

(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2009-213627

(P2009-213627A)

(43) 公開日 平成21年9月24日(2009.9.24)

(51) Int.Cl.
A61B 1/00 (2006.01)

F I
A61B 1/00 300D

テーマコード(参考)
4C061

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 34 頁)

(21) 出願番号 特願2008-59543(P2008-59543)
(22) 出願日 平成20年3月10日(2008.3.10)

(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100075281
弁理士 小林 和憲
(74) 代理人 100095234
弁理士 飯嶋 茂
(72) 発明者 清水 邦政
東京都港区西麻布2-26-30 富士フ
イルム株式会社内
(72) 発明者 大谷 健一
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

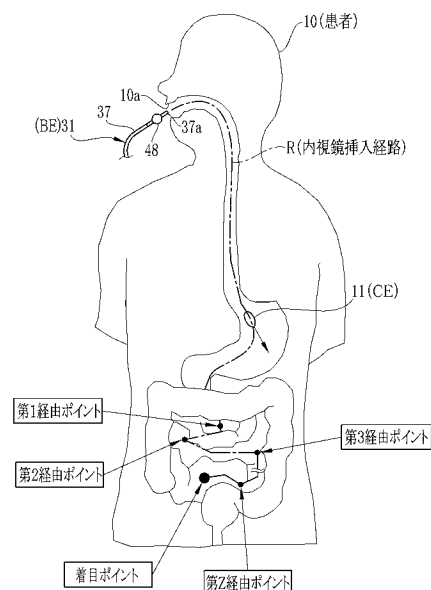
(54) 【発明の名称】 内視鏡検査システム及びその検査方法

(57) 【要約】

【課題】患者体内におけるバルーン内視鏡の挿入部の先端部の相対的な位置を検出する。

【解決手段】最初に患者10にカプセル内視鏡(CE)11を嚥下させ、内視鏡検査を行う。医師は、CE11で得られたCE画像データの中から、病変部の疑いのある被観察部位(着目ポイント)のCE画像データ(着目ポイント画像データ)を選択する。この選択後に医師は、口部10aから着目ポイントへ至る内視鏡挿入経路Rの途中の被観察部位(第1~第Z經由ポイント)のCE画像データ(第1~第Z經由ポイント画像データ)を選択する。バルーン内視鏡(BE)31を用いた内視鏡検査が開始されたら、BE31で得られたBE画像データと、先に医師により選択された各ポイント画像データとが類似しているか否か判定する。これにより、BE31の先端部37aが各ポイントのいずれまで到達したかを検出することで、即ち先端部37aの相対的な位置が検出される。

【選択図】図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に嚙下され、被検体内の被観察部位を撮像するカプセル内視鏡と、被検体に挿入される挿入部を有し、前記挿入部に設けられた撮像部で前記被観察部位を撮像する軟性内視鏡と、前記カプセル内視鏡で得られた第 1 内視鏡画像、及び前記軟性内視鏡で得られた第 2 内視鏡画像をそれぞれモニタに表示して医師の読影に供するプロセッサとを備えており、

医師が前記第 1 内視鏡画像を読影した結果、前記軟性内視鏡で精密検査の必要有りと判断した前記被観察部位を着目ポイントとし、前記挿入部の撮像部を前記着目ポイントまで到達させて前記着目ポイントの前記第 2 内視鏡画像を得るための内視鏡検査システムにおいて、

前記プロセッサは、

前記軟性内視鏡による精密検査前に、医師による第 1 選択操作に基づいて、前記第 1 内視鏡画像の中から、前記着目ポイントの前記第 1 内視鏡画像を選択する第 1 画像選択手段と、

前記軟性内視鏡による精密検査中に、前記第 2 内視鏡画像と、前記第 1 画像選択手段により選択された前記第 1 内視鏡画像との類似度を算出した結果に基づき、被検体内での前記挿入部の撮像部の相対的な位置情報を取得する位置情報取得手段と、

前記位置情報取得手段により取得された前記位置情報を前記モニタに表示する表示制御手段とを備えることを特徴とする内視鏡検査システム。

【請求項 2】

前記プロセッサは、前記第 1 選択操作後、前記第 1 内視鏡画像の中から、前記挿入部の被検体内への挿入位置から前記着目ポイントへ至る内視鏡挿入経路上で、経由ポイントとなる前記被観察部位の前記第 1 内視鏡画像を 1 以上選択する第 2 画像選択手段を備えており、

前記位置情報取得手段は、前記第 2 内視鏡画像と、前記第 1 画像選択手段及び前記第 2 画像選択手段により選択された前記第 1 内視鏡画像との類似度を算出した結果に基づき、前記位置情報を取得することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡検査システム。

【請求項 3】

前記位置情報取得手段は、前記第 2 内視鏡画像と、前記挿入部の撮像部が次に到達すべき前記経由ポイントまたは前記着目ポイントの前記第 1 内視鏡画像との類似度を算出した結果に基づき、当該撮像部が前記経由ポイント及び前記着目ポイントのどのポイントまで到達したかを検出することで、前記位置情報を取得することを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡検査システム。

【請求項 4】

前記プロセッサは、前記経由ポイント及び前記着目ポイントの前記第 1 内視鏡画像から第 1 画像特徴量をそれぞれ取得する第 1 画像特徴量取得手段と、前記第 2 内視鏡画像から第 2 画像特徴量を取得する第 2 画像特徴量取得手段とを備え、

前記位置情報取得手段は、前記第 1 画像特徴量取得手段及び第 2 画像特徴量取得手段からそれぞれ取得された前記第 1 画像特徴量及び前記第 2 画像特徴量を用いて前記類似度を算出することを特徴とする請求項 2 または 3 記載の内視鏡検査システム。

【請求項 5】

前記プロセッサは、前記経由ポイント及び前記着目ポイントの前記第 1 内視鏡画像から、それぞれ適応的に選択された波長帯域を有する第 1 分光画像を生成する第 1 分光画像生成手段と、前記第 2 内視鏡画像から、前記挿入部の撮像部が次に到達すべき前記経由ポイントまたは前記着目ポイントの前記第 1 分光画像と同じ波長帯域を有する第 2 分光画像を生成する第 2 分光画像生成手段とを備え、

前記第 1 画像特徴量取得手段は、前記第 1 分光画像から前記第 1 画像特徴量を取得するとともに、前記第 2 画像特徴量取得手段は、前記第 2 分光画像から前記第 2 画像特徴量を取得することを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡検査システム。

10

20

30

40

50

【請求項 6】

前記第 1 画像特徴量及び前記第 2 画像特徴量は、それぞれ前記被観察部位の血管パターンの画像特徴量であることを特徴とする請求項 4 または 5 記載の内視鏡検査システム。

【請求項 7】

前記第 1 画像特徴量取得手段は、前記経由ポイント及び前記着目ポイントの前記第 1 内視鏡画像から、前記経由ポイント及び前記着目ポイントの各表面の凹凸をそれぞれ推定した推定結果を、当該第 1 内視鏡画像のそれぞれの前記第 1 画像特徴量として取得するとともに、

前記第 2 画像特徴量取得手段は、前記第 2 内視鏡画像から、当該第 2 内視鏡画像で撮像された前記被観察部位の表面の凹凸を推定した推定結果を、前記第 2 画像特徴量として取得することを特徴とする請求項 4 または 5 記載の内視鏡検査システム。

10

【請求項 8】

前記カプセル内視鏡は、互いに異なる位置に配置された複数の光源を有しており、前記各光源を 1 つずつ順番に発光させるとともに、同一の前記被観察部位を前記各光源がそれぞれ発光される度に撮像し、

前記第 1 画像特徴量取得手段は、前記カプセル内視鏡で得られた前記光源毎の前記経由ポイント及び前記着目ポイントの前記第 1 内視鏡画像から、前記経由ポイント及び前記着目ポイントのそれぞれの表面の凹凸を推定することを特徴とする請求項 7 記載の内視鏡検査システム。

【請求項 9】

前記挿入部の撮像部の近傍には、前記被観察部位に照明光を照射するための照明窓が異なる位置に複数設けられており、前記各照明窓から 1 つずつ順番に前記被観察部位への照明光の照射が行われるとともに、前記撮像部は、同一の前記被観察部位を前記各照明窓からそれぞれ照射される照明光のもとで撮像し、

20

前記第 2 画像特徴量取得手段は、前記軟性内視鏡で得られた同一の前記被観察部位の照明光毎の前記第 2 内視鏡画像から、当該被観察部位の表面の凹凸を推定することを特徴とする請求項 7 または 8 記載の内視鏡検査システム。

【請求項 10】

前記第 1 内視鏡画像は前記被観察部位の全方位画像であるとともに、前記第 2 内視鏡画像は前記被観察部位の平面画像であり、

30

前記プロセッサは、前記全方位画像を平面に展開した展開画像を作成する展開画像作成手段を備えており、

前記経由ポイント及び前記着目ポイントの前記第 1 内視鏡画像は、前記カプセル内視鏡で得られた前記経由ポイント及び前記着目ポイントの前記全方位画像をそれぞれ前記展開画像作成手段で展開した前記展開画像であることを特徴とする請求項 2 ないし 9 いずれか 1 項記載の内視鏡検査システム。

【請求項 11】

前記カプセル内視鏡には、被検体内での前記カプセル内視鏡の姿勢を検出する姿勢検出手段が設けられているとともに、前記プロセッサには、前記姿勢検出手段による前記経由ポイント及び前記着目ポイントでの前記カプセル内視鏡の姿勢検出結果を記憶した姿勢検出結果記憶手段が設けられ、

40

前記表示制御手段は、前記挿入部の撮像部が次に到達すべき前記経由ポイントまたは前記着目ポイントに対応する前記姿勢検出結果を、前記姿勢検出結果記憶手段から検索して前記モニタに表示することを特徴とする請求項 2 ないし 10 いずれか 1 項記載の内視鏡検査システム。

【請求項 12】

被検体に嚙下され、被検体内の被観察部位を撮像するカプセル内視鏡と、被検体に挿入される挿入部を有し、前記挿入部に設けられた撮像部で前記被観察部位を撮像する軟性内視鏡と、前記カプセル内視鏡で得られた第 1 内視鏡画像、及び前記軟性内視鏡で得られた第 2 内視鏡画像をそれぞれモニタに表示して医師の読影に供するプロセッサとを備え、医

50

師が前記第1内視鏡画像を読影した結果、前記軟性内視鏡で精密検査の必要有りと判断した前記被観察部位を着目ポイントとし、前記挿入部の撮像部を前記着目ポイントまで到達させて前記着目ポイントの前記第2内視鏡画像を得るための内視鏡検査システムの検査方法において、

前記軟性内視鏡による精密検査前に、医師による第1選択操作に基づいて、前記第1内視鏡画像の中から、前記着目ポイントの前記第1内視鏡画像を選択する第1画像選択ステップと、

前記軟性内視鏡による精密検査中に、前記第2内視鏡画像と、前記第1画像選択手段により選択された前記第1内視鏡画像との類似度を算出した結果に基づき、被検体内での前記挿入部の撮像部の相対的な位置情報を取得する位置情報取得ステップと、

前記位置情報取得手段により取得された前記位置情報を前記モニタに表示する表示ステップとを有することを特徴とする内視鏡検査システムの検査方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、カプセル内視鏡による検査を行い、その結果、医師が精密検査の必要有りと判断した被観察部位を、軟性内視鏡で撮像する内視鏡検査システム及びその検査方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

最近、撮像素子や照明光源などが超小型のカプセルに内蔵されたカプセル内視鏡による内視鏡検査が実用化されつつある。この内視鏡検査では、まず、患者にカプセル内視鏡を嚥下させ、照明光源で人体内の被観察部位（人体管路の内壁面）を照明しつつ、撮像素子で被観察部位を撮影する。そして、これにより得られた画像データを患者に携帯させた受信装置で無線受信し、受信装置に設けられたフラッシュメモリなどの記憶媒体に逐次記憶していく。

【0003】

また、カプセル内視鏡による被観察部位の撮影と並行して、人体内でのカプセル内視鏡の位置検出が行われる。例えば、患者が身に付けたシールドシャツに設けられたアンテナ等で、カプセル内視鏡から発信される電波の受信強度を検出した結果を元に、人体内でのカプセル内視鏡の位置を検出する技術が提案されている（例えば特許文献1及び2参照）。そして、受信装置は、カプセル内視鏡の位置検出結果（位置情報）を、被観察部位の撮影により得られた画像データに関連付けて記憶する。

【0004】

内視鏡検査が終了すると、受信装置はワークステーションなどの情報管理装置にUSBケーブル等を介して接続され、受信装置に記憶された全画像データが情報管理装置に取り込まれる。医師は、情報管理装置に取り込んだ画像データに基づく内視鏡画像をモニタに表示させて読影を行う。そして、医師は、例えば小腸内を撮影した内視鏡画像に病変部らしきものが映っていた場合には、この該当箇所を着目ポイントとして小腸用内視鏡（バルーン内視鏡）で精密検査する。

【0005】

医師は、バルーン内視鏡の挿入部を患者の体内に挿入した後、先に取得した着目ポイントの位置情報を元に、挿入部の先端部を小腸内の着目ポイントまで進めた後、この先端部に設けられた撮像部で着目ポイントを撮影する。これにより得られた画像データ（或いは画像信号）は、バルーン内視鏡に接続されたプロセッサに入力される。プロセッサは、バルーン内視鏡から入力された画像データ等に基づく内視鏡画像をモニタに表示させる。医師は、モニタに表示された内視鏡画像を読影して診断を下す。

【特許文献1】2005-192880号公報

【特許文献2】2007-236700号公報

【発明の開示】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、上述のバルーン内視鏡を用いた内視鏡検査では、挿入部に設けられたバルーンを使って小腸を巧みに手繰り寄せながら先端部を着目ポイントまで進める。このように小腸が手繰り寄せられると、カプセル内視鏡検査時の位置は小腸が手繰り寄せられていない状態で得られるものなので、小腸内の着目ポイントの位置が不明になってしまう。その結果、着目ポイントを探すのに時間が掛かり、検査時間が長くなるという問題が発生する。また、検査時間が長くなると、患者の負担が増えてしまう。

【0007】

本発明は上記問題を解決するためのものであり、カプセル内視鏡検査で医師が精密検査の必要有りと判断した着目ポイントを小腸内視鏡等の軟性内視鏡で撮像する際に、被検体内における軟性内視鏡の先端部の相対的な位置を検出可能な内視鏡検査システム及びその検査方法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】

【0008】

上記目的を達成するため、本発明は、被検体に嚥下され、被検体内の被観察部位を撮像するカプセル内視鏡と、被検体に挿入される挿入部を有し、前記挿入部に設けられた撮像部で前記被観察部位を撮像する軟性内視鏡と、前記カプセル内視鏡で得られた第1内視鏡画像、及び前記軟性内視鏡で得られた第2内視鏡画像をそれぞれモニタに表示して医師の読影に供するプロセッサとを備えており、医師が前記第1内視鏡画像を読影した結果、前記軟性内視鏡で精密検査の必要有りと判断した前記被観察部位を着目ポイントとし、前記挿入部の撮像部を前記着目ポイントまで到達させて前記着目ポイントの前記第2内視鏡画像を得るための内視鏡検査システムにおいて、前記プロセッサは、前記軟性内視鏡による精密検査前に、医師による第1選択操作に基づいて、前記第1内視鏡画像の中から、前記着目ポイントの前記第1内視鏡画像を選択する第1画像選択手段と、前記軟性内視鏡による精密検査中に、前記第2内視鏡画像と、前記第1画像選択手段により選択された前記第1内視鏡画像との類似度を算出した結果に基づき、被検体内での前記挿入部の撮像部の相対的な位置情報を取得する位置情報取得手段と、前記位置情報取得手段により取得された前記位置情報を前記モニタに表示する表示制御手段とを備えることを特徴とする。

