

(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2006-526225

(P2006-526225A)

(43) 公表日 平成18年11月16日(2006.11.16)

(51) Int.C1.

G 06 T 17/40

(2006.01)

A 61 B 1/00

(2006.01)

F 1

G 06 T 17/40

A 61 B 1/00

A

300 B

テーマコード(参考)

4 C 06 I

5 B 05 O

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2006-514360 (P2006-514360)
(86) (22) 出願日	平成16年5月14日 (2004.5.14)
(85) 翻訳文提出日	平成17年11月10日 (2005.11.10)
(86) 國際出願番号	PCT/US2004/015105
(87) 國際公開番号	W02004/104939
(87) 國際公開日	平成16年12月2日 (2004.12.2)
(31) 優先権主張番号	60/470,579
(32) 優先日	平成15年5月14日 (2003.5.14)
(33) 優先権主張国	米国(US)
(31) 優先権主張番号	10/842,972
(32) 優先日	平成16年5月11日 (2004.5.11)
(33) 優先権主張国	米国(US)

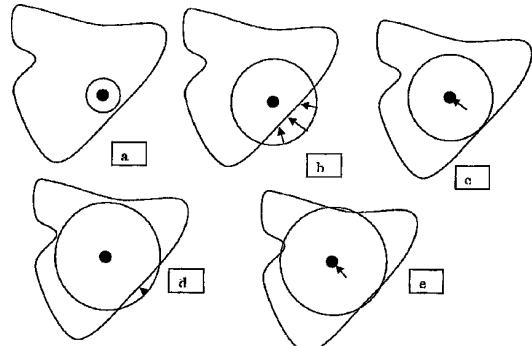
(71) 出願人	593078006 シーメンス コーポレイト リサーチ インコーポレイテッド Siemens Corporate Research, Inc. アメリカ合衆国 08540 ニュージャージー プリンストン カレッジロードイースト 755 755 College Road East, Princeton, NJ 08540, United States of America
----------	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】仮想内視鏡のための高速自動中心線抽出方法および装置

(57) 【要約】

本発明は、境界面を有する器官の内視鏡データセットのための自動中心線抽出方法であって、内視鏡データセットから導き出される画像を通じ初期軌道の選択された各点に、前記境界面に接触せずに最大直径を有する各球をセンタリングし、前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成するステップにより実現する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

境界面を有する器官の内視鏡データセットのための自動中心線抽出方法であって、内視鏡データセットから導き出される画像を通る初期軌道の選択された各点に、前記境界面に接触せずに最大直径を有する各球をセンタリングし、前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成する、ことを特徴とする方法。

【請求項 2】

前記中心軌道を形成するステップが、修正された中心軌道を形成するために前記中心軌道をスムーズ化する、ステップを有する請求項 1 記載の方法。 10

【請求項 3】

前記中心軌道を形成するステップが、前記修正された中心軌道の選択された各点に、前記境界面に接触せずに最大直径を有する各球をセンタリングし、そして、前記各球の中心を連続的に連結して、更に修正された中心軌道を形成する、ステップを有する請求項 2 記載の方法。

【請求項 4】

前記中心軌道を形成するステップが、希望するレベルまで修正された最終の中心軌道を導き出すために請求項 1 および請求項 2 記載のステップを繰り返し実行する、ステップを有する請求項 2 記載の方法。 20

【請求項 5】

前記各球のセンタリングのステップが、
(a) 各多面体によって模擬された各球を用いて、
(b) 前記境界面の中の利用できるスペースと比較して比較的小さい第 1 の模擬された球をセンタリングし、
(c) 前記境界面と前記第 1 の模擬された球との衝突を検査し、
(d) 前記境界のある点において衝突が検出された場合、前記衝突を終了させるために、前記模擬された球を前記境界の前記点から離れるように動かすための計算された力を導き出し、
(e) 衝突がない (A)、又は衝突が終了した (B) の少なくともどちらかの場合、衝突が検出されるまで前記第 1 の模擬された球を大きくし、衝突が検出されることなく前記第 1 の模擬された球を大きくすることが不可能となるまで前記ステップ (d) を繰り返し、
(f) 前記各球の残された各球に対しても、前記ステップ (b) から (e) を繰り返し、そして、各球の中心を連続的に連結して、中心軌道を形成する、
ステップを有する請求項 1 記載の方法。 30

【請求項 6】

前記ステップ (d) において、前記計算された力が、前記模擬された球を前記初期軌道に対して垂直な面上を動かすように作用する、請求項 5 記載の方法。

【請求項 7】

前記計算された力を導き出すステップが、空間と時間との関係を用いて、待ち時間の少ない応答の早い処理速度を実現する、請求項 6 記載の方法。 40

【請求項 8】

前記各球のセンタリングのステップが、
(A) 各多面体によって表される模擬された各球を用いて、
(B) 第 1 の模擬された球をセンタリングし、
(C) 前記第 1 の模擬された球の頂点と前記境界面との衝突を検査し、
(D) 前記境界面のある点で衝突が検出された場合、前記衝突を終了させるため、前記模擬された球を前記境界面の前記ある点から離れるように動かす計算された力を導き出し、
(E) 衝突がない (A)、又は衝突が終了した (B) の少なくともどちらかの場合、衝突が検出されるまで前記第 1 の模擬された球を大きくし、衝突が検出されることなく前記第 50

1の模擬された球を大きくすることが不可能となるまで前記ステップ(D)を繰り返し、そしてステップ(F)に進み、
(F)前記各球の残された球に対しても、前記ステップ(B)から(E)を繰り返し、そして、各球の中心を連続的に連結して、中心軌道を形成する、
ステップを有する請求項1記載の方法。

【請求項9】

前記ステップ(D)において、前記計算された力が、前記模擬された球を前記初期軌道に対して垂直な面上を動かすように作用する、

請求項8記載の方法。

【請求項10】

前記計算された力を導き出すステップが、空間と時間との関係を用いて、待ち時間の少ない応答の早い処理速度を実現する、請求項8記載の方法。

【請求項11】

境界面を有する器官の仮想内視鏡画像のための自動中心線抽出方法であって、内視鏡データセットの最初のボクセルと最後のボクセルの間の、前記画像を通る初期軌道を導き出し、
前記境界面に接触せずに最大直径を有する各球を初期軌道の選択された各点にセンタリングし、
前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成する、
ことを特徴とする方法。

【請求項12】

前記中心軌道を形成するステップが、修正された中心軌道を形成するために前記中心軌道をスムーズ化するステップを有する、請求項11記載の方法。

【請求項13】

前記中心軌道を形成するステップが、
前記境界面に接触せずに最大直径を有する各球を、前記修正された中心軌道の選択された各点にセンタリングし、
そして、前記各球の中心を連続的に連結して、さらに修正された中心軌道を形成する、
ステップを有する請求項12記載の方法。

【請求項14】

前記中心軌道を形成するステップが、希望するレベルまで修正された最終の中心軌道を導き出すために請求項12および請求項13記載のステップを繰り返し実行する、
ステップを有する請求項12記載の方法。

【請求項15】

境界面を有する器官の仮想内視鏡画像のための自動中心線抽出方法であって、
大腸内視鏡検査のための処置(プロトコル)をもちいて大腸内視鏡ボクセルデータセットを導き出し、
内視鏡データセットの最初のボクセルと最後のボクセルの間の、前記画像を通じて初期軌道を導き出し、
前記境界面に接触せずに最大直径を有する各球を、前記初期軌道の選択された各点にセンタリングし、
前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成する、
ことを特徴とする方法。

【請求項16】

前記中心軌道を形成するステップが、修正された中心軌道を形成するために前記中心軌道をスムーズ化する、請求項15記載の方法。

【請求項17】

前記中心軌道を形成するステップが、
前記境界面に接触せずに最大直径を有する各球を、前記修正された中心軌道の選択された各点にセンタリングし、

10

20

30

40

50

そして、前記各球の中心を連続的に連結して、さらに修正された中心軌道を形成する、ステップを有する請求項 15 記載の方法。

【請求項 18】

前記中心軌道を形成するステップが、希望するレベルまで修正された最終の中心軌道を導き出すために請求項 C1 および請求項 C2 記載のステップを繰り返し実行する、請求項 16 記載の方法。

