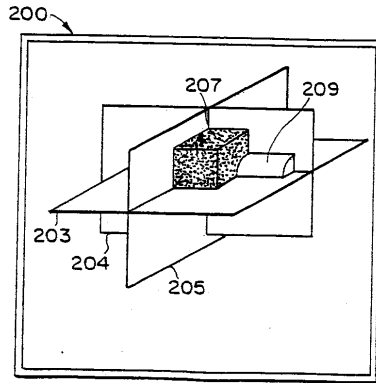
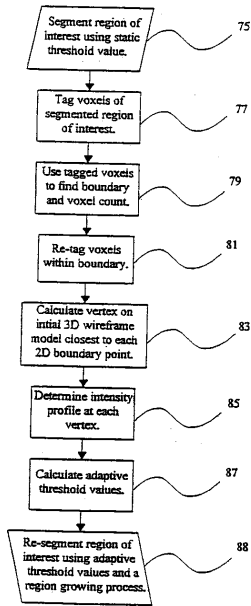


FIG. 9

【 図 6 - 1 】  
Fig. 6 - /



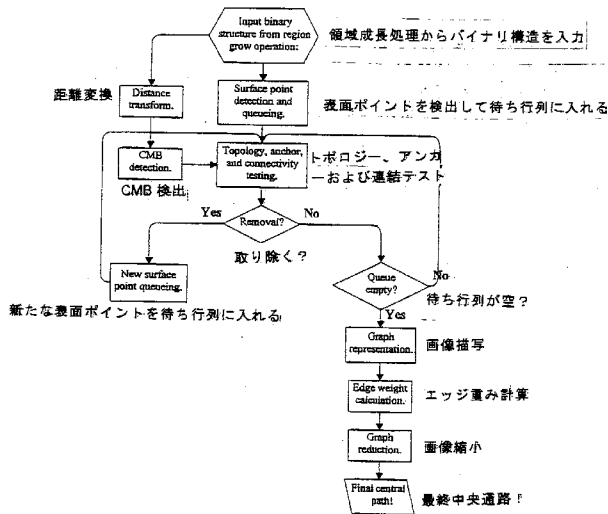
【 図 6 - 2 】  
中対訳表

FIG 6-2

- 75 静的スレッシュホールド値を用いて関心領域をセグメント化
- 77 セグメント化された関心領域のボクセルを標識化
- 79 標識化されたボクセルを用いて境界とボクセル値を見出す
- 81 境界内でボクセルを再標識化
- 83 各 2D 境界点に最も近い当初 3D ワイヤフレームモデル上の頂点を算出
- 85 各頂点における強度プロフィールを決定
- 87 適応するスレッシュホールド値を計算
- 88 適応するスレッシュホールド値と領域成長法を用いて関心領域を再セグメント化