【0009】

前記プロセッサは、前記第1選択操作後、前記第1内視鏡画像の中から、前記挿入部の被検体内への挿入位置から前記着目ポイントへ至る内視鏡挿入経路上で、経由ポイントとなる前記被観察部位の前記第1内視鏡画像を1以上選択する第2画像選択手段を備えており、前記位置情報取得手段は、前記第2内視鏡画像と、前記第1画像選択手段及び前記第2画像選択手段により選択された前記第1内視鏡画像との類似度を算出した結果に基づき、前記位置情報を取得することが好ましい。これにより、挿入部の先端部を経由ポイントを経て着目ポイントに到達させることができるので、挿入部の先端部をより確実及びより早く着目ポイントに到達させることができる。

【0010】

前記位置情報取得手段は、前記第2内視鏡画像と、前記挿入部の撮像部が次に到達すべき前記経由ポイントまたは前記着目ポイントの前記第1内視鏡画像との類似度を算出した結果に基づき、当該撮像部が前記経由ポイント及び前記着目ポイントのどのポイントまで到達したかを検出することで、前記位置情報を取得することが好ましい。

【0011】

前記プロセッサは、前記経由ポイント及び前記着目ポイントの前記第1内視鏡画像から第1画像特徴量をそれぞれ取得する第1画像特徴量取得手段と、前記第2内視鏡画像から第2画像特徴量を取得する第2画像特徴量取得手段とを備え、前記位置情報取得手段は、前記第1画像特徴量取得手段及び第2画像特徴量取得手段からそれぞれ取得された前記第1画像特徴量及び前記第2画像特徴量を用いて前記類似度を算出することが好ましい。

【0012】

前記プロセッサは、前記経路ポイント及び前記着目ポイントの前記第1内視鏡画像から、それぞれ適応的に選択された波長帯域を有する第1分光画像を生成する第1分光画像生成手段と、前記第2内視鏡画像から、前記挿入部の撮像部が次に到達すべき前記経路ポイントまたは前記着目ポイントの前記第1分光画像と同じ波長帯域を有する第2分光画像を生成する第2分光画像生成手段とを備え、前記第1画像特徴量取得手段は、前記第1分光画像から前記第1画像特徴量を取得するとともに、前記第2画像特徴量取得手段は、前記第2分光画像から前記第2画像特徴量を取得することが好ましい。これにより、経路及び着目ポイントの第2内視鏡画像（分光画像）と、各ポイントの周辺の第2内視鏡画像との相違度を高くすることができる。従って、軟性内視鏡の先端部が各ポイントの周辺に到達した時点で、各ポイントに到達したとの誤検出の発生を防止することができる。

10

【0013】

前記第1画像特徴量及び前記第2画像特徴量は、それぞれ前記被観察部位の血管パターンの画像特徴量であることが好ましい。

【0014】

前記第1画像特徴量取得手段は、前記経路ポイント及び前記着目ポイントの前記第1内視鏡画像から、前記経路ポイント及び前記着目ポイントの各表面の凹凸をそれぞれ推定した推定結果を、当該両第1内視鏡画像のそれぞれの前記第1画像特徴量として取得するとともに、前記第2画像特徴量取得手段は、前記第2内視鏡画像から、当該第2内視鏡画像で撮像された前記被観察部位の表面の凹凸を推定した推定結果を、前記第2画像特徴量として取得することが好ましい。

20

【0015】

前記カプセル内視鏡は、互いに異なる位置に配置された複数の光源を有しており、前記各光源を1つずつ順番に発光させるとともに、同一の前記被観察部位を前記各光源がそれぞれ発光される度に撮像し、前記第1画像特徴量取得手段は、前記カプセル内視鏡で得られた前記光源毎の前記経路ポイント及び前記着目ポイントの前記第1内視鏡画像から、前記経路ポイント及び前記着目ポイントのそれぞれの表面の凹凸を推定することが好ましい。

【0016】

前記挿入部の撮像部の近傍には、前記被観察部位に照明光を照射するための照明窓が異なる位置に複数設けられており、前記各照明窓から1つずつ順番に前記被観察部位への照明光の照射が行われるとともに、前記撮像部は、同一の前記被観察部位を前記各照明窓からそれぞれ照射される照明光のもとで撮像し、前記第2画像特徴量取得手段は、前記軟性内視鏡で得られた同一の前記被観察部位の照明光毎の前記第2内視鏡画像から、当該被観察部位の表面の凹凸を推定することが好ましい。

30

【0017】

前記第1内視鏡画像は前記被観察部位の全方位画像であるとともに、前記第2内視鏡画像は前記被観察部位の平面画像であり、前記プロセッサは、前記全方位画像を平面に展開した展開画像を作成する展開画像作成手段を備えており、前記経路ポイント及び前記着目ポイントの前記第1内視鏡画像は、前記カプセル内視鏡で得られた前記経路ポイント及び前記着目ポイントの前記全方位画像をそれぞれ前記展開画像作成手段で展開した前記展開画像であることが好ましい。

40

【0018】

前記カプセル内視鏡には、被検体内での前記カプセル内視鏡の姿勢を検出する姿勢検出手段が設けられているとともに、前記プロセッサには、前記姿勢検出手段による前記経路ポイント及び前記着目ポイントでの前記カプセル内視鏡の姿勢検出結果を記憶した姿勢検出結果記憶手段が設けられ、前記表示制御手段は、前記挿入部の撮像部が次に到達すべき前記経路ポイントまたは前記着目ポイントに対応する前記姿勢検出結果を、前記姿勢検出結果記憶手段から検索して前記モニタに表示することが好ましい。医師は、軟性内視鏡の先端部が次に到達すべき経路ポイントまたは着目ポイントが被検体内（例えば人体内管路）のどの部分（具体的には腹側或いは背中側等）にあるかが分かる。その結果、軟性内視

50

鏡の先端部を次のポイントに向けて進める際に、この先端部を向ける方向を絞り込むことができる。これにより、軟性内視鏡の先端部を次のポイントに容易に到達させることができる。

【0019】

また、本発明は、被検体に嚥下され、被検体内の被観察部位を撮像するカプセル内視鏡と、被検体に挿入される挿入部を有し、前記挿入部に設けられた撮像部で前記被観察部位を撮像する軟性内視鏡と、前記カプセル内視鏡で得られた第1内視鏡画像、及び前記軟性内視鏡で得られた第2内視鏡画像をそれぞれモニタに表示して医師の読影に供するプロセッサとを備え、医師が前記第1内視鏡画像を読影した結果、前記軟性内視鏡で精密検査の必要ありと判断した前記被観察部位を着目ポイントとし、前記挿入部の撮像部を前記着目ポイントまで到達させて前記着目ポイントの前記第2内視鏡画像を得るための内視鏡検査システムの検査方法において、前記軟性内視鏡による精密検査前に、医師による第1選択操作に基づいて、前記第1内視鏡画像の中から、前記着目ポイントの前記第1内視鏡画像を選択する第1画像選択ステップと、前記軟性内視鏡による精密検査中に、前記第2内視鏡画像と、前記第1画像選択手段により選択された前記第1内視鏡画像との類似度を算出した結果に基づき、被検体内での前記挿入部の撮像部の相対的な位置情報を取得する位置情報取得ステップと、前記位置情報取得手段により取得された前記位置情報を前記モニタに表示する表示ステップとを有することを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0020】

本発明の内視鏡検査システムは、カプセル内視鏡で得られた第1内視鏡画像の中から、着目ポイントの第1内視鏡画像を選択し、選択した第1内視鏡画像と軟性内視鏡で得られた第2内視鏡画像との類似度を算出した結果に基づき、被検体内での軟性内視鏡（挿入部）の撮像部の相対的な位置情報を取得するようにしたので、軟性内視鏡による内視鏡検査時に、着目ポイントの被検体内における相対的な位置がカプセル内視鏡による内視鏡検査時と異なっていたとしても、軟性内視鏡の撮像部が着目ポイントまで到達したかを正確に検出することができる。その結果、従来よりも軟性内視鏡の撮像部を着目ポイントに早く到達させられるので、検査時間が短くなり、患者の負担を減らすことができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

図1及び図2に示すように、内視鏡検査システム2は、カプセル内視鏡システム3と電子内視鏡システム4とから構成されている。内視鏡検査システム2では、最初にカプセル内視鏡システム3を利用して患者（被検体）10の内視鏡検査を行い、この検査の結果、例えば病変部の疑いのある箇所が見つかった場合には、電子内視鏡システム4を利用して当該箇所を精密検査（内視鏡検査）する。

30

【0022】

カプセル内視鏡システム3は、患者10の口部から人体内に嚥下されるカプセル内視鏡（Capsule Endoscopy、以下、CEと略す）11と、患者10が携帯する受信装置12と、CE11で得られた画像を取り込んで、医師が読影を行うためのワークステーション（以下、WSと略す）13とから構成される（図1参照）。

40

【0023】

CE11は、人体内管路（例えば小腸）を通過する際にその内壁面を撮像し、これにより得られた内視鏡画像の画像データを電波14にて受信装置12に逐次無線送信する。受信装置12は、各種設定画面を表示する液晶表示器（LCD）16、及び各種設定を行うための操作部17を備えている。受信装置12は、CE11から電波14で無線送信された画像データ（以下、CE画像データという）を無線受信し、これを記憶する。

【0024】

CE11と受信装置12間の電波14の送受信は、CE11内に設けられたアンテナ18（図3参照）と、患者10が身に付けたシールドシャツ19内に装着された複数のアンテナ20とを介して行われる。アンテナ20には、CE11からの電波14の電界強度を

50

測定する電界強度測定センサ 21 が内蔵されている。

【0025】

WS13 は、第1プロセッサ24 と、キーボードやマウスなどの操作部（第1及び第2画像選択手段）25 と、LCD26 とを備えている。第1プロセッサ24 は、例えば、USBケーブル27（赤外線通信などの無線通信を用いても可）で受信装置12 と接続され、受信装置12 とデータの遣り取りを行う。そして、第1プロセッサ24 は、CE11 による検査中、または検査終了後に、受信装置12 からCE画像データを取り込み、患者毎にCE画像データを蓄積・管理するとともに、CE画像データから内視鏡画像（第1内視鏡画像に相当、以下、CE画像という）を生成し、これをLCD26 に表示させる。医師は、LCD26 に表示されたCE画像を読影する。

10

【0026】

また、第1プロセッサ24 は、LAN29 を介して、電子内視鏡システム4 の第2プロセッサ32 に接続されている。第1プロセッサ24 は、受信装置12 から取り込んだCE画像データの中から、医師が操作部25 で選択したCE画像データの画像特徴量を抽出して、抽出した画像特徴量を、LAN29 を介して第2プロセッサ32 へ送信する。

【0027】

図2において、電子内視鏡システム4 は、小腸検査用の軟性内視鏡であり、患者10 の口部などから挿入されるバルーン内視鏡（Balloon Enteroscopy、以下、BEと略す）31 と、第2プロセッサ32 と、光源装置33 と、キーボードやマウスなどの操作部34 と、LCD35 とから構成される。BE31 は、患者10 の体内に挿入される可撓性の挿入部37 と、挿入部37 の基端部分に連設された操作部38 と、第2プロセッサ32 や光源装置33 に接続されるユニバーサルコード39 とを備えている。

20

【0028】

挿入部37 の先端には、小腸（人体内管路）の内壁面を撮像するための対物レンズ41 や撮像素子（撮像部）42 等（いずれも図9参照）が内蔵された先端部37a が連設されている。撮像素子42 から出力される撮像信号は、デジタルな画像データ（以下、BE画像データという）に変換された後、ユニバーサルコード39 を介して第2プロセッサ32 に入力される。また、先端部37a からは、挿入部37 内に設けられた光ファイバケーブル等を介して、光源装置33 からの照明光が小腸内壁面へ照射される。

【0029】

先端部37a の後方には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部37b が設けられている。湾曲部37b は、操作部38 に設けられたアングルノブが操作されて、挿入部37 内に挿設されたワイヤが押し引きされることにより、上下左右方向に湾曲動作する。これにより、先端部37a が被検体内の所望の方向に向けられる。湾曲部37b の後方には、可撓性を有する軟性部37c が設けられている。

30

【0030】

先端部37a と湾曲部37b との間には、バルーン48 が取り付けられている。バルーン48 は、例えば、膨張伸縮自在なラテックスゴムからなる。バルーン48 内のエアは、挿入部37 及びユニバーサルコード39 内に設けられた給排気路（図示せず）を介して、給排気装置（図示せず）により供給または吸引される。これにより、バルーン48 が膨張収縮される。医師は、BE31 で小腸の内視鏡検査を行う場合には、周知のように、バルーン48 を使って小腸を巧みに手繰り寄せながら先端部37a を小腸内で進める。

40

【0031】

第2プロセッサ32 は、BE31 から入力されるBE画像データに基づく内視鏡画像（第2内視鏡画像に相当、以下、BE画像という）を生成し、これをLCD35 に表示する。BE画像はCE画像よりも鮮明であるため、BE31 は、CE11 による内視鏡検査で発見された病変部の疑いのある箇所を精密検査するのに適している。また、第2プロセッサ32 は、上述の第1プロセッサ24 からLAN29 を介して入力されるCE画像データの画像特徴量に基づいて、患者10 の体内におけるBE31 の先端部37a の相対的な位置を検出する（図10及び図11参照）。

50

【 0 0 3 2 】

次に、カプセル内視鏡システム 3 を構成する C E 1 1、受信装置 1 2、第 1 プロセッサ 2 4 について詳しく説明する。図 3 に示すように、C P U 5 0 は、C E 1 1 の全体の動作を統括的に制御する。C P U 5 0 には、R O M 5 1、R A M 5 2、撮影ドライバ 5 3、変調回路 5 4、電力供給回路 5 6、照明ドライバ 5 7 が接続されている。なお、図中の符号 1 4 0 は、患者 1 0 の体内における C E 1 1 の姿勢を示す姿勢情報を検出する姿勢検出センサであり、第 2 実施形態で説明する。

【 0 0 3 3 】

C P U 5 0 は、R O M 5 1 から必要なプログラムやデータを読み出して R A M 5 2 に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。撮影ドライバ 5 3 には、対物レンズ 5 9 により取り込まれた被観察部位の像光を撮像する C C D や C M O S などの撮像素子 6 0、及び信号処理回路 6 1 が接続されている。対物レンズ 5 9 は、前方視野角 1 4 0 ° ~ 1 8 0 ° の撮影範囲を有し、この撮影範囲における被観察部位の全方位画像を像光として取り込む。撮影ドライバ 5 3 は、所定のフレームレート、シャッタ速度で撮影が行われるように、撮像素子 6 0 及び信号処理回路 6 1 の動作を制御する。なお、符号 O は対物レンズ 5 9 の光軸である。

10

【 0 0 3 4 】

信号処理回路 6 1 は、撮像素子 6 0 から出力された撮像信号に対して、相関二重サンプリング、増幅、および A / D 変換を施して、撮像信号をデジタルの C E 画像データに変換する。そして、変換した C E 画像データに対して、補正等の各種画像処理を施す。

20

【 0 0 3 5 】

変調回路 5 4 には送信回路 6 3 が接続され、この送信回路 6 3 にはアンテナ 1 8 が接続されている。変調回路 5 4 は、信号処理回路 6 1 から出力された C E 画像データを電波 1 4 に変調し、変調した電波 1 4 を送信回路 6 3 に出力する。送信回路 6 3 は、変調回路 5 4 からの電波 1 4 を増幅して帯域通過濾波した後、アンテナ 1 8 に出力する。これにより、C E 1 1 から受信装置 1 2 へ C E 画像データが無線送信される。

【 0 0 3 6 】

電力供給回路 5 6 は、電池 6 4 の電力を C E 1 1 の各部に供給する。照明ドライバ 5 7 は、C P U 5 0 の制御の下に、所定の照明光量で撮影が行われるように、被観察部位に照明光を照射する照明光源 6 5 の駆動を制御する。

30

【 0 0 3 7 】

図 4 に示すように、C P U 6 7 は、受信装置 1 2 の動作を統括的に制御する。C P U 6 7 には、データバス 6 8 を介して、R O M 6 9、R A M 7 0、復調回路 7 1、画像処理回路 7 2、データストレージ 7 3、入力 I / F 7 4、位置検出回路 7 5 等が接続されている。また、データバス 6 8 には、L C D 1 6 の表示制御を行う L C D ドライバ 7 6、U S B コネクタ 7 7 を介して第 1 プロセッサ 2 4 とのデータの遣り取りを媒介する通信 I / F 7 8、電池 7 9 の電力を受信装置 1 2 の各部に供給する電力供給回路 8 0 なども接続されている。

