

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2006-218239
(P2006-218239A)

(43) 公開日 平成18年8月24日(2006.8.24)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 E	4 C 0 6 1
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 B	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2005-36977 (P2005-36977)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22) 出願日	平成17年2月14日 (2005.2.14)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	田代 浩一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス株式会社内
		(72) 発明者	内久保 明伸 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス株式会社内
		(72) 発明者	尾崎 孝史 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス株式会社内
		最終頁に続く	

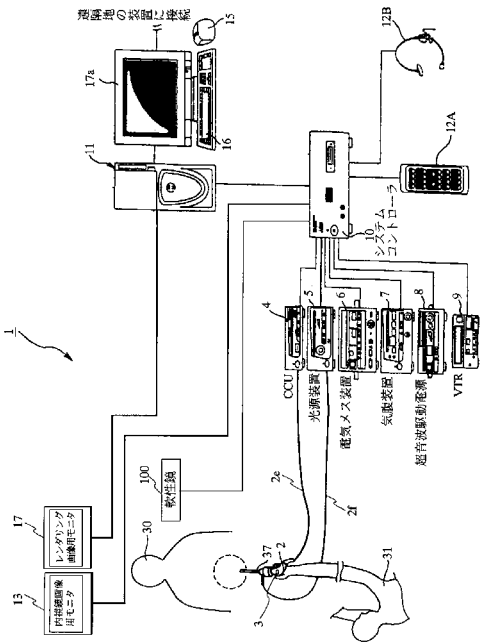
(54) 【発明の名称】 手技支援システム

(57) 【要約】

【課題】ライブの内視鏡画像の倍率と一致したレンダリング画像に補正し、効果的な診断あるいは処置の支援を行う。

【解決手段】臓器外壁に距離計測用キャップの棒部材先端を接触させる。これにより臓器外壁と距離計測用キャップの棒部材先端とが距離Lだけ離れた画像となるので、この距離情報Lをレンダリング画像生成部11に入力し、距離情報L及び挿入点座標と挿入角度に基づき患部領域の座標を算出し、現在のレンダリング画像の倍率を実際の臓器外壁画像の大きさに補正する。そして、実際の臓器外壁画像の大きさと一致したレンダリング画像をモニタ17に表示させることで、レンダリング画像による硬性鏡2での処置の支援を開始する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の体腔内を撮像する内視鏡と、
前記内視鏡が撮像した内視鏡画像を生成する内視鏡画像生成手段と、
前記被検体に関するレンダリング画像を格納した記憶部より前記レンダリング画像を読み出す画像読み出し手段と、
前記内視鏡の先端面と前記被検体との距離を計測する距離計測手段と、
前記距離計測手段が計測した距離に基づき前記レンダリング画像を補正するレンダリング画像補正手段と
を備えたことを特徴とする手技支援システム。

10

【請求項 2】

前記レンダリング画像補正手段が補正した前記レンダリング画像に基づき前記内視鏡画像上の所定領域を算出する領域算出手段を
を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の手技支援システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に関するレンダリング画像データを生成し、該レンダリング画像データに基づき手技の支援を行う手技支援システムに関する。

【背景技術】

20

【0002】

近年、画像による診断が広く行われるようになっており、例えば X 線 C T (C o m p u t e d T o m o g r a p h y) 装置等により被検体の断層像を撮像することにより被検体内の 3 次元的なレンダリング画像 (仮想画像) を生成し、このレンダリング画像を用いて患部の診断が行われるようになってきた。

【0003】

C T 装置では、X 線照射・検出を連続的に回転させつつ、被検体を体軸方向に連続送ることにより、被検体の 3 次元領域について螺旋状の連続スキャン (ヘリカルスキャン : h e l i c a l s c a n) を行い、3 次元領域の連続するスライスの断層像から、3 次元的なレンダリング画像を作成することが行われる。

30

【0004】

そのような 3 次元のレンダリング画像の 1 つに、肺の気管支の 3 次元内視鏡画像がある。気管支の 3 次元内視鏡画像は、例えば肺癌等が疑われる異常部の位置を 3 次元的に把握するのに利用される。そして、異常部を生検によって確認するために、気管支内視鏡を挿入して先端部から生検針や生検鉗子等を出して組織のサンプル (s a m p l e) を採取することが行われる。

【0005】

気管支のような多段階の分岐を有する体内の管路では、異常部の所在が分岐の末梢に近いとき、内視鏡の先端を短時間で正しく目的部位に到達させることが難しいために、例えば特開 2 0 0 0 - 1 3 5 2 1 5 号公報等では、被検体の 3 次元領域の C T 画像データに基づいて前記被検体内の管路の 3 次元内視鏡画像を作成し、前記 3 次元内視鏡画像上で前記管路に沿って目的点までの経路を求め、前記経路に沿った前記管路の仮想的な内視鏡経路画像 (以下、レンダリング経路画像と称す) を前記 C T 画像データに基づいて作成し、前記レンダリング経路画像を表示することで、気管支内視鏡を目的部位にナビゲーションする装置が提案されている。

40

【0006】

また、体内の臓器を被検体とする診断 / 処置支援方法においては、従来より、上記同様に主に被検体の臓器の 3 次元的なレンダリング画像を作成し、これを表示しながら診断 / 処置を支援するための画像解析ソフトが実用化されている。