【請求項 19】

前記各球のセンタリングのステップが、
 (a) 各多面体によって模擬された各球を用いて、
 (b) 前記境界面の中の利用できるスペースと比較して比較的小さい第 1 の模擬された球をセンタリングし、
 (c) 前記境界面と前記第 1 の模擬された球との衝突を検査し、
 (d) 前記境界のある点において衝突が検出された場合、前記衝突を終了させるために、前記模擬された球を前記境界の前記点から離れるように動かすための計算された力を導き出し、
 (e) 衝突がない (A)、又は衝突が終了した (B) の少なくともどちらかの場合、衝突が検出されるまで前記第 1 の模擬された球を大きくし、衝突が検出されることなく前記第 1 の模擬された球を大きくすることが不可能となるまで前記ステップ (d) 及び (e) を繰り返し、
 (f) 前記各球の残された各球に対しても、前記ステップ (b) から (e) を繰り返し、
 そして、各球の中心を連続的に連結して、中心軌道を形成する、
 ステップを有する請求項 15 記載の方法。

【請求項 20】

前記ステップ (d) において、前記力が、前記模擬された球を前記初期軌道に対して垂直な面上を動かすように作用する、
 請求項 19 記載の方法。

【請求項 21】

前記計算された力を導き出すステップが、空間と時間との関係を用いて、待ち時間の少ない応答の早い処理速度を実現する、請求項 20 記載の方法。

【請求項 22】

前記各球のセンタリングのステップが、
 (A) 各多面体によって表される模擬された各球を用いて、
 (B) 第 1 の模擬された球をセンタリングし、
 (C) 前記第 1 の模擬された球の頂点と前記境界面との衝突を検査し、
 (D) 前記境界面のある点で衝突が検出された場合、前記衝突を終了させるために、前記模擬された球を前記境界面の前記点から離れるように動かす計算された力を導き出し、
 (E) 衝突がない (A)、又は衝突が終了した (B) の少なくともどちらかの場合、衝突が検出されるまで前記第 1 の模擬された球を大きくし、衝突が検出されることなく前記第 1 の模擬された球を大きくすることが不可能となるまで前記ステップ (D) を繰り返し、
 そしてステップ (F) に進む、
 (F) 前記各球の残された球に対しても、前記ステップ (B) から (E) を繰り返し、
 そして、各球の中心を連続的に連結して、中心軌道を形成する、
 ステップを有する請求項 15 記載の方法。

【請求項 23】

前記ステップ (D) において、前記計算された力が、前記模擬された球を前記初期軌道に対して垂直な面上を動かすように作用する、
 請求項 22 記載の方法。

【請求項 24】

前記計算された力を導き出すステップが、空間と時間との関係を用いて、待ち時間の少ない応答の早い処理速度を実現する、請求項 23 記載の方法。

【請求項 25】

境界面を有する器官の仮想内視鏡画像のための自動中心線抽出方法であって、内視鏡検査のための処置（プロトコル）をもちいて内視鏡ボクセルデータセットを導き出し、

前記データセットの最初のボクセルと最後のボクセルの間の、前記画像を通じて初期軌道を導き出し、ここで、前記初期軌道は複数の頂点を有しており、

前記境界面に接触せずに最大直径を有する各球を、前記複数の頂点の連続した各頂点にセンタリングし、

前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成する、ことを特徴とする方法。

10

【請求項 26】

前記中心軌道を形成するステップが、修正された中心軌道を形成するために前記中心軌道をスムーズ化する、

ステップを有する請求項 25 記載の方法。

【請求項 27】

前記中心軌道を形成するステップが、

前記境界面に接触せずに最大直径を有する各球を、前記修正された中心軌道の選択された各点にセンタリングし、

そして、前記各球の中心を連続的に連結して、さらに修正された中心軌道を形成する、ステップを有する請求項 26 記載の方法。

20

【請求項 28】

前記中心軌道を形成するステップが、希望するレベルまで修正された最終の中心軌道を導き出すために請求項 C 1 および請求項 C 2 記載のステップを繰り返し実行する、請求項 26 記載の方法。

【請求項 29】

境界壁を有する器官の仮想内視鏡画像のための自動中心線抽出方法であって、内視鏡検査のための処置をもちいて内視鏡ボクセルデータセットを導き出し、

前記データセットの初期ボクセルをスタートとして、前記初期ボクセルに隣接する複数のボクセルに、一連の連続的に増加するラベル番号の第 1 のラベル番号をラベリングし、

前記第 1 のラベル番号を有する前記複数のボクセルの各ボクセルに隣接する複数のボクセルに、前記一連の番号における第 2 のラベル番号をラベリングし、

最も大きいラベル番号を有するボクセルに終点が到達するまで、前記先行のステップにおいて番号付けされた複数のボクセルに隣接する複数のボクセルに、漸次増加するラベル番号をラベリングすることによって先行のステップを繰り返し、

前記最もラベル大きい番号を有する第 1 のボクセルをスタートとし、前記第 1 のボクセルより小さいラベル番号を有する隣接する第 2 のボクセルを探し、そしてその位置を記憶し、

前記第 2 のボクセルをスタートとし、前記第 2 のボクセルより小さいラベル番号を有する隣接する第 3 のボクセルを探し、そしてその位置を記憶し、

前記初期ボクセルに到達するまで前記先行するステップを繰り返し、それによって、前記初期ボクセルと前記第 1 のボクセル間の画像を通じた初期軌道を確立し、

前記初期軌道をスムーズ化して中間軌道を作成し、ここで、前記中間軌道は複数の頂点を示し、

前記壁に接触しない最大直径を有する球を第 1 の頂点にセンタリングし、

前記壁に接触しない各最大直径を有する各球を更なる各頂点にセンタリングし、

そして、前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成する、

ことを特徴とする方法。

【請求項 30】

前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成するステップが、

前記中心軌道をスムーズ化し、

40

50

前記壁に接触しない最大直径を有する球を、前記中心軌道の選択された第1の点にセンタリングし、

前記壁に接触しない各最大直径を有する各球を、前記中心軌道の選択された更なる各点にセンタリングし、

前記各球の中心を連続的に連結して修正された中心軌道を形成する、
ステップを有する請求項29記載の方法。

【請求項31】

前記第1の点および更なる各点が、前記中心軌道の頂点を構成する、請求項30記載の方法。

【請求項32】

前記各球の中心を連続的に連結して修正された中心軌道を形成するステップが、
前記中心軌道をスムーズ化し、

前記壁に接触しない最大直径を有する球を、前記中心軌道の選択された第1の点にセンタリングし、

前記壁に接触しない各最大直径を有する各球を、前記中心軌道の選択された更なる各点にセンタリングし、

前記各球の中心を連続的に連結して修正された中心軌道を形成し、

そして、選択的に、前記修正された軌道が希望するレベルのスムーズさまで更に修正されるまで、上述されたステップを繰り返す、

ステップを有する、請求項29記載の方法。

10

【請求項33】

前記第1の点および更なる各点が、前記中心軌道の頂点を構成する、請求項32記載の方法。

【請求項34】

境界壁を有する器官の仮想内視鏡画像のための自動中心線抽出方法であって、
内視鏡検査のための処置をもちいて内視鏡ボクセルデータセットを導き出し、

前記データセットの初期ボクセルをスタートとして、前記初期ボクセルの第1の隣接する複数のボクセルに、一連の連続的に増加する第1のラベル番号をラベリングし、

前記第1の隣接するボクセルに次に隣接する各ボクセルに、前記一連の番号における第2のラベル番号をラベリングし、

一連の最終ラベル番号を有するボクセルに終点が到達するまで、先行のステップを繰り返し、

前記最終ラベル番号を有する第1のボクセルをスタートとし、前記第1のボクセルより先行するラベル番号を有する隣接する第2のボクセルを探し、そしてその位置を記憶し、

前記第2のボクセルをスタートとし、前記第2のボクセルより先行するラベル番号を有する隣接する第3のボクセルを探し、そしてその位置を記憶し、

前記初期ボクセルに到達するまで前記先行するステップを繰り返し、それによって、前記初期ボクセルと前記第1のボクセル間の画像を通じた初期軌道を確立し、

前記初期軌道をスムーズ化して中間軌道を作成し、

前記境界に接触しない各最大直径を有する各球を、前記中間軌道の選択された各点にセンタリングし、

そして、前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成する、
ことを特徴とする方法。

【請求項35】

前記初期軌道を形成するステップが、各頂点を示す初期軌道を形成するステップを有し、
そして、前記中間軌道の選択された各点に各球をセンタリングするステップが、前記各頂点に前記各球をセンタリングするステップを有する、請求項34記載の方法。

