

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-187470
(P2006-187470A)

(43) 公開日 平成18年7月20日(2006.7.20)

(51) Int. Cl.	F I			テーマコード (参考)		
A61B 1/04 (2006.01)	A61B	1/04	372	4C061		
G06T 1/00 (2006.01)	G06T	1/00	290B	5B050		
G06T 3/00 (2006.01)	G06T	3/00	100	5B057		
G06T 17/40 (2006.01)	G06T	17/40	A			

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2005-1842 (P2005-1842)
(22) 出願日 平成17年1月6日(2005.1.6)

(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 長谷川 潤
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内
(72) 発明者 西村 博一
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内
(72) 発明者 田中 秀樹
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内

最終頁に続く

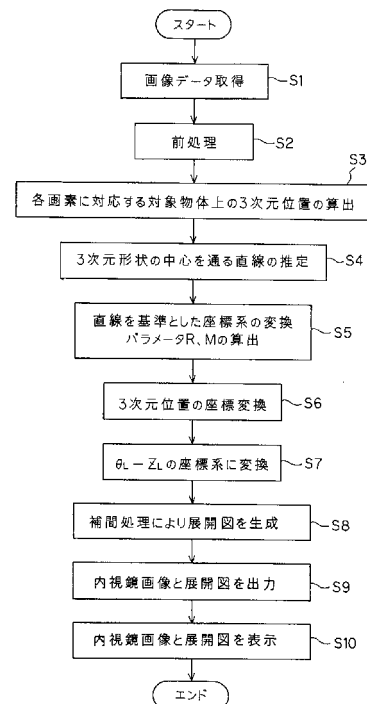
(54) 【発明の名称】 医療画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】 食道等の管状部位の内面を撮像した医療画像から診断に適した展開図の画像を生成する医療画像処理装置を提供する。

【解決手段】 内視鏡により撮像した食道等の対象物の画像データを取り込み、前処理した後、各画素に対応する対象物上の3次元位置の算出を行って、3次元形状の中心を通る直線を推定し、さらに直線を基準とした座標系の変換パラメータを算出する等して、撮像面の画素を対象物のサイズに近い円柱体の表面に投影して、展開図を生成する。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内の管状部位を撮像した少なくとも 1 枚の医療画像から前記管状部位の立体形状を推定する立体形状推定手段と、

前記推定された立体形状に対して幾何学的な変換を行う画像変換手段と、

前記画像変換手段によって生成された画像を展開図として表示手段に出力する展開図出力手段と、

を有することを特徴とする医療画像処理装置。

【請求項 2】

前記立体形状推定手段は、それぞれ異なる撮像位置で撮像された複数枚の医療画像間の同一対象の動き量から、前記撮像位置と前記管状部位の立体形状を推定することを特徴とする請求項 1 に記載の医療画像処理装置。

10

【請求項 3】

前記立体形状推定手段は、照明手段からの距離が等しいと見なされる表面上の曲線に対する発展方程式から前記管状部位の立体形状を推定する shape-from-shading 法を用いることを特徴とする請求項 1 に記載の医療画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内の管状部位に対する医療画像から展開図を生成する画像処理を行う医療画像処理装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

内視鏡装置による食道検査のスクリーニングにおいて、胃と食道との接合部から連続して食道内に存在する円柱上皮（バレット粘膜）の広がりや円柱上皮と扁平上皮との境界形状は、バレット食道を診断するための有益な情報の一つである。

直視型の内視鏡により、管状部位の内面を撮像面に撮像された内視鏡画像そのままでは、円柱上皮の広がり方（全周性が舌状に延びている）を正確に判断することが難しい等の問題がある。

【特許文献 1】特開平 8 - 256295 号公報

30

【特許文献 2】米国特許 4,962,540 号明細書

【非特許文献 1】コンピュータ画像処理入門 総研出版（株） 田村秀行監修：p.148 ~ p.150

【非特許文献 2】コンピュータビジョン，投影中心に点光源がある場合の Shape-from-Shading - 内視鏡形状からの 3次元形状復元 - 岡谷、出口：pp.19 - 26, 1996

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

このため、食道のような管状部位の内面を撮像した内視鏡画像からより診断し易い画像、具体的には展開図を生成して、この展開図を表示することが有用となるが、これまで実現されていなかった。

40

【0004】

（発明の目的）

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、食道等の管状部位の内面を撮像した医療画像から診断し易い展開図の画像を生成できる医療画像処理装置を提供することを目的とする。

さらに本発明は、管状部位の内面の立体形状を推定することにより、精度の良い展開図の画像を生成できる医療画像処理装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

50

【 0 0 0 5 】

本発明の医療画像処理装置は、生体内の管状部位を撮像した少なくとも1枚の医療画像から前記管状部位の立体形状を推定する立体形状推定手段と、

前記推定された立体形状に対して幾何学的な変換を行う画像変換手段と、

前記画像変換手段によって生成された変換画像を展開図として表示手段に出力する展開図出力手段と、

を有することを特徴とする。

上記構成により、食道等の管状部位の内面の立体形状を推定してその立体形状に対応する円柱体表面等に画像変換手段により医療画像を投影する等の幾何学的な変換を行い、診断し易い展開図の画像を生成できるようにしている。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 0 6 】

本発明によれば、食道等の管状器官等の内面を撮像した医療画像から、診断し易い展開図の画像を生成できる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 0 7 】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【 実施例 1 】

【 0 0 0 8 】

図1ないし図14は、本発明の実施例1に係り、図1は本発明の実施例1の画像処理装置を備えた内視鏡システムの構成を示し、図2は食道のような管状部位内に内視鏡を挿入して撮像する様子を示し、図3は図2の内視鏡によって撮影された内視鏡画像を示し、図4は画像処理装置を構成するCPUによる画像処理機能を示し、図5は展開図を生成する為の処理内容を示し、図6は撮像された画像の各画素に対応する物体上の対応点と光源等との位置関係を示し、図7は光源からの光を物体の面で反射する様子などを示す。

20

また、図8は対応点の周囲に設定される複数の法線ベクトルを示し、図9はベクトルmが画像上の位置を通ることを示し、図10は3次元形状の中心を通る直線を求めるための説明図を示し、図11は3次元形状の座標系から直線を基準にした座標系に変換する説明図を示し、図12は内視鏡画像の位置を円柱体表面に投影して展開図を生成する説明図を示し、図13は補間処理により展開図を生成する説明図を示し、図14は表示装置に表示される内視鏡画像及び展開図を示す。

30

【 0 0 0 9 】

図1に示す内視鏡システム1は、内視鏡観察装置2と、この内視鏡観察装置2により得られた内視鏡画像に対して画像処理を行うパーソナルコンピュータ等により構成される内視鏡画像処理装置(以下、単に画像処理装置と略記)3と、この画像処理装置3により画像処理された画像を表示する表示モニタ4とから構成される。

