

(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2014-158577

(P2014-158577A)

(43) 公開日 平成26年9月4日(2014.9.4)

(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 D	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 A	4 C 1 6 1
	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2013-30580 (P2013-30580)	(71) 出願人	000001007
(22) 出願日	平成25年2月20日 (2013.2.20)		キヤノン株式会社
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号
		(74) 代理人	100094112
			弁理士 岡部 譲
		(74) 代理人	100096943
			弁理士 白井 伸一
		(74) 代理人	100101498
			弁理士 越智 隆夫
		(74) 代理人	100107401
			弁理士 高橋 誠一郎
		(74) 代理人	100106183
			弁理士 吉澤 弘司
		(74) 代理人	100128668
			弁理士 齋藤 正巳

最終頁に続く

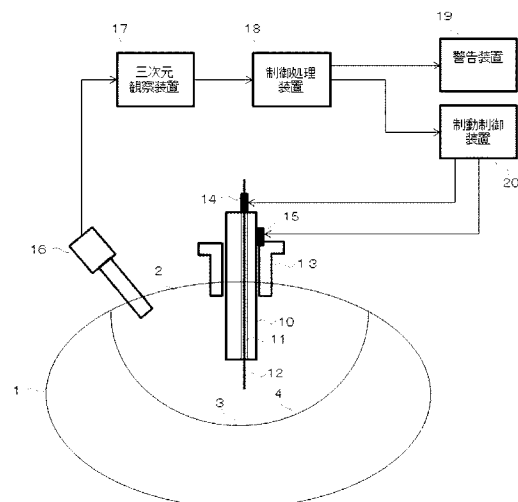
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】器具先端と臓器とが一定距離に近接したときに警告・器具の制動を行う内視鏡システムにおいて、術中の状況により警告・器具の制動を行うことが望ましくない場合が存在する。そのような状況においては不都合な警告・器具の制動が生じてしまうこととなる。

【解決手段】内視鏡システムは、観察対象を観察する第一の観察部を有する挿入部と、観察対象の少なくとも一部、および挿入部または処置具の先端部を観察するための第二の観察部と、緊急動作部を作動させる緊急動作部制御手段、第二の観察部から得られた情報に基づいて基準面を設定する基準面設定手段、および挿入部または処置具の先端部が基準面に到達する予測時間を算出する算出手段を備えた制御部とを有し、予測時間が所定の時間以下の場合に、制御部が、緊急動作部を作動するように制御することを特徴とする。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

観察対象を観察する第一の観察部を有する挿入部と、
前記観察対象の少なくとも一部、および前記挿入部または処置具の先端部を観察する第二の観察部と、

緊急動作部を作動させる緊急動作部制御手段、前記第二の観察部から得られた情報に基づいて基準面を設定する基準面設定手段、および前記挿入部または前記処置具の先端部が前記基準面に到達するまでの予測時間を算出する算出手段を備えた制御部とを有し、

前記予測時間が所定以下の場合に、前記制御部が、前記緊急動作部を作動するように制御することを特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記処置具は前記挿入部に設けられている請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記処置具は前記挿入部とは別体に設けられている、請求項 1 に記載の内視鏡システム

【請求項 4】

前記第二の観察部は、三次元情報を含む画像を取得する観察部である、請求項 1 乃至 3 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記緊急動作部は、前記挿入部または前記処置具の先端部の前記基準面に対する移動を制動する制動手段である、請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 6】

前記緊急動作部は、警告音を発する警告機である、請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記基準面は、少なくとも一部が、前記観察対象の外側で前記挿入部または前記処置具の先端部と前記観察対象との間に設定される、請求項 1 乃至 6 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記基準面は、少なくとも一部が、前記観察対象の内側に設定される、請求項 1 乃至 6 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 9】

前記基準面の位置が、前記観察対象の動きに追従して設定される、請求項 1 乃至 8 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記観察対象が、周期的な動きを持つ場合または予測可能な動きをする場合に、前記基準面は、該動きにおける所定の時間での前記観察対象の位置または該位置から所定の距離だけシフトさせた位置に設定される、請求項 1 乃至 8 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記挿入部または前記処置具の先端部の形状、向き、進行方向、速度、および加速度、行う処置の種類、並びに前記挿入部または前記処置具の先端部の進行方向にある前記観察対象の種類および状態のうちの少なくとも一つによって定義される警告値に基づいて、前記基準面を、前記観察対象の位置から所定の距離だけシフトさせた位置に設定する、請求項 1 乃至 9 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 12】

内視鏡システムにおいて用いられる方法であって、

観察対象の少なくとも一部、および第一の観察部を有する挿入部または処置具の先端部の画像を、第二の観察部によって取得すること、

制御部によって、前記第二の観察部から得られた画像に基づいて基準面を設定すること

50

、
前記挿入部または前記処置具の先端部が該基準面に到達するまでの予測時間を算出すること、

前記予測時間が所定以下の場合に、前記制御部によって緊急動作部を作動するように制御することと、を備える方法。

【請求項 1 3】

前記第二の観察部は、三次元情報を含む画像を取得する観察部である、請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記緊急動作部は、前記挿入部または前記処置具の先端部の前記基準面に対する移動を制動する制動手段である、請求項 1 2 または 1 3 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 5】

前記緊急動作部は、警告音を発する警告機である、請求項 1 2 または 1 3 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 6】

前記基準面は、少なくとも一部が、前記観察対象の外側で前記挿入部または前記処置具の先端部と前記観察対象との間に設定される、請求項 1 2 乃至 1 5 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 7】

前記基準面は、少なくとも一部が、前記観察対象の内側に設定される、請求項 1 2 乃至 1 5 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 8】

前記基準面の位置が、前記観察対象の動きに追従して設定される、請求項 1 2 乃至 1 7 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 9】

前記観察対象が、周期的な動きを持つ場合または予測可能な動きをする場合に、前記基準面は、該動きにおける所定の時間の前記観察対象の位置または該位置を所定の距離だけシフトさせた位置に設定される、請求項 1 2 乃至 1 7 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 2 0】

前記制御部によって、前記挿入部または前記処置具の先端部の形状、向き、進行方向、速度、および加速度、行う処置の種類、並びに前記挿入部または前記処置具の先端部の進行方向にある前記観察対象の種類および状態のうちの少なくとも一つに基づいて警告値を定義することをさらに含み、

前記基準面は、前記警告値に基づいて前記観察対象の位置を所定の距離だけシフトさせた位置に設定される、請求項 1 2 乃至 1 8 のいずれか一項に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

生体内の観察や治療を行う場合において、生体への負担を軽減する目的で、切開を行わずに小径の穴より内視鏡や治療器具を生体内に挿入して行う方法が多くとられている。この場合において、生体内の臓器に対して不用意に接触しないように細心の注意を持って術に臨むと同時に、例えば特開 2000 - 287995 (特許文献 1) に記載されているような装置を用いることで臓器との意図しない接触の可能性を低くすることが可能となる。すなわち、特許文献 1 に記載されている装置は、器具先端に配したバルーン内の圧力をモニタすることにより、器具先端が臓器に対して一定距離に近づいたことを検知し、それにより警告を発するというものである。