30

【請求項36】

前記各球の中心を連続的に連結して修正された中心軌道を形成するステップが、
前記中心軌道をスムーズ化し、

40

50

前記壁に接触しない最大直径を有する球を、前記中心軌道の選択された第1の点にセンタリングし、

前記境界壁に接触しない各最大直径を有する各球を、前記中心軌道の選択された更なる各点にセンタリングし、

前記各球の中心を連続的に連結して修正された中心軌道を形成し、

そして、選択的に、前記修正された軌道が希望するレベルのスムーズさまで更に修正されるまで、上述されたステップを繰り返す、

ステップを有する請求項34記載の方法。

【請求項37】

前記初期軌道を形成するステップが、各頂点を示す初期軌道を形成するステップを有し、そして、前記中間軌道の選択された各点に各球をセンタリングするステップが、前記各頂点に前記各球をセンタリングするステップを有する、請求項34記載の方法。

【請求項38】

境界壁を有する器官の仮想大腸鏡画像のための自動中心線抽出方法であって、

大腸鏡検査のための処置をもちいて大腸鏡ボクセルデータセットを導き出し、

前記データセットの初期ボクセルをスタートとして、前記初期ボクセルに隣接する複数のボクセルに、一連の連続的に増加するラベル番号の第1のラベル番号をラベリングし、

前記第1のラベル番号を有する前記複数のボクセルの各ボクセルに隣接する複数のボクセルに、前記一連の番号における第2のラベル番号をラベリングし、

最も大きいラベル番号を有するボクセルに終点が到達するまで、前記先行のステップにおいて番号付けされた複数のボクセルに隣接する複数のボクセルに、漸次増加するラベル番号をラベリングすることによって先行のステップを繰り返し、

前記最も大きい番号を有する第1のボクセルをスタートとし、前記第1のボクセルより小さいラベル番号を有する隣接する第2のボクセルを探し、そしてその位置を記憶し、

前記第2のボクセルをスタートとし、前記第2のボクセルより小さいラベル番号を有する隣接する第3のボクセルを探し、そしてその位置を記憶し、

前記初期ボクセルに到達するまで前記先行するステップを繰り返し、それによって、前記初期ボクセルと前記第1のボクセル間の画像を通じた初期軌道を確立し、

前記初期軌道をスムーズ化して中間軌道を作成し、ここで、前記中間軌道は複数の頂点を示し、

前記壁に接触せず最大直径を有する球を第1の頂点にセンタリングし、

前記壁に接触しない各最大直径を有する各球を更なる各頂点にセンタリングし、

そして、前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成する、

ことを特徴とする方法。

【請求項39】

前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成するステップが、

前記中心軌道をスムーズ化し、

前記壁に接触しない最大直径を有する球を、前記中心軌道の選択された第1の点にセンタリングし、

前記壁に接触しない各最大直径を有する各球を、前記中心軌道の選択された更なる各点にセンタリングし、そして、

前記各球の中心を連続的に連結して修正された中心軌道を形成する、

ステップを有する請求項38記載の方法。

【請求項40】

前記第1の点および更なる各点が、前記中心軌道の頂点を有する、請求項39記載の方法。

【請求項41】

前記各球の中心を連続的に連結して修正された中心軌道を形成するステップが、

前記中心軌道をスムーズ化し、

前記壁に接触しない最大直径を有する球を、前記中心軌道の選択された第1の点にセンタ

10

20

30

40

50

リングし、

前記境界壁に接触しない各最大直径を有する各球を、前記中心軌道の選択された更なる各点にセンタリングし、

前記各球の中心を連続的に連結して修正された中心軌道を形成し、

そして、選択的に、前記修正された軌道が希望するレベルのスムーズさまで更に修正されるまで、上述されたステップを繰り返す、

ステップを有する請求項 3 8 記載の方法。

【請求項 4 2】

前記第 1 の点および更なる各点が、前記中心軌道の頂点を構成する、請求項 4 1 記載の方法。

10

【請求項 4 3】

境界面を有する器官の仮想大腸鏡画像のための自動中心線抽出方法であって、

大腸内視鏡検査のための処置をもちいて大腸内視鏡ボクセルデータセットを導き出し、

前記データセットの最初のボクセルと最後のボクセルの間の、前記画像を通る初期軌道を導き出し、

前記境界面に接触しない最大直径を有する各球を、前記初期軌道の選択された各点にセンタリングし、

前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成する、

ことを特徴とする方法。

【請求項 4 4】

前記中心軌道を形成するステップが、修正された中心軌道を形成するために前記中心軌道をスムーズ化するステップを有する請求項 3 8 記載の方法。

20

【請求項 4 5】

前記中心軌道を形成するステップが、

前記境界面に接触しない最大直径を有する各球を、前記修正された中心軌道の選択された各点にセンタリングし、

前記各球の中心を連続的に連結して更なる修正された中心軌道を形成する、

ステップを有する請求項 3 9 記載の方法。

【請求項 4 6】

前記中心軌道を形成するステップが、

希望するレベルまで修正された最終の中心軌道を導き出すため、請求項 C 1 および請求項 C 2 のステップを繰り返し実行する

ステップを有する請求項 4 4 記載の方法。

30

【請求項 4 7】

境界面を有する大腸の仮想大腸鏡画像のための自動中心線抽出装置であって、

大腸内視鏡検査のための処置をもちいて大腸内視鏡ボクセルデータセットを導き出す手段と、

前記データセットから最初のボクセルと最後のボクセルの間の、前記画像を通じて初期軌道を導き出す手段と、

前記境界面に接触しない最大直径を有する各球を、前記初期軌道の選択された各点にセンタリングする手段と、

前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成する手段と、

を有することを特徴とする装置。

40

【請求項 4 8】

境界面を有する器官の仮想内視鏡画像のための自動中心線抽出装置であって、

内視鏡データセットから導き出される画像を通る初期軌道の選択された各点に、前記境界面に接触せずに最大直径を有する各球をセンタリングする手段と、

前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成する手段と、

を有することを特徴とする装置。

【請求項 4 9】

50

境界面を有する物体を表すデータセットのための自動中心線抽出方法であって、前記データセットから導き出される前記物体を通る初期軌道の選択された各点に、前記境界面に接触せずに最大直径を有する各球をセンタリングし、前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成する、ことを特徴とする方法。

【請求項 5 0】

前記中心軌道を形成するステップが、修正された中心軌道を形成するために前記中心軌道をスムーズ化する、ステップを有する請求項 4 9 記載の方法。

【請求項 5 1】

前記中心軌道を形成するステップが、
前記境界面に接触しない最大直径を有する各球を、前記修正された中心軌道の選択された各点にセンタリングし、
前記各球の中心を連続的に連結して更なる修正された中心軌道を形成する、
ステップを有する請求項 5 0 記載の方法。

【請求項 5 2】

前記中心軌道を形成するステップが、
希望するレベルまで修正された最終の中心軌道を導き出すため、請求項 C 1 および請求項 C 2 のステップを繰り返し実行する、
ステップを有する請求項 5 0 記載の方法。

