

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4518470号
(P4518470)

(45) 発行日 平成22年8月4日(2010.8.4)

(24) 登録日 平成22年5月28日(2010.5.28)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/03 360 E

請求項の数 18 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2003-555445 (P2003-555445)
 (86) (22) 出願日 平成14年12月19日 (2002.12.19)
 (65) 公表番号 特表2005-514086 (P2005-514086A)
 (43) 公表日 平成17年5月19日 (2005.5.19)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2002/040733
 (87) 國際公開番号 WO2003/054803
 (87) 國際公開日 平成15年7月3日 (2003.7.3)
 審査請求日 平成17年8月18日 (2005.8.18)
 (31) 優先権主張番号 60/343,012
 (32) 優先日 平成13年12月20日 (2001.12.20)
 (33) 優先権主張国 米国(US)
 (31) 優先権主張番号 10/322,326
 (32) 優先日 平成14年12月18日 (2002.12.18)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 593063105
 シーメンス メディカル ソリューションズ ユーエスエー インコーポレイテッド
 Siemens Medical Solutions USA, Inc.
 アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マルヴァーン ヴァレー ストリーム パークウェイ 51
 51 Valley Stream Parkway, Malvern, PA 19355-1406, U. S. A.
 (74) 代理人 100061815
 弁理士 矢野 敏雄
 (74) 代理人 100094798
 弁理士 山崎 利臣

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】仮想内視鏡検査のための自動ナビゲーション

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

構造体の内腔内で仮想内視鏡の視点をナビゲーションする方法において、
 前記仮想内視鏡の原位置における視点からの第1の複数の射線を配列するステップと、
 前記第1の複数の射線から最長射線を決定するステップと、
 前記最長射線の方向に基づき前記仮想内視鏡の視点の方向を調整するステップと、
 前記視点の移動速度に依存する重み付け係数を使用して前記仮想内視鏡の前記原位置における視点の初期方向と前記調整された視点の方向とを混合することにより前記仮想内視鏡の視点の重み付けされた新たな方向を計算するステップであって、前記視点の移動速度が前記視点に振動運動を発生させ得る所定速度以上の速度であるときは、前記調整された視点の方向に前記初期方向よりも高い重み付けをする重み付け係数が使用され、前記視点の移動速度が前記所定速度未満の速度であるときは、前記調整された視点の方向に前記初期方向よりも低い重み付けをする重み付け係数が使用されるステップと、

前記仮想内視鏡の前記重み付けされた新たな方向を有する前記調整された視点からの第2の複数の射線を配列するステップと、

前記調整された視点の前記重み付けされた新たな方向に対して直交する前記第2の複数の射線のなかから直交射線のセットを選択するステップと、

前記選択された直交射線に基づき前記仮想内視鏡の前記視点をセンタリングすることにより前記仮想内視鏡の新たな位置を決定するステップと、

前記視点を前記新たな位置に前進させるステップと、

10

20

を含むことを特徴とする方法。

【請求項 2】

前記第1の複数の射線を配列するステップ、前記最長射線を決定するステップ、前記視点の方向を調整するステップ、前記視点の重み付けされた新たな方向を計算するステップ、前記第2の複数の射線を配列するステップ、前記直交射線のセットを選択するステップ、前記新たな位置を決定するステップ、及び、前記視点を前進させるステップは、前記視点のナビゲーションが完了するまで繰り返されることを特徴とする請求項1記載の方法。

【請求項 3】

前記選択された直交射線に基づき前記仮想内視鏡の前記視点をセンタリングすることにより前記仮想内視鏡の新たな位置を決定するステップは、

10

前記直交射線のそれぞれと内腔との交点を決定するステップと、

前記交点の平均を決定し、その平均を中心点として使用するステップと、
を含むことを特徴とする請求項1記載の方法。

【請求項 4】

前記視点から見た内腔の3次元画像をレンダリングするステップを含むことを特徴とする請求項1記載の方法。

【請求項 5】

前記レンダリングするステップは、複数の2次元画像を取得するために内腔の構造を走査し、前記複数の2次元画像から3次元画像をレンダリングするステップを含むことを特徴とする請求項4記載の方法。