【先行技術文献】

10

20

30

40

50

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2000-287995号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

上述の特許文献1に開示された技術のような、器具先端と臓器とが一定距離に近接したときに警告を発する装置においては、慎重な低速度で臓器に接近しつつある場合などの警告が必要でない状況でも警告が発せられてしまう。警告が必要でない他の状況としては、処置を行う目的で臓器に触れる場合、またはレーザー照射の目的で臓器近傍において静止する場合などが挙げられる。また警告を発することで人為的なミスは減少するが、さらなるミスの低減が望まれている。本発明は、上記課題に鑑みてなされたものである。

10

【課題を解決するための手段】

【0005】

提案する内視鏡システムは、観察対象を観察する第一の観察部を有する挿入部と、観察対象の少なくとも一部、および挿入部または処置具の先端部を観察する第二の観察部と、緊急動作部を作動させる緊急動作部制御手段、第二の観察部から得られた情報に基づいて基準面を設定する基準面設定手段、挿入部または処置具の先端部が基準面に到達するまでの予測時間を算出する算出手段を備えた制御部とを有し、前記予測時間が所定以下の場合に、制御部が、緊急動作部を作動するように制御する。

20

【0006】

また、本発明の別の実施形態は、内視鏡システムにおいて用いられる方法であって、観察対象の少なくとも一部、および第一の観察部を有する挿入部または処置具の先端部の画像を、第二の観察部によって取得すること、制御部によって、第二の観察部から得られた画像に基づいて基準面を設定すること、挿入部または処置具の先端部が基準面に到達するまでの予測時間を算出すること、予測時間が所定以下の場合に、前記制御部によって緊急動作部を作動するように制御することと、を備える。

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、体内に挿入した器具を用いて観察または治療を行う場合に、臓器表面との意図しない接触を抑制するように緊急動作部が作動するので、内視鏡と臓器表面との意図しない接触を抑制することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】第1の実施形態における内視鏡システムの構造の概略図である。

【図2】第1の実施形態における制御処理装置のブロック図および基本フローチャートである。

【図3】第2の実施形態における内視鏡システムの構造の概略図である。

【図4】第2の実施形態における制御処理装置のブロック図である。

【図5】第3の実施形態における内視鏡システムの構造の概略図である。

40

【図6】第4の実施形態における基準面の位置を示す図である。

【図7】第5の実施形態における基準面の位置を示す図である。

【図8】第6の実施形態における基準面の位置を示す図である。

【図9】器具の臓器表面に対する移動を示す図である。

【図10】器具の臓器表面に対する移動を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

[第1の実施形態]

図1は、提案する内視鏡システムの第1の実施形態の構造の概略を表わす。図1において1は人体を示し、腹部の断面を表わしている。2は腹腔内部を示し、3は腹腔内部2に

50

おける観察対象または治療対象である臓器表面を示す。４は基準面であり、詳細は後述する。１０は、腹腔内部２の観察対象または治療対象である臓器表面３の目的部位を観察するための観察部（第一の観察部）を有する内視鏡を示す。内視鏡１０が有する観察部は不図示であるが、光学系を有する撮像部または、撮像部に接続されているファイバで構成することができる。内視鏡１０が有する撮像部は、２次元画像を撮像する物でも３次元画像を撮像する物でもよい。内視鏡１０は、人体１の外側において術者により把持され操作されるが、本図では術者は不図示としている。また、内視鏡１０に接続される照明装置、画像処理装置、表示装置、録画装置なども不図示としている。１１は、内視鏡１０の軸方向に設けられた、治療用の処置具等を通すためのチャンネル孔を示す。１２は、チャンネル孔１１を自在に貫通可能で、先端からのレーザー照射にて治療を行う処置具であるファイバを示す。１３は内視鏡１０を腹腔内部２に導入するためのトロッカーを示す。１４はチャンネル孔１１内のファイバ１２の基準面４に対する移動に制動をかけるための緊急動作部である処置具制動装置、１５はトロッカー１３内の内視鏡１０の基準面４に対する移動に制動をかけるための緊急動作部である内視鏡制動装置を示す。ここで、ファイバ１２は内視鏡１０に備えられているが、処置具を内視鏡１０とは別体に設けてもよい。

10

20

30

40

50

【００１０】

１６は、腹腔内部２において臓器表面３の必要部位、内視鏡１０、およびファイバ１２などを観察するための観察部（第二の観察部）であって、それらの三次元情報を含む画像を撮像する２眼のＣＣＤで構成されたカメラを示す。カメラ１６は撮像対象への照明手段を有する。１７はカメラ１６の撮像情報から撮像対象の三次元座標データを作成する三次元観察装置、１８は三次元観察装置１７のデータを処理して後段の装置の制御を行う制御部である制御処理装置を示す。１９は、制御処理装置１８により制御される緊急動作部である警告装置を示す。２０は制御処理装置１８により制御され、処置具制動装置１４および内視鏡制動装置１５を、器具の移動を制動するように制御する制動制御装置を示す。

【００１１】

カメラ１６は、腹腔内部２における臓器表面３の少なくとも一部、並びに内視鏡１０あるいはファイバ１２の少なくとも先端部分を撮像範囲としている。三次元観察装置１７は、カメラ１６の撮像情報から撮像対象の三次元座標データを作成する。体内用に限らず三次元計測装置が各種市販されており、その詳細な説明は割愛する。

【００１２】

制御処理装置１８は、三次元観察装置１７によって作成された三次元座標データを経時順に処理することで、内視鏡１０あるいはファイバ１２の三次元座標および移動状況を把握する。また、臓器表面３の三次元座標も同時に把握し、これを基準面４の三次元座標として設定する。制御処理装置１８は、臓器表面３および内視鏡１０あるいはファイバ１２の三次元座標の経時順の情報に基づいて、内視鏡１０あるいはファイバ１２が基準面４に接触するまでの予測時間（時間間隔）を算出する。また、制御処理装置１８は前記算出した時間間隔を所定の基準値（時間間隔）と比較する。当該算出した時間間隔が所定以下（所定の基準値以下）の場合は警告装置１９を外部に警告を行うよう制御するとともに、内視鏡１０およびファイバ１２のうちの少なくとも一方の移動の制動を行うよう制動制御装置２０を制御する。

【００１３】

警告装置１９は制御処理装置１８から警告を行うよう制御された場合において、音声、振動、発光などの手段を用いて術者に対して通知を行う。ここで、警告装置１９は例えば警告音を発生させる警告機とすることができる。

【００１４】

制動制御装置２０は、制御処理装置１８から器具の移動の制動を行うよう制御された場合において、処置具制動装置１４および内視鏡制動装置１５のうちの少なくとも一方に対して器具の移動に制動をかけるよう制御を行う。

【００１５】

三次元観察装置１７は２眼ＣＣＤで構成されたカメラ１６から情報を取得すると説明し

たが、これに限定されるものではない。すなわち、三次元観察装置 17 は、他の代替手段、例えば、医療用、工業用共に広く普及している 3D 超音波観測装置などから情報を取得することも可能である。

