

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2005-514086
(P2005-514086A)

(43) 公表日 平成17年5月19日(2005.5.19)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 6/03
A61B 5/055
G01R 33/54
G06T 15/00
G06T 17/40

F 1

A 61 B 6/03 360 Z
 G 06 T 15/00 200
 G 06 T 17/40 E
 A 61 B 5/05 380
 G 01 N 24/02 530 Y

テーマコード(参考)

4 C 093
 4 C 096
 5 B 050
 5 B 080

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 16 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)
 (85) 翻訳文提出日 平成16年6月18日 (2004.6.18)
 (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)
 (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)
 (81) 指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SI, TR), AU, CA, CN, JP

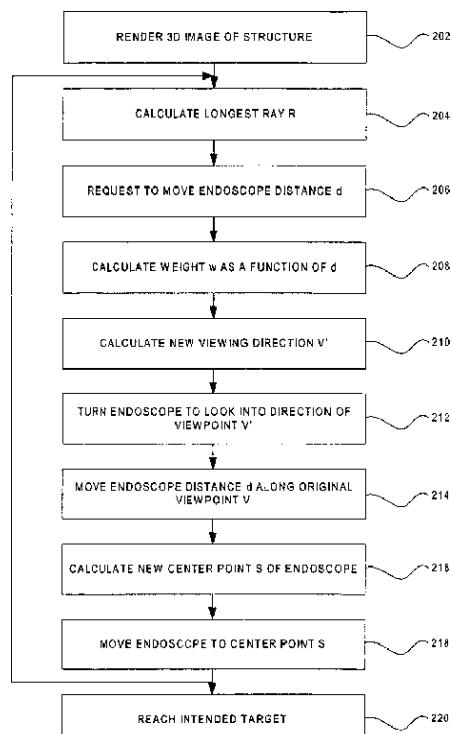
(71) 出願人 593078006
 シーメンス コーポレイト リサーチ インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国 08540 ニュージャージー プリンストン カレッジロードイースト 755
 (74) 代理人 100061815
 弁理士 矢野 敏雄
 (74) 代理人 100094798
 弁理士 山崎 利臣
 (74) 代理人 100099483
 弁理士 久野 琢也
 (74) 代理人 100114890
 弁理士 アインゼル・フェリックス=ライハルト

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) 【要約】

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、(a)仮想内視鏡の初期視点を決定し、ここで初期視点は第1の中心点と第1の方向を有し、(b)初期視点から内腔までの最長射線を決定し、ここで最長射線は第1の最小射線方向を有し(ステップ204)、(c)初期視点の第1の方向と第1の最長射線方向との間にある第2の方向を決定し(ステップ210)、(d)視点を第2の方向に転じ(ステップ212)、初期視点を第1の所定の距離だけ初期視点の第1の方向に移動し(ステップ214)、(e)視点の第2の中心点を計算し(ステップ216)、(f)視点を第2の中心点に移動し(ステップ218)、そしてステップ(b)から(f)を視点が意図するターゲットに到達するまで繰り返す。



【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、
 (a) 仮想内視鏡の初期視点を決定し、ここで初期視点は第 1 の中心点と第 1 の方向を有し、
 (b) 初期視点から内腔までの最長射線を決定し、ここで最長射線は第 1 の最小射線方向を有し、
 (c) 初期視点の第 1 の方向と第 1 の最長射線方向との間にある第 2 の方向を決定し、
 (d) 視点を第 2 の方向に転じ、初期視点を第 1 の所定の距離だけ初期視点の第 1 の方向に移動し、
 (e) 視点の第 2 の中心点を計算し、
 (f) 視点を第 2 の中心点に移動する、
 ことを特徴とする方法。

10

【請求項 2】

ステップ(b)から(f)を、視点が意図するターゲットに到達するまで繰り返す、請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

構造体の 3 次元(3 D)画像のレンダリングステップを含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 4】

レンダリングステップは、複数の 2 次元(2 D)画像を収集するために構造体を走査し、複数の 2 D 画像から 3 D 画像をレンダリングするステップを含む、請求項 3 記載の方法。
 。

