

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6671747号
(P6671747)

(45) 発行日 令和2年3月25日 (2020.3.25)

(24) 登録日 令和2年3月6日 (2020.3.6)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 7
A 6 1 B 6/12 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/12 3 3 0 Z
A 6 1 B 1/01 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 6 1 0
	A 6 1 B 1/00 6 1 0
	請求項の数 8 (全 19 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2015-246014 (P2015-246014)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成27年12月17日 (2015.12.17)		キヤノンメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2017-108934 (P2017-108934A)		栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地
(43) 公開日	平成29年6月22日 (2017.6.22)	(74) 代理人	110001771
審査請求日	平成30年11月7日 (2018.11.7)		特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
		(72) 発明者	阪本 剛
			東京都千代田区丸の内1丁目8番1号 丸の内トラストタワー 株式会社A Z E内
		審査官	松岡 智也
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置、その制御方法、及びプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医用画像診断装置で得られた複数の医用画像に含まれる大腸の仮想内視鏡画像を表示可能な医用画像処理装置であって、

カプセル内視鏡で撮像されたカプセル内視鏡画像と当該カプセル内視鏡画像の撮像位置を示す座標情報とで構成される複数のカプセル内視鏡画像情報と、複数の前記医用画像とを取得する取得手段と、

前記取得手段で取得した複数のカプセル内視鏡画像情報に含まれる撮像位置によって構成されるカプセル内視鏡の移動軌跡から、前記大腸の形状に応じた第1の区間を特定する第1の特定手段と、

前記取得手段で取得した複数の医用画像に含まれる大腸の芯線から、当該大腸の形状に応じた、前記第1の区間に対応する第2の区間を特定する第2の特定手段と、

前記第1の特定手段で特定された前記第1の区間の両端点間の道のりと、前記第2の特定手段で特定された前記第2の区間の両端点間の道のりとに基づくパラメータを用いて、当該第1の区間で撮像されたカプセル内視鏡画像の撮像位置に対応する、前記大腸の芯線上の位置を特定する第3の特定手段と、

前記カプセル内視鏡画像の撮像位置に対応する、前記大腸の芯線上の位置が特定された後、仮想内視鏡にて前記大腸の芯線上で仮想視線位置を移動させていく際に、複数の前記カプセル内視鏡画像のうち、ユーザが関心を持つ画像として設定されたキー画像の撮像位置と、前記仮想視線位置との差が閾値以下になった場合、前記仮想視線位置が前記キー画

10

20

像の撮像位置に近づいたことを前記ユーザに知らせる通知手段と、
を備えることを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項 2】

前記第 1 の区間の両端点間の道のりは、前記カプセル内視鏡の移動軌跡を 1 次元の軸と見立てた場合の当該軸上での距離であり、前記第 2 の区間の両端点間の道のりは、前記大腸の芯線を 1 次元の軸と見立てた場合の当該軸上での距離であることを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 3】

前記第 3 の特定手段は、前記第 1 の特定手段で特定された前記第 1 の区間の両端点間の道のりに対する、前記第 2 の特定手段で特定された前記第 2 の区間の両端点間の道のりの比率を前記パラメータとして用いて、当該第 1 の区間で撮像されたカプセル内視鏡画像の撮像位置に対応する、前記大腸の芯線上の位置を特定することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の医用画像処理装置。

10

【請求項 4】

前記第 1 の特定手段は、前記取得手段で取得した前記複数のカプセル内視鏡画像情報に含まれる撮像位置によって構成される前記カプセル内視鏡の移動軌跡から、前記大腸のパウヒン弁から肝臓湾曲部までの区間、当該大腸の当該肝臓湾曲部から脾臓湾曲部までの区間、及び、当該大腸の当該脾臓湾曲部から肛門までの区間のいずれかの区間を前記第 1 の区間として特定することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

20

【請求項 5】

前記第 2 の特定手段は、前記取得手段で取得した前記複数の医用画像に含まれる大腸の芯線から、当該大腸のパウヒン弁から肝臓湾曲部までの区間、当該大腸の当該肝臓湾曲部から脾臓湾曲部までの区間、及び、当該大腸の当該脾臓湾曲部から肛門までの区間のいずれかの区間を前記第 2 の区間として特定することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 6】

前記医用画像は前記医用画像診断装置で大腸 C T 検査を行うことにより生成される大腸 C T 画像であることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

30

【請求項 7】

医用画像診断装置で得られた複数の医用画像に含まれる大腸の仮想内視鏡画像を表示可能な医用画像処理装置の制御方法であって、

前記医用画像処理装置の取得手段が、カプセル内視鏡で撮像されたカプセル内視鏡画像と当該カプセル内視鏡画像の撮像位置を示す座標情報とで構成される複数のカプセル内視鏡画像情報と、複数の前記医用画像とを取得する取得ステップと、

前記医用画像処理装置の第 1 の特定手段が、前記取得ステップで取得した複数のカプセル内視鏡画像情報に含まれる撮像位置によって構成されるカプセル内視鏡の移動軌跡から、前記大腸の形状に応じた第 1 の区間を特定する第 1 の特定ステップと、

前記医用画像処理装置の第 2 の特定手段が、前記取得ステップで取得した複数の医用画像に含まれる大腸の芯線から、当該大腸の形状に応じた、前記第 1 の区間に対応する第 2 の区間を特定する第 2 の特定ステップと、

40

前記医用画像処理装置の第 3 の特定手段が、前記第 1 の特定ステップで特定された前記第 1 の区間の両端点間の道のりと、前記第 2 の特定ステップで特定された前記第 2 の区間の両端点間の道のりとに基づくパラメータを用いて、当該第 1 の区間で撮像されたカプセル内視鏡画像の撮像位置に対応する、前記大腸の芯線上の位置を特定する第 3 の特定ステップと、

前記カプセル内視鏡画像の撮像位置に対応する、前記大腸の芯線上の位置が特定された後、仮想内視鏡にて前記大腸の芯線上で仮想視線位置を移動させていく際に、複数の前記カプセル内視鏡画像のうち、ユーザが関心を持つ画像として設定されたキー画像の撮像位

50

置と、前記仮想視線位置との差が閾値以下になった場合、前記仮想視線位置が前記キー画像の撮像位置に近づいたことを前記ユーザに知らせる通知ステップと、

を備えることを特徴とする医用画像処理装置の制御方法。

【請求項 8】

医用画像診断装置で得られた複数の医用画像に含まれる大腸の仮想内視鏡画像を表示可能な医用画像処理装置の制御方法を実行可能なプログラムであって、

前記医用画像処理装置を、

カプセル内視鏡で撮像されたカプセル内視鏡画像と当該カプセル内視鏡画像の撮像位置を示す座標情報とで構成される複数のカプセル内視鏡画像情報と、複数の前記医用画像とを取得する取得手段と、

前記取得手段で取得した複数のカプセル内視鏡画像情報に含まれる撮像位置によって構成されるカプセル内視鏡の移動軌跡から、前記大腸の形状に応じた第 1 の区間を特定する第 1 の特定手段と、

前記取得手段で取得した複数の医用画像に含まれる大腸の芯線から、当該大腸の形状に応じた、前記第 1 の区間に対応する第 2 の区間を特定する第 2 の特定手段と、

前記第 1 の特定手段で特定された前記第 1 の区間の両端点間の道のりと、前記第 2 の特定手段で特定された前記第 2 の区間の両端点間の道のりとに基づくパラメータを用いて、当該第 1 の区間で撮像されたカプセル内視鏡画像の撮像位置に対応する、前記大腸の芯線上の位置を特定する第 3 の特定手段と、

前記カプセル内視鏡画像の撮像位置に対応する、前記大腸の芯線上の位置が特定された後、仮想内視鏡にて前記大腸の芯線上で仮想視線位置を移動させていく際に、複数の前記カプセル内視鏡画像のうち、ユーザが関心を持つ画像として設定されたキー画像の撮像位置と、前記仮想視線位置との差が閾値以下になった場合、前記仮想視線位置が前記キー画像の撮像位置に近づいたことを前記ユーザに知らせる通知手段

として機能させることを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は医用画像処理装置、その制御方法、及びプログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

大腸がんによる死亡率が高いことを受け、様々な検診が企画されてきている。内視鏡検査がその代表例である。昨今では、より被験者に係る負担が少ないカプセル内視鏡を用いたり、大腸 CT (Computed Tomography)、MRI (Magnetic Resonance Imaging) で取得された医用画像から生成する仮想内視鏡画像を検診に用いることが可能になっている。

【0003】

カプセル内視鏡は、小型カメラを内蔵したカプセルを被験者が飲み込むものであり、体内を移動中にカメラにより撮像を継続するものである。そのため、患者が着る衣類の予め設定された複数の位置に、体内のカプセルの位置と向きを検出するため、並びに、カプセルが撮像した画像を受信するためのアンテナを配置する。そして、アンテナに接続され、カプセルが撮像した映像とカプセルの位置と向きとを記録する体外装置を、被験者が装着することになる (特許文献 1)。

