

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局



(43) 国際公開日  
2007年10月25日 (25.10.2007)

PCT

(10) 国際公開番号  
WO 2007/119295 A1

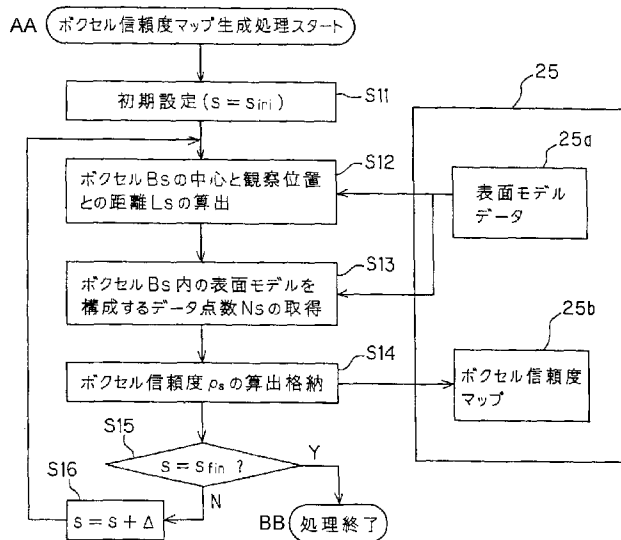
- (51) 国際特許分類:  
A61B 1/04 (2006.01) G06T 1/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2007/053585
- (22) 国際出願日: 2007年2月27日 (27.02.2007)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願2006-069816 2006年3月14日 (14.03.2006) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 田中 秀樹 (TANAKA, Hideki) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷

- 区幡ヶ谷二丁目4番2号オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP). 西村 博一 (NISHIMURA, Hirokazu). 中村 健次 (NAKAMURA, Kenji). 井上 涼子 (INOUE, Ryoko). 沢 美穂 (SAWA, Miho).
- (74) 代理人: 伊藤 進 (ITOH, Susumu); 〒1600023 東京都新宿区西新宿七丁目4番4号 武蔵ビル Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD,

[ 続葉有 ]

(54) Title: MEDICAL VIDEO IMAGE PROCESSING DEVICE AND MEDICAL VIDEO IMAGE PROCESSING METHOD

(54) 発明の名称: 医療用画像処理装置及び医療用画像処理方法



- AA START OF VOXEL RELIANCE DEGREE MAP GENERATING PROCESS
- S11 INITIAL SETTING (S=Sini)
- S12 CALCULATION OF DISTANCE (Ls) BETWEEN CENTER OF VOXEL (Bs) AND OBSERVING POSITION
- 25a SURFACE MODEL DATA
- S13 ACQUISITION OF POINT NUMBER (Ns) OF DATA STRUCTURING SURFACE MODEL IN VOXEL (Bs)
- S14 CALCULATION AND STORAGE OF VOXEL RELIANCE DEGREE (ρs)
- 25b VOXEL RELIANCE DEGREE MAP
- BB END OF PROCESS

(57) Abstract: A medical video image processing device (3) forms a three-dimensional surface model from an endoscope video image, sets a small region voxel (Bs) to include each portion of the inside of the generated surface model, calculates a distance (Ls) between each voxel (Bs) and an observing position, acquires the point number (Ns) of structural data of the surface model in the voxel (Bs), calculates a reliance degree (ρs) to generate a reliance degree map, and stores the same in a voxel reliance degree map memory unit (25b). Further, when the surface model subjected to the video image processing is used for the detection of disease-change candidates, etc., information on the reliance degree for a detected result is provided by using the reliance degree for the subject voxel.

(57) 要約: 画像処理装置3では、内視鏡画像から3次元の表面モデルを生成し、生成された表面モデルの内面各部を含むように小領域のボクセルBsを設定し、各ボクセルBsと観察位置との距離Lsを算出し、ボクセルBs内の表面モデルの構成データ点数Nsを取得して、各ボクセルの信頼度ρsを算出してボクセル信頼度マップを生成し、ボクセル信頼度マップ記憶部25bに記憶する。そして、画像処理により表面モデルを病変候補の検出等を行う場合に、用いたボクセル部分の信頼度を用いて検出結果に対する信頼度の情報を提示する。

WO 2007/119295 A1



SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

## 明 細 書

### 医療用画像処理装置及び医療用画像処理方法

#### 技術分野

[0001] 本発明は、2次元画像から生成された3次元の表面モデルにおける各部の信頼度を処理する医療用画像処理装置及び医療用画像処理方法に関する。

#### 背景技術

[0002] 体腔内に挿入された内視鏡により得られる内視鏡画像は、観察部位の診断に広く利用される。内視鏡により得られる内視鏡画像は、2次元画像であるため、例えば特開平8-252217号公報に開示されている従来例のように、取得した画像情報から3次元の表面モデルを作成して、作成した表面モデルを表示することにより、より診断し易い画像情報を提供する装置がある。

[0003] 上記のように3次元の表面モデルを作成して表示した場合には、2次元の内視鏡画像の場合よりも診断し易い画像となる。しかし、2次元の内視鏡画像から3次元の表面モデルを構築するため、例えば内視鏡が挿入されて観察された体腔内部位が内視鏡の照明窓或いは観察(撮像)窓から遠く離れた距離になると、照明光源からの照明光の照射量が低下する。

[0004] このため、遠く離れた距離で、撮像された画像データ部分から生成された表面モデルのデータ部分の精度は、近い距離で撮像された画像データ部分から生成された表面モデルのデータ部分より低下する。

[0005] また、体腔内、特に管腔形状の場合には、管腔部分に襞や隆起物があると、その陰となる位置は視点となる位置(つまり、観察窓)からは見えない。このため、当該箇所に対応する表面モデル上の位置を作成する場合には、その位置の近隣データ等による推定値により作成するため、生成された表面モデルの精度が低下する。

[0006] 従来例においては、このような精度を考慮していないため、表面モデルを診断に利用する場合、その信頼性の確認がし難い。また、画像処理により表面モデルを用いて病変部の特徴量を有する病変候補の検出や判定を行おうとする場合に、その信頼性の確認若しくは向上が困難になる。

[0007] 本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、表面モデルを病変候補の検出等に利用する場合における信頼性の確認若しくは向上を可能とする医療用画像処理装置及び医療用画像処理方法を提供することを目的とする。

### 発明の開示

#### 課題を解決するための手段

[0008] 本発明による医療用画像処理装置は、2次元の医療用画像から3次元の表面モデルの生成処理を行う表面モデル生成手段と、前記表面モデルを複数の領域に区分けして、複数の各領域におけるデータの信頼度を算出する領域信頼度算出手段とを具備したことを特徴としている。

[0009] また、本発明による医療用画像処理方法は、2次元の医療用画像から3次元の表面モデルの生成処理を行う表面モデル生成ステップと、前記表面モデルを複数の領域に区分けして、複数の各領域におけるデータの信頼度を算出する領域信頼度算出ステップとを具備したことを特徴としている。

#### 図面の簡単な説明

[0010] [図1]内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

[図2]大腸のような管状部位内に挿入された内視鏡により撮像する様子を示す図である。

[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である。

[図4]図3の内視鏡画像から生成される表面モデルを示す図である。

[図5]CPUによる画像解析処理機能を示すブロック図である。

[図6]表面モデルを生成する為の処理手順を示すフローチャートである。

[図7]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である。

[図8A]光源からの光を物体の面で反射する様子などを示す図である。

[図8B]光源からの光を物体の面で反射する様子などを示す図である。

[図9]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である。

[図10]図8Bのベクトル $m$ が2次元画像上の位置を通ることを示す図である。

[図11]図6のステップS2で生成される表面モデルを示す図である。

[図12]ボクセル信頼度マップを生成する処理内容及び使用されるデータ等を示す図である。

[図13]図12のステップS12による距離算出の説明図である。

[図14]ポリープ候補抽出判定を行う処理内容及び生成／使用される画像等を示す図である。

[図15A]図14のステップS24の動作説明図である。

[図15B]図14のステップS24の動作説明図である。

[図15C]図14のステップS24の動作説明図である。

[図15D]図14のステップS24の動作説明図である。

[図16]図14のステップS26のポリープ候補判定の処理内容を示すフローチャートである。

[図17]図16の処理の説明図である。

### 発明を実施するための最良の形態

[0011] 以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

図1～図17は本発明の実施の一形態に係り、図1は内視鏡システムの構成を示すブロック図、図2は大腸のような管状部位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は図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は図3の内視鏡画像から生成される表面モデルを示す図、図5はCPUによる画像解析処理機能を示すブロック図、図6は表面モデルを生成する為の処理手順を示すフローチャート、図7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す図、図8Aは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8Bは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9は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10は図8Bのベクトル $m$ が2次元画像上の位置を通ることを示す図、図11は図6のステップS2で生成される表面モデルを示す図、図12はボクセル信頼度マップを生成する処理内容及び使用されるデータ等を示す図、図13は図12のステップS12による距離算出の説明図、図14はポリープ候補抽出判定を行う処理内容及び生成／使用される画像

等を示す図、図15Aは図14のステップS24の動作説明図、図15Bは図14のステップS24の動作説明図、図15Cは図14のステップS24の動作説明図、図15Dは図14のステップS24の動作説明図、図16は図14のステップS26のポリープ候補判定の処理内容を示すフローチャート、図17は図16の処理の説明図である。

- [0012] 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により得られた医療用画像としての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医療用画像処理装置(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。
- [0013] 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。
- [0014] 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。
- [0015] 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。
- [0016] 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とによる撮像装置17が設けてある。そして、このCCD16の撮像面に結蔵された光学像は、このCCD16により光電変換される。
- [0017] このCCD16は、信号線を介してCCU8と接続され、このCCU8からCCD駆動信号が印加されることにより、CCD16は光電変換した画像信号を出力する。この画像信号は、CCU8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。