【特許文献 1】特開 2 0 0 0 - 1 3 5 2 1 5 号公報

50

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、手技を支援する際に用いるリアルタイムでのレンダリング画像の生成においては、従来は、内視鏡の挿入位置及び挿入角度に基づいて内視鏡が撮像した画像に対応したレンダリング画像を生成しているが、挿入位置及び挿入角度は予め入力可能であるために、内視鏡画像と略一致した向きにレンダリング画像が得られるが、内視鏡の先端と被検体との距離が反映されないので、内視鏡画像と異なる倍率のレンダリング画像が生成され、診断あるいは処置を効果的に支援することが難しいといった問題がある。

【0008】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、ライブの内視鏡画像の倍率と一致したレンダリング画像に補正し、効果的な診断あるいは処置の支援を行うことのできる手技支援システムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の手技支援システムは、
被検体の体腔内を撮像する内視鏡と、
前記内視鏡が撮像した内視鏡画像を生成する内視鏡画像生成手段と、
前記被検体に関するレンダリング画像を格納した記憶部より前記レンダリング画像を読み出す画像読み出し手段と、
前記内視鏡の先端面と前記被検体との距離を計測する距離計測手段と、
前記距離計測手段が計測した距離に基づき前記レンダリング画像を補正するレンダリング画像補正手段と
を備えて構成される。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、ライブの内視鏡画像の倍率と一致したレンダリング画像に補正し、効果的な診断あるいは処置の支援を行うことができるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

【実施例1】

【0012】

図1ないし図24は本発明の実施例1に係わり、図1は手技支援システムの構成を示す構成図、図2は図1の硬性鏡の構成を示す図、図3は図1の手技支援システムの要部構成を示すブロック図、図4は図2の硬性鏡の先端に設けられる距離計測用キャップを示す図、図5は図4の距離計測用キャップの第1の変形例を示す図、図6は図4の距離計測用キャップの第2の変形例を示す図、図7は図4の距離計測用キャップの第3の変形例を示す図、図8は図4の距離計測用キャップの第4の変形例を示す第1の図、図9は図4の距離計測用キャップの第4の変形例を示す第2の図、図10は図1の手技支援システムの作用を説明するフローチャート、図11は図10の処理を説明する第1の図、図12は図10の処理を説明する第2の図、図13は図10の処理を説明する第3の図、図14は図10の処理を説明する第4の図、図15は図10の処理を説明する第5の図、図16は図10の処理を説明する第6の図、図17は図10の処理を説明する第7の図、図18は図10の処理を説明する第8の図、図19は図10の処理を説明する第9の図、図20は図10の処理を説明する第10の図、図21は図10の処理を説明する第11の図、図22は図10のキャリブレーション処理の変形例を説明する第1の図、図23は図10のキャリブレーション処理の変形例を説明する第2の図、図24は図10のキャリブレーション処理の変形例を説明する第3の図である。

【0013】

図 1 に示すように、本実施例の手技支援システム 1 は、内視鏡システムと組み合わせて構成され、具体的には、被検体の体腔内を観察可能な観察手段としての硬性鏡 2、軟性鏡 100、CCU4、光源 5、電気メス装置 6、気腹装置 7、超音波駆動電源 8、VTR9、システムコントローラ 10、レンダリング画像生成部 11、リモコン 12A、音声入力マイク 12B、マウス 15、キーボード 16、図示しないカンファレンス室に配置されるシミュレーションモニタ 17a 及び手術室に配された内視鏡画像用モニタ 13 及びレンダリング画像用モニタ 17 を有して構成されている。

【0014】

本実施例では硬性鏡 2 として、図 2 に示すような腹腔鏡を用いている。この硬性鏡（腹腔鏡）2 は、被検体の腹腔内に挿入するための挿入部 2b と、挿入部 2b の基端側に設けられた把持部 2a とを有して構成される。挿入部 2b の内部には照明光学系及び観察光学系が設けられており、被検体の腹腔内の観察部位を照明し、被検体の腹腔内の観察像を得ることが可能となっている。

10

【0015】

把持部 2a にはライトガイドコネクタ 2c が設けられ、該ライトガイドコネクタ 2c には、一端が光源装置 5 に接続されたライトガイドケーブル 2f（図 1 参照）の他端に接続され、これにより、挿入部 2b 内の照明光学系を介して光源装置 5 からの照明光を観察部位に照射できるようになっている。

【0016】

把持部 2a に設けられた図示しない接眼部には、CCD 等の撮像手段を有するカメラヘッド 2d が接続され、このカメラヘッド 2d には観察像のズームイン/アウトなどの操作を行うためのリモートスイッチ 2g が設けられている。また、このカメラヘッド 2d の基端側にはカメラケーブル 2e が延設されており、カメラケーブル 2e の他端には CCU4 に電氣的に接続するための接続コネクタ（図示せず）が設けられている。

20

【0017】

図 1 に戻り、硬性鏡 2 は、手術時、トラカール 37 に挿通された状態のまま、このトラカール 37 によって患者体内の腹部に保持されながら前記挿入部を腹部領域に挿入して、CCD 等の撮像部により腹部領域を撮像し、撮像した撮像信号をカメラヘッド 2d を介して CCU4 に供給する。

【0018】

また、軟性鏡 100 は、体腔内の管腔臓器を撮像する CCD 等の撮像部を有し、可撓性で湾曲可能な挿入部を体腔内に挿入する公知の電子内視鏡であって、撮像信号を CCU4 に供給する。