20

【請求項 6】

前記第1の複数の射線から前記最長射線を決定するステップは、レイキャスティング画像レンダリング技術を利用するステップを含むことを特徴とする請求項1記載の方法。

【請求項 7】

前記調整された視点の前記重み付けされた新たな方向 V' は、 $V' = wR + (1 - w)V$ として計算され、ここで、 V は前記視点の前記初期方向、 R は前記最長射線の方向、 w は重み付け係数である、ことを特徴とする請求項1記載の方法。

【請求項 8】

前記重み付け係数 w は、 $w = \min(a b s(d/f), 1.0)$ として計算され、ここで、 d は、前記視点が前記調整された方向へ前進する所定距離、 f はスケーリング係数である、ことを特徴とする請求項7記載の方法。

30

【請求項 9】

マシンにより読み出可能なプログラム記憶デバイスであって、前記デバイスはマシンにより実行可能なプログラム命令を含んでおり、前記プログラム命令は構造体の内腔内で仮想内視鏡の視点をナビゲーションするための方法のステップを実行させるものであり、前記方法は、

前記仮想内視鏡の原位置における視点からの第1の複数の射線を配列するステップと、前記第1の複数の射線から最長射線を決定するステップと、

前記最長射線の方向に基づき前記仮想内視鏡の視点の方向を調整するステップと、

前記視点の移動速度に依存する重み付け係数を使用して前記仮想内視鏡の前記原位置における視点の初期方向と前記調整された視点の方向とを混合することにより前記仮想内視鏡の視点の重み付けされた新たな方向を計算するステップであって、前記視点の移動速度が前記視点に振動運動を発生させ得る所定速度以上の速度であるときは、前記調整された視点の方向に前記初期方向よりも高い重み付けをする重み付け係数が使用され、前記視点の移動速度が前記所定速度未満の速度であるときは、前記調整された視点の方向に前記初期方向よりも低い重み付けをする重み付け係数が使用されるステップと、

40

前記仮想内視鏡の前記重み付けされた新たな方向を有する前記調整された視点からの第2の複数の射線を配列するステップと、

前記調整された視点の前記重み付けされた新たな方向に対して直交する前記第2の複数の射線のなかから直交射線のセットを選択するステップと、

50

前記選択された直交射線に基づき前記仮想内視鏡の前記視点をセンタリングすることにより前記仮想内視鏡の新たな位置を決定するステップと、

前記視点を前記新たな位置に前進させるステップと、
を含むことを特徴とするプログラム記憶デバイス。

【請求項 10】

前記第1の複数の射線を配列するステップ、前記最長射線を決定するステップ、前記視点の方向を調整するステップ、前記視点の重み付けされた新たな方向を計算するステップ、前記第2の複数の射線を配列するステップ、前記直交射線のセットを選択するステップ、前記新たな位置を決定するステップ、及び、前記視点を前進させるステップは、前記視点のナビゲーションが完了するまで繰り返されることを特徴とする請求項9記載のプログラム記憶デバイス。10

【請求項 11】

前記選択された直交射線に基づき前記仮想内視鏡の前記視点をセンタリングすることにより前記仮想内視鏡の新たな位置を決定するステップは、
前記直交射線のそれぞれと内腔との交点を決定するステップと、
前記交点の平均を決定し、その平均を中心点として使用するステップと、
を含むことを特徴とする請求項9記載のプログラム記憶デバイス。

【請求項 12】

前記視点から見た内腔の3次元画像をレンダリングするステップを含むことを特徴とする請求項9記載のプログラム記憶デバイス。20

【請求項 13】

前記レンダリングするステップは、複数の2次元画像を取得するために内腔の構造を走査し、前記複数の2次元画像から3次元画像をレンダリングするステップを含むことを特徴とする請求項12記載のプログラム記憶デバイス。

【請求項 14】

前記第1の複数の射線から前記最長射線を決定するステップは、レイキャスティング画像レンダリング技術を利用するステップを含むことを特徴とする請求項9記載のプログラム記憶デバイス。

【請求項 15】

前記調整された視点の前記重み付けされた新たな方向 V' は、 $V' = wR + (1 - w)V$ として計算され、ここで、 V は前記視点の前記初期方向、 R は前記最長射線の方向、 w は重み付け係数である、ことを特徴とする請求項9記載のプログラム記憶デバイス。30

【請求項 16】

前記重み付け係数 w は、 $w = \min(a b s(d/f), 1.0)$ として計算され、ここで、 d は、前記視点が前記調整された方向へ前進する所定距離、 f はスケーリング係数である、ことを特徴とする請求項15記載のプログラム記憶デバイス。