【0016】

制御処理装置 18 の動作について図 2 (a) を使って説明する。図 2 (a) は制御処理装置 18 の内部ブロック図であり、21 は三次元観察装置 17 からの三次元座標データ入力、30 は警告装置 19 への警告制御出力、32 は制動制御装置 20 への制動制御出力を示す。

【0017】

22 は、三次元座標データ入力 21 から臓器表面 3 に関する座標を抽出する画像処理アルゴリズムを持ち、基準面を設定する基準面設定手段に相当する、臓器座標抽出回路を示す。臓器座標抽出回路 22 で抽出した臓器表面 3 に関する座標データは、基準面 4 の座標データとして設定される。23 は、三次元座標データ入力 21 から挿入部に含まれる内視鏡 10 あるいはファイバ 12 に関する座標を抽出する画像処理アルゴリズムを持つ、器具座標抽出回路を示す。

【0018】

24 は、内視鏡 10 あるいはファイバ 12 と基準面 4 との距離を算出する距離算出回路を示す。距離算出回路 24 は、器具座標抽出回路 23 からの内視鏡 10 あるいはファイバ 12 に関する座標データと臓器座標抽出回路 22 からの基準面 4 の座標データから、両者の距離を算出する。25 は、距離算出回路 24 で算出した経時順の距離データから、内視鏡 10 あるいはファイバ 12 と基準面 4 との相対速度を算出する速度算出回路を示す。26 は、距離算出回路 24 で算出した距離と、速度算出回路 25 で算出した相対速度から、内視鏡 10 あるいはファイバ 12 が基準面 4 に到達するまでの予測時間を算出する予測時間算出回路を示す。

【0019】

27 は警告基準値回路、28 は制動基準値回路を示し、予測時間算出回路 26 で算出した内視鏡 10 あるいはファイバ 12 が基準面 4 に到達するまでの予測時間と比較するための値が、それぞれに少なくとも 1 つ格納されている。29 は、緊急動作部である警告装置 19 の動作を制御する緊急動作部制御手段に相当する、警告基準値比較回路を示す。警告基準値比較回路 29 は、予測時間算出回路 26 で算出した内視鏡 10 あるいはファイバ 12 が基準面 4 に到達するまでの予測時間と、警告基準値回路 27 が持つ基準値とを比較し、その結果に基づいて警告装置 19 に対する警告制御出力 30 を決定する。31 は、制動制御装置 20 については緊急動作部である各制動装置 14、15 の動作を制御する緊急動作部制御手段に相当する、制動基準値比較回路を示す。制動基準値比較回路 31 は、予測時間算出回路 26 で算出した内視鏡 10 あるいはファイバ 12 が基準面 4 に到達するまでの予測時間と、制動基準値回路 28 が持つ基準値とを比較し、その結果に基づいて制動制御装置 20 に対する制動制御出力 32 を決定する。

【0020】

臓器座標抽出回路 22 および器具座標抽出回路 23 は、画像処理回路であり複数フレーム分のバッファメモリを持つ構成を取りうる。臓器座標や器具座標の抽出方法としては各種方式がある。例えば、内視鏡 10 およびファイバ 12 の外形図データをあらかじめ持っておき、該データに合致する三次元座標部分を内視鏡 10 あるいはファイバ 12 に関する座標データとして抽出する方法がある。この場合において、三次元座標部分が内視鏡 10 あるいはファイバ 12 の外形図データのすべてに合致しなくとも、一部が一致することで座標データを判断することも処理アルゴリズムにより可能である。なお、図 1 では内視鏡 10 は硬性内視鏡として書かれているが、軟性内視鏡の場合であってもその先端部分の外形図データを持つことで先端部分の抽出が可能である。また、入力された三次元座標データ入力 21 の三次元座標データから、内視鏡 10 あるいはファイバ 12 に関する座標データのエリアを消す処理により、臓器座標抽出回路 22 は臓器表面 3 の三次元座標データを
得る方法がある。この方法において、カメラ 16 から見て内視鏡 10 あるいはファイバ 1

2の死角となる臓器表面3については、周囲の座標データを使用し補完処理をすることにより座標データを作成してもよい。さらに、内視鏡10あるいはファイバ12が別位置に存在したときに取得した臓器表面3の座標データを流用することで、当該死角となる臓器表面3の座標データを作成してもよい。以上のように求めた臓器表面3の座標データは、基準面4の座標データとして設定される。

【0021】

距離算出回路24は臓器座標抽出回路22からの基準面4の座標データと、器具座標抽出回路23からの内視鏡10あるいはファイバ12に関する座標データとに基づいて、基準面4と内視鏡10あるいはファイバ12との間隔を算出する。この場合、算出する範囲を、例えば内視鏡10あるいはファイバ12の先端部と基準面4の特定部分との間隔などに限定することにより、処理時間を短縮することが可能である。カメラ16のフレームレートが60fpsであって、臓器座標抽出回路22、器具座標抽出回路23および距離算出回路24がこれに同期して動作する場合、距離算出回路24はフレームごと、すなわち16.7msごとに距離算出を行う。

【0022】

速度算出回路25は、距離算出回路24が算出した経時順の複数の距離から、基準面4と内視鏡10あるいはファイバ12の先端部との相対速度を求める。例えばファイバ12の先端と基準面4との距離が40mmであって、16.7ms後に38mmになった場合、相対速度は $(40\text{mm} - 38\text{mm}) / 16.7\text{ms}$ で計算され、0.12m/sの速度でファイバ12の先端と基準面4の距離が縮まっていることになる。

【0023】

予測時間算出回路26は、距離算出回路24で算出した距離、および速度算出回路25で算出した相対速度から、内視鏡10あるいはファイバ12の先端部が基準面4に到達するまでの予測時間(時間間隔)を計算する。予測時間は、例えば現在の器具の移動速度0.12m/sが継続されると仮定した場合において、現在の内視鏡10あるいはファイバ12の先端部から基準面4までの距離が38mmだった場合、 $38\text{mm} / 120\text{mm/s}$ で計算され約0.3秒と予測される。この場合において速度の変化から加速度を求め、加速度を加味した計算により到達までの予想時間を計算する手法も取りうる。

【0024】

警告基準値回路27に設定されている基準値が例えば0.5秒だった場合、警告基準値比較回路29は当該基準値と予測時間算出回路26で算出した予測時間、例えば0.3秒とを比較する。この場合、予測時間0.3秒が基準値0.5秒よりも短いので(以下なので)、警告制御出力30をイネーブルにして、警告装置19を作動させる。予測時間が基準値より長い場合は警告制御出力30をディスエーブルにして、警告装置19を作動させない。なお、警告基準値回路27に複数の基準値を持たせて、警告基準値比較回路29においてそれぞれの基準値と比較を行い、それぞれの基準値との比較結果により、例えば異なる音色で警告をする手法なども取りうる。