【0004】

また、カプセル内視鏡の位置と向きを用いて、腸管内腔画像 (X 線 CT による仮想内視鏡画像) の視点位置及び視線の方向に対応するカプセル内視鏡画像を表示する技術も知られている (特許文献 2)。CT で生成される仮想内視鏡画像は、例えばポリープの有無を調べることはできても、そのポリープが悪性か否かにまで診断するためには、実際に撮像した画像が必要になるためである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2007-608号公報

【特許文献2】特開2013-9956号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献2に示すように、カプセル内視鏡の位置と向きを用いて、腸管内腔画像の視点位置及び視線の方向に対応するカプセル内視鏡画像を表示する場合、大腸CT検査により取得できるCT画像から3次元大腸モデルを生成し、カプセル内視鏡画像が3次元大腸モデル上のどの位置で撮像されたのかを特定しなければならない。

10

【0007】

しかしながら、大腸CT検査では患者の大腸にガス等を注入して大腸を膨張させた状態で撮像しているので、カプセル内視鏡が移動した際の大腸と大腸CT検査を行った際の大腸とでは、その長さが大きく異なる。そのため、カプセル内視鏡で撮像した画像の撮像位置と、3次元大腸モデルの大腸芯線上の位置とを精度よくマッピング（位置合わせ）することが難しい問題があった。

【0008】

本発明はかかる問題に鑑みなされたものであり、医用画像診断装置で得られた複数の医用画像に含まれる管状構造物に対する、カプセル内視鏡によって撮像された現実の撮像画像の位置関係を十分な精度で推定できる技術を提供しようとするものである。

20

【課題を解決するための手段】

【0009】

この課題を解決するため、例えば本発明の画像診断支援装置は以下の構成を備える。すなわち、医用画像診断装置で得られた複数の医用画像に含まれる管状構造物の仮想内視鏡画像を表示可能な医用画像処理装置であって、取得手段と、第1の特定手段と、第2の特定手段と、第3の特定手段と、通知手段とを備える。前記取得手段は、カプセル内視鏡で撮像されたカプセル内視鏡画像と当該カプセル内視鏡画像の撮像位置を示す座標情報とで構成される複数のカプセル内視鏡画像情報と、複数の前記医用画像とを取得する。前記第1の特定手段は、前記取得手段で取得した複数のカプセル内視鏡画像情報に含まれる撮像位置によって構成されるカプセル内視鏡の移動軌跡から、前記大腸の形状に応じた第1の区間を特定する。前記第2の特定手段は、前記取得手段で取得した複数の医用画像に含まれる大腸の芯線から、当該大腸の形状に応じた、前記第1の区間に対応する第2の区間を特定する。前記第3の特定手段は、前記第1の特定手段で特定された前記第1の区間の両端点間の道のりと、前記第2の特定手段で特定された前記第2の区間の両端点間の道のりとに基づくパラメータを用いて、当該第1の区間で撮像されたカプセル内視鏡画像の撮像位置に対応する、前記大腸の芯線上の位置を特定する。前記通知手段は、前記カプセル内視鏡画像の撮像位置に対応する、前記大腸の芯線上の位置が特定された後、仮想内視鏡にて前記大腸の芯線上で仮想視線位置を移動させていく際に、複数の前記カプセル内視鏡画像のうち、ユーザが関心を持つ画像として設定されたキー画像の撮像位置と、前記仮想視線位置との差が閾値以下になった場合、前記仮想視線位置が前記キー画像の撮像位置に近づいたことを前記ユーザに知らせる。

30

40

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、医用画像診断装置で得られた複数の医用画像に含まれる管状構造物に対する、カプセル内視鏡によって撮像された現実の撮像画像の位置関係を十分な精度で推定できる。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 1 1 】

【図 1】実施形態における画像診断視線装置のブロック構成図である。

【図 2】実施形態における処理で生成される管理テーブルの例を示す図である。

【図 3】カプセル内視鏡の移動軌跡に対するランドマークの設定の GUI の例を示す図。

【図 4】3 次元大腸モデルに対するランドマークの設定の GUI の例を示す図である。

【図 5】3 次元大腸モデルから得られた大腸芯線を示す図である。

【図 6】キー画像選択のための GUI の例を示す図である。

【図 7】カプセル内視鏡による撮像画像の中心と、大腸内壁との関係を示す図である。

【図 8】仮想内視鏡として機能している場合の GUI の例を示す図である。

【図 9】仮想内視鏡として機能している場合の GUI の例を示す図である。

10

【図 10】実施形態の画像診断支援装置の処理手順を示すフローチャートである。

【図 11】仮想内視鏡閲覧処理を示すフローチャートである。

【図 12】カプセル内視鏡画像情報のデータ構造の例を示す図である。

【図 13】芯線上のキー画像の撮像位置を決定する詳細な処理手順を示すフローチャートである。

【図 14】大腸芯線とカプセル内視鏡の移動経路を区分した場合の概念図を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 2 】

以下、添付図面に従って発明に係る実施形態を詳細に説明する。

20

【 0 0 1 3 】

〔 装置構成 〕

実施形態における画像診断支援装置（医用画像処理装置）は、パーソナルコンピュータに代表される情報処理装置と、その上で動作するアプリケーションプログラムで実現する例を説明する。

【 0 0 1 4 】

図 1 は、実施形態における情報処理装置 100 のブロック構成図である。情報処理装置 100 は、CPU 101、BIOS やブートプログラムを記憶する ROM、CPU 101 の OS（オペレーティングシステム）や各種アプリケーションを記憶するため、並びに、CPU 101 のワークエリアとして使用する RAM 103 を有する。また、情報処理装置 100 は、外部記憶装置としての HDD（ハードディスクドライブ）104 や、外部装置と通信するための I/F 105、ユーザインターフェースとして機能する表示部 106 及び操作部 107 とを有する。

30

【 0 0 1 5 】

HDD 104 には、OS、並びに、この装置が画像診断支援装置として機能するためのアプリケーションや各種データファイルが格納されている。また、I/F 105 は例えばネットワークインターフェースであって、不図示の X 線 CT 装置やカプセル内視鏡装置と通信可能となっている。なお、X 線 CT 装置やカプセル内視鏡装置とネットワークを介して接続されるものとしているが、それで得られた情報を本装置が取得できればよいので、必ずしも X 線 CT 装置やカプセル内視鏡と接続されている必要はない。例えば、I/F 105 は、X 線 CT 装置によるスキャンして得られた情報やカプセル内視鏡装置で得られた情報を記憶した記憶媒体を接続するインターフェースであっても構わない。また、各種情報を表示可能な表示部 106 や液晶表示器、操作部 107 はマウス、キーボードで構成されているものとする。ただし、操作部はタッチパネルであっても構わない。

40

【 0 0 1 6 】

上記構成において、HDD 104 内には、カプセル内視鏡装置から取得したカプセル内視鏡画像情報 110、X 線 CT 装置で撮像された CT 画像情報 120（医用画像データ）が、既に格納されているものとして説明する。

【 0 0 1 7 】

〔 3 次元大腸モデルへの大腸カプセル内視鏡の移動軌跡のマッピング 〕

50

図 1 2 は、カプセル内視鏡画像情報 1 1 0 の例を示している。この情報は、カプセル内視鏡装置で撮像した多数の画像ファイルと、各画像ファイルを管理する管理テーブルで構成されている。管理テーブルは、カプセル内視鏡によって撮像を開始してからの経過時間、撮像位置（カプセル内視鏡の体内の位置、座標情報）、撮像方向（カプセル内視鏡のカメラの視線方向）、画像ファイル名のフィールドで構成される。一般にカプセル内視鏡の撮像間隔は 1 秒間に 2、3 枚程度であるが、説明を単純化するため、実施形態で採用するカプセル内視鏡では 2 枚 / 秒（撮像時間間隔が 0.5 秒）で撮像するものとする。経過時間のフィールドには、撮像を開始してから何枚目であるかを示す値が格納されるものとする。着目画像が N 枚目であるとしたとき、その着目画像は、撮像を開始してから N / 2 秒経過後と表現できる。撮像位置、撮像方向は、ともに被験者の予め設定された位置を基準にした情報が格納される。そして、画像ファイル名は、文字通り、該当する画像のファイル名が格納される。画像ファイル名には、その画像に至るまでのパスも含めても構わない。この場合、管理テーブルのみがカプセル内視鏡画像情報 1 1 0 として H D D 1 0 4 に格納され、実際の画像ファイルはネットワーク上に存在しても構わない。画像ファイルの符号化の種別は問わないが、実施形態では J P E G であるものとする。なお、カプセル内視鏡の各座標位置と撮影向きを検出や、カプセル内視鏡からの画像を無線で受信する構成については周知であるので、ここでの詳述は省略する。また、図 2 に示すデータ構造はあくまで一例であって、このデータフォーマットに限定されるものではない。例えば、複数の撮像画像が動画として 1 つのファイルに格納されても良い。この場合、動画像を構成する個々の画像を単独で復号できるようにするため、各フレームはイントラフレームとして符号化されることが望ましい。

