

(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2005-287673

(P2005-287673A)

(43) 公開日 平成17年10月20日(2005.10.20)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 1/00

F I

A61B 1/00 320A

テーマコード (参考)

4C061

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2004-104979 (P2004-104979)

(22) 出願日 平成16年3月31日 (2004.3.31)

(71) 出願人 000109543

テルモ株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号

(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

(74) 代理人 100072349

弁理士 八田 幹雄

(74) 代理人 100110995

弁理士 奈良 泰男

(74) 代理人 100111464

弁理士 齋藤 悦子

(74) 代理人 100114649

弁理士 宇谷 勝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療装置

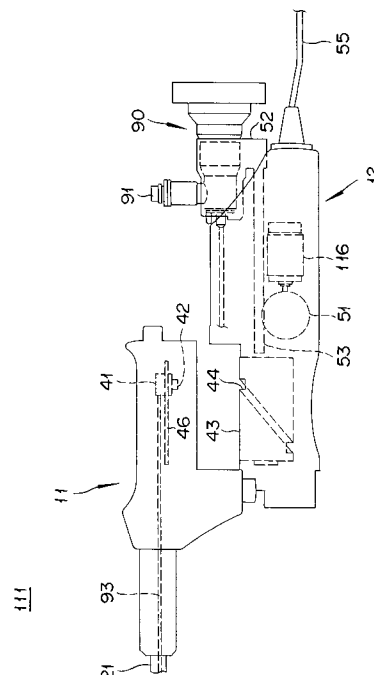
(57) 【要約】

【課題】 内視鏡の操作の煩雑さを防止するとともに、迅速かつ正確に内視鏡を移動させて適切な光学観察を行うことができる医療装置を提供する。

【解決手段】 加熱治療装置は、生体内に挿入可能な長尺状の挿入部21と、挿入部内に軸方向に沿って移動自在に設置される内視鏡90と、内視鏡90を移動させるための内視鏡用モータ116と、内視鏡用モータの動作の制御を行う制御部とを有し、挿入部21には、内視鏡により光学観察を行うための複数の観察窓が相互に離間して設けられ、制御部は、内視鏡90の先端を複数の観察窓の各々に対応する光学観察に適した位置に移動させるための制御を行う。

【選択図】

図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体内に挿入可能な長尺状の挿入部と、
前記挿入部内に軸方向に沿って移動自在に設置される内視鏡と、
前記内視鏡を移動させるための内視鏡駆動部と、
前記内視鏡駆動部の動作の制御を行う制御部とを有し、
前記挿入部には、前記内視鏡により光学観察を行うための複数の観察窓が相互に離間して設けられ、

前記制御部は、前記内視鏡の先端を前記複数の観察窓の各々に対応する光学観察に適した位置に移動させるための制御を行うことを特徴とする医療装置。

10

【請求項 2】

前記複数の観察窓は、前記挿入部の前方部位に設けられた前方窓と、前記挿入部の側方部位に設けられた側方窓とであることを特徴とする請求項 1 に記載の医療装置。

【請求項 3】

前記内視鏡の基端側を保持するための保持部をさらに有し、
前記内視鏡駆動部は、前記保持部を移動させることにより、前記内視鏡を移動させることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の医療装置。

【請求項 4】

前記内視鏡に対して予め決められた値を超える軸方向の負荷がかかった場合、前記内視鏡は、前記保持部から外れることを特徴とする請求項 3 に記載の医療装置。

20

【請求項 5】

前記制御部は、前記内視鏡駆動部に送出する内視鏡を移動させるための信号を、当該内視鏡の移動時において変化させることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 つに記載の医療装置。

【請求項 6】

前記内視鏡の移動の所定の初期期間における信号は、当該初期期間の後の期間における信号よりも、前記内視鏡を移動させる速度が小さくなるように設定されていることを特徴とする請求項 5 に記載の医療装置。

【請求項 7】

前記内視鏡駆動部は、モータを備えることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 つに記載の医療装置。

30

【請求項 8】

前記内視鏡駆動部は、エアシリンダを備えることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 つに記載の医療装置。

【請求項 9】

前記前記内視鏡駆動部の動作を開始するための操作者により操作されるスイッチをさらに有することを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 つに記載の医療装置。

【請求項 10】

前記スイッチは、操作者に踏まれることにより操作されるフットスイッチであることを特徴とする請求項 9 に記載の医療装置。

40

【請求項 11】

前記スイッチは、前記挿入部の基端側に連設され使用時に操作者により保持される手元部に設けられていることを特徴とする請求項 9 に記載の医療装置。

【請求項 12】

前記挿入部内に設けられ生体組織に対してエネルギーを出射する出射部と、
前記出射部を前記挿入部内で長手方向に沿って移動させるための出射部駆動部とをさらに有することを特徴とする請求項 1 ~ 11 のいずれか 1 つに記載の医療装置。

【請求項 13】

前記出射部は、前記挿入部の基端側から供給されるエネルギーを反射するための反射面を備え、

50

前記医療装置は、前記出射部の移動にともなって前記反射面の角度を変化させるための連動手段をさらに有することを特徴とする請求項 1 2 に記載の医療装置。

【請求項 1 4】

前記出射部が前記内視鏡と干渉し得ない第 1 の位置にあることを検出可能な出射部位置検出部をさらに有し、

前記出射部が前記第 1 の位置にない場合、前記内視鏡の移動が禁止されることを特徴とする請求項 1 2 または 1 3 に記載の医療装置。

【請求項 1 5】

前記内視鏡が前記出射部と干渉し得ない第 2 の位置にあることを検出可能な内視鏡位置検出部をさらに有し、

前記内視鏡が前記第 2 の位置にない場合、前記出射部の移動が禁止されることを特徴とする請求項 1 2 ~ 1 4 のいずれか 1 つに記載の医療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内に挿入可能な長尺状の挿入部と、挿入部内に軸方向に沿って移動自在に設置される内視鏡とを含む医療装置に関する。

【背景技術】

【0002】

診断や治療に際しては種々の医療装置が使用される。医療装置の中には、生体内に挿入可能な長尺状の挿入部と、この挿入部内に軸方向に沿って移動自在に設けられた内視鏡とを含む医療装置がある。

【0003】

この種の医療装置の分野では、生体内に挿入部を挿入し、当該挿入部の先端付近から生体組織にエネルギーを印加して治療するための装置が知られている（特許文献 1 参照）。かかる装置において、肉眼的に治療部位の観察や、治療部位の設定ができることは有用である。この場合、内視鏡が挿入部内に設置され、術者の操作により内視鏡が軸方向にスライドさせられることによって、生体における所望の治療部位の観察が可能となる。

【特許文献 1】特開 2003 - 10100 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、複数の観察窓が相互に離間して挿入部に設けられている場合、複数の観察窓のそれぞれに最適な位置に内視鏡を移動させる必要があり、かかる内視鏡の操作は術者やアシスタントなどの操作者の手作業で行われなければならない。このため、操作者に煩雑な操作が要求されるという問題があった。特に、1 人で手技を行うときは両手を使わなければならないので操作がきわめて煩雑であった。

【0005】

しかも、内視鏡の操作を手作業に頼っているため、迅速かつ正確に内視鏡を移動させることが難しく、各観察窓における治療部位の適切な光学観察に支障をきたす恐れがあるという問題もある。

【0006】

本発明は、上述の課題を解決するためになされたものであり、本発明の目的は、内視鏡の操作の煩雑さを防止するとともに、迅速かつ正確に内視鏡を移動させて適切な光学観察を行うことができる医療装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の目的は、下記する手段により達成される。

【0008】

(1) 生体内に挿入可能な長尺状の挿入部と、前記挿入部内に軸方向に沿って移動自在

10

20

30

40

50

に設置される内視鏡と、前記内視鏡を移動させるための内視鏡駆動部と、前記内視鏡駆動部の動作の制御を行う制御部とを有し、前記挿入部には、前記内視鏡により光学観察を行うための複数の観察窓が相互に離間して設けられ、前記制御部は、前記内視鏡の先端を前記複数の観察窓の各々に対応する光学観察に適した位置に移動させるための制御を行うことを特徴とする医療装置。