【請求項 17】

構造体の内腔内で仮想内視鏡の視点をナビゲーションする方法において、
前記仮想内視鏡の視点からの第1の複数の射線を配列するステップと、
前記第1の複数の射線から最長射線を決定するステップと、40
前記最長射線の方向に基づき前記仮想内視鏡の視点の初期方向を調整された方向に調整するステップと、
前記仮想内視鏡の調整された視点からの第2の複数の射線を配列するステップと、

前記調整された視点の方向に対して直交する前記第2の複数の射線のなかから直交射線のセットを選択するステップと、

前記選択された直交射線に基づき前記仮想内視鏡の前記視点をセンタリングすることにより前記視点の新たな位置を決定するステップと、

前記視点を前記調整された方向にナビゲーション速度に従って前進させるステップであって、前記最長射線の方向に基づき前記初期方向を前記調整された方向に調整するために使用される重み付け係数は前記ナビゲーション速度に基づいて決定され、前記ナビゲーシ50

ヨン速度が前記視点に振動運動を発生させ得る所定速度以上の速度であるときは、前記最長射線の方向に前記初期方向よりも高い重み付けをする重み付け係数が使用され、前記ナビゲーション速度が前記所定速度未満の速度であるときは、前記最長射線の方向に前記初期方向よりも低い重み付けをする重み付け係数が使用されるステップと、
を含むことを特徴とする方法。

【請求項 1 8】

前記ナビゲーション速度は、ユーザによって設定されることを特徴とする請求項1 7記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0 0 0 1】

本発明は一般的にはコンピュータビジョンおよび画像システムに関するものであり、より詳細には仮想内視鏡検査での自動ナビゲーションシステムおよび自動ナビゲーション方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

仮想内視鏡検査（V E）とは、患者固有の3D解剖データセットを使用する標準的最小侵襲性内視鏡的処置のコンピュータシミュレーションに基づく診断方法である。現在の内視鏡的処置の例は、気管支鏡検査法、膀胱鏡検査法、心臓鏡検査法、および尿道鏡検査法を含む。非侵襲性に得られた患者固有の解剖構造をV E可視化することにより、実際の内視鏡検査に関連する危険性（例えば穿孔、感染、出血等）が回避される。そして内視鏡検査者に実際の内視鏡検査を実行する前に重要な情報を提供する。このような理解は手続き的な困難性を最小にし、患者の罹患率を低減し、トレーニングを向上させ、診断結果のよりよい理解を促進する。

20

【0 0 0 3】

仮想内視鏡検査では、3D画像が2次元（2D）コンピュータトモグラフ（CT）または磁気共鳴データから形成される。これは例えばボリュームレンダリングによって行われる。これらの3D画像は実際の内視鏡、例えばファイバ光学的内視鏡から到来する画像をシミュレートするために形成される。この意味するのは、仮想内視鏡の視点を器官内腔の内側または他の人体構造の内側に選択しなければならないことである。さらに器官のレンダリングは広い視覚を以て、典型的には100°での遠近的レンダリングを使用して実行しなければならないであろう。この視点は、内腔の内側に沿って移動しなければならず、このことは3D平行移動および3D回転を適用しなければならないことを意味する。これらのパラメータをインタラクティブに制御することは挑戦である。

30

【0 0 0 4】

仮想内視鏡の視点をナビゲーションするために共通に使用される技術は、「ライト」経路を事前に計算すること、および仮想内視鏡の視点をこの経路に沿って自動的に移動することである。しかしこの技術は、セグメント化と軌道計算ステップを必要とし、これは時間がかかり、失敗することもある。

【0 0 0 5】

40

発明の要約

仮想内視鏡検査における内視鏡の視点を自動的にナビゲーションするためのシステムおよび方法が提案される。本発明のシステムおよび方法は自動的に仮想内視鏡の方向および配向を決定する。従ってユーザは、1つのパラメータ、すなわち前進または後進速度だけをコントロールすればよい。本発明により器官内部での即時のインタラクティブなナビゲーションが可能になり、その際に例えばセグメント化および経路発生を前処理する必要はない。