内視鏡観察装置2は、体腔内に挿入される内視鏡6と、この内視鏡6に照明光を供給する光源装置7と、内視鏡6の撮像手段に対する信号処理を行うカメラコントロールユニット(CCUと略記)8と、このCCU8から出力される映像信号が入力されることにより、撮像素子で撮影した内視鏡画像を表示するモニタ9とを有する。

40

【 0 0 1 0 】

内視鏡6は、体腔内に挿入される挿入部11と、この挿入部11の後端に設けられた操作部12とを有する。また、挿入部11内には照明光を伝送するライトガイド13が挿通されている。

このライトガイド13の後端は、光源装置7に接続される。そして、この光源装置7から供給される照明光をライトガイド13により転送し、挿入部11の先端部14に設けた照明窓に取り付けられた先端面から(伝送した照明光を)出射し、患部等の被写体を照明する。

照明窓に隣接する観察窓に取り付けた対物レンズ15と、この対物レンズ15の結像位置に配置された固体撮像素子としての例えば電荷結合素子(CCDと略記)16とによる

50

撮像装置 17 が設けてある。そして、この CCD 16 の撮像面に結蔵された光学像は、この CCD 16 により光電変換される。

【0011】

この CCD 16 は、信号線を介して CCU 8 と接続され、この CCU 8 から CCD 駆動信号が印加されることにより、CCD 16 は光電変換した画像信号を出力する。この画像信号は、CCU 8 内の映像処理回路により信号処理され、映像信号に変換される。この映像信号はモニタ 9 に出力され、モニタ 9 の表示面には、内視鏡画像が表示される。この映像信号は、画像処理装置 3 にも入力される。

この画像処理装置 3 は、内視鏡観察装置 2 から入力される内視鏡画像に対応する映像信号が入力される画像入力部 21 と、この画像入力部 21 から入力された画像データに対する画像処理を行う中央演算処理装置としての CPU 22 と、この CPU 22 により画像処理を実行させる処理プログラム（制御プログラム）を記憶する処理プログラム記憶部 23 とを有する。

10

【0012】

また、この画像処理装置 3 は画像入力部 21 から入力される画像データ等を記憶する画像記憶部 24 と、CPU 22 により処理された情報等を記憶する情報記憶部 25 と、CPU 22 により処理された画像データ及び情報等を記憶装置インターフェース 26 を介して記憶する記憶装置としてのハードディスク 27 と、CPU 22 により処理された画像データ等を表示するための表示処理を行う表示処理部 28 と、ユーザが画像処理のパラメータ等のデータ入力や指示操作を行うキーボードなどからなる入力操作部 29 とを有する。

20

【0013】

そして、この表示処理部 28 により生成された映像信号は、表示モニタ 4 に表示され、この表示モニタ 4 の表示面には画像処理された処理画像が表示される。なお、画像入力部 21、CPU 22、処理プログラム記憶部 23、画像記憶部 24、情報記憶部 25、記憶装置インターフェース 26、表示処理部 28、入力操作部 29 は、データバス 30 を介して互いに接続されている。

【0014】

本実施例においては、図 2 に示すように、例えば食道 31 のような管状部位（管状器官）に直視型の内視鏡 6 の挿入部 11 が挿入され、撮像装置 17 により撮像される。図 3 は、この直視型の内視鏡 6 によって撮像されたバレット食道の内視鏡画像 I a の 1 例を示している。バレット食道は、胃と食道の接合部から口腔に向かって連続的に食道粘膜（扁平上皮）が胃粘膜（円柱上皮）に変性した状態である。この変性した円柱上皮の広がり方や円柱上皮と扁平上皮との境界の特徴的な形状を内視鏡 6 によって観察することにより、術者はバレット食道の診断を行う。

30

【0015】

図 3 の内視鏡画像 I a の場合には、食道 31 から胃内部に至る管状部位部分が最暗部画像 33、その周囲に胃及び食道の接合部の画像 34、接合部の周囲の円柱上皮の画像 35、そしてこの円柱上皮の周囲の扁平上皮の画像 36 が表示されている。

本実施例では、食道 31 のような管状器官を直視型の内視鏡 6 によって撮像し、撮像された画像から対象物の立体形状を推定する。

40

推定された立体形状の中心を通過する直線を推定し、直線を基準に幾何学的な変換することで展開図にし易い画像を生成し、その画像を展開図として表示手段に出力する。そして、表示手段の表示面に、展開図が表示されるようにする。

【0016】

つまり、画像処理装置 3 を構成する CPU 22 は、図 4 に示すようにその機能として、立体形状推定手段（機能）22a と、推定された立体形状の中心を通過する直線の推定手段（機能）22b と、推定された直線を基準として展開図として表示し易い形状に幾何学的な変換を行う幾何学的変換手段（機能）22c と、幾何学的な変換により展開図の画像を表示モニタ 4 に出力する展開図出力手段（機能）22d と有し、この表示モニタ 4 の表示面には展開図が表示される。

50

本実施例においては、図4に示した立体形状推定手段22a、直線の推定手段22b、幾何学的変換手段22c、展開図出力手段22dをソフトウェア的に実現している。つまり、処理プログラム記憶部23に記憶(格納)された処理プログラムをCPU22は読み出し、CPU22は、この処理プログラムに従って図5に示すフローチャートの処理を実行する。

【0017】

以下、展開図を生成して表示する処理を図5のフローチャートに従って説明する。画像処理装置3の動作が開始すると、CPU22は処理プログラム記憶部23の処理プログラムを読み出し、その処理プログラムに従った処理を開始する。CPU22は最初のステップS1において、内視鏡観察装置2のCCU8から画像入力部21を経て入力される原画像としての画像データを取得する。

10

そして、次のステップS2においてCPU22は、取得された画像データに対して歪曲収差補正(特開平8-256295号公報)や、ノイズ除去等の前処理を行う。ステップS3においてCPU22は、画像内の画素に対応する対象物体の3次元位置を以下の手順で求める。

【0018】

図6に示すように視点位置Oにある撮像手段によって撮影された画像の3画素に対応する対象物体上の画素対応点E1、E2、E3を抽出し、画素対応点E1、E2、E3の3次元位置と光源Q及び視点Oとの位置関係から以下の式(1)が求められる。

【数1】

20

$$\begin{aligned}\vec{r}_1 &= \vec{d} - k_1 \vec{m}_1 \\ \vec{r}_2 &= \vec{d} - k_2 \vec{m}_2 \\ \vec{r}_3 &= \vec{d} - k_3 \vec{m}_3\end{aligned}\quad (1)$$