【0009】

(2) 前記複数の観察窓は、前記挿入部の前方部位に設けられた前方窓と、前記挿入部の側方部位に設けられた側方窓とであることを特徴とする上記(1)に記載の医療装置。

【0010】

(3) 前記内視鏡の基端側を保持するための保持部をさらに有し、前記内視鏡駆動部は、前記保持部を移動させることにより、前記内視鏡を移動させることを特徴とする上記(1)または(2)に記載の医療装置。 10

【0011】

(4) 前記内視鏡に対して予め決められた値を超える軸方向の負荷がかかった場合、前記内視鏡は、前記保持部から外れることを特徴とする上記(3)に記載の医療装置。

【0012】

(5) 前記制御部は、前記内視鏡駆動部に送出する内視鏡を移動させるための信号を、当該内視鏡の移動時において変化させることを特徴とする上記(1)～(4)のいずれか1つに記載の医療装置。

【0013】

(6) 前記内視鏡の移動の所定の初期期間における信号は、当該初期期間の後の期間における信号よりも、前記内視鏡を移動させる速度が小さくなるように設定されていることを特徴とする上記(5)に記載の医療装置。 20

【0014】

(7) 前記内視鏡駆動部は、モータを備えることを特徴とする上記(1)～(6)のいずれか1つに記載の医療装置。

【0015】

(8) 前記内視鏡駆動部は、エアシリンダを備えることを特徴とする上記(1)～(6)のいずれか1つに記載の医療装置。

【0016】

(9) 前記前記内視鏡駆動部の動作を開始するための操作者により操作されるスイッチをさらに有することを特徴とする上記(1)～(8)のいずれか1つに記載の医療装置。 30

【0017】

(10) 前記スイッチは、操作者に踏まれることにより操作されるフットスイッチであることを特徴とする上記(9)に記載の医療装置。

【0018】

(11) 前記スイッチは、前記挿入部の基端側に連設され使用時に操作者により保持される手元部に設けられていることを特徴とする上記(9)に記載の医療装置。

【0019】

(12) 前記挿入部内に設けられ生体組織に対してエネルギーを出射する出射部と、前記出射部を前記挿入部内で長手方向に沿って移動させるための出射部駆動部とをさらに有することを特徴とする上記(1)～(11)のいずれか1つに記載の医療装置。 40

【0020】

(13) 前記出射部は、前記挿入部の基端側から供給されるエネルギーを反射するための反射面を備え、前記医療装置は、前記出射部の移動にともなって前記反射面の角度を変化させるための連動手段をさらに有することを特徴とする上記(12)に記載の医療装置。

【0021】

(14) 前記出射部が前記内視鏡と干渉し得ない第1の位置にあることを検出可能な出射部位置検出部をさらに有し、前記出射部が前記第1の位置にない場合、前記内視鏡の移 50

動が禁止されることを特徴とする上記(12)または(13)に記載の医療装置。

【0022】

(15)前記内視鏡が前記出射部と干渉し得ない第2の位置にあることを検出可能な内視鏡位置検出部をさらに有し、前記内視鏡が前記第2の位置にない場合、前記出射部の移動が禁止されることを特徴とする上記(12)～(14)のいずれか1つに記載の医療装置。

【発明の効果】

【0023】

本発明によれば、医療装置において、内視鏡の操作の煩雑さを防止することができるとともに、内視鏡を複数の観察窓の各々に対応する光学観察に適した位置に迅速かつ正確に移動させることができ、適切な光学観察を行うことが可能となる。 10

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

以下、図面を参照して、本発明の実施の形態を説明する。

【0025】

図1は、本発明の医療装置の一実施形態として、前立腺肥大症治療用の加熱治療装置100の構成を示す図である。まず、図1を参照して、加熱治療装置100の概略を説明する。

【0026】

加熱治療装置100は、コンソール101と、アプリケーション111と、フットスイッチ104とを有している。コンソール101は、制御部105と、出力部110と、ユーザインタフェース102とを含む。出力部110、ユーザインタフェース102、およびフットスイッチ104は、制御部105に接続されている。 20

【0027】

本実施形態のアプリケーション111は、レーザ光を生体組織に照射する側射式のレーザ照射装置であり、尿道等の生体内に挿入可能な長尺状の挿入部21を有している。アプリケーション111には、出力部110で発生させられたレーザ光を挿入部21内の出射部に伝達するための光ファイバ93が接続される。

【0028】

また、アプリケーション111の挿入部21の内部には、内視鏡90が配置され得る。この内視鏡90は、アプリケーション111の基端側から挿入され、挿入部21の内部で軸方向に移動可能とされている。内視鏡90は、挿入部21の前方に設けられる窓からの観察野を得るのに好適な視野を有している。内視鏡90は、たとえば、光ファイバ束と、保護チューブと、先端に設けられる結像レンズとを備える。内視鏡90の基端側にカメラヘッドが取り付けられることにより画像を送ることができる。内視鏡90の光ファイバは、ライトガイドポート91を通じて送られる照明光を照射する機能も有している。 30

【0029】

さらに、アプリケーション111には、コンソール101の内部に設けられている図示しない冷却装置からの冷却水を挿入部21内の冷却液流路に循環させるための給水路94および排水路95が接続される。したがって、この冷却水によって挿入部21自体が冷却されるとともに、挿入部21に接触している生体組織が冷却される。 40

【0030】

制御部105は、アプリケーション111に設置されている各種センサやマイクロスイッチからの検出信号、および、フットスイッチ104から出力されるON、OFF信号などを用いて、加熱治療装置100全体の動作を制御する。

【0031】

ユーザインタフェース102は、術者に対して所定の情報を表示するとともに、所定の設定や操作を受け付ける。このユーザインタフェース102は、表示画面を含むタッチ式の操作パネルである。

【0032】

出力部 110 は、レーザ光を出力し得る。この出力部 110 では、たとえばレーザ出力値、レーザパルス時間、レーザパルス間隔、レーザ出力時間などの出力条件が、スイッチやダイヤルで設定され得る。制御部 105 により計画されたレーザ光の出力条件の推奨値は、ユーザインタフェース 102 上に表示される。術者は、レーザ光の出力条件を、推奨値を参考にして任意に設定することができる。

【0033】

フットスイッチ 104 は、操作者により踏まれることによって操作されるスイッチである。フットスイッチ 104 のレーザ操作ペダル 61 を踏むことにより、制御部 105 にレーザ光の照射を促す ON 信号が出力される。

【0034】

図 2 は、アプリケーション 111 を示す側面図である。図 2 に示すように、アプリケーション 111 は、使用後に廃棄処分できる本体ユニット 11 と、繰り返し使用可能な駆動ユニット 12 とを有している。本体ユニット 11 の先端に挿入部 21 が設けられる。本体ユニット 11 と駆動ユニット 12 とは、相互に取り付けおよび取り外し可能である。本体ユニット 11 および駆動ユニット 12 を相互に取付ける場合、ねじ部材による締結、爪部材による嵌合などの適宜の取り付け手段が利用され得る。

【0035】

図 3 は、挿入部 21 の先端部付近の断面図である。図 3 に示すように、挿入部 21 内には、側方窓 22 に向けてレーザ光を出射し得る往復移動自在な出射部 112 が設けられる。挿入部 21 は、長尺状の内層パイプ 23 を備え、出射部 112 は、レーザ光を反射する平滑な反射面（ミラー）31 を有している。

【0036】

挿入部 21 の内層パイプ 23 は、ステンレス鋼などの硬質の管状体から構成される。内層パイプ 23 の先端側の側面には、レーザ光を透過させるための開口 24 が形成されている。開口 24 を含め、内層パイプ 23 の外周は、レーザ透過性の良好な外層チューブ 25 により覆われる。外層チューブ 25 により覆われた開口 24 が、側方窓 22 を構成する。