【0 0 0 6】

本発明の一側面によれば、構造体の内腔内で仮想内視鏡の視点をナビゲーションする方法が提供される。この方法は、上記仮想内視鏡の原位置における視点からの第1の複数の

50

射線を配列するステップと、上記第1の複数の射線から最長射線を決定するステップと、上記最長射線の方向に基づき上記仮想内視鏡の視点の方向を調整するステップと、上記視点の移動速度に依存する重み付け係数を使用して上記仮想内視鏡の上記原位置における視点の初期方向と上記調整された視点の方向とを混合することにより上記仮想内視鏡の視点の重み付けされた新たな方向を計算するステップであって、上記視点の移動速度が上記視点に振動運動を発生させ得る所定速度以上の速度であるときは、上記調整された視点の方向に上記初期方向よりも高い重み付けをする重み付け係数が使用され、上記視点の移動速度が上記所定速度未満の速度であるときは、上記調整された視点の方向に上記初期方向よりも低い重み付けをする重み付け係数が使用されるステップと、上記仮想内視鏡の上記重み付けされた新たな方向を有する上記調整された視点からの第2の複数の射線を配列するステップと、上記調整された視点の上記重み付けされた新たな方向に対して直交する上記第2の複数の射線のなかから直交射線のセットを選択するステップと、上記選択された直交射線に基づき上記仮想内視鏡の上記視点をセンタリングすることにより上記仮想内視鏡の新たな位置を決定するステップと、上記視点を上記新たな位置に前進させるステップと、を含む。この方法ではさらに、上記第1の複数の射線を配列するステップ、上記最長射線を決定するステップ、上記視点の方向を調整するステップ、上記視点の重み付けされた新たな方向を計算するステップ、上記第2の複数の射線を配列するステップ、上記直交射線のセットを選択するステップ、上記新たな位置を決定するステップ、及び、上記視点を前進させるステップは、上記視点のナビゲーションが完了するまで繰り返され得る。また、上記選択された直交射線に基づき上記仮想内視鏡の上記視点をセンタリングすることにより上記仮想内視鏡の新たな位置を決定するステップは、上記直交射線のそれぞれと内腔との交点を決定するステップと、上記交点の平均を決定し、その平均を中心点として使用するステップと、を含み得る。

【0007】

この方法はさらに、上記視点から見た内腔の3次元画像をレンダリングするステップを含み得る。また、上記レンダリングするステップは、複数の2次元画像を取得するために内腔の構造を走査し、上記複数の2次元画像から3次元画像をレンダリングするステップを含み得る。

【0008】

本発明の別の側面では、上記第1の複数の射線から上記最長射線を決定するステップは、レイキャスティング画像レンダリング技術を利用するステップを含み得る。

【0009】

本発明の別の側面では、上記最長射線の方向に基づき上記仮想内視鏡の上記視点の方向を調整するステップは、上記視点の方向と上記最長射線の方向との重み付けされた和を決定するステップを含み得る。上記重み付けされた和 V' は、 $V' = wR + (1 - w)V$ として計算され、ここで、 V は上記視点の方向、 R は上記最長射線の方向、 w は重み付け係数である。上記重み付け係数 w は、 $w = \min(a b s(d/f), 1.0)$ として計算され、ここで、 d は、上記視点が上記調整された方向へ前進する所定距離、 f はスケーリング係数である。

【0010】

本発明の別の側面では、マシンにより読み出可能なプログラム記憶デバイスであって、上記デバイスはマシンにより実行可能なプログラム命令を含んでおり、上記プログラム命令は構造体の内腔内で仮想内視鏡の視点をナビゲーションするための方法のステップを実行させるものであり、上記方法は、上記仮想内視鏡の原位置における視点からの第1の複数の射線を配列するステップと、上記第1の複数の射線から最長射線を決定するステップと、上記最長射線の方向に基づき上記仮想内視鏡の視点の方向を調整するステップと、上記視点の移動速度に依存する重み付け係数を使用して上記仮想内視鏡の上記原位置における視点の初期方向と上記調整された視点の方向とを混合することにより上記仮想内視鏡の視点の重み付けされた新たな方向を計算するステップであって、上記視点の移動速度が上記視点に振動運動を発生させ得る所定速度以上の速度であるときは、上記調整された視点の