【0019】

30

ただし、画素対応点E1、E2、E3の3次元位置のベクトルを $k_1 m_1$ 、 $k_2 m_2$ 、 $k_3 m_3$ (m_1, m_2, m_3 : 大きさ1の単位ベクトル)、視点Oから光源Qへのベクトルを d 、光源Qから3画素対応点E1、E2、E3の3次元位置へのベクトルを r_1, r_2, r_3 とする。

【0020】

画素対応点E1、E2、E3の3次元位置で構成される平面の法線ベクトルを n とすると、式(1)よりベクトル n は、次の式(2)のようになり、ベクトル成分 k_1, k_2, k_3 の比率で表される。

【数2】

40

$$\vec{n}_1 = \vec{l}_{12} \times \vec{l}_{23} = k_1 k_2 k_3 \left(\frac{1}{k_3} \vec{m}_1 \times \vec{m}_2 + \frac{1}{k_1} \vec{m}_2 \times \vec{m}_3 + \frac{1}{k_2} \vec{m}_3 \times \vec{m}_1 \right) \quad (2)$$

【0021】

ただし、点E1から点E2へのベクトルを l_{12} 、点E2から点E3へのベクトルを l_{23} 、 \times は外積を表す。また、図7(A)に示すように撮像対象となる(食道内面等の)対象物体の表面は、全方向に均一に光を反射する拡散反射率と仮定すると、画素対応点E1、E2、E3の輝度値 I_1, I_2, I_3 は、次の式(3)で表される。

【数 3】

$$\begin{aligned}
 I_1 &= hI_q \cos \beta_1 / |\vec{r}_1|^2 \\
 I_2 &= hI_q \cos \beta_2 / |\vec{r}_2|^2 \\
 I_3 &= hI_q \cos \beta_3 / |\vec{r}_3|^2
 \end{aligned}
 \tag{3}$$

10

【0022】

ただし、 h は対象物体の表面の拡散反射率、 I_q は光源 Q の光度、 β は点 P における対象物体の表面の法線ベクトル n と光源 Q から点 P に至るベクトル r とのなす角である。なお、図 7 (A) の点 P は、図 6 の画素対応点 E_1 、 E_2 、 E_3 を代表している（このため、ベクトル r は、図 6 のベクトル r_1 、 r_2 、 r_3 を代表している）。

次に以下の条件 (a) 及び (b) を設定して、これらの条件 (a) 及び (b) を満たす仮定のもとで、撮像される画素に対応する対象物体の 3 次元位置の算出を行う。

【0023】

今、条件 (a) 視点位置 O と光源 Q の距離 d 、視点位置 O と画素対応点 E_1 、 E_2 、 E_3 の 3 次元位置との距離、つまり、 $|d| \gg |r_m|$ （或いは $|d| \gg |r|$ ここで $m = 1 \sim 3$ ）、及び

20

条件 (b) 画素対応点 E_1 、 E_2 、 E_3 の 3 次元位置が近接している、
 の両条件 (a)、(b) が成立する場合、以下の近似式 (4) が得られる。

【数 4】

$$k_1 : k_2 : k_3 \approx 1/\sqrt{I_1} : 1/\sqrt{I_2} : 1/\sqrt{I_3} \tag{4}$$

【0024】

上記条件 (a) は、図 7 (B) に示すように d の絶対値に比べて r の絶対値が大きければ成立する。また、条件 (b) は、食道等の管状の内面を撮像する場合においては、殆どの場合において成立すると考えられる。なお、図 7 (B) は、挿入部の先端部 14 における先端面部分を拡大して示す。

30

この先端面には、ライトガイド 13 の先端面（或いは照明レンズ）13a が臨み、ここから照明光を出射する。つまり、このライトガイド 13 の先端面 13a は、図 6 及び図 7 (A) の光源 Q に相当する。また、この先端面 13a に隣接して、視点 O に相当する撮像手段（撮像装置 17）の対物レンズ 15 が配置されている。

【0025】

上記式 (4) より k_1 、 k_2 、 k_3 の比率が求められ、法線ベクトル n が求められる。

画像内の各画素に対応する対象物体の表面上の画素対応点は、隣接する画素対応点が複数存在する為、図 8 に示すように 1 つの画素対応点 P_a の周囲の点 $P_b \sim P_e$ における各 3 点により形成される各面に対してそれぞれ法線ベクトル $n_1 \sim n_4$ が求められる。よって、これら複数の法線ベクトル $n_1 \sim n_4$ の平均ベクトルを算出し、その平均ベクトルを画素対応点の法線ベクトルとしてもよい。

40

図 7 (A) に示したように対象物体の表面を拡散反射と仮定し、さらに角 θ を書き換えることにより、各画素対応点 $P(x, y)$ の輝度値 $I(x, y)$ は以下のような式 (5) で表すことができる。

【数 5】

$$I_{(x,y)} = hI_q \cos \beta / r^2 = hI_q \vec{n}_{(x,y)} \cdot \vec{r}_{(x,y)} / |\vec{r}_{(x,y)}|^3 \quad (5)$$

【0026】

ただし、 h は対象表面の拡散反射率、 I_q は光源 Q の光度、 β は点 P における対象物体の表面の法線ベクトル $n(x, y)$ と光源方向 $r(x, y)$ のなす角である。

また、点 P における光源方向 $r(x, y)$ は、以下のような式 (6) で表すことができる。

10

【数 6】

$$\vec{r}_{(x,y)} = k_{(x,y)} \vec{m}_{(x,y)} - \vec{d} \quad (6)$$

【0027】

ただし、図 7 (B) に示すように対物レンズ 15 の視点 O から光源 Q へのベクトルを d 、視点 O から対象物体の位置 P への単位ベクトルを $m(x, y)$ 、距離 OP を $k(x, y)$ とする。

ベクトル $m(x, y)$ は、図 9 に示すように (CCD 16 の) 撮像面 42 の画像上の位置 (x, y) を通ることから、以下の式 (7) に示すように

20

【数 7】

$$\vec{m}_{(x,y)} = \begin{pmatrix} x / \sqrt{x^2 + y^2 + f^2} \\ y / \sqrt{x^2 + y^2 + f^2} \\ f / \sqrt{x^2 + y^2 + f^2} \end{pmatrix} \quad (7)$$

30

【0028】

となる。ただし、 f は撮像装置 17 の焦点距離である。従って画像上の各画素の輝度値 $I(x, y)$ は次のような式 (8) で表すことができる。

【数 8】

$$I_{(x,y)} = hI_q \vec{n}_{(x,y)} \cdot (k_{(x,y)} \vec{m}_{(x,y)} - \vec{d}) / |k_{(x,y)} \vec{m}_{(x,y)} - \vec{d}|^3 \quad (8)$$

40

【0029】

上記式 (8) において $k(x, y)$ 以外は全て既知であることから、式 (8) より $k(x, y)$ を算出し、画像上の各画素 (x, y) に対応する 3次元位置 (X, Y, Z) を、以下の式 (9) のように算出する。