【0037】

挿入部 21 の先端には、挿入部 21 の生体内への挿入時に前方を観察するための前方窓 26 が設けられている。前方窓 26 は、光が透過可能な透光板 27 を備えており、この透光板 27 は当該窓枠に嵌め込まれて固着される。前方窓 26 についての詳細は後述する。なお、内視鏡により光学観察を行うための観察窓は 3 個以上設けられてもよい。

【0038】

挿入部 21 の内部には、レーザ光を伝達する光ファイバ 93 が配置されている。光ファイバ 93 は、後述するミラー用モータから駆動力が伝達され、挿入部 21 の軸方向に沿って往復運動する。光ファイバ 93 は、挿入部 21 内では先端部分を除いて例えばステンレス鋼製の保護パイプによって破損や湾曲を起こさないように覆われている。光ファイバ 93 の先端近傍に、出射部 112 が回動可能に取り付けられた固定部材 32 が固着される。固定部材 32 に形成された貫通孔には、モノレールパイプ 38 が挿通される。モノレールパイプ 38 は、挿入部 21 の軸線と平行に配置されている。光ファイバ 93 の往復運動にともない、固定部材 32 は挿入部 21 の軸線と平行にモノレールパイプ 38 に沿って安定して摺動する。

【0039】

出射部 112 の先端の両側部には、突起 33 が設けられている。この突起 33 を回動可能に支持するスライダ 34 は、挿入部 21 内に設けられた一対のスライダガイド 36 に摺動可能に支持されている。スライダガイド 36 は、挿入部 21 の軸方向に対して傾斜している。したがって、出射部 112 は、光ファイバ 93 の往復運動にともなって、スライダガイド 36 の作用によって傾斜角度が変化されつつ往復運動する。したがって、スライダ 34 およびスライダガイド 36 は、出射部 112 の移動にともなって反射面 31 の角度を変化させるための連動手段を構成する。図 3 において、実線で示す出射部 112 および固定部材 32 の位置が、これらの部材の基端位置（後端位置）である。

10

20

30

40

50

【0040】

モノレールパイプ38の内部には、洗浄水を供給することができる。この洗浄水は、キャップ39内に形成された洗浄ポート29により前方窓26の方へ曲げられた後、透光板27の外側を洗浄するように流れる。洗浄水としては、滅菌された液体、例えば滅菌精製水や滅菌蒸留水、滅菌生理食塩水を使用することが好ましい。

【0041】

挿入部21の内部には、冷却水の図示しない注入用のルーメンおよび排出用のルーメンが形成されている。冷却水は、レーザ光を受ける生体組織の表面および出射部112などを冷却するために利用される。注入用のルーメンは給水路94に接続され、排出用のルーメンは排水路95に接続されている(図1参照)。給水路94を経て供給された冷却水は、注入用のルーメンに流入して、挿入部21の先端近傍に形成される内部空間37に送られた後、排出用のルーメンに流れ込み、排水路95を経て流出される。

【0042】

挿入部21の内部に冷却水を循環させることにより、冷却能率の向上が図られる。冷却水の温度は、レーザ光の照射による出射部112や生体組織の照射表面の損傷を低減できれば特に限定されないが、好ましくは0~37、より好ましくは凍傷の恐れが少なく、かつ冷却効果が高い8~25である。冷却水としては、滅菌された液体、例えば滅菌精製水や滅菌蒸留水、滅菌生理食塩水を使用することが好ましい。

【0043】

出射部112のミラー31は、先端位置(図3中左側に2点鎖線で示す)に位置する場合、挿入部21の軸方向に対して垂直に近い向きに起立し、レーザ光を小さい反射角で反射する。また、出射部112のミラー31は、基端位置(図3中右側に実線で示す)に位置する場合、挿入部21の軸方向と平行に近い向きに傾き、レーザ光を大きい反射角で反射する。したがって、出射部112のミラー31が傾斜角度を変化させながら往復運動する場合、レーザ光の出射位置は、常に移動するが、レーザ光の光軸は、加熱部位であるターゲット部位1000内のターゲットポイントに常に集中する。つまり、レーザ光は、ターゲットポイントにのみに連続的に照射され、表層などの他の生体組織には間欠的に照射される。したがって、ターゲットポイントは、照射されたレーザ光により加熱され、所望温度に達する。一方、表層などの他の生体組織は、レーザ光を受光する時間が短いため、発生する熱量も少なくほとんど加熱されない。

【0044】

加熱治療時において、出射部112は、0.1~10Hz好ましくは3~6Hzの周期で軸方向に往復駆動される。生体組織に照射するレーザ光は、発散光、平行光あるいは収束光を用いることができる。また、使用されるレーザ光は、生体深達性を有するものであれば、特に限定されない。しかし、レーザ光の波長は、750~1300nmまたは1600~1800nm程度が特に優れた生体深達性を有するため好ましい。上記波長範囲のレーザ光を発生させるレーザ光源装置としては、例えば、He-Neレーザなどの気体レーザ、Nd-YAGレーザなどの固体レーザ、GaAlAsレーザなどの半導体レーザ、などが挙げられる。

【0045】

挿入部21の外径は、体腔内に挿入可能であれば、特に限定されない。しかし、挿入部21の外径は、2~20mm程度が好ましく、尿道への挿入を考慮すると3~8mm程度がより好ましい。

【0046】

図4は、挿入部21の先端部の前方窓26付近を示す図であって、(A)は断面図、(B)は先端から見た正面図である。

【0047】

図4に示すように、挿入部21内には、内視鏡90を挿入部21の先端部近傍まで導くための内視鏡ポート28と、前方窓26に付着した汚れを洗浄するための洗浄水を導く洗浄ポート29とが形成されている。前方窓26は、図中2点鎖線で示す内視鏡90の視野

10

20

30

40

50

を妨げない面積を有している。

【0048】

図5は、前方窓26の透光板27の傾斜角度を変化させた場合の光学的な画面変化を示す図である。なお、図4および図5は、図3とは上下方向を逆にして描かれている。

【0049】

図5において、符号「a」は、照明光の反射により生じるハレーション部分、符号「b」は、前方窓26の透光板27を傾斜させたことにより生じる画像の全反射領域、すなわち画像の「ケラレ」部分を示している。図5に示すように、ハレーション部分aは、透光板27の傾斜角度が0°付近の場合には画面中央に位置されるが、傾斜角度が増すにつれて図中下側方向にシフトしていく。このとき同時にハレーションの強度自体も減少していき、また、ケラレ部分bの面積は、透光板27の傾斜角度が増すにつれて広がってくる。本実施形態では、ケラレ部分bが、観察部位の存在する挿入部21先端の図中下部方向の領域に生じることがないように、挿入部21先端の図中上部の被写体の透光板27への入射角度が大きくなる方向に、透光板27を傾斜させている。また、かかる方向に透光板27を傾斜させることにより、挿入部21の先端が楔状の形状を有することにつながり、挿入部21の生体への挿入性が向上する利点もある。

10

【0050】

本実施形態では、内視鏡90の光軸に垂直な平面に対する前方窓26の透光板27の傾斜角度は、27.5°~32.5°の範囲内に設定されている。かかる範囲に透光板27の傾斜角度を設定することが、観察上、すなわちハレーション部分の位置および強度と、ケラレ部分とのバランス上から望ましい。

20

【0051】

内視鏡90が所定の先端位置に配置された後、照明光が内視鏡90に供給されると、前方窓26の透光板27により一部の照明光の反射が生じるが、前方窓26に設けた所定の傾きによりその多くは視野から外れた方向に発生する。そのため、観察時の視野の妨げにはならない。また同時にこのとき生じている全反射は視野の妨げにならない上部に位置するため、たとえば尿道壁面方向を主に観察する実使用においては支障にはならない。このようにして、内視鏡の視野を妨げてしまう事態を防止することが可能となる。なお、血液等により前方窓26が汚れた場合、洗浄ポート29から洗浄水を放出することにより汚れを取り除くことができる。