【請求項 5 3】

前記各球のセンタリングのステップが、
(a) 各多面体によって模擬された各球を用いて、
(b) 前記境界面の中の利用できるスペースと比較して比較的小さい第 1 の模擬された球をセンタリングし、
(c) 前記境界面と前記第 1 の模擬された球との衝突を検査し、
(d) 前記境界のある点において衝突が検出された場合、前記衝突を終了させるために、前記模擬された球を前記境界の前記点から離れるように動かすための計算された力を導き出し、
(e) 衝突がない (A)、又は衝突が終了した (B) の少なくともどちらかの場合、衝突が検出されるまで前記第 1 の模擬された球を大きくし、衝突が検出されることなく前記第 1 の模擬された球を大きくすることが不可能となるまで前記ステップ (d) を繰り返し、
(f) 前記各球の残された各球に対しても、前記ステップ (b) から (e) を繰り返し、
そして、各球の中心を連続的に連結して、中心軌道を形成する、
ステップを有する請求項 4 9 記載の方法。

【請求項 5 4】

前記ステップ (d) において、前記力が、前記模擬された球を前記初期軌道に対して垂直な面上を動かすように作用する、請求項 5 3 記載の方法。

【請求項 5 5】

前記計算された力を導き出すステップが、空間と時間との関係を用いて、待ち時間の少ない応答の早い処理速度を実現する、請求項 5 4 記載の方法。

【請求項 5 6】

前記各球のセンタリングのステップが、
(A) 各多面体によって表される模擬された各球を用いて、
(B) 第 1 の模擬された球をセンタリングし、
(C) 前記第 1 の模擬された球の頂点と前記境界面との衝突を検査し、
(D) 前記境界面のある点で衝突が検出された場合、前記衝突を終了させるために、前記模擬された球を前記境界面の前記点から離れるように動かす計算された力を導き出し、
(E) 衝突がない (A)、又は衝突が終了した (B) の少なくともどちらかの場合、衝突が検出されるまで前記第 1 の模擬された球を大きくし、衝突が検出されることなく前記第 1 の模擬された球を大きくすることが不可能となるまで前記ステップ (D) を繰り返し、

10

20

30

40

50

そしてステップ(F)に進む、

(F)前記各球の残された球に対しても、前記ステップ(B)から(E)を繰り返し、そして、各球の中心を連続的に連結して、中心軌道を形成する、
ステップを有する請求項 4 9 記載の方法。

【請求項 5 7】

前記ステップ(D)において、前記計算された力が、前記模擬された球を前記初期軌道に対して垂直な面上を動かすように作用する、請求項 5 6 記載の方法。

【請求項 5 8】

前記計算された力を導き出すステップが、空間と時間との関係を用いて、待ち時間の少ない応答の早い処理速度を実現する、請求項 5 6 記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

特別な参考文献として、本出願の発明者であるベルナルド・ガイガーなどの名で 2003 年 5 月 14 日に「高速自動中心線抽出」の名称で出願された、米国仮出願 NO. 60 / 470579 があり、それに基づく優先権を主張し、そこで開示されたことは、ここで参考として編入される。さらに、参考文献として、本出願の発明者であるベルナルド・ガイガーなどの名で 2004 年 1 月 8 日に「仮想大腸鏡のための高速ローカル軌道設定方法および装置」の名称で出願された、米国出願 NO. 10 / 753703 もあり、そこで開示されたことは、本発明と矛盾しない範囲で、ここで参考として編入される。

【0 0 0 2】

この発明は一般的にコンピュータ映像およびイメージングシステム、仮想内視鏡に関係し、特に、仮想大腸鏡を含む仮想内視鏡のために用いられる高速、自動の中心線抽出のための方法およびシステムに関する。

【0 0 0 3】

「発明の背景」

仮想大腸鏡とは、患者の特定の 3 次元解剖データセットを用いた、標準で最小限の人体への侵入ですむ内視鏡処置によるコンピュータシミュレーションに基づく診断方法のことである。現在の内視鏡検査の例には、気管支鏡、血管内視鏡、上部胃腸内視鏡、大腸鏡、膀胱鏡、心臓鏡そして尿道鏡が含まれる。人体への侵入を最小限にして入手した患者の特定の解剖構造の(仮想大腸鏡)画像化は、本当の内視鏡検査に伴う、人体への穴あけ、感染、出血などのリスクを避け、そして、本当の内視鏡検査を実施するに先だって、内視鏡検査者に重要な情報を提供する。そのような情報や理解は、処置の困難さを最小限化し、患者の健康を害することを低減し、トレーニングを高め、治療結果に対するより良き理解を助ける。

【0 0 0 4】

仮想内視鏡において、3D 画像は、2 次元(2D)コンピュータトモグラフィー(CT)あるいは磁気共鳴(MR)データから、ボリュームレンダリングによって作成している。最近の CT や MR は、典型的には 1 セットの横断面画像を作成し、それらを組み合わせて、1 セットのボリューム・データを作成する。これらの 3D 画像は、ファイバー光学内視鏡のような本当の内視鏡から得られる画像を模擬するために作成される。

【0 0 0 5】

検査処置に対するガイドとして中心線を決定することは、本当の内視鏡検査においても望ましいが、仮想内視鏡検査においては特に望ましい。このような中心線を計算する従来技術としては、典型的には、形態的演算、距離変換、最少コスト軌道、ダイクストラ法(Dijkstra 法)などの考えが利用される。一例として、そのような従来技術の参考文献には次のようなものがある。

【0 0 0 6】

「近似最小距離領域に基づく 3 次元スケルトンおよび中心線作成 : Zhou 他、The Visual Computer, 14 : 303 - 314 (1998) ; Zhou et al.,

10

20

30

40

50

"Three-Dimensional Skeleton and Centerline Generation Based on an Approximate Minimum Distance Field," The Visual Computer, 14:303-314 (1998);」

「仮想大腸鏡のための自動軌道追跡装置の臨床評価: T r u y e n 、 T . d e s c h a m p s 、 l . D . C h e n 、 M I C C A I 学会、 U t r e c h t 市、オランダ、2001年10月; Truyen, T. Deschamps, L. D. Cohen. Clinical evaluation of an automatic path tracker for virtual colonoscopy. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI), Utrecht, Netherlands, October 2001」

「仮想大腸鏡のための中心線作成の高速アルゴリズム: S P I E 学会、2000年2月12~18日; Chen et al., "A Fast Algorithm to Generate Centerline for Virtual Colonoscopy", SPIE Conference, Feb. 12-18, 2000. Richard Robb,」

「ビジュアルヒューマンデータセットを用いた仮想内視鏡の開発および評価: R i c h a r d R o b b 、 w w w . m a y o . e d u 、 1 9 9 6 年 1 0 月 7 , 8 日; Richard Robb, "Virtual (Computed) Endoscopy: Development and Evaluation Using the Visible Human Datasets", Oct. 7-8, 1996. www.mayo.edu.」

「萎縮部矯正を伴う3次元検査を実行するためのシステムおよび方法: 米国特許 U S 6 5 1 4 0 8 2 、 K a u f m a n 他、 2 0 0 4 年 2 月 4 日発行; U.S. Pat. No. 6,514,082 entitled "System and method for performing a three-dimensional examination with collapse correction," issued in the name of Kaufman et al., Feb. 4, 2003.」

【 0 0 0 7 】

「発明の概要」

形態的演算、距離変換、最少コスト軌道、ダイクストラ法などの考え方を利用した前述の技術のような中心線計算のための従来技術は、相対的に遅いことが認識される。

【 0 0 0 8 】

本発明の特徴によれば、中心線計算の方法が、特に、大腸データに対して有効である特徴を示している。

【 0 0 0 9 】

本発明の原理によれば、3D環境における中心線は、境界条件によって規制される最大直径を有する球の位置として解釈される。

【 0 0 1 0 】

本発明の特徴によれば、

境界面を有する器官の内視鏡データセットのための自動中心線抽出方法であって、内視鏡データセットから導き出される画像を通じ初期軌道の選択された各点に、前記境界面に接触せずに最大直径を有する各球をセンタリングし、前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成する、ステップを有する。