【0025】

制動基準値回路28に設定されている基準値が例えば0.2秒だった場合、制動基準値比較回路31は当該基準値と予測時間算出回路26で算出した予測時間、例えば0.3秒とを比較する。この場合、基準値0.2秒よりも予測時間0.3秒が長いので、制動制御出力32をディスエーブルにして、制動制御装置20を作動させない。予測時間が基準値以下の場合には制動制御出力32をイネーブルにして、制動制御装置20を作動させる。制動制御装置20が作動することにより処置具制動装置14および内視鏡制動装置15のうちの少なくとも一方が制動動作し、器具の先端部分が基準面4すなわち臓器表面3にそれ以上近づくことを防ぐように働く。

【0026】

処置具制動装置14における制動動作は内視鏡10およびファイバ12間、内視鏡制動装置15における制動動作はトロッカー13および内視鏡10間の摩擦を増大させることで実現することが可能である。なお、取りうる簡便な手段の例として、電磁的なブレーキ

10

20

30

40

50

を挙げることができるが、これに限られるものではない。また、手術を遠隔操作で行うような、術者が直接に機器を把持・操作しないものについては、前記電磁的なブレーキを使用してもよいし、マニピレータ駆動回路を停止させてもよい。

【0027】

制御処理装置18の動作について図2(b)を使って説明する。図2(b)は制御処理装置18における基本フローチャートである。

【0028】

ステップ50において制御処理装置18の動作が始められる。

【0029】

次に、三次元座標データ入力ステップ51において、腹腔内部2における撮像対象部分の三次元座標データが三次元観察装置17から逐次入力される。例えば、システムのフレームレートが60fpsであるときは16.7msごとに入力される。ここで、入力される三次元座標データは、三次元観察装置17からの三次元座標データ入力21における三次元座標データである。

【0030】

三次元座標データが入力されると、動作は次に臓器座標抽出ステップ52に進む。臓器座標抽出ステップ52では、三次元座標データ入力ステップ51で入力された三次元座標データに基づいて、臓器表面3の座標データを抽出する。抽出する処理方法は前述しているのでここでは割愛する。抽出した臓器表面3の座標データは、基準面4の座標データとして設定される。なお、基準面4の座標データの設定は、臓器表面3の座標データが入力されるたびに行われてもよいし、臓器表面3の座標データが最初に入力されたときにのみ行われてもよい。また、基準面4の座標データの設定が、臓器表面3の座標データが最初に入力されたときにのみ行われる場合には、以降の処理のために当該基準面4の座標データをメモリ等に格納することができる。

【0031】

同様に、器具座標抽出ステップ53では、三次元座標データ入力ステップ51で入力された三次元座標データに基づいて、内視鏡10あるいはファイバ12の座標データを抽出する。なお、器具座標抽出ステップ53は、本実施形態では臓器座標抽出ステップ52の後に行われているが、臓器座標抽出ステップ52よりも先に行われてもよいし、それぞれのステップが並行して行われてもよい。

【0032】

次に動作は距離算出ステップ54に進む。距離算出ステップ54では、抽出した内視鏡10あるいはファイバ12の座標データと基準面4の座標データに基づいて、内視鏡10あるいはファイバ12と基準面4との間隔を算出する。この場合、算出する範囲を、例えば内視鏡10あるいはファイバ12の先端部と基準面4の特定部分との間隔などに限定することにより、処理時間を短縮することが可能である。

【0033】

距離算出ステップ54が行われると、動作は速度・予測時間算出ステップ55に進む。速度・予測時間算出ステップ55では、距離算出ステップ54で算出した内視鏡10あるいはファイバ12と基準面4との間隔を経時順に処理する。速度・予測時間算出ステップ55は、当該間隔が経時的に狭まっている場合に、内視鏡10あるいはファイバ12と基準面4とが接触するまでの予測時間(時間間隔)を算出する。算出方法の例としては、異なるフレームにおける距離の差分をフレーム間隔で除することで現在の速度を求め、現在の距離を速度で除することで接触するまでの予測時間を算出する。

【0034】

予測時間が算出されると、動作は警告制御判断ステップ56に進む。警告制御判断ステップ56では、速度・予測時間算出ステップ55で算出した予測時間と、警告基準値である所定の時間間隔とを比較する。予測時間が当該所定の時間間隔より長い場合には、動作はステップ57に進み、警告装置19に対する出力である警告制御出力30をディスプレイにする。これに対し、予測時間が当該所定の時間間隔以下の場合には、動作はステッ

ブ 5 8 に進み、警告制御出力 3 0 をイネーブルにする。

【 0 0 3 5 】

同様に、制動制御判断ステップ 5 9 では、速度・予測時間算出ステップ 5 5 で算出した予測時間と、制動基準値である所定の時間間隔とを比較する。予測時間が当該所定の時間間隔より長い場合には、動作はステップ 6 0 に進み、制動制御装置 2 0 に対する出力である制動制御出力 3 2 をディスエーブルにする。これに対し、予測時間が当該所定の時間間隔以下の場合には、動作はステップ 6 1 に進み、制動制御出力 3 2 をイネーブルにする。なお、制動制御判断ステップ 5 9 は、本実施形態では警告制御判断ステップ 5 6 の後に行われているが、警告制御判断ステップ 5 6 よりも先に行われてもよいし、それぞれのステップが並行して行われてもよい。

10

【 0 0 3 6 】

その後、動作はステップ 6 2 に進み、終了する。

【 0 0 3 7 】

本実施形態の内視鏡システムでは、器具が基準面に到達するまでの予測時間を算出し、当該予測時間に基づいて、警告および器具の移動の制動のうちの少なくとも一方を行う。これにより、状況に応じた適切な警告や制動が可能となり、器具の臓器表面との意図しない接触を抑制することができる。

【 0 0 3 8 】

[第 2 の実施形態]

図 3 は、提案する内視鏡システムの第 2 の実施形態の構造の概略を表わす。図 3 において、基準面 4 は内視鏡 1 0 あるいはファイバ 1 2 から見て臓器表面 3 よりも手前に、すなわち臓器表面 3 の外側で内視鏡 1 0 あるいはファイバ 1 2 の先端部と臓器表面 3 との間に設けられている。基準面 4 は、臓器表面 3 からの距離、面形状、および大きさなどが自在に設定されることができる。

20

【 0 0 3 9 】

本実施形態における制御処理装置 1 8 の内部ブロック図を図 4 に示す。動作の大半は第 1 の実施形態の場合と同様であるので、相違部分についてのみ説明を行う。

【 0 0 4 0 】

第 1 の実施形態では、臓器座標抽出回路 2 2 で求めた臓器表面 3 の座標データを基準面 4 の座標データとして設定した。これに対し、本実施形態では、基準面 4 を設定する基準面設定手段に相当する、基準面設定回路 3 3 が当該臓器表面の座標データから基準面 4 の座標データを設定する。

30

【 0 0 4 1 】

基準面設定回路 3 3 は、臓器座標抽出回路 2 2 で求めた臓器表面 3 の座標データから、基準面 4 の座標データをあらかじめ決められた方法によって設定する。その方法の簡単な一例は、臓器表面 3 から一定距離手前側に仮想曲面を想定し、当該仮想曲面の座標データを基準面 4 の座標データとして設定することである。なお、基準面 4 の座標データの設定は、臓器表面 3 の座標データが入力されるたびに行われてもよいし、臓器表面 3 の座標データが最初に入力されたときにのみ行われてもよい。また、基準面 4 の座標データの設定が、臓器表面 3 の座標データが最初に入力されるときにのみ行われる場合には、以降の処理のために当該基準面 4 の座標データをメモリ等に格納することができる。