10

20

【 0 0 1 8 】

上記の通り、経過時間とカプセル内視鏡の体内での位置及び向きとが対応づけられているので、カプセル内視鏡で撮像した画像が、体内のどの位置でどの視線方向で撮影した画像かは判断できる。

【 0 0 1 9 】

カプセル内視鏡装置による検査と、大腸 C T による検査はそれぞれ独立して行われる点に注意されたい。大腸 C T では、被験者の大腸内にガス（一般には炭酸ガス）を注入し、大腸（管状構造物）を内側から膨張させた状態で、X 線 C T 装置によるスキャン処理が行われる。一方、カプセル内視鏡による検査中は、大腸内へのガスの注入は行わない。

30

【 0 0 2 0 】

つまり、同一被験者と言えども、大腸 C T で得られた大腸 C T 画像に含まれる 3 次元大腸モデルの形状と、カプセル内視鏡が通過した際の実際の大腸の形状は異なる。それ故、カプセル内視鏡画像情報 1 1 0 で示される座標をそのまま、3 次元大腸モデルに転用することはできない。

【 0 0 2 1 】

特許文献 2 では、カプセル内視鏡の各座標を接続した移動軌跡を示す芯線を求め、その芯線の接線ベクトルを求める。同様に、3 次元大腸モデルの芯線を求め、その芯線の接線ベクトルを求める。そして、2 つの芯線の各点における接線ベクトルの内積を求め、総和が最大になる組み合わせを求めることで、2 つの芯線との対応づけを行っている。大腸に限って着目したとき、仮にカプセル内視鏡が大腸内を 1 時間かけて移動したとしても、その間の座標は 7 2 0 0 箇所となり、上記の処理には膨大な処理が必要となるのは容易に理解できよう。

40

【 0 0 2 2 】

本実施形態における第 1 の特徴は、大腸 C T で得られた 3 次元大腸モデルに対するカプセル内視鏡の移動軌跡のマッピングを、単純な処理で、しかも十分な精度で実現することである。以下、かかる点について説明する。

【 0 0 2 3 】

大腸は、小腸との境に位置するバウヒン弁（回盲弁）に始まり、上行結腸、横行結腸、下行結腸、S 状結腸、直腸、そして肛門に至る部分である。被検体を正面にして、横行結

50

腸の左端と上行結腸の接続部分は、被験者の姿勢によらず湾曲した形状をなしている。また、被検体に向かって横行結腸の右端と下行結腸の接続部分も被験者の姿勢によらず、湾曲した形状をなしている。横行結腸が、その両端位置で体内で吊るされた状態になっているためである。なお、上行結腸から横行結腸に至る湾曲部は、その位置が肝臓に近いので肝臓湾曲部と呼ばれる。また、横行結腸から下行結腸に至る湾曲部は脾臓に近いので脾臓湾曲部と呼ばれている。

【 0 0 2 4 】

上記説明から、実施形態では、まずカプセル内視鏡画像情報 1 1 0 の管理テーブル内の時系列な 3 次元座標を接続した線分を表示する。医療に携わる者にとっては、カプセル内視鏡の移動軌跡を表示するだけで、肝臓湾曲部、脾臓湾曲部を特定でき、そこからパウヒン弁の位置も容易に特定できる。肛門は、有効な座標の最終位置であるので、これも容易に特定できる。

10

【 0 0 2 5 】

そこで、実施形態では、CPU 1 0 1 は、画像診断支援アプリケーションを実行した際に、カプセル内視鏡画像情報 1 1 0 から、カプセル内視鏡の時系列な 3 次元座標を接続した移動軌跡表示（ある程度のスムージング処理を施すことが望ましい）を表示する。図 3 は、表示部 1 0 6 に表示されるカプセル内視鏡の移動軌跡曲線の表示ウインドウの例である。カプセル内視鏡の座標は 3 次元で表されるので、ユーザは自由に仮想視点位置を変え、その仮想視点位置から見た平面画像を表示できる。なお、物体の 3 次元座標のデータを用いて、自由に仮想視点位置を変えてその物体を表示する技術そのものは周知である。

20

【 0 0 2 6 】

ユーザ（医師等）は、表示部 1 0 6 に表示されたカプセル内視鏡の移動軌跡曲線を見ながら、操作部 1 0 7 を操作し、肝臓湾曲部、脾臓湾曲部、パウヒン弁、そして肛門の各位置を指示することになる。これを受け、CPU 1 0 1 は、表示ウインドウ中の指示位置に、その位置が指示されたことを示すマーカ 3 0 1 乃至 3 0 4（図示では三角形）を表示する。ここで、マーカ 3 0 1 が肝臓湾曲部、マーカ 3 0 2 が脾臓湾曲部、マーカ 3 0 3 がパウヒン弁、マーカ 3 0 4 が肛門を示すことになる。上記の結果、カプセル内視鏡画像情報 1 1 0 における管理テーブルにて、上記指示された 4 点との対応関係が確定できる。

【 0 0 2 7 】

この関係を保持するため、実施形態では、カプセル内視鏡画像情報 1 1 0 が示す管理テーブルに、「ランドマーク」、「キー画像」の 2 つのフィールドを追加する。図 2 はこの 2 つを追加した管理テーブルを示している。ランドマークフィールドは、パウヒン弁であれば“ 1 ”、肝臓湾曲部であれば“ 2 ”、脾臓湾曲部であれば“ 3 ”、肛門であれば“ 4 ”の番号を割り付ける。管理テーブルは、時系列に並んだデータであるので、ランドマーク“ 1 ”のレコード（図示の経過時間が「m 1」のレコード）からランドマーク“ 4 ”（図示の経過時間が「m 4」のレコード）までが、被験者の大腸の範囲のデータといえることができる。なお、「キー画像」フィールドについては後述する。

30

【 0 0 2 8 】

また、CPU 1 0 1 は、CT 画像情報 1 2 0 から 3 次元大腸モデルを生成する。3 次元大腸モデルを生成するためには、パウヒン弁、肛門を特定する必要がある。これらは、スキャンした範囲の 3 次元内臓モデルを再構成して表示し、その 3 次元内臓モデルに対し、ユーザにパウヒン弁、肛門を指定させることで実現できる。パウヒン弁、肛門が指定されると、その間が大腸となるので、3 次元大腸モデルを生成できる。そして、CPU 1 0 1 は、生成した 3 次元大腸モデルを表示部 1 0 6 に表示する。ユーザは、表示された 3 次元大腸モデルを自由にその仮想視点位置を変えて閲覧することが可能である。そして、CPU 1 0 1 は、先に説明したカプセル内視鏡の移動軌跡と同様、ユーザに、肝臓湾曲部、脾臓湾曲部を指定させる。図 4 は、3 次元大腸モデルの表示例である。図示の符号 4 0 1、4 0 2 で示されるマーカが指示した肝臓湾曲部、脾臓湾曲部である。パウヒン弁は符号 4 0 3、肛門は符号 4 0 4 として既に決定されている。

40

【 0 0 2 9 】

50

上記の結果、３次元大腸モデルに対するバウヒン弁、肝臓湾曲部、脾臓湾曲部、肛門の各部位の位置が決定される。

【 0 0 3 0 】

次いで、CPU 101は、３次元大腸モデルの端点（バウヒン弁）から、もう一方の端点（肛門）に至る経路において、３次元大腸の断面の中心点を通る３次元の芯線（以下、大腸芯線という）を特定する（この大腸芯線も或る程度スムージング処理してなめらかな曲線にすることが望ましい）。そしてCPU 101は、特定した大腸芯線上の、ユーザが指定したマーカに最も近い位置を、バウヒン弁403、肝臓湾曲部401、脾臓湾曲部402、及び、肛門404の位置として決定する。線上の位置でこれらの位置を特定する理由は、カプセル内視鏡の移動軌跡曲線上の各部位と対応付けを容易にするためである。図5は、算出した大腸芯線を示し、符号501乃至504が、肝臓湾曲部、脾臓湾曲部、バウヒン弁、肛門の位置を示している。

10

【 0 0 3 1 】

さて、上記のようにして、３次元大腸モデルにおける大腸芯線上のバウヒン弁503、肝臓湾曲部501、脾臓湾曲部502、及び、肛門504の位置が規定されると、それらの各位置に、カプセル内視鏡の移動軌跡上のバウヒン弁303、肝臓湾曲部301、脾臓湾曲部302、及び、肛門304の位置を対応（マッピング）する。