20

【請求項 5】

最長射線を決定するステップと、レンダリングステップはレイキャスティング画像レンダリング技術により実行される、請求項 3 記載の方法。

【請求項 6】

視点の第 2 の方向は、初期視点の第 1 の方向と第 1 の最長射線方向との重み付けされた和として決定する、請求項 1 記載の方法。

【請求項 7】

重み付けされた和は

30

$$V' = w R + (1 - w) V$$

として計算され、ここで V は初期視点の方向、 R は第 1 の最長射線方向、 w は重み付け係数である、請求項 6 記載の方法。

【請求項 8】

重み付け係数 w は

$$w = \text{最小}(\text{abs}(d/f), 1.0)$$

30

として計算され、ここで d は第 1 の所定距離、 f はスケーリング係数である、請求項 7 記載の方法。

【請求項 9】

第 2 の中心点の計算は次のステップを有する：

40

- ・複数の射線を視点の第 2 の方向に対して垂直な面に配列するステップ；
- ・各複数の射線と内腔との交点を決定するステップ；
- ・交点の平均を第 2 の中心点として決定するステップ、請求項 1 記載の方法。

【請求項 10】

第 2 の中心点の計算は次のステップを有する：

・第 1 の中心点と交差する複数の面を決定するステップ、ここで各面は異なる配向を有している；

- ・複数の射線を複数の面の各々で配列するステップ；
- ・各複数の射線と内腔との交点を決定するステップ；
- ・交点の平均を第 2 の中心点として決定するステップ、請求項 1 記載の方法。

50

【請求項 1 1】

マシンにより読出すことのできるプログラム記憶デバイスであって、該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、該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トするための方法ステップを実行させ、当該方法は次のステップを有する：

- (a) 仮想内視鏡の初期視点を決定するステップ、ここで初期視点は第 1 の中心点と第 1 の方向を有し；
- (b) 初期視点から内腔への最長射線を決定するステップ、ここで最長射線は第 1 の最長射線方向を有し；
- (c) 初期視点の第 1 の方向と第 1 の最長射線方向との間の第 2 の方向を決定するステップ；
- (d) 視点を第 2 の方向に転じ、初期視点を第 1 の所定距離だけ初期視点の第 1 の方向に移動するステップ；
- (e) 視点の第 2 の中心点を計算するステップ；
- (f) 視点を第 2 の中心点に移動するステップ。

【請求項 1 2】

ステップ(b)から(f)を、視点が意図するターゲットに到達するまで繰り返すステップを有する、請求項 1 1 記載のプログラム記憶デバイス。

【請求項 1 3】

構造体の画像の 3 次元(3 D)レンダリングステップを有する、請求項 1 1 記載のプログラム記憶デバイス。 20

【請求項 1 4】

レンダリングステップはさらに、構造体を走査して複数の 2 次元(2 D)画像を収集し、複数の 2 D 画像から 3 D 画像をレンダリングするステップを含む、請求項 1 3 記載のプログラム記憶デバイス。

【請求項 1 5】

最長射線決定ステップとレンダリングステップはレイキャスティング画像レンダリング技術によって実行される、請求項 1 3 記載のプログラム記憶デバイス。

【請求項 1 6】

視点の第 2 の方向は、初期視点の第 1 の方向と第 1 の最長射線方向との重み付けされた和として決定する、請求項 1 1 記載のプログラム記憶デバイス。 30

【請求項 1 7】

重み付けされた和は

$$V' = w V + (1 - w) R$$

として計算され、ここで V は初期視点の方向、 R は第 1 の最長射線方向、 w は重み付け係数である、請求項 1 6 記載のプログラム記憶デバイス。

【請求項 1 8】

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 は第 1 の所定距離、 f はスケーリング係数である、請求項 1 7 記載のプログラム記憶デバイス。 40

【請求項 1 9】

第 2 の中心点の計算は次のステップを含む：

- ・ 第 1 の中心点と交差する複数の面を決定するステップ、ここで各複数の面は異なる配向を有している；
- ・ 複数の各射線が内腔と交差する点を決定するステップ；
- ・ 前記交差する点の平均を第 2 の中心点として決定するステップ；