40

【 0 0 4 2 】

内視鏡 1 0 およびファイバ 1 2 は臓器表面 3 に接触して使用するものではないから、基準面 4 が内視鏡 1 0 あるいはファイバ 1 2 から見て臓器表面 3 よりも手前にあることは支障とはならない。内視鏡 1 0 と内視鏡 1 0 から突出したファイバ 1 2 を比較した場合、ファイバ 1 2 の先端部は内視鏡 1 0 の撮像部から離れているため、臓器との意図しない接触の可能性が高くなる。また、臓器に腫瘍などができ、臓器が通常より肥大化している場合にも、臓器との意図しない接触の可能性が高くなる。このように、状況に応じてその臓器との意図しない接触の可能性が異なる。そのため、本実施形態のように、臓器との意図しない接触の可能性が高い場合には、基準面 4 を臓器表面 3 よりも手前に設定することで、

50

臓器との意図しない接触の可能性を低くすることができる。また、臓器との意図しない接触の可能性が高い状況ほど、基準面 4 をより手前に設定することで、当該状況下における臓器との意図しない接触の可能性をより低くする方法もとることができる。

【 0 0 4 3 】

[第 3 の実施形態]

図 5 は、提案する内視鏡システムの第 3 の実施形態の構造の概略を表わす。図 5 において 3 4 は例えば鉗子などの処置具である。ここで、処置具 3 4 は内視鏡 1 0 に備えられているが、処置具 3 4 を内視鏡 1 0 とは別体に設けてもよい。鉗子は臓器表面 3 を挟んだり抑えたりする目的で使用されるので、その先端は通常時の臓器表面 3 よりも奥側に達する。そのため、図 5 において、基準面 4 は内視鏡 1 0 あるいは処置具 3 4 から見て、臓器表面 3 よりも遠方側に、すなわち臓器表面 3 の内側（臓器の内側）に設定される。基準面 4 の設定位置は、行う処置の種類や、対象の臓器の種類などによって決定される。臓器との意図しない接触の可能性が高い状況下では基準面 4 を臓器表面 3 の手前側に、当該可能性が低い状況下では奥側に設定することが可能である。

10

【 0 0 4 4 】

本実施形態における制御処理装置 1 8 の動作は第 2 の実施形態の場合とほぼ同じであるので図 4 を用いて差異部分についてのみ説明を行う。基準面設定回路 3 3 では、臓器座標抽出回路 2 2 で求めた臓器表面 3 の座標データから基準面 4 の座標データを設定する。この場合において基準面 4 は、内視鏡 1 0 あるいは処置具 3 4 から見て臓器表面 3 よりも遠方に、すなわち、臓器表面 3 の内側（臓器の内側）に設けられる。なお、基準面 4 の座標データの設定は、臓器表面 3 の座標データが入力されるたびに行われてもよいし、臓器表面 3 の座標データが最初に入力されたときにのみ行われてもよい。また、基準面 4 の座標データの設定が、臓器表面 3 の座標データが最初に入力されるときにのみ行われる場合には、以降の処理のために当該基準面 4 の座標データをメモリ等に格納することができる。

20

【 0 0 4 5 】

本実施形態のように、臓器との意図しない接触の可能性が低い場合には、基準面 4 を臓器表面 3 の内側に設定することで、行う処置の種類などに応じた、より適切な警告や制動が可能となる。

【 0 0 4 6 】

[第 4 の実施形態]

図 6 は、提案する内視鏡システムの第 4 の実施形態における基準面の位置を表わす図である。図 6 (a) および (b) においては、簡略化のため、腹腔内部 2 に挿入するトロツカー 1 3、ファイバ 1 2、内視鏡 1 0、カメラ 1 6 等、および人体 1 外に接続される装置類は省略されているが、実際には例えば図 3 と同様な装置類が存在している。人体 1 内においては、例えば呼吸によって肺自体が周期的な動きをする。また、周辺臓器についてもそれに伴った周期的な動きが生じる。その場合において、図 6 (a) および (b) はそれら臓器の動きにおける最小時と最大時の臓器表面 3 を示すものである。3 5 は臓器表面 3 が最も膨らんだ部位である。

30

【 0 0 4 7 】

本実施形態において、基準面 4 は、臓器表面 3 の動きに合わせてその位置を変化させることができる。そのために図 6 (a) と (b) では基準面 4 の形状が異なっている。基準面 4 は基準面設定回路 3 3 において、その座標データが設定される。

40

【 0 0 4 8 】

本実施形態における基準面設定回路 3 3 の動作については以下のとおりである。臓器座標抽出回路 2 2 で生成した臓器表面 3 の座標データに基づいて、一定距離手前側に基準面 4 の座標データの設定を行う。これをリアルタイムに行うことにより、基準面 4 は臓器表面 3 の動きに追従することができる。また臓器表面 3 の周期的な動きからその周期と振幅をあらかじめ抽出・把握しておけば臓器表面 3 の動きは予測可能であり、その予測値を使用して基準面 4 を設定することも可能である。また、必ずしも基準面 4 を臓器表面 3 から近方側（手前側）にシフトさせる必要はなく、場面に応じて少なくともその一部を臓器表

50

面 3 上に設定したり、少なくともその一部を臓器表面 3 から遠方側（奥側）にシフトさせて設定したりすることも可能である。

【 0 0 4 9 】

本実施形態のように、基準面 4 を臓器表面 3 の動きに追従するように設定することにより、臓器の周期的な動きに応じた、より適切な警告や制動が可能となり、器具と臓器との意図しない接触の可能性を低くすることができる。

【 0 0 5 0 】

[第 5 の実施形態]

図 7 は、提案する内視鏡システムの第 5 の実施形態における基準面の位置を表わす図である。図 7 (a) および (b) において、簡略化のため、腹腔内部 2 に挿入するトロッカー 1 3、ファイバ 1 2、内視鏡 1 0、カメラ 1 6 等、および人体 1 外に接続される装置類は省略されているが、実際には例えば図 3 と同様な装置類が存在している。人体 1 内においては例えば呼吸によって肺自体が周期的な動きをする。また周辺臓器についてもそれに伴った予測可能な周期的な動きが生じる。その場合において、図 7 (a) および (b) はそれら臓器の動きにおける最小時と最大時の臓器表面 3 を示すものである。3 5 は臓器表面 3 が最も膨らんだ部位である。

10

【 0 0 5 1 】

基準面 4 は、臓器表面 3 の動きにかかわらず臓器表面 3 が最も膨らんだ状態の臓器表面 3 より求めた座標データに基づいて設定されている。図 7 (a) と図 7 (b) の基準面 4 は同一形状である。基準面 4 は、基準面設定回路 3 3 によってその座標データが設定される。