30

【0019】

CCU4 は、硬性鏡 2 及び軟性鏡 100 からの撮像信号に信号処理を施し、撮像信号に基づく画像データ（例えば内視鏡ライブ画像データ）を、手術室内に配されたシステムコントローラ 10 に供給する。また、システムコントローラ 10 からの制御により、硬性鏡 2 及び軟性鏡 100 のライブ画像の静止画あるいは動画に基づく画像データが CCU4 から内視鏡画像用モニタ 13 及び VTR9 に選択的に出力される。なお、システムコントローラ 10 の詳細な構成については後述する。

40

【0020】

VTR9 は、システムコントローラ 10 の制御により、前記 CCU4 からの内視鏡ライブ画像データを記録し、あるいは再生可能である。再生時の場合には、再生された内視鏡ライブ画像データをシステムコントローラ 10 に出力する。

【0021】

光源装置 5 は、ライトガイドを介して前硬性鏡 2 及び軟性鏡 100 に照明光を供給するための光源装置である。

【0022】

電気メス装置 6 は、例えば患者の腹部領域内の異常部を電気メスプローブ（図示せず）による電気熱を用いて切断したりする手術処置装置であり、超音波駆動電源 8 は、超音波

50

プローブ（図示せず）で前記異常部を切断あるいは凝固したりする手術処置装置である。

【0023】

また気腹装置7は、図示はしないが送気、吸気手段を備え、接続される前記トラカール37を介して患者体内の例えば腹部領域に炭酸ガスを送気するものである。

【0024】

これらの光源装置5，電気メス装置6，気腹装置7及び超音波駆動電源8は、前記システムコントローラ10と電氣的に接続されており、このシステムコントローラ10によってその駆動が制御されるようになっている。

【0025】

また、手術室内には、上述したCCU4、VTR9、光源装置5，電気メス装置6，気腹装置7及び超音波駆動電源8等の各種機器の他にシステムコントローラ10及び内視鏡画像用モニタ13、レンダリング画像用モニタ17が配されている。 10

本実施例では、例えば患者30の腹部内にトラカール37を介して挿入部を挿入して被検体を撮像する術者31が、患者30に対して図1に示すような位置で処置を行うものとする、この術者31の位置に対応した見やすい位置（視野方向）に、内視鏡画像用モニタ13、レンダリング画像用モニタ17が設置されるようになっている。

【0026】

システムコントローラ10は、内視鏡システム全体の各種動作（例えば表示制御や調光制御等）を制御するもので、図3に示すように、通信インターフェイス（以下、通信I/Fと称す）18、メモリ19、制御部としてのCPU20及び表示インターフェイス（以下、表示I/Fと称す）21とを有している。 20

【0027】

通信I/F18は、前記CCU4、光源装置5，電気メス装置6，気腹装置7、超音波駆動電源8、VTR9及び後述するレンダリング画像生成部11に電氣的に接続されており、これらの駆動制御信号の送受信、または内視鏡画像データの送受信をCPU20によって制御される。なお、この通信I/F18には、遠隔操作手段としての術者用のリモコン12A及び音声入力マイク12Bが電氣的に接続されており、リモコン12Aの操作指示信号あるいは音声入力マイク12Bの音声指示信号を取り込み、前記CPU20に供給するようになっている。

【0028】

このリモコン12Aは、図示はしないが例えば内視鏡ライブ画像用の内視鏡画像用モニタ13やレンダリング画像用モニタ17、あるいはシミュレーションモニタ17aに表示される表示画像に対応したホワイトバランスボタン、気腹装置7を実行するための気腹ボタンと、気腹実行の際の圧力を上下に調整するための圧力ボタン、VTR9に内視鏡ライブ画像を録画実行するための録画ボタン、その録画実行の際のフリーズボタン及びレリーズボタン、内視鏡ライブ画像あるいはレンダリング画像表示を実行するための表示ボタン、レンダリング画像を生成する際に2次元表示（2D表示）を実行するための操作ボタン（各種2D表示モードに応じたアキシャルボタン、コロナルボタン、サジタルボタン等）、レンダリング画像を表示する際の3次元表示（3D表示）を実行するための操作ボタンで、各種3D表示モードを実行した際のレンダリング画像の視野方向を示す挿入点ボタン（硬性鏡2の腹部領域に対する挿入情報で、例えば硬性鏡2を挿入するトラカール37上の挿入ポイントのX方向、Y方向、Z方向の数値を表示するためのボタン）、注目点ボタン（硬性鏡2を腹部領域に挿入した際の硬性鏡2の軸方向（角度）の数値を表示するためのボタン）、3D表示する際の表示倍率変更を指示するためのボタン（表示倍率を縮小する縮小ボタン、表示倍率を拡大する拡大ボタン等）、表示色を変更するための表示色ボタン、トラッキングを実行するためのトラッキングボタン、各ボタンの押下により決定した操作設定モードに対して設定入力情報の切換や決定等を行う操作ボタンや数値等を入力するためのテンキー等を有している。 40

【0029】

したがって、これらの各ボタンを備えたリモコン12A（またはスイッチ）を用いるこ 50

とによって、術者は所望する情報が迅速に得られるように操作することが可能である。

【0030】

メモリ19は、例えば内視鏡静止画像の画像データや機器設定情報等のデータを記憶するもので、これらのデータの記憶、及び読み出しは前記CPU20によって制御がなされるようになっている。

【0031】

表示I/F21は、前記CCU4、VTR9及び内視鏡画像用モニタ13に電氣的に接続されており、CCU4からの内視鏡ライブ画像データあるいはVTR9の再生された内視鏡画像データを送受信し、例えば受信した内視鏡ライブ画像データを内視鏡画像用モニタ13に出力する。これにより、内視鏡画像用モニタ13は供給された内視鏡ライブ画像データに基づく内視鏡ライブ画像を表示する。 10