- [0018] 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CPU22と、このCPU22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。
- [0019] 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、CPU22により処理された情報等を記憶する情報記憶部25と、CPU22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、CPU22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等からなる入力操作部29とを有する。
- [0020] 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、CPU22、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。
- [0021] 本実施の形態においては、図2に示すように、例えば大腸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。
- [0022] 図3は、この直視型の内視鏡6によって撮像された内視鏡画像の一例を示している。この内視鏡画像には、襞や隆起性の凸部が存在する。尚、斜線で示す部分は深部側に延びる管腔暗部を示す。
- [0023] 本実施の形態では、大腸31のような管状器官を直視型等の内視鏡6によって撮像し、撮像された2次元の内視鏡画像から対象物(具体的には大腸の管腔形状の内面)の3次元形状の表面モデルを推定する。推定された表面モデルの例を、例えば図4に示す。図4には、図3の凸部に対応する凸部G1、G2が生成されている。

- [0024] 図3の2次元の内視鏡画像の画像データから図4に示すような3次元形状としての表面モデルを生成する場合、内視鏡6の先端面の照明窓の位置からの距離が大きい部分では、距離が小さい部分と比較して照明強度が低下しているため、その部分に対応して生成される表面モデルにおける3次元データの精度が低下する。
- [0025] また、管腔に襞や隆起した凸部があると、その陰となる位置は、視点位置となる観察窓からは見えないため、推定などで生成される表面モデルの3次元データの精度が低下する。
- [0026] 本実施の形態では、これらの点を考慮して、生成される3次元の表面モデルにおける各点(後述するように小領域としてのボクセル)の面ないしは位置のデータの信頼度を表す信頼度マップを生成する。
- [0027] そして、生成された3次元の表面モデルの各部におけるそのデータの信頼度の情報を、病変の検出若しくは判定等に有効に利用できるようにする。
- [0028] このため、本実施の形態における画像処理装置を構成するCPU22は、図5に示すような画像処理機能を有する。
- [0029] CPU22は、2次元の内視鏡画像から3次元形状としての表面モデルを生成(推定)する処理を行う表面モデル生成手段としての表面モデル生成機能22aと、生成された表面モデルの表面データ各部における小領域としてのボクセルに対するそのボクセル部分でのそのデータの信頼度を表すボクセル信頼度マップを生成する領域信頼度算出手段としてのボクセル信頼度マップ生成機能22bと、表面モデルの表面データから病変候補、具体的にはポリープ候補を抽出して、ポリープである可能性の判定処理(或いは検出処理)を行う候補検出手段としてのポリープ候補判定機能(ポリープ候補検出機能)22cとを有する。
- [0030] 本実施の形態ではこのように、3次元の表面モデルを生成し、その表面モデルの表面データ各部をボクセルの集合体と見なし、各ボクセル部分におけるその3次元データの信頼度(ボクセル信頼度)を算出する。
- [0031] そして、例えば生成された3次元の表面モデルからポリープ等の病変を検出若しくは判定する画像処理を行う場合、この信頼度の情報を利用することにより、より信頼性のある検出若しくは判定を行えるようにする。

[0032] また、術者は提示されたポリープ等の病変の検出若しくは判定の結果に、信頼度の情報が提示されるため、ポリープ等の診断を行う際、より有効に利用できる。そして、よりの確な診断を行い易くなる。

[0033] 本実施の形態においては、図5に示した各機能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処理を行うことにより、図6に示す表面モデル生成機能22aに対応するフローチャートの処理等を実行する。

[0034] 次に本実施の形態の動作を説明する。

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。図6に示すように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を経て入力される内視鏡画像を原画像の画像データとして取得する。

[0035] 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(例えば、特開平8-256295号公報に記載されるもの)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。

[0036] 図7に示すように視点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]

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

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。

[0037] 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k1、k2、k3の比率で表される。

[数2]

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

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8Aに示すように撮像対象となる(大腸内面等の)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]

$$I_1 = h I_q \cos \beta_1 / |\vec{r}_1|^2$$

$$I_2 = h I_q \cos \beta_2 / |\vec{r}_2|^2 \quad (3)$$

$$I_3 = h I_q \cos \beta_3 / |\vec{r}_3|^2$$

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、 $\beta$ 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8Aの点Pは、図7の画素対応点E1、E2、E3を代表している(このため、ベクトルrは、図7のベクトル $r_1$ 、 $r_2$ 、 $r_3$ を代表している)。

[0038] 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。

[0039] 今、条件(a)視点Oと光源Qの距離 $\ll$ 視点Oと画素対応点E1、E2、E3の3次元位置との距離、つまり、 $|d| \ll |rm|$  (或いは $|d| \ll |r|$  ここで $m=1\sim 3$ )、及び条件(b)画素対応点E1、E2、E3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]

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

上記条件(a)は、図8B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8B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。

[0040] 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)が取り付けられた照明窓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の先端面等の照明窓13aは、図7及び図8Aの光源Qに相当する。また、この照明窓13aに隣接した視点Oは、撮像手段(撮像装置17)の対物レンズ15が配置された観察窓(撮像窓)となっている。

[0041] 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9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。

[0042] 図8A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 $\beta$ 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]

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

ただし、 $h$ は対象表面の拡散反射率、 $I_q$ は光源Qの光度、 $\beta$ 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。

[0043] 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。

[数6]

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

ただし、図8B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(具体的には大腸の管腔表面)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。

[0044] ベクトルm(x, y)は、図10に示すように(CCD16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、

[数7]

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

となる。

[0045] 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]

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

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]

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

このようにして、図11に示すような3次元形状としての表面モデルが生成される。図11に示す3次元の表面モデルの内面上の各位置Pは、図10に示したように撮像面42の2次元の画像上の位置(x, y)を通ると共に、この画像上の各位置(x, y)のデータを用いて生成される。このため、各位置Pにおける小領域のボクセルB内に含まれるこの部分を生成(構成)するために用いられた2次元の画像中のデータ点数は、視点O或いは撮像面42からの距離が大きくなるほど少なくなる。

[0046] また、このデータ点数は、各位置Pの面が撮像面42と成す角度などにより、変化することになる。この場合のデータ点数がそのボクセルBの3次元位置の信頼度を表す情報量に密接に関係すると考えられる。

[0047] このため本実施の形態においては、以下に説明するように生成された3次元形状の内面上に設定したボクセルBに対して、その信頼度を表すボクセル信頼度を算出する場合、このデータ点数を考慮する。このようにすることにより、生成された3次元の表面モデルを用いて、病変候補を検出或いは病変候補判定を行う場合、その検出結果或いは判定結果の信頼度の情報を提供して、検出結果等に対する信頼性の確認若しくは向上ができるようにしている。

[0048] また、図11に示す3次元の表面モデルの内面は、その内面部分が内側に凸となっている部分(図11でG1, G2で示す)がある場合には、視点O側から見た場合におけるその部分より後方側となる背後の内面部分を隠す状態となり、この背後の部分は陰となって隠れた状態、いわゆるオクルージョンとなり、オクルージョン部分H1, H2はデータが欠落した部分となる。

[0049] そして、CPU22は、図6のステップS3により生成した3次元形状のデータをスキャンして、ステップS4に示すようにオクルージョン部分H1, H2などに対する補間処理

を行う。この場合、補間処理により生成された表面位置のデータ点に対しては1より小さい係数 $w$ を、その表面データと関連付けて格納する。

- [0050] このようにして欠落部分が補間されて図4に示すような表面モデルが生成され、この表面モデルのデータ(表面モデルデータと言う)は、例えば図1の情報記憶部25に格納される。
- [0051] そして、CPU22は図12に示すボクセル信頼度マップ生成の処理を行う。この処理が開始すると、CPU22はステップS11において初期設定(以下の位置パラメータ $s$ を初期値 $sin_i$ に設定)を行った後、次のステップS12において情報記憶部25の表面モデルデータ記憶部25aに格納された表面モデルデータを用いて、図13に示すように表面モデル上に各ボクセル $B_{xyz}$ ( $B_s$ と略記)を設定して、そのボクセル $B_s$ の中心位置と観察位置(つまり視点 $O$ )との距離 $L_s$ を算出する。
- [0052] この距離 $L_s$ は、撮像された内視鏡画像の管腔形状部分の直径を実際に撮像された大腸31の平均的な直径の値を当てはめることにより客観的な数値として算出できる。また、ここでは、ボクセル $B_s$ の中心位置と観察位置(或いは視点 $O$ )との距離 $L_s$ を算出しているが、図8Bに示すように、 $OQ$ のベクトル $d$ の値を用いてボクセル $B_s$ の中心位置と光源 $Q$ (照明窓)との距離( $L_{sq}$ とする)を算出するようにしても良い。また、ベクトル $d$ の大きさは、距離 $L_{sq}$ に比較して小さいとして、 $L_s \doteq L_{sq}$ としても良いし、この距離 $L_s$ として内視鏡先端面からボクセル $B_s$ の中心位置までの距離と見なしても良い。
- [0053] 観察位置を視点 $O$ として表面モデル生成の原点( $0, 0, 0$ )に設定した場合、ボクセル $B_s$ は、その中心の座標位置を( $V_x+1/2, V_y+1/2, V_z+1/2$ )で表すと、 $V_x \leq X < V_x+1, V_y \leq Y < V_y+1, V_z \leq Z < V_z+1$ の一边の長さが $l$ の小領域となる。この小領域について、以下の処理が行われる(添え字 $s$ は3次元の座標位置( $V_x+1/2, V_y+1/2, V_z+1/2$ )が異なる表面モデル上のボクセル $B_s$ の位置を簡略化して示している)。
- [0054] そして、CPU22は次のステップS13において、各ボクセル $B_s$ に対して表面モデルデータを構成する構成データ点数(データ点数と略記) $N_s$ を取得する。この場合、補間処理により構成されているデータ点数 $N_{sh}$ に対しては、1より小さい係数 $w$ を乗じてデータ点数 $N_s$ を算出する。

