

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4435430号
(P4435430)

(45) 発行日 平成22年3月17日 (2010.3.17)

(24) 登録日 平成22年1月8日 (2010.1.8)

(51) Int.Cl.		F I	
G06T 17/40	(2006.01)	G06T 17/40	D
A61B 5/055	(2006.01)	A61B 5/05	380
A61B 6/03	(2006.01)	A61B 6/03	360G
G06T 1/00	(2006.01)	G06T 1/00	290B
G06T 15/00	(2006.01)	G06T 15/00	100A

請求項の数 24 (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2000-605971 (P2000-605971)
 (86) (22) 出願日 平成12年3月17日 (2000.3.17)
 (65) 公表番号 特表2002-539568 (P2002-539568A)
 (43) 公表日 平成14年11月19日 (2002.11.19)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2000/007352
 (87) 国際公開番号 W02000/055814
 (87) 国際公開日 平成12年9月21日 (2000.9.21)
 審査請求日 平成19年2月5日 (2007.2.5)
 (31) 優先権主張番号 60/125,041
 (32) 優先日 平成11年3月18日 (1999.3.18)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 09/343,012
 (32) 優先日 平成11年6月29日 (1999.6.29)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 500149094
 ザ リサーチ ファウンデーション オブ
 ステイト ユニヴァーシティ オブ ニ
 ューヨーク
 アメリカ合衆国 ニューヨーク州 122
 02-0009 オールバニ ザ リサー
 チ ファウンデーション オブ ステイト
 ユニヴァーシティ オブ ニューヨーク
 アット ストローニー ブルーク オフィ
 ス オブ テクノロジー ライセンシング
 (74) 代理人 100147485
 弁理士 杉村 憲司
 (74) 代理人 100134005
 弁理士 澤田 達也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 3次元仮想細分化および検査を実施するシステムおよび方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

イメージデータから作られた仮想物体を電子的に洗浄する方法であって、該方法が、
 処理装置により、イメージデータを、仮想物体を形成する複数のボリュームエレメント
 であって各々が輝度を有するボリュームエレメントに変換し、

前記処理装置により、輝度値にしたがって該ボリュームエレメントを複数の群に分類し
 、および

前記処理装置により、該仮想物体から少なくとも一つのボリュームエレメント群を取り
 除く、ことを含み、

前記分類操作が、複数のイメージデータのボリュームエレメントを複数の隣接するボリ
 ュームエレメントに関して評価して、ボリュームエレメントの近隣類似値を求めることを
 さらに含み、混合確率関数を前記群に適用して、2以上の物質型を含むことから輝度値が
 生じたボクセルを分類することにより前記群をさらに分類する、方法。

【請求項2】

前記群を前記ボリュームエレメントの類似値にしたがって分類する、請求項1記載の仮
 想物体を電子的に洗浄する方法。

【請求項3】

前記分類操作が、
 関心物質のイメージデータを含む群の少なくとも一つに対して特徴ベクトル分析を行い
 、および

高レベル特徴抽出を行って、実質的に関心物質の指標となっていないボリュームエレメントを仮想物体から取り除く、ことをさらに含む、請求項 1 記載の仮想物体を電子的に洗浄する方法。

【請求項 4】

前記イメージデータが大腸の少なくとも一部を含む人体の領域を表現し、かつ前記関心物質が大腸組織である、請求項 3 記載の仮想物体を電子的に洗浄する方法。

【請求項 5】

前記イメージデータが大腸の少なくとも一部を含む人体の領域を表現する、請求項 1 記載の仮想物体を電子的に洗浄する方法。

【請求項 6】

前記除去操作が、大腸液、大腸内の残留糞便、骨および大腸以外の組織の少なくとも 1 つを表現するボリュームエレメントを取り除く、請求項 5 記載の仮想物体を電子的に洗浄する方法。

【請求項 7】

仮想大腸内視鏡検査用イメージデータを前処理する方法であって、該方法が、
イメージ化スキャナにより、大腸の少なくとも一部を含むイメージデータ集合を取得し、

処理装置により、該イメージデータ集合を複数のボリュームエレメントであって、各々が輝度値を有するボリュームエレメントに変換し、

前記処理装置により、輝度値にしたがって該ボリュームエレメントを複数の群であって、各々が大腸に近接する少なくとも 1 つの物質を表現する群に分類し、

前記処理装置により、ボリュームエレメントの少なくとも 1 つの群をイメージデータ集合から除去し、および

処置を行う前に、大腸内に残留する液体および糞便のボリュームエレメントの輝度値を強調する、ことを含む方法。

【請求項 8】

前記強調操作が、大腸内の糞便および液体のイメージ輝度を強調するための物質を患者が摂取する工程を含む、請求項 7 に記載の仮想大腸内視鏡検査を実施する方法。

【請求項 9】

前記摂取工程が、硫酸バリウム、ジアトリゾ酸メグルミンおよびジアズトリゾ酸ナトリウム溶液の少なくとも 1 つの摂取を含む、請求項 8 記載の仮想大腸内視鏡検査を実施する方法。

【請求項 10】

前記大腸に近接する少なくとも 1 つの物質が大腸壁と、骨、液体、糞便および非大腸物質の少なくとも 1 つとを含む、請求項 7 記載の仮想大腸内視鏡検査を実施する方法。

【請求項 11】

複数の群の少なくとも 1 つが液体および糞便を表現する輝度強調ボリュームエレメントを含み、かつ除去操作中にこの群を取り除く、請求項 10 記載の仮想大腸内視鏡検査を実施する方法。

【請求項 12】

複数の群の少なくとも 1 つが大腸壁と他の大腸壁様物質とのボリュームエレメントを含み、かつこの群に対してさらに分類操作を実施して、大腸壁のボリュームエレメントを識別する、請求項 7 記載の仮想大腸内視鏡検査を実施する方法。

【請求項 13】

大腸の内部を識別し、
大腸内部を航行するための中心線を作成し、
大腸内部の萎縮部を検出し、および

萎縮部を通して中心線を延ばす、ことをさらに含む、請求項 12 記載の仮想大腸内視鏡検査を実施する方法。

【請求項 14】

10

20

30

40

50

中心線に近接する輝度値のためにエントロピー値を計算し、かつ検出操作が少なくとも1つの閾値より大きいエントロピー値を識別することを含む、請求項13記載の仮想大腸内視鏡検査を実施する方法。

【請求項15】

大腸壁の特性に基づいて検出した萎縮領域を仮想的に膨張することをさらに含む、請求項14記載の仮想大腸内視鏡検査を実施する方法。

【請求項16】

イメージ細分化機能を含むイメージ化システムであって、該システムが、
イメージデータを取得するためのイメージ化スキャナ、

処理装置であって、該処理装置がイメージデータをボリュームエレメント集合を形成する複数のボリュームエレメントに変換し、各ボリュームエレメントが輝度を有し、該処理装置がボリュームエレメントデータ集合に対して、ボリュームエレメントを輝度値に基づき複数の群に分類し、かつ少なくとも1つのボリュームエレメントをイメージデータから取り除くことを含むイメージ細分化操作を実施する、処理装置、および

10

該処理装置に作動的に接続した、少なくとも1つのボリュームエレメント群を除去したイメージデータの像を表示するためのディスプレイ、を含み、

該処理装置により行われる分類操作が、輝度値が2以上の物質型を含むことにより生じるボクセルを分類する混合確率アルゴリズム、を含むイメージ化システム。

【請求項17】

処理装置により行われる分類操作が、イメージデータの複数のボリュームエレメントを複数の近接するボリュームエレメントに関して評価して、ボリュームエレメントに対する近隣類似値を求めることをさらに含む、請求項16記載のイメージ化システム。

20

【請求項18】

処理装置により行われる分類操作が、前記群を前記ボリュームエレメントの類似値にしたがって分類する、請求項17記載のイメージ化システム。

【請求項19】

処理装置により行われる分類操作が、

関心物質のイメージデータを含む少なくとも1つの群に対して特徴ベクトル分析を行い、および

高レベル特徴抽出を行って、実質的に関心物質の示していないイメージをボリュームエレメントから取り除く、ことをさらに含む、請求項16記載のイメージ化システム。

30

【請求項20】

イメージ化スキャナを、大腸の少なくとも1部を含む人体のイメージデータの取得に適応し、かつ関心物質が大腸の組織である、請求項19記載のイメージ化システム。

【請求項21】

イメージ化スキャナを、大腸の少なくとも1部を含む人体のイメージデータの取得に適応する、請求項16記載のイメージ化システム。

【請求項22】

処理装置により行われる分類操作が、ボリュームエレメントデータ集合から大腸液、大腸内に残留する糞便、骨、および非大腸組織の少なくとも1つを表現するボリュームエレメントを取り除く、請求項16記載のイメージ化システム。

40

【請求項23】

仮想大腸内視鏡検査を実施するシステムであって、該システムが、

大腸のイメージデータを取得するためのイメージスキャナ、

処理装置であって、該処理装置がイメージデータを受信して大腸の内部を識別し、大腸内部を通る航行用中心線を生成し、大腸内部の萎縮部を検出し、かつ萎縮部を通して中心線を延ばす、処理装置、および

該処理装置に作動的に接続した、大腸の像を表示するためのディスプレイユニット、を含み、

前記処理装置が、中心線に隣接するイメージデータの輝度値に対するエントロピー値を

50

計算し、かつ少なくとも1つの閾値より大きいエントロピー値を識別することにより前記萎縮領域を検出する、

仮想大腸内視鏡検査を実施するシステム。

【請求項24】

仮想大腸内視鏡検査を実施するシステムであって、該システムが、
大腸のイメージデータを取得するためのイメージスキャナ、

処理装置であって、該処理装置がイメージデータを受信して大腸の内部を識別し、大腸内部を通る航行用中心線を生成し、大腸内部の萎縮部を検出し、かつ萎縮部を通過して中心線を延ばす、処理装置、および

該処理装置に作動的に接続した、大腸の像を表示するためのディスプレイユニット、を
含み、

10

前記処理装置が、大腸壁の特性に基づいて検出した大腸の萎縮領域を仮想的に拡張する、仮想大腸内視鏡検査を実施するシステム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

(発明の属する技術分野)

本発明は、計画的および誘導的ナビゲーション法を用いたポリウムに基づく3次元仮想検査を実施するシステムおよび方法に関する。このような用途のひとつには、仮想内視鏡検査の実施がある。

【0002】

20

(従来技術)

大腸ガンは、引き続き世界中で主たる死亡原因となっている。ガンの進行はヒトの大腸においては当初ポリープとして発現するが、これの早期発見により、患者の回復の可能性を大きく向上させることができる。現在、患者の大腸におけるポリープまたは他の腫瘤を検出するには2つの慣用法がある。第1の方法は、大腸内視鏡処置であり、大腸内視鏡と呼ばれる光ファイバチューブを用いて、内視鏡を肛門から物理的に入れることにより大腸を視診する。医師は該チューブを操作して、大腸内に異常増殖がないかを調べる。信頼性はあるが、大腸内視鏡は比較的費用と時間のかかるものであり、侵襲的で、かつ患者にとって不快で苦痛な処置である。

【0003】

30

第2の検出法は、バリウム注腸および大腸の2次元X線イメージを用いるものである。バリウム注腸を用いて大腸をバリウムで覆い、2次元X線イメージを撮って大腸のイメージを捕らえる。しかし、バリウム注腸により必ずしも大腸全体の像が得られず、広範な前処置および患者の操作を必要とし、操作を実施する際には技師の技量に依存しがちであり、患者に過剰の放射線を照射し、かつ大腸内視鏡より感度が低い場合がある。前記の従来診療における欠点のため、より信頼性があり、低侵襲で、かつより費用の安い大腸のポリープを点検する方法が望まれる。他のヒトの臓器、例えば肺の腫瘤を、信頼性があり費用効果の高い方法で、かつ患者の不快感をより少なくして検査する方法が望まれる。

【0004】

40

コンピュータ断層撮影法やMRI(磁気共鳴画像法)等の現在利用可能な医用画像装置を用いたヒトの臓器の2次元(2D)可視化が、患者の診断に広範に用いられている。スキャン装置により作られた複数の2次元写真を積み重ね、かつ補間することにより3次元イメージを作ることができる。3次元空間に臓器をイメージ化し、かつそのポリウムを可視化することは、物理的侵襲がなくデータ操作が容易であるので、有益であろう。しかし、臓器を内側から仮想的に見るという利点を活用するためには、3次元ポリウムイメージ調査を正確に行わなければならない。

【0005】

環境の3次元(3D)ポリウム仮想イメージを見る場合、仮想空間を調査するのに機能モデルを用いなければならない。考えられるモデルのひとつは、観察者が仮想空間を調査する基準点として使うことのできる仮想カメラである。一般の3D仮想環境内でのナビゲ

50

ーションにおけるカメラ制御については、従来から研究がなされてきた。仮想空間のナビゲーションを提供するカメラ制御には従来2種類ある。第1には、オペレータに自由にカメラを制御させ、オペレータがカメラを異なる位置および方向に操作することを可能にして、所望の視界を得るものである。これにより、他の部位を無視しながら、関心のある特定の部位をオペレータが調査できる。しかし、広い範囲でカメラを完全に制御するのは、冗漫で疲れるものであり、調査の開始点と終了点との間の重要な特徴を見落とすかもしれない。また、不注意なオペレータや多数の予期せぬ障害物により、カメラが遠隔領域内で容易に「迷子」になったり、壁に「衝突」したりする場合もある。

【0006】

カメラ制御の第2の方法は、計画的ナビゲーション法であり、これはカメラがオペレータには変更することのできない所定の経路を取るものである。これは拘束された「自動操縦」を取るのに似ている。これにより、オペレータは仮想空間を観察することに集中でき、検査する周囲の壁に進路を取ることを心配する必要がなくなる。しかし、この第2の方法では、観察者が進路を変えたり、飛行路に沿って見える興味深い領域を調査したりするといった柔軟性に欠ける。