【 0 0 3 8 】

C P U 6 7 は、R O M 6 9 から必要なプログラムやデータを読み出して R A M 7 0 に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、C P U 6 7 は、操作部 1 7 からの操作入力信号に応じて、受信装置 1 2 の各部を動作させる。復調回路 7 1 は受信回路 8 1 に接続されており、この受信回路 8 1 にはアンテナ 2 0 が接続されている。復調回路 7 1 は、C E 1 1 からの電波 1 4 を元の C E 画像データに復調する。そして、復調回路 7 1 は、復調した C E 画像データを画像処理回路 7 2 に出力する。受信回路 8 1 は、アンテナ 2 0 を介して受信した電波 1 4 を増幅して帯域通過濾波した後、復調回路 7 1 に出力する。

40

【 0 0 3 9 】

画像処理回路 7 2 は、復調回路 7 1 で復調された C E 画像データに対して各種画像処理を施した後、データストレージ 7 3 へ出力する。このときに、C E 画像データにはファイル名などの固有 I D 情報が付与される。データストレージ 7 3 は、例えば、記憶容量が 1

50

G B 程度のフラッシュメモリからなる。データストレージ 73 は、画像処理回路 72 から順次出力される C E 画像データを記憶・蓄積する。入力 I / F 74 には、電界強度測定センサ 21 からの検出結果が入力される。入力 I / F 74 に入力された電界強度測定センサ 21 の検出結果は、位置検出回路 75 に出力される。

【 0040 】

位置検出回路 75 は、電界強度測定センサ 21 による電界強度の測定結果を元に、人体内の C E 11 の現在位置を検出し、この検出結果（以下、撮影位置情報という）をデータストレージ 73 に出力する。データストレージ 73 は、位置検出回路 75 からの撮影位置情報を、画像処理回路 72 からの C E 画像データに関連付けて記憶する。なお、電界強度の測定結果を元に、人体内の C E 11 の位置を検出する方法は周知であるため、ここでは説明を省略する。

10

【 0041 】

図 5 に示すように、第 1 プロセッサ 24 の C P U 83 は、W S 13 の全体の動作を統括的に制御する。C P U 83 には、データバス 84 を介して、R A M 86、通信 I / F 87、データストレージ 88 が接続されている。また、データバス 84 には、L C D 26 の表示制御を行う L C D ドライバ 89、L A N 29 に接続された L A N I / F 90 が接続されている。

【 0042 】

C P U 83 は、データストレージ 88 から必要なプログラムやデータを読み出して R A M 86 に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、C P U 83 は、操作部 25 からの操作入力信号に応じて、第 1 プロセッサ 24 の各部を動作させる。通信 I / F 87 は、U S B コネクタ 91 を経由した受信装置 12 とのデータの遣り取りを媒介し、受信装置 12 からの C E 画像データや撮影位置情報を受信する。これら C E 画像データ及び撮影位置情報はデータストレージ 88 に格納される。

20

【 0043 】

図 6 において、データストレージ 88 には、画像データ格納部 93、撮影位置情報格納部 94、プログラム格納部 95、画像特徴量格納部 96 が構築されている。画像データ格納部 93 及び撮影位置情報格納部 94 には、受信装置 12 から取り込んだ C E 画像データ、撮影位置情報がそれぞれ患者別に整理して格納されている。

【 0044 】

プログラム格納部 95 には、第 1 プロセッサ 24 の動作を制御するための各種プログラムやデータの他に、ポイント画像選択プログラム 97 が格納されている。このポイント画像選択プログラム 97 が起動されると、ポイント画像選択画面 98（図 8 参照）が L C D 26 に表示される。このポイント画像選択画面 98 上で、受信装置 12 から取り込んだ C E 画像データの中から、患者 10 の体内（小腸内）の着目ポイントを撮影した C E 画像データ、経由ポイントを撮影した C E 画像データが選択される（図 7 参照）。

30

【 0045 】

図 7 に示すように、着目ポイントは、医師が受信装置 12 から取り込んだ C E 画像を撮影した結果、病変部の疑いがあると医師が判断した被観察部位である。また、経由ポイントは、B E 31 の患者 10 の体内への挿入位置、例えば口部 10 a から着目ポイントへ至る内視鏡挿入経路 R の途中の被観察部位である。本実施形態では、第 1 ~ 第 Z 経由ポイント（Z は 2 以上の自然数）が内視鏡挿入経路 R（C E 11 の移動経路）に沿って順番に選択される（第 1 経由ポイントだけでも可）。なお、本実施形態では、各ポイントがそれぞれ小腸内に設定されたものとして説明を行うが、人体内のいずれに設定されていてもよい。

40

【 0046 】

B E 31 の先端部 37 a は、口部 10 a から第 1 ~ 第 Z 経由ポイントを経て着目ポイントに到達する。なお、以下の説明では、着目ポイント及び第 1 ~ 第 Z 経由ポイントを撮影した C E 画像（データ）を、それぞれ着目ポイント画像（データ）、第 1 ~ 第 Z 経由ポイント画像（データ）という。

50

【 0 0 4 7 】

このように選択された着目ポイント画像、及び第 1 ~ 第 2 経由ポイント画像は、BE 31 のバルーン 48 を使って小腸を手繰り寄せながら先端部 37a を小腸内の着目ポイントに向けて進めた際に、先端部 37a がどのポイントまで達したかを検出するために用いられる。すなわち、BE 31 で得られた BE 画像データと、各ポイント画像データとがそれぞれ類似しているか否かで、先端部 37a が第 1 ~ 第 2 経由ポイント及び着目ポイントのどのポイントまで到達したかを検出することができる。なお、BE 画像データと各ポイント画像データとの類似の有無は、それぞれの画像データから抽出された画像特徴量を用いて判定される。

【 0 0 4 8 】

図 5 に戻って、ポイント画像選択プログラム 97 が起動されると、CPU 83 には、歪み補正処理部（展開画像作成手段）100、分光画像生成部（第 1 分光画像生成手段）101、及び画像特徴量抽出部（第 1 画像特徴量抽出手段）102 が構築される。

【 0 0 4 9 】

歪み補正処理部 100 は、操作部 25 で医師により選択された CE 画像データに対して台形歪み補正処理を施す。上述したように CE 11 の対物レンズ 59（図 3 参照）は、被観察部位の全方位画像を像光として取り込むので、CE 画像データは全方位画像データである。このため、平面画像データである BE 画像データと、全方位画像データである各ポイント画像データとが一致しているか否か、つまり、同じポイントを撮影した画像である否かを判定する場合には、CE 画像を平面に展開する必要がある。

【 0 0 5 0 】

そこで、歪み補正処理部 100 は、医師により選択された CE 画像データに対して台形歪み補正処理を施すことで、展開画像データを作成する。これにより、各ポイント画像データは、全て展開画像データとなる。なお、台形歪み補正処理以外の周知の歪み補正方法、展開画像作成方法を用いて、展開画像データを作成してもよい。

【 0 0 5 1 】

分光画像生成部 101 は、歪み補正処理部 100 にて作成された展開画像データから、任意の分光周波数帯域（波長帯域）を有する分光画像のデータを生成する。BE 31 を用いた内視鏡検査時に、その先端部 37a が各ポイントに到達したか否かを正確に検出するためには、各ポイント画像データと、各ポイントの周辺の CE 画像データとの相違度が高いほど好ましい。これは、両者の相違度が低い、つまり、両者が類似していると、BE 31 の先端部 37a が各ポイントの周辺に到達した時点で、各ポイントに到達したとの誤検出が発生するためである。

【 0 0 5 2 】

そこで、分光画像生成部 101 は、歪み補正処理部 100 にて作成された展開画像データから分光画像データ（第 1 分光画像）を生成する。これにより、医師により選択される各ポイント画像データは、全て展開画像データ及び分光画像データとなる。内視鏡を用いた医療診断の分野では、病変の発見を容易にするために、被観察部位の分光画像を生成して観察することで、被観察部位に色素を散布することなく、被観察部位の血管を強調した画像や、胃壁、腸の表層組織などの臓器の構造物を強調した画像を容易に得る観察方法が良く用いられる。従って、各ポイント画像データの分光画像データを生成して、例えば各ポイントの血管を強調することで、各ポイント画像データと各ポイントの周辺の CE 画像データとの相違度を高くすることができる。両者の相違度が高くなる分光周波数帯域は、観察する臓器の種類等に応じて変わる。分光画像生成部 101 にて生成される分光画像データの分光周波数帯域は、操作部 25 を操作することで変更可能である。

【 0 0 5 3 】

分光画像生成部 101 は、操作部 25 で分光画像表示操作がなされたら、データストレージ 88 等に予め記憶された係数マトリックス（図示せず）を読み出して、歪み補正処理部 100 にて作成された展開画像データに係数マトリックスを乗算するマトリックス演算処理を実行する。なお、係数マトリックスを用いて分光画像データを生成する方法は周知

10

20

30

40

50

(例えば、特開2007-319442号公報を参照)であるので、ここでは説明を省略する。また、他の方法を用いて分光画像データを生成してもよい。

【0054】

画像特徴量抽出部102は、医師が操作部25で着目ポイント及び第1～第2経路ポイントの分光画像データ(以下、着目ポイント分光画像データ、第1～第2経路ポイント分光画像データという)の選択操作を行った時、各ポイント分光画像データから、それぞれの画像特徴量である着目ポイント画像特徴量、第1～第2経路ポイント画像特徴量(ともに第1画像特徴量に相当)を抽出する。画像特徴量は、例えば画像全体の色合い、色の分布、輪郭線の分布、形状等の画像データの持つ各特徴量を数値情報で表したものであり、BE画像データと各ポイント画像データとの類似度算出に用いられる。本実施形態では、

10

【0055】

血管パターンの画像特徴量の種類としては、「血管エッジの方向分布」、「血管曲率の分布」、「血管分岐点の数、位置関係」、「血管エッジ方向の変化パターン」等が挙げられる。「血管エッジの方向分布」は、血管エッジ(血管の幅(径)方向両端部)の方向分布、すなわち、各ポイント分光画像データに基づく各ポイント分光画像内の全血管をそれぞれ所定間隔に細分化し、細分化した各細分化血管の向き(0°～180°)の分布を表したものである。なお、どの向きを0°(基準)とするかは適宜決定してよい。

【0056】

「血管曲率の分布」は、各ポイント分光画像内の全血管をそれぞれ所定間隔に細分化し、細分化した各細分化血管の曲率の分布を表したものである。「血管分岐点の数、位置関係」は、各ポイント分光画像内の血管の全分岐点の数、及びその位置関係を表したものである。ここで、全分岐点の位置関係は、例えば、任意の分岐点の座標を基準座標(0,0)として、他の分岐点の位置をXY座標で表したものでよい。「血管エッジ方向の変化パターン」は、各ポイント分光画像内の各血管の変化パターン(例えば、ある箇所では血管が2分岐し、2分岐した両血管がさらにそれぞれ2分岐、3分岐している等)を表したものである。

20

【0057】

このような血管パターンの画像特徴量を抽出する方法は、周知の方法を用いてよく、ここでは説明を省略する。なお、画像特徴量抽出部102により抽出された各ポイント画像特徴量のデータには、それぞれ付帯情報として、各ポイント分光画像データの分光周波数帯域に関する分光周波数帯域情報、各ポイント分光画像データの元となった各ポイント画像のファイル名に関するファイル名情報が付されている。分光周波数帯域情報は分光画像生成部101から取得され、ファイル名情報は画像データ格納部93から取得される。

30

【0058】

画像特徴量抽出部102は、各ポイント分光画像データから抽出した各ポイント画像特徴量を、データストレージ88に出力する。データストレージ88の画像特徴量格納部96は、画像特徴量抽出部102から出力される各ポイント画像特徴量を、患者別に分類して一時的に格納する(図6参照)。

【0059】

図8に示すポイント画像選択画面98は、受信装置12から取り込んだCE画像データの中から、各ポイント画像データを選択するための選択画面である。ポイント画像選択画面98には、患者選択ボックス105、画像表示領域107、分光周波数帯域入力欄108、選択結果表示領域109等が設けられている。

40

【0060】

患者選択ボックス105は、CE11で得られたCE画像の読影を行う患者10の選択に用いられる。この患者選択ボックス105の右端の逆三角形のマークをポインタ110で指定してクリックすることで、患者10の氏名や患者ID等がプルダウンメニューの形式でリスト表示される。そして、ポインタ110で患者10の氏名等をクリックすることで、患者10の選択が完了する。

50

【 0 0 6 1 】

画像表示領域 1 0 7 には、患者選択ボックス 1 0 5 で選択した患者 1 0 の C E 画像が、例えば C E 1 1 による撮影順に 1 枚ずつ連続表示される。画像表示領域 1 0 7 の画像表示は、下部に設けられたコントロールバー 1 0 7 a にポインタ 1 1 0 を合わせてクリックすることで、再生、一時停止、および停止させることができる。医師は、画像表示領域 1 0 7 に連続表示される C E 画像を一枚ずつ読影する。

【 0 0 6 2 】

医師は、表示された C E 画像に病変部の疑いのある箇所が映っていなければ、何もせずに、次に表示される C E 画像の読影を行う。そして、医師は、表示された C E 画像に病変部の疑いのある箇所が映っていると判断した場合には、コントロールバー 1 0 7 a を操作して連続表示を一時停止するなどして、この C E 画像（単に、着目ポイント候補画像という）を詳細に読影する。この際に、画像表示領域 1 0 7 の上部には、着目ポイント候補画像のファイル名及び撮影位置情報が表示される。そして、医師は、着目ポイント候補画像で撮像された被観察部位を B E 3 1 で精密検査の必要ありと判断したら、この着目ポイント候補画像の分光画像を生成する操作を行う。

10

【 0 0 6 3 】

分光周波数帯域入力欄 1 0 8 には、分光画像を生成する際の分光周波数帯域が入力される。医師は、着目ポイント候補画像が画像表示領域 1 0 7 に表示されている状態で一時停止操作を行ったら、分光周波数帯域入力欄 1 0 8 に任意の分光周波数帯域を入力する。次いで、医師は、分光画像表示ボタン 1 1 1 をポインタ 1 1 0 で指定してクリックする。これにより、着目ポイント候補画像データを展開した展開画像データが作成された後、この展開画像データから、医師により入力された分光周波数帯域を有する分光画像データが生成される。そして、生成された分光画像データに基づく分光画像が画像表示領域 1 0 7 に表示される。

20

【 0 0 6 4 】

分光周波数帯域入力欄 1 0 8 に入力されている分光周波数帯域を変更した後、分光画像表示ボタン 1 1 1 を再度クリックすると、変更後の分光周波数帯域を有する分光画像が画像表示領域 1 0 7 に表示される。以下同様にして、医師は例えば血管パターンが強調された分光画像が表示されるまで、上述の操作を繰り返し実行する。そして、医師は、所望の分光画像が表示されたら、ポイント選択ボタン 1 1 2 をポインタ 1 1 0 で指定してクリックする（第 1 選択操作）。これにより、着目ポイント画像データとして、着目ポイント分光画像データが選択される。これと同時に、着目ポイント分光画像データから着目ポイント画像特徴量が抽出され、抽出された着目ポイント画像特徴量がデータストレージ 8 8 の画像特徴量格納部 9 6（図 6 参照）に格納される。

30

【 0 0 6 5 】

選択結果表示領域 1 0 9 には、医師により選択された各ポイント（分光）画像データのファイル名及び分光周波数帯域等がそれぞれ表示される。例えば、着目ポイント画像データの選択が実行されると、選択結果表示領域 1 0 9 の「着目ポイント欄」に、選択された画像データのファイル名及び分光周波数帯域が表示される。