[0055] 次のステップS14においてCPU22は、ボクセルBsに対するボクセル信頼度  $\rho_s$  を算出する。

この  $\rho_s$  は、例えば、

$$\rho_s = (1/L_s) (N_s / 1 \cdot 1 \cdot 1) \alpha \quad (10)$$

である。ここで、 $\alpha$  は正規化する因子を表し、また、データ点数  $N_s$  は、補間処理を用いていない真性のデータ点数  $N_{si}$  と、補間処理により生成されたデータ点数  $N_{sh}$  に (1よりも小さい) 係数  $w$  が乗算されたものとの和となる。

[0056] つまり、

$$N_s = N_{si} + w \cdot N_{sh} \quad (11)$$

となる。そして、CPU22は、算出したボクセル信頼度  $\rho_s$  の値を情報記憶部25に設けたボクセル信頼度マップ記憶部25bに、ボクセルBsの位置データと関連付けて格納する。

[0057] 上記ボクセル信頼度  $\rho_s$  は、光源Q若しくは観察位置(観察窓)からの距離  $L_s$  が大きくなると、その値が小さくなり、かつそのボクセルBs内のデータ点数が少ない程、その値が小さくなる。従って、生成された表面モデル上の各部の点(小領域)における信頼度を適切に評価する評価手段となっている。

[0058] そして、次のステップS15においてCPU22は、表面モデルデータの全てに対してボクセルBsの設定を行ったか否かの条件判定を行う(換言すると最終のパラメータ値  $s_{fin}$  まで行ったかの条件判定を行う)。この条件に該当しない場合にはステップS16に示すようにパラメータ  $s$  の値を1つ変更してステップS12に戻る。

[0059] このようにして全ての表面モデルデータに対してボクセル信頼度  $\rho_s$  を算出する処理を終了すると、ボクセル信頼度マップ記憶部25bには表面モデル上の各点(小領域としてのボクセル)における信頼度が算出されたボクセル信頼度マップが生成される。

[0060] このようにして、生成されたボクセル信頼度マップによる利用方法として、大きく分けて主に2つある。

[0061] その1つは、生成された表面モデルの表面形状を、例えば算出されたボクセル信頼度マップのボクセル信頼度  $\rho_s$  で擬似カラー化して表示する。

- [0062] 例えば、通常の表面モデルの表示画像と、ボクセル信頼度  $\rho_s$  で擬似カラー化した表面モデルとを並べて表示する。この場合、同じサイズで表示しても良い。
- [0063] 上記表示の変形例として、術者等のユーザが、表面モデル上における病変候補として注目する部位や領域を図示しないマウス等の指示手段で指示した場合、CPU22は指示された領域部分に該当するボクセル信頼度をボクセル信頼度マップから読み出して表示するようにしても良い。
- [0064] このように表面モデル上における各領域の信頼度を提示することができるので、術者が表面モデルを用いて病変診断等を行う場合、その信頼性の情報を提供でき、信頼性の確認を可能にすると共に信頼性を向上することができる。
- [0065] 次に2つ目の利用方法として、画像処理により、表面モデルを用いて病変候補の検出或いは病変候補の病変判断を行う場合、その検出結果或いは判断結果に対する信頼度の情報を提供する。
- [0066] この場合の例として以下にボクセル信頼度マップを使用して大腸内のポリープ候補を抽出し、さらに検出(判定)する場合で説明する。
- 図14は本実施の形態におけるポリープ候補抽出判定処理プログラムと、これに使用されるデータを示すブロック図である。
- [0067] この処理が開始すると、CPU22は、図1の処理プログラム記憶部23に格納されたポリープ候補抽出判定処理プログラムを読み出し、このプログラムに従って図5に示すポリープ候補判定処理22cを開始する。
- [0068] 図14に示すように最初のステップS21においてCPU22は、画像処理装置3内の画像記憶部24(図1参照)に格納された原画像51の例えばR信号成分を取り込み、エッジ抽出処理を行う。この場合、例えばR信号成分に対してバンドパスフィルタを適用することによりエッジ画像52を生成する。バンドパスフィルタによるエッジ抽出手法は公知の技術である。また、R信号成分の代わりに、原画像51の輝度成分を用いてエッジ画像52を生成しても良い。
- [0069] 次のステップS22においてCPU22は、エッジ画像52に対して2値化処理を行う。そして、この2値化処理により、2値化画像53を生成する。本実施の形態における2値化処理は、エッジ画像52の各画素の画素値と、規定の或いは所定の閾値との大

小比較結果により、2値化画像53の各画素を0または1に決定する。

- [0070] 次のステップS23においてCPU22は、2値化画像53に対して公知の細線化手法を適用して、細線化画像54を生成する。
- [0071] 次のステップS24においてCPU22は、2次元画像としての細線化画像54から例えば隆起性病変としてのポリープの候補など屈曲したエッジ形状等、所定の特徴量を有する候補点を抽出する抽出処理を行う。この場合、CPU22は、細線化画像54から注目するエッジの端の2点とその中点、エッジ上の端2点を結ぶ直線上の中点を抽出して2次元画像の病変の候補点の情報55として保存する処理を行う。
- [0072] この処理を図15A～図15Dを参照して説明する。図15Aは細線化画像54を示し、CPU22は、この細線化画像54から判定処理を行おうとするエッジ部分を取得し、次に図15Bに示すように、エッジの端2点 $t_1$ と $t_2$ の抽出を行う。
- [0073] 次にCPU22は、エッジの画素数を線分長 $D_1$  (図示せず)として算出し、さらに $1/2 \times D_1$ となる中点 $t$ (図15C)を算出する。
- [0074] 次にCPU22は、 $t_1$ と $t_2$ を結ぶ直線を抽出し、その線分長 $D_2$ (図示せず)を算出し、その後 $1/2 \times D_2$ となる中点 $p$ (図15D)を算出する。
- [0075] 次にCPU22は、算出した2次元画像の候補点の情報(エッジの端の2点 $t_1$ 、 $t_2$ 、その中点 $t$ 、エッジ上の端2点 $t_1$ 、 $t_2$ を結ぶ直線上の中点 $p$ )を保存する。
- [0076] 次に図14に示すステップS25においてCPU22は、2次元画像上の候補点に対応する3次元画像(表面モデル)上での候補点のデータを抽出する処理を行う。
- [0077] つまり3次元表面モデル上における2次元画像上の候補点(エッジの端2点 $t_1$ 、 $t_2$ 、その中点 $t$ 、エッジ上の端2点を結ぶ直線上の中点 $p$ )の座標を取得し、その候補点の座標の情報(3次元)56を保存する。
- [0078] そして次のステップS26においてCPU22は、候補点の情報56を用いて(画像処理による)隆起性病変としてのポリープ候補の可能性の判定、つまりポリープ候補判定処理を行う。
- [0079] このポリープ候補判定処理を図16に示す。なお、以下の説明では、2次元画像上における2点 $t_1$ 及び $t_2$ を結ぶ直線が $x$ 軸と平行となっている場合で説明する。
- [0080] 最初のステップS31においてCPU22は、上述の3次元の表面モデル上の候補点5

6の座標の情報を取得し、次のステップS32においてエッジの端2点 $t_1$ ,  $t_2$ を結ぶ直線上の中点 $p$ の $y$ 座標 $py$ を算出し、この $py$ と2点 $t_1$ ,  $t_2$ を含む $xz$ 平面を算出する。中点 $p$ はエッジの端2点 $t_1$ ,  $t_2$ を結ぶ直線上の $y$ 座標と同じ値であると近似する。

[0081] この場合の表面モデル上における候補点56付近を図17に示す。なお、この部分は例えば図13の符号G1で示す部分に該当する。

[0082] 次のステップS33においてCPU22は、点 $t$ から点 $t_1$ ,  $t_2$ ,  $py$ で決定される $xz$ 平面に垂線を引き、この垂線の高さ $h$ を算出する。そして図17に示すように次のステップS34においてCPU22は、高さ $h$ と所定の閾値 $T_{th}$ との大小を判定する。 $h > T_{th}$ であれば、ステップS35に進み、これ以外、つまり $h \leq T_{th}$ であれば、そのエッジ部分はポリープ候補ではないと判定して、この処理を終了する。

[0083] なお、ステップS33における点 $t$ は2次元画像上で点 $t_1$ と $t_2$ との中点に設定された点(位置)であり、3次元の表面モデル上での点 $t$ の周辺部においても垂線の値を求め、その最大値を高さ $h$ として算出するようにしても良い。

[0084] ステップS35においてCPU22は、図14のステップS24の処理において取得したエッジ部分をポリープ候補であると判定する。

[0085] なお、上記2点 $t_1$ ,  $t_2$ が $x$ 軸と平行でない場合には、上記高さ $h$ の他に、点 $t$ から $yz$ 平面に至る高さ( $hy$ とする)を算出して、これら2つの2乗した値の平方根を算出し、この算出値を閾値 $T_{th}$ と大小比較すれば良い。

[0086] 次のステップS36においてCPU22は、例えば上記ポリープ候補であると判定に用いられたエッジ部分(点 $t_1$ ,  $t_2$ ,  $t$ ,  $p$ ( $py$ )など)に対応する(ボクセルの)ボクセル信頼度をボクセル信頼度マップから抽出して、それらの平均値 $\rho_a$ を算出する。

[0087] そして、次のステップS37においてCPU22は、ポリープ候補と判定した部分を例えば他の部分とは異なる色等でユーザに分かるように表示モニタ4等で提示すると共に、その判定に対する信頼度を示す情報として、この平均値 $\rho_a$ を提示する。

[0088] そして、細線化画像に別のエッジがあれば同様の処理を行う。そして、全てのエッジに対して同様の処理を行った後、ポリープ候補判定の処理を終了する。

[0089] このように画像処理装置3により、例えば大腸検査による隆起性病変としての大腸ポリープ候補を提示する際に、同時にその判定結果に対する信頼度を示す情報を、