【数 9】

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} = k_{(x,y)} \vec{m}_{(x,y)} = k_{(x,y)} \begin{pmatrix} x / \sqrt{x^2 + y^2 + f^2} \\ y / \sqrt{x^2 + y^2 + f^2} \\ f / \sqrt{x^2 + y^2 + f^2} \end{pmatrix} \quad (9)$$

10

【0030】

次にステップ S 4 において CPU 2 2 は、ステップ S 3 で得られた 3 次元形状（各画素対応点の 3 次元位置によって得られた形状）の中心を通過する直線を求める。

【0031】

図 10 に示すように視点 0 から 3 次元形状の点 P へのベクトルを \vec{p} 、直線上の任意の点 A へのベクトルを \vec{a} 、直線の方法ベクトルを \vec{l} とおくと、3 次元形状の点 P から垂直に直線におろしたベクトル $\vec{u}(x, y)$ は次の式 (10) で表される。

【数 10】

$$\vec{u}_{(x,y)} = \vec{a} - \vec{p} + \frac{(\vec{p} - \vec{a}) \cdot \vec{l}}{|\vec{l}|^2} \vec{l} \quad (10)$$

20

【0032】

推定された 3 次元形状が円柱体に近い形状を示す場合、3 次元形状の中心を通過する直線は、各画素に対応する 3 次元形状の各 3 次元位置から等距離に存在すると考えられる。従って、以下の式 (11) に示すように、式 (10) より得られるベクトル $\vec{u}(x, y)$ の大きさと任意の大きさ r （円柱体の半径）との差の総和が最も小さくなるように任意の大きさ r と直線の方法ベクトル \vec{l} と点 A へのベクトル \vec{a} を最小二乗法により推定する。

30

【数 11】

$$\sum (|\vec{u}_{(x,y)}| - r)^2 \rightarrow \min \quad (11)$$

【0033】

次のステップ S 5 において CPU 2 2 は、各画素に対応する 3 次元形状の 3 次元位置を座標系 $X - Y - Z$ から直線を基準とした座標系 $X_L - Y_L - Z_L$ に変換する為のパラメータ回転行列 R 、並進行列 M を、図 11 に示す関係から求める。

40

座標系 $X - Y - Z$ の Z 方向のベクトル \vec{Z} 、直線のベクトル \vec{l} より単位ベクトル $\vec{v} = (v_x, v_y, v_z)$ と角度 γ は、以下の式 (12) に示すように

【数 12】

$$\vec{v} = \vec{Z} \times \vec{l}$$

$$\gamma = \cos^{-1} (\vec{Z} \cdot \vec{l}) \quad (12)$$

50

【0034】

となる。

【0035】

よって、回転行列 R、並進行列 M は次の式 (13)、式 (14) のようになる。

【数13】

$$R = \begin{pmatrix} \cos \gamma + v_x^2(1 - \cos \gamma) & v_x v_y(1 - \cos \gamma) - v_z \sin \gamma & v_x v_z(1 - \cos \gamma) - v_y \sin \gamma \\ v_y v_x(1 - \cos \gamma) + v_z \sin \gamma & \cos \gamma + v_y^2(1 - \cos \gamma) & v_y v_z(1 - \cos \gamma) - v_x \sin \gamma \\ v_z v_x(1 - \cos \gamma) + v_y \sin \gamma & v_z v_y(1 - \cos \gamma) + v_x \sin \gamma & \cos \gamma + v_z^2(1 - \cos \gamma) \end{pmatrix} \quad (13) \quad 10$$

$$M = \begin{pmatrix} a_x \\ a_y \\ a_z \end{pmatrix} \quad (14) \quad 20$$

【0036】

ここで、並進行列 M として、ベクトル $a = (a_x, a_y, a_z)$ と設定する。次のステップ S6 において CPU22 は、座標系 X - Y - Z で表されている 3次元位置を座標系 $X_L - Y_L - Z_L$ に変換する。この変換式は、次の式 (15) のようになる。

【数14】

$$P_L = R^{-1} (P - M) \quad (15) \quad 30$$

【0037】

次のステップ S7 において CPU22 は、式 (15) によって図 12 (A) の内視鏡画像 I a に対応する図 12 (B) に示すように変換された各画素対応点の 3次元位置 $P_L = (X_L, Y_L, Z_L)$ を、さらに Z_L を中心とした円柱体表面に投影する。

【0038】

この円柱体としては、例えば食道等の管状部位のサイズに近い値に設定する。例えば、管状部位の内径を平均化した値を円柱体の直径とする。

例えば図 12 (A) における内視鏡画像 I a における境界部分 A, B, C は、図 12 (B) における同じ符号 A, B, C で示す 3次元形状部分に対応し、その 3次元形状部分の各位置は太い線で示す Z_L を中心とした円柱体表面に投影される。 40

【0039】

円柱体表面の座標系を $X_L - Z_L$ とすると、変換された 3次元位置 $P_L = (X_L, Y_L, Z_L)$ は以下の式 (16) によって求められる。

【数 15】

$$\theta_L = \tan \left[\frac{X_L}{Y_L} \right] \quad (16)$$

$$Z_L = Z_L$$

10

【0040】

画像の全ての画素に対応する円柱体表面の位置 $C (X_L, Z_L)$ を求め、各画素の輝度値を座標系 $X_L - Z_L$ に貼り付ける。そして、図 12 (C) に示す展開図 I b を生成する。なお、輝度値としては、カラー画像の場合には、各色信号の輝度値を表す。

【0041】

図 12 (C) 或いは図 13 に示すように円柱体表面に貼り付けられた画素は、不均一に存在し、 Z_L が大きくなるほど粗くなる（視点から遠方側となる位置の画像部分ほど粗くなる）。

【0042】

また、図 13 の部分拡大図に示すように貼り付けられた各画素は、表示装置に表示される画像の各画素位置と一致しない場合が多い。従って、補間処理によって表示装置に表示する画像、すなわち展開図 I b を生成する。

20

ステップ S 8 において CPU 22 は、上記補間処理を行い、表示モニタ 4 等の表示装置に表示可能な画像、すなわち展開図 I b を生成する。次のステップ S 9 において CPU 22 は、内視鏡画像 I a と展開図 I b を表示モニタ 4 に出力する。そして、図 14 に示すように表示モニタ 4 には、ステップ S 10 の内視鏡画像 I a と展開図 I b とが表示されるようになる。そして、この展開図 I b を表示する処理が終了する。

【0043】

本実施例は、以下の効果を有する。

胃と食道の接合部から連続的に存在する円柱上皮の広がり方、円柱上皮と扁平上皮の特徴的な形状を、展開された展開図（展開図の画像）により表示し、術者は、より比較等がし易い状態で観察できる為、パレット食道等の管状部位の診断をより容易に行うことが可能となる。