【 0 0 1 1 】

本発明の特徴によれば、

前記中心軌道を形成するステップが、修正された中心軌道を形成するために前記中心軌道をスムーズ化する、ステップを有する。

【 0 0 1 2 】

本発明のさらに別の特徴によれば、

前記中心軌道を形成するステップが、前記修正された中心軌道の選択された各点に、前記境界面に接触せずに最大直径を有する各球をセンタリングし、そして、前記各球の中心を連続的に連結して、更に修正された中心軌道を形成する、ステップを有する。

【 0 0 1 3 】

本発明の別の特徴によれば、

前記中心軌道を形成するステップが、希望するレベルまで修正された最終の中心軌道を導き出すために請求項1および請求項2記載のステップを繰り返し実行する、ステップを有する。

【 0 0 1 4 】

本発明の別の特徴によれば、

10

20

30

40

50

前記各球のセンタリングのステップが、

(a) 各多面体によって模擬された各球を用いて、

(b) 前記境界面の中の利用できるスペースと比較して比較的小さい第1の模擬された球をセンタリングし、

(c) 前記境界面と前記第1の模擬された球との衝突を検査し、

(d) 前記境界のある点において衝突が検出された場合、前記衝突を終了させるために、前記模擬された球を前記境界の前記点から離れるように動かすための計算された力を導き出し、

(e) 衝突がない (A) 、又は衝突が終了した (B) の少なくともどちらかの場合、衝突が検出されるまで前記第1の模擬された球を大きくし、衝突が検出されることなく前記第1の模擬された球を大きくすることが不可能となるまで前記ステップ (d) を繰り返し、
10 (f) 前記各球の残された各球に対しても、前記ステップ (b) から (e) を繰り返し、そして、各球の中心を連続的に連結して、中心軌道を形成する、

ステップを有する。

【 0 0 1 5 】

本発明の別の特徴によれば、

前記計算された力が、前記模擬された球を前記初期軌道に対して垂直な面上を動かすように作用する。

【 0 0 1 6 】

本発明の別の特徴によれば、

前記計算された力を導き出すステップが、空間と時間との関係を用いて、待ち時間の少ない応答の早い処理速度を実現する。

【 0 0 1 7 】

本発明の別の特徴によれば、

前記各球のセンタリングのステップが、

(A) 各多面体によって表される模擬された各球を用いて、

(B) 第1の模擬された球をセンタリングし、

(C) 前記第1の模擬された球の頂点と前記境界面との衝突を検査し、

(D) 前記境界面のある点で衝突が検出された場合、前記衝突を終了させるため、前記模擬された球を前記境界面の前記ある点から離れるように動かす計算された力を導き出し、
30 (E) 衝突がない (A) 、又は衝突が終了した (B) の少なくともどちらかの場合、衝突が検出されるまで前記第1の模擬された球を大きくし、衝突が検出されることなく前記第1の模擬された球を大きくすることが不可能となるまで前記ステップ (D) を繰り返し、そしてステップ (F) に進み、

(F) 前記各球の残された球に対しても、前記ステップ (B) から (E) を繰り返し、そして、各球の中心を連続的に連結して、中心軌道を形成する、

ステップを有する。

【 0 0 1 8 】

本発明の別の特徴によれば、

前記ステップ (D) において、前記計算された力が、前記模擬された球を前記初期軌道に対して垂直な面上を動かすように作用する。

【 0 0 1 9 】

本発明の別の特徴によれば、

前記計算された力を導き出すステップが、空間と時間との関係を用いて、待ち時間の少ない応答の早い処理速度を実現する。

【 0 0 2 0 】

本発明の別の特徴によれば、

境界面を有する器官の仮想内視鏡画像のための自動中心線抽出方法であって、

内視鏡データセットの最初のボクセルと最後のボクセルの間の、前記画像を通る初期軌道を導き出し、

10

20

30

40

50

前記境界面に接触せずに最大直径を有する各球を初期軌道の選択された各点にセンタリングし、

前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成する、
ステップを有する。

【0021】

本発明の別の特徴によれば、

境界面を有する器官の仮想内視鏡画像のための自動中心線抽出方法であって、
大腸内視鏡検査のための処置（プロトコル）をもちいて大腸内視鏡ボクセルデータセットを導き出し、
内視鏡データセットの最初のボクセルと最後のボクセルの間の、前記画像を通じて初期軌道を導き出し、
10

前記境界面に接触せずに最大直径を有する各球を、前記初期軌道の選択された各点にセンタリングし、

前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成する、ステップを有する。

【0022】

本発明の別の特徴によれば、

境界面を有する器官の仮想内視鏡画像のための自動中心線抽出方法であって、
内視鏡検査のための処置（プロトコル）をもちいて内視鏡ボクセルデータセットを導き出し、
前記データセットの最初のボクセルと最後のボクセルの間の、前記画像を通じて初期軌道を導き出し、ここで、前記初期軌道は複数の頂点を有しており、
20

前記境界面に接触せずに最大直径を有する各球を、前記複数の頂点の連続した各頂点にセンタリングし、
前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成する、ステップを有する。

【0023】

本発明の別の特徴によれば、

境界壁を有する器官の仮想内視鏡画像のための自動中心線抽出方法であって、
内視鏡検査のための処置をもちいて内視鏡ボクセルデータセットを導き出し、
前記データセットの初期ボクセルをスタートとして、前記初期ボクセルに隣接する複数のボクセルに、一連の連続的に増加するラベル番号の第1のラベル番号をラベリングし、
前記第1のラベル番号を有する前記複数のボクセルの各ボクセルに隣接する複数のボクセルに、前記一連の番号における第2のラベル番号をラベリングし、
30

最も大きいラベル番号を有するボクセルに終点が到達するまで、前記先行のステップにおいて番号付けされた複数のボクセルに隣接する複数のボクセルに、漸次増加するラベル番号をラベリングすることによって先行のステップを繰り返し、
前記最もラベル大きい番号を有する第1のボクセルをスタートとし、前記第1のボクセルより小さいラベル番号を有する隣接する第2のボクセルを探し、そしてその位置を記憶し、

前記第2のボクセルをスタートとし、前記第2のボクセルより小さいラベル番号を有する隣接する第3のボクセルを探し、そしてその位置を記憶し、
前記初期ボクセルに到達するまで前記先行するステップを繰り返し、それによって、前記初期ボクセルと前記第1のボクセル間の画像を通じた初期軌道を確立し、
40

前記初期軌道をスムーズ化して中間軌道を作成し、ここで、前記中間軌道は複数の頂点を示し、
前記壁に接触しない最大直径を有する球を第1の頂点にセンタリングし、
前記壁に接触しない各最大直径を有する各球を更なる各頂点にセンタリングし、
そして、前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成する、
ステップを有する。

【0024】

本発明の別の特徴によれば、

50

前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成するステップが、
前記中心軌道をスムーズ化し、
前記壁に接触しない最大直径を有する球を、前記中心軌道の選択された第1の点にセンタリングし、
前記壁に接触しない各最大直径を有する各球を、前記中心軌道の選択された更なる各点にセンタリングし、
前記各球の中心を連続的に連結して修正された中心軌道を形成する、
ステップを有する。

【0025】

本発明の別の特徴によれば、
前記第1の点および更なる各点が、前記中心軌道の頂点を構成する。

【0026】

本発明の別の特徴によれば、
前記各球の中心を連続的に連結して修正された中心軌道を形成するステップが、
前記中心軌道をスムーズ化し、
前記壁に接触しない最大直径を有する球を、前記中心軌道の選択された第1の点にセンタリングし、
前記壁に接触しない各最大直径を有する各球を、前記中心軌道の選択された更なる各点にセンタリングし、
前記各球の中心を連続的に連結して修正された中心軌道を形成し、
そして、選択的に、前記修正された軌道が希望するレベルのスムーズさまで更に修正されるまで、上述されたステップを繰り返す、
ステップを有する。