【 0 0 6 6 】

このようにして着目ポイント画像データの選択が完了したら、医師は、ポイント画像選択画面 9 8 で第 1 ~ 第 2 経由ポイント画像データの選択を行う。この場合には、患者 1 0 の口部 1 0 a（B E 3 1 の挿入部 3 7 の挿入位置）から着目ポイントまでの間で撮影された C E 画像が、画像表示領域 1 0 7 に 1 枚ずつ撮影順に連続表示される。医師は、連続表示される C E 画像を参照して、第 1 経由ポイント画像の候補となる C E 画像（以下、第 1 経由ポイント候補画像という）が表示されたら、コントロールバー 1 0 7 a を操作して連続表示を一時停止する。この際に、画像表示領域 1 0 7 の上部には、第 1 経由ポイント候補画像のファイル名及び撮影位置情報が表示される。

40

【 0 0 6 7 】

医師は、画像表示領域 1 0 7 に表示された第 1 経由ポイント候補画像やその撮影位置情

50

報などを確認して、この画像を第1経由ポイント画像とするか否かを決定する。第1経由ポイント画像に決定しない場合には、コントロールバー107aを操作して連続表示を再開させる。そして、医師は、第1経由ポイント画像を決定したら、分光周波数帯域入力欄108に任意の分光周波数帯域を入力して、分光画像表示ボタン111のクリック操作を行う。これにより、第1経由ポイント候補画像データを展開した展開画像データが作成された後、この展開画像データから、医師が入力した分光周波数帯域を有する分光画像データが生成されて、この分光画像データに基づく分光画像が画像表示領域107に表示される。

【0068】

医師は、血管パターンが強調され、さらに判別し易い形状の血管パターンが映った分光画像が表示されるまで、分光周波数帯域の入力操作、及び分光画像の表示操作を繰り返す。医師は、所望の分光画像が表示されたら、ポイント選択ボタン112をポイント110でクリックする(第2選択操作)。これにより、選択結果表示領域109の「第1経由ポイント欄」に、選択された画像データのファイル名及び分光周波数帯域が表示される。つまり、第1経由ポイント画像データとして第1経由ポイント分光画像データが選択される。

10

【0069】

また、第1経由ポイント(分光)画像データの選択がなされるのと同時に、第1経由ポイント分光画像データから第1経由ポイント画像特徴量が抽出され、抽出された第1経由ポイント画像特徴量が画像特徴量格納部96に格納される。以上で第1経由ポイント(分光)画像データの選択が完了する。

20

【0070】

以下同様にして、第2～第Z経由ポイント画像データの選択が行われ、画像特徴量格納部96に第2～第Z経由ポイント画像特徴量が格納される。医師は、各ポイント(分光)画像データの選択が完了したら、選択完了ボタン113をポイント110で指定してクリックする。これにより、各ポイント画像の選択処理が完了するとともに、画像特徴量格納部96に格納された各ポイント画像特徴量が、LANI/F90よりLAN29を介して、第2プロセッサ32へ送信される。

【0071】

次に、電子内視鏡システム4を構成するBE31、第2プロセッサ32について詳しく説明する。図9に示すように、BE31の撮像素子42は、対物レンズ41から入射した被観察部位の像光が撮像面に結像され、各画素からこれに応じた撮像信号をAFE(Analog Front End)115へ出力する。AFE115は、撮像素子42から出力された撮像信号に対して、相関二重サンプリング、増幅、およびA/D変換を施して、撮像信号をデジタルのBE画像データに変換する。AFE115から出力されたBE画像データは、上述したように、ユニバーサルコード39を介して第2プロセッサ32に入力される。なお、第2プロセッサ32にAFE115を設けて、撮像素子42から出力された撮像信号を第2プロセッサ32にてBE画像データに変換するようにしてもよい。

30

【0072】

第2プロセッサ32のCPU116は、電子内視鏡システム4の全体の動作を統括的に制御する。CPU116には、データバス117を介して、RAM119、DSP120、画像メモリ121、データストレージ122が接続されている。また、データバス117には、LCD35の表示制御を行うLCDドライバ123、LAN29に接続されたLANI/F124が接続されている。LANI/F124には、LAN29を介して第1プロセッサ24から各ポイント画像特徴量が入力される。入力された各ポイント画像特徴量は、データストレージ122に格納される。

40

【0073】

CPU116は、データストレージ122から必要なプログラムやデータを読み出してRAM119に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、CPU116は、操作部34からの操作入力信号に応じて第2プロセッサ32の各部を動作させる。DSP

50

120は、BE31から入力されるBE画像データに対し各種画像処理を施す。DSP120にて画像処理済のBE画像データは、画像メモリ121に一旦格納される。画像メモリ121は、DSP120から入力されるBE画像データを先に格納したデータに逐次上書きする。

【0074】

LCDドライバ123には、画像メモリ121から読み出したBE画像データが格納されるVRAM(図示せず)が接続されている。VRAMには、BE画像データの書き込みと読み出しとが並行して行われる。LCDドライバ123は、VRAMから読み出したBE画像データをアナログのコンポジット信号に変換し、これをLCD35にBE画像として表示する。

10

【0075】

データストレージ122には、画像特徴量格納部126、プログラム格納部127が構築されている。画像特徴量格納部126には、第1プロセッサ24から入力された各ポイント画像特徴量が患者別に分類して格納される。CPU116は、画像特徴量格納部126に格納された各ポイント画像特徴量に基づいて、BE31で着目ポイントの精密検査(撮影)を行う際に、その先端部37aが第1~第Z経由ポイント及び着目ポイントのどのポイントまで達したかを検出する。具体的には、BE画像データの画像特徴量と各ポイント画像特徴量との類似度を算出する。

【0076】

プログラム格納部127には、第2プロセッサ32の動作を制御するための各種プログラムやデータの他に、ポイント検出プログラム128が格納されている。ポイント検出プログラム128が起動されると、ポイント検出画面129(図10及び図11参照)がLCD35に表示される。ポイント検出画面129は、BE31の先端部37aが、第1~第Z経由ポイント及び着目ポイントのどのポイントまで到達したかを表示する。ポイント検出プログラム128が起動されると、CPU116には、分光画像生成部(第2分光画像生成手段)131、画像特徴量抽出部(第2画像特徴量取得手段)132、及びポイント検出部(位置情報取得手段)133が構築される。

20

【0077】

分光画像生成部131は、画像メモリ121からBE画像データを読み出すとともに、読み出したBE画像データから、BE31の先端部37aを次に到達させるポイント(以下、到達予定ポイントという)のポイント画像特徴量(分光周波数帯域情報)に基づいて、到達予定ポイントの分光画像データと同じ分光周波数帯域を有するBE分光画像データ(第2分光画像)を生成する。

30

【0078】

例えば、到達予定ポイントが第1経由ポイントである場合には、分光画像生成部131は、データストレージ122の画像特徴量格納部126を検索して、第1経由ポイント画像特徴量の分光周波数帯域情報を読み出す。そして、分光画像生成部131は、読み出した分光周波数帯域情報に基づき、第1経由ポイント分光画像データと同じ分光周波数帯域を有するBE分光画像データを生成する。到達予定ポイントが第2~第Z経由ポイントまたは着目ポイントである場合も同様に、第2~第Z経由ポイントまたは着目ポイント分光画像データと同じ分光周波数帯域を有するBE分光画像データが生成される。

40

【0079】

分光画像生成部131により生成されたBE分光画像データは、RAM119の分光画像データ格納領域(図示せず)に一時的に格納される。この分光画像データ格納領域は、分光画像生成部131から入力されるBE分光画像データを先に格納したデータに逐次上書きする。

【0080】

画像特徴量抽出部132は、RAM119の分光画像データ格納領域に格納されたBE分光画像データから、その画像特徴量であるBE画像特徴量(第2画像特徴量に相当)を抽出する。BE画像特徴量は、上述の各ポイント画像特徴量と同様に、被観察部位の血管

50

パターンの画像特徴量である。画像特徴量抽出部 132 により抽出された BE 画像特徴量は、RAM 119 の画像特徴量格納領域（図示せず）に一時的に格納される。画像特徴量抽出部 132 は、RAM 119 に新たな BE 分光画像データが格納される度に、逐次 BE 画像特徴量を抽出する。RAM 119 の画像特徴量格納領域は、画像特徴量抽出部 132 から入力される BE 画像特徴量のデータを先に格納したデータに逐次上書きする。

【0081】

ポイント検出部 133 は、RAM 119 に格納されている BE 画像特徴量と、画像特徴量格納部 126 に格納されている到達予定ポイントのポイント画像特徴量との類似度を算出する。そして、ポイント検出部 133 は、算出した類似度に基づき、BE 31 で得られた BE 画像データと、CE 11 で得られた到達予定ポイントのポイント画像データとが類似しているか否か、つまり、BE 31 の先端部 37a が到達予定ポイントに到達したか否かを検出する。

10

【0082】

ここで、ポイント検出部 133 が用いる類似度計算式は、比較する 2 者の類似度合いが高い程、値が大となる関数を採用する。例えば下記の類似度計算式が用いられる。

$$\text{類似度 } D = C (\text{定数}) - \{ a_i \times (v_{x_i} - v_{s_i})^2 \}$$

(v_x : 到達予定ポイント画像特徴量の値、 v_s : BE 画像特徴量の値、 a_i : 各パラメータに対する重み付け係数、 i : パラメータ番号)

【0083】

ポイント検出部 133 は、上述の類似度計算式を用いて算出した類似度が所定の閾値未満の場合には、BE (分光) 画像データと、到達予定ポイント (分光) 画像データとは類似しておらず、BE 31 の先端部 37a が到達予定ポイントに到達していないと判断する。逆に算出した類似度が所定の閾値以上となる場合には、BE 31 の先端部 37a が到達予定ポイントに到達したと判断する。

20

【0084】

ここで、BE 31 と CE 11 とが同じポイントを撮影した場合であっても、撮影時の両者の姿勢等が異なっていれば、両者でそれぞれ得られた BE 画像と到達予定ポイントの CE 画像との向きが異なる場合がある。例えば、BE 画像の向きを 180° 回転させると、BE 画像と到達予定ポイントの CE 画像とが一致するような場合である。この場合には、BE 31 の先端部 37a が実際には到達予定ポイントに到達しているのに、ポイント検出部 133 で算出される類似度が所定の閾値未満となり、先端部 37a が到達予定ポイントに到達していないと判断されるおそれがある。これを防止するため、例えば閾値の値を下げると、逆に BE 31 の先端部 37a が実際には到達予定ポイントに到達していないのに、類似度が閾値以上となり、先端部 37a が到達予定ポイントに到達したと判断するおそれがある。

30

【0085】

そこで、例えば BE 分光画像データから BE 画像特徴量を抽出するのにあたって、BE 分光画像データからその画像の向きが異なる複数の回転分光画像データを生成し、生成した回転分光画像データからその画像特徴量である回転画像特徴量を抽出する。次いで、ポイント検出部 133 は、BE 画像特徴量及び回転画像特徴量と、到達予定ポイント画像特徴量との類似度をそれぞれ算出する。そして、算出された類似度のうちいずれか 1 つでも所定の閾値以上となっている場合には、BE 31 の先端部 37a が到達予定ポイントに到達したと判断すればよい。

40

【0086】

BE 31 の先端部 37a が到達予定ポイントに到達したとの判断がなされた際に、今回到達した到達予定ポイントが第 1 経由ポイントである場合には、新たな到達予定ポイントとして第 2 経由ポイント、或いは第 1 経由ポイントが最後の経由ポイントである場合には、着目ポイントがそれぞれ設定される。以下、先端部 37a が各ポイントに到達する度にこの設定が行われる。CPU 116 の各部 131 ~ 133 は、新たに設定された到達予定ポイントのポイント画像特徴量に基づいて、BE 分光画像データの生成、BE 画像特徴量

50

の抽出、及び類似度の算出をそれぞれ行う。また、今回到達した到着予定ポイントが着目ポイントであれば、BE31の先端部37aが着目ポイントに到達したので、CPU116の各部131～133は各処理を停止する。

【0087】

図10及び図11に示すポイント検出画面129は、BE31の先端部37aが、第1～第2経路ポイント及び着目ポイントのどのポイントまで到達したかを表示する。ポイント検出画面129には、画像表示領域135、到達予定ポイント表示領域136、分光周波数帯域表示領域137、メッセージ表示領域138等が設けられている。

【0088】

画像表示領域135には、BE31で得られたBE画像が表示される。なお、BE画像以外に、BE分光画像データに基づくBE分光画像も同時に表示してもよい。到達予定ポイント表示領域136には、到達予定ポイントの名称（例えば、「第1経路ポイント」）が表示される。分光周波数帯域表示領域137には、到達予定ポイントのポイント画像特徴量のデータに付されている分光周波数帯域情報が表示される。

【0089】

メッセージ表示領域138には、BE31の先端部37aが到達予定ポイントに到達したか否かを表すメッセージが表示される。例えば、到達予定ポイントが第1経路ポイントの場合には、先端部37aが第1経路ポイントに到達するまでは、「第1経路ポイントに到達していません。」といったメッセージ表示領域138に表示される（図10参照）。

【0090】

また、先端部37aが第1経路ポイントに到達すると、「第1経路ポイントに到達しました！」といったメッセージ表示領域138に表示される（図11参照）。この時には、第2経路ポイントが新たな到達予定ポイントに設定されるため、到達予定ポイント表示領域136には「第2経路ポイント」が表示され、分光周波数帯域表示領域137には、第2経路ポイント画像特徴量に対応する分光周波数帯域情報が表示される。そして、BE31の先端部37aが第1経路ポイントを通過すると、メッセージ表示領域138の表示が「第2経路ポイントに到達していません」等に変更される。

【0091】

以下同様にして、到達予定ポイントが第2～第2経路ポイントまたは着目ポイントである場合も同様に、到達予定ポイントに対応した名称、分光周波数帯域情報、メッセージの表示が行われる。医師は、ポイント検出画面129を見ることで、BE31の先端部37aが到達予定ポイントに到達したか否かを確認することができる。そして、先端部37aが到達予定ポイントに到達していない場合は、先端部37aをさらに進める或いは戻すことで到達予定ポイントに到達させることができる。これにより、BE31の先端部37aを、最終的に着目ポイントに到達させることができる。

【0092】

次に、上記のように構成された内視鏡検査システム2の作用について説明を行う。上述したように、内視鏡検査システム2では、最初にCE11（カプセル内視鏡システム3）を利用して患者10の内視鏡検査を行い、この検査の結果、例えば病変部の疑いのある着目ポイントが見つかった場合には、BE31（電子内視鏡システム4）を利用して着目ポイントを精密検査する。

【0093】

最初に図12を用いてカプセル内視鏡システム3での処理の流れを説明する。まず、検査前の準備として、医師は、シールドシャツ19、受信装置12を患者10に装着させ、CE11の電源を投入して患者10に嚥下させる。患者10に嚥下されたCE11は、人体内管路を通過する際に管路の内壁面を撮像し、これにより得られたCE画像データを電波14にて逐次発信する。また、このとき、アンテナ20に装着された電界強度測定センサ21でCE11からの電波14の電界強度が検出され、この検出結果は、受信装置12の位置検出回路75に入力される。

【0094】

10

20

30

40

50

受信装置 12 のアンテナ 20 で受信された電波 14 は、受信回路 81 を経て復調回路 71 にて元の CE 画像データに復調され、画像処理回路 72 にて各種画像処理が施された後、データストレージ 73 へ出力される。また、位置検出回路 75 は、CE 11 からの電波 14 の電界強度の測定結果を元に、患者 10 の体内の CE 11 の現在位置を検出し、この検出結果、すなわち撮影位置情報をデータストレージ 73 に出力する。データストレージ 73 は、位置検出回路 75 からの撮影位置情報を、画像処理回路 72 からの画像データに関連付けて記憶する。

【0095】

CE 11 による撮影（内視鏡検査）が終了したら、受信装置 12 と第 1 プロセッサ 24 とを USB ケーブル 27 で接続する。次いで、医師は、操作部 25 を操作して受信装置 12 のデータストレージ 73 に格納された CE 画像データ及び撮影位置情報を第 1 プロセッサ 24 に取り込む。取り込まれた CE 画像データ及び撮影位置情報は、データストレージ 88 の画像データ格納部 93、撮影位置情報格納部 94 にそれぞれ格納される。これらの取り込みが完了したら、医師は、操作部 25 を操作してポイント画像選択プログラム 97 を起動して、LCD 26 にポイント画像選択画面 98 を表示させる。