30

つまり、従来例では、図 14 における内視鏡画像 I a のみが表示され、この内視鏡画像 I a では管状部位の内面を 2 次元的に投影した画像となっており、例えば奥行き方向（管状部位の軸方向）の距離の値によって、縮小された状態で各部が表示される。

【0044】

このため、例えば奥行き方向の値が異なる部分を比較しようとしても、各部が奥行き方向の距離によりスケールが異なっているため、比較することが簡単にできない。

これに対して、本実施例によれば、2 次元的に撮像された内視鏡画像 I a における各画素に対応する管状部位の内面の位置の 3 次元位置を算出し、3 次元位置の算出により、各画素の位置情報を周方向の位置情報と、この周方向と直交する管腔の略中心軸方向の距離成分情報とに変換し、さらに管状部位の平均的サイズ等に設定した円柱体の表面に投影した状態で、各部の輝度情報を周方向の位置情報、つまり角度の値で展開して表示するようにしている。

40

このため、本実施例によれば、奥行き方向が異なる位置でも、周方向のスケールを揃えて表示でき、従って場所が異なる部位での比較が簡単に行え、さらに過去の症例等との比較等も客観的かつ簡単に行える。

従って、本実施例によれば、管状部位の診断を容易に行うことができる展開図の画像を生成でき、診断上、非常に有効な画像処理装置及び画像処理方法を提供できる。

50

【実施例 2】

【0045】

次に図 15 から図 17 を参照して本発明の実施例 2 を説明する。本実施例の画像処理装置は、実施例 1 と同じ構成であり、処理プログラム記憶部 23 に記憶されている処理プログラムが異なる。

実施例 1 においては、1 枚の画像から各画素に対応する画素対応点の 3 次元位置を推定していたが、本実施例では以下に説明するように、複数の内視鏡画像を撮像し、その撮像された複数の内視鏡画像に対応する対象物体の 3 次元位置を算出する。

3 次元位置の算出後における以後の処理は、実施例 1 と同様である。図 15 は本実施例における 3 次元位置を算出するフローチャートを示し、図 16 はその処理内容の概略の動作を示し、図 17 はテンプレート画像と参照画像とのシフト量を求める様子を示す。以下、図 15 及び図 16 を参照して 3 次元画像データが算出されるまでの過程を説明する。 10

【0046】

ステップ S 11 に示すように画像処理装置 3 の CPU 22 は、内視鏡 6 の挿入部 11 の先端部 14 の撮像装置 17 を移動しながら対象物を撮像して、複数の画像データを取得する。

撮像された複数の画像データは、画像入力部 21 を経て画像処理装置 3 内の画像記憶部 24 に一時記憶される。

つまり、同一対象物に対して（内視鏡 6 の先端部 14 の）撮像装置 17 を移動しながら、少しずつ位置が異なる 2 次元画像データの取得を行う。 20

【0047】

挿入部 11 の先端側を移動して撮像している様子を図 16 に示している。ここでは、P から PN まで移動し、その際の撮像により得られた画像データを四角で示している。次のステップ S 12 において CPU 22 は、ステップ S 11 で取得された複数の画像に対して歪曲収差補正等の前処理を適用し、画像の歪を補正する。

内視鏡観察装置 2 から送られてくる内視鏡の画像データでは、対物レンズとして広角レンズを使用していることにより歪が発生するため、各画像に対して歪曲収差補正処理を適用し画像の歪を補正する。

【0048】

また、このステップ S 12 において CPU 22 は、補正された複数の画像（画像対）を用いて、対応点の追跡、つまり対象物を表す 1 つの画像（テンプレート画像）を選び、その画像上の複数の点を選択してそれぞれの点が他の参照画像（リファレンス画像）上でどのように移動しているかの追跡を行う。この対応点追跡を補足説明する。 30

対応点追跡は、図 17 (A) に示すように、検出しようとする対象物のテンプレート画像に、ある点を中心とした矩形領域（ウィンドウ）を $t(x)$ とし、図 17 (B) に示すように参照画像にある大きさのサーチエリア S を設定し、サーチエリア S 内の対応領域 $f(x)$ と前記テンプレート画像の矩形領域 $t(x)$ とのブロックマッチング処理を相互相関演算によって相関値が最大となる領域を求める演算で行い、その場合におけるテンプレート画像に対する参照画像の移動方向及び移動量を求める。

【0049】

例えば、次のような正規化された式 (17) の相互相関 $D(u, v)$; 40

【数 16】

$$D(u, v) = \frac{\iint_S \{ f(x+u, y+v) - \langle f \rangle \} \{ t(x, y) - \langle t \rangle \} dx dy}{\sqrt{\iint_S \{ f(x+u, y+v) - \langle f \rangle \}^2 dx dy \iint_S \{ t(x, y) - \langle t \rangle \}^2 dx dy}} \quad (17)$$

【0050】

を用いて相関値を求め、それが最大となる領域を求め、その場合における移動方向及び移 50

動量を求める。ここで、2重積分記号はサーチエリアS内での積分を表し、 $\langle f \rangle$ 、 $\langle t \rangle$ はそれぞれ $f(x+u, y+v)$ 、 $t(x, y)$ のS内での平均を表す。

【0051】

なお、ブロックマッチング処理は、相互相関演算に限定されるものでなく、米国特許4,962,540号明細書に開示されているカラーマッチング手法を適用してもよい。(参照文献：コンピュータ画像処理入門 総研出版(株)田村秀行監修：p.148 ~ p.150) 上述のようにして、テンプレート画像上で選択された点の移動方向及び移動量の値を記述したシフトマップを求める。

図16においても隣接する撮像位置 P_0 と P_1 、 P_1 と P_2 、...等により、得られた画像データからシフトマップ M_1 、 M_2 、...の算出を行い、位置推定を行う様子を示している。

10

【0052】

ステップS12で求めたシフトマップを用いて、次のステップS13においてCPU22は、最急降下法等の反復処理により、撮像装置17の運動ベクトルを求め、対象物体の位置及び撮像装置17の位置との相対的な位置関係を求める。

【0053】

次のステップS14においてCPU22は、各シフトマップで求めた対象物体と撮像装置17との位置関係が同一の座標空間になるように変換し、それぞれの同一点での対象物体と撮像装置17の位置を平均して1つの対象物体の3次元形状を推定する(対象物体の各3次元位置を算出する)。

20

このようにして、対象物体の3次元位置を算出した後には、図5のステップS4に示す3次元形状の中心を通る直線の推定等の処理を行うことになる。

本実施例は、撮像装置17により撮像した複数の画像を用いることにより、実施例1と同様に、診断する場合に適した展開図の画像を得ることができる。

【0054】

なお、この他に、非特許文献2に開示されているように、1枚の画像からshape-from-shading法により、立体形状を推定し、この推定した立体形状から実施例1のように展開図を生成するようにしても良い。