【0027】

本発明の別の特徴によれば、
前記第1の点および更なる各点が、前記中心軌道の頂点を構成する。

【0028】

本発明の別の特徴によれば、
境界壁を有する器官の仮想内視鏡画像のための自動中心線抽出方法であって、
内視鏡検査のための処置をもちいて内視鏡ボクセルデータセットを導き出し、
前記データセットの初期ボクセルをスタートとして、前記初期ボクセルの第1の隣接する複数のボクセルに、一連の連続的に増加する第1のラベル番号をラベリングし、
前記第1の隣接するボクセルに次に隣接する各ボクセルに、前記一連の番号における第2のラベル番号をラベリングし、
一連の最終ラベル番号を有するボクセルに終点が到達するまで、先行のステップを繰り返し、
前記最終ラベル番号を有する第1のボクセルをスタートとし、前記第1のボクセルより先行するラベル番号を有する隣接する第2のボクセルを探し、そしてその位置を記憶し、
前記第2のボクセルをスタートとし、前記第2のボクセルより先行するラベル番号を有する隣接する第3のボクセルを探し、そしてその位置を記憶し、
前記初期ボクセルに到達するまで前記先行するステップを繰り返し、それによって、前記初期ボクセルと前記第1のボクセル間の画像を通じた初期軌道を確立し、
前記初期軌道をスムーズ化して中間軌道を作成し、
前記境界に接触しない各最大直径を有する各球を、前記中間軌道の選択された各点にセンタリングし、
そして、前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成する、
ステップを有する。

【0029】

本発明の別の特徴によれば、
境界壁を有する器官の仮想大腸鏡画像のための自動中心線抽出方法であって、

大腸鏡検査のための処置をもちいて大腸鏡ボクセルデータセットを導き出し、前記データセットの初期ボクセルをスタートとして、前記初期ボクセルに隣接する複数のボクセルに、一連の連続的に増加するラベル番号の第1のラベル番号をラベリングし、前記第1のラベル番号を有する前記複数のボクセルの各ボクセルに隣接する複数のボクセルに、前記一連の番号における第2のラベル番号をラベリングし、最も大きいラベル番号を有するボクセルに終点が到達するまで、前記先行のステップにおいて番号付けされた複数のボクセルに隣接する複数のボクセルに、漸次増加するラベル番号をラベリングすることによって先行のステップを繰り返し、前記最も大きい番号を有する第1のボクセルをスタートとし、前記第1のボクセルより小さいラベル番号を有する隣接する第2のボクセルを探し、そしてその位置を記憶し、前記第2のボクセルをスタートとし、前記第2のボクセルより小さいラベル番号を有する隣接する第3のボクセルを探し、そしてその位置を記憶し、前記初期ボクセルに到達するまで前記先行するステップを繰り返し、それによって、前記初期ボクセルと前記第1のボクセル間の画像を通じた初期軌道を確立し、前記初期軌道をスムーズ化して中間軌道を作成し、ここで、前記中間軌道は複数の頂点を示し、前記壁に接触せず最大直径を有する球を第1の頂点にセンタリングし、前記壁に接触しない各最大直径を有する各球を更なる各頂点にセンタリングし、そして、前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成する、ステップを有する。

10

20

30

40

【0030】
本発明の別の特徴によれば、
境界面を有する器官の仮想大腸鏡画像のための自動中心線抽出方法であって、大腸内視鏡検査のための処置をもちいて大腸内視鏡ボクセルデータセットを導き出し、前記データセットの最初のボクセルと最後のボクセルの間の、前記画像を通じた初期軌道を導き出し、前記境界面に接触しない最大直径を有する各球を、前記初期軌道の選択された各点にセンタリングし、前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成する、ステップを有する。

30

【0031】
本発明の別の特徴によれば、
境界面を有する大腸の仮想大腸鏡画像のための自動中心線抽出装置であって、大腸内視鏡検査のための処置をもちいて大腸内視鏡ボクセルデータセットを導き出す手段と、前記データセットから最初のボクセルと最後のボクセルの間の、前記画像を通じて初期軌道を導き出す手段と、前記境界面に接触しない最大直径を有する各球を、前記初期軌道の選択された各点にセンタリングする手段と、前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成する手段と、を有する。

40

【0032】
本発明の別の特徴によれば、
境界面を有する器官の仮想内視鏡画像のための自動中心線抽出装置であって、内視鏡データセットから導き出される画像を通じた初期軌道の選択された各点に、前記境界面に接触せずに最大直径を有する各球をセンタリングする手段と、前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成する手段と、を有する。

【0033】
本発明の別の特徴によれば、

50

境界面を有する物体を表すデータセットのための自動中心線抽出方法であって、前記データセットから導き出される前記物体を通る初期軌道の選択された各点に、前記境界面に接触せずに最大直径を有する各球をセンタリングし、前記各球の中心を連続的に連結して中心軌道を形成する。

【0034】

本発明の別の特徴によれば、前記中心軌道を形成するステップが、修正された中心軌道を形成するために前記中心軌道をスムーズ化する、ステップを有する。

【0035】

本発明の別の特徴によれば、前記中心軌道を形成するステップが、前記境界面に接触しない最大直径を有する各球を、前記修正された中心軌道の選択された各点にセンタリングし、前記各球の中心を連続的に連結して更なる修正された中心軌道を形成する、ステップを有する。

【0036】

本発明の別の特徴によれば、前記中心軌道を形成するステップが、希望するレベルまで修正された最終の中心軌道を導き出すため、請求項C1および請求項C2のステップを繰り返し実行する、ステップを有する。

【0037】

本発明の別の特徴によれば、前記各球のセンタリングのステップが、(a)各多面体によって模擬された各球を用いて、(b)前記境界面の中の利用できるスペースと比較して比較的小さい第1の模擬された球をセンタリングし、(c)前記境界面と前記第1の模擬された球との衝突を検査し、(d)前記境界のある点において衝突が検出された場合、前記衝突を終了させるために、前記模擬された球を前記境界の前記点から離れるように動かすための計算された力を導き出し、(e)衝突がない(A)、又は衝突が終了した(B)の少なくともどちらかの場合、衝突が検出されるまで前記第1の模擬された球を大きくし、衝突が検出されることなく前記第1の模擬された球を大きくすることが不可能となるまで前記ステップ(d)を繰り返し、(f)前記各球の残された各球に対しても、前記ステップ(b)から(e)を繰り返し、そして、各球の中心を連続的に連結して、中心軌道を形成する、ステップを有する。

【0038】

本発明の別の特徴によれば、前記ステップ(d)において、前記力が、前記模擬された球を前記初期軌道に対して垂直な面上を動かすように作用する。

【0039】

本発明の別の特徴によれば、前記計算された力を導き出すステップが、空間と時間との関係を用いて、待ち時間の少ない応答の早い処理速度を実現する。

【0040】

本発明の別の特徴によれば、前記各球のセンタリングのステップが、(A)各多面体によって表される模擬された各球を用いて、(B)第1の模擬された球をセンタリングし、

10

20

30

40

50

(C) 前記第1の模擬された球の頂点と前記境界面との衝突を検査し、
(D) 前記境界面のある点で衝突が検出された場合、前記衝突を終了させるため、前記模擬された球を前記境界面の前記点から離れるように動かす計算された力を導き出し、
(E) 衝突がない(A)、又は衝突が終了した(B)の少なくともどちらかの場合、衝突が検出されるまで前記第1の模擬された球を大きくし、衝突が検出されることなく前記第1の模擬された球を大きくすることが不可能となるまで前記ステップ(D)を繰り返し、そしてステップ(F)に進む、
(F) 前記各球の残された球に対しても、前記ステップ(B)から(E)を繰り返し、そして、各球の中心を連続的に連結して、中心軌道を形成する、
ステップを有する。

10

【0041】

本発明の別の特徴によれば、

前記ステップ(D)において、前記計算された力が、前記模擬された球を前記初期軌道に對して垂直な面上を動かすように作用する。

【0042】

本発明の別の特徴によれば、

前記計算された力を導き出すステップが、空間と時間との関係を用いて、待ち時間の少ない応答の早い処理速度を実現する。

【0043】

「図面の簡単な説明」

20

本発明は、以下の図面と組み合わせて、詳細な説明からさらに良く理解できる。

図1および図2は、本発明の実施例に従って、初期ボクセル・軌道(パス)、初期スムーズイング・ステップ、およびセンタリングを示している。

図3は、本発明の実施例に従ったセンタリングのステップの詳細について示している。

【0044】

「発明の詳細な説明」

本発明の方法およびシステムがプログラム可能なデジタルコンピュータを用いて装置化されることが好ましく、また、ここで述べる作用も、そのような装置化に関連していることが理解される。