【0007】

(発明が解決しようとする課題)

前記の2つのナビゲーション法を組み合わせ用い、それぞれの欠点を最小限にしながら、両方の方法の利点を実現することが望まれる。仮想3D空間に代表される柔軟なナビゲーション法をヒトまたは動物の臓器の検査に適用して、検査を通じて非侵襲であり、痛みのない検査が望まれる。所望のナビゲーション法により、臓器全体および周辺の円滑な経路および検査を確保しながらオペレータに柔軟性を与えて、さらに3D空間の仮想臓器を完全に検査することが可能になるであろう。臓器を観察するのに必要な計算を最小限にする方法を用いることにより、リアルタイム設定で臓器の調査を表示することができるとともに望まれるであろう。所望の方法は、いかなる仮想物体を調査する場合にも適用可能であるべきである。

【0008】

(課題を解決するための手段)

本発明は、ポリウム可視化法を用いてヒトの臓器等の物体の3次元仮想イメージを作り、かつ誘導ナビゲーションシステムを用いて仮想イメージを調査するものである。該ナビゲーションシステムは、オペレータが事前に決められた飛行路に沿って移動することを可能にし、かつオペレータが、ポリウム、嚢胞または他の臓器の異常な特徴を同定するために、事前に決められた経路から外れた、イメージ中の関心のある特定の部位に位置と視角を調整することを可能にする。

【0009】

本発明の物体の3次元仮想検査法は、物体の離散的表現をポリウムエレメントで作成し、物体の検査する部位を画定し、仮想物体中のナビゲーション操作を行い、かつナビゲーション中に仮想物体をリアルタイムで表示することを含む。

【0010】

患者の臓器に適用する本発明の3次元仮想検査法は、必要に応じて臓器をスキャンに備えて前処理し、臓器をスキャンしてデータをポリウムエレメントに変換し、臓器の検査部位を画定し、仮想臓器内で誘導ナビゲーション操作を行い、かつ誘導ナビゲーション中に仮想臓器をリアルタイムで表示することを含む。

【0011】

仮想検査を行うに当たり、特定の物質型を表示するしながら、他の物質型をイメージから除去することがしばしば望まれる。このような操作を行うために、各ポリウムエレメントが輝度値を有する複数のポリウムエレメントにイメージデータを変換することにより、イメージを電子的に洗浄する方法を実施することができる。次に、分類操作を行って、ポリウムエレメントを輝度値に従って複数の群に分類する。分類がされると、ポリウムエレメントの少なくとも1つの群を、イメージデータから取り除く。

【 0 0 1 2 】

複数のイメージデータのボリュームエレメントを複数の隣接するボリュームエレメントに関して評価して、ボリュームエレメントに対する隣接類似度を求めることにより、分類操作を行うことができる。

【 0 0 1 3 】

混合確率関数を前記群に適用して、2以上の物質型を含むことにより輝度値の生じるボクセルを分類することにより、前記群をさらに分類することができる。

【 0 0 1 4 】

別の分類操作には、関心物質のイメージデータを含む少なくとも1つの群に対して特徴ベクトル解析を行う工程と、続いて高レベル特徴抽出を行って関心物質を実質的に表していないボリュームエレメントをイメージから取り除く工程とを含む。

10

【 0 0 1 5 】

電子的にイメージを洗浄する方法による方法は、イメージデータが少なくとも大腸の一部を含む人体の領域を表現し、かつ関心物質が大腸組織である用途に非常に好適である。大腸イメージ化用途において、除去操作により大腸液、大腸に残留する糞便、骨および非大腸組織を表現するボリュームエレメントを取り除くことができる。

【 0 0 1 6 】

本発明の目的は、比較的痛みが無く、安価で、かつ非侵襲性の臓器のインビボ検査であって、患者が居合わせなくともスキャンした大腸の実際の分析を行うことのできる検査を実施するためのシステムおよび方法の使用である。大腸をスキャンし、かつリアルタイムで可視化するか、または記憶したデータを後程可視化することができる。

20

【 0 0 1 7 】

本発明の別の目的は、物体の領域をレイヤーごとに剥いで、描画した物体の領域の表面下分析を行うことができる、臓器等の物体の3Dボリューム表示を生成することである。物体(臓器等)の表面を透明または半透明に描画して、物体壁の内側または後ろにある更なる物体を描画する。また、物体をスライスして、物体の特定の断面を検査する。

【 0 0 1 8 】

本発明の別の目的は、ポテンシャル場を用いた、臓器等の物体の3Dボリューム表現による誘導ナビゲーションシステムおよび方法である。

【 0 0 1 9 】

本発明の更なる目的は、ここで説明したレイヤー剥離法を用いた仮想飛行のための、臓器等の物体の中心線を計算することである。

30

【 0 0 2 0 】

本発明のさらに別の目的は、修正Zバッファ法を用いて、表示画面を作るのに必要な計算回数を最小にすることである。

【 0 0 2 1 】

本発明の別の目的は、不透明係数を表示の各ボリュームエレメントに与えて、特定のボリュームエレメントを透明または半透明にし、その度合いを変えて物体の見えている部分の可視化をカスタマイズすることである。また、不透明係数を用いて、物体の断面も合成することができる。

40

【 0 0 2 2 】

(発明の実施の形態)

本願明細書で説明する方法およびシステムをいかなる被検査物体にも適用することができるが、説明する好適な実施態様を人体の臓器、特には大腸の検査とする。大腸は長くかつ捻れているので、患者の費用負担および物理プローブの不快感・危険性の両方を減ずる仮想検査に特に好適である。検査可能な臓器の他の例には、肺、胃および消化器系、心臓および血管が含まれる。

【 0 0 2 3 】

図1はボリューム可視化法を用いた仮想大腸内視鏡検査を実施するのに必要な手順を表す。ステップ101では、医師または特定のスキャン装置が必要とする場合に、スキャンす

50

る大腸を前処置して検査時に見えるようにしておく。この前処置には、経口摂取した後、胃を通過して大腸に入る「カクテル」または液体で大腸を洗浄することを含むことができる。カクテルにより患者は腸内にある汚物を強制的に排出する。使用される物質の一例はゴリテリー (Golytely) である。さらに、大腸の場合には、大腸を膨張させて大腸のスキャンおよび検査を容易にするために、空気または CO_2 を強制的に大腸内に入れる。これは、直腸に取り付けた小チューブと大腸を膨らませるために大腸に送り込まれる約 1,000 cc の空気とにより達成される。使用するスキャナの種類によっては、大腸内の汚物を大腸壁自体から区別するために患者がバリウム等の造影物質を飲んで未排出の糞便をコートすることが必要である。または、大腸を仮想検査する方法により、本願明細書中で後述するように、仮想検査の前または検査中に仮想汚物を除去することができる。図 1 中において点線で示した通り、ステップ 101 を全ての検査で実施する必要は無い。

10

【0024】

ステップ 103 では検査する臓器をスキャンする。スキャナは、大腸検査用スパイラル CT スキャナまたは例えばキセノンガスで標識化した肺のスキャン用 Zenith MRI 機等の当業で周知の装置とすることができる。スキャナは、ボリューム可視化に必要なデータを作るために、呼吸を止めている間に体の周囲の異なる位置から複数のイメージを撮ることができなければならない。単一 CT 画像の例では、幅 5 mm、ピッチ 1:1 乃至 2:1 の X 線ビームを用い、視野 40 cm で、大腸の脾曲の最上部から直腸にかけて実施する。

【0025】

スキャン以外の他の方法により、前記物体の離散的データ表現を作ることができる。物体を表現するボクセルデータを、ここに参照して取り込む Kaufman による米国特許第 5,038,302 号「連続 3 次元幾何学表現を 3 次元ボクセル系システム内の離散的 3 次元ボクセル系表現に変換する方法」、1991 年 8 月 8 日公表、1988 年 7 月 26 日出願、に説明されている方法による幾何学モデルから得ることができる。さらに、3 次元ボクセルに変換可能であり、かつ本発明により調査可能なイメージのコンピュータモデルによりデータを作ることができる。この種のデータの一例としては、スペースシャトル船体を囲む乱流のコンピュータシミュレーションがある。

20

【0026】

ステップ 104 では、スキャンしたイメージを 3 次元ボリュームエレメント (ボクセル) に変換する。大腸を検査するための好適な実施態様において、操作データを増分 1 mm または 2.5 mm で 5 mm 厚のスライスに再変換する。各スライスは 512×512 ピクセルのマトリクスで表示される。したがって、スキャン長によっては多数の 2D スライスが作られる。次いで、2D スライスの集合を 3D ボクセルに再構築する。スキャナからの 2D イメージを 3D ボクセルに変換するプロセスは、スキャン装置自体または当業で周知の方法 (例えば、Kaufman らによる米国特許第 4,985,856 号「ボクセル系データを記憶し、アクセスし、かつ処理する方法および装置」、1991 年 1 月 15 日公表、1988 年 11 月 11 日出願を参照のこと。これを参照して取り込む。) を備えるコンピュータ等の別装置のいずれによっても行うことができる。

30

【0027】

ステップ 105 では、オペレータに選択した臓器の検査する部位を画定させる。医師は、ポリープが発生しそうな大腸の特定部位に関心があるかもしれない。医師は、2次元スライス概略図を見て、検査する部分を指示することができる。医師/オペレータにより観察する経路の開始点および終了点を示すことができる。従来のコンピュータおよびコンピュータインターフェース (例えばキーボード、マウスまたはスペースボール) を用いて視診する大腸の部位を示すことができる。座標付格子系を用いてキーボード入力することが可能であり、または医師/オペレータが所望の場所を「クリック」することができる。所望により、大腸の全体イメージを見ることもできる。

40

【0028】

ステップ 107 では、検査された仮想臓器の計画的または誘導的ナビゲーション操作を行

50

う。誘導ナビゲーション操作の実施とは、周囲を通り、いつでもオペレータにより手動で調整することのできる予め定義した、または自動的に予定される飛行路に沿って航行することと定義される。スキャンデータを3Dボクセルに変換した後、選択した開始点から選択した終了点まで臓器の内部を横断しなければならない。仮想検査は、レンズを終了点に向けて、微小カメラを仮想空間を旅行させて行う。誘導ナビゲーション法によりある水準のカメラとの相互作用が得られ、オペレータの相互作用の無い場合には、カメラは自動的に仮想環境を航行可能であり、同時に必要な場合にはオペレータがカメラを操縦することができる。誘導ナビゲーションを達成する好適な実施態様は、ポテンシャル場を用いてカメラの動きを制御する、図2および3で詳細に説明する物理的に基づいたカメラの使用である。

10

【0029】

ステップ109はステップ107と同時に実施可能であり、このステップでは、誘導ナビゲーション操作の選択された経路に沿ったカメラモデルの視点から臓器の内部を表示する。マーチングキューブ法等の当業で周知の方法を用いて3次元表示を作ることができる。しかし、大腸のリアルタイム表示を行うためには、仮想大腸の表示に必要な膨大なデータの計算を減らす方法が必要である。図9はこの表示ステップをより詳細に説明する。

【0030】

図1で説明した方法を体内の複数の臓器を同時にスキャンするのにも使うことができる。例えば、大腸と肺の両方のガンの進行に関して患者を検査することができる。図1の方法を変更して、ステップ103における全ての関心領域をスキャンし、かつステップ105で検査する現在の臓器を選択する。例えば、医師/オペレータが最初に大腸を選択して仮想調査を行い、後ほど肺を調査してもよい。または、専門の異なる2人の医師が、それぞれの専門に関連して、異なった臓器を仮想調査してもよい。ステップ109に続き、次に検査する臓器を選択し、その部位を画定し調査する。検査が必要な全ての臓器を処置するまで、これを続ける。

20

【0031】

図1と共に説明したステップを、ボリウムエレメントで表現することのできる物体であれば、その調査に適用することができる。例えば、建築構造物または無生物を同じ方法で表現し、調査することができる。

【0032】

図2はステップ107の誘導ナビゲーション法を実施する「潜水艦」カメラ制御モデルを表す。誘導ナビゲーション中にオペレータによる制御が無い場合、初期ナビゲーションは、大腸の選択された一端から別の端までカメラを飛行路に沿って自動的に導く計画ナビゲーションと同様である。計画ナビゲーション段階の間、大腸表面をよりよく観察するためにカメラは大腸の中心に留まる。関心領域に遭遇すると、誘導ナビゲーションを用いた仮想カメラのオペレータは、仮想カメラを相互作用的に特定領域に接近させ、カメラの動きと角度を指示して、意思に反して大腸壁に衝突することなく、関心領域を詳細に調べることができる。オペレータは、キーボード、マウス等の標準インターフェース装置またはスペースボール等の非標準装置を用いてカメラを制御することができる。仮想環境内で完全にカメラを操作するためには、カメラには6自由度が必要である。カメラは、水平、垂直、およびZ方向(軸217)に移動可能であると同時に、他の3自由度(軸219)で回転可能で、カメラが仮想環境の全ての面と角度を動き、かつスキャンできなければならない。誘導ナビゲーション用カメラモデルは、2つの粒子 x_1 203および x_2 205に接続した、非伸張性で重さの無いロッド201を含む。粒子はいずれもポテンシャル場215にさらされる。カメラを臓器の壁から押し離すために、ポテンシャル場は臓器の壁で最も高く定義されている。

30

40

【0033】

粒子の位置は x_1 および x_2 で与えられ、これらは同じ質量 m を有するものとする。カメラを潜水艦 x_1 203の頭部に取り付ける。カメラの観察方向は x_2 x_1 に一致する。2つの粒子は以下に定義されるポテンシャル場 $V(x)$ からの力、もしあれば摩擦力、およ

50

びもしあればシミュレートした外力により影響されるので、潜水艦はモデルの質量 m の重心の周りを移動および回転をすることができる。 x_1 、 x_2 および x の間の関係は次のとおりである。