20

【 0 0 5 2 】

本実施形態における基準面設定回路 3 3 の動作については以下のとおりである。臓器座標抽出回路 2 2 で抽出した座標データを経時順に分析することで、周期性を有する臓器表面の動きを抽出する。この周期的に動く部分に関しては、当該動きにおける所定の時間での臓器表面 3、例えば、当該動きのうち最も膨らんだ臓器表面 3 に基づいて基準面 4 の座標データを設定する。また、基準面 4 は必ずしも臓器表面 3 上にある必要はなく、場面に応じて少なくともその一部を臓器表面 3 から遠方側または近方側に所定の距離だけシフトさせて設定することも可能である。

30

【 0 0 5 3 】

本実施形態のように、基準面 4 を周期的に動く臓器の所定の時間における臓器表面 3 に基づいて設定することにより、臓器の周期的な動きに応じた、より適切な警告や制動が可能となり、器具と臓器との意図しない接触の可能性を低くすることができる。

【 0 0 5 4 】

[第 6 の実施形態]

図 8 は、提案する内視鏡システムの第 6 の実施形態における基準面の位置を表わす図である。図 8 (a) および (b) において、簡略化のため、腹腔内部 2 に挿入するトロッカー 1 3、ファイバ 1 2、内視鏡 1 0、カメラ 1 6 等、および人体 1 外に接続される装置類は省略されているが、実際には例えば図 3 と同様な装置類が存在している。

40

【 0 0 5 5 】

内視鏡手術を行う際に、腹腔内部 2 で視野を得るために腹腔内部 2 にガスを供給する方法が取られる場合がある。この場合においては、視野をさらに確保する目的で加圧したり、臓器への負担を軽減するために減圧したりの場合がある。図 8 (a) は減圧時の臓器表面 3 および基準面 4 を示し、図 8 (b) は加圧時の臓器表面 3 および基準面 4 を示している。図 8 (b) に示される臓器表面 3 は腹腔内部 2 の気圧によって図 8 (a) に示される臓器表面 3 に比べて下方に沈み込んでいる。

【 0 0 5 6 】

基準面 4 はこの臓器表面 3 の動きに追従している。これは実施例 4 のように、臓器座標抽出回路 2 2 で抽出した臓器表面 3 の座標データに基づいて、リアルタイムに基準面 4 の座標データの設定を行うことで実現することができる。他の方法として、加圧・減圧の操

50

作情報を基準面設定回路 33 に与え、基準面設定回路 33 は、あらかじめ把握している圧力と臓器表面 3 の位置の対応関係に基づいて臓器表面 3 の位置を予測し、それにより基準面 4 を設定することができる。

【0057】

本実施形態のように、基準面 4 を臓器表面 3 の動きに基づいて設定することにより、臓器に対する加圧や減圧などの処置に応じた、より適切な警告や制動が可能となり、器具と臓器との意図しない接触の可能性を低くすることができる。

【0058】

[第7の実施形態]

図 9 および図 10 は、器具の臓器表面に対する移動を説明する図である。図 9 (a) はファイバ 12 が臓器表面 3 に向かって移動していることを示している。図 9 (b) は内視鏡 10 が臓器表面 3 に向かって移動していることを示している。この場合、図 9 (b) に示すようにファイバ 12 の先端部は内視鏡 10 の撮像部から離れているため、図 9 (a) に示す内視鏡 10 の先端部よりも、器具を臓器表面に対して移動させた場合に、器具と臓器との意図しない接触の可能性が高くなる。

10

【0059】

図 10 (a) はファイバ 12 が臓器表面 3 に向かって移動していることを示している。図 10 (b) は内視鏡 10 が、チャンネル孔 11 先端から固定長だけ突出したファイバ 12 と共に臓器表面 3 に対して 90 度に近い寝た角度のまま臓器表面 3 に向かって移動していることを示している。図 10 (a) の場合は、上記述べたように、ファイバ 12 の先端が内視鏡 10 の撮像部から離れているため、臓器との意図しない接触の可能性が高くなる。また、図 10 (b) に示すように、ファイバ 12 の先端が臓器表面 3 に最も近づいている部分ではない場合であっても、内視鏡 10 が臓器表面 3 に対して垂直でない角度で近づく場合には、臓器表面 3 と表面に最も近づく内視鏡の部分の距離が把握しづらくなる。そのため、器具と臓器との意図しない接触の可能性がある程度高くなる。

20

【0060】

器具と臓器との意図しない接触の可能性の違いについて図 9 および図 10 を示して 2 つの例を説明したが、この例に限らず、器具先端の形状、器具の進行方向、並びに臓器の種類および状態などの違いによっても臓器との意図しない接触の可能性には差が出てくる。また、器具、臓器、および到達時間の条件が同じでも、器具が臓器に向かう速度が早い方が臓器との意図しない接触の可能性が高い。また、器具、臓器、到達時間、および速度の条件が同じでも、加速度が大きい方が臓器との意図しない接触の可能性が高い。上記のように、臓器との意図しない接触は、処置具の速度、加速度、形状、臓器の種類および状態などによって異なるので、それぞれ条件に応じて基準面を設定することが好ましい。例えば、処置具の形状が鋭利な場合などには、基準面は、臓器から離れた位置に設けることが好ましい。

30

【0061】

一方で、臓器に対して処置を行う場合には、器具と臓器との接触を意図しているため、基準面を遠方に、すなわち臓器の内側に設けることが好ましい。この場合も、行う処置の種類、処置具の形状および臓器の種類などの、それぞれの条件に応じて基準面を設定することが好ましい。

40

【0062】

そのため、このような状況に対処するため、本実施形態では、基準面 4 の少なくとも一部を遠方または近方に所定の距離だけシフトさせる。これは、上記器具先端の形状の違い等を基準面設定回路 33 に与え、基準面設定回路 33 によってその情報から警告値を定義し、当該警告値に基づいて、基準面 4 の少なくとも一部を遠方または近方に所定の距離だけシフトさせることで実現することができる。ここで、警告値が大きい場合は基準面 4 をより近方（手前側）に設定する。これによって、器具先端の形状、向き、進行方向、速度、および加速度、行う処置の種類、並びに臓器の種類および状態などに応じた、より適切な警告や制動が可能となり、器具と臓器との意図しない接触の可能性を低くすることがで