30

【0052】

図6~図8は、内視鏡の移動機構および出射部(ミラー)の移動機構を説明するための図である。なお、図6において、本体ユニット11と駆動ユニット12とは、相互に取り付けられる前の状態を示す。

【0053】

図6に示すように、本体ユニット11の内部には、スライダ41が、挿入部21の軸方向に沿う長孔が形成されたプレート46に係合されて保持されている。これにより、スライダ41は、挿入部21の軸方向に沿ってスライド移動自在とされている。このスライダ41には、挿入部21の基端側から取り出された光ファイバ93が固定されている。したがって、スライダ41が往復運動すると、この往復運動は、光ファイバ93を介して出射部112に伝達される。そして、前述したように、出射部112は、傾斜角度を変化しつつ往復運動する。

40

【0054】

スライダ41は、ミラー用モータ114(図12参照)から出力された駆動力を受け取って、往復運動する。このため、図示のように、スライダ41には、ミラー用モータ114によって回転駆動され得る円筒溝カム43に係合溝44に係合する凸部42が形成されている。ミラー用モータ114は、円筒溝カム43の内側に配置されるのが、装置の小型化の観点から好ましい。ここで、円筒溝カム43の回転運動がスライダ41の往復運動に変換される。出射部112の往復運動は、係合溝44の形成の仕方によって調整され得るが、本実施形態では、概ね等速往復運動となるように設定されている。

50

【 0 0 5 5 】

図 7 および図 8 に示すように、円筒溝カム 4 3 の外周面の所定箇所には、ミラー位置センサ 1 1 3 によって検出され得る被検出部 4 5 が設けられている。スライダ 4 1 が最も基端側に位置されるとき、つまり出射部 1 1 2 が挿入部 2 1 内で最も基端側の基端位置に位置されるとき、ミラー位置センサ 1 1 3 に対向する位置に被検出部 4 5 が位置され、ミラー位置センサ 1 1 3 は被検出部 4 5 を検出する。

【 0 0 5 6 】

ここで、出射部 1 1 2 が基端位置にあるとき、出射部 1 1 2 は、図 3 に示すように、内視鏡 9 0 が 2 点鎖線で示す最も先端側の先端位置にあっても当該内視鏡 9 0 と干渉することはない。つまり、ミラー位置センサ 1 1 3 は、出射部 1 1 2 が内視鏡 9 0 と干渉し得ない基端位置にあることを検出可能である。そして、出射部 1 1 2 のミラー 3 1 が、内視鏡 9 0 と干渉し得ない位置、つまり基端位置にない場合、内視鏡 9 0 の移動が禁止される。これにより、ミラー 3 1 と内視鏡 9 0 との干渉が防止される。

【 0 0 5 7 】

駆動ユニット 1 2 には、内視鏡 9 0 を移動させるための内視鏡用モータ 1 1 6 が設けられている。内視鏡用モータ 1 1 6 の回転駆動力は、図示しないかさ歯車などの伝達部材を介してピニオン 5 1 に伝達される。ピニオン 5 1 は、内視鏡 9 0 の基端側を保持するための保持部 5 2 に形成されたラック 5 3 に噛合している。したがって、内視鏡用モータ 1 1 6 の動作により、内視鏡 9 0 は、挿入部 2 1 内で軸方向に沿って移動可能である。

【 0 0 5 8 】

図 7 および図 8 に示すように、保持部 5 2 の所定箇所には、内視鏡位置センサ 1 1 5 (1 1 5 a と 1 1 5 b の総称) によって検出され得る被検出部 5 4 が設けられている。保持部 5 2 が最も基端側に位置されるとき、つまり内視鏡 9 0 の先端が挿入部 2 1 内で最も基端側の基端位置に位置されるとき、内視鏡位置センサ 1 1 5 a に対向する位置に被検出部 5 4 が位置され、内視鏡位置センサ 1 1 5 a は被検出部 5 4 を検出する。このとき、内視鏡 9 0 の先端は、側方窓 2 2 に対応する光学観察に適した位置にある。一方、保持部 5 2 が最も先端側に位置されるとき、つまり内視鏡 9 0 の先端が挿入部 2 1 内で最も先端側の先端位置に位置されるとき、内視鏡位置センサ 1 1 5 b に対向する位置に被検出部 5 4 が位置され、内視鏡位置センサ 1 1 5 b は被検出部 5 4 を検出する。このとき、内視鏡 9 0 の先端は、前方窓 2 6 に対応する光学観察に適した位置にある。

【 0 0 5 9 】

ここで、内視鏡 9 0 の先端が基端位置にあるとき (図 3 に実線で示す) 、内視鏡 9 0 は、出射部 1 1 2 が往復運動されたとしても当該出射部 1 1 2 と干渉することはない。つまり、内視鏡位置センサ 1 1 5 a は、内視鏡 9 0 が出射部 1 1 2 と干渉し得ない基端位置にあることを検出可能である。そして、内視鏡 9 0 が、出射部 1 1 2 のミラー 3 1 と干渉し得ない位置、つまり基端位置にない場合、出射部 1 1 2 のミラー 3 1 の移動が禁止される。これにより、ミラー 3 1 と内視鏡 9 0 との干渉が防止される。

【 0 0 6 0 】

なお、ミラー位置センサ 1 1 3 および内視鏡位置センサ 1 1 5 の種類は、特に限定されるものではないが、接点劣化のおそれがあるスイッチ型センサよりも、光センサ、磁気センサ、および近接センサなどの非接触タイプのセンサが好ましい。さらに、水ぬれの影響を受けにくい磁気センサがより好ましい。ミラー位置センサ 1 1 3 および内視鏡位置センサ 1 1 5 からの信号は、ケーブル 5 5 を経てコンソール 1 0 1 に送られる。

【 0 0 6 1 】

図 9 に示すように、出射部 1 1 2 が基端位置以外の位置にあるとき、内視鏡 9 0 が前進すると出射部 1 1 2 に干渉する恐れがある。本実施形態では、前述したように、かかる事態が起こらないように制御部 1 0 5 が電氣的な制御を行う。ただし、内視鏡 9 0 に対して予め決められた値を超える軸方向の負荷がかかった場合、アプリケーション 1 1 1 は、内視鏡 9 0 が保持部 5 2 から外れる構成とされている。具体的には、図 1 0 に示すように、内視鏡 9 0 と保持部 5 2 とは、プランジャピン 5 6 により固定されている。プランジャピン 5

10

20

30

40

50

6 は、ボール 5 7 と当該ボール 5 7 を内視鏡 9 0 に向かう方向に付勢する圧縮バネ 5 8 とを有する。ボール 5 7 は、内視鏡 9 0 の基端側の下面に形成されている凹部 9 2 に係合自在である。したがって、内視鏡 9 0 を先端側にスライド動作させる場合、規定された値を超える軸方向の負荷がかかったとき、保持部 5 2 から内視鏡 9 0 が外れる結果、アプリケーション 1 1 1 や内視鏡 9 0 の損傷ないし破損を防止することができる。

【 0 0 6 2 】

図 1 1 は、フットスイッチ 1 0 4 を示す図であって、(A) は平面図、(B) は正面図、(C) は側面図である。

【 0 0 6 3 】

フットスイッチ 1 0 4 は、各部品を配置するためのベース 6 0 を有している。ベース 6 0 には、レーザ出力操作を行うためのレーザ操作ペダル 6 1 と、内視鏡の前後運動操作を行うための内視鏡操作ペダル 6 2 とが配置されている。

【 0 0 6 4 】

レーザ操作ペダル 6 1 に押圧力を加えることにより、レーザ光が出力される。内視鏡操作ペダル 6 2 は、前進スイッチ 6 3 と後進スイッチ 6 4 とを有している。内視鏡操作ペダル 6 2 は、ペダル中央部 6 5 を支点としてシーソー運動を行うことができ、前進スイッチ 6 3 に押圧力を加えることにより、内視鏡 9 0 を前方（先端位置）に移動させることができる。また、内視鏡操作ペダル 6 2 の後進スイッチ 6 4 に押圧力を加えることにより、内視鏡 9 0 を後方（基端位置）に移動させることができる。これにより、内視鏡 9 0 の操作性が向上し、術者はアプリケーション 1 1 1 および内視鏡 9 0 の操作をきわめて容易に行うこ