【数 1】

$$\begin{aligned} \mathbf{x} &= (x, y, z), \\ \mathbf{r} &= (r \sin \theta \cos \phi, r \sin \theta \sin \phi, r \cos \theta), \\ \mathbf{x}_1 &= \mathbf{x} + \mathbf{r}, \\ \mathbf{x}_2 &= \mathbf{x} - \mathbf{r}, \end{aligned} \quad (1)$$

10

式中、 r 、 θ および ϕ はベクトル $x \times x_1$ の極座標である。モデルの運動エネルギー T は、 x_1 および x_2 の移動の運動エネルギーの和として定義される。

【数 2】

$$\begin{aligned} T &= \frac{m}{2} (\dot{\mathbf{x}}_1^2 + \dot{\mathbf{x}}_2^2) \\ &= m \dot{\mathbf{x}}^2 + m \dot{\mathbf{r}}^2 \\ &= m(\dot{x}^2 + \dot{y}^2 + \dot{z}^2) + m r^2 (\dot{\theta}^2 + \dot{\phi}^2 \sin^2 \theta). \end{aligned} \quad (2)$$

20

次いで、ラグランジェの式を用いて、潜水艦モデルの運動方程式が得られる。

【数 3】

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial T}{\partial q_j} = \sum_{i=1}^2 (\mathbf{F}_i \cdot \frac{\partial \mathbf{x}_i}{\partial q_j}), \quad (3)$$

式中、 q_j s はモデルの一般化座標であり、次の式で表される時間 t の変数と考えることができる。

【数 4】

$$(q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, q_6) = (x, y, z, \theta, \phi, \psi) = \mathbf{q}(t), \quad (4)$$

30

ここで、 θ は本カメラシステムの横転角を表し、これについては後述する。 \mathbf{F}_i s は一般化した力と呼ばれる。シミュレートした外力、

$$\mathbf{F}_{\text{ext}} = (F_x, F_y, F_z)$$

を x_1 に加えることにより、潜水艦の制御を行う。 x_1 および x_2 はいずれもポテンシャル場からの力および各粒子の速度方向と反対に作用する摩擦の影響を受けと仮定する。その結果、一般化した力は次の式で表される。

【数 5】

$$\begin{aligned} \mathbf{F}_1 &= -m \nabla V(\mathbf{x}_1) - k \dot{\mathbf{x}}_1 + \mathbf{F}_{\text{ext}}, \\ \mathbf{F}_2 &= -m \nabla V(\mathbf{x}_2) - k \dot{\mathbf{x}}_2, \end{aligned} \quad (5)$$

40

式中、 k はシステムの摩擦係数を表す。図 2 に示す通り、生成したイメージ中の所望の方向 207 にマウスボタンをクリックするだけで、オペレータにより外力 \mathbf{F}_{ext} が加える。このカメラモデルは、その後この方向に移動する。これによりマウスボタンを 1 回クリックするだけでオペレータがカメラの少なくとも 5 自由度を制御することができる。式 (2)、(3) および (5) から、本潜水艦モデルの 5 つのパラメータの加速度を次の通り

50

導くことができる。

【数 6】

$$\begin{aligned}
 \ddot{x} &= -\frac{1}{2}\left(\frac{\partial V(\mathbf{x}_1)}{\partial x} + \frac{\partial V(\mathbf{x}_2)}{\partial x}\right) - \frac{k\dot{x}}{m} + \frac{F_x}{2m}, \\
 \ddot{y} &= -\frac{1}{2}\left(\frac{\partial V(\mathbf{x}_1)}{\partial y} + \frac{\partial V(\mathbf{x}_2)}{\partial y}\right) - \frac{k\dot{y}}{m} + \frac{F_y}{2m}, \\
 \ddot{z} &= -\frac{1}{2}\left(\frac{\partial V(\mathbf{x}_1)}{\partial z} + \frac{\partial V(\mathbf{x}_2)}{\partial z}\right) - \frac{k\dot{z}}{m} + \frac{F_z}{2m}, \\
 \ddot{\theta} &= \dot{\phi}^2 \sin \theta \cos \theta \\
 &\quad - \frac{1}{2r} \left\{ \cos \theta \left\{ \cos \phi \left(\frac{\partial V(\mathbf{x}_1)}{\partial x} - \frac{\partial V(\mathbf{x}_2)}{\partial x} \right) + \sin \phi \left(\frac{\partial V(\mathbf{x}_1)}{\partial y} - \frac{\partial V(\mathbf{x}_2)}{\partial y} \right) \right\} \right. \\
 &\quad \left. - \sin \theta \left(\frac{\partial V(\mathbf{x}_1)}{\partial z} - \frac{\partial V(\mathbf{x}_2)}{\partial z} \right) \right\} \\
 &\quad - \frac{k}{m} \dot{\theta} + \frac{1}{2mr} (F_x \cos \theta \cos \phi + F_y \cos \theta \sin \phi - F_z \sin \theta), \\
 \ddot{\phi} &= \frac{1}{\sin \theta} \left\{ -2\dot{\theta} \dot{\phi} \cos \theta \right. \\
 &\quad \left. - \frac{1}{2r} \left\{ -\sin \phi \left(\frac{\partial V(\mathbf{x}_1)}{\partial x} - \frac{\partial V(\mathbf{x}_2)}{\partial x} \right) + \cos \phi \left(\frac{\partial V(\mathbf{x}_1)}{\partial y} - \frac{\partial V(\mathbf{x}_2)}{\partial y} \right) \right\} \right. \\
 &\quad \left. - \frac{k}{m} \dot{\phi} \sin \theta + \frac{1}{2mr} (-F_x \sin \phi + F_y \cos \phi) \right\}, \tag{6}
 \end{aligned}$$

式中、

【外 1】

$$\dot{x}$$

および

【外 2】

$$\dot{x}$$

はそれぞれ x の 1 次導関数、2 次導関数であり、

【外 3】

$$\left(\frac{\partial V(x)}{\partial x}, \frac{\partial V(x)}{\partial y}, \frac{\partial V(x)}{\partial z} \right)$$

は点 x におけるポテンシャルの勾配を表す。

【外 4】

$$\ddot{\theta}$$

の項

【外 5】

$$\dot{\phi}^2 \sin \theta \cos \theta$$

および

【外 6】

10

20

30

40

50

$\ddot{\phi}$

の項

【外 7】

$$-\frac{2\theta\dot{\phi}\cos\theta}{\sin\theta}$$

は、それぞれ遠心力およびコリオリの力と呼ばれ、潜水艦の角速度の置換に関わる。モデルは潜水艦のロッドに対して定義された慣性モーメントを有していないので、これらの項はの数値計算のオーバーフローを引き起こす傾向にある。幸い、これらの項は、潜水艦モデルの角速度が顕著な場合、すなわち、カメラが非常に速く移動していることを本質的に意味する場合にのみ顕著になる。臓器を厳密に観察することができないので、カメラをこのように速く動かすことは無意味であり、本発明の実施においてはこれらの項を最小限にしてオーバーフローの問題を回避する。

10

【0034】

式(6)の最初の3つの式から、次の条件を満たす場合、外力により潜水艦をポテンシャル場に反して推進することができないことが分かる。

【数 7】

20

$$|\nabla V(\mathbf{x}_1) + \nabla V(\mathbf{x}_2)| > \frac{|\mathbf{F}_{ext}|}{m}$$

潜水艦の速度および外力 F_{ext} は、本発明の実施において上限を有するので、物体の境界において十分に高いポテンシャル値を仮定することにより、潜水艦が環境中の物体または壁に衝突しないことを保証することができる。

【0035】

前記の通り、カメラシステムの横転角 ψ を考える必要がある。可能性のある選択肢の1つは、オペレータに角度 ψ の制御を完全に許すことである。しかし、オペレータはモデルのロッドの周りを自由にカメラを回転することができるが、オペレータが容易に方向を見失ってしまう。好適な方法では、カメラの上方向を潜水艦のロッドの周りを自由に回転する質量 m_2 を有する振り子 301 に接続すると仮定する。振り子の方向 \mathbf{r}_2 は次のように表される。

30

【数 8】

$$\mathbf{r}_2 = r_2(\cos\theta \cos\phi \sin\psi + \sin\phi \cos\psi, \cos\theta \sin\phi \sin\psi - \cos\phi \cos\psi, -\sin\theta \sin\psi).$$

潜水艦の動きと共にこの振り子の正確な動きを計算することは可能であるが、システムの方程式が複雑になりすぎる。そこで、横転角 ψ を除く全ての一般化座標を一定にし、これにより振り子系の独立した運動エネルギーを次のように定義する。

40

【数 9】

$$T_p = \frac{m_2}{2} \dot{\mathbf{r}}_2^2 = \frac{m_2 r_2^2}{2} \dot{\psi}^2.$$

これにより横転角に対してモデルが単純化される。このモデルでは、重力

$$\mathbf{F}_g = m_2 \mathbf{g} = (m_2 g_x, m_2 g_y, m_2 g_z)$$

が質点 m_2 に作用すると仮定するので、 \mathbf{r}_2 の加速度をラグランジェの方程式を用いて次のように導くことができる。

【数 10】

50

$$\begin{aligned} \ddot{\psi} = & \frac{1}{r_2} \{g_x(\cos \theta \cos \phi \cos \psi - \sin \phi \sin \psi) \\ & + g_y(\cos \theta \sin \phi \cos \psi + \cos \phi \sin \psi) \\ & + g_z(-\sin \theta \cos \psi)\} - \frac{k_2}{m_2} \dot{\psi}. \end{aligned} \quad (7)$$

式(6)および(7)から、潜水艦を自由に動かすために、一般化座標 $q(t)$ およびその導関数 $\dot{q}(t)$ をテーラー級数を用いて次のように近似計算する。

【数11】

$$\begin{aligned} q(t+h) &= q(t) + h\dot{q}(t) + \frac{h^2}{2}\ddot{q}(t) + O(h^3), \\ \dot{q}(t+h) &= \dot{q}(t) + h\ddot{q}(t) + O(h^2), \end{aligned}$$

10

潜水艦の動きを滑らかにするために、時間ステップ h を、動きを滑らかにすることのできる最小値と計算コストを削減することのできる最大値との間の平衡値として選択する。

【0036】

(ポテンシャル場の定義)

図2の潜水艦モデルのポテンシャル場は、潜水艦カメラが壁または他の物体と衝突しないことを保証するために、境界に高いポテンシャルを与えることにより、仮想臓器内の境界(壁または他の物体)を画定する。オペレータがカメラモデルを高ポテンシャル領域に動かそうとしても、オペレータが境界の後ろにある臓器またはポリープ内を検査しようと望んでいるのでなければ、カメラモデルはそのように動くことを制限される。仮想大腸内視鏡検査を実施する場合には、ポテンシャル場の値をポリュメトリック大腸データ(ポリュームエレメント)の1つ1つに与える。図1のステップ105において、開始点および終了点と共に特定の関心領域を指示した場合、スキャンした大腸の選択領域内のボクセルを従来の遮断操作を用いて識別する。続いて、次の3つの距離値に基づきポテンシャル値を選択したポリュームのボクセル x に与える。すなわち、終了点からの距離 $d_t(x)$ 、大腸表面からの距離 $d_s(x)$ および大腸の中心線からの距離 $d_c(x)$ である。 $d_t(x)$ を従来の拡張法(growing strategy)を用いて計算する。大腸表面からの距離 $d_s(x)$ を表面ボクセル内部から拡張する従来の技法により計算する。 $d_c(x)$ を求めるために、まずボクセルからの大腸の中心線を抽出し、次いで大腸の中心線から従来の拡張法を用いて $d_c(x)$ を計算する。

20

30

【0037】

ユーザ指示開始点とユーザ指示終了点とにより画定される選択大腸領域の中心線を計算するために、 $d_s(x)$ の最大値を探し出し、 d_{max} で表す。次いで、関心領域内の各ボクセルに対し、 $d_{max} - d_s(x)$ のコスト値(cost value)を割り当てる。したがって、大腸表面に近いボクセルはコスト値が高く、中心線に近いボクセルはコスト値が比較的低い。次に、コスト割り当てに基づき、当業で周知の単一起点最短経路法を適用して起点から終了点までの最小コスト経路を効率的に計算する。この低コスト線が、探検することが望ましい大腸部の中心線または骨格を表す。中心線を求めるためのこの方法は、本発明の好ましい方法である。

40

【0038】

関心領域内のボクセル x に対するポテンシャル値 $V(x)$ を計算するために、次の式を用いる。

【数12】

$$V(\mathbf{x}) = C_1 d_t(\mathbf{x})^\mu + C_2 \left(\frac{d_s(\mathbf{x})}{d_c(\mathbf{x}) + d_s(\mathbf{x})} \right)^{-\nu}, \quad (8)$$

式中、 C_1 、 C_2 、 μ および ν は当該タスクのために選択された定数である。仮想カメラと仮想大腸表面との間のいかなる衝突をも回避するために、十分に大きなポテンシャル値を大腸外の全ての点に割り当てる。したがって、ポテンシャル場の勾配は、潜水艦モデルカメラが走行中に決して大腸壁に衝突しない程度に大きくなる。

【0039】

大腸内の経路の中心線を求める別の方法を「レイヤー剥離 (peel-layer)」法と呼び、これを図4～図8に示す。

10

【0040】

図4はポリュメトリック大腸の2D断面を示すと共に、大腸の2つの側壁401および403を示す。検査に関心のある大腸の部位を画定するためにオペレータが2つの遮断壁を選択する。遮断壁を超えては何も見ることができない。仮想像を表示する際に、これは計算回数を減らすのに役立つ。遮断壁は側壁と共に探検すべき大腸の収容ポリュメトリック形状を同定する。