30

【0045】

イメージングの分野において、「空気(ai r)」、「内腔」などの用語は、典型的には、これらの特性に関連する画像のことの意味で言及していることが意図とされている。

【0046】

本発明の実施例によれば、大腸のセグメント化は、計算の始点および終点を形成すること、および、以下に説明するように初期軌道(パス)計算を形成すること、を有している。この後で、この軌道のセンタリングとスムージング(スムーズ化)が引き続き行われる。

【0047】

一般的に、本発明による方法は、典型的には、腸に対する前処置や空気吸入を含む大腸内視鏡プロトコル(処置、手順)を用いて得られた大腸データセットをスタートとする。このデータセットは、空気に対する閾値を適用したり、結合した部分を分析することによりセグメント化される。ここで、結合した部分のうち大腸に所属しない部分は、自動的に、あるいはマニュアル選択的に除去される。

40

【0048】

なお、本発明の方法は、他の仮想内視鏡検査にも適用可能であり、一般的には、境界を有する腔(空洞)には適用可能である。さらには、本発明の方法は、仮想内視鏡のために必ずしも用意されていないデータセット、例えば、コントラストを有する血管に対しても適用可能である。また、本発明の中心線(センターライン)方法には、2つのセンターラインを登録し、互いにマッピングし、測定し、血管に沿って垂直面を定義し、セグメント化し、可視化するような用途を含む、他の用途もある。

50

【0049】

本発明の実施例は次のようなステップを有する。

- A 大腸のセグメント化
- B 始点と終点の計算
- C 初期軌道の計算
- D 軌道のセンタリングおよびスムージング

【0050】

ステップAでは、大腸内視鏡プロトコル、即ち、腸に対する事前処置や空気吸入などを用いて得られた大腸データセットをスタートとする。このデータセットは、空気に対する閾値を適用したり、結合した部分を分析することによりセグメント化される。ここで、結合した部分のうち大腸に所属しない部分は、自動的に、あるいはマニュアル選択的に除去される。

10

【0051】

ステップB（始点と終点の計算）では、距離ラベリングが、大腸に属する第1のボクセルから出発して、実行される。この第1のボクセルには0がラベルされ、それに隣接する各ボクセルには1がラベルされ、それらに隣接する各ボクセルには2がラベルされ、以下同様にラベリングされる。この探索は最も大きな数字のラベルを有するボクセルまで実行される。これを始点p0とする。始点p0から始めて、ステップBを繰り返し、そして最も大きな数字を有する別のボクセルを得ることによって、新しい距離ラベルマップが作成される。この別のボクセルを終点p1とする。

20

【0052】

ステップC（初期軌道計算）では、距離ラベルが、終点p1をスタートとして始点p0を終了とする結合されたボクセルによる一つの軌道を得るために用いられる。これは、p1に隣接する各ボクセルの中から、より小さいラベルを有するボクセルを探し、その位置を記憶し、次に、このボクセルに隣接する各ボクセルの中から、より小さいラベルを有するボクセルを探し、p0に達するまでこれらを繰り返すことによって遂行される。図1aを参照のこと。前記の初期軌道計算は、一例として揚げたもので、この計算のための別の適したステップを本発明の代替的実施例として代わりに用いても良い。

30

【0053】

ステップD（軌道のセンタリングとスムージング）では、このようにして得られた初期軌道は、一般的にはギザギザ（ジグザグ）しており、そこで、例えば、公知のガウスのスムージング法を適用してスムージング（スムーズ化）される。如何なる頂点（vertices）も、それに隣接するn個の頂点の加重平均によって置き換えられる。ここで、nは、希望するスムージングのタイプの特性（スムーズさの程度）に基づいて選択された常数であり、nとしてより大きい値又はより小さい値は、平均値をとる範囲の程度を決定するものである。このプロセスは、非常に多数の反復（iteration）によって繰り返えされる。如何なる新しい頂点も、その新しい座標がそのセグメント化された大腸の中にまだ位置しているかどうかを検査することによって、大腸壁又は境界面と衝突しているかがテストされる。衝突した場合には、その頂点は衝突しなかった最後の位置に置かれる。このようにして得られた軌道は、静力学の分野からの有益な類推の助けにより可視化される。つまり、このプロセスによって得られる軌道は、大腸内を通る量の概念のないフレキシブルな紐の両端を引っ張って得られる軌道に似ている。図1bを参照のこと。

40

【0054】

このスムーズ化された軌道は、サイズが大きくなる球を用いてセンタリングされる。図3を参照のこと。本発明における意味での球とは、許容できる程度に似た表現をするために十分な数の面をもつ多面体によって表現される。このような多面体は複数の頂点（vertices）を示すが、先ほどの軌道の頂点（vertices）とは混同すべきではない。小さい球がその軌道に沿ったある頂点においてセンタリングされる。

【0055】

この球の各頂点は大腸壁との衝突がチェックされる。もし、それらの頂点が衝突するな

50

らば、変位力が、この球の法線に基づいて定義され計算される。この力はこの球を壁から離すように働く。この球は軌道に対して垂直な面上を動くように強いられる。もし、球がもはや衝突しないならば、球のサイズは大きくされ、衝突の計算と変位が繰り返される。球が衝突することなく、もはや変位もできない、かつ又は、サイズを大きくすることもできなくなるとこのプロセスはストップする。このようにして、この球は壁に衝突しない範囲で最大のサイズを示す。この球の中心は、今や、その頂点のための新しい位置として用いられる。このプロセスは、軌道の新しい頂点のために繰り返される。図1C参照のこと。センタリングの後で、軌道には、衝突制御を用いた更なるガウスのスムージング法を施す。この反復時間を短くしたければ、狭い隣接する範囲を用いればよい。

【0056】

10

衝突探索の手法および変位力の計算については、論文「Geiger, B. "Real-Time Collision Detection and Response for Complex Environments," Computer Graphics International 2000; Jun. 19-23, 2000; Geneva, Switzerland」に記述されている。本発明と矛盾しない程度に参考としてここで組み入れられるところを開示しているこの記事は、医療画像から得られるような複雑な環境や、永久に接触している物体に対して適した衝突探索の方法を開示している。この方法は、ポイント・非正4面体・メッシュ・クエリー (a point - in tetrahedral - mesh query) に基づいている。空間と時間のコヒレンス (coherence) が、インタラクティブ (interactive) な速度を実現するために用いられる (待ち時間の少ない応答の早い処理速度を実現するため、空間 (領域) と時間の関係が決定される)。衝突探索に加えて、このシステムは、衝突のレスポンスのために用いる力とトルクを計算する。

【0057】

20

しかし、本発明における衝突探索と力の計算は、多面体復元体の上で実行するよりも直接ボクセルの上で実行されることが好ましい、それは、一般的には上述したGeiger氏の論文でアプローチの概要は述べられている。

【0058】

30

纏めると、図1aと図2aは初期ボクセル・軌道を示し、図1bと図2bは初期スムーズ化ステップを示し、そして、図1cと図2cは最後のセンタリングを示している。図3aは、球が頂点位置においてセンタリングされるところのセンタリングステップを示している。図3bにおいて、その球のサイズは壁に衝突するまで大きくされる。衝突から、変位力が計算される。図3cにおいて、球がもはや衝突しなくなるまで変位力が与えられる。球のサイズはもう一度大きくされ、壁に衝突することとなる。図3dにおいて、変位力が計算される。変位が起こった後で、球はそれ以上大きくなることができない位置に達する。これが、図3eにおいて、最終の頂点位置となる。