10

【0096】

医師は、ポインタ 110 を操作して、ポイント画像選択画面 98 の患者選択ボックス 105 で患者 10 の選択を行う。CPU 83 は、選択された患者 10 の CE 画像データを画像データ格納部 93 から読み出して、この患者 10 の CE 画像を画像表示領域 107 に連続表示させる。医師は、表示された CE 画像に病変部の疑いのある箇所が映っていなければ、何もせずに、次に表示される CE 画像の読影を行う。そして、医師は、受信装置 12 から取り込んだ全ての CE 画像を読影した結果、病変部の疑いのある画像が無かった場合には、ポイント画像選択画面 98 を閉じてポイント画像選択処理を終了する。

20

【0097】

逆に、医師は、表示された CE 画像に病変部の疑いのある箇所が映っていると判断した場合には、コントロールバー 107a を操作して連続表示を一時停止操作させる。そして、医師は、画像表示領域 107 に表示されている CE 画像、つまり、着目ポイント候補画像を詳細に読影する。次いで、医師は、着目ポイント候補画像で撮像された被観察部位を BE 31 で精密検査する必要ありと判断したら、操作部 25 を操作して、分光周波数帯域入力欄 108 に任意の分光周波数帯域を入力した後、ポインタ 110 で分光画像表示ボタン 111 をクリック操作する。なお、医師は精密検査の必要なしと判断したら、コントロールバー 107a を操作して連続表示を再開させる。

30

【0098】

分光画像表示ボタン 111 のクリック操作を受けて、CPU 83 の歪み補正処理部 100 は、着目ポイント候補画像データから展開画像データを作成するとともに、分光画像生成部 101 は、歪み補正処理部 100 にて作成された展開画像データから、分光周波数帯域入力欄 108 に入力された分光周波数帯域を有する分光画像データを生成する。そして、CPU 83 は、画像表示領域 107 の表示を、分光画像生成部 101 にて生成された分光画像データに基づく分光画像に切り替える。

40

【0099】

医師は、血管パターンが強調され、さらに判別し易い形状の血管パターンが映った分光画像が表示されるまで、上述の操作を繰り返し実行する。そして、医師は、所望の分光画像が表示されたら、ポイント選択ボタン 112 をクリック操作する。これにより、選択結果表示領域 109 の「着目ポイント欄」に、選択された画像データのファイル名、及び分光周波数帯域が表示される。つまり、着目ポイント（分光）画像データが選択される。同時に画像特徴量抽出部 102 は、着目ポイント分光画像データから着目ポイント画像特徴量を抽出してデータストレージ 88 へ出力する。データストレージ 88 は、着目ポイント画像特徴量を画像特徴量格納部 96 に一時的に格納する。

50

【0100】

このようにして着目ポイント（分光）画像データの選択が完了したら、医師は、第 1 ~

50

第 A 経路ポイント（分光）画像データの選択を開始する。医師が操作部 2 5 等で各経路ポイント画像データの選択開始操作を行うと、CPU 8 3 は、撮影位置情報格納部 9 4 に格納されている撮影位置情報を参照して、患者 1 0 の口部 1 0 a から着目ポイントまでの間で撮影された CE 画像を画像表示領域 1 0 7 に連続表示させる。医師は、連続表示される CE 画像を参照して、第 1 経路ポイント画像の候補となる CE 画像が表示されたら、コントロールバー 1 0 7 a を操作して連続表示を一時停止させる。

【 0 1 0 1 】

医師は、画像表示領域 1 0 7 に表示されている CE 画像、つまり、第 1 経路ポイント候補画像、及びその撮影位置情報等を確認して、この第 1 経路ポイント候補画像を第 1 経路ポイント画像として決定するか否かを決定する。第 1 経路ポイント候補画像を第 1 経路ポイント画像として決定しない場合には、医師の操作により CE 画像の連続表示が再開される。

10

【 0 1 0 2 】

逆に医師は、第 1 経路ポイント候補画像を第 1 経路ポイント画像として決定したら、分光周波数帯域の入力操作、分光画像表示ボタン 1 1 1 のクリック操作を行う。これにより、歪み補正処理部 1 0 0 によって第 1 経路ポイント候補画像データから展開画像データが作成された後、分光画像生成部 1 0 1 によって展開画像データから分光画像データが生成される。そして、画像表示領域 1 0 7 の表示が、分光画像データに基づく分光画像に切り替えられる。医師は、着目ポイント画像選択時と同様に、血管パターンが強調され、さらに判別し易い形状の血管パターンが映った分光画像が表示されるまで、上述の操作を繰り返し実行する。

20

【 0 1 0 3 】

次いで、医師は、所望の分光画像が表示されたら、ポイント選択ボタン 1 1 2 をポインタ 1 1 0 でクリックする。これにより、選択結果表示領域 1 0 9 の「第 1 経路ポイント欄」に、選択された画像データのファイル名、及び分光周波数帯域が表示される。つまり、第 1 経路ポイント（分光）画像データが選択される。同時に画像特徴量抽出部 1 0 2 は、第 1 経路ポイント分光画像データから第 1 経路ポイント画像特徴量を抽出してデータストレージ 8 8 へ出力する。データストレージ 8 8 は、第 1 経路ポイント画像特徴量を画像特徴量格納部 9 6 に一時的に格納する。

30

【 0 1 0 4 】

以下同様にして、第 2 ～第 Z 経路ポイント（分光）画像データの選択が行われ、画像特徴量格納部 9 6 に第 2 ～第 Z 経路ポイント画像特徴量が格納される。医師は、全てのポイント画像データの選択が完了したら、選択完了ボタン 1 1 3 をクリック操作する。これにより、各ポイント画像データの選択処理が完了するとともに、画像特徴量格納部 9 6 に格納された各ポイント画像特徴量が、LAN 2 9 を介して、第 2 プロセッサ 3 2 へ送信される。そして、CE 1 1 を用いた内視鏡検査が行われる度に、上述の一連の操作・処理が繰り返し実行される。

40

【 0 1 0 5 】

次に、CE 1 1 を用いた内視鏡検査で発見された着目ポイントを BE 3 1 で精密検査する。以下、図 1 3 を用いて電子内視鏡システム 4 での処理の流れを説明する。まず、医師は、BE 3 1 のユニバーサルコード 3 9 を第 2 プロセッサ 3 2 及び光源装置 3 3 に接続した後、操作部 3 4 を操作してポイント検出プログラム 1 2 8 を起動して、LCD 3 5 にポイント検出画面 1 2 9 を表示させる。なお、データストレージ 1 2 2 の画像特徴量格納部 1 2 6 には、第 1 プロセッサ 2 4 からの各ポイント画像特徴量が格納されている。医師は、検査開始前に検査対象となる患者 1 0 の情報を操作部 3 4 等で入力する。

40

【 0 1 0 6 】

ポイント検出プログラム 1 2 8 が起動されると、CPU 1 1 6 は、到達予定ポイントとして第 1 経路ポイントを設定し、データストレージ 1 2 2 の画像特徴量格納部 1 2 6 から検査対象の患者 1 0 の第 1 経路ポイント画像特徴量を読み出す。これにより、ポイント検出画面 1 2 9 の各領域 1 3 6 ～ 1 3 8 に、それぞれ第 1 経路ポイントに対応した名称、分

50

光周波数帯域情報、メッセージが表示される。

【0107】

LCD35にポイント検出画面129が表示されたら、医師は、光源装置33をONした後、BE31の挿入部37を患者10の口部10aから患者体内に挿入し、その先端部37aに内蔵された撮像素子42で人体内管路の内壁面を撮像する。撮像素子42から出力されたAFE115で画像データとされる。このようにしてBE31で得られたBE画像データは、ユニバーサルコード39を介して第2プロセッサ32に入力される。

【0108】

第2プロセッサ32に入力されたBE画像データは、DSP120にて各種画像処理が施された後、画像メモリ121に格納される。この画像メモリ121に格納されたBE画像データを元に、ポイント検出画面129の画像表示領域135にBE画像が表示される。医師は、画像表示領域135に表示されたBE画像を見て、BE31のバルーン48を使って小腸を手繰り寄せながら先端部37aを第1経由ポイントに向けて進める。

10

【0109】

この際に、CPU116の分光画像生成部131は、先に読み出した第1経由ポイント画像特徴量の分光周波数帯域情報に基づいて、BE画像データから第1経由ポイント分光画像データと同じ分光周波数帯域を有するBE分光画像データを生成する。そして、画像特徴量抽出部132は、分光画像生成部131により生成されたBE分光画像データからBE画像特徴量を抽出する。

【0110】

次いで、ポイント検出部133は、画像特徴量抽出部132により抽出されたBE画像特徴量と、第1経由ポイント画像特徴量との類似度を算出する。この類似度が所定の閾値未満の場合には、BE31の先端部37aは第1経由ポイントに到達していないと判断される。この場合には、メッセージ表示領域138に「第1経由ポイントに到達していません。」といったメッセージが表示されるため、医師はBE31の先端部37aをさらに進めるなどして、先端部37aを第1経由ポイントに到達させる。

20

【0111】

ポイント検出部133が算出した類似度が所定の閾値以上となると、BE31の先端部37aが第1経由ポイントに到達したと判断される。この場合には、メッセージ表示領域138に「第1経由ポイントに到達しました。」といったメッセージが表示されるため、医師は、先端部37aが第1到達ポイントに到達したことが判る。先端部37aを第1経由ポイントに向けて進める際には、バルーン48を使って小腸を手繰り寄せているため、患者体内における第1経由ポイントの相対的な位置がCE11による内視鏡検査時と異なる場合が多い。しかしながら、本実施形態では、BE画像特徴量と第1経由ポイント画像特徴量との類似度の算出結果に基づき、先端部37aが第1到達ポイントに到達したか否かを判断しているので、第1経由ポイントの相対的な位置の変動は問題とならず、第1経由ポイントに到達したことを正確に判断することができる。

30

【0112】

CPU116は、BE31の先端部37aが第1経由ポイントに到達したと判断したら、第2経由ポイントを次の到達予定ポイントとして設定し、画像特徴量格納部126から第2経由ポイント画像特徴量を読み出す。そして、CPU116は、各表示領域136～138に、それぞれ第2経由ポイントに対応した名称、分光周波数帯域情報、メッセージを表示させる。また、CPU116の各部131～133は、新たに設定された第2経由ポイントのポイント画像特徴量に基づいて、BE分光画像データの生成、BE画像特徴量の抽出、及び類似度の算出をそれぞれ行う。

40

【0113】

以下同様に、医師が、BE31の先端部37aを第2～第Z経由ポイント或いは各経由ポイントを経て着目ポイントへそれぞれ進めた場合も、BE31から得られたBE画像データに基づき、(1)BE分光画像データの生成、(2)BE画像特徴量の抽出、(3)類似度の算出が繰り返し実行される。このため、算出された類似度が所定の閾値以上とな

50

るか或いは未満となるかで、先端部 37a が第 2 ~ 第 Z 経由ポイントまたは着目ポイントに到達したか否かが検出され、その検出結果がポイント検出画面 129 に表示される。これにより、医師は、先端部 37a を第 1 ~ 第 Z 経由ポイントに順番に到達させ、最終的には着目ポイントに到達させることができる。医師は、BE31 の先端部 37a を着目ポイントに到達させたら、この着目ポイントを BE31 で精密検査する。

【0114】

以上のように、本発明の内視鏡検査システム 2 では、最初に CE11 を用いて内視鏡検査を行い、この検査で発見された着目ポイントを BE11 で精密検査するにあたって、CE 画像データの中から着目ポイント及び各経由ポイント画像データを選択し、BE31 で得られた BE 画像データが先に選択された各ポイント画像データと類似しているか否かを判定することで、BE11 で小腸を手繰り寄せながらその先端部 37a を小腸内で進めたとしても、先端部 37a がどのポイントまで達したかを正確に検出することができる。つまり、患者 10 (小腸) 内における BE31 の先端部 37a の相対的な位置を検出することができる。

10

【0115】

また、各ポイントの画像データとその周辺の画像データとの相違度が高くなるように分光画像データを生成することにより、BE31 の先端部 37a が各ポイントの周辺に到達した時点で各ポイントに到達したとの誤検出の発生が防止される。つまり、先端部 37a が各ポイントに到達したか否かをより正確に検出することができる。

【0116】

なお、上記実施形態では、BE31 の挿入部 37 を患者の口部 10a から挿入して内視鏡検査を行う場合を例に挙げて説明を行ったが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、図 14 に示すように、BE31 の挿入部 37 を患者の肛門 10b から挿入して内視鏡検査を行う場合にも本発明を適用することができる。この場合の内視鏡挿入経路 Ra は、肛門 10b から着目ポイントへ至る経路となる。このため、第 1 ~ 第 Z 経由ポイントは、上記実施形態と異なり、CE11 の移動経路を遡る順番に選択される。

20

【0117】

また、上記実施形態では、各ポイント画像特徴量及び BE 画像特徴量、つまり、血管パターンの画像特徴量の種類として「血管エッジの方向分布」、「血管曲率の分布」、「血管分岐点の数、位置関係」、「血管エッジ方向の変化パターン」を例に挙げて説明を行ったが本発明はこれに限定されるものではない。例えば、血管の分岐構造は所謂フラクタル構造をもつので、各ポイント(展開)画像の血管エッジのフラクタル次元値を算出し、算出したフラクタル次元値を各ポイント画像特徴量として用いてもよい。フラクタル次元値は、図形(ここでは血管エッジ)の複雑さのレベルを定量化したものであり、フラクタル次元値が小さいほどその図形の複雑さのレベルは低く、フラクタル次元値が大きいほどその図形の複雑さのレベルは高くなる。フラクタル次元値を算出する方法は周知(例えば特開 2007-151608 号公報参照)であるので、ここでは説明を省略する。

30

【0118】

また、各ポイント画像特徴量及び BE 画像特徴量の類似度として、各ポイントの展開画像及び BE 画像に 2 値化処理を施した後、細線処理を施して生成された両細線化画像(血管の芯線を表す画像)の類似度を周知の方法で算出してもよい。ここで、2 値化とは、所定の閾値より大きな濃度値を有する画素には「白」を表す濃度値(例えば「1」)を割り当て、その所定の閾値以下の濃度値を有する画素には「黒」を表す濃度値(例えば「0」)を割り当てるプロセスをいう。また、細線化とは、画像データの連結成分を線図形に変換するプロセスをいう。これら 2 値化処理及び細線化処理は、周知(特開 2007-117108 号公報、特開 2005-157902 号公報参照)であるので、ここでは説明を省略する。

40

【0119】

なお、上記各実施形態では、CE11 から発信される電波 14 の電界強度を電界強度測定センサ 21 で測定した結果を元に、撮影位置情報(人体内の CE11 の位置情報)を検

50

出するようにしているが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、C E 1 1 に 3 軸方向の加速度センサを設け、この加速度センサで検出された C E 1 1 の加速度を 2 重積分して C E 1 1 の移動距離を求めることで、撮影位置情報を検出してもよい。

【 0 1 2 0 】

なお、上記各実施形態では、C E 1 1 で得られた各ポイントの展開画像データからそれぞれ 1 つの分光周波数帯域を有するポイント分光画像データを生成した場合を例に挙げて説明を行ったが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、1 つのポイントの展開画像データから、互いに異なる分光周波数帯域を有する複数のポイント分光画像データを生成してもよい。また、この場合には、B E 3 1 で得られた B E 画像データから、複数のポイント分光画像データのそれぞれと同じ分光周波数帯域を有する複数の B E 分光画像データを生成する。そして、各ポイント分光画像データと、各 B E 分光画像データとの類似の有無を分光周波数帯域毎にそれぞれ判定する。このように分光周波数帯域が異なる複数の分光画像データ同士を比較することで、B E 3 1 の先端部 3 7 a が到達予定ポイントに到達したか否かをより正確に検出することができる。