【 0 0 3 2 】

つまり、３次元大腸モデルにおけるバウヒン弁503 - 肝臓湾曲部501の区間と、カプセル内視鏡の移動軌跡上のバウヒン弁303 - 肝臓湾曲部301の区間が対応するものとみなす。以降この区間を「区間Ⅰ」と表す。図4の例で説明すると、３次元大腸モデルにおける大腸芯線の区間Ⅰの長さ $L(I)$ が仮に30cmであったとする。また、図2の管理テーブルから、区間Ⅰに対応するカプセル内視鏡の経過時間は[m1乃至m2]であり、この区間で2000枚の画像が撮像されたとする。実施形態では、この区間Ⅰにて、カプセル内視鏡は、等速で移動したものとみなす。つまり、カプセル内視鏡は、大腸芯線上を移動し、かつ、 $L(I)/2000 = 30/2000$ cmの間隔で撮像されたと見なす。

20

【 0 0 3 3 】

同様に、肝臓湾曲部501 - 脾臓湾曲部502の区間と肝臓湾曲部301 - 脾臓湾曲部302の区間が対応するものとみなす（同区間ⅠⅠと表す）。また、脾臓湾曲部502 - 肛門504の区間と脾臓湾曲部302 - 肛門304の区間が対応するものとみなす（同区間ⅠⅠⅠと表す）。

30

【 0 0 3 4 】

上記のようにして、大腸CTによる３次元大腸モデルにおける大腸芯線の位置と、カプセル内視鏡の撮像位置（撮像画像の位置）のマッピングがなされる。よってこれ以降、カプセル内視鏡画像情報110の管理テーブルにおける「撮像位置」フィールドの３次元座標を示す情報が参照されることはない。

【 0 0 3 5 】

大腸CTによる３次元大腸モデルにおける大腸芯線の位置と、カプセル内視鏡の撮像位置（撮像画像の位置）のマッピングは、前述したものに限らず、次のようにマッピングしてもよい。

40

【 0 0 3 6 】

まず、前述したマッピング方法と同様に、３次元大腸モデルにおける大腸芯線上のバウヒン弁503、肝臓湾曲部501、脾臓湾曲部502、及び、肛門504のそれぞれの位置をマーカによって特定する。また、カプセル内視鏡の移動軌跡についても、前述したマッピング方法と同様に、バウヒン弁303、肝臓湾曲部301、脾臓湾曲部302、及び肛門304をマーカによって特定する。

【 0 0 3 7 】

そして、３次元大腸モデルにおける大腸芯線を前述したマッピング方法と同様に、区間に分ける。例えば、バウヒン弁503 - 肝臓湾曲部501を「区間Ⅰ」、肝臓湾曲部50

50

1 - 脾臓湾曲部 5 0 2 を「区間 I I」、脾臓湾曲部 5 0 2 - 肛門 5 0 4 を「区間 I I I」とする。同様に、カプセル内視鏡の移動軌跡についても区間ごとに分ける。例えば、パウヒン弁 3 0 3 - 肝臓湾曲部 3 0 1 を「区間 I」、肝臓湾曲部 3 0 1 - 脾臓湾曲部 3 0 2 を「区間 I I」、脾臓湾曲部 3 0 2 - 肛門 3 0 4 を「区間 I I I」とする。このようにして、ランドマークを区切りとして区間分けした結果を、図 1 4 に示す。図 1 4 は、3 次元大腸モデルにおける大腸芯線とカプセル内視鏡の移動軌跡とを直線状に引き伸ばし、区間分けした場合を示す概念図である。

【 0 0 3 8 】

そして、カプセル内視鏡の移動軌跡の区間の距離に対する、その区間に対応する 3 次元大腸モデルにおける大腸芯線の区間の距離の比率を算出する。例えば、3 次元大腸モデルにおける大腸芯線の区間 I の距離を $L_x(I)$ とし、カプセル内視鏡の移動軌跡の区間 I の距離を $L_y(I)$ とした場合、比率は $L_y(I) / L_x(I)$ となる。これを区間ごとに算出する。すなわち、区間 I I の比率は、 $L_y(I I) / L_x(I I)$ となり、区間 I I I の比率は、 $L_y(I I I) / L_x(I I I)$ となる。

【 0 0 3 9 】

区間ごとに比率が算出できたら、キー画像の撮像位置がどの区間に含まれるのかを特定する。カプセル内視鏡の移動軌跡は、前述した通り、撮像位置を 3 次元座標上で接続することで構成されているため、キー画像の撮像位置もこの移動軌跡に含まれている。そのため、キー画像がどの区間で撮像されたかのかを特定できる。

【 0 0 4 0 】

そして、特定したキー画像の撮像位置を、特定した区間に対応する比率で補正することにより、3 次元大腸モデルにおける大腸芯線上に当該キー画像の撮像位置をマッピングする。例えば、パウヒン弁 3 0 3 から移動軌跡に沿って 1 0 c m 離れた位置で撮像されたキー画像があった場合、区間 I の比率が 1 . 5 だったとすると、3 次元大腸モデルにおけるパウヒン弁 5 0 3 から大腸芯線に沿って 1 5 c m 離れた位置で撮像されたものとしてマッピングする。つまり、1 0 c m に比率の 1 . 5 を積算することで、位置を推測する。

【 0 0 4 1 】

このように、大腸 C T 検査で大腸内にガス等が注入されても比較的位置が変わらないパウヒン弁、肝臓湾曲部、脾臓湾曲部、肛門をランドマークとする区間に分け、区間ごとに比率を算出して、これをマッピングの補正パラメータとして用いれば、カプセル内視鏡の移動経路の全長に対する、3 次元大腸モデルにおける大腸芯線の全長の比率を用いて補正するよりも、精度よくマッピング（位置合わせ）することが可能となる。

【 0 0 4 2 】

〔 キー画像の設定 〕

上記実施形態の通り、カプセル内視鏡画像情報の管理テーブルに対し、ランドマークフィールドを追加し、パウヒン弁、肝臓湾曲部、脾臓湾曲部、肛門の各位置を設定される。この結果、カプセル内視鏡の全画像ファイル（食道、胃、小腸も含まれる）のうち、大腸検査の対象範囲を狭めることができる。すなわち、ランドマーク“ 1 ”から“ 4 ”までの範囲の画像ファイルをチェックすればよいからである。また、ユーザ（医師）にとっては、大腸のみの撮像画像の閲覧に注視できるので、負担も少ない。

【 0 0 4 3 】

本実施形態では、ランドマーク“ 1 ”から“ 4 ”までの範囲の各画像ファイルを、動画の各コマと同様に動画として順に表示していき、ユーザ（医師）が関心を持つ画像をキー画像として設定する。この段階で、ユーザは設定したキー画像が大腸のどの位置の画像であるかについては知る必要はない。また、キー画像設定のための表示の仕方は特に問わないが、図 6 に示す表示形態が望ましい。図示のように、時間軸に沿った複数の画像を適当な時間に従った速度で左スクロールさせて表示する。ユーザは、興味のある画像（例えばポリープが映っている画像がその典型である）が表示されている場合、その画像を例えばマウスでクリックすることで、キー画像として設定する。前後した複数の画像を並べて表示することで、キー画像の設定漏れを防ぐことができる。なお、スクロールそのものをユ

10

20

30

40

50

ーザの操作で行っても構わない。

【 0 0 4 4 】

キー画像として設定された画像は、それ以外の画像と区別して管理する必要がある。図 2 に示すように、管理テーブルに「キー画像」フィールドを追加したのはこの理由による。キー画像はいくつ設定しても良い。そのため、キー画像として設定されるたびに、キー画像であることを示す番号を更新していく。初期値は“ 1 ”とする。図 3 の場合、経過時間が k_1 、 k_2 の時に撮像された画像がキー画像として設定されたことを示している。

【 0 0 4 5 】

なお、キー画像を設定している段階では、ユーザにとって設定したキー画像が大腸のどの位置の画像であるかは不明である。

【 0 0 4 6 】

[仮想大腸内視鏡の説明]

3 次元大腸モデルが得られ、及び、その大腸芯線が算出されると、実際の大腸内視鏡を模した仮想内視鏡による診断、観察が可能となる。3 次元大腸モデルにおける視線位置や方向に制限はないが、実際の大腸内視鏡を模した通常モードについて説明する。

【 0 0 4 7 】

仮想内視鏡の通常モードにおける、仮想視点（仮想カメラ）は先に求めた大腸芯線上に位置し、かつ、大腸芯線上を移動する。そして、移動方向も、実際の大腸内視鏡と同じ、肛門から直腸、S 字結腸、下行結腸、横行結腸、上行結腸、パウヒン弁へと向かう方向である。以下、この方向を順方向と呼ぶ。ただし、実際の大腸内視鏡に対して、視線方向に制限はなく、順方向に対する反対方向に視線を向けることも可能である。場合によっては、芯線上から逸脱する位置に仮想視線を移動させても良い。芯線上から離れる位置に視線を移動させるためには、操作部 107 を操作して、通常モードからフリー視線モードに切り換えればよい。なお、仮想視点の順方向、逆方向への移動や、その視線方向の設定は、キーボードによる操作で行うものとするが、マウスなどのポインティングデバイスで行っても良く、その操作手段の種類は問わない。