【0041】

図5は仮想診察の飛行路の2つの終点、開始ポリュームエレメント501および終了ポリュームエレメント503を示す。開始点および終了点はオペレータにより図1のステップ105において選択される。図6において「x」で示された領域により表されるように、開始点および終了点と大腸側面との間のボクセルを同定し、標識を付ける。ボクセルは画素の3次元表現である。

20

【0042】

次に、レイヤー剥離法を適用して図6のボクセルを同定し標識付けする。全ボクセルの最外(最も大腸壁に近い)レイヤーを、ボクセルの内部レイヤーが1つだけ残るまで段階的に剥離する。換言すれば、除去により開始ボクセルと終了ボクセルとの間の経路が断絶しない限り、中心点から最も遠い各ボクセルを除去する。図7は、仮想大腸内のボクセルの剥離を何回か繰り返して完了した後の中間結果を示す。大腸壁に最も近いボクセルが除去されている。図8は、剥離の繰り返しが全て完了した後のカメラモデルから大腸中心までの最終飛行路を示す。この手順により大腸の中心における骨格が本質的に作られ、カメラモデルの所望の飛行路となる。

30

【0043】

(Zバッファ補助視界)

図9は、臓器の仮想3次元ポリューム表現内のカメラモデルにより見える仮想イメージを表示するためのリアルタイム視界法を説明する。図9は、図1のステップ109に対応する、改良Zバッファを用いた表示法を示す。カメラモデルから見える可能性のあるボクセルの数は非常に多数である。計算し、可視化しなければならない要素(またはポリゴン)の総数をスキャンした環境内の全部のボクセルから減らさない限り、全部を計算することにより広大な内部領域に対する可視表示処理が非常に遅くなるであろう。しかし、本発明においては、大腸表面上に見えているイメージのみを表示のために計算すればよい。スキャンした環境をより小さな区分またはセルに細分することができる。次いで、Zバッファ法によりカメラから見えるセルの部分のみを描画する。また、Zバッファ法を3次元ボクセル表現に用いる。改良Zバッファを用いることにより計算すべき可視ボクセルの数が減り、かつ医師または医療技術者により仮想大腸をリアルタイム診察することができる。

40

【0044】

ステップ107において関心領域から中心線を計算するが、表示法を適用する前にこの関心領域をセルに細分する。セルとは可視単位となるボクセルの集合群である。各セルのボクセルを一群として表示するものとする。各セルは多数の門(portal)を含み、この門を通して他のセルを見ることができ。選択した開始点を開始点とし、中心線1001に沿

50

って終了点に向けて移動することにより大腸を細分する。次いで、中心経路に沿った所定の限界距離に達した時、大腸をセルに分割する（例えば、図10中のセル1003、1005および1007）。限界距離は、可視化法を実行するプラットフォームの仕様ならびにその記憶容量および処理能力に基づく。セルの大きさは、プラットフォームにより記憶し、かつ処理することのできるボクセル数に直接関係する。限界距離は非常に変化するが、一例としては5cmである。図10に示す通り、各セルは2つの断面をセルの外部を見るための門として有する。

【0045】

図9のステップ901は、現在カメラを収容する、選択した臓器内のセルを同定する。現在のセルを、カメラの方向を与える他の可視セルと同時に表示する。ステップ903は、カメラから（定義した門を通して）潜在的可視セルの階層データのスタブツリー（樹形図）を構築する。これについては後ほどより詳細に説明する。スタブツリーは、カメラで見ることのできる全てにセルに対するノードを含む。セルの幾つかはいかなる遮断体をも有せず透明であってよく、一方向に2以上のセルを見ることができる。ステップ905は、隣接するセル端の交点を含むセルからのボクセルの下位集合を記憶し、どのセルを見ることができるのかをより効率的に求めるためにこの下位集合をスタブツリーの外側端に記憶する。

10

【0046】

ステップ907は、スタブツリー内のループノードの有無を調べる。単一のセルの2以上の端がいずれも近隣の同一セルの境界上にある場合にループノードが生じる。これは、単一のセルが別のセルで取り囲まれた場合に起こる。スタブツリー内にループノードを確認した場合、この方法はステップ909に続く。ループノードがない場合、処理はステップ911に進む

20

【0047】

次いで、ステップ911は最大Z値でZバッファを初期化する。Z値は骨格経路に沿ったカメラからの距離を定義する。次いで、ツリーを横断して、まず各ノードにおける交差値を調べる。ノード交差が網羅されている、すなわち現在の門系列が塞がっている（Zバッファテストにより決まる）場合、ツリーの現在のブランチの横断を止める。ステップ913は、各ブランチを横断してノードが網羅されているかどうかを調べ、網羅されていない場合にはそのノードを表示する。

30

【0048】

ステップ915は、ステップ913で同定された可視セル内のポリウムエレメントから、合成によるポリウムレンダリング等の当業で既知の種々の方法の1つを用いて、オペレータの画面に表示すべきイメージを構築する。潜在的に可視であると識別されたセルのみを示す。この方法は、リアルタイム表示を達成するために計算を必要とするセルの数を限定し、それに対応して表示速度をより高能力にする。実際に見えていようが見えていまいが、見える可能性のある全てのデータ点を計算する従来技術に対して、この方法は改良されている。

【0049】

図11Aは、誘導ナビゲーションにより探検されており、オペレータに対して表示する必要のある臓器の2次元図表現である。臓器1101は2つの側壁1102および経路の中心に物体1105を見せる。この臓器は4つのセル、A1151、B1153、C1155およびD1157に分割されている。カメラ1103はセルD1157に対面しており、視線ベクトル1107、1108により定義される円錐形領域を識別する視野を有している。潜在的に可視なセルは、セルB1153、C1155およびD1157である。セルC1155はセルBによって完全に囲まれており、ノードループを構成する。

40

【0050】

図11Bは、図11Aのセルから構築されたスタブツリーを表す。カメラを含むノードA1109はツリーのルートにある。遮られることのない可視経路である、視線または視線円錐をノードB1110まで引く。ノードBは連結した矢印で示された、ノードC111

50

2 およびノード D 1 1 1 4 への直接可視視線を有する。観察カメラの方向にあるノード C 1 1 1 2 の視線をノード B と合成する。図 1 1 C に示す通り、ノード C 1 1 1 2 およびノード B 1 1 1 0 は圧潰されて、1 つの大きなノード B 1 1 2 2 となる。

【 0 0 5 1 】

図 1 1 C は、ノード B 1 1 2 2 (ノード B およびノード C の両者を含む) およびノード D 1 1 1 4 に隣接した、カメラを含むノード A 1 1 0 9 を示す。ノード A、B および D は、少なくとも部分的にはオペレータに表示されている。

【 0 0 5 2 】

図 1 2 A ~ 1 2 E は、観察を妨げる物体を含んだセルに改良 Z バッファを用いた場合を図示する。物体は仮想大腸の一部にある排泄物かもしれない。図 1 2 A は 1 0 個の潜在セル A 1 2 5 1、B 1 2 5 3、C 1 2 5 5、D 1 2 5 7、E 1 2 5 9、F 1 2 6 1、G 1 2 6 3、H 1 2 6 5、I 1 2 6 7 および J 1 2 6 9 を有する仮想空間を示す。セルの幾つかは物体を包含する。カメラ 1 2 0 1 がセル I 1 2 6 7 に位置し、視線ベクトル 1 2 0 3 で示す通りセル F 1 2 6 7 に面している場合、図 9 のフロー図で図解した方法に従ってスタブツリーを作る。図 1 2 B は、図 1 2 A に示す仮想表示のために示した交差点ノードと共に作成したスタブツリーを示す。図 1 2 B はセル I 1 2 6 7 をツリーのルートノードとして示す。なぜなら、セル I 1 2 6 7 はカメラ 1 2 0 1 を含むからである。セル F はカメラの視線に直接接続しているので、ノード I 1 2 1 1 はノード F 1 2 1 3 を向いている (矢印で示す通り)。ノード F 1 2 1 3 は、ノード B 1 2 1 5 およびノード E 1 2 1 9 の両方に向いている。ノード B 1 2 1 5 はノード A 1 2 1 7 に向いている。ノード C 1 2 0 2 は、カメラ 1 2 0 1 の視線から完全に遮られているので、スタブツリーには含めていない。

【 0 0 5 3 】

図 1 2 C は、ノード I 1 2 1 1 をオペレータ用ディスプレイに描画した後のスタブツリーを示す。次に、ノード I 1 2 1 1 をスタブツリーから取り除く。なぜなら、ノード I 1 2 1 1 はすでに表示されており、かつノード F 1 2 1 3 がルートとなるからである。図 1 2 D は、ノード F 1 2 1 3 を描画してノード I 1 2 1 3 を結合することを示す。ツリー中の矢印で接続された次のノードを照合して、既に網羅されているか (既に処理されているか) どうかを調べる。この例では、セル I 1 2 6 7 内に位置するカメラからの交差点ノードの全てを網羅しており、したがってノード B 5 1 5 (および従属ノード A) はディスプレイに描画する必要がない。

【 0 0 5 4 】

図 1 2 E は、交差点が網羅されたかどうかを求めるために調べたノード E 5 1 5 を示す。既に網羅されているので、図 1 2 A ~ 1 2 E の例で描画されるノードはノード I および F のみであり、ノード A、B および E は不可視であり、かつそれらのセルを表示のため準備する必要がない。

【 0 0 5 5 】

図 9 で説明した改良 Z バッファ法は、より少ない計算を可能とし、かつボクセルまたはポリゴン等の他のデータエレメントにより描画された物体に適用することができる。

【 0 0 5 6 】

図 1 3 は、壁の 1 つに沿って大きなポリープのある大腸の 2 次元仮想図を示す。図 1 3 は、さらに検査をする患者の大腸の選択部位を示す。図は、1 3 0 5 で表される増殖を有する 2 つの大腸壁 1 3 0 1 および 1 3 0 3 を示す。レイヤー 1 3 0 7、1 3 0 9 および 1 3 1 1 は、増殖の内部レイヤーを示す。患者にとっては、ポリープまたは腫瘍のレイヤーを剥して、腫瘍内にガンまたは他の有害物質がないかどうかを確認可能であることが望ましい。この処理は、実際に腫瘍内に切り込むことなく、事実上腫瘍の仮想生体組織検査を実施する。ボクセルにより大腸を仮想的に表現すると、物体の層を剥ぐ処理は、図 4 ~ 8 に関連して説明したのと同様の方法で容易に実施される。また、腫瘍をスライスして、特定の断面を検査することもできる。図 1 3 において、平面切片 1 3 1 3 を作り、増殖の特定部位を検査することができる。さらに、ユーザ定義スライス 1 3 1 9 を増殖内で任意の方法で作ることができる。ボクセル 1 3 1 9 を次に説明するように剥したり、変更したりす

10

20

30

40

50

ることができる。

【0057】

関心領域内の各ボクセルに変換機能を実施する。これにより、各ボクセルに対する半透明度を表す係数を変えて、物体を透明、半透明または不透明にすることができる。密度に基づいて、各ボクセルに不透明係数を割り当てる。次に、マッピング機能により密度値を半透明度を表す係数に変換する。高密度のスキャンされたボクセルは、単なる空間の他に、壁または他の緻密物体の何れかを表す。次いで、オペレータまたはプログラムルーチンにより、1つまたは1群のボクセルの不透明係数を変えて、潜水艦カメラモデルに対して透明または半透明にすることができる。例えば、オペレータは内部の腫瘍または増殖全体の外観を見ることができる。または、透明ボクセルを図9の表示ステップに存在しないかのように見せることもできるであろう。物体の一部の合成を、その部分のボクセルの不透明係数の加重平均を用いて作ることができる。

10

【0058】

ガン性領域を捜すためにポリープの種々のレイヤーを見ることを医師が望むのであれば、ポリープの外側層1305を取り除き第1レイヤー1307を得ることにより、これを行うことができる。さらに第1内部レイヤー1307を剥して第2内部レイヤー1309を見ることができる。第2内部レイヤーを剥して、第3内部レイヤー1311を見ることができる等である。また、医師がポリープ1305をスライスし、所望の部位内のボクセルのみを見ることができる。スライスした領域を、完全にユーザが定義できる。

【0059】

不透明係数の付加を仮想システムの探検を援助する他の方法にも用いることができる。汚物が存在し、かつ既知のある範囲内の他の特性として密度を有する場合、検査中に不透明係数を変えることにより、仮想カメラに対して汚物を透明にすることができる。これにより、患者が処置の前に腸洗浄剤を摂取しなくてもよくなり、検査が迅速かつ容易になる。実施の用途によっては、他の物体も同様に消すことができる。さらに、ポリープのような物体を造影剤により、続いて適当な変換機能を用いることにより電子的に強調することができる。

20

【0060】

図14は、本願明細書で説明した方法を用いてヒトの臓器等の物体を仮想検査するシステムを示す。スキャン装置1405が検査する臓器または臓器群を含む領域をスキャンする間、患者1401は台1402上に横たわる。スキャン装置1405は、実際に患者のイメージを撮影するスキャン部1403および電子機器部1406を含む。電子機器部1406は、インターフェース1407、中央演算処理装置1409、スキャンデータを一時的に記憶するためのメモリー1411、および仮想ナビゲーションプラットフォームにデータを送るための第2インターフェース1413を備える。インターフェース1407および1413を1台のインターフェース部品に入れることもできるし、同じ部品とすることもできる。1406部の構成要素を従来のコネクタで互いに連結する。

30

【0061】

システム1400において、装置のスキャン部1403から与えられたデータを処理部1405に転送し、メモリー1411に記憶する。中央処理演算装置1409は、スキャンした2Dデータを3Dボクセルデータに変換し、その結果をメモリー1411の別の部分に記憶する。または、変換したデータをインターフェースユニット1413に直接送り、仮想ナビゲーション端末1416に転送する。2Dデータの変換は、インターフェース1413からデータが転送された後に仮想ナビゲーション端末1416において行うこともできる。好適な実施態様において、オペレータが仮想検査を行うことができるように、変換されたデータを搬送体1414越しに仮想ナビゲーション端末1416に転送する。また、データを記憶媒体に記録して物理的に端末1416まで搬送する、または衛星伝達を使う等の他の従来法によりデータを搬送することもできる。