この非特許文献2は、光源(先端部14のライトガイド先端面13a)からの距離が等しい管状器官の表面上の曲線に注目して、その曲線の発展方程式を偏微分方程式で記述し、これを解くことで3次元形状を復元(算出)するものである。3次元形状の算出後の処理は、実施例2の場合と同様の処理を行う。

30

【0055】

[付記]

1. 請求項1において、前記医療画像の歪曲収差等を補正する補正手段を有することを特徴とする。

2. 請求項1において、前記推定された立体形状に対して、その略中心を通る直線を推定する直線の推定手段を有することを特徴とする。

3. 付記2において、前記推定された立体形状を表す座標系から、前記直線を基準とした座標系に変換する変換パラメータを算出する変換パラメータ算出手段を有することを特徴とする。

40

4. 請求項1において、前記展開図出力手段は、前記変換画像に対して補間処理を行って前記展開図として出力する補間処理手段を有することを特徴とする。

【0056】

5. 請求項1において、前記展開図を表示する展開図表示手段を有することを特徴とする。

6. 付記5において、前記表示手段は、前記医療画像と前記展開図を表示することを特徴とする。

【0057】

7. 生体内の管状部位を撮像した少なくとも1枚の医療画像から前記管状部位の立体形状

50

を推定する立体形状推定ステップと、

前記推定された立体形状に対して幾何学的な変換を行う画像変換ステップと、

前記画像変換ステップによって生成された変換画像を展開図として表示手段に出力する展開図出力ステップと、

を有することを特徴とする医療画像処理方法。

【0058】

8. 付記7において、前記立体形状推定ステップは、それぞれ異なる撮像位置で撮像された複数枚の医療画像間の同一対象の動き量から、前記撮像位置と前記管状部位の立体形状を推定することを特徴とする。

【0059】

9. 付記7において、前記立体形状推定ステップは、照明手段からの距離が等しいと見なされる表面上の曲線に対する発展方程式から前記管状部位の立体形状を推定する *shape-from-shading* 法を用いることを特徴とする。

【産業上の利用可能性】

【0060】

体腔内に挿入して食道等の管状部位を撮像した画像からその管状部位の内面に略等しい円柱体の表面に投影して展開図として表示される画像を生成するようにして、奥行き方向の値が異なる部分でも同じスケールで表示でき、従って比較などがし易くかつ客観的な診断も行い易い画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0061】

【図1】本発明の実施例1を備えた内視鏡システムの構成を示すブロック図。

【図2】食道のような円管状器官内に挿入された内視鏡により撮像する様子を示す図。

【図3】図2の内視鏡に設けられた撮像装置により撮像された内視鏡画像を示す図。

【図4】CPUによる画像処理機能を示すブロック図。

【図5】展開図を生成する為の処理手順を示すフローチャート図。

【図6】撮像された画像の各画素に対応する物体上の対応点と光源等との位置関係を示す図。

【図7】光源からの光を物体の面で反射する様子などを示す図。

【図8】対応点の周囲に設定される複数の法線ベクトルを示す図。

【図9】ベクトル m が画像上の位置を通ることを示す図。

【図10】3次元形状の中心を通る直線を求めるための説明図。

【図11】3次元形状の座標系から直線を基準にした座標系に変換する説明図。

【図12】内視鏡画像の位置を円柱体表面に投影して展開図を生成する説明図。

【図13】補間処理により展開図を生成する説明図。

【図14】表示装置に表示される内視鏡画像及び展開図を示す図。

【図15】本発明の実施例2における展開図を生成する為の処理手順の一部を示すフローチャート図。

【図16】図15における処理内容の説明図。

【図17】テンプレート画像と参照画像とのシフト量を求める様子の説明図。

【符号の説明】

【0062】

1 ... 内視鏡システム

2 ... 内視鏡観察装置

3 ... 画像処理装置

4 ... 表示モニタ

6 ... 内視鏡

7 ... 光源装置

8 ... CPU

11 ... 挿入部

10

20

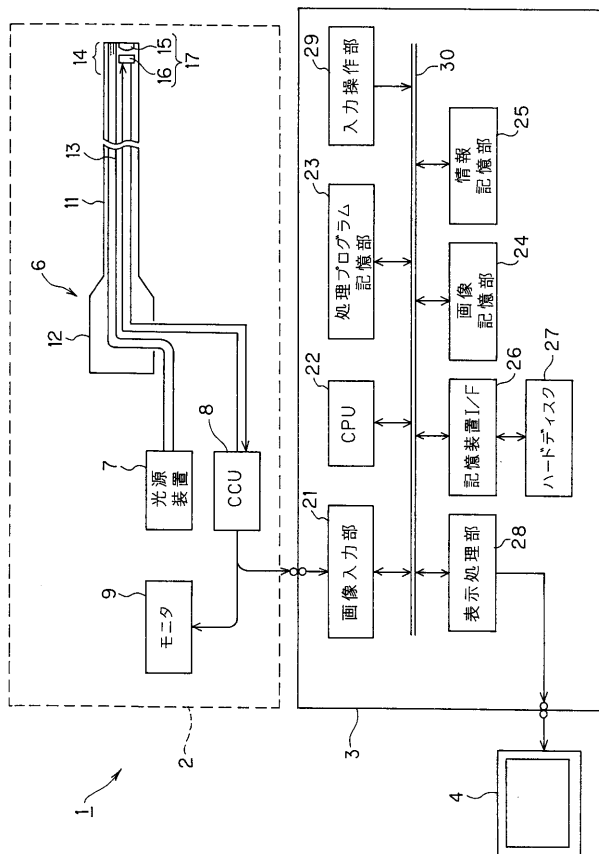
30

40

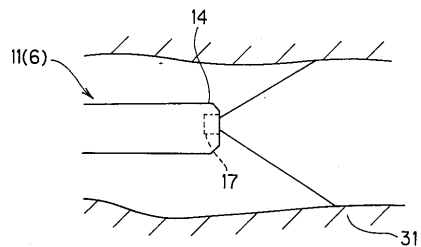
50

- 1 5 ... 対物レンズ
 - 1 6 ... C C D
 - 1 7 ... 撮像装置
 - 2 1 ... 画像入力部
 - 2 2 ... C P U
 - 2 3 ... 処理プログラム記憶部
 - 2 4 ... 画像記憶部
 - 2 5 ... 情報記憶部
 - 2 7 ... ハードディスク
 - 2 8 ... 表示処理部
 - 2 9 ... 入力操作部
 - 3 1 ... 食道
 - 4 1 ... 円柱体
 - 4 2 ... 撮像面
 - I a ... 内視鏡画像
 - I b ... 展開図 (展開図の画像)
- 代理人 弁理士 伊藤 進