50

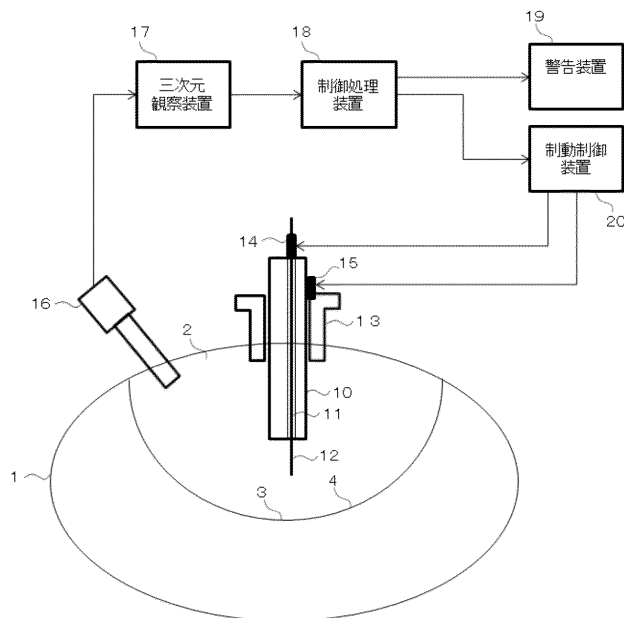
きる。本実施形態において、状況に応じて基準面 4 を設定したり、警告値に応じて基準面 4 を所定の距離だけシフトさせたりすることは、基準面設定回路 33 によって行われる。他の方法としては、警告基準値回路 27 が持つ基準値あるいは制動基準値回路 28 が持つ基準値を変更することでも、臓器との意図しない接触の可能性を低くすることが可能である。なお、基準面 4 の座標データの設定は、臓器表面 3 の座標データが入力されるたびに行われてもよいし、臓器表面 3 の座標データが最初に入力されたときにのみ行われてもよい。また、基準面 4 の座標データの設定が、臓器表面 3 の座標データが最初に入力されるときにのみ行われる場合には、以降の処理のために当該基準面 4 の座標データをメモリ等に格納することができる。

【符号の説明】

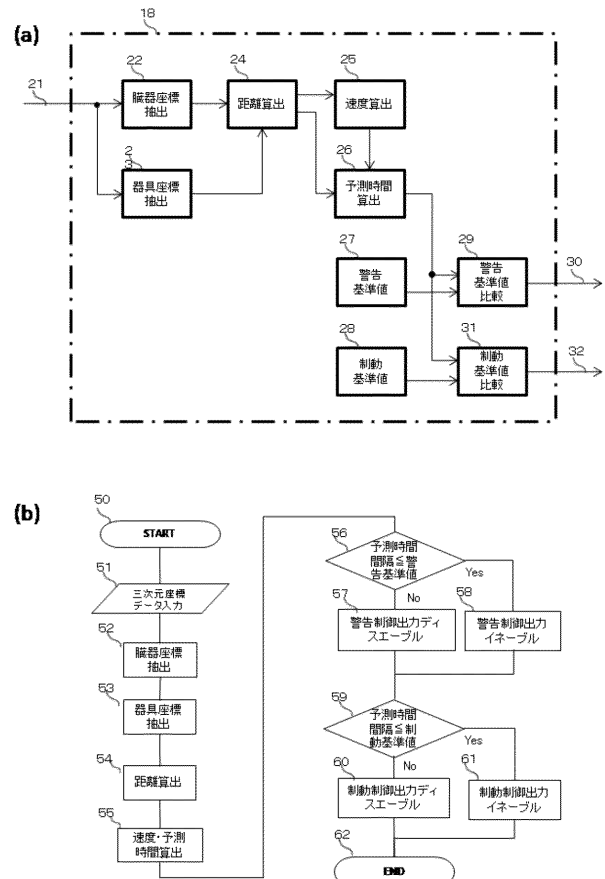
【0063】

4 基準面、10 内視鏡（第一の観察部）、14 処置具制動装置（緊急動作部）、15 内視鏡制動装置（緊急動作部）、16 カメラ（第二の観察部）、18 制御処理装置（制御部）、19 警告装置（緊急動作部）