40

【0062】

可視描画エンジンが3D形式でデータを必要としない限り、スキャンしたデータを3D表

50

現に変換しなくてもよい。これにより計算ステップと記憶装置空間を節約する。

【0063】

仮想ナビゲーション端末1416は、仮想臓器または他のスキャンイメージを表示するスクリーン、電子機器部1415およびキーボード、マウスまたはスペースボール等のインターフェースコントロール1419を含む。電子機器部1415は、インターフェースポート1421、中央処理演算装置1423、端末を動かすのに必要な他の構成要素1427およびメモリー1425を備える。端末1416の構成要素は従来のコネクタで相互に接続されている。変換したボクセルデータは、インターフェースポート1421に受信され、メモリー1425に記憶される。次いで、中央処理演算装置1423が3Dボクセルを仮想像に組み立て、図2および3で説明したように潜水艦カメラモデルを走らせて、仮想検査を実施する。潜水艦カメラが仮想臓器を移動するにつれて、図9で説明した可視法を用いて仮想カメラから見える領域のみを計算し、スクリーン1417上に表示する。また、描画にグラフィックアクセラレータを用いることもできる。オペレータはインターフェース装置1419を用いて、スキャンした体のどの部位を探検したいかを示すことができる。さらにインターフェース装置を用いて、図2および付随した説明において検討したように、望ましく潜水艦カメラを制御し動かすことができる。端末部1415を、ニューヨーク州立大ストーニーブルック校コンピュータサイエンス学部 (the Department of Computer Science at the State University of New York at Stony Brook) から一般に入手可能な、Cube-4専用システムボックスとすることができる。

10

【0064】

スキャン装置1405および端末1406、またはこれらの部品を同じユニットの一部とすることができる。1台のプラットフォームを用いて、スキャンイメージデータを受信し、必要に応じてこれを3Dボクセルと接続し、誘導ナビゲーションを行う。

20

【0065】

システム1400の重要な特徴は、患者の立会い無しに後で仮想臓器を検査できる点にある。さらに、患者をスキャンしながら、仮想検査を行うことができる。また、スキャンデータを複数の端末に送り、2人以上の医師が臓器内部を同時に見るようにすることもできる。したがって、ニューヨークの医師が、病状を討議しながら、カリフォルニアの医師と同時に患者の臓器の同じ部分を観察することができる。また、データを異なる時間に見ることができる。2人以上の医師が、異なる状況で同じデータに対して独自の診察を行うことができる。複数の仮想ナビゲーション端末を用いて同じスキャンデータを見ることができる。データの離散集合を用いて仮想臓器として臓器を再現することにより、正確性、コストおよび可能性のあるデータ操作等の領域において多数の利益がある。

30

【0066】

改良した腸前処理操作とこれに続くイメージ細分化操作とを用いた、例えばコンピュータ断層撮影(CT)または磁気共鳴映像(MRI)スキャンの間に大腸内に残留している液体や糞便を検出して仮想大腸内視鏡検査イメージから除去可能にする改良電子大腸洗浄技術を使用することにより、前記の方法を仮想大腸内視鏡検査用途にさらに改善することができる。このような方法を使用することにより、従来の大腸の物理的洗浄、およびこれに伴う不便さと不快さを最小限にするか、または完全に回避する。

40

【0067】

図15を参照して、電子大腸洗浄の第1ステップは腸前処理(ステップ1510)である。このステップは、CTまたは磁気共鳴(MRI)スキャンの実施前に行うものであり、かつ大腸内に残る残留糞便および液体が気体で満たされた大腸内および大腸壁と顕著に異なるイメージ特性を現すような状況を作ることを意図するものである。腸前処理操作の例には、CTまたはMRIスキャンの前日中に、ニューヨーク州ウェストベリーのE-Z-EM社製の、2.1%W/Vの硫酸バリウム懸濁液を250ccの服用量で3回摂取することが含まれる。3回の服用量はその日のうちに時間を空けて行うべきであり、それぞれ3回の食事と共に摂取することができる。硫酸バリウムは、大腸内に残留する糞便があればそのイメージを強調する役目を果たす。硫酸バリウムの摂取に加え、CTまたはMRI

50

スキヤンの前日中は水分摂取を増やすことが望ましい。水を摂取することもできるが、クランベリージュースが腸液を増やすことが知られており、好ましい。CTスキヤンの前日の夜およびCTスキヤンの当日の朝の両方において、60mlのジアトリゾ酸メグルミン(Diatrizoate Meglumine)とジアストリゾ酸ナトリウム(Diaztrizoate Sodium)との溶液(ミズーリ州セントルイスのマリンクロット社製のMD-Gastroviewとして市販されている)を飲んで、大腸液のイメージ特性を高めることができる。また、溶液にリン酸ナトリウムを加えて大腸内の糞便を液状化することができる。これにより大腸液および残留糞便をより均一に強調することができる。

【0068】

前記した予備腸前処理操作の例により、CTスキヤンの前に1ガロンのゴリテリー溶液を摂取する必要のあり得る従来の大腸洗浄手順の必要をなくすことができる。

10

【0069】

CTスキヤンを実施する直前に、インディアナ州インディアナポリスのエリーリリー社製のGlucagonを1ml静脈注射することにより、大腸の萎縮(collapse)を最小限にすることができる。次いで、CO₂または大気等の圧縮ガス約1000ccを用いて大腸を膨張させることができる。このガスは直腸チューブを通して導入することができる。ここで、従来のCTスキヤンを実施して大腸領域からのデータを得る(ステップ1520)。例えば、GE/CTIスパイラルモードスキヤナを用い、ヘリカルモード5mm、ピッチ1.5~2.0:1で操作してデータを得ることができる。ここで、患者の身長に合わせて既知の方法でピッチを調節する。120kVpおよび200~280mAのルーチンイメージング手順をこの操作に用いることができる。データを得て、視野内に512x512ピクセルの大きさのアレーを有する厚さ1mmのスライスイメージとして再構築することができる。この視野は患者の体格により34~40cmに変動する。このような条件下で、スライス数は患者の身長により通常300~450の間に変動する。イメージデータ集合をボリュームエレメントまたはボクセルに変換する(ステップ1530)。

20

【0070】

多くの方法でイメージ細分化を行うことができる。あるイメージ細分化法においては、局所近傍法を用いてイメージデータのボクセルを類似の輝度値に分類する。この方法では、得られたイメージの各ボクセルを近傍ボクセル群に関して評価する。関心ボクセルを中心ボクセルと呼び、関連輝度値を有する。中心ボクセルの値を近傍ボクセルの各値と比較することにより、各ボクセルに対する分類指標を定める。近傍ボクセルが中心ボクセルと同じ値を有する場合、分類指標の値を増やす。しかし、近傍ボクセルが中心ボクセルと異なる値を有する場合、中心ボクセルに対する分類指標を減らす。次いで、中心ボクセルを、局所近傍の間で最も均一な近傍を示す、最大指標値を有するカテゴリーに分類する。各分類は特定の輝度範囲を示しており、描画された1以上の物質型を代表する。導かれた類似性分類に混合確率関数を用いることにより、この方法をさらに強調することができる。

30

【0071】

イメージ細分化の別法を、低レベル処理および高レベル特徴抽出の2大操作として実施する。低レベル処理では、体の輪郭の外部領域を後の処理から排除し、かつ体の輪郭内のボクセルを輝度特性の明確な分類に関して大まかに類別する。例えば、腹部領域のCTスキヤンは、明確な輝度分布を示す傾向にあるデータ集合を生成する。図16のグラフは、このような輝度分布を、輝度閾値にしたがって分類可能な4つの明確なピーク1602、1604、1606、1608を有する例示的ヒストグラムとして図示したものである。

40

【0072】

腹部CTデータ集合のボクセルを輝度閾値により大まかに4つの群として分類する(ステップ1540)。例えば、群1は輝度が140未満のボクセルを含むことができる。この群は、通常大腸を満たすガス内部の最も密度の低い領域に対応する。群2は輝度値が2200を超えるボクセルを含むことができる。この輝度値は骨と同時に大腸内の強調された糞便および液体に対応する。群3は約900乃至約1080の範囲の輝度を有するボクセルを含む。この輝度領域は一般に、大腸に関連する可能性の低い、脂肪および筋肉等の軟

50

組織を表す。残るボクセルをまとめて群4とすることができる。このボクセルは、肺組織および軟骨と同時に大腸壁（粘膜および大腸壁周辺の部分容積混合物を含む）に関連する可能性がある。

【0073】

群1および3は大腸壁の識別においては特に価値はなく、したがって仮想大腸内視鏡検査のイメージ細分化手順の間に実質的な処理を受けない。群2に関連するボクセルは、糞便および液体を大腸壁から分離するのに重要であり、後の高レベル特徴抽出操作の間に処理される。低レベル処理を、大腸組織に最も関係のある可能性が高い第4群に集中する（ステップ1550）。

【0074】

第4群の各ボクセルに対して、輝度ベクトルをボクセル自体およびその近傍を用いて生成する。輝度ベクトルは、所定のボクセルに近接する近傍における輝度の変化の指標を備える。輝度ベクトルを定めるために用いる近傍ボクセルの数は重要ではないが、処理費用と正確性との間のトレードオフに関与している。例えば、単純ボクセル輝度ベクトルを、関心領域、前後の近傍、左右の近傍および上下の近傍を含む7つのボクセルを用いて定める。7つのボクセルは全て、関心ボクセルを3つの互いに直交する軸上で取り囲む。図17は、1次、2次および3次近傍と同時に選択ボクセル1702を含む、25ボクセル輝度ベクトルモデルの形態で輝度ベクトルの例を図示した斜視図である。選択ボクセル1702はこのモデルの中心点であり、固定ボクセルと呼ぶ。固定ボクセルと同じ平面状の12個の近傍を含むボクセルの平面スライスに固定スライス1704と呼ぶ。固定スライスに隣接する平面上に、それぞれ5つのボクセルを有する2つの隣接スライス1706がある。第1隣接スライス1706に隣接して、それぞれ1つのボクセルを有する2つの第2隣接スライス1708がある。第4群の各ボクセルに対する輝度ベクトルをまとめて局所ベクトル系列と呼ぶ。

【0075】

腹部イメージのデータ集合は通常300より多いスライスイメージを含み、それぞれのスライスイメージが 512×512 ボクセルアレーを有し、かつ各ボクセルが関連する25ボクセル局所ベクトルを有するので、特徴分析（ステップ1570）を局所ベクトル系列に対して行い、計算負荷を低減することが望ましい。このような特徴分析の1つは主成分分析（PCA）であり、局所ベクトル系列に適用して群4のボクセルに対する特徴ベクトル系列および直交変換マトリクス次元を求めることができる。

【0076】

CTイメージ輝度のヒストグラム（図16）は、特定のスキヤナ、所定の等価な前処理およびスキヤニングパラメータに対して、どの患者でも全く一定である傾向にあることが分かっている。この観察に基づき、直交変換マトリクス定めることができる。この直交変換マトリクスは、同様の条件下で同じスキヤナを用いて得た訓練データの幾つかの集合を用いることにより求めた所定のマトリクスである。このデータから、カールネンルーベ（K-L）変換等の変換マトリクスを既知の方法で作ることができる。変換マトリクスを局所ベクトル系列に適用して、特徴ベクトル系列を作る。特徴ベクトル空間領域に一度、ベクトル定量化法を用いて特徴ベクトル系列を分類することができる。

【0077】

分析的自己適応アルゴリズムを特徴ベクトルの分類に用いることができる。このアルゴリズムの定義において、 $\{X_i \in R^4 : i = 1, 2, 3, \dots, N\}$ を特徴ベクトルの系列とする。式中、 N は特徴ベクトルの数であり、 K は分類の最大数を表し、 T はデータ集合に適応可能な閾値である。各分類に対して、該アルゴリズムにより代表要素を作る。 a_k を分類 k の代表要素とし、 n_k をこの分類の特徴ベクトルの数とする。

【0078】

アルゴリズムの概略を次のように説明できる。

【数13】

10

20

30

40

1. Set $n_1=1; a_1=X_1; \bar{K}=1;$
2. obtain the class number \bar{K} and class parameters (a_k, n_k)
for $(i=1; i<N; i++)$

```

    for  $(j=1; j<\bar{K}; j++)$ 
        calculate  $d_j = dist(X_i, a_j);$ 
    end for
     $index = \text{arc min } d_j;$ 
    if  $((d_{index} < T) \text{ or } (\bar{K} = K))$ 

```

10

update class parameters:

$$a_{index} = \frac{1}{n_{index} + 1} \times (n_{index} \cdot a_{index} + X_i);$$

$$n_{index} = n_{index} + 1;$$

20

end if

else

generate new class

$$a_{\bar{K}+1} = X_i;$$

$$n_{\bar{K}+1} = 1;$$

$$\bar{K} = \bar{K} + 1;$$

30

end else

end for

3. label each feature vector to a class according to the nearest neighbor rule

```

for  $(i=1; i<N; i++)$ 
    for  $(j=1; j<\bar{K}; j++)$ 
        calculate  $d_j = dist(X_i, a_j);$ 
    end for
     $index = \text{arc min } d_j;$ 

```

40

label voxel i to class $index$.

end for

このアルゴリズムにおいて、 $\text{dist}(x, y)$ はベクトル x と y との間のユークリッド距離であり、 $\text{arc min } d_j$ は d_j を最小値にする整数 j を与える。