【0032】

また、内視鏡画像用モニタ13は、内視鏡ライブ画像の表示の他に、該CPU20の表示制御により、該内視鏡システムの各種機器設定状態やパラメータ等の設定情報を表示することも可能である。

【0033】

CPU20は、システムコントローラ10内の各種動作、すなわち、通信I/F18、表示I/F24による各種信号の送受信制御、メモリ19の画像データの書き込みや読み出し制御、内視鏡画像用モニタ13の表示制御、さらにはリモコン12A（またはスイッチ）の操作信号に基づく各種動作制御等を行う。 20

【0034】

一方、前記システムコントローラ10には、レンダリング画像生成部11が電氣的に接続されている。

【0035】

レンダリング画像生成部11は、図3に示すように、データベース部23、メモリ24、CPU25、通信I/F26、表示I/F27、切替部27Aを有している。

【0036】

データベース部23は、患者のX線断層像を撮像する図示しない公知のCT装置で生成された3次元画像データを、例えばMO(Magneto-Optical disk)装置やDVD(Digital Versatile Disc)装置等、可搬型の記憶媒体を介して取り込むCT画像データ取り込み部(図示せず)を備え、取り込んだ3次元画像データ(CT画像データ)を格納するものである。この3次元画像データの読み出しや書き込みは、CPU25によって制御される。 30

【0037】

メモリ24は、例えば前記3次元画像データやCPU25によりこの3次元画像データに基づき生成されたレンダリング画像データ等のデータを記憶するもので、これらのデータの記憶、及び読み出しは前記CPU25によって制御がなされるようになっている。

【0038】

通信I/F26は、前記システムコントローラ10の通信I/F18に接続されており、レンダリング画像生成部11と前記システムコントローラ10とが連動して各種動作するのに必要な制御信号の送受信を行うもので、CPU25によって制御され、CPU25内に取り込まれるようになっている。 40

【0039】

表示I/F27は、前記CPU25の制御により生成されたレンダリング画像を切替部27Aを介してレンダリング画像用モニタ17、シミュレーションモニタ17aに出力する。これにより、レンダリング画像用モニタ17、シミュレーションモニタ17aは供給されたレンダリング画像を表示する。この場合、前記切替部27Aは、CPU25による切替え制御によって、レンダリング画像の出力を切替えて、指定されたレンダリング画像用モニタ17、シミュレーションモニタ17aに対し選択的に出力することが可能である。なお、レンダリング画像の表示を切替える必要がない場合には、前記切替部27Aを設 50

けなくとも良く、前記レンダリング画像用モニタ 17、シミュレーションモニタ 17a の双方に同じレンダリング画像を表示させても良い。

【0040】

前記 CPU 25 には、マウス 15 及びキーボード 16 が電氣的に接続されている。これらマウス 15 及びキーボード 16 は、このレンダリング画像表示装置によるレンダリング画像表示動作を実行するのに必要な各種設定情報等を入力したり設定したりするための操作手段である。

【0041】

CPU 25 は、前記レンダリング画像生成部 11 内の各種動作、すなわち、通信 I/F 26、表示 I/F 27 による各種信号の送受信制御、メモリ 24 の画像データの書き込みや読み出し制御、モニタ 17、17a の表示制御、切替部 27A の切替え制御、さらにはマウス 15 やキーボード 16 の操作信号に基づく各種動作制御等を行う。 10

【0042】

なお、本実施例では、前記レンダリング画像生成部 11 を、例えば遠隔地に配されたレンダリング画像生成部に通信手段を介して接続するように構成すれば遠隔手術支援システムとして構築することも可能である。

【0043】

また、本実施例では、硬性鏡 2 の視野方向に基づくレンダリング画像を生成し表示するために、図 2 及び図 3 に示すように、硬性鏡 2 の把持部 2a にセンサ 3 が設けられており、このセンサ 3 には、例えばジャイロセンサ等が収容されており、硬性鏡 2 の腹部領域への挿入角度等の情報を検出し、センサ 3 の検出情報が図 2 に示すように通信 I/F 26 を介してレンダリング画像生成部 11 に供給される。 20

【0044】

なお、本実施例では、センサ 3 は有線にてレンダリング画像生成部 11 に電氣的に接続されるが、無線にてデータ通信可能に前記レンダリング画像生成部 11 に接続するように構成しても良い。

【0045】

図 4 に示すように、硬性鏡 2 の先端面には、光源装置 5 からの照明光を照射する照明窓 2u、観察像を入射する対物窓 2v、処置具を突出させるチャンネル開口 2w が設けられ、また硬性鏡 2 の先端には透明部材からなる円筒形状の距離計測用キャップ 2j が設けられている。この距離計測用キャップ 2j の先端には、距離計測用の棒部材 2k が設けられ、硬性鏡 2 の先端面と棒部材 2k の先端との間隔が所定間隔 L になるように、距離計測用キャップ 2j が硬性鏡 2 の先端外装部の所定の位置に設置されている。 30

【0046】

この距離計測用キャップ 2j の棒部材 2k 先端を臓器の外表面に接触させることで、臓器の外表面に対する硬性鏡 2 (の先端面) の位置のキャリブレーションがなされる。