10

20

【 0 0 6 5 】

内視鏡操作ペダル 6 2 の側方には、内視鏡操作ペダル 6 2 を操作する際に操作者の足を支持してペダル操作の支点となり得るフットレスト 6 8 が設けられる。フットレスト 6 8 は、内視鏡操作ペダル 6 2 と略同じ高さに設定されている。フットレスト 6 8 に操作者のかかとを載せることにより、操作者の足によるかかとを支点としたペダル操作がスムーズに行われるようになっている。内視鏡 9 0 を前方向に移動させる場合、フットレスト 6 8 に載せたかかとを支点として前進スイッチ 6 3 側に踏み込んで押圧力を加えることができる。また、内視鏡を後方に移動させる場合、フットレスト 6 8 に載せたかかとを手前側にスライドさせながらつま先側を軽く図中左方向に回転させ、後進スイッチ 6 4 側に踏み込んで押圧力を加えることができる。

30

【 0 0 6 6 】

また、ベース 6 0 には、レーザ操作ペダル 6 1 の意図しない操作（たとえば落下物によってレーザ出力が不意に行われてしまうこと等）を防ぐための保護カバー 6 6 と、フットスイッチ 1 0 4 の転倒時に内視鏡操作ペダル 6 2 の各スイッチ 6 3 , 6 4 に押圧力が掛かることを防ぐための保護プレート 6 7 とが設けられる。ここで、フットスイッチ 1 0 4 が不意に転倒した場合、保護プレート 6 7 と保護カバー 6 6 とが床面に接触することにより各スイッチ 6 3 , 6 4 が動作することが防止される。

【 0 0 6 7 】

さらに、フットスイッチ 1 0 4 を移動させる際に操作者に保持されるハンドル 6 9 がベース 6 0 に設置されている。なお、レーザ操作ペダル 6 1 と内視鏡操作ペダル 6 2 とは、コネクタ 7 0 で結線され、コンソール 1 0 1 に電氣的に接続される。

40

【 0 0 6 8 】

図 1 2 は、加熱治療装置 1 0 0 の制御ブロック図である。

【 0 0 6 9 】

加熱治療装置 1 0 0 のコンソール 1 0 1 は、装置全体の動作を制御するための制御部 1 0 5 を有している。制御部 1 0 5 には、出力部 1 1 0、およびフットスイッチ 1 0 4 が接続されている。出力部 1 1 0 は、アプリケーション 1 1 1 の出射部 1 1 2 に生体を加熱するためのエネルギー（ここではレーザ光）を供給する。

【 0 0 7 0 】

50

さらに、制御部 105 には、ミラー位置検出部 106、ミラー用モータ駆動部 107、内視鏡位置検出部 108、および内視鏡用モータ駆動部 109 が接続されている。ミラー位置検出部 106 は、アプリケーション 111 のミラー位置センサ 113 の信号に基づいて、出射部 112 のミラー 31 が基端位置（後端位置）にあるか否かを検出する。ミラー用モータ駆動部 107 は、アプリケーション 111 のミラー用モータ 114 に電圧を供給する。内視鏡位置検出部 108 は、アプリケーション 111 の内視鏡位置センサ 115 の信号に基づいて、内視鏡 90 が先端位置（前端位置）または基端位置（後端位置）にあるか否かを検出する。内視鏡用モータ駆動部 109 は、アプリケーション 111 の内視鏡用モータ 116 に電圧を供給する。

【0071】

10

図 13 は、ユーザインタフェース 102 における表示画面の一例を示す図である。

【0072】

図 13 に示す表示画面は、アプリケーション 111 に設置される図示しない温度センサにより測定された温度を表示するための温度測定値表示部 71、測定された温度の経時変化を示すグラフ部 72、レーザを照射した時間を示す照射時間表示部 73、および各種の設定値を表示するための設定値表示部 74 を有している。

【0073】

また、表示画面には、レーザ出力に関する状態を表示するための状態表示部 75 が含まれる。レーザ出力に関する状態は、スタンバイ状態（待機状態）、レディ状態（出力可能状態）、あるいは照射状態（出力状態）に切り替わる。状態表示部 75 において、現在の状態は、たとえば太字で表示されることにより示される。スタンバイ状態とレディ状態とは、スタンバイ/レディスイッチ 76 を操作することによって切り替えることができる。レーザ出力に関する状態がレディ状態の下で、フットスイッチ 104 のレーザ操作ペダル 61 が押圧されると照射状態になる。

20

【0074】

さらに、表示画面には、治療を中止するための中止スイッチ 77 と、内視鏡の位置を示すインジケータ部 78 とが含まれる。インジケータ部 78 には、内視鏡 90 が基端位置にない場合、基端位置に移動させる（後端位置に引き下げる）ように促すための矢印などの表示が現れる。

【0075】

30

次に、加熱治療装置 100 における内視鏡の移動動作について説明する。図 14 および図 15 は、内視鏡を移動させるときの手順を示すフローチャートである。

【0076】

まず、出射部 112 のミラー 31 が基端位置にあるか否かが判断される（S101）。ミラー 31 が基端位置にない場合（S101 で NO）、内視鏡操作ペダル 62 の各スイッチ 63、64 が押されても受け付けられない。すなわち、前述したように、出射部 112 のミラー 31 が基端位置にない場合、内視鏡 90 の移動が禁止される。これにより、ミラー 31 と内視鏡 90 との干渉が防止される。

【0077】

ミラー 31 が基端位置にある場合（S101 で YES）、内視鏡操作ペダル 62 の前進スイッチ 63 が押下されたか否かが判断される（S102）。ステップ S102 で前進スイッチ 63 が押下されたと判断された場合（S102 で YES）、ステップ S103 に進み、ステップ S102 で前進スイッチ 63 が押下されたと判断されなかった場合（S102 で NO）、ステップ S110 に進む。

40

【0078】

ステップ S103 では、内視鏡 90 の位置が確認され、ステップ S104 では、内視鏡 90 は先端位置にあるか否かが判断される。

【0079】

内視鏡 90 が先端位置にある場合（S104 で YES）、内視鏡用モータ 116 を停止して（S109）、処理を終了する。

50

【 0 0 8 0 】

内視鏡 9 0 が先端位置にない場合 (S 1 0 4 で N O)、内視鏡操作ペダル 6 2 の前進スイッチ 6 3 が O F F (オフ) されたか否かが判断される (S 1 0 5)。前進スイッチ 6 3 が O F F された場合 (S 1 0 5 で Y E S)、内視鏡用モータ 1 1 6 を停止して (S 1 0 9)、処理を終了する。

【 0 0 8 1 】

前進スイッチ 6 3 が O F F されていない場合 (S 1 0 5 で N O)、前進スイッチ 6 3 が押されてから 1 秒経過したか否かが判断される (S 1 0 6)。

【 0 0 8 2 】

前進スイッチ 6 3 が押されてから 1 秒経過前の場合 (S 1 0 6 で N O)、第 1 の制御波形の電圧で、内視鏡用モータ 1 1 6 を内視鏡 9 0 が前進する方向に回転させ、前進スイッチ 6 3 が押されてから 1 秒経過した場合 (S 1 0 6 で Y E S)、第 2 の制御波形の電圧で、内視鏡用モータ 1 1 6 を内視鏡 9 0 が前進する方向に回転させる。第 1 および第 2 の制御波形については、後述する。