【0080】

前記のアルゴリズムはパラメータ T および K のみに従属する。しかし、各ボクセル群内の分類の数に關係する K の値は、臨界的ではなく、かつ $K = 18$ 等の一定値に設定することができる。しかし、ベクトル類似性閾値である T は、分類結果に大きく影響する。 T の選択値が大きすぎる場合、1つの分類だけが作られるであろう。一方、 T の値が小さすぎると、得られる分類は望ましくない冗長性を示す。 T の値を特徴ベクトル系列の最大成分変異と等しくすることにより、離散的分類の最大数が得られる。

【0081】

初期分類処理の結果、選択した群の各ボクセルに分類を与える（ステップ1570）。仮想大腸内視鏡検査の例において、群4にいくつかの分類がある。したがって、次なる作業は、群4のどの分類が大腸壁に対応しているかを定めることである。最も高い変動を示す特徴ベクトルの座標である、特徴ベクトルの第1座標は、3D局所ボクセル輝度の平均に関する情報を反映する。特徴ベクトルの残りの座標は局所近傍内の方向性輝度変化の情報を含む。大腸内部のための大腸壁ボクセルは、通常群1のガスボクセルに近いので、典型的CTデータ集合の典型的な大腸壁輝度から選択したデータサンプルにより閾値間隔を決めて、大腸壁ボクセル候補を大まかに識別する。特定のイメージング手順および装置の各々に対して特定の閾値を選択する。次に、この閾値間隔を全てのCTデータ集合（同じイメージング手順を用いて、同じ機械から得られた）に適用することができる。代表要素の第1座標を閾値間隔内に配置した場合、対応する分類を大腸壁分類とみなし、この分類の全てのボクセルを大腸壁様ボクセルとして標識する。

【0082】

各大腸壁様ボクセルは大腸壁ボクセルの候補である。大腸壁に属しない場合には3つの結果が考えられる。第1の場合は大腸内の糞便/液体に近いボクセルに関するものである。第2の場合はボクセルが肺組織領域内にある時に起きる。第3の場合は粘膜ボクセルを表す。したがって、明らかに低レベル分類は分類の度合いを不確実にする。低レベル分類の不確実性の原因は様々である。例えば、2以上の物質型（すなわち液体および大腸壁）を含むボクセルから得られた部分容積効果により不確実性の第1の場合を招く。不確実性の第2および第3の場合は、部分容積効果およびCTイメージのコントラストが低いことの両方による。したがって、高レベル特徴抽出法を本方法に用いて、CTイメージの先見的解剖学知識に基づき、大腸壁の候補を他の大腸壁様ボクセルからさらに識別する（ステップ1580）。

【0083】

高レベル特徴抽出法の初期ステップを、例レベル分類結果から肺細胞領域の除去とすることができる。図18Aは肺領域1802を明確に図示したスライスイメージの例である。肺領域1802は、図18Bに図示する通り、大腸様ボクセルにより囲まれた通常隣接する3次元ボリュームとして識別可能である。この特性により、領域拡張法を用いて肺領域を識別することができる。この方法の第1ステップは、拡張する領域内のシードボクセルを見つけることである。CTスキャンの一番上のスライスがいかなる大腸ボクセルをも含まないように、CTイメージスキャンを行うオペレータがイメージ領域を設定することが好ましい。肺の内部を空気で満たすべきであるので、単に空気ボクセルを選択することにより低レベル分類によってシードが得られる。図18の肺領域輪郭が決まると、イメージスライスから肺ボリュームを取り除くことができる（図18C）。

【0084】

高レベル特徴抽出を行う際の次のステップを、群2の強調された糞便/液体からの骨ボクセルの分離とすることができる。骨組織ボクセル1902は一般に比較的大腸壁から離れており、かつ大腸ボリュームの外側に存在する。反対に、残留糞便1906および液体1904は大腸ボリューム内に封入されている。先見的近接情報と低レベル分類処理から得られた大腸壁情報とを組み合わせることにより、大まかな大腸壁ボリュームを作る。所定

10

20

30

40

50

の数（例えば3）より多い大腸壁からのボクセル単位により分離されたボクセル、および大腸ポリュームの外側を骨として標識し、イメージから取り除くものとする。群2の残ったボクセルを大腸ポリューム内の糞便および液体を表しているものとみなすことができる（図19A～C参照）。

【0085】

糞便1906および液体1904として識別された大腸ポリューム内のボクセルをイメージから除去して、清浄な大腸管および大腸壁イメージを作ることができる。一つの領域の型は大腸壁に付着した糞便1906の小さな残留領域である。もう一方の領域の型は、盆地状大腸ヒダ（basin-like colonic folds）に集まる液体1904の大きな塊である（図19A～C参照）。

【0086】

付着した残留糞便領域1906を識別し、取り除くことができる。なぜなら、この領域は低レベル分類処理の間に作られた大まかな大腸ポリューム内部にあるからである。盆地状大腸ヒダ内の液体1906は、通常重力の効果により水平表面1908を有する。表面の上方は常にガス領域であり、液体輝度とは非常に高いコントラストをなす。したがって、液体領域の表面境界を容易に識別することができる。

【0087】

領域拡張法を用いて、付着糞便領域1906の輪郭を縁取ることができ、また大腸壁ポリュームから離れた部分を取り除くことができる。同様に、液体領域1904の輪郭も縁取ることができる。水平表面1908を除去した後、大腸壁輪郭を明らかにし、かつ清浄な大腸壁をえる。

【0088】

粘膜ボクセルを大腸壁ボクセルから区別することは困難である。前記の3次元処理によりいくつかの粘膜ボクセルを除去することができるが、全ての粘膜ボクセルを除去することは難しい。光学大腸内視鏡検査では、医師が直接大腸粘膜を視診し、粘膜の色と組織から病変を探す。仮想大腸内視鏡検査では、さらなる情報を保持するために、大腸壁上のほとんどの粘膜ボクセルをそのまま残すことができる。これは3次元ポリュームレンダリングにとって非常に有用となり得る。

【0089】

細分化した大腸壁ポリュームから、大腸の内表面、外表面および大腸壁自体を抽出して仮想物体として見るることができる。これにより、大腸の外壁を内壁と同様に検査することができるという点において、従来の光学大腸内視鏡検査よりも明らかに有利となる。さらに、大腸壁および大腸管を細分化とは別に得ることができる。

【0090】

イメージ化の前に大腸を実質的に空にしているので、一般に遭遇する問題は、大腸内腔が所々で萎縮することである。空気またはCO₂等の圧縮ガスで大腸を膨張することにより萎縮領域の発生頻度は減少するが、それでもこのような領域が発生する。仮想大腸内視鏡検査を実施する際、萎縮領域を通った飛行路を自動的に維持することが望ましく、またスキャンしたイメージデータを用いて萎縮領域の大腸内腔を少なくとも部分的に再現することが望ましい。前記したイメージ細分化法は、大腸壁の内部および外部の両方を効率的に得るので、この情報を用いて萎縮領域を通る飛行路の生成を促進することができる。

【0091】

大腸の萎縮領域を通る飛行路を延長する際、または大腸の萎縮領域を膨張する際の、第1段階は萎縮領域の検出である。大腸壁外部周辺からのイメージデータのグレースケール値は、脂肪、筋肉および他の組織等の他の領域内におけると同様に大腸壁自体のグレースケール値よりも非常に劇的に変化すると仮定して、エントロピー分析を用いて大腸の萎縮領域を検出することができる。

【0092】

例えば中心線に沿ったグレースケール値の変化の度合いをエントロピー値により表現し、かつ測定することができる。エントロピー値を計算するために、大腸壁の外面上のボクセル

10

20

30

40

50

を選択する。前記したイメージ細分化法によりこのような点を識別する。5 × 5 × 5 立方窓を画素に適用し、関心ピクセルの中心にすることができる。エントロピーを計算する前に、より小さな (3 × 3 × 3) 窓を関心ピクセルに適用して、イメージデータからノイズを除去する。その後、選択したピクセルについての窓のエントロピー値を次式により求めることができる。

【数 1 4】

$$E = \sum_i C(i) \ln(C(i))$$

式中、E はエントロピーであり、C (i) はグレースケールが i (i = 0 , 1 , 2 , . . . , 255) である窓内の点の数である。次いで、各窓に対して計算したエントロピー値を所定の閾値と比較する。空気の領域では、組織領域に比べてエントロピー値は非常に低いであろう。したがって、大腸内腔の中心線に沿ってエントロピー値が増加し、所定の閾値を越えた場合、萎縮領域が示される。正確な閾値は重要ではなく、部分的にはイメージ化手順に依存し、特にイメージ化装置に依存するであろう。

【0093】

萎縮領域が検出されると、1 ボクセル幅のナビゲーション線で萎縮の中心を貫通することにより、事前に決めた中心線飛行路を萎縮領域を通して延長することができる。

【0094】

大腸内腔を通して仮想カメラの飛行路を自動的に継続するのに加えて、物理的モデル法を用いて大腸の萎縮領域を仮想的に広げて、萎縮領域の特性のいくつかを回復することができる。この方法では、大腸壁の物理的特性のモデルを開発する。このモデルから、動き、質量密度、減衰密度、伸びおよび曲げ係数のパラメータをラグランジェ方程式のために概算する。次いで、膨張力モデル (すなわち、大腸に送り込まれた空気等の気体または液体) を立て、ラグランジェ方程式により定まるように、大腸の弾性特性に関して適用して、大腸イメージの萎縮領域を自然な形状に復元する。

【0095】

大腸を表すために、有限要素法を大腸内腔の萎縮領域または閉塞領域に適用することができる。8 ボクセルの長方形等の一定のグリッド内の要素をサンプリングし、次いで伝統的なボリュームレンダリング法を適用することによりこれを行うことができる。または、四面形等の不規則ボリューム表現法を萎縮領域に適用することができる。

【0096】

外力 (空気注入) モデルを大腸モデルに適用する際、外力の大きさをまず決定して萎縮大腸壁領域を適当に分離する。3次元拡張モデルを用いて、並列的に大腸壁の内表面および外表面をたどることができる。それぞれの表面を、萎縮領域の開始点から拡張発信源まで印をつけて、力モデルを適用して類似かつ自然な方法で表面を広げる。内表面と外表面との間の領域、すなわち大腸壁を共有領域として分類する。外部反発力モデルをこれらの共有領域に適用して、自然な方法で萎縮大腸壁部分を分離し、かつ膨張する。

【0097】

仮想検査に供せられる大腸等の仮想物体の特徴をより鮮明に可視化するために、該物体の種々のテクスチャのレンダリングを与えることが有利である。このようなテクスチャは光学大腸内視鏡検査中に示されるカラーイメージ中に観察することができるが、このテクスチャはCTイメージデータで得られる白黒グレースケールではしばしば失われてしまう。したがって、仮想検査中にテクスチャをイメージ化するシステムおよび方法が必要とされる。

【0098】

図 20 は、テクスチャ成分を有する仮想物体を生成する本発明の方法を示すフローチャートである。この方法の目的は、光学大腸内視鏡イメージにより例えば有形の人間から赤 - 緑 - 青 (RGB) 色空間中で得られたテクスチャを仮想物体を生成するのに用いたグレースケール白黒CTイメージデータ上に描くことである。光学大腸内視鏡イメージは、ビデ

10

20

30

40

50

カメラ等のカメラからのアナログ光学像を受けて、インターフェースポート 1431 を経由して CPU 1423 に提供可能なデジタルデータに像を変換するデジタル「フレームグラバ (frame grabber)」1429 (図 14) 等の従来のデジタルイメージ収集法により得ることができる。この処理の第 1 ステップは、CT イメージデータの細分化である (ステップ 2010)。前記したイメージ細分化法をグレースケールイメージの輝度閾値の選択に適用して、CT イメージデータを骨、大腸壁および空気等の種々の組織型に分類する。

【0099】

CT イメージデータにイメージ細分化を施すのに加えて、光学イメージのテクスチャ特徴を光学イメージデータから抽出しなければならない (ステップ 2020)。これを行うために、ガウシアンフィルタを光学イメージデータに適用し、続いて副標本を取ってデータを多解像度ピラミッドに分解することができる。また、ラプラシアンフィルタおよび操縦可能 (steerable) フィルタを多解像度ピラミッドに適用してデータの指向性および非指向性特徴を得ることもできる。この方法はテクスチャ特徴を抽出し捕らえるには効果的であるものの、この方法を実行するには多大なメモリと処理能力が必要である。

10

【0100】

光学イメージからテクスチャ特徴を抽出する別の方法は、ウェーブレット変換を用いるものである。しかし、ウェーブレット変換は通常計算的には効率的であるが、従来のウェーブレット変換は、軸に平行な指向性を有する特徴を捉えるのみであり、関心領域に直接適用できないという制限があった。この制限を克服するために、分離不能なフィルタを使うことができる。例えば、リフティングスキームを用いて、予測および更新の 2 段階を用いるどの次元においてもウェーブレット変換用フィルタバンクを作ることができる。このようなフィルタバンクを、多次元多項補間用ブーアロム (Boor-Rom) アルゴリズムにより合成することができる。

20

【0101】

テクスチャの特徴を光学イメージデータから抽出した後、モデルを生成してこれらの特徴を記述しなければならない (ステップ 2030)。これは、例えば自然テクスチャ起因性の非ガウシアン分布のエントロピーの概算および操作に基づくノンパラメトリック・マルチスケール統計モデルを用いて実行することができる。

30

【0102】

一旦光学イメージデータからテクスチャモデルを作ると、テクスチャマッチングを行ってこれらのモデルを細分化 CT イメージデータと関連させなければならない (ステップ 2050)。テクスチャが連続的な CT イメージデータの領域において、対応するテクスチャの分類は容易に一致する。しかし、2 つ以上のテクスチャ領域の間の境界領域においては、処理はより複雑である。境界領域周辺の CT データの細分化によりしばしばデータが曖昧になる。すなわち、結果が各物質または各組織からのテクスチャの割合を反映し、各物質または各組織の種々の重み付けによって変化する。重み付けの割合を用いて、一致基準の重要度を設定することができる。