【0059】

第1の例として仮想大腸鏡の例を用いたが、本発明の方法は、他の仮想内視鏡検査に適用可能であり、実際一般的には、境界面をもつ腔には適用可能である。

【0060】

40

本発明の方法は、必ずしも仮想内視鏡のためにだけ用意したものではなく、例えば、上述したコントラストを有する血管のような他のデータセットにも適用可能であることは特に強調しておく。中心線方法は、2つの中心線を登録し、又はマッピングし、測定し、血管に沿った垂直セクションを定義し、セグメント化し、可視化するような、他の用途の可能性を有している。

【0061】

50

本発明は実施例を用いて説明された。当業者であれば、本発明の本質から逸脱することなしに色々な修正や代替が可能であることは明らかである。理解しやすいように例を挙げるなら、ボクセルの一連のナンバリングを都合の良いように数が大きくなるナンバリングの順序にしたが、数を小さくする順序や他の通常のラベリング順序を用いても良いことは明らかである。他の例を挙げるなら、初期軌道を導く方法のバリエーションとして等価な方法を用いることもできる。従って、初期軌道を導き出す他の適当な方法が、大腸のセグ

メント化、始点と終点計算、および／又は初期軌道計算の各ステップに対する例としての上述したステップの代わりに用いられても良い。適当な初期軌道が与えられるなら、それによって軌道のセンタリングやスムージングが実行できる。

【0062】

これらの、そして似たようなバリエーションや代替案は、クレームに定義された本発明においては、意図とされているものである。

【図面の簡単な説明】

【0063】

【図1】図1は、初期ボクセル軌道、初期スムーズイングおよびセンタリングを示している。

10

【図2】図2は、初期ボクセル軌道、初期スムーズイングおよびセンタリングを示している。

【図3】図3は、センタリングのステップの詳細について示している。

【図1】

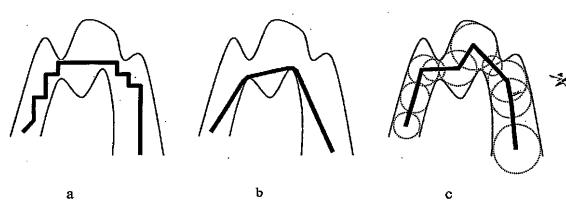


FIGURE 1

【図3】

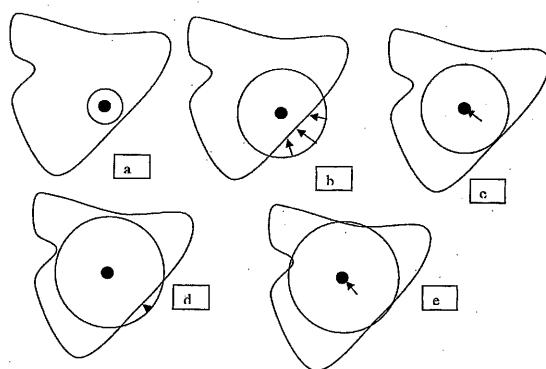


FIGURE 3

【図2】

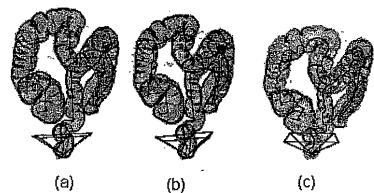


FIGURE 2

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.
PCT/US2004/015105

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
IPC 7 G06T17/00 G06T15/00 A61B1/00		
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 A61B		
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		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category ^a	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 366 800 B1 (AHN DAVID K ET AL) 2 April 2002 (2002-04-02) column 1, line 45 - line 58 column 13, line 46 - column 14, line 22	1, 11, 15, 25, 43, 47-49
A		2-10, 12-14, 16-24, 26-42, 44-46, 50-58
X	WO 02/29717 A (DACHILLE FRANK IX ; BITTER INGMAR (US); KREEGER KEVIN (US); UNIV NEW Y) 11 April 2002 (2002-04-11) abstract page 3, line 27 - page 4, line 6 column 12, lines 14-29	1
	-/-	
<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
9 September 2004		21/09/2004
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 Rivera Pons, C

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/US2004/015105

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 971 767 A (VISWAMBHARAN AJAY ET AL) 26 October 1999 (1999-10-26) column 4, line 12 - column 5, line 22 column 9, line 35 - column 10, line 8 -----	1-58
A	EP 0 919 956 A (PICKER INT INC) 2 June 1999 (1999-06-02) abstract -----	1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No
PCT/US2004/015105

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6366800	B1	02-04-2002	US 5920319 A US 5782762 A AU 1526300 A EP 1133257 A1 WO 0032106 A1 US 2002193687 A1 AU 742919 B2 AU 6180498 A CA 2278672 A1 EP 0961993 A1 JP 2001513923 T WO 9837517 A1 AU 706280 B2 AU 4138096 A CA 2202401 A1 EP 0794728 A1 JP 10507954 T WO 9613207 A1 US 6272366 B1 US 6083162 A US 2001044576 A1	06-07-1999 21-07-1998 19-06-2000 19-09-2001 08-06-2000 19-12-2002 17-01-2002 09-09-1998 27-08-1998 08-12-1999 04-09-2001 27-08-1998 10-06-1999 23-05-1996 09-05-1996 17-09-1997 04-08-1998 09-05-1996 07-08-2001 04-07-2000 22-11-2001
WO 0229717	A	11-04-2002	AU 1139102 A AU 9650601 A EP 1337970 A2 EP 1402478 A2 JP 2004518186 T JP 2004522464 T WO 0229717 A2 WO 0229723 A1	15-04-2002 15-04-2002 27-08-2003 31-03-2004 17-06-2004 29-07-2004 11-04-2002 11-04-2002
US 5971767	A	26-10-1999	AU 734557 B2 AU 4267897 A CA 2265808 A1 CN 1230271 A EP 1012812 A1 IL 128884 A JP 2001502197 T KR 2000036177 A WO 9811524 A1 US 6331116 B1 US 6343936 B1 US 2002039400 A1	14-06-2001 02-04-1998 19-03-1998 29-09-1999 28-06-2000 10-03-2002 20-02-2001 26-06-2000 19-03-1998 18-12-2001 05-02-2002 04-04-2002
EP 0919956	A	02-06-1999	US 6369812 B1 EP 0919956 A2 JP 11313816 A	09-04-2002 02-06-1999 16-11-1999

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CZ,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,M,A,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NA,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(71)出願人 505418342

アンリア
フランス国 ソフィア アンティポリス セデックス プワト ポスター 93 ルウト デ
リュシオル 2004

(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=ラインハルト

(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

(72)発明者 ジャン-ダニエル ボワソナ

フランス国 ムアン-サルトゥー シュマン デ プレス 750

F ターム(参考) 4C061 AA04 GG11 WW02

5B050 AA02 BA12 EA28

专利名称(译)	用于虚拟内窥镜的高速自动中心线提取方法和装置		
公开(公告)号	JP2006526225A	公开(公告)日	2006-11-16
申请号	JP2006514360	申请日	2004-05-14
[标]申请(专利权)人(译)	西门子公司 Anria		
申请(专利权)人(译)	每次西门子公司研究股份有限公司莱特 Anria		
[标]发明人	ベルンハルトガイガー ジャンダニエルボワソナ		
发明人	ベルンハルト ガイガー ジャン-ダニエル ボワソナ		
IPC分类号	G06T17/40 A61B1/00 G06T5/00 G06T7/60 G06T15/00 G06T17/00		
CPC分类号	G06K9/44 G06K2209/05 G06T7/12 G06T7/149 G06T7/66 G06T2207/10081 G06T2207/30028 G06T2210/41 Y10S128/922		
FI分类号	G06T17/40.A A61B1/00.300.B		
F-TERM分类号	4C061/AA04 4C061/GG11 4C061/WW02 5B050/AA02 5B050/BA12 5B050/EA28		
代理人(译)	矢野俊夫		
优先权	60/470579 2003-05-14 US 10/842972 2004-05-11 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在本发明中，在每个点的自动中心线提取方法，这是在初始路径通过从内窥镜数据集具有边界表面，所述边界的器官的内窥镜数据集导出的图像中选择中心呈现各自最大直径短的表面上，通过形成连续地连接每个球的中心居中的路径实现接触的相应的球体。