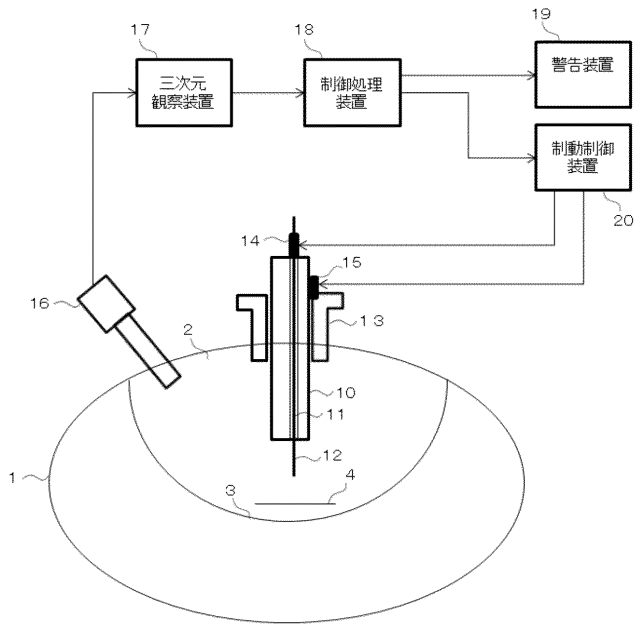
【図 1】



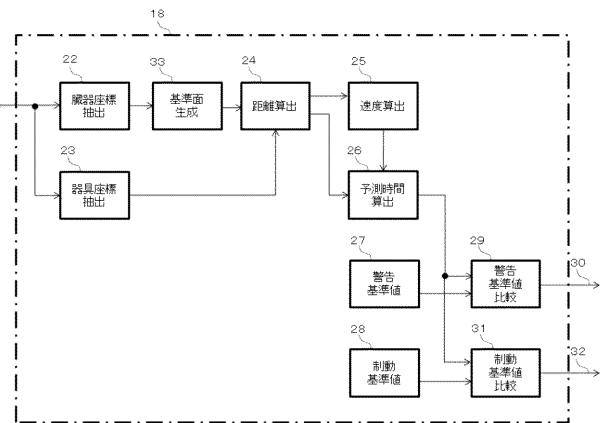
【図 2】



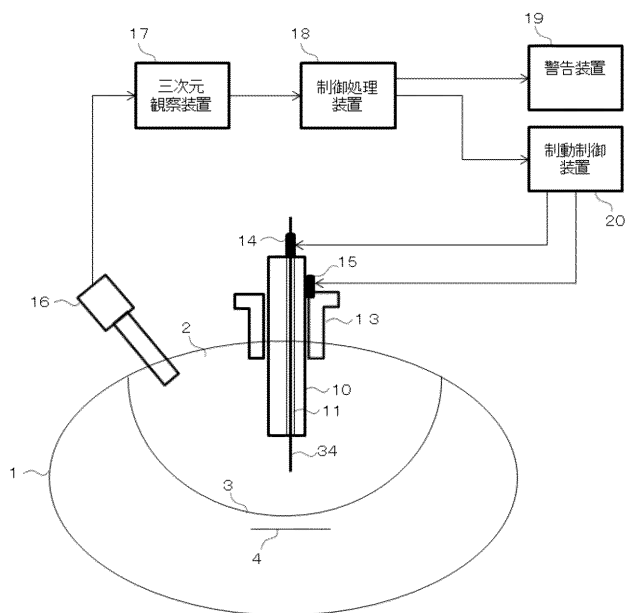
【図 3】



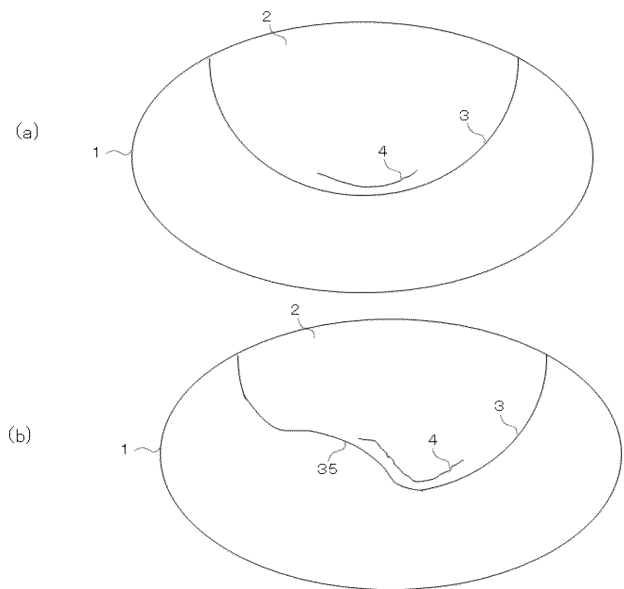
【図 4】



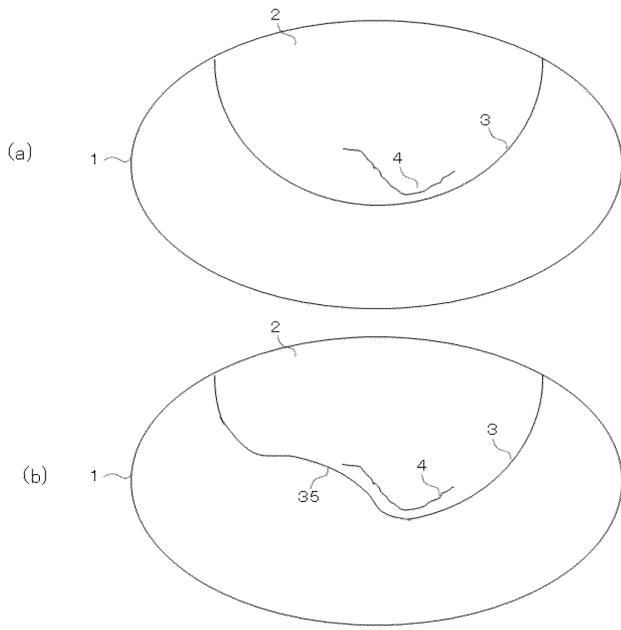
【図 5】



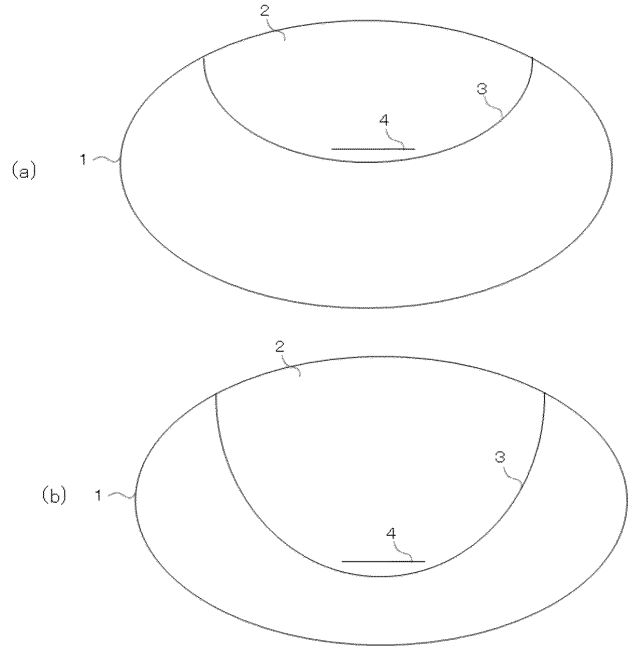
【図 6】



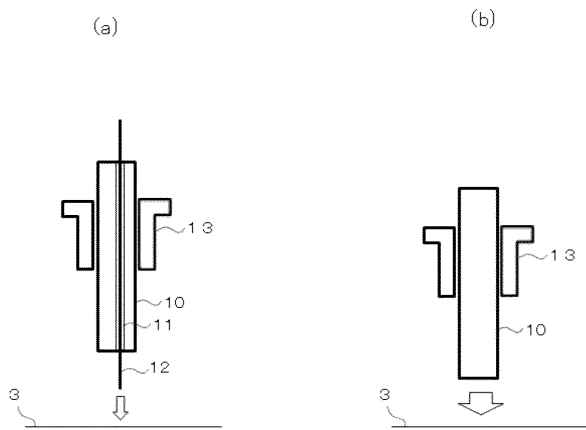
【図 7】



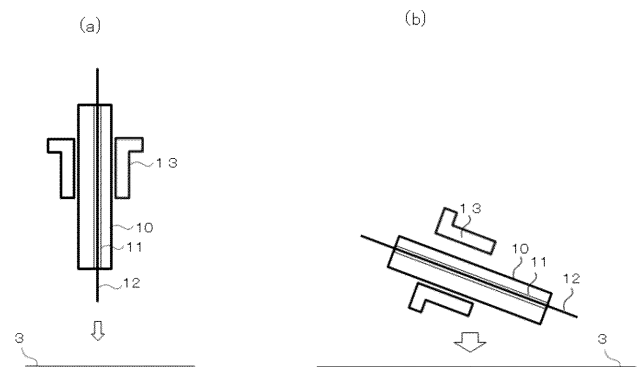
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(74)代理人 100134393

弁理士 木村 克彦

(74)代理人 100174230

弁理士 田中 尚文

(72)発明者 信谷 俊行

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA15 BA23 CA11 DA43 DA56 GA02 GA11

4C161 AA24 BB06 CC06 HH52 JJ11 JJ17 LL08 NN01 RR01 RR17

RR22

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2014158577A	公开(公告)日	2014-09-04
申请号	JP2013030580	申请日	2013-02-20
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能公司		
[标]发明人	信谷俊行		
发明人	信谷 俊行		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.A G02B23/24.B A61B1/00.522 A61B1/00.550 A61B1/00.553 A61B1/00.621 A61B1/00.655 A61B1/00.710 A61B1/018		
F-TERM分类号	2H040/BA15 2H040/BA23 2H040/CA11 2H040/DA43 2H040/DA56 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/AA24 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/HH52 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/RR01 4C161/RR17 4C161/RR22		
代理人(译)	白井伸一 高桥诚一郎 吉泽博 木村胜彦 田中尚史		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了解决一个问题，在一个内窥镜系统中，当仪器的前端与器官相互靠近一定距离时发出警告或制动仪器时，发出警告或制动仪器可能 解决方案：内窥镜系统包括：插入部件，其具有用于观察观察对象的第一观察部件；插入部件，该插入部件具有用于观察观察对象的第一观察部件。第二观察部，用于观察至少一部分观察对象物和插入部或处理器具的前端。控制部和控制部包括：用于使紧急操作部动作的紧急操作部控制单元；用于根据从第二观察部获得的信息来设定基准面的基准面设定单元；以及用于计算估计的前端所需时间的计算单元。插入部件或治疗仪到达参考面。当估计时间不大于预定时间时，控制部施加控制以致动紧急操作部。