【0103】

ノンパラメトリック・マルチスケール統計モデルの場合、交差エントロピーまたはカルバックライバー (Kullback-Leiber) 分岐アルゴリズムを用いて、境界領域の異なるテクスチャの分布を測定することができる。

40

【0104】

テクスチャマッチングの後、CT イメージデータにテクスチャ合成を施す (ステップ 2050)。光学イメージデータを CT イメージデータと融合することによりこれを行う。骨に現れるような等方性テクスチャパターンに対しては、テクスチャを直接光学データからサンプリングして細分化 CT イメージデータにすることができる。大腸粘膜等の不等方性テクスチャ領域に対しては、多解像度サンプリング手順が好ましい。この処理では、均一および不均一領域の選択的再サンプリングを用いる。

【0105】

50

強制イメージ化に加え、前記した方法により、検査している領域に仮想電子生体組織検査を実施して、柔軟かつ非侵襲な生体組織検査を行うためのシステムの基礎も作ることができる。ポリウムレンダリング法は定義した伝達関数を用いて、本来のポリウムデータの異なる領域のサンプル値を異なる色および不透明度に表す。仮想検査の間に疑わしい領域が検出されると、医師はポリウムレンダリング処置の間に用いた伝達関数を相互作用的に変えて、見えている壁が実質的に透明となり、領域内部を見ることができるようになることができる。

【0106】

仮想生体組織検査を実施するのに加えて、本発明のシステムおよび方法を延長して、自動化したポリープ検出を行うことができる。例えば大腸内に発生したポリープは、通常大腸壁から伸びる小さな出っ張った丘状構造である。この構造は、大腸壁のヒダから識別可能である。したがって、微分幾何モデルを用いて、大腸壁上のこのようなポリープを検出することができる。

10

【0107】

C - 2 平滑表面モデルを用いて大腸内腔の表面を表現することができる。このモデルでは、表面上の各ボクセルは、ガウシアン曲率を有する関連幾何学的特徴を有し、これをガウシアン曲率場と呼ぶ。ポリープを示すかもしれない表面に出っ張った丘は、ガウシアン曲率場に独特の局所特徴を持つ。したがって、ガウシアン曲率場で具体的局所特徴を探すことにより、ポリープを検出することができる。

【0108】

図14に図示するシステムを、CPU1409およびCPU1423の操作を制御するために設けられた適当なソフトウェアと共に用いて前記の方法のいずれをも実施することができる。

20

【0109】

前記のものは単に本発明の原理を説明したのみである。したがって、ここで例示または説明をしていないが、本発明の原理を具体化し、かつ特許請求の範囲で定められる本発明の精神および範囲内である多数のシステム、装置および方法を当業者が考え出すことは可能であるということが理解されるであろう。

【0110】

例えば、ここで説明したシステムおよび方法を、動物、魚または無生物の仮想検査に適用することができる。記載した医療分野での使用の外に、本発明を応用して、開けることのできない密封した物体の内容物を検出することができる。また、本発明をビル等の建築構造物または洞窟の内部に用い、オペレータが構造内を航行可能にすることができる。

30

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明に関して、物体、特には大腸の仮想検査を実施するステップのフローチャートである。

【図2】 仮想臓器内で誘導ナビゲーションを行う「潜水艦」カメラモデルの説明図である。

【図3】 「潜水艦」カメラのピッチおよびロールを表す振り子の説明図である。

【図4】 2つの遮断壁を同定するポリュメトリック大腸の2次元断面を表す略図である

40

【図5】 開始ポリウムエレメントおよび終了ポリウムエレメントを選択したポリュメトリック大腸の2次元断面を表す略図である。

【図6】 遮断壁および大腸表面により囲まれた離散的サブポリウムを示す、ポリュメトリック大腸の2次元断面を表す略図である。

【図7】 複数のレイヤーを剥したポリュメトリック大腸の2次元断面を表す略図である

【図8】 残留飛行路を含むポリュメトリック大腸の2次元断面を表す略図である。

【図9】 スキャンした臓器のポリウム画像を作る工程のフローチャートである。

【図10】 セルに副分割した仮想大腸の図解ある。

50

【図11】 (a)は仮想的に検査した臓器の図解であり、(b)は(a)の臓器を描画する際に作られたスタブツリーの図解であり、(c)は(a)の臓器を描画する間に作られたスタブツリーのさらなる図解である。

【図12a】 (a)はあるセル内に物体を有する描画する状況の図解である。

【図12b】 (b)は(a)の状況を描画する間に作られたスタブツリーの図解である。

【図12c】 (c)は(a)の画像を描画する間に作られたスタブツリーのさらなる図解である。

【図12d】 (d)は(a)の画像を描画する間に作られたスタブツリーのさらなる図解である。

【図12e】 (e)は(a)の画像を描画する間に作られたスタブツリーのさらなる図解である。

【図13】 レイヤーの除去が可能なポリープを含む仮想大腸の2次元表示である。

【図14】 本発明に係るヒトの臓器の仮想検査を実施するのに用いるシステムの略図である。

【図15】 改良した画像細分化法を表すフローチャートである。

【図16】 典型的な腹部CTデータセットのボクセル輝度対頻度のグラフである。

【図17】 関心ボクセルを含む輝度ベクトル構造およびその選択された隣接部の斜視略図である。

【図18】 Aは主として肺を含む領域を表す、ヒトの腹部のCTスキャンからの画像スライスの一例であり、BはAの画像スライス中の肺領域を識別して表した絵図であり、CはBで識別された肺ボリュームを取り除いて表した絵図である。

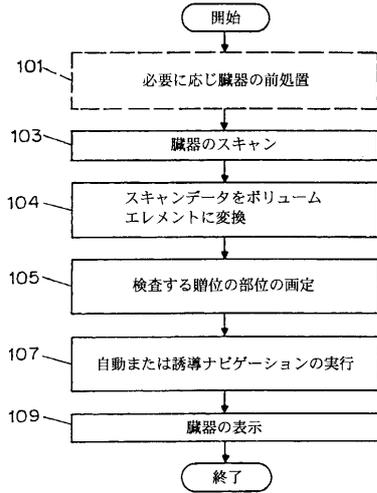
【図19】 Aは主として大腸の一部と骨を含む領域を表す、ヒトの腹部のCTスキャンからの画像スライスの一例であり、BはAの画像スライス中の大腸と骨を識別して表した絵図であり、CはAから骨の領域を除いた画像スキャンを表す絵図である。

【図20】 テクスチャを白黒画像データに適用する方法を表すフローチャートである。

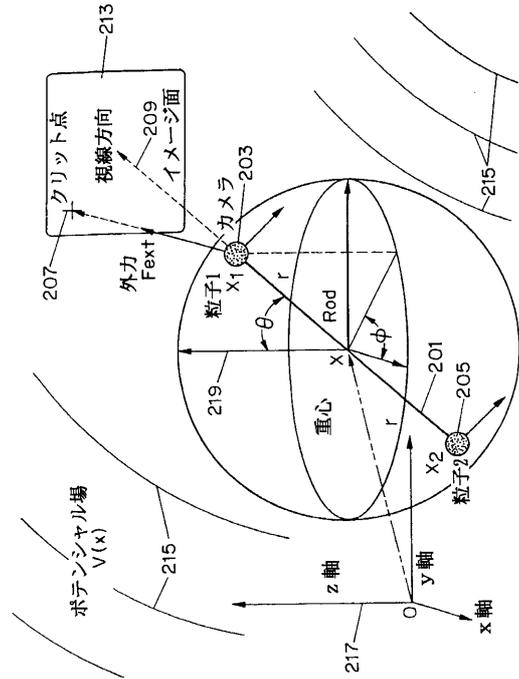
10

20

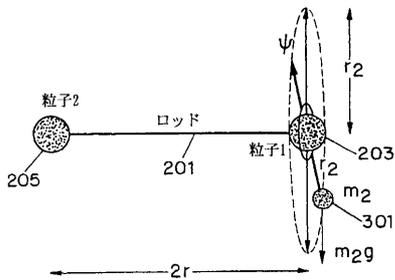
【図1】



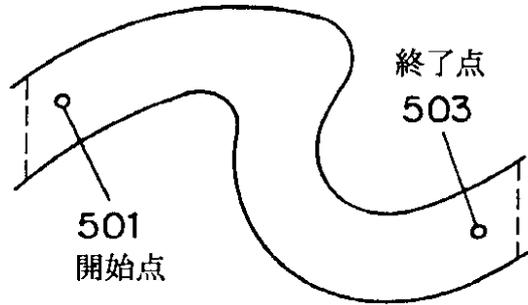
【図2】



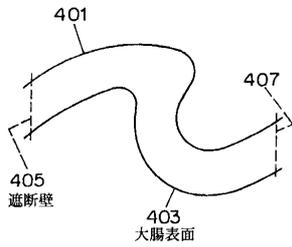
【図3】



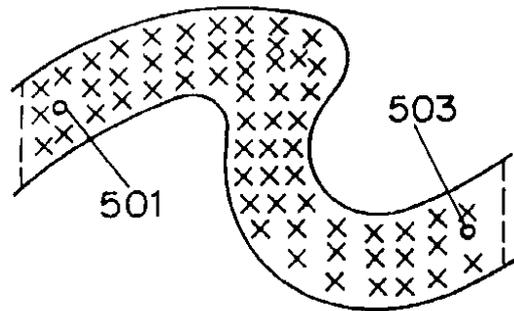
【図5】



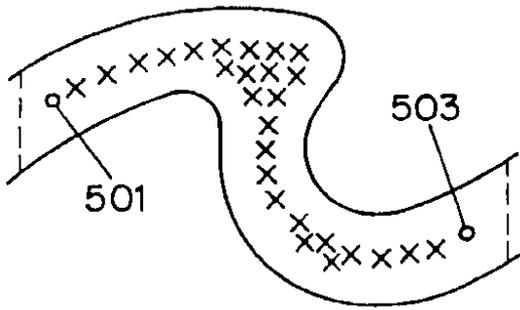
【図4】



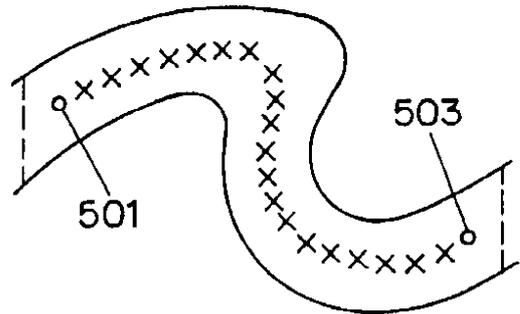
【図6】



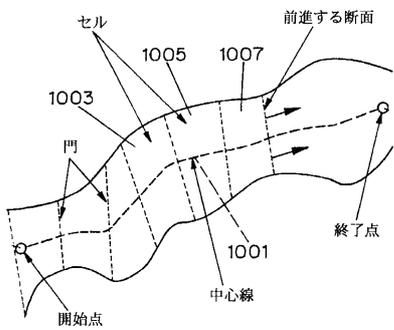
【図7】



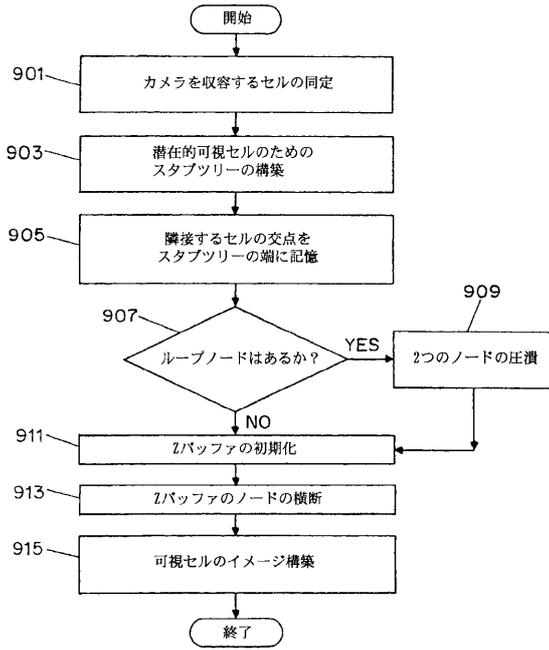
【図8】



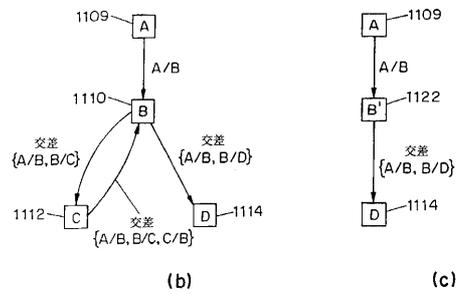
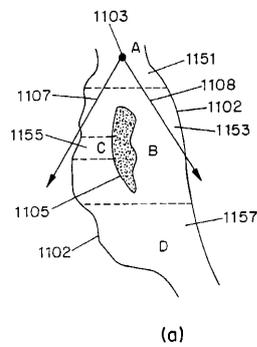
【図10】