請求項 1 1 記載のプログラム記憶デバイス。

【請求項 2 0】

仮想内視鏡のためのシステムにおいて、

10

30

40

50

構造体の3次元(3D)画像を複数の2次元(2D)画像からレンダリングするための画像レンダリング装置と、構造体の3D画像中で仮想内視鏡の視点をナビゲーションするためのプロセッサと、視点を表示するための表示デバイスとを有する、ことを特徴とするシステム。

【請求項21】

前記プロセッサは、仮想内視鏡の初期視点を決定し、該初期視点は第1の中心点と第1の方向を有し、

前記プロセッサは、初期視点から内頃までの最長射線を決定し、該最長射線第1の最長射線方向を有し、

前記プロセッサは、第2の方向を初期視点の第1の方向と第1の最長射線方向との間で決定し、視点を第2の方向に転じ、初期視点を第1の所定距離だけ初期視点の第1の方向に移動し、

前記プロセッサは、視点の第2の中心点を計算し、視点を該第2の中心点に移動する、請求項20記載のシステム。

【請求項22】

構造体の複数の2次元(2D)画像を走査するための走査デバイスを有する、請求項20記載のシステム。

【請求項23】

視点の運動速度を決定するためのカーソルコントロールデバイスを有する、請求項21記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

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】

【0002】

仮想内視鏡検査(VE)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VE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。

【0003】

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。

【0004】

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

10

20

30

40

50

時間がかかり、失敗することもある。

【0005】

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。

【0006】

本発明の一側面によれば、構造体内の内腔で仮想的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、(a) 仮想内視鏡の初期視点を決定するステップ(この初期視点は第1の中心点と第1の方向を有する)、(b) 初期視点から内腔までの最長射線を決定するステップ(最長射線は第1の最長射線方向を有する)、(c) 初期視点の第1の方向と第1の最長射線方向との間で第2の方向を決定するステップ、(d) 視点を第2の方向に転じ、初期視点を第1の所定の距離だけ初期視点の第1の方向に移動させるステップ、(e) 視点の第2の中心点を計算するステップ、そして(f) 視点を第2の中心点に移動するステップを有する。この方法はさらに、ステップ(b)から(f)を視点が意図するターゲットに到達するまで繰り返すステップも含む。

【0007】

この方法はさらに、構造体の3D画像をレンダリングするステップを含み、ここでレンダリングステップは、構造体を走査し、複数の2次元(2D)画像を獲得し、複数の2D画像から3D画像をレンダリングするステップを含む。

【0008】

本発明の別の側面では、視点の第2の方向が初期視点と第1の最長射線方向の重み付けされた和として検出される。

【0009】

本発明の別の側面では、第2の中心点の計算は、視点の第2の方向に対して垂直の面内で複数の射線を配列するステップ；各複数の射線と内腔との交点を決定するステップ；そして交点の平均を第2の中心点として決定するステップを有する。択一的に第2の中心点の計算は、第1の中心点と交差する複数の面を決定するステップ(ここで各面は異なる配向を有する)；複数の射線を各複数の面内に配列するステップ；各複数の射線と内腔との交点を決定するステップ；そして交点の平均を第2の中心点として決定するステップを有する。

【0010】

本発明の別の側面では、マシンにより読み出すことのできるプログラム記憶デバイスが気化により実行可能なプログラム命令を含み、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ステップを実行する。この方法は、(a) 仮想内視鏡の初期視点を決定するステップ(初期視点は第1の中心点と第1の方向を有する)；(b) 初期視点から内腔までの最長射線を決定するステップ(最長射線は第1の最長射線方向を有する)；(c) 初期視点の第1の方向と最小射線方向との間にある第2の方向を決定するステップ；(d) 視点を第2の方向に転じ、初期視点を第1の所定の距離だけ初期視点の第1の方向に移動するステップ；(e) 視点の第2の中心点を計算するステップ；(f) 視点を第2の中心点に移動するステップ；そして視点が意図するターゲットに到達するまで前記(b)から(f)を繰り返すステップを有する。

【0011】

本発明の別の側面では、仮想内視鏡に対するシステムが、複数の2次元(2D)画像から構造体の3次元(3D)画像をレンダリングするための画像レンダリング装置と、構造体の3D画像中で仮想内視鏡の視点をナビゲーションするためのプロセッサと、視点を表示するための表示デバイスを有する。プロセッサは仮想内視鏡の初期視点を決定する。こ