【0047】

なお、距離計測用キャップ 2j は、図 4 の形状に限らず、図 5 ないし図 7 に示すような形状でもよい (図 5 : 透明な円筒形上の距離計測用キャップ 2j、図 6 : 先端が透明なドーム状の距離計測用キャップ 2j、図 7 : 硬性鏡 2 の先端外表面に装着する帯状部材 2p と該帯状部材 2p より硬性鏡 2 の挿入方向に延出した棒部材 2k からなる距離計測用キャップ 2j)。 40

【0048】

また、図 8 に示すように、チャンネル開口 2w から計測用ゲージ 2m を突出させて、図 9 に示すように計測用ゲージ 2m のマーカ 2ma の位置を視野内の境界となるようにすることで、マーカ 2ma の位置と計測用ゲージ 2m の先端位置の間隔をモニタ 13 上で所定量 A 固定して、さらに臓器 80 と計測用ゲージ 2m の先端を接触させることで、硬性鏡 2 の先端面と計測用ゲージ 2m の先端との間隔 (臓器 80 の外表面) を所定間隔 L に設定するようにしてもよい。

【0049】

このように構成された本実施例の作用について説明する。図 10 に示すように、ステップ S 1 にて硬性鏡 2 の挿入点の座標をキーボード 15 等を用いてレンダリング画像生成部 11 に入力する。

【0050】

具体的には、図 11 に示すように、例えば手術台 101 に横たわる患者 31 の腹部にトラカール 37 (図示せず) を介して硬性鏡 2 が挿入されるが、この硬性鏡 2 の挿入位置は手術台 101 を含む 3 次元空間座標 (x, y, z) 上で一意的に決定されるので、硬性鏡 2 の挿入位置の空間座標 (x0, y0, z0) をキーボード等によりレンダリング画像生成部 11 に入力する。

【0051】

また、ステップ S 2 にて硬性鏡 2 の挿入角度をセンサ 3 によりレンダリング画像生成部 11 が検出し、ステップ S 3 にて図 11 に示すように患者 31 の口等より軟性鏡 100 を挿入し、臓器内壁の観察を開始する。

【0052】

図 12 に示すように、硬性鏡 2 により撮像された臓器外壁画像 13a と軟性鏡 100 により撮像された臓器内壁画像 13b は、システムコントローラ 10 によりモニタ 13 に表示される。

【0053】

そして、ステップ S 4 にて、図 13 に示すように、臓器 200 内壁より患部 202 を軟性鏡 100 で探索し、患部 202 を照明光で照明すると、患部 202 を含む臓器内壁の所定領域が照明域 201 となり、硬性鏡 2 で観察している臓器外壁より照明域 201 が視認可能となる。

【0054】

そこで、ステップ S 5 にて硬性鏡 2 により臓器外壁の観察を開始し、ステップ S 6 にて照明域 201 を臓器外壁より見つけたことで患部 202 の位置を抽出する。

【0055】

そして、ステップ S 7 にて患部 202 (照明域 201) の中心を臓器外壁画像 13a の中心とするように、硬性鏡 2 を操作する。例えば図 12 に示すように患部 202 (照明域 201) が臓器外壁画像 13a の左下に位置している状態から、硬性鏡 2 を操作し図 14 に示すように患部 202 (照明域 201) の中心を臓器外壁画像 13a の中心とする。その後、図 15 に示すように、距離計測用キャップ 2j の棒部材 2k 先端を臓器の外表面に接触させ、軟性鏡 100 を体腔内より抜き去り、図 16 に示すようにモニタ 13 を臓器外壁画像 13a のみを表示させる。

【0056】

次に、ステップ S 8 にてレンダリング画像における臓器外壁と硬性鏡 2 の先端との距離のキャリブレーション処理を開始する。図 17 に示すように、レンダリング画像生成部 11 には挿入点座標と挿入角度のみの情報が入力されているので、臓器外壁と硬性鏡 2 の先端との距離が分からず、図 17 に示すように、レンダリング画像用モニタ 17 に表示されるレンダリング画像 170 では、倍率が実際の臓器外壁画像 13a (図 16 参照) と異なる。

【0057】

そこで、キャリブレーション処理では、ステップ S 9 にて、臓器外壁に距離計測用キャップ 2j の棒部材 2k 先端を接触させる。これにより臓器外壁と距離計測用キャップ 2j の棒部材 2k 先端とが距離 L だけ離れた画像となるので、この距離情報 L をレンダリング画像生成部 11 に入力し、距離情報 L 及び挿入点座標と挿入角度に基づき患部 202 (照明域 201) 領域の座標を算出し、ステップ S 10 にて現在のレンダリング画像 170 の倍率を実際の臓器外壁画像 13a の大きさに補正する。

【0058】

そして、ステップ S 11 にて図 18 に示すような実際の臓器外壁画像 13a の大きさと一致したレンダリング画像 170 をモニタ 17 に表示させることで、レンダリング画像 1

10

20

30

40

50

70による硬性鏡2での処置の支援を開始する。

【0059】

硬性鏡2での処置の支援の一例を図19ないし図21を用いて説明する。図19に示すように、硬性鏡2を患部202の一端が中心となるように位置させる(実線)と、これに連動して、図20に示すように、モニタ17上のレンダリング画像170も患部202の一端が中心となった画像となる。このレンダリング画像170の中心を例えば第1マーカ210でマーキングしてその座標を算出する。

【0060】

つぎに、図19に示すように硬性鏡2を患部202の他端が中心となるように位置させる(破線)と、これに連動して、図20に示すように、モニタ17上のレンダリング画像170も患部202の他端が中心となった画像となる。このレンダリング画像170の中心を例えば第2マーカ211でマーキングしてその座標を算出する。