例えば上記平均値  $\rho a$  で提示する。

- [0090] この平均値  $\rho a$  は、ポリープ候補と判定する場合に用いられた部分のボクセル信頼度  $\rho s$  を用いて算出されているため、ポリープ候補の判定結果を適切に評価する評価手段の1つとなる。
- [0091] 従って、術者は、該当する大腸ポリープ候補の信頼性を定量的に判断することが可能となる。このように、大腸ポリープ候補の判定機能の信頼度を定量的に判断することが可能になるため、術者による病変判定を補助する場合に有効な資料或いは情報となる。
- [0092] なお、上述の説明において、例えばボクセル信頼度  $\rho s$  を算出する場合、2次元画像上における輝度値の情報も含めるようにしても良い。
- [0093] 例えば、暗部とハレーションに該当する値(輝度値)を除外し、その場合における輝度値が大きいもの程大きな重み付け係数でボクセル信頼度に反映させるようにしても良い。つまり、輝度値が大きい部分は、輝度値が低い部分よりもノイズなどによる影響が少ないため、より信頼性が高い部分となる。このため、輝度値の情報をボクセル信頼度に反映させるようにしても良い。
- [0094] なお、上述した実施の形態における変形例として、ボクセル信頼度マップとして、表面モデル上の全ての部分に対して(ボクセル信頼度の)マップを算出する場合に限らず、代表的な点のみで算出したものでも良い。或いは、病変の検出(判定)に用いる部分のボクセル信頼度のみを算出するようにしても良い。
- [0095] なお、上述した例では、隆起性病変としてのポリープの候補を判定する場合で説明したが、本実施の形態は陥凹性病変の候補に対しても同様に適用することができる。この場合には高さ  $h$  の代わりに深さ  $h'$  を算出する。そして、この深さ  $h'$  が閾値  $T_{th}$  より大きい場合には、陥凹性病変の候補の判定を行い、これ以外の場合には候補でないと判定するようにすれば良い。
- [0096] また、上述した実施の形態においては、例えばポリープ候補判定処理として、高さの閾値  $T_{th}$  の情報を用いて判定を行うようにしているが、この他に曲面形状を表す特徴量である Shape Index 及び Curvedness を用いて、判定(検出)するようにしても良い。

[0097] この場合にも隆起性病変の場合に限らず、陥凹性病変の候補の判定を行うようにしても良い。また、高さの閾値 $T_{th}$ のみで判定する場合に限らず、その領域の大きさを表す例えばCurvednessの閾値を用いて、判定(検出)するようにしても良い。

[0098] また、上述した実施の形態の内容をその要旨を変更することなく組み合わせる等して変形した場合も本発明に属する。

[0099] 以上説明したように本発明によれば、画像処理により、2次元の内視鏡画像等の医療用画像から3次元の表面モデルを生成し、生成した表面モデルのデータを用いてポリープ等の病変候補の検出若しくは病変の可能性を判定する場合、その検出結果若しくは判定結果に用いた表面モデル各部のデータの信頼度を考慮して、検出結果等に対する信頼度の情報を提示する。これにより、術者は、より診断を適切に行い易くなるという産業上の利用可能性を有する。

[0100] また、本発明は、以下に記載する付記に述べる特徴を有するものである。

(付記1)

2次元の医療用画像から3次元の表面モデルの生成処理を行う表面モデル生成手段と、前記表面モデルを複数の領域に区分けして、複数の各領域におけるデータの信頼度を算出する領域信頼度算出手段とを具備したことを特徴とする医療用画像処理装置。

[0101] (付記2)

前記2次元の医療用画像は、内視鏡により撮像された内視鏡画像であり、前記領域信頼度算出手段は、前記各領域と前記内視鏡の照明窓若しくは撮像窓との間の距離の情報、及び前記領域内に含まれる前記表面モデルを構成する構成データ点数の情報との少なくとも一方の情報を用いて前記領域信頼度を算出することを特徴とする付記1に記載の医療用画像処理装置。

[0102] (付記3)

さらに前記2次元の医療用画像若しくは前記表面モデルから、所定の特徴量を有する候補を検出する候補検出手段を有し、前記候補検出手段により検出された候補に対して、前記候補の検出に利用された前記表面モデルにおける前記各領域の領域信頼度を用いて、前記候補の検出結果に対する信頼度を算出することを特徴とす

る付記1に記載の医療用画像処理装置。

[0103] (付記4)

前記候補検出手段は、前記所定の特徴量を有する候補として、隆起性若しくは陥凹性の特徴量を有する候補部位を検出することを特徴とする付記3に記載の医療用画像処理装置。

[0104] (付記5)

前記候補検出手段は、隆起性若しくは陥凹性の特徴量を有する部分を候補として抽出し、抽出した部分の高さ若しくは深さが閾値以上の場合に隆起性病変若しくは陥凹性病変として検出又は判定することを特徴とする付記4に記載の医療用画像処理装置。

[0105] (付記6)

2次元の医療用画像から3次元の表面モデルの生成処理を行う表面モデル生成ステップと、前記表面モデルを複数の領域に区分けして、複数の各領域におけるデータの信頼度を算出する領域信頼度算出ステップとを具備したことを特徴とする医療用画像処理方法。

[0106] (付記7)

前記2次元の医療用画像は、内視鏡により撮像された内視鏡画像であり、前記領域信頼度算出ステップは、前記各領域と前記内視鏡の照明窓若しくは撮像窓との間の距離の情報、及び前記領域内に含まれる前記表面モデルの構成に利用された構成データ点数の情報との少なくとも一方の情報を用いて前記領域信頼度を算出することを特徴とする付記6に記載の医療用画像処理方法。

[0107] (付記8)

さらに前記2次元の医療用画像若しくは前記表面モデルから、所定の特徴量を有する候補を検出する候補検出ステップを有し、前記候補検出ステップにより検出された候補に対して、前記候補の検出に利用された前記表面モデルにおける前記各領域の領域信頼度を用いて、前記候補の検出結果に対する信頼度を算出することを特徴とする付記6に記載の医療用画像処理方法。

[0108] (付記9)

前記候補検出ステップは、前記所定の特徴量を有する候補として、隆起性若しくは陥凹性の特徴量を有する候補部位を検出又は判定することを特徴とする付記8に記載の医療用画像処理方法。