10

【 0 0 8 3 】

ステップ S 1 1 0 では、内視鏡操作ペダル 6 2 の後進スイッチ 6 4 が押下されたか否かが判断される。ステップ S 1 1 0 で後進スイッチ 6 4 が押下されたと判断された場合 (S 1 1 0 で Y E S)、ステップ S 1 1 1 に進み、ステップ S 1 0 2 で後進スイッチ 6 4 が押下されたと判断されなかった場合 (S 1 1 0 で N O)、ステップ S 1 0 1 に戻る。

【 0 0 8 4 】

ステップ S 1 1 1 では、内視鏡 9 0 の位置が確認され、ステップ S 1 1 2 では、内視鏡 9 0 は基端位置にあるか否かが判断される。

20

【 0 0 8 5 】

内視鏡 9 0 が基端位置にある場合 (S 1 1 2 で Y E S)、内視鏡用モータ 1 1 6 を停止して (S 1 1 7)、処理を終了する。

【 0 0 8 6 】

内視鏡 9 0 が基端位置にない場合 (S 1 1 2 で N O)、内視鏡操作ペダル 6 2 の後進スイッチ 6 4 が O F F (オフ) されたか否かが判断される (S 1 1 3)。後進スイッチ 6 4 が O F F された場合 (S 1 1 3 で Y E S)、内視鏡用モータ 1 1 6 を停止して (S 1 1 7)、処理を終了する。

30

【 0 0 8 7 】

後進スイッチ 6 4 が O F F されていない場合 (S 1 1 3 で N O)、後進スイッチ 6 4 が押されてから 1 秒経過したか否かが判断される (S 1 1 4)。

【 0 0 8 8 】

後進スイッチ 6 4 が押されてから 1 秒経過前の場合 (S 1 1 4 で N O)、第 1 の制御波形の電圧で、内視鏡用モータ 1 1 6 を内視鏡 9 0 が後進する方向に回転させ、後進スイッチ 6 4 が押されてから 1 秒経過した場合 (S 1 1 4 で Y E S)、第 2 の制御波形の電圧で、内視鏡用モータ 1 1 6 を内視鏡 9 0 が後進する方向に回転させる。第 1 および第 2 の制御波形については、後述する。

【 0 0 8 9 】

なお、ステップ S 1 0 6 および S 1 1 4 における判断に使用される経過時間は、1 秒に限られるものではなく、より適した値に変更可能である。

40

【 0 0 9 0 】

図 1 6 (A) ~ (D) は、内視鏡用モータ 1 1 6 を制御するための制御波形の例を示す図である。本実施形態では、たとえば図 1 6 (A) に示される制御波形が使用されるが、図 1 6 (B) ~ (D) に示される制御波形が使用されてもよい。

【 0 0 9 1 】

図 1 6 (A) ~ (D) のいずれにおいても、1 秒経過前における波形が第 1 の制御波形、1 秒経過後の波形が第 2 の制御波形であり、ここでは連続した波形で示す。

【 0 0 9 2 】

50

図 1 6 (A) において、第 1 の制御波形は、モータ 1 1 6 の定格電圧よりも小さい値で一定とされる。モータ 1 1 6 のトルクに余裕があれば使用可能な制御波形である。図 1 6 (B) において、第 1 の制御波形は、モータ 1 1 6 の定格電圧まで徐々に上げられる。この場合、内視鏡 9 0 の移動速度は徐々に大きくなる。図 1 6 (C) において、第 1 の制御波形は、モータ 1 1 6 の定格電圧でパルス駆動させられる。この場合、モータ 1 1 6 のトルクに余裕がない場合でも内視鏡 9 0 を低速で動作させることが可能である。図 1 6 (D) において、第 1 の制御波形は、モータ 1 1 6 の定格電圧でパルス駆動させられ、その ON / OFF のデューティ比が徐々に大きくされる。この場合、モータ 1 1 6 のトルクに余裕がない場合でも内視鏡の移動速度が徐々に大きくなる。

【 0 0 9 3 】

10

このように、制御部 1 0 5 は、内視鏡用モータ駆動部 1 0 9 に送出する内視鏡 9 0 を移動させるための信号を、当該内視鏡 9 0 の移動時において変化させている。より具体的には、内視鏡 9 0 の移動の所定の初期期間（ここでは 1 秒）における信号は、当該初期期間の後の期間における信号よりも、内視鏡 9 0 を移動させる速度が小さくなるように設定されている。ここでは、第 2 の制御波形は、内視鏡用モータ 1 1 6 の定格電圧であって一定であり、第 1 の制御波形は、内視鏡用モータ 1 1 6 の回転速度を低下させることを目的としている。これにより、最初の 1 秒間は内視鏡 9 0 がゆっくり動くため、位置の微調節が容易になる。

【 0 0 9 4 】

次に、加熱治療装置 1 0 0 におけるミラーの停止動作について説明する。図 1 7 は、ミラーを停止させるときの手順を示すフローチャートである。

20

【 0 0 9 5 】

前提として、出射部 1 1 2 のミラー 3 1 が動作し、レーザ光が照射されている状態とする。

【 0 0 9 6 】

まず、フットスイッチ 1 0 4 から、出力 OFF（オフ）コマンドが受信されるのを待機する（S 2 0 1 で NO）。出力 OFF（オフ）コマンドは、フットスイッチ 1 0 4 のレーザ操作ペダル 6 1 が押圧から解放されることにより発せられる。

【 0 0 9 7 】

出力 OFF コマンドが受信された場合（S 2 0 1 で YES）、制御部 1 0 5 は、出力部に命じてレーザ光の出力を停止させる（S 2 0 2）。

30

【 0 0 9 8 】

続いて、ミラー用モータ 1 1 4 の位置決め停止制御が行われる（S 2 0 3）。すなわち、ミラー用モータ 1 1 4 を、位置決め停止のための第 3 の制御波形で回転させる。第 3 の制御波形については、後述する。

【 0 0 9 9 】

ステップ S 2 0 4 では、ミラー 3 1 の位置が確認され、ステップ S 2 0 5 では、ミラー 3 1 は基端位置にきたか否かが判断される。ミラー 3 1 が基端位置にまだきていない場合（S 2 0 4 で NO）、ステップ S 2 0 4 に戻る。

【 0 1 0 0 】

40

一方、ミラー 3 1 が基端位置にきた場合（S 2 0 5 で YES）、ミラー用モータ 1 1 4 を停止する（S 2 0 6）。

【 0 1 0 1 】

続いて、ミラー用モータ 1 1 4 を停止してから、所定時間、たとえば 5 0 ミリ秒経過するまで待機する（S 2 0 7 で NO）。ミラー用モータ 1 1 4 の停止から 5 0 ミリ秒経過した後（S 2 0 7 で YES）、ミラー 3 1 の位置が再度確認され、ステップ S 2 0 9 では、ミラー 3 1 は基端位置にあるか否かが判断される。

【 0 1 0 2 】

ステップ S 2 0 9 においてミラー 3 1 が基端位置にあると判断された場合（S 2 0 9 で YES）、処理を終了する。一方、ステップ S 2 0 9 においてミラー 3 1 が基端位置にな

50

いと判断された場合（Ｓ２０９でＮＯ）、モータ１１４の惰性でミラー３１の位置がずれてしまったと判断され、再度ステップＳ２０３に戻って、位置決め停止の制御を行う。

【０１０３】

図１８（Ａ）～（Ｄ）は、ミラー用モータ１１４を制御するための制御波形の例を示す図である。本実施形態では、たとえば図１８（Ａ）に示される制御波形が使用されるが、図１８（Ｂ）～（Ｄ）に示される制御波形が使用されてもよい。