【 0 0 4 8 】

順方向に仮想視点を移動中、通常の内視鏡と同じように、その仮想視点位置から見える映像（仮想画像、仮想内視鏡画像）が生成され、表示部 106 に表示されていく。本実施形態の第 2 の特徴とする点は、この過程で、キー画像の近辺まで仮想視線が移動したとき、キー画像の近傍に到達したことをユーザに知らせる。そして、仮想視点とキー画像の撮影位置までの距離が、さらに予め設定された閾値以下になったとき、仮想画像とは別ウインドウとして、カプセル内視鏡で撮像したキー画像を重畳表示させる。これを実現するため、本発明者は以下に示す処理に考察に至った。

【 0 0 4 9 】

キー画像は、ユーザ（医師）が選択した画像である。図 2 に示す例では、経過時間 k_1 、 k_2 で撮像した画像がキー画像として設定されている。ここで、経過時間 k_2 の画像について着目する。この画像は、ランドマーク“ 2 ”と“ 3 ”の間、つまり、肝臓湾曲部と脾臓湾曲部との間の横行結腸上に、カプセル内視鏡が位置しているときに撮像された画像である。ランドマーク“ 2 ”の画像の経過時間は m_2 、ランドマーク“ 3 ”の経過時間は m_3 である。それ故、カプセル内視鏡が横行結腸の左端から右端にまで移動に要する時間は「 $m_3 - m_2$ 」と定義できる。一方、経過時間 k_2 は、カプセル内視鏡が肝臓湾曲部をスタートしてから「 $k_2 - m_2$ 」経過したタイミングである。3 次元大腸モデルでの、大腸芯線に沿った横行結腸の長さ $L(II)$ は 3 次元大腸モデルから算出できる。よって、その距離 $L(II)$ をカプセル内視鏡が等速に移動したと見なした場合、経過時間 k_2 の画像を撮像したときのカプセル内視鏡は、肝臓湾曲部の位置から、次式で示される距離 D だけ隔てた、大腸芯線上の位置にあったとして導出（算出）できる。

$$D = \{ (k_2 - m_2) / (m_3 - m_2) \} \times L(II)$$

上記を別な言い方をすれば、経過時間 k_2 の画像を撮像したときのカプセル内視鏡は、横行結腸の長さ $L(II)$ を $\{ k_2 - m_2 \} : \{ m_3 - k_2 \}$ で内分する位置にあると見

10

20

30

40

50

なして良い、とすることができる。

【 0 0 5 0 】

なお、現実にはカプセル内視鏡の大腸内の移動速度は一定ではないし、かつ、その移動軌跡もスムーズな曲線とはならない。しかし、上記の処理の結果、例えばカプセル内視鏡が「横行結腸」上を移動中にポリープを撮像し、ユーザがそのポリープが映っている画像をキー画像をとして選択したとする。本実施形態によれば、指定したキー画像は、区間ⅠⅠの横行結腸上に位置することがほぼ約束されるし、3次元大腸モデル上の位置に対する誤差も数センチ程度であり十分な精度であることが確かめられた点を補足しておく。

【 0 0 5 1 】

さて、図2に示す管理テーブルによれば、カプセル内視鏡のカメラ部が撮像した画像の上下（または左右）の向きは不明である。管理テーブル内に、カプセル内視鏡の長手方向の軸に対する回転角度の情報が無いためである。しかし、カプセル内視鏡画像で撮像した画像の中心位置へ方向（カメラ部の視線方向）は、管理テーブルにおける撮影方向に一致する。それ故、図7に示すように、カプセル内視鏡が大腸芯線上に位置していると見なしたとき、その視線方向が3大腸モデルの内壁と交差する点701の位置は演算によって求めることができる。

【 0 0 5 2 】

本実施形態では、仮想内視鏡にて大腸芯線に仮想視点位置を移動させていく最中、その仮想視点位置とキー画像との距離が所定閾値以下になった場合、仮想視点位置から見える視野内に上記キー画像の中心位置を示すマークを更に表示するものとした。

【 0 0 5 3 】

ここで、誤解の無いように敢えて説明するが、ここで言う「距離」とは、大腸芯線を1次元の軸と見立てた場合のその軸上での距離である。例えば、バウヒン弁とS字結腸とは物理的には近いが、大腸芯線の軸上での両者間の距離は実質的に大腸の全長だけ隔てた関係にある。従って、ユーザは、仮想内視鏡を使った仮想画像を表示しているときに、そのマークが見えた場合、キー画像として指定した位置の近くまで到達したことを確認することができるようになる。また、さらに、実施形態では、大腸芯線上の仮想視点位置と、キー画像の大腸芯線に対する位置との差が予め設定された閾値以下となった場合、仮想画像に加えて、カプセル内視鏡によるキー画像を表示するようにした。この結果、仮想内視鏡の操作していく過程での仮想視点位置が、キー画像として設定した位置に近づいた場合のみそのキー画像が表示され、多くの時間を仮想内視鏡の操作に専念できることになる。

【 0 0 5 4 】

図8は、実施形態の画像診断支援アプリケーションを実行して、実施形態の装置を仮想内視鏡装置として機能させた際の表示部106の表示例を示している。この画面には、3次元大腸モデルを表示する第1表示領域801、3次元大腸モデル内の大腸芯線上の仮想視点から見える大腸内壁の映像を表示する第2表示領域802、及び、大腸芯線上の仮想視点位置を中心とし、その前後に位置するカプセル内視鏡で撮像された映像を表示する第3表示領域803を含む。

【 0 0 5 5 】

第1表示領域801における符号811は仮想内視鏡装置の仮想視点（仮想的なカメラ）を示すアイコンである。符号812、813は、ユーザが指定したキー画像に対応する推定位置である。推定位置812、813は、図3の経過時間k1、k2のキー画像にそれぞれ対応する。

【 0 0 5 6 】

第2表示領域802におけるマーク821は、仮想視点から見える映像内に、キー画像の中央位置が入っていることを示すものである。このマーク821は、大腸芯線上の現在の仮想視点の位置と、ユーザが設定したキー画像の、同じく大腸芯線上の位置との差が予め設定された第1の閾値以下になった場合に表示される。

【 0 0 5 7 】

第3表示領域803は、大腸芯線上の現在の仮想視点を中心とする前後の所定範囲の、

10

20

30

40

50

カプセル内視鏡画像のサムネイル画像を表示する領域である。中央の太枠 8 3 1 は、現在の仮想視点の位置に最も近い、仮想内視鏡によるサムネイル画像を示している。破線太枠 8 3 2 は、キー画像（第 1 表示領域における推定位置 8 1 3 に対応する）であることを示している。

【 0 0 5 8 】

ユーザが、操作部 1 0 7 を操作して、仮想視点（アイコン 8 1 1）の位置を更に順方向に進めると、キー画像の位置と現在の仮想視点位置との差が予め設定された第 2 の閾値以下（第 2 閾値 < 第 1 閾値の関係にある）となる。この場合、C P U 1 0 1 は、キー画像のサムネイル画像ではなく、オリジナルのキー画像を、第 4 表示領域として表示する。図 9 は、第 4 表示領域 9 0 1 が重畳表示された状態を示している。なお、上記の第 1、第 2 の閾値はユーザが設定できるようにしても良い。第 2 閾値をゼロにした場合、現在の仮想視点位置と、キー画像を撮像した際の位置が一致した場合に第 4 表示領域 9 0 1 が表示されることになる。

【 0 0 5 9 】

以上実施形態における仮想大腸内視鏡の動作内容とその原理について説明した。次に、上記処理を踏まえ、実施形態の画像診断アプリケーションにおける処理手順を説明する。

【 0 0 6 0 】

[処理手順の説明]

ユーザ（医師等）が、操作部 1 0 7 を操作して、画像診断アプリケーションの起動を指示すると、C P U 1 0 1 は、画像診断アプリケーションプログラムを H D D 1 0 4 から R A M 1 0 3 にロードし、実行する。図 1 0 は、この画像診断アプリケーションプログラムを実行した際の C P U 1 0 1 の処理手順を示している。

【 0 0 6 1 】

まず、ステップ S 1 0 0 1 にて、C P U 1 0 1 は、インターフェース 1 0 5 を介してカプセル内視鏡装置からカプセル内視鏡画像情報 1 1 0 を取得し、H D D 1 0 4 に格納する（取得手段）。次のステップ S 1 0 0 2 にて、C P U 1 0 1 は、取得したカプセル内視鏡画像情報 1 1 0 を解析し、その管理テーブルに基づき、被験者の体内でのカプセル内視鏡の移動軌跡曲線を生成して表示し、ユーザに対し、予め設定された複数のランドマーク（実施形態ではバウヒン弁、肝臓湾曲部、脾臓湾曲部、そして、肛門）の位置を設定させる（図 4 参照）。