10

20

30

40

50

方向に上記初期方向よりも高い重み付けをする重み付け係数が使用され、上記視点の移動速度が上記所定速度未満の速度であるときは、上記調整された視点の方向に上記初期方向よりも低い重み付けをする重み付け係数が使用されるステップと、上記仮想内視鏡の上記重み付けされた新たな方向を有する上記調整された視点からの第2の複数の射線を配列するステップと、上記調整された視点の上記重み付けされた新たな方向に対して直交する上記第2の複数の射線のなかから直交射線のセットを選択するステップと、上記選択された直交射線に基づき上記仮想内視鏡の上記視点をセンタリングすることにより上記仮想内視鏡の新たな位置を決定するステップと、上記視点を上記新たな位置に前進させるステップと、を含む。

【0011】

10

本発明の別の側面では、構造体の内腔内で仮想内視鏡の視点をナビゲーションする方法であって、上記仮想内視鏡の視点からの第1の複数の射線を配列するステップと、上記第1の複数の射線から最長射線を決定するステップと、上記最長射線の方向に基づき上記仮想内視鏡の視点の初期方向を調整された方向に調整するステップと、上記仮想内視鏡の調整された視点からの第2の複数の射線を配列するステップと、上記調整された視点の方向に対して直交する上記第2の複数の射線のなかから直交射線のセットを選択するステップと、上記選択された直交射線に基づき上記仮想内視鏡の上記視点をセンタリングすることにより上記視点の新たな位置を決定するステップと、上記視点を上記調整された方向にナビゲーション速度に従って前進させるステップであって、上記最長射線の方向に基づき上記初期方向を上記調整された方向に調整するために使用される重み付け係数は上記ナビゲーション速度に基づいて決定され、上記ナビゲーション速度が上記視点に振動運動を発生させ得る所定速度以上の速度であるときは、上記最長射線の方向に上記初期方向よりも高い重み付けをする重み付け係数が使用され、上記ナビゲーション速度が上記所定速度未満の速度であるときは、上記最長射線の方向に上記初期方向よりも低い重み付けをする重み付け係数が使用されるステップと、を含む方法が提供される。

【0012】

20

上記方法では、上記ナビゲーション速度は、ユーザによって設定され得る。

【0013】

図面の簡単な説明

以下本発明を図面に基づき詳細に説明する。

30

図1は、本発明による仮想内視鏡での自動ナビゲーションのための実施例のブロック回路図を示す。

図2は、本発明による仮想内視鏡での自動ナビゲーション方法に対するフローチャートである。

図3(a)から(e)は、器官または構造体の内腔に挿入された仮想内視鏡の複数の視点を示すものであり、本発明による実施例の仮想内視鏡での自動ナビゲーション方向を説明する線図である。

図4は、本発明による図2の方法のセンタリング技術を説明する線図である。

【0014】

40

有利な実施例の説明

本発明の有利な実施例を、添付図面に基づいて説明する。以下の説明で周知の機能または構造は、不要な説明により本発明を曖昧にすることを避けるため詳細には説明しない。

【0015】

仮想内視鏡での視点を自動ナビゲーションするシステムおよび方法が提供される。本発明はレイキャスタリング技術を使用し、ヒトの構造体または内部器官、例えば結腸のレンダリング遠近画像を形成する。レイキャスタリングでは、表示された画像の各ピクセルに対して射線を配列し、器官壁とのその交点を計算する。本発明の方法では、最長射線が記憶され、器官壁とのその交点が仮想内視鏡の配向のために計算される。仮想内視鏡の位置は最長射線の方向を見るように選択される。このようにして仮想内視鏡は常に視点の最も遠い点の方向を見る。次に内視鏡はこの方向に沿って選択されたユーザ速度に相応する量

50

だけ移動される。

【0016】

しかしこのことは、仮想内視鏡の視点が湾曲または褶曲の場合に常に器官壁に近接して移動することを意味する。従って付加的射線が視点の周囲に直交して選択され、視点を再センタリングする。これら側方射線と器官壁とのすべての交点は加算され、その結果が仮想内視鏡の直交面に投影され、仮想内視鏡の新たな位置とする。

【0017】

付加的に振動運動を回避するために、新たに計算された配向が以前の配向と混合される。この混合は、仮想内視鏡の視点の速度（変位）に依存する重み付け係数を使用して行われる。速度が高ければ、新たな配向が比較的高いウェイトを有する。速度が低ければ以前の配向が比較的高いウェイトを有する。