10

【 0 1 2 1 】

さらに、上述したように分光周波数帯域が異なる複数の分光画像データを生成する場合には、各分光画像データを生成する際の分光周波数帯域の周波数（波長）の組み合わせを患者別に或いは各患者共通で決定してもよい。上記組み合わせの決定は、医師が操作部 2 5 を操作することで設定可能としてもよいし、患者別に設定する場合には、病歴や疑われる疾患等の患者の情報に応じて自動的に決定してもよい。そして、分光周波数帯域が異なる複数の分光画像データの生成は、医師が手動で行ってもよいし、或いはプロセッサ等で自動的に行うようにしてもよい。

20

【 0 1 2 2 】

また、上記各実施形態では、C E 1 1 で得られた各ポイント（展開）画像データからポイント分光画像データを生成する際に、その分光周波数帯域を医師が適宜選択しているが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、各ポイント画像データが得られた被観察部位（例えば、胃、小腸、大腸などの臓器）に応じて、分光画像データを生成する際の分光周波数帯域を決定してもよい。これは、例えば臓器別にそれぞれ血管パターン等が強調される分光周波数帯域がほぼ定まっているからである。

30

【 0 1 2 3 】

次に、本発明の第 2 実施形態の内視鏡検査システムについて説明を行う。上記第 1 実施形態では、B E 3 1 の先端部 3 7 a を第 1 ~ 第 2 経由ポイント及び着目ポイントにそれぞれ到達させる際に、各ポイントがそれぞれ小腸（人体内管路）の内壁のどの部分（例えば腹側或いは背中側等）にあるかが不明なため、先端部 3 7 a を第 1 ~ 第 2 経由ポイント及び着目ポイントに到達させるのに手間取ることがある。

【 0 1 2 4 】

そこで、第 2 実施形態の内視鏡検査システムでは、小腸内での C E 1 1 の姿勢（例えば、対物レンズ 5 9 が「腹側」或いは「背中側」を向いている等）を検出して、C E 1 1 が各ポイントで撮影を行った際の姿勢を検出する。そして、医師が B E 3 1 の先端部 3 7 a を到達予定ポイントに進める際に、この到達予定ポイントで先に C E 1 1 が撮影を行った際の姿勢に関する情報を L C D 3 5（ポイント検出画面 1 2 9）に表示する。

40

【 0 1 2 5 】

図 3 に示すように、C E 1 1 には人体内管路での C E 1 1 の姿勢（向き）を検出する姿勢検出センサ 1 4 0 が設けられている。姿勢検出センサ 1 4 0 としては、C E 1 1 の姿勢を検知可能な姿勢検出センサであれば特に種類は問わず、例えば 3 軸の加速度センサ（重力センサ）、姿勢ジャイロなどが用いられる。なお、各種姿勢検出センサを用いて C E 1 1 の姿勢を検知する方法は周知（例えば、特許第 3 6 3 1 2 6 5 号、特開 2 0 0 6 - 2 3 9 0 5 3 号公報、特開 2 0 0 6 - 0 6 8 1 0 9 号公報を参照）であるので、ここでは説明を省略する。

【 0 1 2 6 】

50

姿勢検出センサ 140 の検出結果（姿勢情報）は、CE 画像データと同様に、変調回路 54 にて電波 14 に変調された後、送信回路 63 を経てアンテナ 18 に出力される。これにより、CE 11 から受信装置 12 へ姿勢情報が無線送信される。受信装置 12 は、CE 11 から無線受信した姿勢情報を画像データに関連付けてデータストレージ 73 に記憶する。

【0127】

以下、上記第 1 実施形態で説明したように、第 1 プロセッサ 24 への画像データ及び姿勢情報等の取り込み、及び医師による各ポイント画像データの選択が行われ、着目ポイント画像特徴量及び各経路ポイント画像特徴量がデータストレージ 88 の画像特徴量格納部 96 に格納される。そして、図 15 に示すように、各ポイント画像特徴量のデータには、各ポイントでの姿勢情報が付帯情報として付される。

10

【0128】

姿勢情報が付された各ポイント画像特徴量は、上述したように、LAN 29 を介して第 2 プロセッサ 32 へ送信された後、データストレージ 122 の画像特徴量格納部 126 に格納される。そして、BE 31 を用いた内視鏡検査の開始時に、ポイント検出プログラム 128 が起動されると、LCD 35 にポイント検出画面 141（図 16 参照）が表示される。

【0129】

図 16 に示すように、ポイント検出画面 141 は、基本的には上記第 1 実施形態のポイント検出画面 129（図 10 参照）と同じである。ただし、ポイント検出画面 141 には、第 1 実施形態とは異なる到達予定ポイント表示領域 142 が設けられている。到達予定ポイント表示領域 142 には、到達予定ポイントの名称と共に、各ポイント画像特徴量のデータに付された姿勢情報に基づき、先に CE 11 が到達予定ポイントで撮影を行った際の姿勢情報、例えば「腹側」、「背中側」等が CPU（表示制御手段）116 により表示される。

20

【0130】

このように姿勢情報をポイント検出画面 141 上で表示することにより、医師は、到達予定ポイントが小腸内壁の例えば腹側或いは背中側の部分にあることが分かる。その結果、BE 31 の先端部 37a を到達予定ポイントに向けて進める際に、先端部 37a を向ける方向を小腸内壁の腹側或いは背中側に絞り込むことができる。これにより、BE 31 の先端部 37a を到達予定ポイントに容易に到達させることができる。

30

【0131】

次に、本発明の第 3 実施形態の内視鏡検査システムについて説明を行う。上記第 1 及び第 2 実施形態では、各ポイント画像及び BE 画像からそれぞれ画像特徴量として血管パターンの画像特徴量を抽出している。これに対して、第 3 実施形態では、上記各実施形態で説明した CE 11 及び BE 31 とは異なる CE 145、BE 146 で得られた各ポイント画像データ及び BE 画像データから、それぞれ小腸（人体内管路）の内壁面の凹凸情報を推定し、これらの推定結果を各ポイント画像特徴量及び BE 画像特徴量として用いる。

【0132】

図 17 に示すように、CE 145 は、基本的には上記第 1 及び第 2 実施形態の CE 11 と同じ構成である。ただし、CE 145 では、LED 等の第 1 及び第 2 照明光源 147R、147L が撮像素子 60 に関して対称な位置に 2 つ配されている。CE 145 は、第 1 及び第 2 照明光源 147R、147L を 1 つずつ順番にオンさせるとともに、同一の被観察部位を各照明光源 147R、147L がそれぞれオンされる度に撮像する。これにより、同じ被観察部位の撮像が、各照明光源 147R、147L のそれぞれから照射される照明光のもとで 2 回行われる。なお、第 1 及び第 2 照明光源 147R、147L の切替速度は、小腸内での CE 145 の移動速度よりも十分に速いので、同じ被観察部位を 2 回撮像することは可能である。

40

【0133】

第 1 及び第 2 照明光源 147R、147L からそれぞれ小腸内壁面に照明光が照射され

50

ると、小腸内壁面の凹凸に起因して小腸内壁面には影が生じる。この際に、各照明光源 147R, 147L の位置はそれぞれ異なっているので、各照明光源 147R, 147L を切り替えると、小腸内壁面に生じる影の位置や大きさが変化する。従って、各照明光源 147R, 147L でそれぞれ小腸内壁面を照明した際に得られる CE 画像データ CER, CEL の各画素の輝度値は異なる。

【0134】

CE 画像データ CER, CEL の各画素の輝度値は、第 1 及び第 2 照明光源 147R, 147L からの距離はほぼ等しいとみなした場合、小腸内壁面の凹凸、より具体的には小腸内壁面の傾きなどによって変化する。例えば、図 18 及び図 19 に示すように、小腸内壁面 S が凸面であり、第 1 照明光源 147R に対向する小腸内壁面 S の P1 点が凸面の一方の傾斜部に位置し、撮像素子 60 に対向する小腸内壁面 S の P2 点が凸面の頂部に位置し、第 2 照明光源 147L に対向する小腸内壁面 S の P3 点が凸面の他方の傾斜部に位置している場合を例に挙げて説明を行う。なお、図 18 では、図面の煩雑化を防止するため、撮像素子 60 及び第 1 及び第 2 照明光源 147R, 147L を同一平面上に配置している。

10

【0135】

CE 画像データ CER の P1 点 ~ P3 点に対応する画素の輝度値を v_R とし、CE 画像データ CEL の P1 点 ~ P3 点に対応する画素の輝度値を v_L とし、各 P1 点 ~ P3 点における CE 画像データ CER, CEL の輝度値の差を $d (= v_R - v_L)$ とすると、P1 点では第 1 照明光源 147R の方が第 2 照明光源 147L よりも、その入射角が被写体面の垂直方向に近いので反射光 (分散反射) が大となり $d > 0$ 、P2 点では第 1 及び第 2 照明光源 147R, 147L と入射角がほぼ同じなので $d = 0$ 、P3 点では第 2 照明光源 147L の方が、その入射角が被写体面の垂直方向に近いので $d < 0$ となる (図 19 参照)。そして、P1 点、P3 点では、傾斜部の傾き角が大きくなるのに従って、 d の絶対値が大きくなる。また、小腸内壁面 S が凹面であった場合には、P2 点 (凹面の底部) では凸面時と同様に $d = 0$ となり、P1 点、P3 点では凸面時とは逆に $d < 0$, $d > 0$ となる。

20

【0136】

このように、撮像素子 60 に対する第 1 及び第 2 照明光源 147R, 147L の位置関係を考慮して、CE 画像データ CER, CEL の同一画素の輝度値の大きさを比較することで、小腸内壁面の凹凸情報を推定することができる。

【0137】

また、図 20 に示すように、BE146 の先端部 37a には、観察窓 149、第 1 及び第 2 照明窓 150R, 150L、鉗子出口 151、及び送気・送水用ノズル 152 が設けられている。観察窓 149 の後方には、対物レンズ 41 及び撮像素子 42 (図 9 参照) が配置されている。各照明窓 150R, 150L は、観察窓 149 に関して対称な位置に 2 つ配されており、光源装置 33 からの照明光を小腸内壁面へ照射する。鉗子出口 151 及び送気・送水用ノズル 152 は、周知であるので説明は省略する。

30

【0138】

光源装置 33 は、第 2 プロセッサ 32 (CPU116) からの制御信号に基づき、第 1 及び第 2 照明窓 150R, 150L から 1 つずつ順番に照明光を照射させる。そして、BE146 は、各照明窓 150R, 150L からそれぞれ照明光が照射される度に被観察部位を撮像する。これにより、同一の被観察部位の撮像が、各照明窓 150R, 150L のそれぞれから照射される照明光のもとで 2 回行われる。その結果、先に説明した CE145 と同様に、観察窓 149 に対する各照明窓 150R, 150L の位置関係を考慮して、各照明窓 150R, 150L からそれぞれ照明光を照射させた際に得られる BE 画像データ BER, BEL の同一画素の輝度値の大きさを比較することで、小腸内壁面の凹凸情報を推定することができる。

40

【0139】

第 3 実施形態の第 1 プロセッサ 24 の CPU83、及び第 2 プロセッサ 32 の CPU116 には、それぞれ画像特徴量抽出部の代わりに凹凸情報推定部 (図示せず) が構築される。これにより、CPU83 の凹凸情報推定部は、医師により選択された各ポイント画像

50

データ（CE画像データ）CER，CELから凹凸情報を推定することで、各ポイント画像特徴量を取得する。また、CPU116の凹凸情報推定部は、BE31で得られたBE画像データBER，BELから凹凸情報を推定することで、BE画像特徴量を取得する。

【0140】

このように第3実施形態では、凹凸情報からなる各ポイント画像特徴量とBE画像特徴量とをそれぞれ取得することで、各ポイント画像特徴量とBE画像特徴量とが一致しているか否かに基づき、第1実施形態と同様に、BE31の先端部37aが各経路ポイント及び着目ポイントのどのポイントまで達したかを検出することができる。なお、各ポイント画像データ及びBE画像データの画像特徴量として、凹凸情報と上述の血管パターンの画像特徴量とを同時に取得してもよい。

10

【0141】

なお、上記第3実施形態のCE145は、対物レンズ59の光軸OがCE145の長軸に対して平行になるように配置されており、被観察部位の像光をCE145の前端部から取り込んでいるが、このタイプのCEに限定されるものではない。例えば、図21に示すCE154のように、対物レンズ59の光軸OがCE154の長軸に対して垂直になるように配置されており、CE側面に形成された観察窓から被観察部位の像光を取り込むタイプのCEであってもよい。この場合も、第1及び第2照明光源147R、147Lを撮像素子60aに関して対称な位置に2つ配することで、CE145と同様に小腸内壁面の凹凸情報を推定することができる。

【0142】

また、上述のCE154では、撮像素子60に隣接する位置に第1及び第2照明光源147R、147Lがそれぞれ配置されている場合を例に挙げて説明を行ったが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、図22に示すCE155のように、その両端部に各照明光源147R、147Lをそれぞれ配置してもよい。

20

【0143】

また、上記第3実施形態のBE146は、その先端部37aの先端面に観察窓149、第1及び第2照明窓150R、150Lが設けられている場合を例に挙げて説明を行ったが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、図23に示すBE156のように、その先端部37aの側面に観察窓149を設けるとともに、この観察窓149aに関して対称な位置に第1及び第2照明窓150R、150Lをそれぞれ形成してもよい（鉗子出口及び送気・送水用ノズルは図示を省略）。この場合もBE146と同様に被観察部位の凹凸情報を推定することができる。

30

【0144】

なお、上記第3実施形態及びその他実施形態のCE145，154，155では、撮像素子60に関して対称な位置に2つの照明光源が配置されている場合を例に挙げて説明を行ったが、照明光源の配置位置及び配置数はこれに限定されるものではなく、任意に変更してもよい。また、同様にBE146，156の照明窓の配置位置及び配置数も任意に変更してもよい。さらに、CE154，155（BE156も同様）の場合には、撮像素子60及び各照明光源147R，147L（観察窓149及び各照明窓150R，150L）を伴回りさせてもよい。

40

【0145】

なお、上記第3実施形態では、CE145で得られたCE画像データCER，CELの同一画素の輝度値の大きさを比較することで、被観察部位（小腸内壁面）の凹凸情報を推定し、推定した凹凸情報をポイント画像特徴量として用いているが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、CE画像データCER，CEL間の差分計算（例えば、特開2005-151099号公報参照）を行って差分画像データを生成し、この差分画像データに2値化処理や細線化処理を施す。そして、細線化処理等が施された差分画像データから陰影情報を抽出し、抽出した陰影情報をポイント画像特徴量として用いてよい。この場合には、BE画像データBER，BELからも同様にして陰影情報を抽出し、これをBE画像特徴量として用いればよい。

50

【0146】

また、CE145の第1及び第2照明光源147R、147Lからそれぞれ照射される照明光の波長を変えて被観察部位の撮影を行い、得られたCE画像データCER、CEL間の色味の違いに基づいて、被観察部位の凹凸情報を推定してもよい。この場合には、BE146の第1及び第2照明窓150R、150Lから照射される照明光の波長を変えて、BE146で得られたBE画像データBER、BEL間の色味の違いに基づき被観察部位の凹凸情報を推定する。

【0147】

なお、ポイント検出画面129の画像表示領域135(図10参照)に、上述のようにして得られた各ポイント画像データの凹凸情報や陰影情報を、BE31で得られたBE画像データに基づくBE画像に強調して表示することで、BE146の先端部37aが到達予定ポイントまで到達したかを、医師が目視で確認できるようにしてもよい。

10

【0148】

なお、上記各実施形態では、カプセル内視鏡システム3を構成する第1プロセッサ24と、電子内視鏡システム4を構成する第2プロセッサ32とが異なっている場合を例に挙げて説明を行ったが、本発明はこれに限定されるものではなく、両者が一体であってもよい。この場合には、受信装置12からのCE画像データの取り込みを第2プロセッサ32で行い、第2プロセッサ32で医師による各ポイント画像データの選択操作の受け付け、及び各ポイント画像特徴量の抽出なども行えるようにすればよい。

【0149】

また、第2プロセッサ32にて、医師による選択操作の受け付け、各ポイント画像特徴量の抽出なども行う場合には、第1プロセッサ24は、受信装置12から取り込んだCE画像データを第2プロセッサ32へ送信するだけの機能を有していればよい。