【0061】

そして、第1マーカ210の座標と第2マーカ211の座標からレンダリング画像170上で患部202の大きさDを算出する。この大きさDを処置前に計測することで、患部202の除去経過を記録することが可能となる。

【0062】

なお、本実施例では、軟性鏡100を体腔内に挿入し照明域201を目標に臓器外壁より患部202に硬性鏡2をアプローチさせ、距離計測用キャップ2jを用いて倍率のキャリブレーションを行うとしたが、これに限らず、図22に示すように、例えば管腔臓器ではない肝臓250に対しては、肝臓250の外壁面より目視にて患部領域を見つけだし、見つけた患部領域に水溶性の所定の大きさのマーク部材300を貼付し、このマーク部材300を硬性鏡2で撮像し、図23のようにモニタ13にマーク部材300を表示させ、倍率のキャリブレーションの際には、図24のようにマーク部材300がモニタ13上で所定の大きさになるように硬性鏡2を肝臓250の外壁面に近付けて、臓器外壁と硬性鏡2先端とが距離Lだけ離れた画像とし、レンダリング画像170を補正してキャリブレーションを行うようにしてよく、この場合は、距離計測用キャップ2jを用いることなくキャリブレーションを行うことができる。

【0063】

本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0064】

【図1】本発明の実施例1に係る手技支援システムの構成を示す構成図

【図2】図1の硬性鏡の構成を示す図

【図3】図1の手技支援システムの要部構成を示すブロック図

【図4】図2の硬性鏡の先端に設けられる距離計測用キャップを示す図

【図5】図4の距離計測用キャップの第1の変形例を示す図

【図6】図4の距離計測用キャップの第2の変形例を示す図

【図7】図4の距離計測用キャップの第3の変形例を示す図

【図8】図4の距離計測用キャップの第4の変形例を示す第1の図

【図9】図4の距離計測用キャップの第4の変形例を示す第2の図

【図10】図1の手技支援システムの作用を説明するフローチャート

【図11】図10の処理を説明する第1の図

【図12】図10の処理を説明する第2の図

【図13】図10の処理を説明する第3の図

【図14】図10の処理を説明する第4の図

【図15】図10の処理を説明する第5の図

【図16】図10の処理を説明する第6の図

【図17】図10の処理を説明する第7の図

【図 18】図 10 の処理を説明する第 8 の図

【図 19】図 10 の処理を説明する第 9 の図

【図 20】図 10 の処理を説明する第 10 の図

【図 21】図 10 の処理を説明する第 11 の図