[0109] 以上説明したように本発明によれば、3次元の表面モデルを病変候補の検出等を行う場合における、信頼性の確認や信頼性の向上を図ることが可能となる。

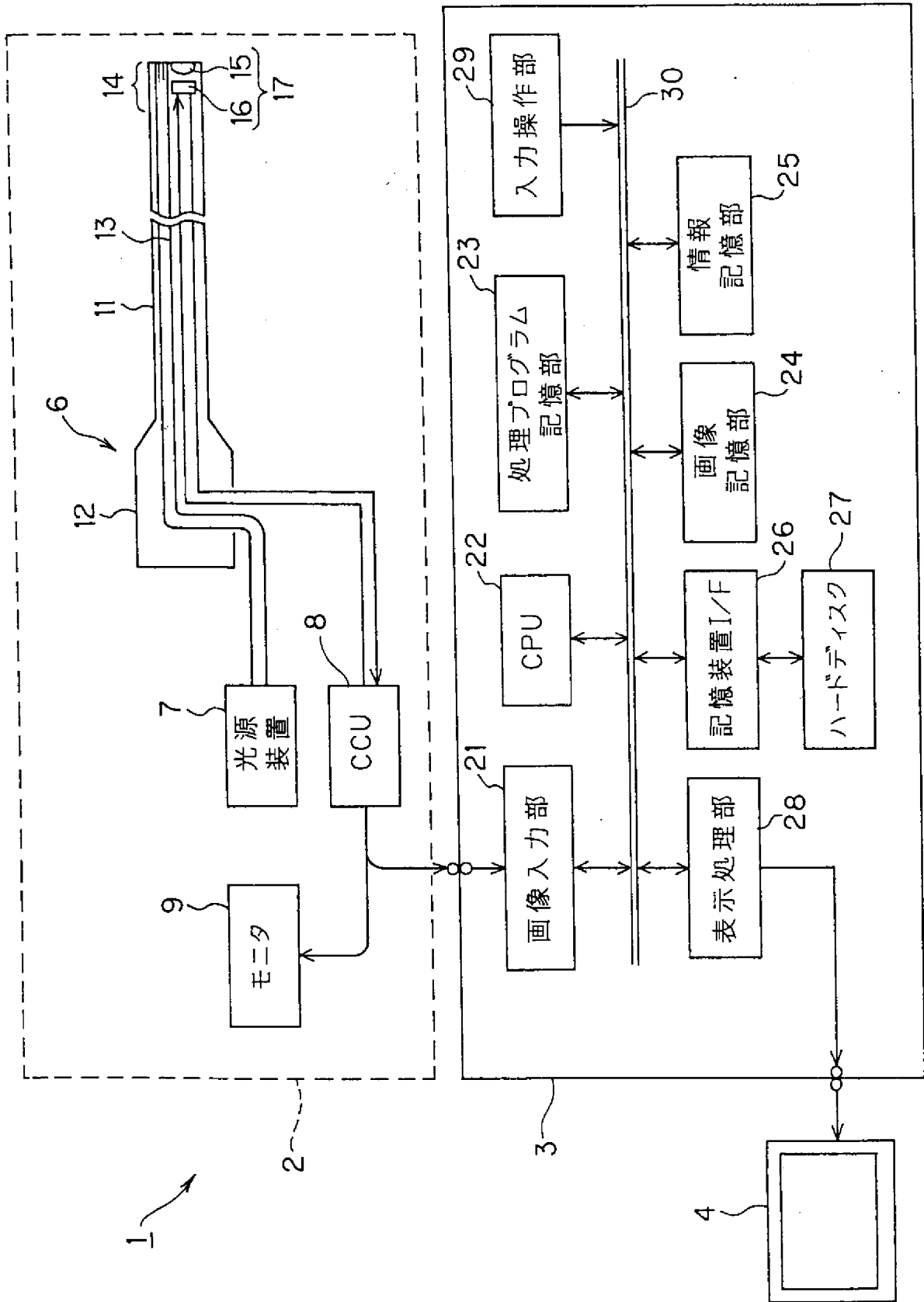
## 請求の範囲

- [1] 2次元の医療用画像から3次元の表面モデルの生成処理を行う表面モデル生成手段と、  
前記表面モデルを複数の領域に区分けして、複数の各領域におけるデータの信頼度を算出する領域信頼度算出手段と、  
を具備したことを特徴とする医療用画像処理装置。
- [2] 前記2次元の医療用画像は、内視鏡により撮像された内視鏡画像であり、前記領域信頼度算出手段は、前記各領域と前記内視鏡の照明窓若しくは撮像窓との間の距離の情報、及び前記領域内に含まれる前記表面モデルを構成する構成データ点数の情報との少なくとも一方の情報を用いて前記領域信頼度を算出することを特徴とする請求項1に記載の医療用画像処理装置。
- [3] 前記2次元の医療用画像若しくは前記表面モデルから、所定の特徴量を有する候補を検出する候補検出手段を有し、前記候補検出手段により検出された候補に対して、前記候補の検出に利用された前記表面モデルにおける前記各領域の領域信頼度を用いて、前記候補の検出結果に対する信頼度を算出することを特徴とする請求項1に記載の医療用画像処理装置。
- [4] 前記候補検出手段は、前記所定の特徴量を有する候補として、隆起性若しくは陥凹性の特徴量を有する候補部位を検出することを特徴とする請求項3に記載の医療用画像処理装置。
- [5] 2次元の医療用画像から3次元の表面モデルの生成処理を行う表面モデル生成ステップと、  
前記表面モデルを複数の領域に区分けして、複数の各領域におけるデータの信頼度を算出する領域信頼度算出ステップと、  
を具備したことを特徴とする医療用画像処理方法。
- [6] 前記2次元の医療用画像は、内視鏡により撮像された内視鏡画像であり、前記領域信頼度算出ステップは、前記各領域と前記内視鏡の照明窓若しくは撮像窓との間の距離の情報、及び前記領域内に含まれる前記表面モデルの構成に利用された構成データ点数の情報との少なくとも一方の情報を用いて前記領域信頼度を算出する

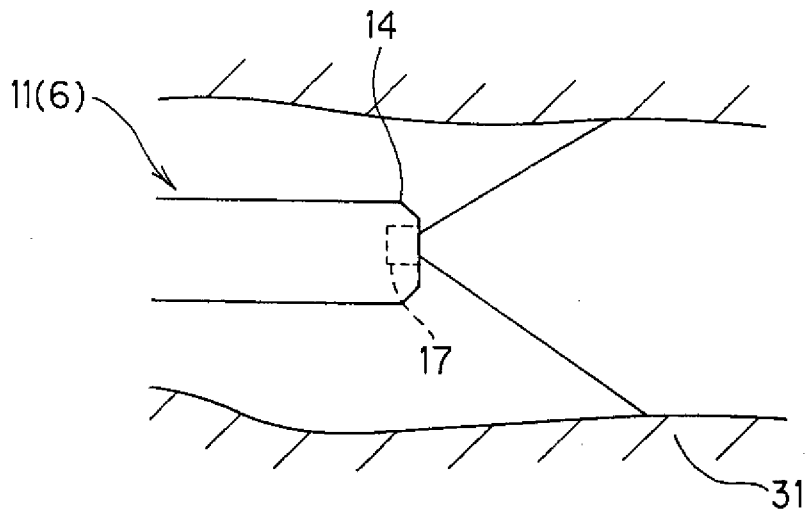
ことを特徴とする請求項5に記載の医療用画像処理方法。

- [7] 前記2次元の医療用画像若しくは前記表面モデルから、所定の特徴量を有する候補を検出する候補検出ステップを有し、前記候補検出ステップにより検出された候補に対して、前記候補の検出に利用された前記表面モデルにおける前記各領域の領域信頼度を用いて、前記候補の検出結果に対する信頼度を算出することを特徴とする請求項5に記載の医療用画像処理方法。

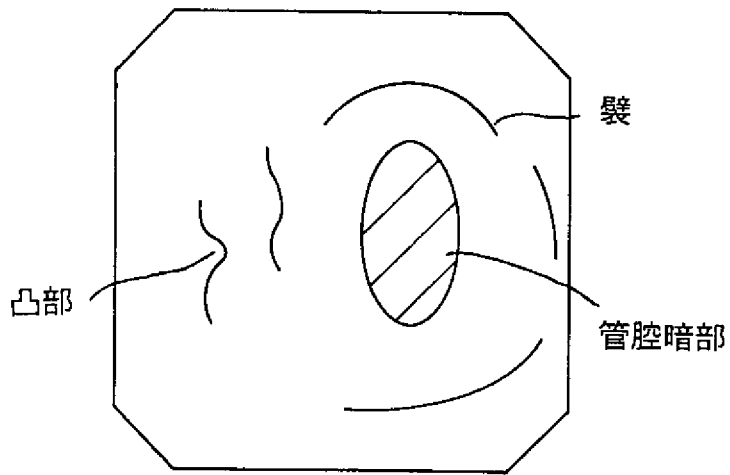
[図1]



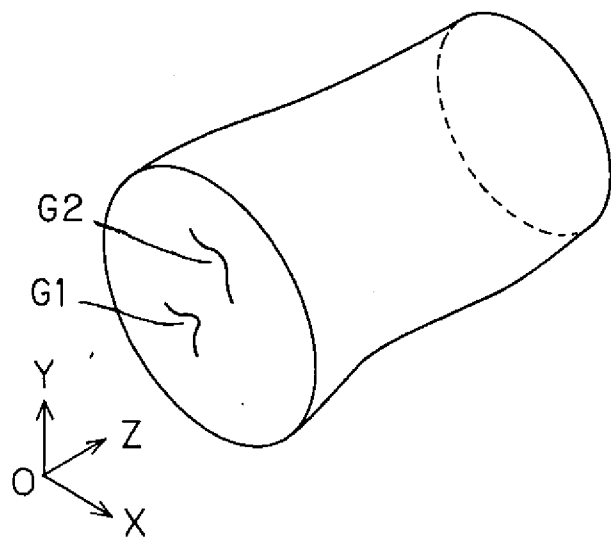
[図2]



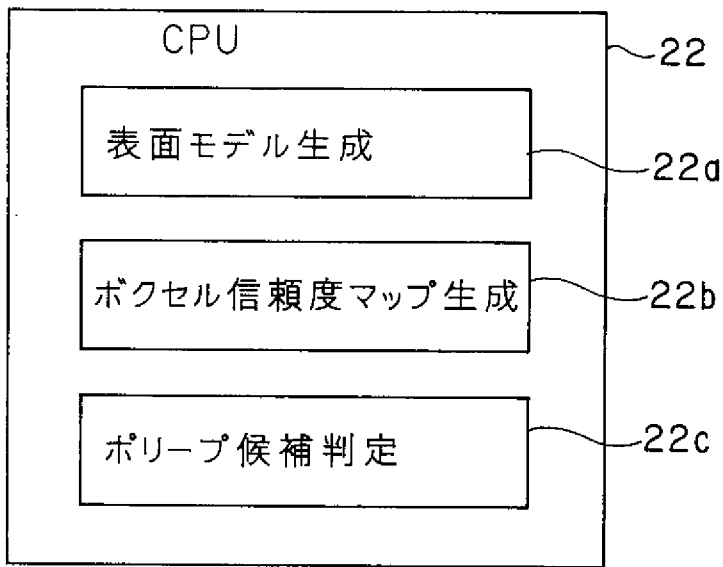
[図3]



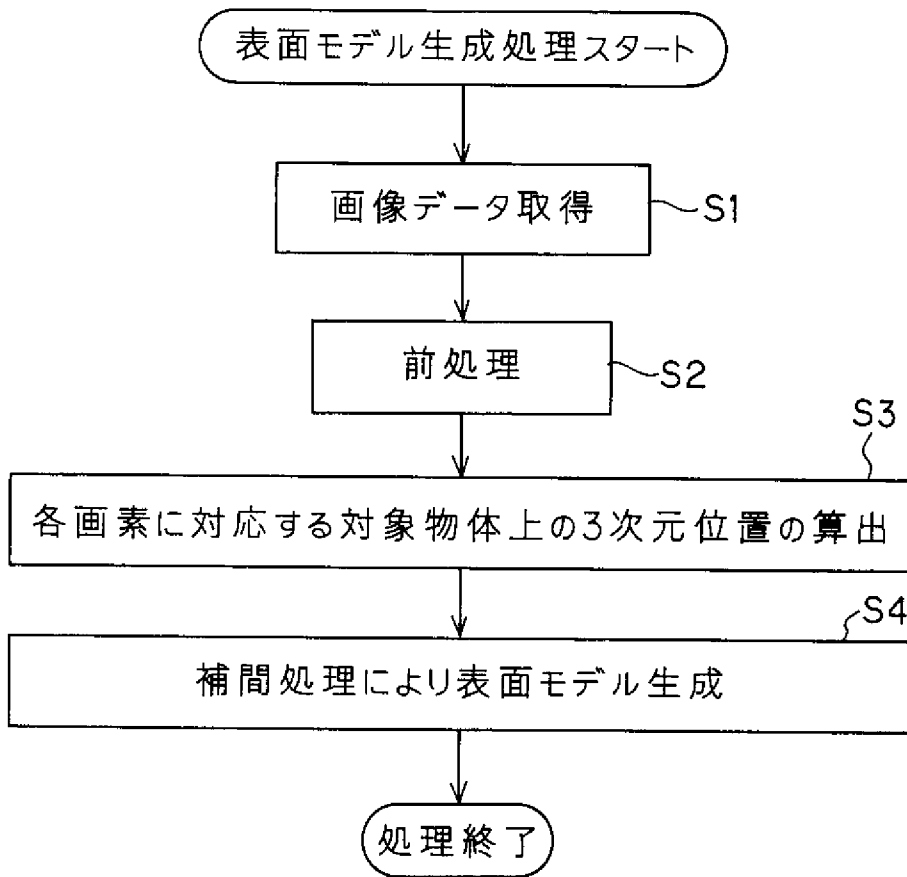
[図4]