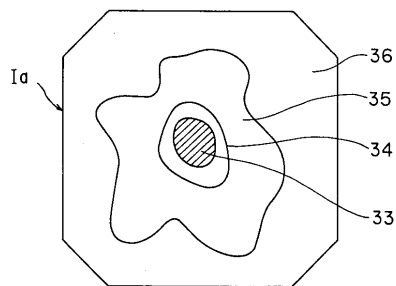
【 図 1 】



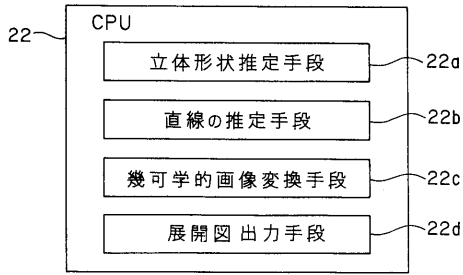
【 図 2 】



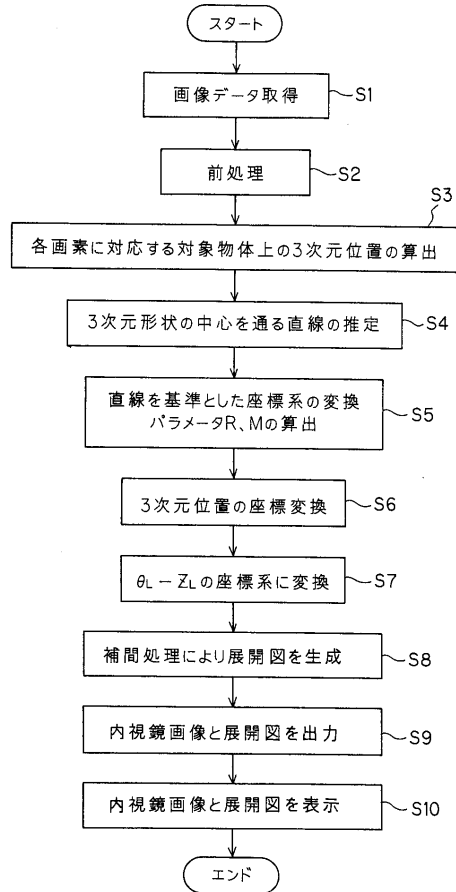
【 図 3 】



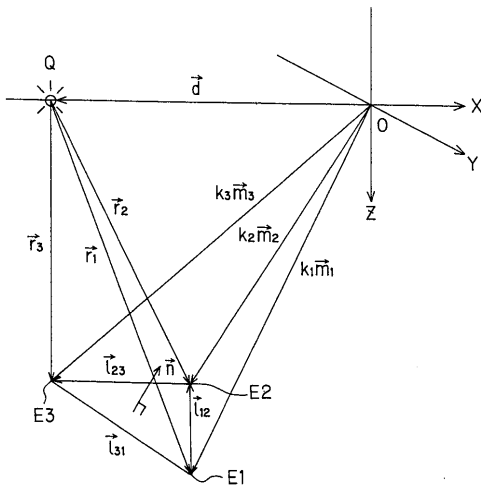
【 図 4 】



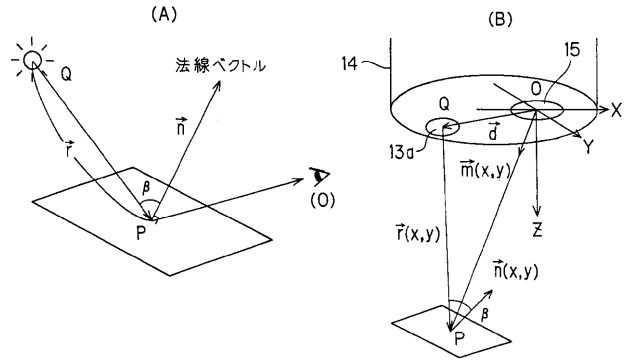
【 図 5 】



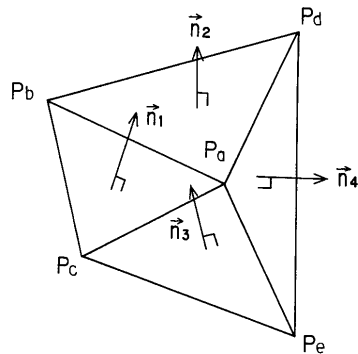
【 図 6 】



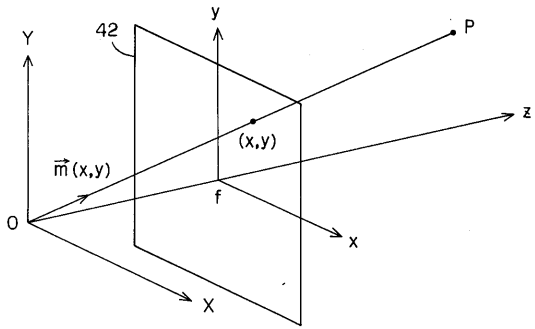
【 図 7 】



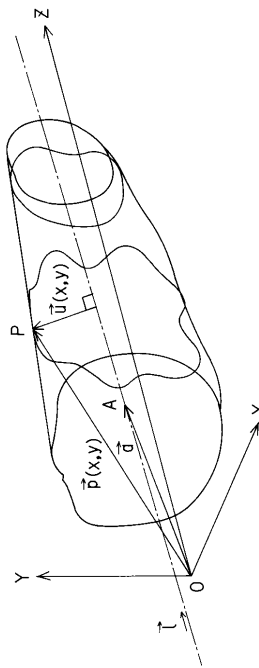
【 図 8 】



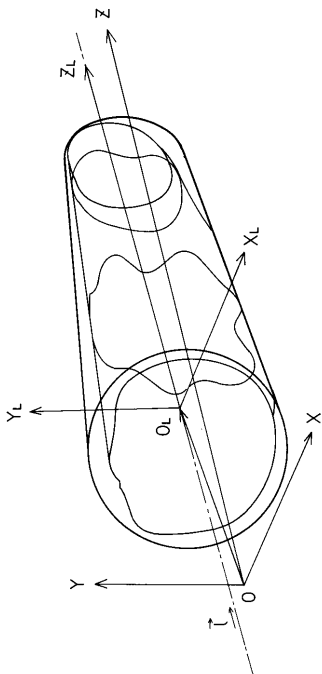
【 図 9 】



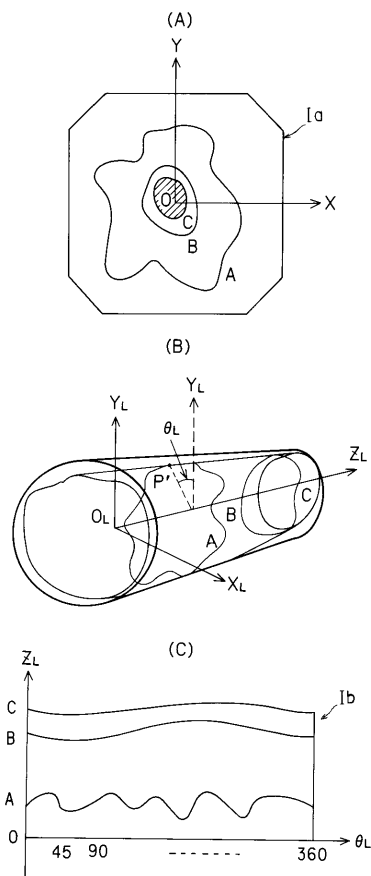
【 図 10 】



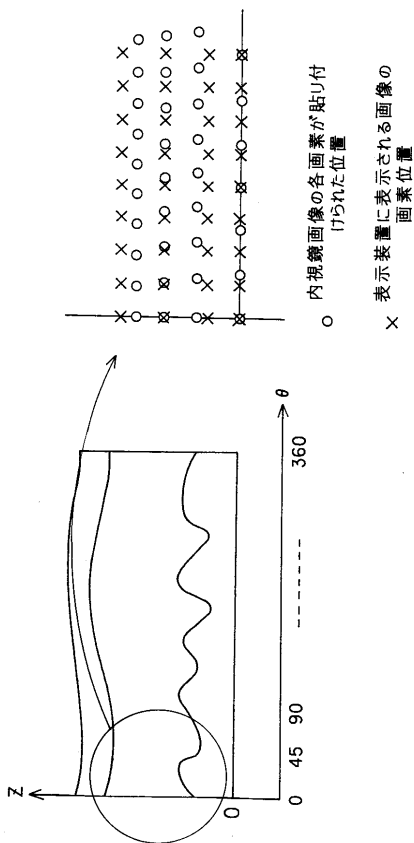
【 図 11 】



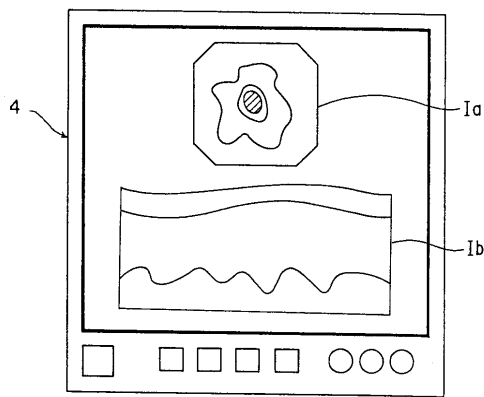
【 図 12 】



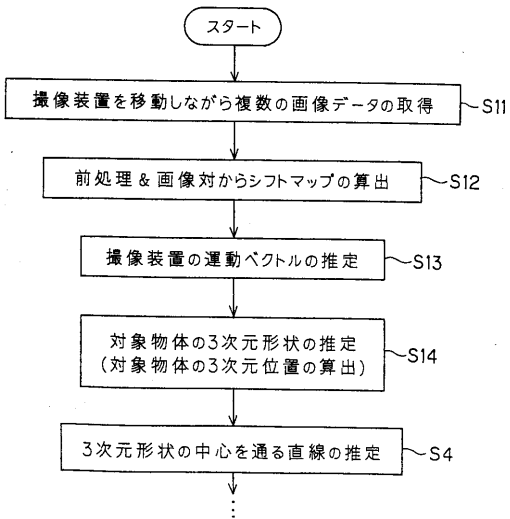
【図13】



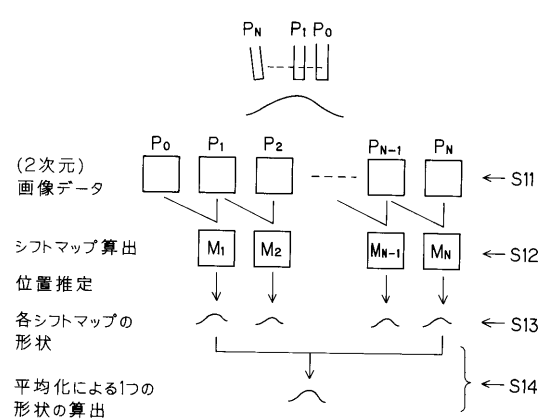
【図14】



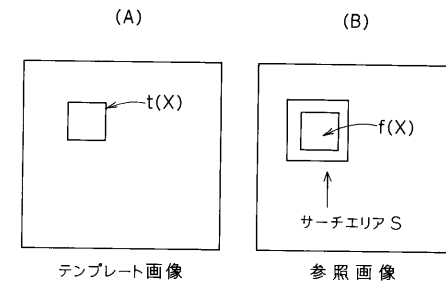
【図15】



【図16】



【図17】



フロントページの続き

(72)発明者 井上 涼子

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内

Fターム(参考) 4C061 AA02 CC06 LL02 NN01 NN05 NN07 SS21 WW10 WW11 WW20

YY02 YY03 YY12

5B050 AA02 BA07 BA09 BA12 DA01 EA11 FA02

5B057 AA09 CA12 CB13 CD11 CH01

专利名称(译)	医学图像处理设备		