10

20

30

40

50

の初期視点は第1の中心点を有する。プロセッサはさらに初期視点から内腔までの最長射線を決定する。この最長射線は第1の最長射線方向を有する。プロセッサはさらに、初期視点の第1の方向と第1の最長射線方向との間にある第2の視点を決定する。次にプロセッサは視点を第2の方向に転じ、初期視点を第1の所定距離だけ初期視点の第1の方向に移動する。そしてプロセッサは視点の第2の中心点を計算し、視点を第2の中心点に移動する。

【0012】

このシステムはさらに、構造体の複数の2次元(2D)画像を走査する走査デバイスと、視点の移動速度を決定するためのカーソルコントロールデバイスを有する。

【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。

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。

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】

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ティング技術を使用し、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。レイキャスティングでは、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の見るよう選択される。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。

【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

10

20

30

40

50

リ(RAM) 104, 読出し専用メモリ(ROM) 106、キーボード 108、カーソルコントロールデバイス(例えはマウス、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。これは例えは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、例えは X 線装置または M R I (磁気共鳴画像装置) をマシン 100 と接続し、2 次元(2 D) 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(3 D) 画像として表示される。

【 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、例えは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。

【 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、例えはヘリカルコンピュータトモグラフ(C T) スキャナまたは磁気共鳴画像スキャナ(M R I) 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(2 D) 画像が収集されると、観察すべき器官の 3 D 画像が表示デバイス 112 上に、従来のレンダリング方法(ステップ 202)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。

【 0023 】

図 3 (a) は、レンダリングされた画像の仮想内腔 304 に挿入された初期位置で仮想内視鏡 302 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 204)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、例えは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 206)。これは例えは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。

【 0024 】

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 208 と 210)。これは以下のようない算である：

$$w = \text{最小} (abs (d / f), 1.0) \quad (1)$$

ここで f はスケーリング係数であり、そして

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

10

20

30

40

50

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。

【0025】

図3(c)を参照すると、内視鏡118は新たな視線方向 V' を見るように転じる（ステップ212）。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214）。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302に対して計算される。10

【0026】

内視鏡をセンタリングするために（ステップ216）、側方射線が仮想内視鏡302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402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。中心点しゃこれらの点の平均として計算される。

【0027】

択一的に中心点 S は、前方を指す8つの射線の円形パターンと、後方406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。20