【図 22】図 10 のキャリブレーション処理の変形例を説明する第 1 の図

【図 23】図 10 のキャリブレーション処理の変形例を説明する第 2 の図

【図 24】図 10 のキャリブレーション処理の変形例を説明する第 3 の図

【符号の説明】

【0065】

1 ... 手技支援システム

2 ... 内視鏡、

3 ... センサ

4 ... CCU

5 ... 光源装置

6 ... 電気メス装置

7 ... 気腹装置

8 ... 超音波駆動電源

9 ... VTR

10 ... システムコントローラ

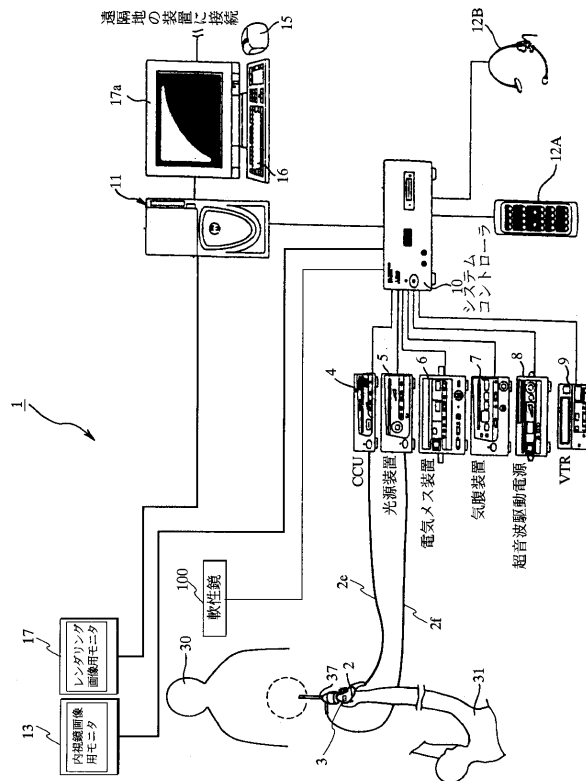
11 ... レンダリング画像生成部

代理人 弁理士 伊藤 進

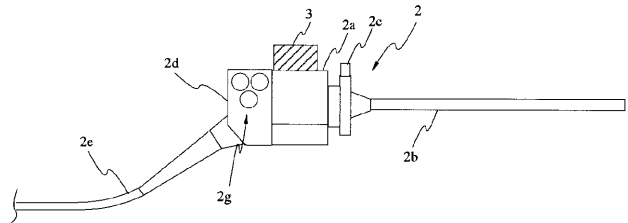
10

20

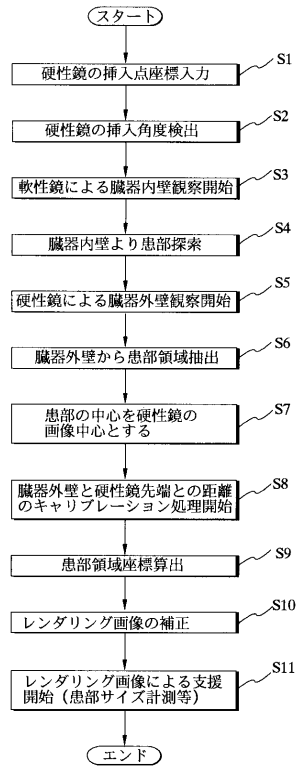
【図 1】



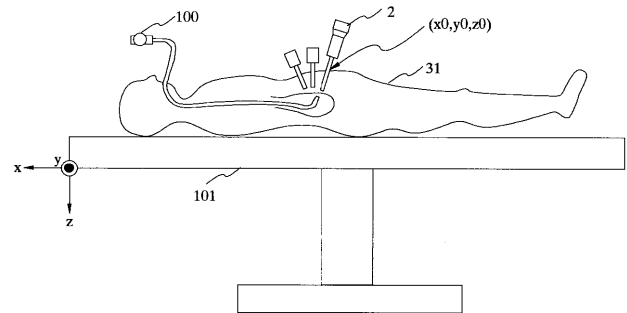
【図 2】



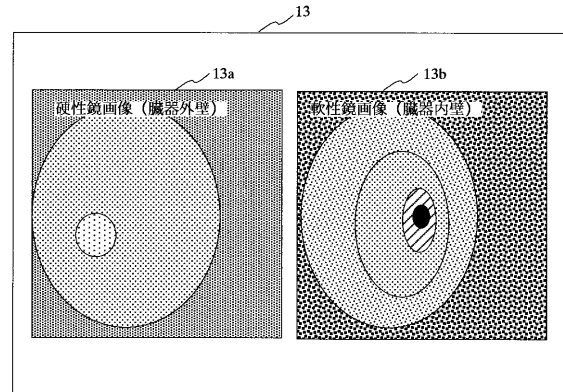
【図 10】



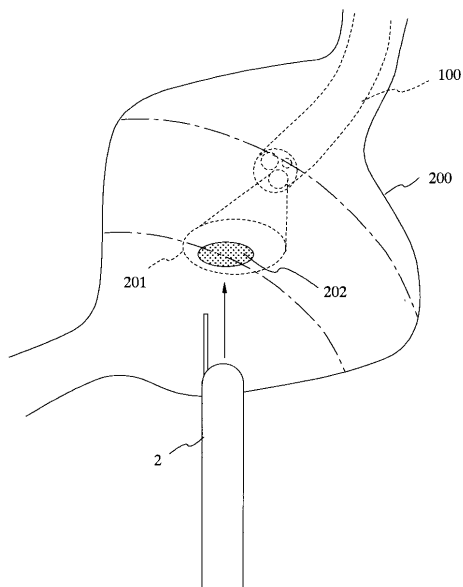
【図 11】



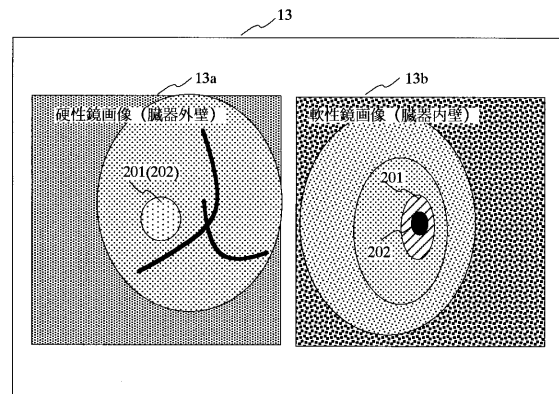
【図 12】



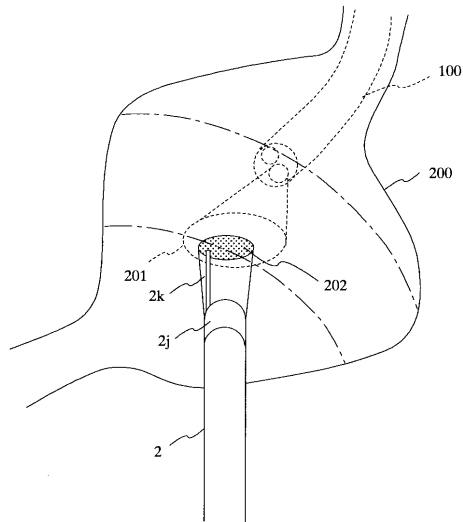
【図 13】



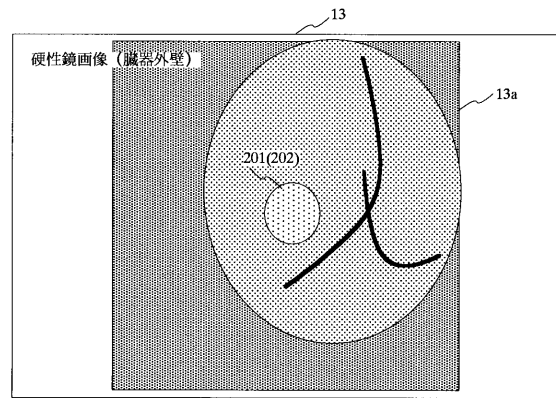
【図 14】



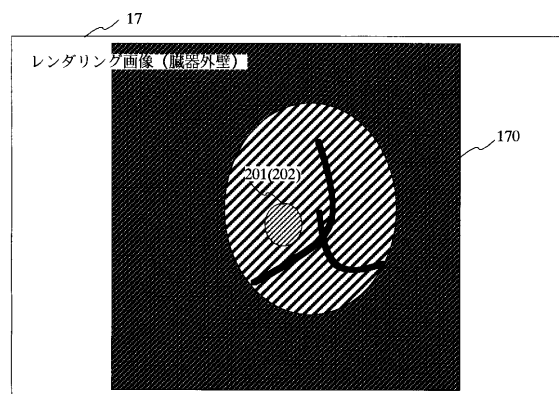
【図 15】



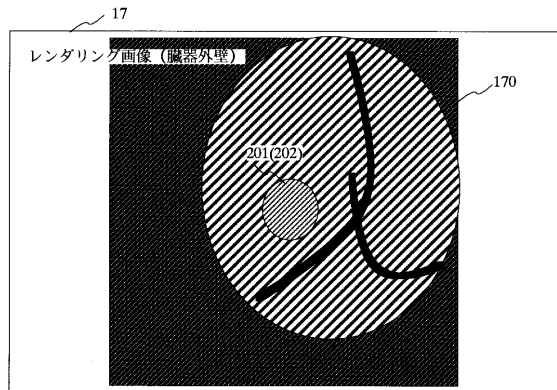
【図 16】



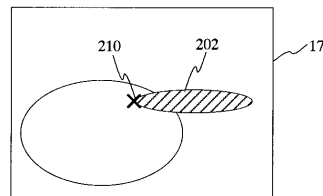
【図 17】



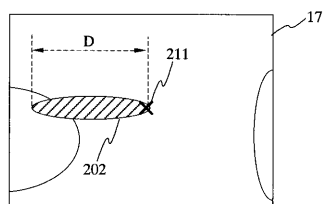
【図 18】



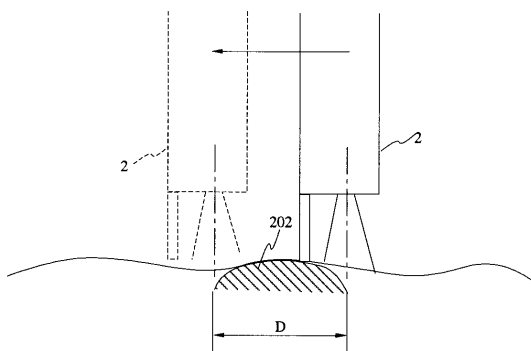
【図 20】



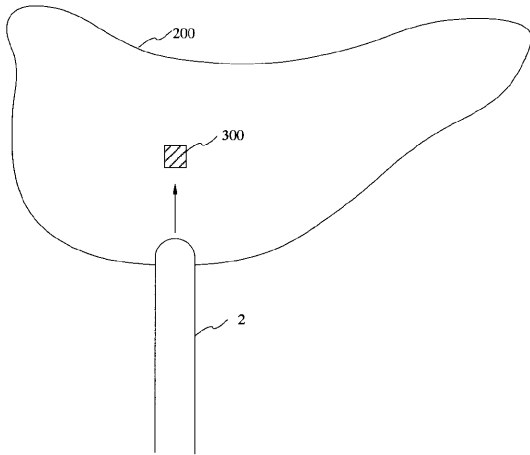
【図 21】



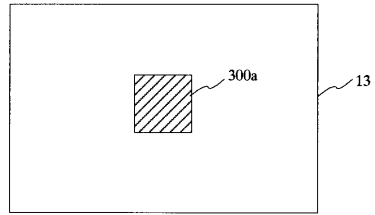
【図 19】



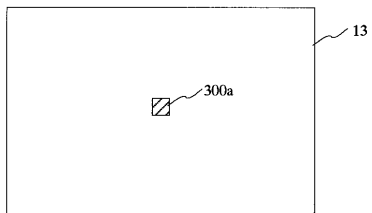