公开(公告)号	JP2006187470A	公开(公告)日	2006-07-20
申请号	JP2005001842	申请日	2005-01-06
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	長谷川潤 西村博一 田中秀樹 井上涼子		
发明人	長谷川潤 西村博一 田中秀樹 井上涼子		
IPC分类号	A61B1/04 G06T1/00 G06T3/00 G06T17/40		
FI分类号	A61B1/04.372 G06T1/00.290.B G06T3/00.100 G06T17/40.A A61B1/045.622 A61B1/05 G06T19/00.A G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C061/AA02 4C061/CC06 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/SS21 4C061/WW10 4C061/WW11 4C061/WW20 4C061/YY02 4C061/YY03 4C061/YY12 5B050/AA02 5B050/BA07 5B050/BA09 5B050/BA12 5B050/DA01 5B050/EA11 5B050/FA02 5B057/AA09 5B057/CA12 5B057/CB13 5B057/CD11 5B057/CH01 4C161/AA02 4C161/CC06 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/SS21 4C161/WW10 4C161/WW11 4C161/WW20 4C161/YY02 4C161/YY03 4C161/YY12		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种医学图像处理装置，该医学图像处理装置用于从通过对诸如食道的管状部分的内表面进行成像而获得的医学图像中生成适于诊断的展开图的图像。 解决方案：摄取并预处理内窥镜等食管等物体的图像数据后，计算出物体上与各个元素相对应的三维位置，并计算出三维形状的中心。估计通过的直线，并以该直线为基准计算坐标系的转换参数，以将成像表面的像素投影到接近目标对象大小的圆柱体表面上，并生成展开视图。 [选择图]图5