20

【0150】

なお、上記各実施形態では、医師が選択したポイント画像データと、BE31で得られたBE画像データとの類似度の有無を判定する際に、両画像データの画像特徴量の類似度を算出しているが、本発明はこれに限定されるものではなく、各ポイント(分光)画像データを第2プロセッサ32に記憶させることで、ポイント(分光)画像データとBE(分光)画像データとの類似度を直接算出するようにしてもよい。画像データ間の類似度を算出する方法は周知であるので説明は省略する。

30

【0151】

また、上記各実施形態では、LAN29を介して第1プロセッサ24から第2プロセッサ32へ各ポイント画像特徴量データを送る場合を例に挙げて説明を行ったが、本発明はこれに限定されるものではなく、各種リムーバルメディアを用いてデータを送るようにしてもよい。

【0152】

なお、上記各実施形態では、第1～第Z経由ポイント(分光)画像データを医師が選択する場合を例に挙げて説明を行ったが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、CPU83は、着目ポイント(分光)画像データが選択されたら、その撮影位置情報に基づき、撮影位置情報格納部94に記憶されている情報を参照して、BE31の挿入部37の挿入位置(口部10a等)から着目ポイントまでの間で撮影されたCE画像データの中から、第1～第Z経由ポイント画像データを自動選択するようにしてもよい。この自動選択は、選択対象となる各CE画像データの中から、所定コマ数(所定間隔)おき、或いは所定撮影時間おきに1つのCE画像データを選択する方法など適宜方法で行えばよい。なお、各経由ポイント分光画像データの生成は、上述したように医師の操作により行われる。或いは、上述のように各経由ポイント分光画像データの波長パラメータ(分光周波数帯域)設定を自動的に行ってもよい。

40

【0153】

また、上記各実施形態では、CE11で得られたCE画像データの中から、着目ポイント画像データ及び第1～第N経由ポイント画像データの両方の選択を行う場合を例に挙げ

50

て説明を行ったが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、着目ポイントが口部 10 a 或いは肛門 10 b から近い位置にあるときは、着目ポイント画像データだけ選択するようにしてもよい。

【0154】

なお、上記第 1 実施形態等では、ポイント画像選択画面 98 (図 8 参照) 上で着目ポイント画像データ及び第 1 ~ 第 2 経路ポイント画像データの選択を行う場合に、同じポイント選択ボタン 112 をクリック操作するようにしているが、本発明はこれに限定されるものではなく、着目ポイント画像データと各経路ポイント画像データとの選択を行うボタンをそれぞれ別々に設けるようにしてもよい。また、選択された各ポイント画像データの撮影位置情報 (CE 11 の撮影位置情報であり、撮影位置情報格納部 94 に格納) に基づき、ポイント画像選択画面 98 に、各ポイントの位置を表示した模式人体図 (例えば図 7 参照) を表示してもよい。

10

【0155】

また、上記各実施形態では、被検体 (人体) 内に挿入される軟性内視鏡として、小腸検査用の BE を例に挙げて説明を行ったが、本発明はこれに限定されるものではなく、BE 以外の各種の軟性内視鏡を用いた場合にも本発明を適用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0156】

【図 1】内視鏡検査システムを構成するカプセル内視鏡システムの構成を示す概略図である。

20

【図 2】内視鏡検査システムを構成する電子内視鏡システムの構成を示す概略図である。

【図 3】カプセル内視鏡の電氣的構成を示すブロック図である。

【図 4】受信装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図 5】カプセル内視鏡システムを構成する第 1 プロセッサの電氣的構成を示すブロック図である。

【図 6】第 1 プロセッサのデータストレージに格納されるデータを説明するための説明図である。

【図 7】カプセル内視鏡で得られた画像データの中から、医師により選択される着目ポイント画像データ、第 1 ~ 第 2 経路ポイント画像データについて説明するための説明図である。

30

【図 8】医師が各ポイント画像データの選択操作を行う際に表示されるポイント画像選択画面を説明するための説明図である。

【図 9】電子内視鏡システムを構成する第 2 プロセッサの電氣的構成を示すブロック図である。

【図 10】バルーン内視鏡の先端部が到達予定ポイント (次に到達させるポイント) まで到達したか否かを表示するポイント検出画面を説明するための説明図であり、先端部が未だ到達予定ポイントに到達していない状態を示している。

【図 11】バルーン内視鏡の先端部が到達予定ポイントまで到達したか否かを表示するポイント検出画面を説明するための説明図であり、先端部が到達予定ポイントに到達した状態を示している。

40

【図 12】医師により選択された各ポイント画像データから画像特徴量を抽出する抽出処理を説明するためのフローチャートである。

【図 13】バルーン内視鏡の先端部が各到達ポイントのいずれまで到達したか否かを検出する検出処理を説明するためのフローチャートである。

【図 14】バルーン内視鏡の挿入部を患者の肛門から挿入する場合に、医師により選択される着目ポイント画像データ、第 1 ~ 第 2 経路ポイント画像データについて説明するための説明図である。

【図 15】第 2 実施形態の各ポイント画像特徴量を説明するための説明図である。

【図 16】第 2 実施形態で表示されるポイント検出画面を説明するための説明図である。

【図 17】第 3 実施形態のカプセル内視鏡の断面図である。

50

【図 18】図 17 に示したカプセル内視鏡が、第 1 及び第 2 照明光源を切り替えて一つの被観察部位を 2 回撮像することを説明するための説明図である。

【図 19】図 17 及び図 18 に示したカプセル内視鏡で得られた画像から、被観察部位の凹凸情報を推定する推定処理を説明するための説明図である。

【図 20】第 3 実施形態のバルーン内視鏡の挿入部の先端部の正面図である。

【図 21】図 17 とは異なる形態の第 3 実施形態のカプセル内視鏡の断面図である。

【図 22】図 17 及び図 21 とは異なる形態の第 3 実施形態のカプセル内視鏡の断面図である。

【図 23】図 20 とは異なる第 3 実施形態のバルーン内視鏡の先端部の斜視図である。

【符号の説明】

10

【0157】

2 内視鏡検査システム

3 カプセル内視鏡システム

4 電子内視鏡システム

10 患者

11, 145, 154, 155 CE (カプセル内視鏡)

12 受信装置

24 第 1 プロセッサ

25 操作部

29 LAN

20

31, 156 BE (バルーン内視鏡)