【0028】

仮想内視鏡302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。30

【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。40

【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。

【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50チ

ヤートである。

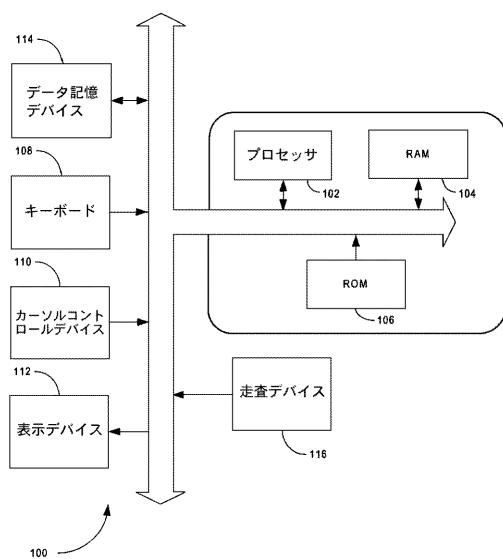
【 0 0 3 4 】

【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。

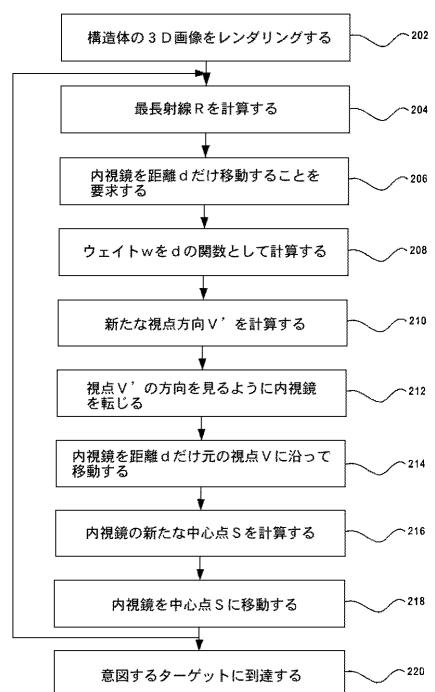
【 0 0 3 5 】

【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。

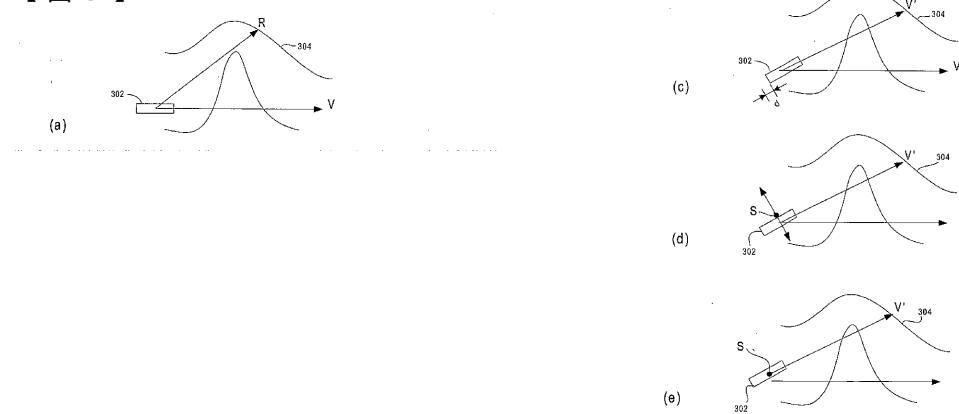
【図1】



【図2】



【図3】



【図4】

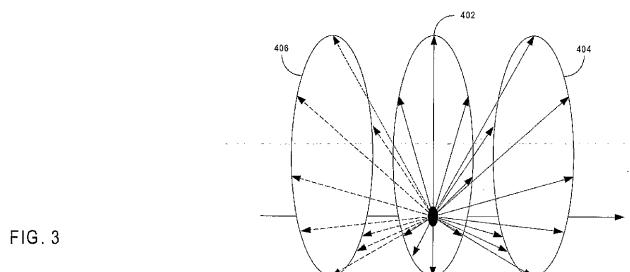


FIG. 3

FIG. 4

【手続補正書】

【提出日】平成15年10月22日(2003.10.22)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【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、

(a) 仮想内視鏡の初期視点を決定し、ここで初期視点は第1の中心点と第1の方向を有し、

(b) 初期視点から内腔までの最長射線を決定し、ここで最長射線は第1の最小射線方向を有し、

(c) 初期視点の第1の方向と第1の最長射線方向との間に第2の方向を決定し、

(d) 視点を第2の方向に転じ、初期視点を第1の所定の距離だけ初期視点の第1の方向に移動し、

(e) 視点の第2の中心点を計算し、

(f) 視点を第2の中心点に移動する、
ことを特徴とする方法。

【請求項2】

ステップ(b)から(f)を、視点が意図するターゲットに到達するまで繰り返す、請求項1記載の方法。

【請求項3】

構造体の3次元(3D)画像のレンダリングステップを含む、請求項1記載の方法。

【請求項 4】

レンダリングステップは、複数の2次元(2D)画像を収集するために構造体を走査し、複数の2D画像から3D画像をレンダリングするステップを含む、請求項3記載の方法。

【請求項 5】

最長射線を決定するステップと、レンダリングステップはレイキャスティング画像レンダリング技術により実行される、請求項3記載の方法。

【請求項 6】

視点の第2の方向は、初期視点の第1の方向と第1の最長射線方向との重み付けされた和として決定する、請求項1記載の方法。

【請求項 7】

重み付けされた和は

$$V' = w R + (1 - w) V$$

として計算され、ここでVは初期視点の方向、Rは第1の最長射線方向、wは重み付け係数である、請求項6記載の方法。

【請求項 8】

重み付け係数wは

$$w = \text{最小}(abs(d/f), 1.0)$$

として計算され、ここでdは第1の所定距離、fはスケーリング係数である、請求項7記載の方法。

【請求項 9】

第2の中心点の計算は次のステップを有する：

- ・複数の射線を視点の第2の方向に対して垂直な面に配列するステップ；
- ・各複数の射線と内腔との交点を決定するステップ；
- ・交点の平均を第2の中心点として決定するステップ、請求項1記載の方法。