【 0 0 6 2 】

上記の結果、少なくとも大腸の両端位置が決定できる。C P U 1 0 1 は、ステップ S 1 0 0 3 にて、カプセル内視鏡が大腸内に位置した際に撮影した撮像画像に絞って（食道、胃、小腸などの臓器の撮像画像を除外する）、その撮像画像を時系列に表示し、ユーザにキー画像の選択を行わせる。これまでの処理の結果、管理テーブルは図 3 に示すように更新されることになる。キー画像の選択の際の表示例は、図 6 に示すように、時間軸に対して連続する複数の画像を表示する形式が望まれる。時間的に前後する画像と比べながらキー画像の選択ができるためである。

【 0 0 6 3 】

次に、ステップ S 1 0 0 4 にて、C P U 1 0 1 は、インターフェース 1 0 5 を介して X 線 C T 装置から C T 画像情報 1 2 0 を取得し、H D D 1 0 4 に格納する。次のステップ S 1 0 0 5 にて、C P U 1 0 1 は、取得した C T 画像情報 1 2 0 から 3 次元大腸モデルを生成する。この際、大腸を他の臓器と分離するため、ランドマークとしてのバウヒン弁、肛門の指定が行われる。次いで、S 1 0 0 6 にて、C P U 1 0 1 は、生成した 3 次元大腸モデルを表示し、ユーザに他のランドマーク（肝臓湾曲部、脾臓湾曲部）を設定させる。

【 0 0 6 4 】

次のステップ S 1 0 0 7 にて、C P U 1 0 1 は、3 次元大腸モデルが示す大腸の長手方向に沿った中心を通る 3 次元の大腸芯線を算出する。この後、ステップ S 1 0 0 8 にて、大腸芯線上の、ユーザが設定したキー画像の撮像位置を決定するとともに、キー画像を撮像した際のカプセル内視鏡の視線方向と、3 次元大腸モデルで規定される大腸内壁との交

10

20

30

40

50

点位置を求める。

【0065】

図13を用いて、ステップS1008の詳細な処理について説明する。まず、ステップS1301では、CPU101は、S1007で算出した3次元大腸モデルの大腸芯線を、ステップS1005、ステップS1006で設定したバウヒン弁、肝臓湾曲部、脾臓湾曲部、肛門といった大腸の形状に応じた位置に付与されたランドマークに従って各区分に分ける(第2の特定手段)。

【0066】

ステップS1302では、CPU101は、カプセル内視鏡の移動経路についても、ステップS1002で設定したバウヒン弁、肝臓湾曲部、脾臓湾曲部、肛門といった大腸の形状に応じた位置に付与されたランドマークに従って各区分に分ける(第1の特定手段)。

10

【0067】

ステップS1303では、CPU101は、ステップS1008及びステップS1009で分けられた区分ごとに、カプセル内視鏡の移動軌跡の区間の距離に対する、その区分に対応する3次元大腸モデルにおける大腸芯線の区間の距離の比率(パラメータ)を算出する。そして、ステップS1304では、CPU101は、キー画像の撮像位置を含む、カプセル内視鏡の移動軌跡における区間を特定する(第3の特定手段)。

【0068】

ステップS1305では、CPU101は、キー画像の撮像位置を特定した区間の比率で補正してマッピングする。キー画像が複数存在する場合には、キー画像ごとにステップS1304及びステップS1305を実行する。このように、区分ごとに算出された比率を用いることで精度よく撮像位置を大腸芯線に対してマッピングすることができる。すべてのキー画像に対して処理が完了したら、ステップS1009に処理を進める。

20

【0069】

以上の結果、仮想内視鏡による閲覧処理の準備が整ったので、CPU101はS1009にて、仮想内視鏡による閲覧処理を実行する。以下、この閲覧処理を、図11のフローチャートに従って説明する。なお、以下に説明する処理以外に、CPU101は、アイコン811の位置、第3表示領域830の更新等の表示制御処理を行うことになるが、それらについては省略する。

30

【0070】

ステップS1101にて、CPU101は仮想視点(図8のアイコン811)の位置と視線方向を初期化する。仮想視点の初期位置は典型的には直腸に設定する。ただし、仮想視点は、大腸芯線上に位置する。また、初期の視線方向は、初期の仮想視点位置における順方向の接線方向とする。

【0071】

次いで、ステップS1102にCPU101は、現在の仮想視点の位置と視線方向から見える、予め設定された画角内の大腸内画像を、CT画像情報120(医用画像データ)に基づいて生成し、表示する(図8の第2表示領域)。そして、ステップS1103にて、CPU101は、大腸芯線上の、現在の仮想視点の位置から第1閾値 $Th1$ 以内にキー画像の撮像位置があるか否かを判定する。判定結果が、存在無しを示す場合には処理はステップS1107に進める。

40

【0072】

ここでは、存在する場合について説明する。この場合、ステップS1104にて、CPU101は、表示中の仮想画像内の、キー画像の中心に対応する位置に所定のマーク(図8の参照符号821)を合成表示する。なお、実施形態では、マークの形状として円としたが、このマーク形状は特に問わない。また、マーク画像との距離も判明するので、その距離に応じてマークの表示形態(サイズや色)を変えても構わない。

【0073】

次に、ステップS1105にて、CPU101は、大腸芯線上の、現在の仮想視点の位

50

置から第2閾値 Th_2 以内にキー画像の撮像位置があるか否かを判定する。判定結果が、存在無しを示す場合には処理はステップS1106の処理をスキップし、ステップS1107に進める。一方、閾値 Th_2 で示す距離以内にキー画像の撮像位置が存在する場合、ステップS1106にて、オリジナルのキー画像を表示する(図9の第4表示領域901)。

【0074】

ステップS1107では、ユーザからの、仮想視点位置、視線方向の変更指示入力を待つ。そのいずれかの指示があった場合には、ステップS1108にて、CPU101は、現在の仮想視点の位置あるいは視線方向を、指示に従って変更し、処理をステップS1102に戻す。

10

【0075】

以上であるが、仮想視点を移動もしくはその視線方向を変更して、大腸内壁を診断している最中に、ユーザが指定したカプセル内視鏡の現実の撮像画像が示す位置まで近づく(距離が第1の閾値以下になると)、キー画像が現在の仮想視点の近傍に存在すること、並びに、その位置が視覚的に確認できることになる。しかも、仮想視点がさらに近づく、実際に撮影されたオリジナルのキー画像が表示されるので、病変の診断も容易になる。

【0076】

なお、上記実施形態では、画像診断アプリケーションにて、3次元大腸モデルを生成するものとしたが、3次元大腸モデルは他の装置で生成しても良い。この場合の「他の装置」は、CT、MRIのいずれを用いても構わない。要は、同一被験者の3次元大腸モデルとカプセル内視鏡情報が得られれば良い。

20

【0077】

また、上記実施形態では、仮想視点位置とキー画像の撮像位置との差が第2閾値 Th_2 以下の場合に、キー画像を表示するものとしたが、マーカー上にマウスカーソルを移動したことによってキー画像を表示させても良い。

【0078】

[他の実施形態]

上記実施形態では、キー画像の撮像位置が、3次元大腸モデル内の芯線上の画像の位置と見なした。しかし、図7に示すように、大腸芯線上における、撮像画像の中心位置とカプセル内視鏡の位置との間には、 ΔL だけの差が存在するので、上記距離の判定処理にてこの ΔL を加味して判断しても良い。

30

【0079】

また、仮想内視鏡では、その視線方向を、ユーザの指示に従って自由に変更可能である。それ故、現在の視線方向が順方向に向かっているのか否かが判然としなくなる可能性がある。本実施形態によれば、図8に示す如く、仮想視点を表すアイコン811もその視線方向に基づいて向きが変わるので、その可能性を低くできるが、かかる点をより強調するため、仮想視点の視線方向が順方向、逆方向のいずれに向いているのかを仮想画像で判断できるようにしても良い。例えば、第2表示領域802の枠の色を、順方向、逆方向で区別するようにしても良い。また、マーク821の色も、順方向から見ているのか、逆方向から見ているのかを区別しても構わない。

40

【0080】

また、上記実施形態では仮想内視鏡画像をX線CT装置からの情報に基づいて生成するものとしたが、MRI等の他のモダリティ装置(医用画像診断装置)の情報からも仮想内視鏡画像を生成することができるので、上記実施形態に限定されるものではない。