32 第 2 プロセッサ

34 操作部

42 撮像素子

83 CPU

98 ポイント画像選択画面

100 歪み補正処理部

101, 131 分光画像生成部

102, 132 画像特徴量抽出部

122 データストレージ

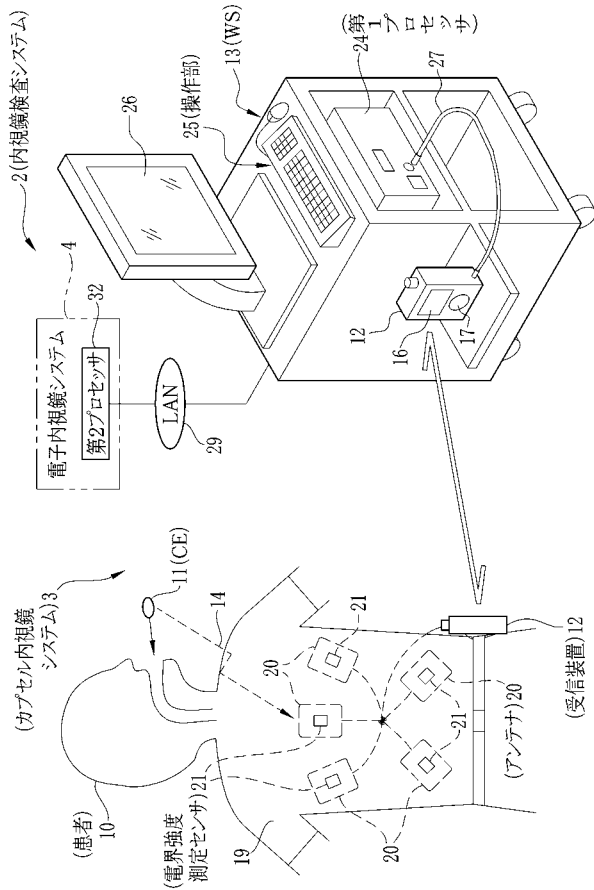
30

126 画像特徴量格納部

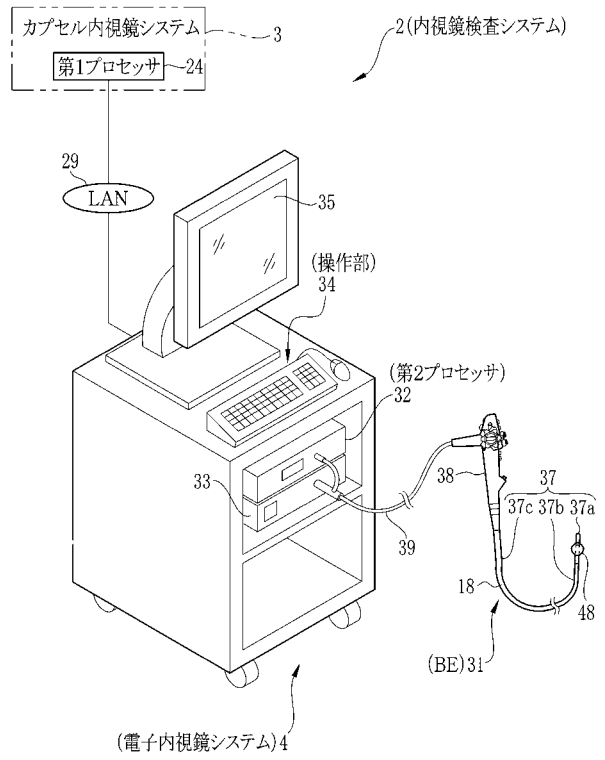
129 ポイント検出画面

133 ポイント検出部

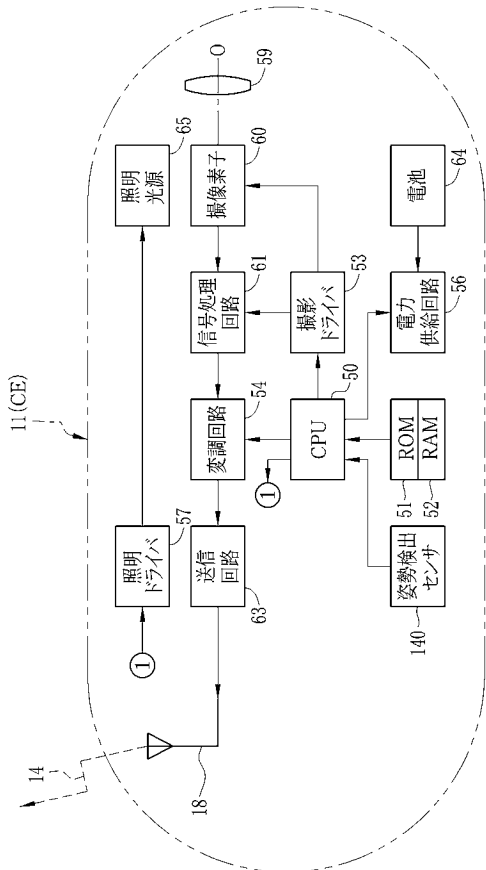
【 図 1 】



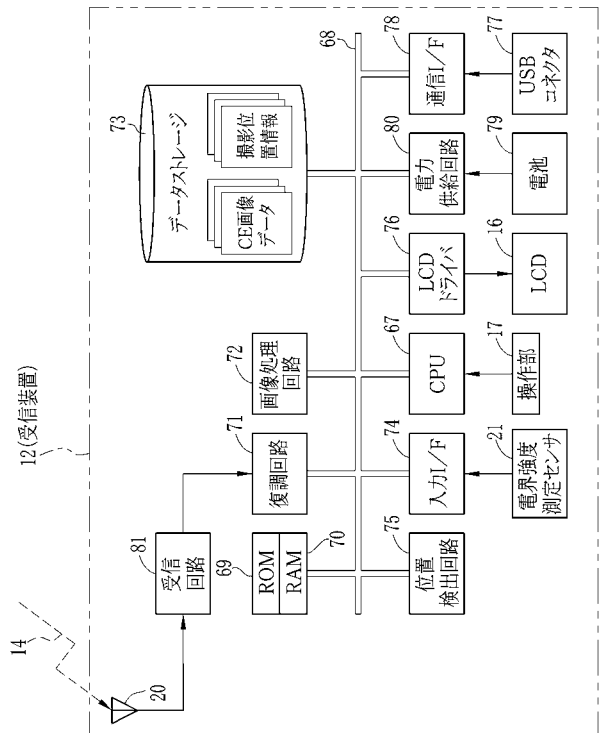
【 図 2 】



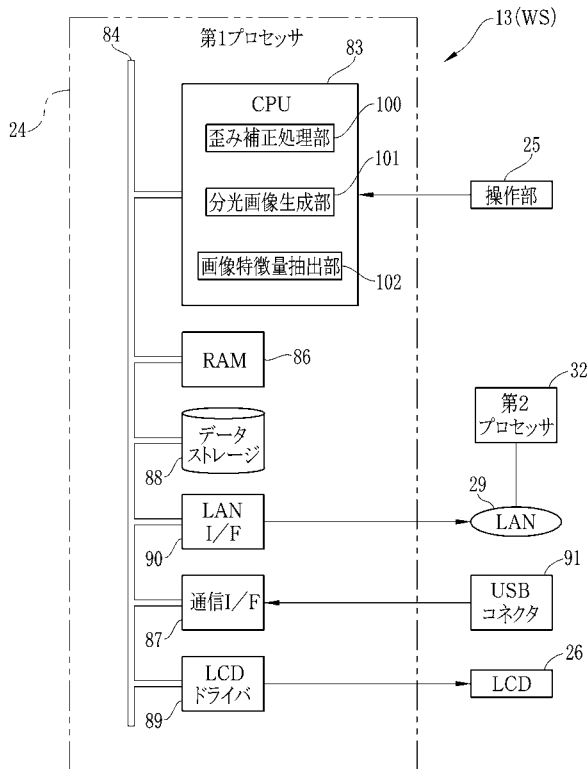
【 図 3 】



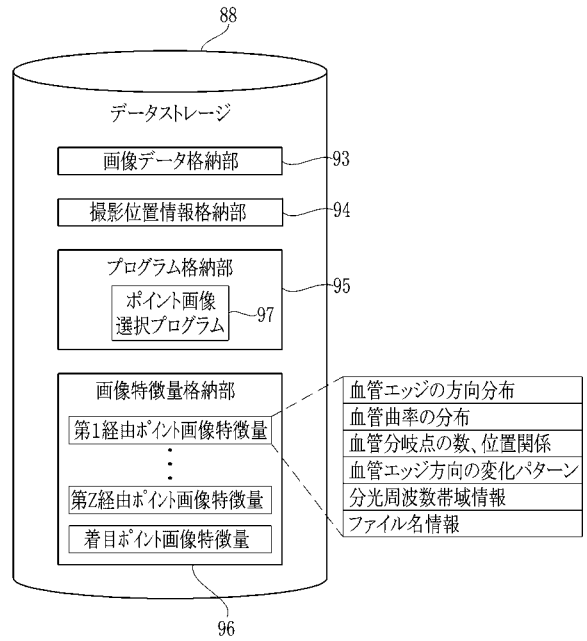
【 図 4 】



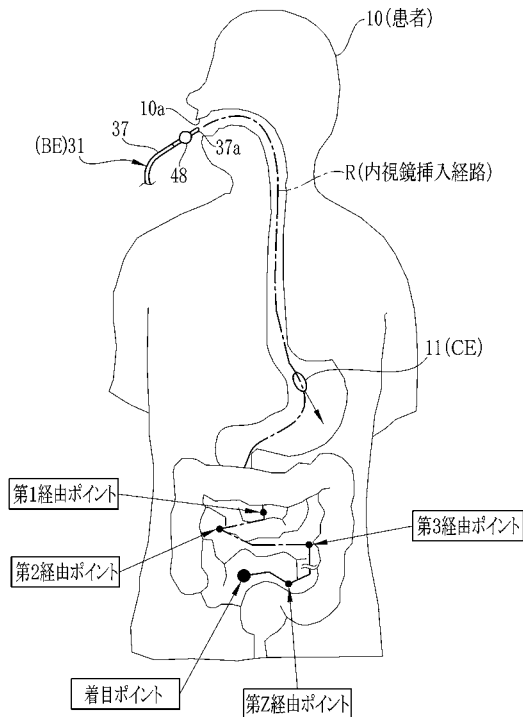
【 図 5 】



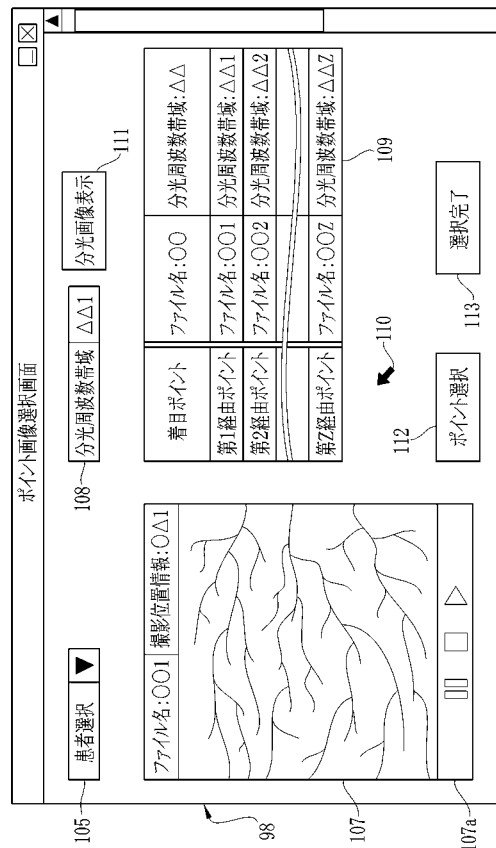
【 図 6 】



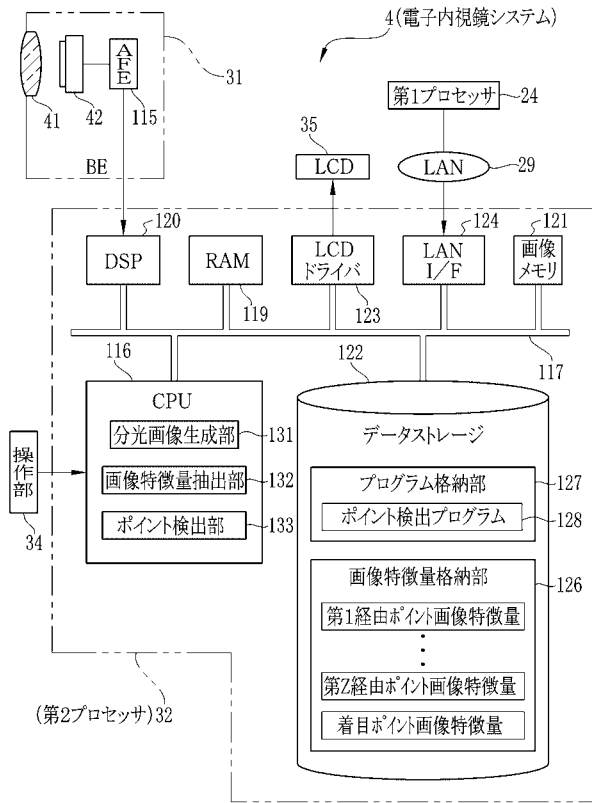
【 図 7 】



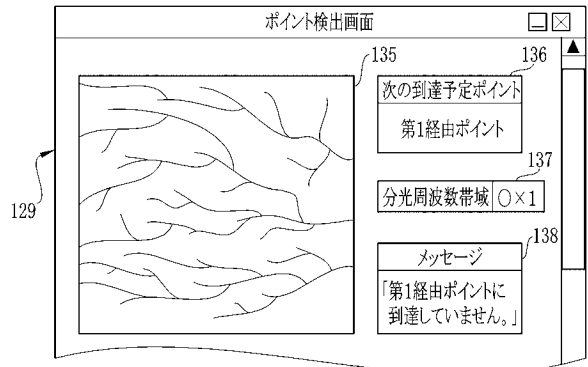
【 図 8 】



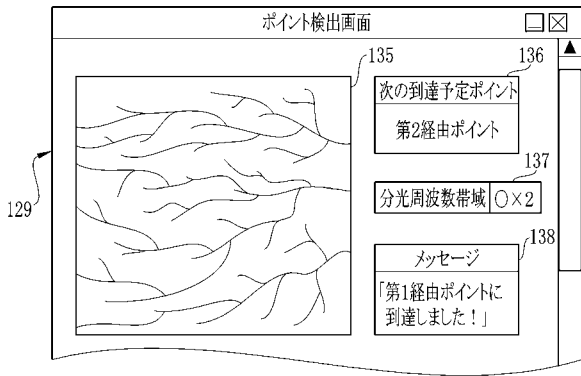
【図9】



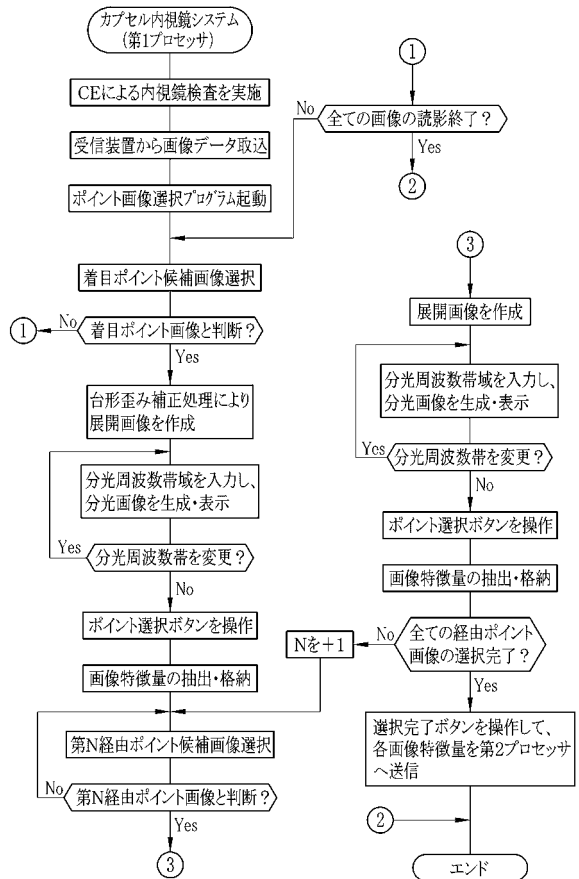
【図10】



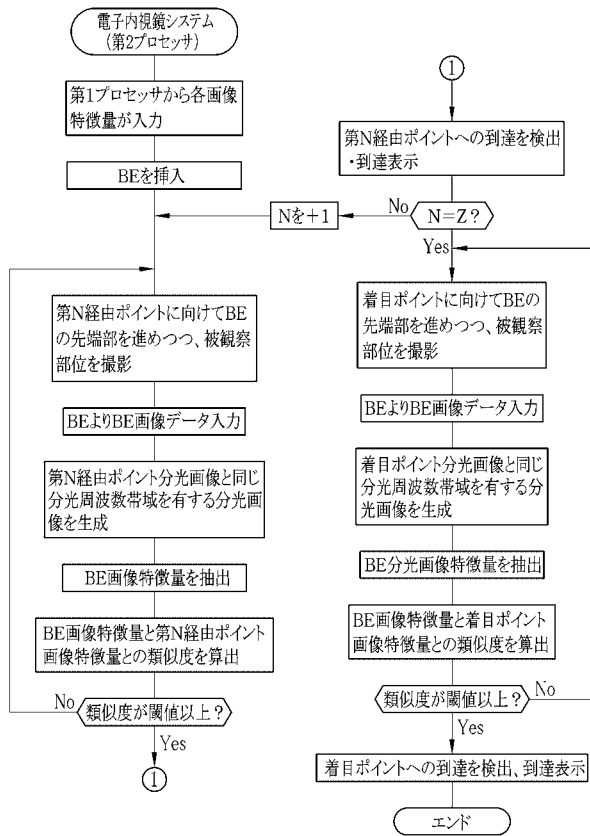
【図11】



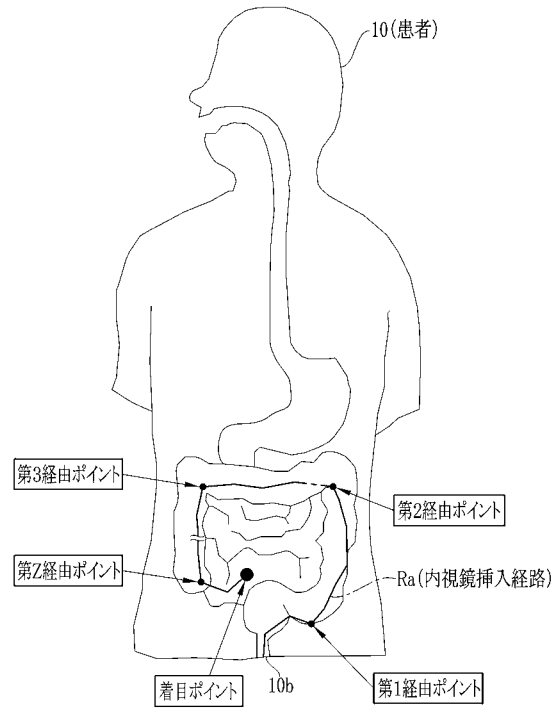
【図12】



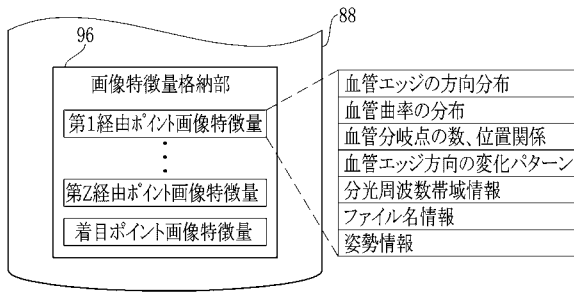
【 図 1 3 】



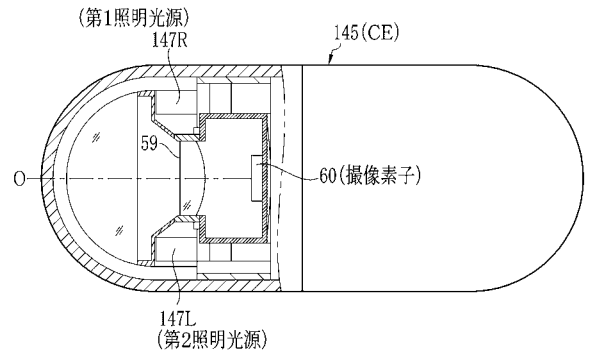
【 図 1 4 】



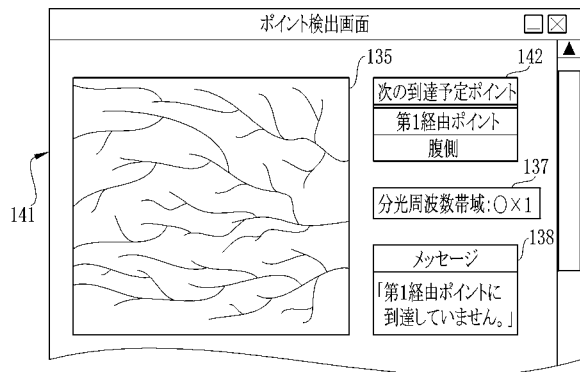
【 図 1 5 】



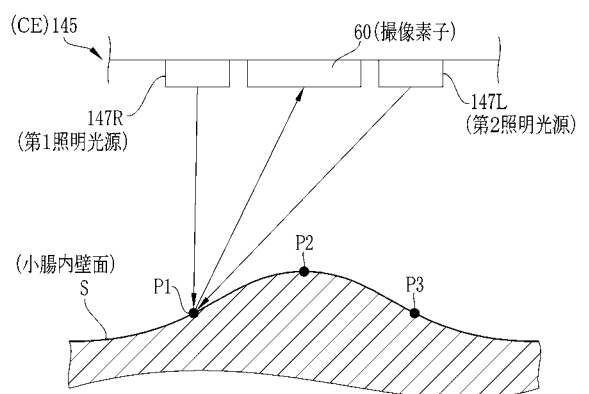
【 図 1 7 】



【 図 1 6 】



【 図 1 8 】

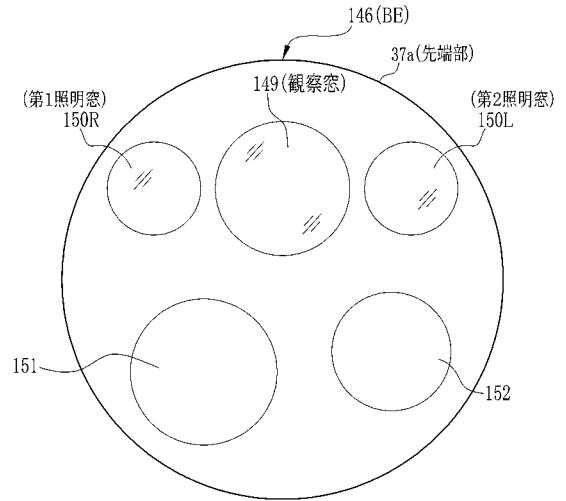


【 図 1 9 】

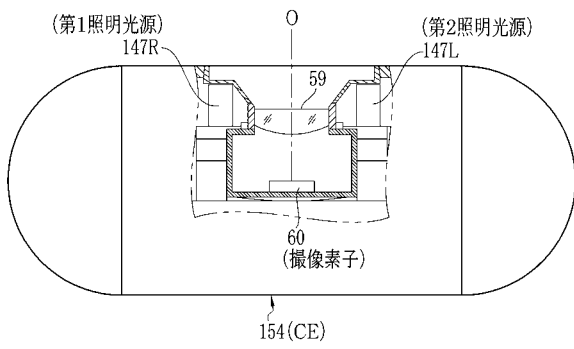
	$d = vR - vL$	
	凸面	凹面
P1点	$d > 0$	$d < 0$
P2点	$d = 0$	$d = 0$
P3点	$d < 0$	$d > 0$

v1: 第1照明光源下でのP1点~P3点の輝度
v2: 第2照明光源下でのP1点~P3点の輝度

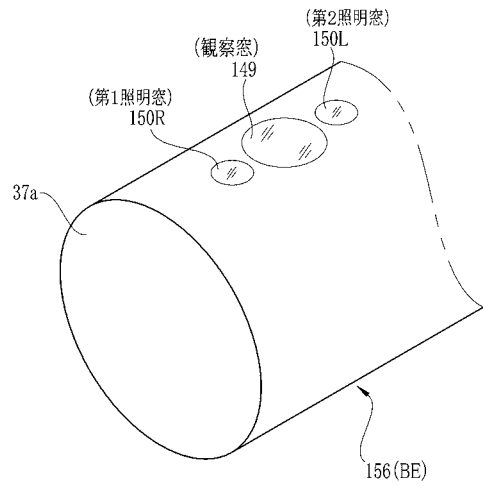
【 図 2 0 】



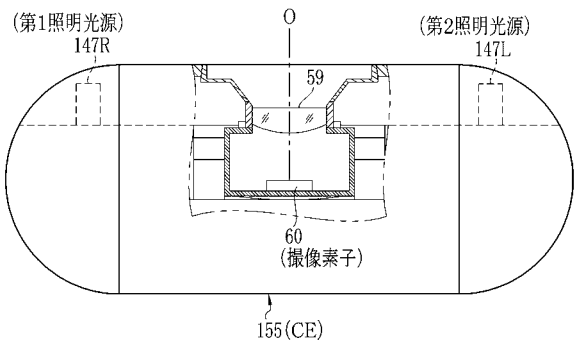
【 図 2 1 】



【 図 2 3 】



【 図 2 2 】



フロントページの続き

(72)発明者 金城 直人

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 4C061 AA03 FF36 HH51 SS21