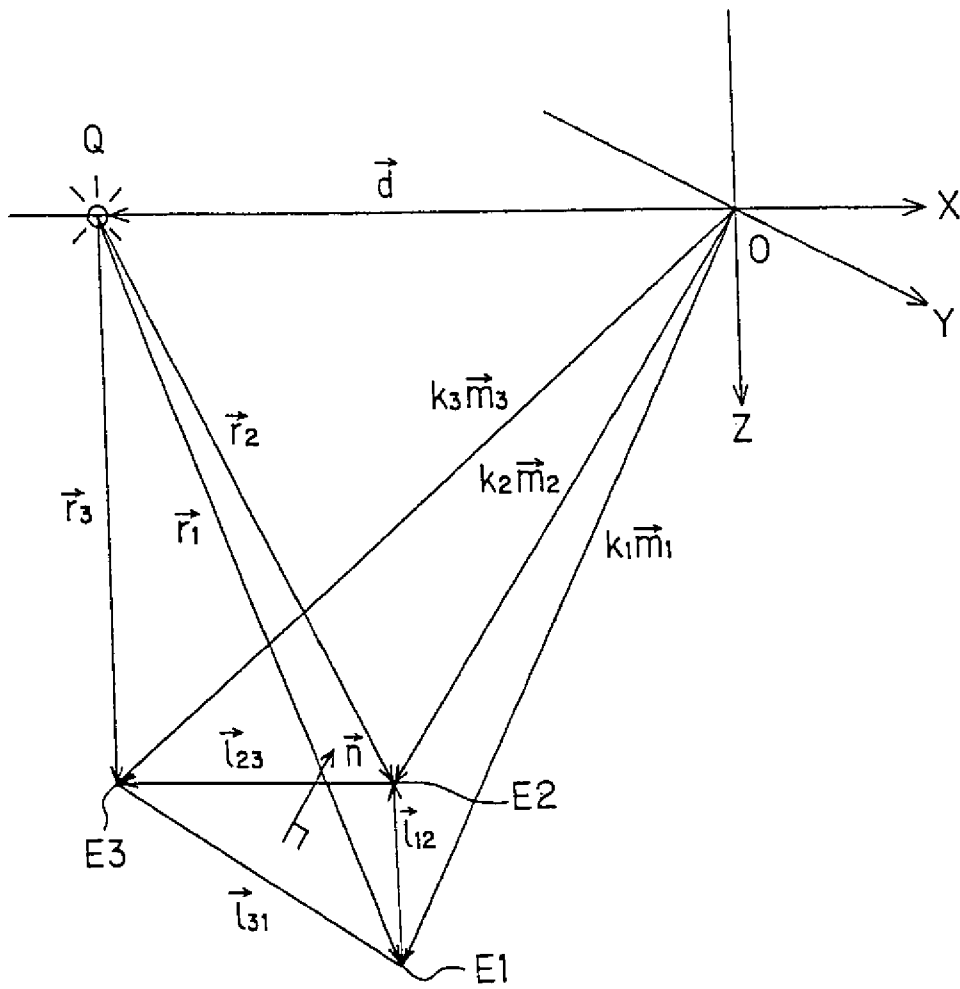
[図5]



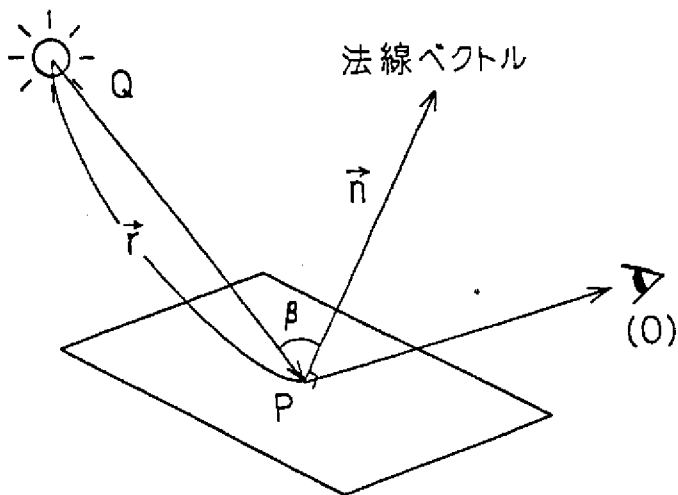
[図6]



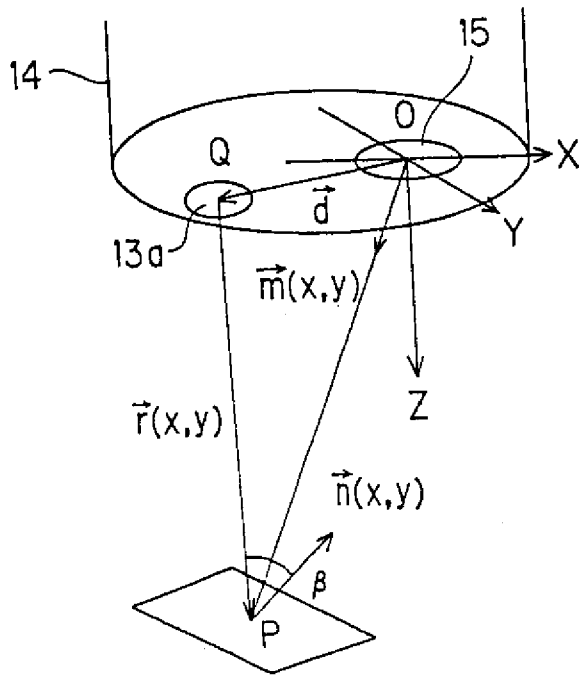
[図7]



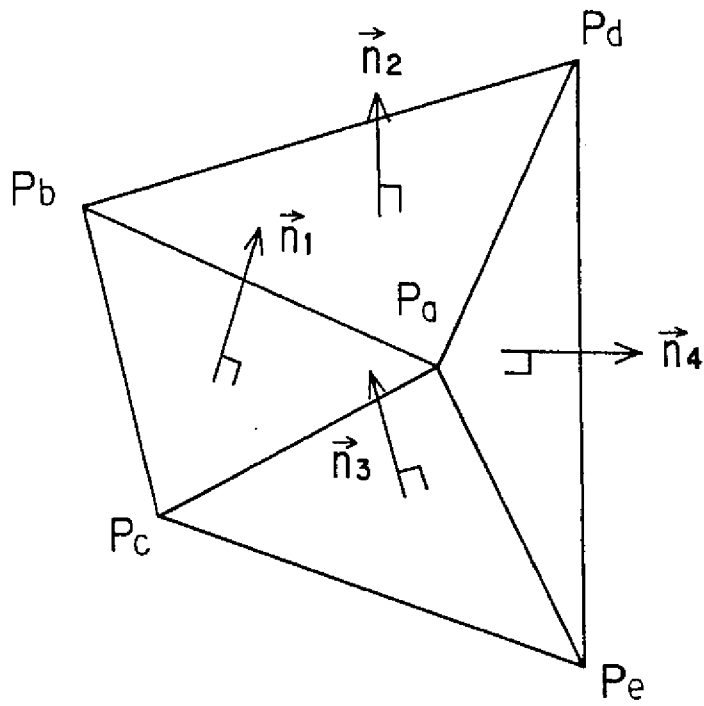
[図8A]



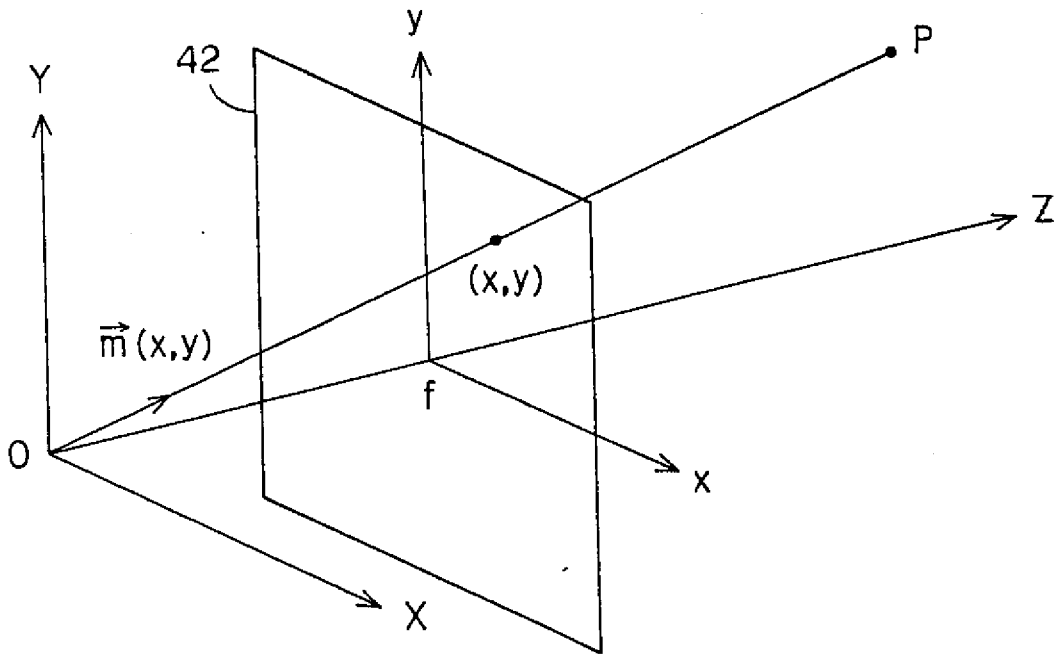
[図8B]