【請求項 10】

第2の中心点の計算は次のステップを有する：

- ・第1の中心点と交差する複数の面を決定するステップ、ここで各面は異なる配向を有している；
- ・複数の射線を複数の面の各々で配列するステップ；
- ・各複数の射線と内腔との交点を決定するステップ；
- ・交点の平均を第2の中心点として決定するステップ、請求項1記載の方法。

【請求項 11】

マシンにより読み出すことのできるプログラム記憶デバイスであって、該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、該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トするための方法ステップを実行させ、当該方法は次のステップを有する：

- (a) 仮想内視鏡の初期視点を決定するステップ、ここで初期視点は第1の中心点と第1の方向を有し；
- (b) 初期視点から内腔への最長射線を決定するステップ、ここで最長射線は第1の最長射線方向を有し；
- (c) 初期視点の第1の方向と第1の最長射線方向との間の第2の方向を決定するステップ；
- (d) 視点を第2の方向に転じ、初期視点を第1の所定距離だけ初期視点の第1の方向に移動するステップ；
- (e) 視点の第2の中心点を計算するステップ；
- (f) 視点を第2の中心点に移動するステップ。

【請求項 12】

ステップ(b)から(f)を、視点が意図するターゲットに到達するまで繰り返すステップを有する、請求項11記載のプログラム記憶デバイス。

【請求項 1 3】

構造体の画像の 3 次元 (3 D) レンダリングステップを有する、請求項 1 1 記載のプログラム記憶デバイス。

【請求項 1 4】

レンダリングステップはさらに、構造体を走査して複数の 2 次元 (2 D) 画像を収集し、複数の 2 D 画像から 3 D 画像をレンダリングするステップを含む、請求項 1 3 記載のプログラム記憶デバイス。

【請求項 1 5】

最長射線決定ステップとレンダリングステップはレイキャスティング画像レンダリング技術によって実行される、請求項 1 3 記載のプログラム記憶デバイス。

【請求項 1 6】

視点の第 2 の方向は、初期視点の第 1 の方向と第 1 の最長射線方向との重み付けされた和として決定する、請求項 1 1 記載のプログラム記憶デバイス。

【請求項 1 7】

重み付けされた和は

$$V' = w V + (1 - w) R$$

として計算され、ここで V は初期視点の方向、 R は第 1 の最長射線方向、 w は重み付け係数である、請求項 1 6 記載のプログラム記憶デバイス。

【請求項 1 8】

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 は第 1 の所定距離、 f はスケーリング係数である、請求項 1 7 記載のプログラム記憶デバイス。

【請求項 1 9】

第 2 の中心点の計算は次のステップを含む：

- ・ 第 1 の中心点と交差する複数の面を決定するステップ、ここで各複数の面は異なる配向を有している；
- ・ 複数の各射線が内腔と交差する点を決定するステップ；
- ・ 前記交差する点の平均を第 2 の中心点として決定するステップ；

請求項 1 1 記載のプログラム記憶デバイス。

【請求項 2 0】

仮想内視鏡のためのシステムであって、構造体の 3 次元 (3 D) 画像を複数の 2 次元 (2 D) 画像からレンダリングするための画像レンダリング装置と、構造体の 3 D 画像中で仮想内視鏡の視点をナビゲーションするためのプロセッサと、視点を表示するための表示デバイスとを有するシステムにおいて、

前記プロセッサは、仮想内視鏡の初期視点を決定し、ここで該初期視点は第 1 の中心点と第 1 の方向を有し、

前記プロセッサは、初期視点から内頂までの最長射線を決定し、ここで該最長射線第 1 の最長射線方向を有し、

前記プロセッサは、第 2 の方向を初期視点の第 1 の方向と第 1 の最長射線方向との間で決定し、視点を第 2 の方向に転じ、初期視点を第 1 の所定距離だけ初期視点の第 1 の方向に移動し、