【0081】

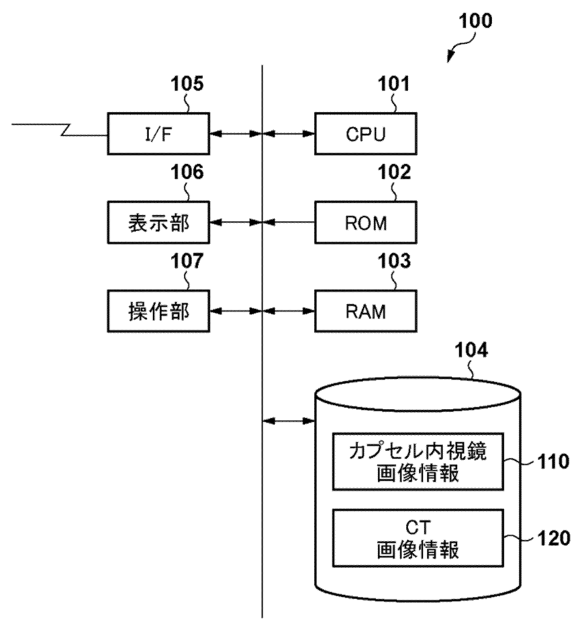
また、上記説明から明らかなように、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア(プログラム)を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ(またはCPUやMPU等)がプログラムを読み出して実行する処理である。

【符号の説明】

50

【 0 0 8 2 】
1 0 1 ... CPU、 1 0 2 ... ROM、 1 0 3 ... RAM、 1 0 4 ... HDD , 1 0 5 ... I / F、
1 0 6 ... 表示部、 1 0 7 ... 操作部

【 図 1 】

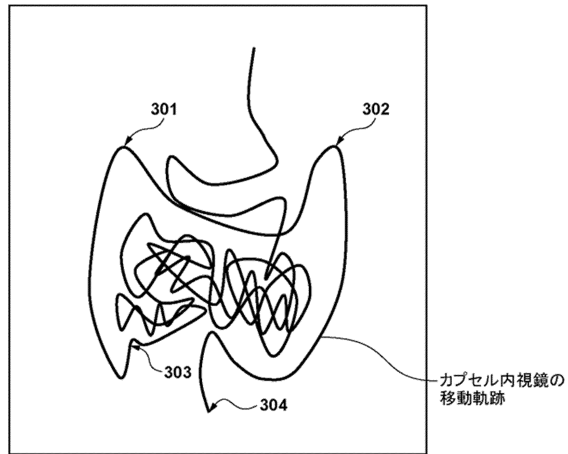


【 図 2 】

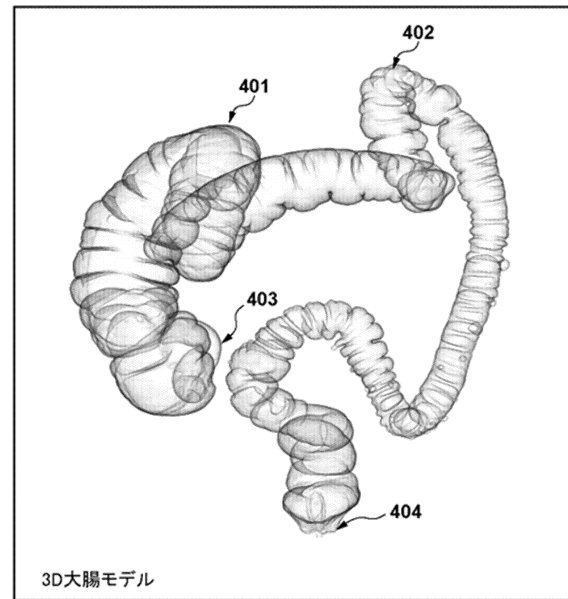
経過時間	撮像位置	撮像方向	画像ファイル名	ランドマーク	キー画像
000001	x0,y0,z0	d0	f_000001.JPG	-	-
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
m1	xm1,ym1,zm1	dm1	f_m1.JPG	1	-
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
k1	xk1,yk1,zk1	dk1	f_k1.JPG	-	1
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
m2	xm2,ym2,zm2	dm2	f_m2.JPG	2	-
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
k2	xk2,yk2,zk2	dk2	f_k2.JPG	-	2
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
m3	xm3,ym3,zm3	dm3	f_m3.JPG	3	-
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
m4	xm4,ym4,zm4	dm4	f_m4.JPG	4	-
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