10

【0018】

本発明は、ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、専用プロセッサ、またはそれらの組合せといった種々異なる形態で実現できることは理解されよう。実施例では本発明は、アプリケーションプログラムとしてのソフトウェアで実現されており、プログラム記憶デバイスに含まれている。アプリケーションプログラムはアップロードされ、図1に示されるような適切なアーキテクチャを有するマシンにより実行される。有利にはマシン100は、1つまたは複数の中央演算ユニット(CPU)102、ランダムアクセスメモリ(RAM)104、読み出し専用メモリ(ROM)106、キーボード108、カーソルコントロールデバイス(例えばマウス、ジョイスティック)110のような入出力インターフェース(I/O)、および表示デバイス112を有するコンピュータプラットフォームに実現される。このコンピュータプラットフォームはまたオペレーティングシステムとマクロ命令コードを含んでいる。ここで説明される種々の処理および機能はマクロ命令コードの一部、またはアプリケーションプログラムの一部であり、これらはオペレーティングシステムを介して実行される。付加的に種々の別の端末デバイスをこのコンピュータプラットフォームに接続することができる。これは例えば付加的データ記憶デバイス114およびプリントデバイスである。さらに走査デバイス116、例えばX線装置またはMRI(磁気共鳴画像装置)をマシン100と接続し、2次元(2D)画像データを収集することができる。この画像データは処理され、レンダリングされ、表示デバイス112に3次元(3D)画像として表示される。

20

【0019】

いくつかのシステムコンポーネントおよび方法ステップをソフトウェアとして実現できることも理解されよう。システムコンポーネント間の実際に接続(またはプロセスステップ)は本発明がどのようにプログラムされるかに依存して変化する。

【0020】

図2と図3を参照すると、本発明の実施例による仮想内視鏡での視点の自動ナビゲーション方法が示されている。ここで図2は方法を示すフローチャートであり、図3は器官、例えば結腸をナビゲートした仮想内視鏡の複数の視野を示す。動作中にユーザは仮想内視鏡の視点を表示デバイス112に、実際の内視鏡検査手続きが実行されているかのように見ることが理解されよう。図3のこの視野は視点をナビゲーションする実施例を説明するためのものであり、これそれ以上のものは示されていない。

30

【0021】

付加的に、結腸が本発明のシステムおよび方法の説明に使用されたが、本発明のシステムおよび方法を他のヒトまたは動物の器官、または血管、気管支等の空洞内腔を有する構造体に適用できることは理解されよう。

【0022】

ナビゲーション方法を実行する前に、被験者は走査デバイス116、例えばヘリカルコンピュータトモグラフ(CT)スキャナまたは磁気共鳴画像スキャナ(MRI)による走査手続きを受ける。種々の走査が実行され、一連の2次元(2D)画像が収集されると、観察すべき器官の3D画像が表示デバイス112上に、従来のレンダリング方法(ステッ

40

50

プ 2 0 2) によりレンダリングされる。これはレイキャスタリング、スプラッティング、シェアワープ、3 D テクスチャマッピング等のハードウェアアプローチである。

【 0 0 2 3 】

図 3 (a) は、レンダリングされた画像の仮想内腔 3 0 4 に挿入された初期位置で仮想内視鏡 3 0 2 が視点 V の方向を見た様子を示す。最長射線方向 R は画像をレンダリングした後 (ステップ 2 0 4) に得られる。レイキャスタリングがレンダリング方法として使用されるなら、最長射線 R は自動的に計算される。それ以外の場合、最長射線は画像が上記の公知の画像レンダリング技術によりレンダリングされた後にレイキャスティングによって計算することができるであろう。最長射線 R が計算された後、ユーザ、例えば外科医または放射線医は仮想内視鏡の視点を距離 d だけ移動することが求められる (ステップ 2 0 6) 。これは例えばマウスの移動またはジョイスティックを使用して行われる。

【 0 0 2 4 】

図 3 (b) を参照すると、新たに配向された視点 V' は、初期方向 V と最長射線方向 R との重み付けされた和として計算される (ステップ 2 0 8 と 2 1 0) 。これは以下のよう 10
な計算である :

$$w = \min(a, b, s(d/f), 1.0) \quad (1)$$

ここで f はスケーリング係数であり、そして

$$V' = wR + (1 - w)V \quad (2)$$

ウェイト w は、低速 (小さい距離 d) では初期方向 V が優勢であり (方向での変化が小さい) 、高速では最長射線方向 R が優勢 (方向での変化が大きい) であるように選択される。重み付けステップは振動および不安定な運動を低減するために実行される。これについては以下に説明する。スケーリング係数 f は仮想内視鏡の速度を調整するために使用される。ここで f の値が大きいと仮想内視鏡は高速になり、f の値が小さいと仮想内視鏡は低速になる。