【図 2 2】



【図 2 4】



【図 2 3】



フロントページの続き

(72)発明者 中村 剛明

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 4C061 HH52 WW04

5B057 AA09 BA03 BA24 BA26 CA08 CA13 CA16 CC01 CH08 CH11
CH18 DA04 DA08 DA16 DB03 DC02 DC08 DC36

专利名称(译)	技术支持系统		
公开(公告)号	JP2006218239A	公开(公告)日	2006-08-24
申请号	JP2005036977	申请日	2005-02-14
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	田代浩一 内久保明伸 尾崎孝史 中村剛明		
发明人	田代 浩一 内久保 明伸 尾崎 孝史 中村 剛明		
IPC分类号	A61B1/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.E G06T1/00.290.B A61B1/00.V A61B1/00.551 A61B1/00.651 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C061/HH52 4C061/WW04 5B057/AA09 5B057/BA03 5B057/BA24 5B057/BA26 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CC01 5B057/CH08 5B057/CH11 5B057/CH18 5B057/DA04 5B057/DA08 5B057/DA16 5B057/DB03 5B057/DC02 5B057/DC08 5B057/DC36 4C161/HH52 4C161/JJ10 4C161/WW04		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过校正渲染图像来支持有效的诊断和治疗，使其符合实时内窥镜图像的放大倍数。ZSOLUTION：距离测量帽的杆件的远端与器官的外壁接触。因为器官的外壁因此与距离测量帽的杆构件的远端分离图像上的距离L，所以该技术支持系统在渲染图像生成部分11中输入距离信息L，计算坐标基于距离信息L，插入点坐标和插入角度的患者区域，并且将当前渲染图像的放大率校正为实际器官外壁图像的尺寸。该系统在监视器17上显示符合实际器官外壁图像的尺寸的渲染图像，以基于渲染图像使用刚性镜2开始支持治疗。Z