【０１０４】

図１８（Ａ）～（Ｄ）のいずれにおいても、出力ＯＦＦコマンド受信後における波形が第３の制御波形であり、ここでは連続した波形で示す。

【０１０５】

図１８（Ａ）において、第３の制御波形は、モータ１１４の定格電圧よりも小さい値で一定とされる。モータ１１４のトルクに余裕があれば使用可能な制御波形である。図１８（Ｂ）において、第３の制御波形は、モータ１１４の定格電圧から徐々に下げられる。この場合、内視鏡９０の移動速度は徐々に小さくなる。図１８（Ｃ）において、第３の制御波形は、モータ１１４の定格電圧でパルス駆動させられる。この場合、モータ１１４のトルクに余裕がない場合でもミラー３１を低速で動作させることが可能である。図１８（Ｄ）において、第３の制御波形は、モータ１１４の定格電圧でパルス駆動させられ、そのＯＮ／ＯＦＦのデューティ比が徐々に小さくされる。この場合、モータ１１４のトルクに余裕がない場合でも内視鏡の移動速度が徐々に小さくなる。

10

【０１０６】

このように、制御部１０５は、ミラー用モータ駆動部１０７に送出するミラー３１を位置決め停止させるための信号を、当該ミラー３１の停止前の移動時において変化させている。より具体的には、出力ＯＦＦコマンド受信後における信号は、出力ＯＦＦコマンド受信前における信号よりも、ミラー３１を移動させる速度が小さくなるように設定されている。ここでは、出力ＯＦＦコマンドを受信するまでの制御波形は、ミラー用モータ１１４の定格電圧であって一定であり、第３の制御波形は、ミラー用モータ１１４の回転速度を低下させることを目的としている。これにより、ミラー３１を停止させるブレーキ機構がなくても、ミラー３１を確実に位置決め停止させることが可能となる。

20

【０１０７】

このように本実施形態によれば、挿入部２１には、内視鏡９０により光学観察を行うための複数の観察窓２２，２６が相互に離間して設けられており、制御部１０５は、内視鏡９０の先端を複数の観察窓２２，２６の各々に対応する光学観察に適した位置に移動させるように、内視鏡用モータ１１６の制御を行う。

30

【０１０８】

したがって、加熱治療装置１００において、内視鏡９０の操作の煩雑さを防止することができるとともに、内視鏡９０を複数の観察窓２２，２６の各々に対応する光学観察に適した位置に迅速かつ正確に移動させることができ、適切な光学観察を行うことが可能となる。

【０１０９】

本発明は、上記した実施形態のみに限定されるものではなく、特許請求の範囲内において、種々改変することができる。

40

【０１１０】

たとえば、上記した実施形態では、内視鏡を移動させるための内視鏡駆動部としてモータが使用されているが、エアシリンダなどの他の内視鏡駆動部が使用されてもよい。

【０１１１】

また、内視鏡９０に対して予め決められた値を超える軸方向の負荷がかかった場合に内視鏡９０が保持部５２から外れるための機構として、プランジャピン５６の代わりに他の係合手段が使用されてもよい。

【０１１２】

また、内視鏡用モータ１１６の動作を開始するための操作者により操作されるスイッチ

50

は、フットスイッチ 104 に限定されるものではなく、挿入部 21 の基端側に連設され使用時に操作者により保持される手元部、すなわちアプリケーション 111 のたとえば基端側の側面に設けられていてもよい。

【0113】

また、上述した実施形態では、生体組織に向けて照射されるエネルギーとしてレーザー光を例に説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、例えばマイクロ波、ラジオ波、超音波等のエネルギーの照射を行なうものでもよい。

【0114】

なお、上述した本発明の実施形態には、特許請求の範囲の請求項に記載した発明以外にも、以下の付記に示す発明が含まれる。

10

【0115】

[付記 1]

前記複数の観察窓には、前記挿入部の前方部位に設けられた前方窓が含まれ、

前記前方窓は、光が透過可能な透光板を備え、

前記内視鏡の光軸に垂直な平面に対する前記透光板の傾斜角度は、 $27.5^{\circ} \sim 32.5^{\circ}$ の範囲内に設定されていることを特徴とする請求項 1 ~ 15 のいずれか 1 つに記載の医療装置。

【図面の簡単な説明】

【0116】

【図 1】本発明の医療装置の一実施形態である加熱治療装置の構成を示す図である。

20

【図 2】アプリケーションを示す側面図である。

【図 3】挿入部の先端部付近の断面図である。

【図 4】挿入部の先端部の前方窓付近を示す図であって、(A) は断面図、(B) は先端から見た正面図である。

【図 5】前方窓の透光板の傾斜角度を変化させた場合の光学的な画面変化を示す図である。

【図 6】内視鏡の移動機構および出射部の移動機構を説明するための図である。

【図 7】内視鏡の移動機構および出射部の移動機構を説明するための図である。

【図 8】内視鏡の移動機構および出射部の移動機構を説明するための図である。

【図 9】内視鏡と出射部との干渉を説明するための図である。

30

【図 10】内視鏡の保持部への固定を説明するための図である。

【図 11】フットスイッチを示す図であって、(A) は平面図、(B) は正面図、(C) は側面図である。

【図 12】加熱治療装置の制御ブロック図である。

【図 13】ユーザインタフェースにおける表示画面の一例を示す図である。

【図 14】内視鏡を移動させるときの手順を示すフローチャートである。

【図 15】図 15 から続く、内視鏡を移動させるときの手順を示すフローチャートである。

【図 16】(A) ~ (D) は、内視鏡用モータを制御するための制御波形の例を示す図である。

40

【図 17】ミラーを停止させるときの手順を示すフローチャートである。

【図 18】(A) ~ (D) は、ミラー用モータを制御するための制御波形の例を示す図である。

【符号の説明】

【0117】

- 21 挿入部、
- 22 側方窓（観察窓）、
- 26 前方窓（観察窓）、
- 31 ミラー（反射面）、
- 45, 54 被検出部、

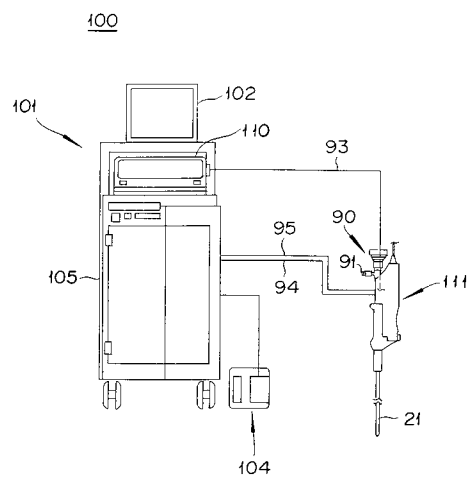
50

5 2 保持部、
 5 6 ブランジャピン、
 9 0 内視鏡、
 9 2 凹部、
 9 3 光ファイバ、
 1 0 0 加熱治療装置、
 1 0 4 フットスイッチ、
 1 0 5 制御部、
 1 0 6 ミラー位置検出部、
 1 0 8 内視鏡位置検出部、
 1 1 1 アプリケータ、
 1 1 2 出射部、
 1 1 3 ミラー位置センサ、
 1 1 4 ミラー用モータ、
 1 1 5 (1 1 5 a , 1 1 5 b) 内視鏡位置センサ、
 1 1 6 内視鏡用モータ。