【 0 0 2 5 】

図 3 (c) を参照すると、内視鏡 1 1 8 は新たな視線方向 V' を見るよう 20
に転じる (ステップ 2 1 2) 。そして距離 d だけ初期視線方向 V に沿って移動する (ステップ 2 1 4) 。次に新たな中心点 S が、図 3 (d) に示されるように仮想内視鏡 3 0 2 に対して計算される。

【 0 0 2 6 】

内視鏡をセンタリングするために (ステップ 2 1 6) 、側方射線が仮想内視鏡 3 0 2 の視点に対して垂直な面にすべての方向で配列される。例えば図 4 に示されるように、長さの異なる 8 つの射線が 40° ごとに配列され、円形パターン 4 0 2 を形成する。射線と構造体壁との交点が計算され、垂直面に投影される。中心点 S は、これらの点の平均として計算される。

【 0 0 2 7 】

折一的に中心点 S は、前方を指す 8 つの射線の円形パターンと、後方 4 0 6 を指す 8 つの射線の円形パターンを使用して計算することもできる。それ以上の射線を用いることはさらに安定性と精度を高める。別の実施例では、8 つの射線による 5 つの円形パターンがそれぞれ使用される。すなわち、直交面の射線、20° 前方に傾斜された射線、20° 後方に傾斜された射線、そして 45° 前方に傾斜された射線と 45° 後方に傾斜された射線である。仮想内視鏡位置から構造体表面との交点までのすべてのベクトルは加算され、結果のベクトルが直交面に投影される。このポイントは中心の近似点であり、新たな視点位置として使用される。

【 0 0 2 8 】

仮想内視鏡 3 0 2 が 1 つの視点から別の視点に側方に移動するとき (センタリングステップのため) 、振動が発生することは正当に評価すべきである。仮想内視鏡がゆっくりと押し出されると、最長射線方向での変化はセンタリングステップでの変化を引き起こすことになる。その結果が側方運動である。このことはとりわけ内腔の湾曲または褶曲の周囲で転回するときに観察される。この場合、ウェイトを変更すると配向の変化とセンタリン 40
50

グステップの変化が低減され、従って側方運動が低減される。

【0029】

仮想内視鏡302は次に中心位置Sにシフトされ、前方視点V'への配向を維持する(ステップ218)。これが図3(e)に示されている。この方法は、仮想内視鏡302がその意図するターゲット、例えば腫瘍、ノジュール等に達するまで繰り返される(ステップ220)。

【0030】

内部構造内を「飛行」する従来技術の方法とは異なり、本発明の方法はナビゲーションの開始前に飛行経路を計算する必要がなく、従って有利に時間を節約することができる。

【0031】

本発明を有利な実施例に基づいて説明したが、これは単なる例であり、当業者であれば本発明の枠内で種々の変形が可能である。

10

【図面の簡単な説明】

【0032】

【図1】図1は、本発明による仮想内視鏡での自動ナビゲーションのための実施例のプロック回路図を示す。

【0033】

【図2】図2は、本発明による仮想内視鏡での自動ナビゲーション方法に対するフローチャートである。

【0034】

【図3】図3(a)から(e)は、器官または構造体の内腔に挿入された仮想内視鏡の複数の視点を示すものであり、本発明による実施例の仮想内視鏡での自動ナビゲーション方向を説明する線図である。