大腸内

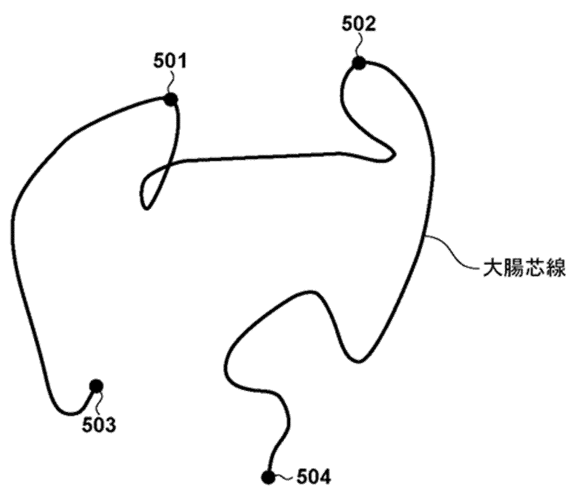
【図 3】



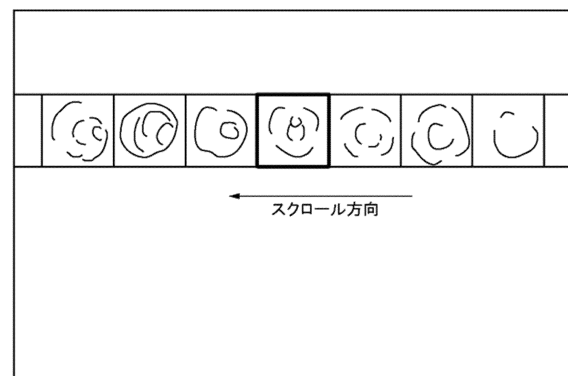
【図 4】



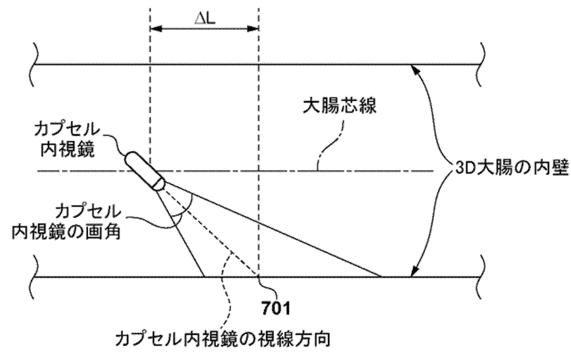
【図 5】



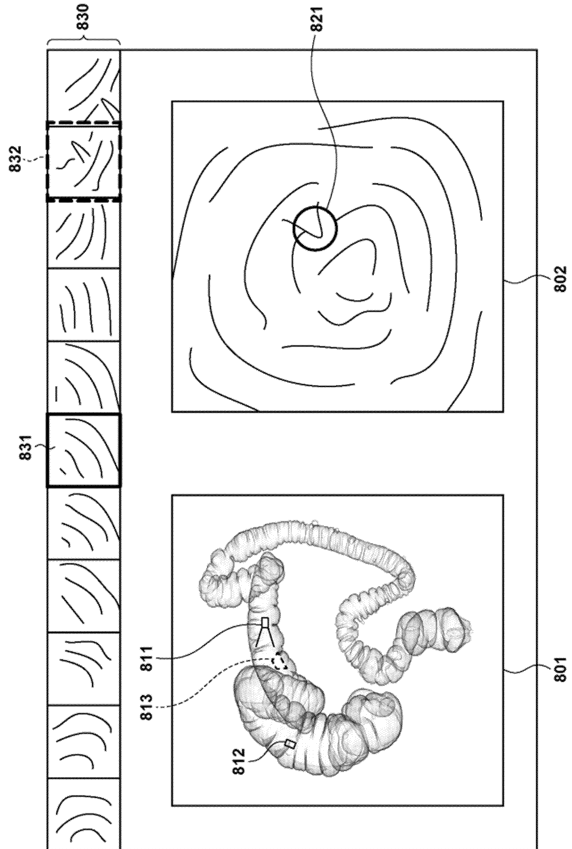
【図 6】



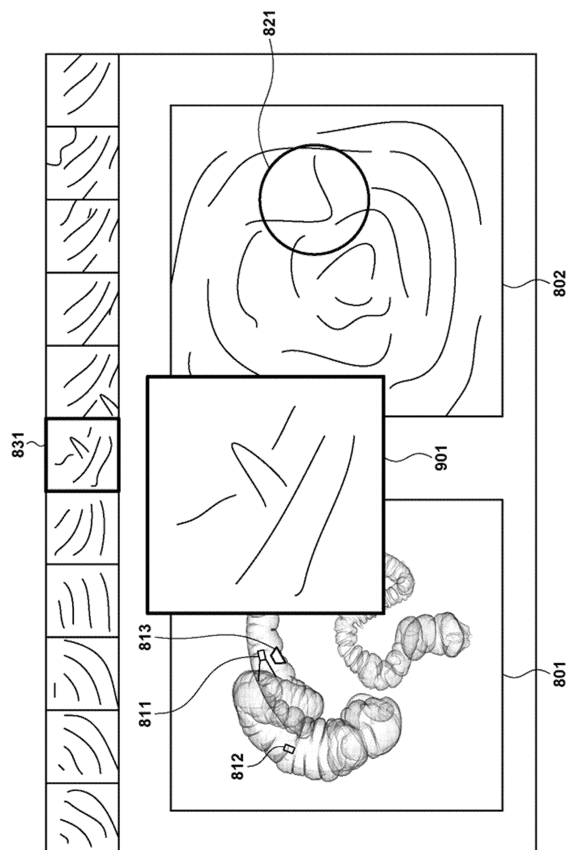
【図 7】



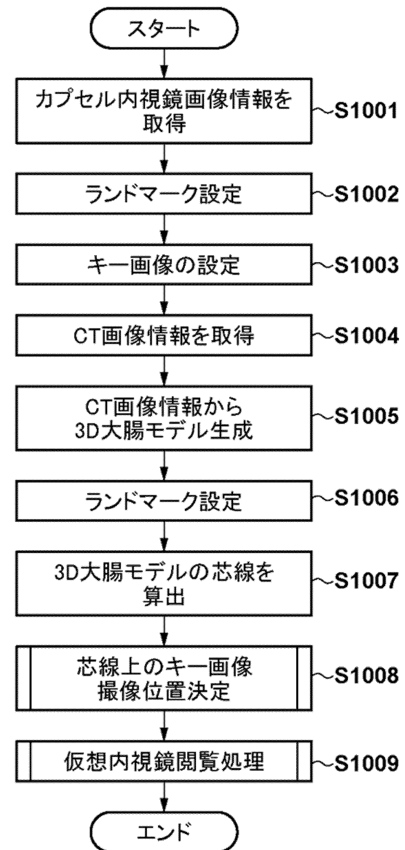
【図 8】



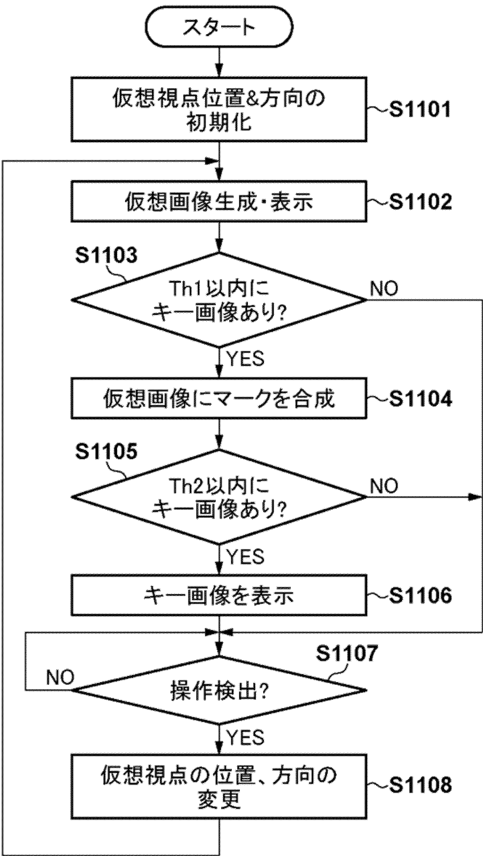
【図 9】



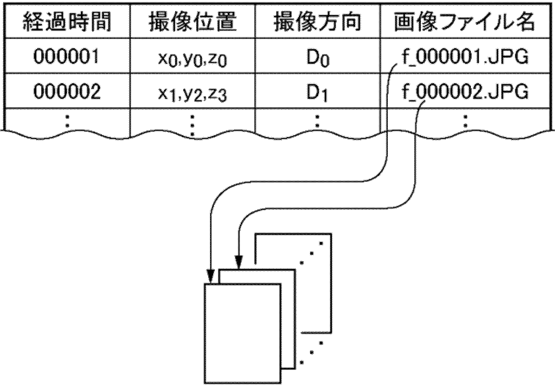
【図 10】



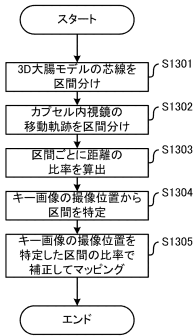
【図 1 1】



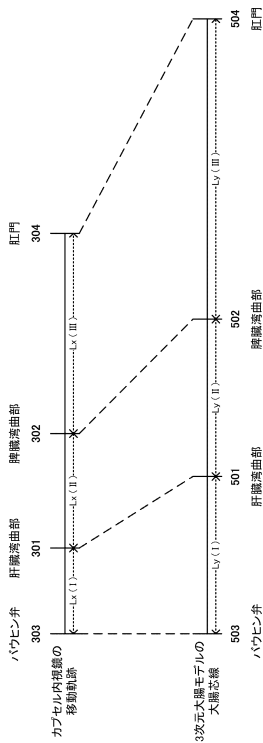
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
A 6 1 B 1/01

(56)参考文献 特開 2 0 1 3 - 1 5 0 6 5 0 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 2 0 6 2 9 7 (J P , A)
特開 2 0 1 6 - 0 7 7 7 2 7 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 4 / 0 6 1 5 5 3 (W O , A 1)
医療法人社団 深谷肛門科, " 大腸とは ", [オンライン], 2 0 1 9 年 8 月 6 日, URL ,
www.fukayakoumonka.or.jp/cf01.html

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2、5 / 0 5 5、6 / 0 0 - 6 / 1 4

专利名称(译)	医学图像处理设备，其控制方法和程序		
公开(公告)号	JP6671747B2	公开(公告)日	2020-03-25
申请号	JP2015246014	申请日	2015-12-17
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社AZE		
申请(专利权)人(译)	佳能日本营销公司 株式会社AZE		
[标]发明人	阪本剛		
发明人	阪本 剛		
IPC分类号	A61B6/03 A61B6/12 A61B1/00 A61B1/01		
FI分类号	A61B6/03.377 A61B6/03.360.G A61B6/12 A61B6/03.330.Z A61B1/00.610 A61B1/01 A61B1/00.C A61B1/00.V A61B1/00.320.B A61B1/00.320.Z A61B1/045.610		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/CA18 4C093/CA23 4C093/FD09 4C093/FF22 4C093/FF42 4C093/FF43 4C093/FG05 4C093/FG13 4C161/AA04 4C161/DD07 4C161/JJ10 4C161/WW10 4C161/WW19		
其他公开文献	JP2017108934A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种技术，该技术允许以足够的精度来估计由胶囊内窥镜捕获的真实捕获图像与包括在由医学图像诊断设备获得的多个医学图像中的管状结构的位置关系。：能够显示由医学图像诊断设备获得的多个医学图像中包括的管状结构的虚拟内窥镜图像的医学图像处理器，根据来自胶囊的运动轨迹的管状结构的形状来识别第一段 内窥镜由多个胶囊型内窥镜图像信息所包含的摄像位置构成。从所获取的多个医学图像中包括的管状结构的芯线，识别出根据管状结构的形状的第二段。通过使用基于第一段之间的距离和第二段之间的距离的参数，可以确定管状结构在芯线上的位置，该位置对应于由第一段成像的胶囊内窥镜图像的成像位置。 14

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6671747号 (P6671747)
(45) 発行日 令和2年3月25日 (2020. 3. 25)	(24) 登録日 令和2年3月6日 (2020. 3. 6)	
(51) Int. Cl.	F 1	
A 6 1 B 6/03 (2006. 01)	A 6 1 B 6/03	3 7 7
A 6 1 B 6/12 (2006. 01)	A 6 1 B 6/03	3 6 0 G
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 6/12	
A 6 1 B 1/01 (2006. 01)	A 6 1 B 6/03	3 3 0 Z
	A 6 1 B 1/00	6 1 0
請求項の数 8 (全 19 頁) 最終頁に続く		
(21) 出願番号 特願2015-246014 (P2015-246014)	(73) 特許権者 594164542	(74) 代理人 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所 阪本 剛 東京都千代田区丸の内1丁目8番1号 丸の内トラストタワー 株式会社A Z E内 審査官 松岡 智也
(22) 出願日 平成27年12月17日 (2015. 12. 17)	キヤノンメディカルシステムズ株式会社	
(65) 公開番号 特開2017-108934 (P2017-108934A)	熊本県大田原市下石上1385番地	
(43) 公開日 平成29年6月22日 (2017. 6. 22)	110001771	
審査請求日 平成30年11月7日 (2018. 11. 7)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置、その制御方法、及びプログラム		