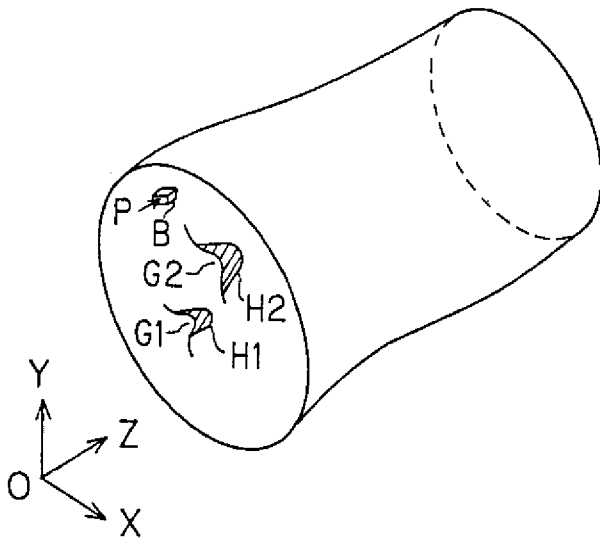
[図9]



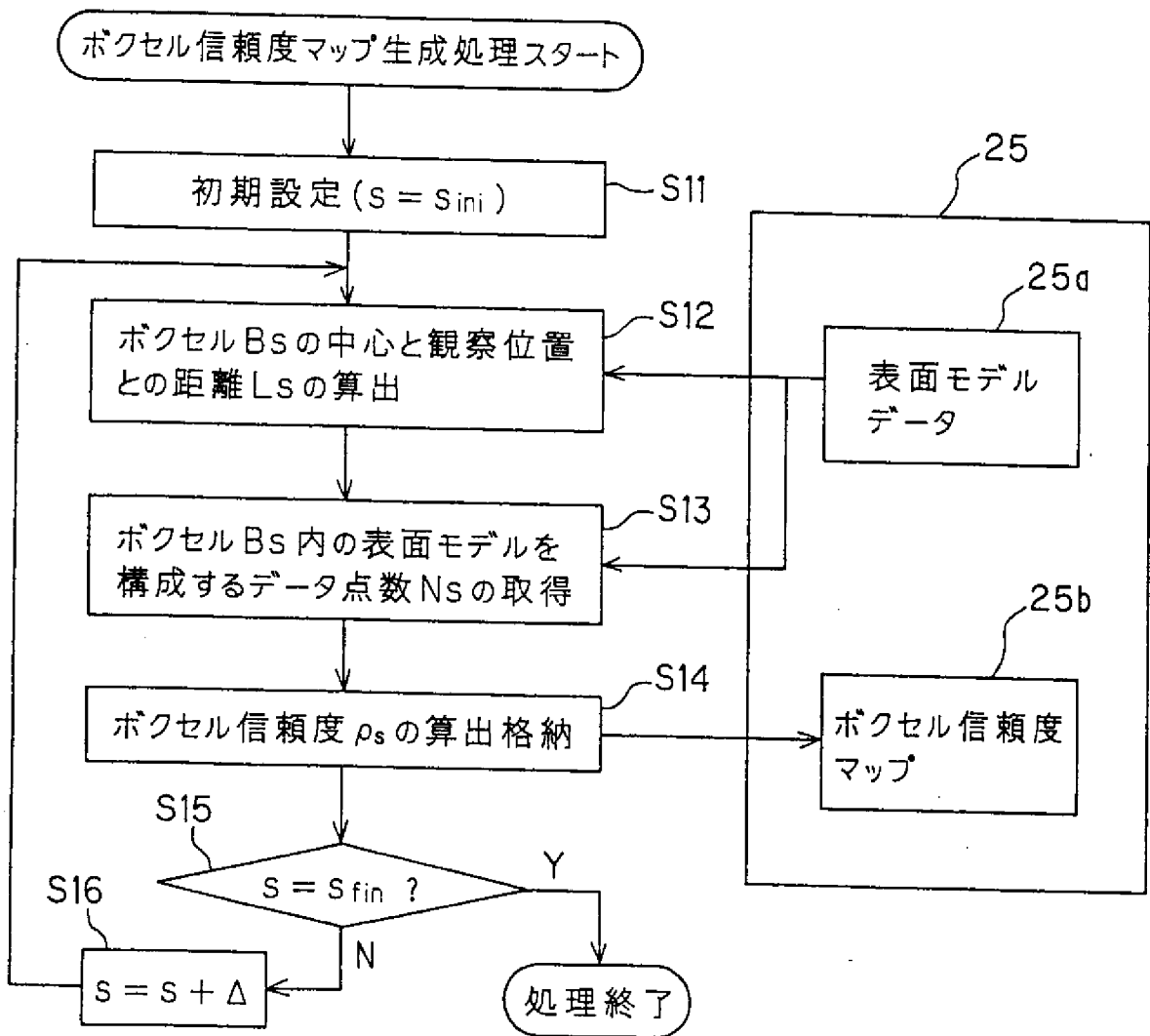
[図10]



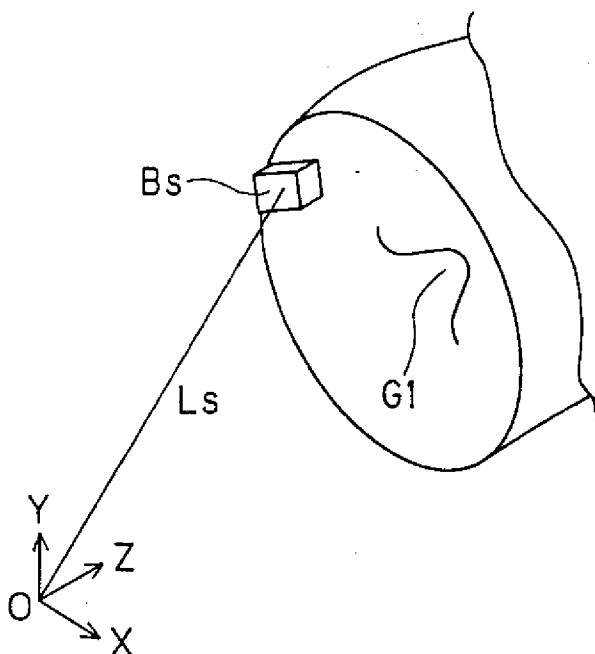
[図11]



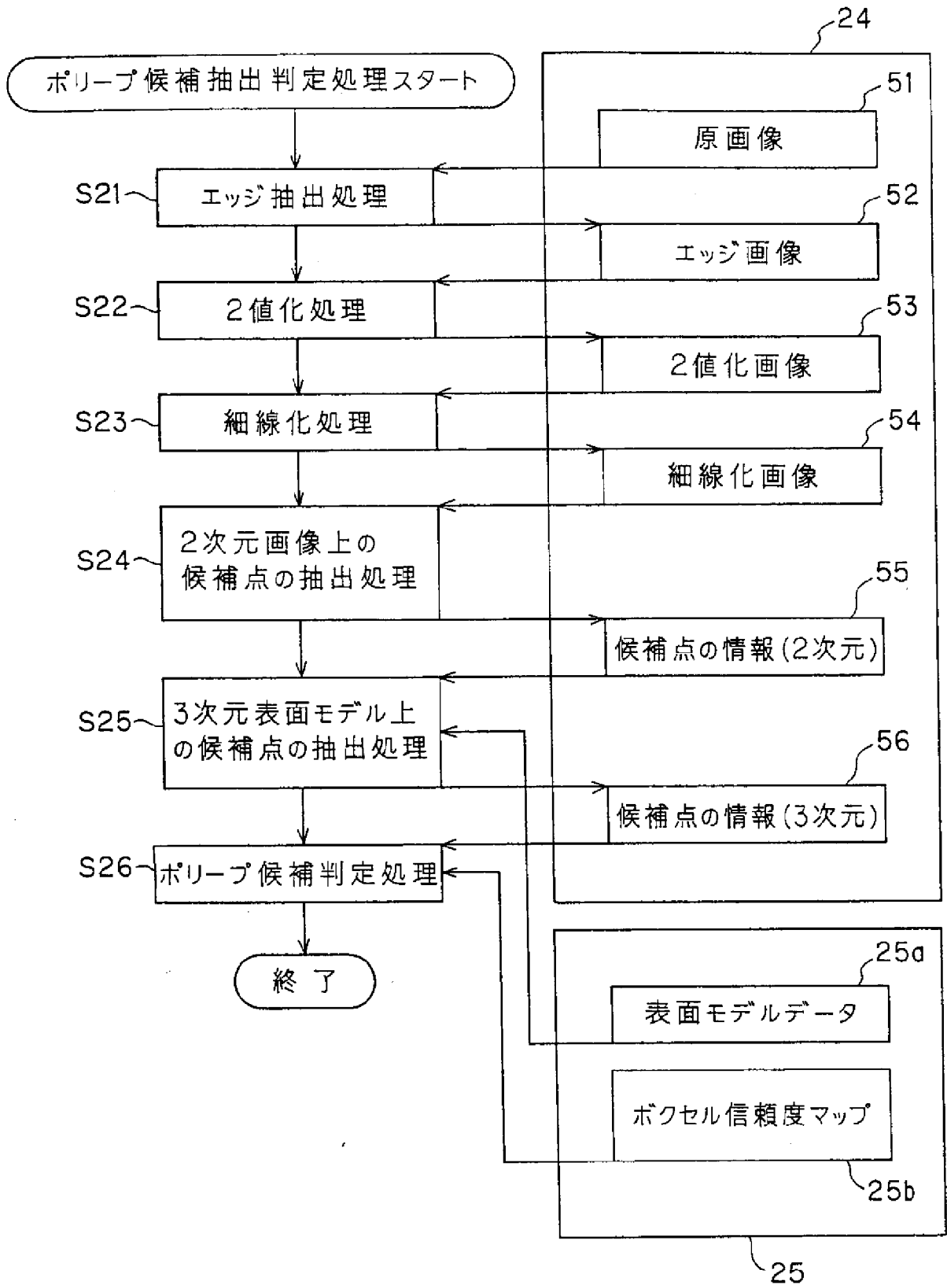
[図12]