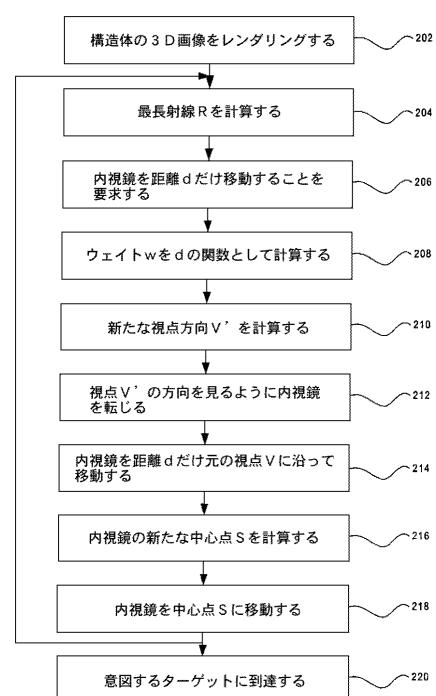
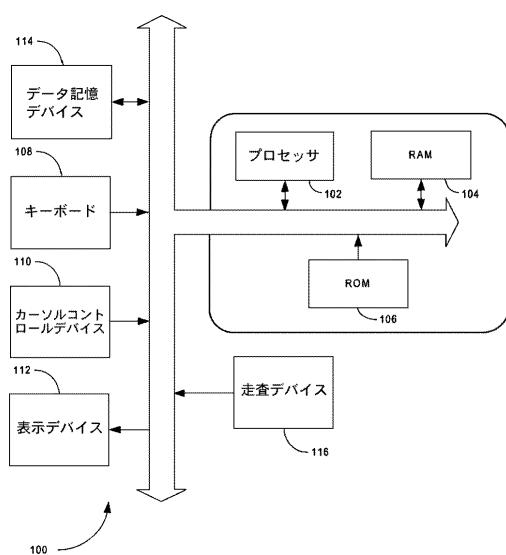
20

【0035】

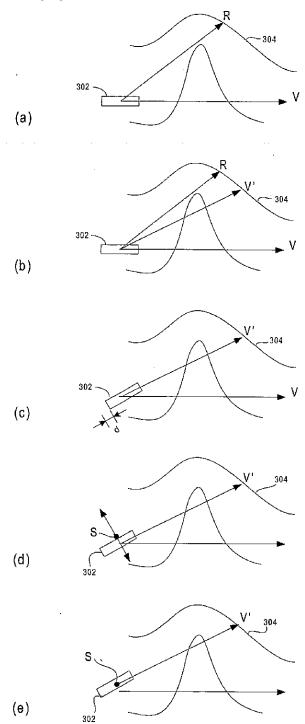
【図4】図4は、本発明による図2の方法のセンタリング技術を説明する線図である。

【図1】

【図2】



【図3】



【図4】

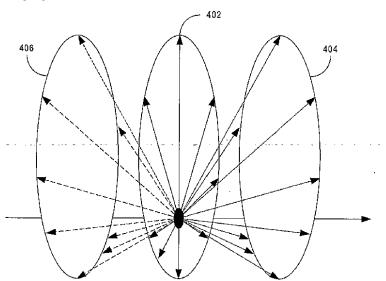


FIG. 4

FIG. 3

フロントページの続き

(74)代理人 100099483

弁理士 久野 琢也

(72)発明者 ベルンハルト ガイガー

アメリカ合衆国 ニュージャージー クランベリー メープルウッド アヴェニュー 62

審査官 小田倉 直人

(56)参考文献 特表2002-534191(JP,A)

特開平10-011614(JP,A)

特開平09-131339(JP,A)

特開平11-120327(JP,A)

特開平11-283055(JP,A)

国際公開第00/041134(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/03

专利名称(译)	虚拟内窥镜的自动导航		
公开(公告)号	JP4518470B2	公开(公告)日	2010-08-04
申请号	JP2003555445	申请日	2002-12-19
申请(专利权)人(译)	每次西门子公司研究股份有限公司莱特		
当前申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
[标]发明人	ベルンハルトガイガー		
发明人	ベルンハルト ガイガー		
IPC分类号	A61B6/03 G01R33/54 A61B5/055 G06T15/00		
CPC分类号	G06T15/00		
FI分类号	A61B6/03.360.E		
代理人(译)	矢野俊夫		
优先权	60/343012 2001-12-20 US 10/322326 2002-12-18 US		
其他公开文献	JP2005514086A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种用于在结构的腔内导航虚拟内窥镜的视点的方法。 (A) 确定所述虚拟内窥镜的初始视点，其中所述初始视点具有第一中心点和第一方向， (b) 从所述初始视点到所述内腔的最长射线是在最长光线具有第一最小光线方向的情况下 (步骤204) ， (c) 确定位于初始视点的第一方向和第一最长光线方向之间的第二方向 (步骤210) ， (d) 将视点转到第二方向 (步骤2) 12) ，在初始视点的第一方向上移动初始视点第一预定距离 (步骤214) ， (e) 计算视点的第二中心点 (步骤216) ， (f) 视点到第二中心点 (步骤218) 并重复步骤 (b) 到 (f) 直到视点到达预期目标。

ターリング技術を説明する線図である。
[2]