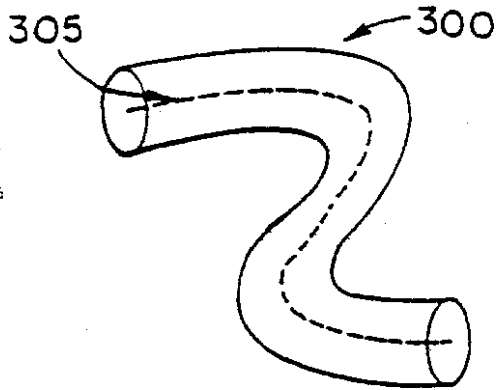
【 図 8 】

Fig. 8



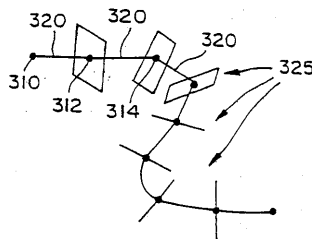
【 図 10 a 】

FIG. 10a



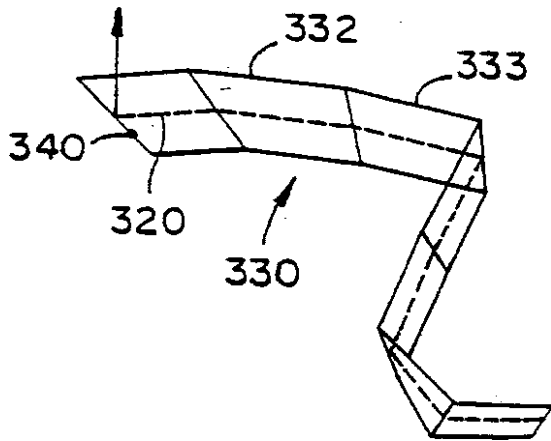
【 図 10 b 】

FIG. 10b



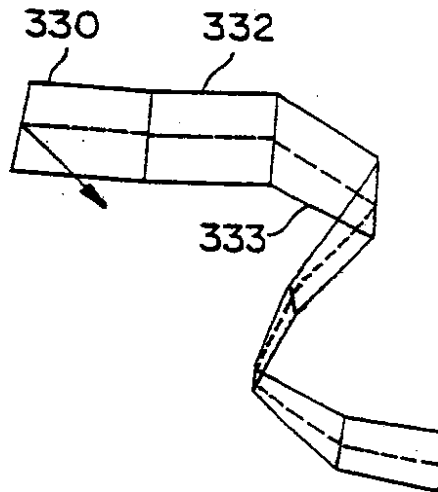
【図10c】

FIG. 10c



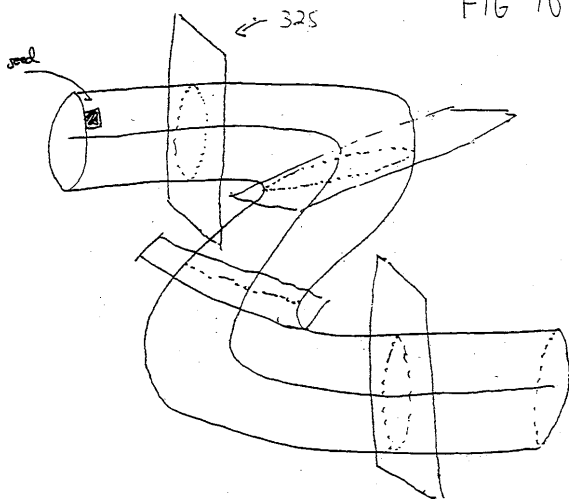
【図10d】

FIG. 10d



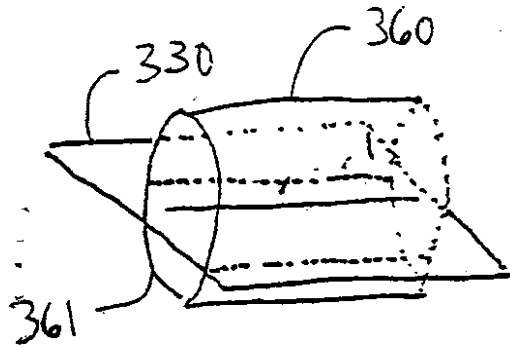
【図10e】


FIG 10e



【図10f】

FIG 10f



【 10g】

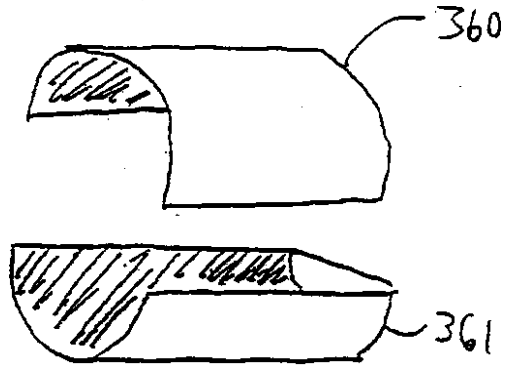



FIG 10g

【 10h】

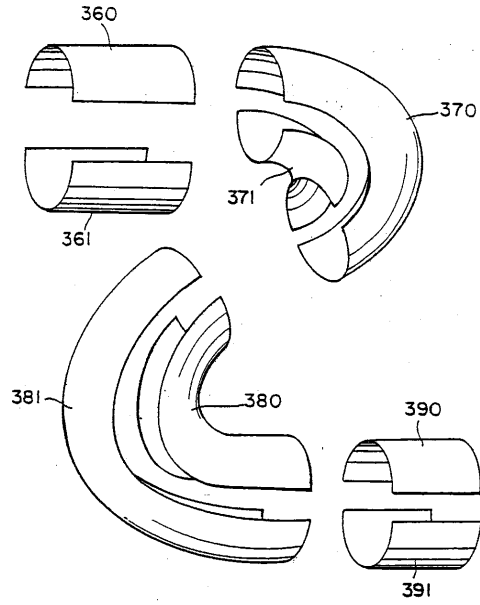


FIG. 10h

## フロントページの続き

- (72)発明者 ハント ゴードン ダブリュ  
アメリカ合衆国 ノースカロライナ州 27104 ウィンストンセーラム シェイディローン  
コート 608
- (72)発明者 アーン デイヴィッド ケイ  
アメリカ合衆国 ノースカロライナ州 27410 グリーンズボロ テニソンドライブ 20  
05
- (72)発明者 ステルツ デイヴィッド アール  
アメリカ合衆国 ジョージア州 30173 シルバークリーク シフレットロード 762
- (72)発明者 ジェ ヤオロン  
アメリカ合衆国 ノースカロライナ州 27104 ウィンストンセーラム ロックモントドラ  
イブ 305
- (72)発明者 ヘムラー ポール エフ  
アメリカ合衆国 ノースカロライナ州 27104 ウィンストンセーラム クレバートンコー  
ト 1124
- (72)発明者 サリド ティファニー ダブリュ  
アメリカ合衆国 ノースカロライナ州 27103 ウィンストンセーラム サザンサンセット  
ドライブ 321

審査官 田中 幸雄

- (56)参考文献 国際公開第96/013207(WO, A1)  
特表2001-502197(JP, A)  
特開平10-031761(JP, A)  
特開平08-252217(JP, A)  
牧登, 医療, 地図分野を中心に伸びる画像処理, 日経CG, 日本, 日経BP社, 1990年 1  
月, 第40号, 62-63頁  
Adam L. Penenberg, From Stony Brook, a New Way to Examine Colons, Externally, The New  
York Times, 米国, 1996年 8月14日

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G06T 17/40  
A61B 1/04  
G06T 1/00