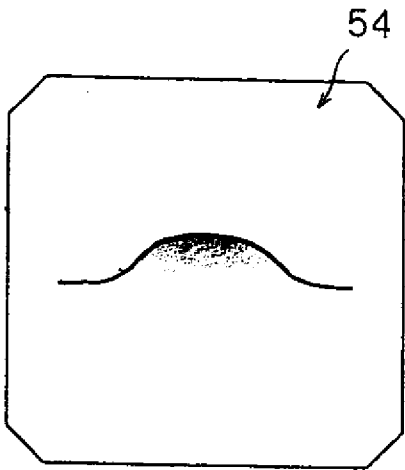
[図13]



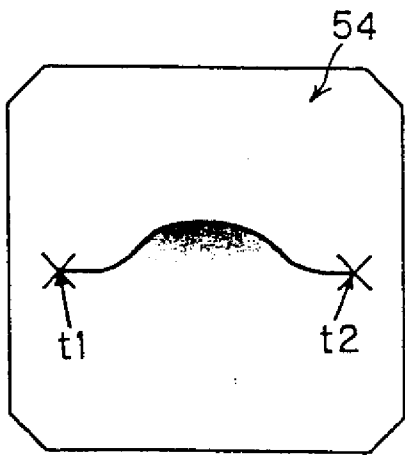
[図14]



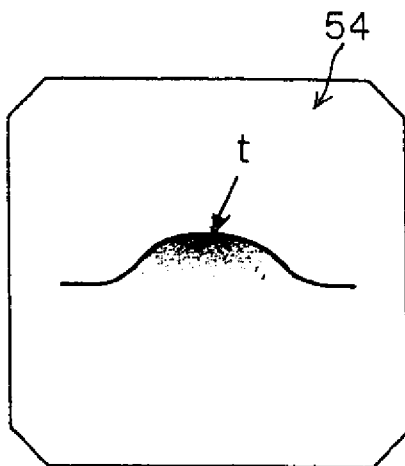
[図15A]



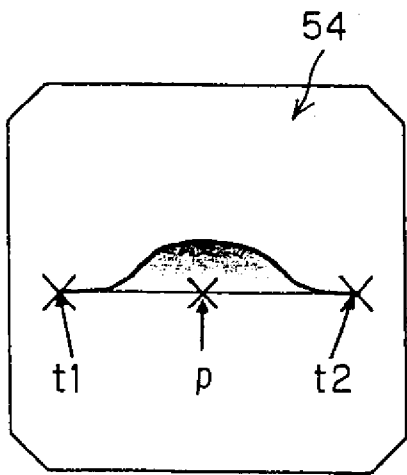
[図15B]



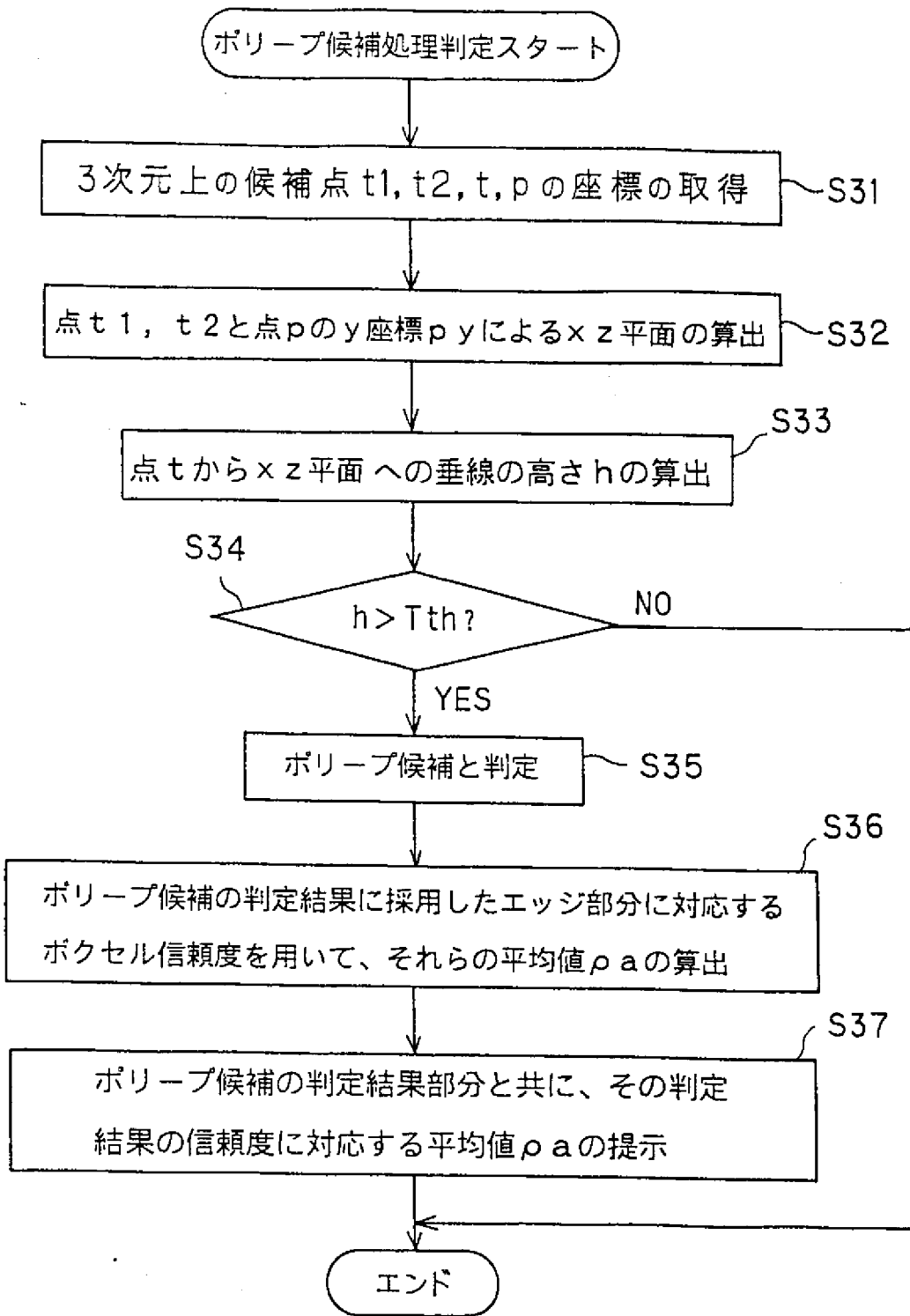
[図15C]



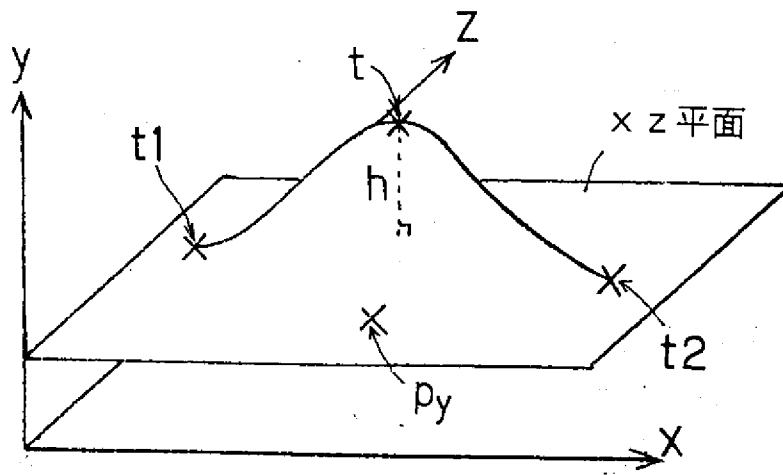
[図15D]



[図16]



[図17]



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No. PCT/JP2007/053585
--

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
*A61B1/04(2006.01) i, G06T1/00(2006.01) i*

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)  
*A61B1/00-A61B1/32, G06T1/00*

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

<i>Jitsuyo Shinan Koho</i>	<i>1922-1996</i>	<i>Jitsuyo Shinan Toroku Koho</i>	<i>1996-2007</i>
<i>Kokai Jitsuyo Shinan Koho</i>	<i>1971-2007</i>	<i>Toroku Jitsuyo Shinan Koho</i>	<i>1994-2007</i>

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 8-252217 A (General Electric Co.), 01 October, 1996 (01.10.96), Full text; Figs. 1 to 5 & DE 19543410 A1 & US 5611025 A	1-7

Further documents are listed in the continuation of Box C.       See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 08 May, 2007 (08.05.07)	Date of mailing of the international search report 22 May, 2007 (22.05.07)
--	---

Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))  
 Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野  
 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))  
 Int.Cl. A61B1/00-A61B1/32, G06T1/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの  
 日本国実用新案公報 1922-1996年  
 日本国公開実用新案公報 1971-2007年  
 日本国実用新案登録公報 1996-2007年  
 日本国登録実用新案公報 1994-2007年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	J P 8-252217 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ) 1996.10.01 全文、第1-5図 & DE 19543410 A1 & US 5611025 A	1-7

C欄の続きにも文献が列挙されている。  パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー	の日の後に公表された文献
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの	「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの	「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)	「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日 08.05.2007	国際調査報告の発送日 22.05.2007
--------------------------	--------------------------

国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 安田 明央 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q	9309
---	--	----	------