前記プロセッサは、視点の第 2 の中心点を計算し、視点を該第 2 の中心点に移動する、ように構成されていることを特徴とするシステム。

【請求項 2 1】

構造体の複数の 2 次元 (2 D) 画像を走査するための走査デバイスを有する、請求項 2 0 記載のシステム。

【請求項 2 2】

視点の運動速度を決定するためのカーソルコントロールデバイスを有する、請求項 2 0 記載のシステム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No PCT/US 02/40733
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G06T15/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 G06T		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, INSPEC, IBM-TDB, WPI Data, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 99 42977 A (ALGOTEC SYSTEMS LTD ;SHIBOLET OMER (IL)) 26 August 1999 (1999-08-26) the whole document ---	1,11,20
A	EP 0 908 849 A (HITACHI MEDICAL CORP) 14 April 1999 (1999-04-14) the whole document --- -/--	1,11,20
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.
* Special categories of cited documents :		
A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance		
E earlier document but published on or after the international filing date		
L document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)		
O document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		
P document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
T later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention		
X document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone		
Y document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.		
Z document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report	
10 March 2003	14/03/2003	
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Burgaud, C	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/US 02/40733

C(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	PHEE S J ET AL: "AUTOMATION OF COLONOSCOPY PART II: VISUAL-CONTROL ASPECTS INTERPRETING IMAGES WITH A COMPUTER TO AUTOMATICALLY MANEUVER THE COLONOSCOPE" IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE, IEEE INC. NEW YORK, US, vol. 17, no. 3, 1 May 1998 (1998-05-01), pages 81-88; XP000751409 ISSN: 0739-5175 page 81, left-hand column, line 28 - line 39 -----	1,11,20

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/US 02/40733

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9942977 A	26-08-1999	WO 9942977 A1 AU 746546 B2 AU 6228098 A CA 2321049 A1 DE 69805209 D1 DE 69805209 T2 EP 1057161 A1 JP 2002504385 T	26-08-1999 02-05-2002 06-09-1999 26-08-1999 06-06-2002 28-11-2002 06-12-2000 12-02-2002
EP 0908849 A	14-04-1999	JP 10011614 A EP 0908849 A1 US 6411298 B1 WO 9750058 A1	16-01-1998 14-04-1999 25-06-2002 31-12-1997

フロントページの続き

(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

F ターム(参考) 4C093 AA21 AA26 CA23 FF42

4C096 AA20 AB27 AD13 AD14 AD25 DB09 DB13 DC14 DC18 DC21

DC33 DC35 EA10

5B050 AA02 BA03 BA08 BA09 CA07 EA07 EA19 EA28 FA02 FA08

5B080 AA17 GA06

专利名称(译)	虚拟内窥镜的自动导航		
公开(公告)号	JP2005514086A	公开(公告)日	2005-05-19
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		
[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	G01R33/54 A61B5/055 A61B6/03 G06T15/00 G06T17/40		
CPC分类号	G06T15/00		
FI分类号	A61B6/03.360.Z G06T15/00.200 G06T17/40.E A61B5/05.380 G01N24/02.530.Y		
F-TERM分类号	4C093/AA21 4C093/AA26 4C093/CA23 4C093/FF42 4C096/AA20 4C096/AB27 4C096/AD13 4C096/AD14 4C096/AD25 4C096/DB09 4C096/DB13 4C096/DC14 4C096/DC18 4C096/DC21 4C096/DC33 4C096/DC35 4C096/EA10 5B050/AA02 5B050/BA03 5B050/BA08 5B050/BA09 5B050/CA07 5B050/EA07 5B050/EA19 5B050/EA28 5B050/FA02 5B050/FA08 5B080/AA17 5B080/GA06		
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	JP4518470B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种用于在结构的内腔中导航虚拟内窥镜的视点的方法。 (A) 确定虚拟内窥镜的初始视点，其中初始视点具有第一中心点和第一方向， (b) 从初始视点到内腔的最长光线是在最长射线具有第一最小射线方向的情况下 (步骤204) ， (c) 确定位于初始视点的第一方向和第一最长射线方向之间的第二方向。 (步骤210) ， (d) 将视点转向第二方向 (步骤212) ，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。