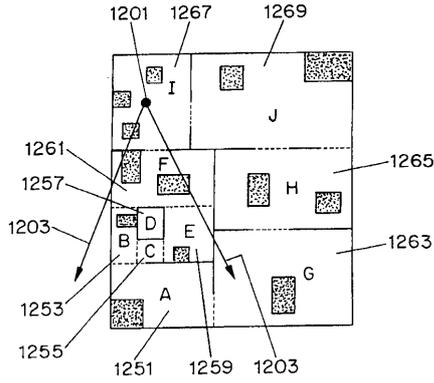
【図9】



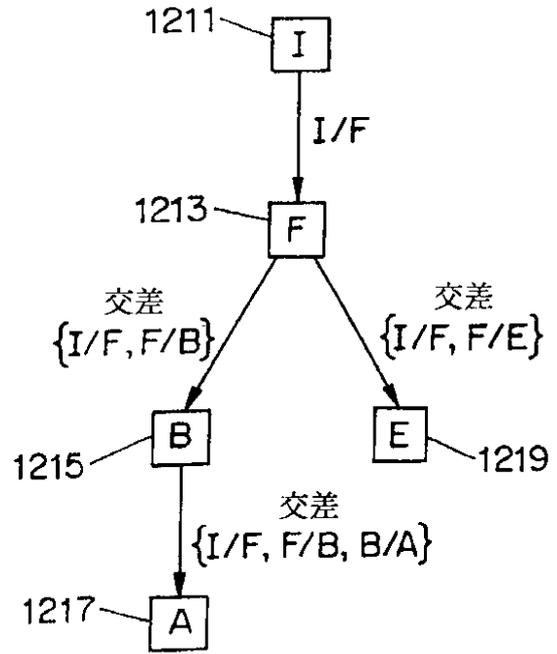
【図11】



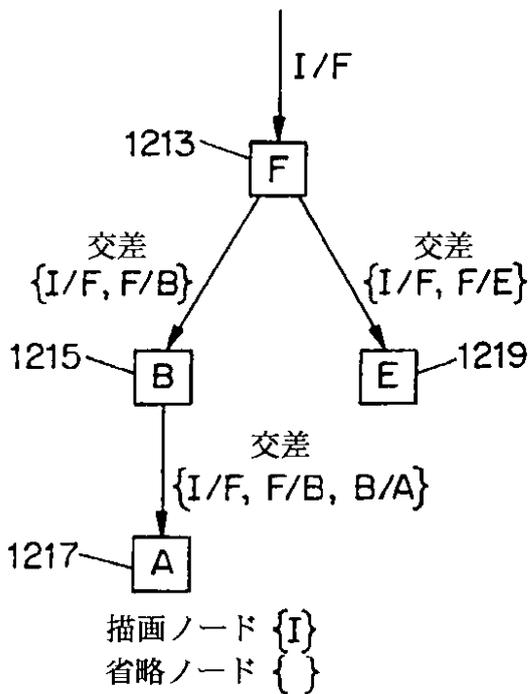
【図12a】



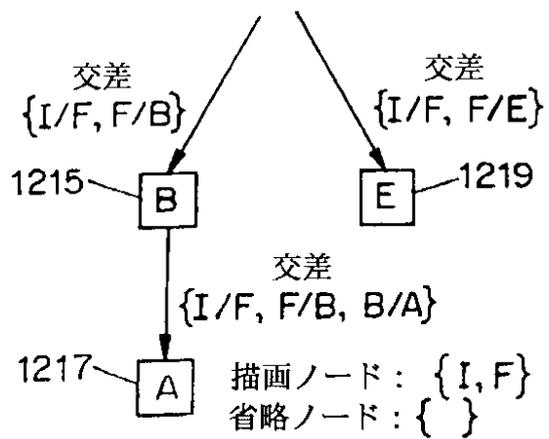
【図12b】



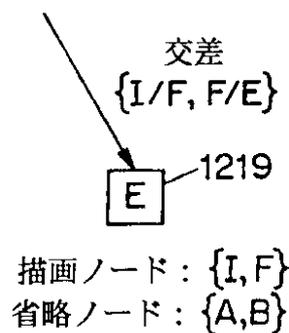
【図12c】



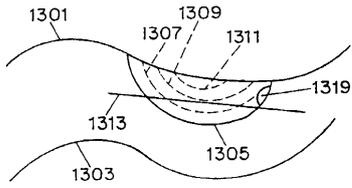
【図12d】



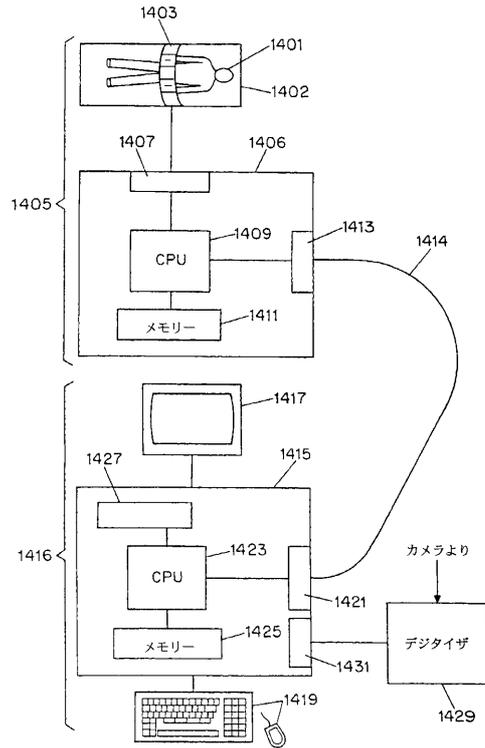
【図12e】



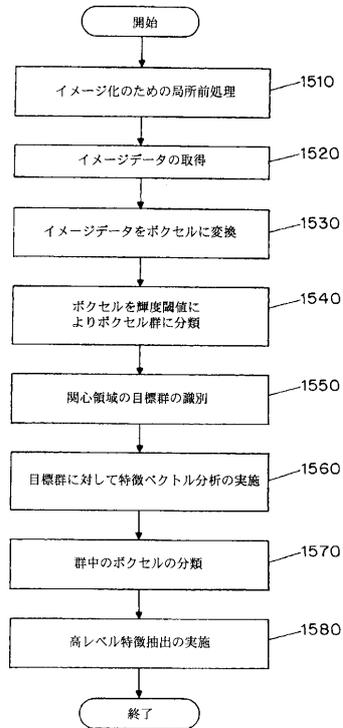
【図13】



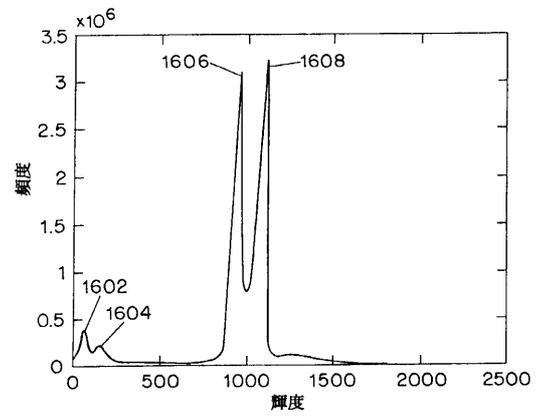
【図14】



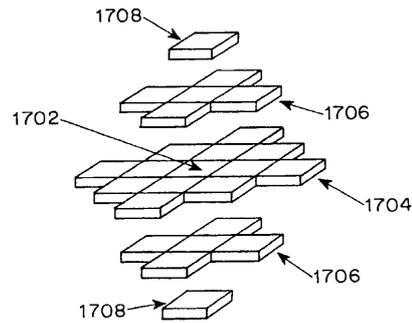
【図15】



【図16】



【図17】



【図18a】

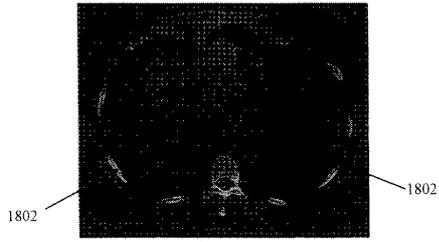


FIG. 18A

【図18c】

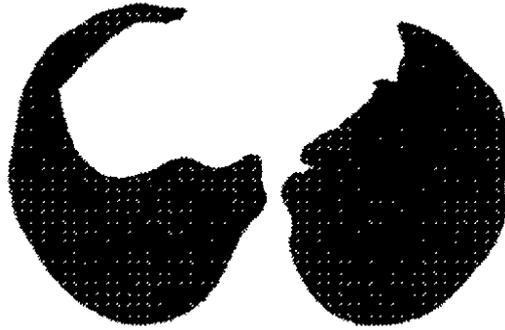


FIG. 18C

【図18b】

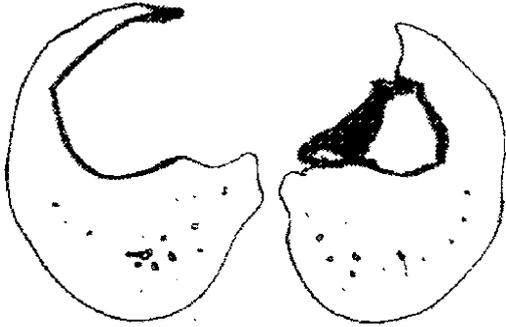


FIG. 18B

【図19a】

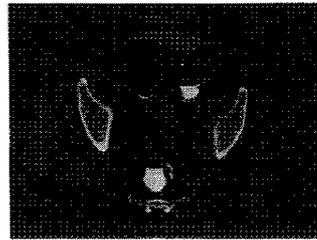


FIG. 19A

【図19b】

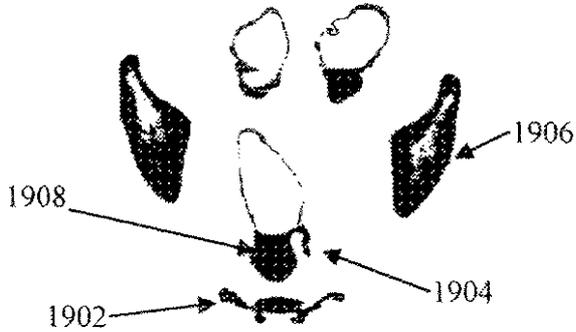
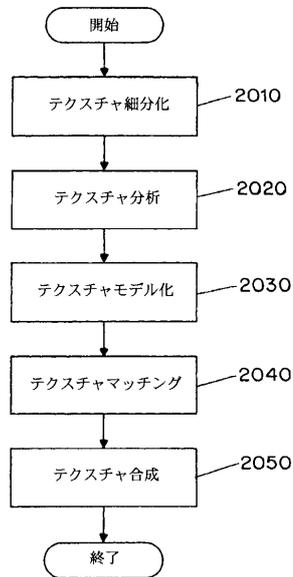


FIG. 19B

【図20】



【図19c】



FIG. 19C

フロントページの続き

- (74)代理人 100072051
弁理士 杉村 興作
- (72)発明者 アリー イー カウフマン
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 11803 プレインビュー セダー ドライヴ ダブリュー
94
- (72)発明者 ツェンロン リャン
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 11790 ストーニー ブルック ホートン ブールヴァー
ド 28
- (72)発明者 マーク アール ワックス
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 11740 グリーンローン イー サンダース ストリート
6
- (72)発明者 ミン ワン
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 11790 ストーニー ブルック チャピン コンプレック
ス 459
- (72)発明者 ドンチン チェン
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 11779 レイク ロンコンコマ ロンコンコマ アヴェニ
ュー 100 イー1

審査官 伊知地 和之

- (56)参考文献 特開平07-265295(JP,A)
特開平02-257376(JP,A)
特開平06-274652(JP,A)
特開平09-016805(JP,A)
特開平10-031761(JP,A)
特開平09-006986(JP,A)
特開昭63-024478(JP,A)
Liang Z et al., "Inclusion of A Priori Information in Segmentation of Colon Lumen for
3D Virtual Colonoscopy", 1997 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, 米国,
1997年11月, Vol.2, p.1423-1427
土井 章男 外2名, "ボリウムデータから有限要素法メッシュを構築する一手法", 電子情
報通信学会論文誌, 日本, 社団法人電子情報通信学会, 1999年 1月25日, 第J82-D
- I I 巻, 第1号, p.162-165

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G06T 15/00 - 17/50
G06T 1/00
A61B 5/055
A61B 6/00 - 6/14
CSDB(日本国特許庁)

专利名称(译)	用于执行三维虚拟分割和检查的系统和方法		
公开(公告)号	JP4435430B2	公开(公告)日	2010-03-17
申请号	JP2000605971	申请日	2000-03-17
申请(专利权)人(译)	国家盐湖城纽约的研究基金会		
当前申请(专利权)人(译)	国家盐湖城纽约的研究基金会		
[标]发明人	アリーイーカウフマン ツェンロンリャン マークアールワックス ミンワン ドンチンチェン		
发明人	アリー イー カウフマン ツェンロン リャン マーク アール ワックス ミン ワン ドンチン チェン		
IPC分类号	G06T17/40 A61B5/055 A61B6/03 G06T1/00 G06T15/00 G06T5/00 G06T7/00 G06T15/04 G06T15/08 G06T15/40 G06T17/00		
CPC分类号	G06K9/209 G06K9/38 G06K2209/05 G06T7/0012 G06T7/11 G06T15/04 G06T15/08 G06T19/20 G06T2207/10081 G06T2207/20156 G06T2207/30032 G06T2210/28 G06T2210/41 G06T2219/2021		
FI分类号	G06T17/40.D A61B5/05.380 A61B6/03.360.G G06T1/00.290.B G06T15/00.100.A		
代理人(译)	杉村健二 泽田达也		
优先权	60/125041 1999-03-18 US 09/343012 1999-06-29 US		
其他公开文献	JP2002539568A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种系统和方法，用于使用体积可视化技术生成诸如器官的对象的三维可视化图像，并使用导航系统探索图像，该导航系统允许操作者沿着飞行路径行进并且将视图调整到特定的感兴趣的图像的一部分，例如，以识别可视化器官中的息肉，囊肿或其他异常特征。还可以对可视化对象中的识别的生长或质量执行电子活组织检查。通过采用肠道准备然后进行图像分割操作，通过电子方式从结肠图像中去除残留的粪便，液体和非结肠组织，可以增强虚拟结肠镜检查。还使用方法使用图像分割结果来实际扩展结肠塌陷区域。

$$\left(\frac{\partial V(x)}{\partial x}, \frac{\partial V(x)}{\partial y}, \frac{\partial V(x)}{\partial z} \right)$$