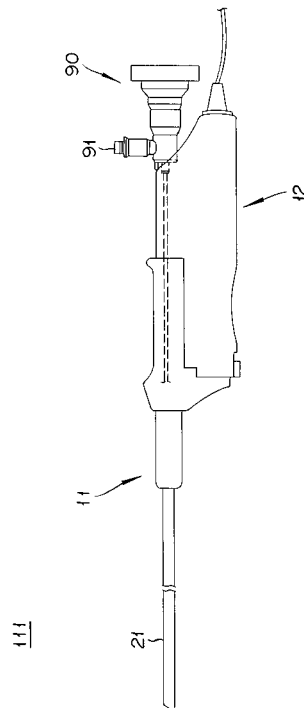
10

内視鏡位置センサ、

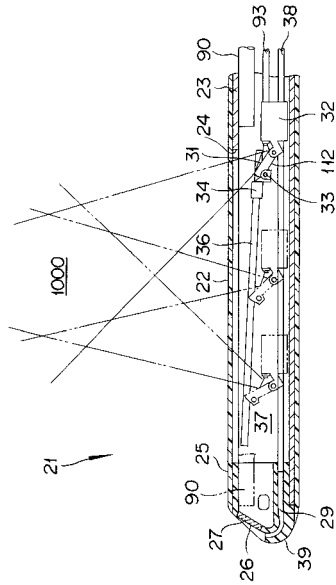
【図 1】



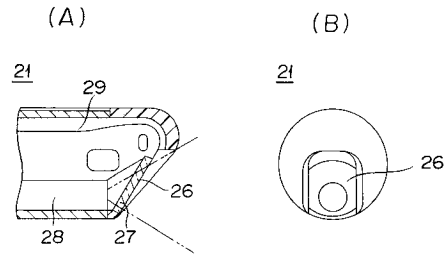
【図 2】



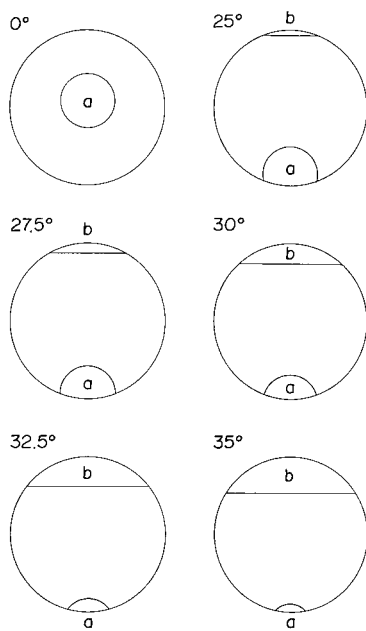
【図 3】



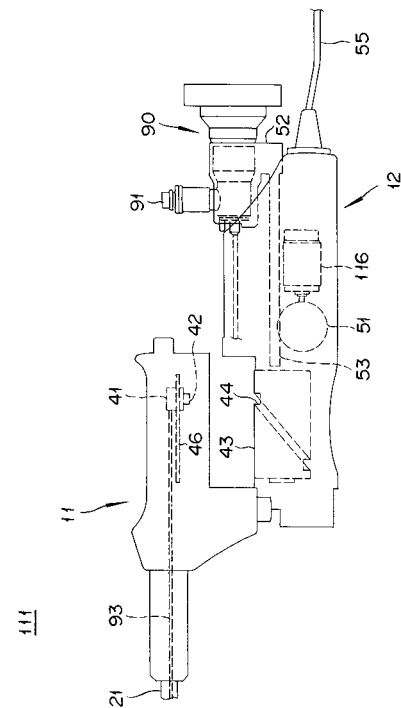
【図 4】



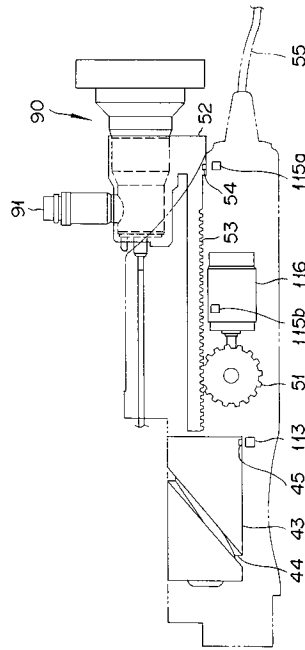
【図 5】



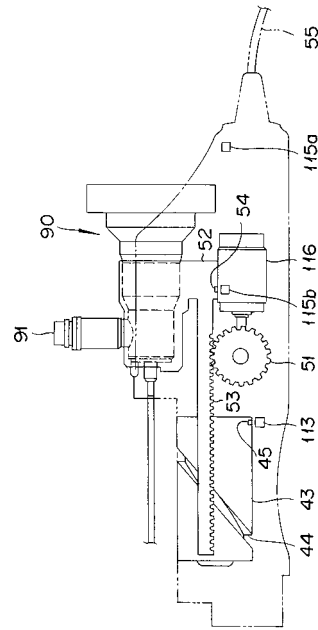
【図 6】



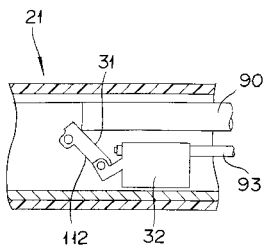
【図 7】



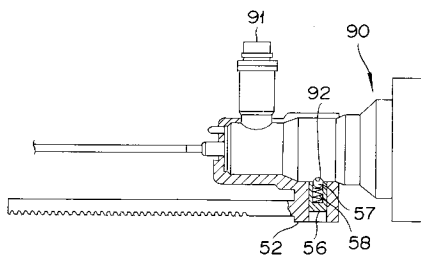
【図 8】



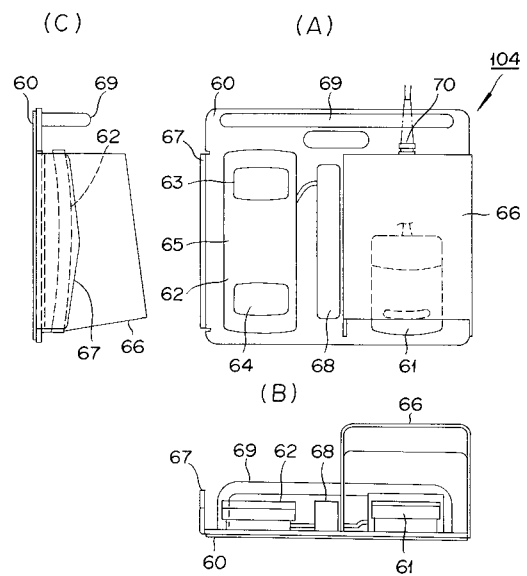
【図 9】



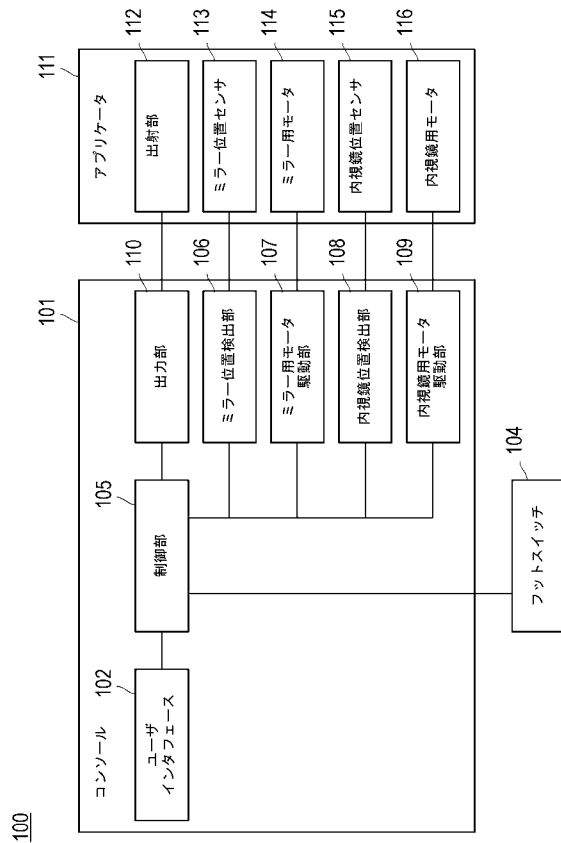
【図 10】



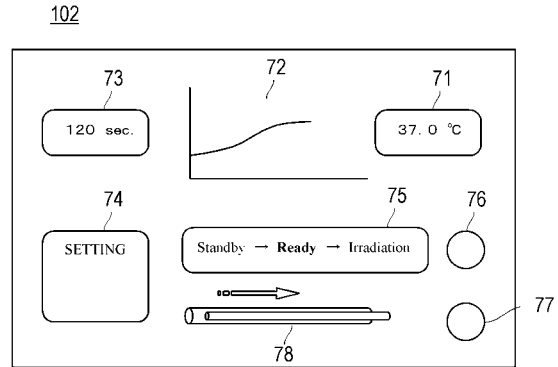
【図 11】



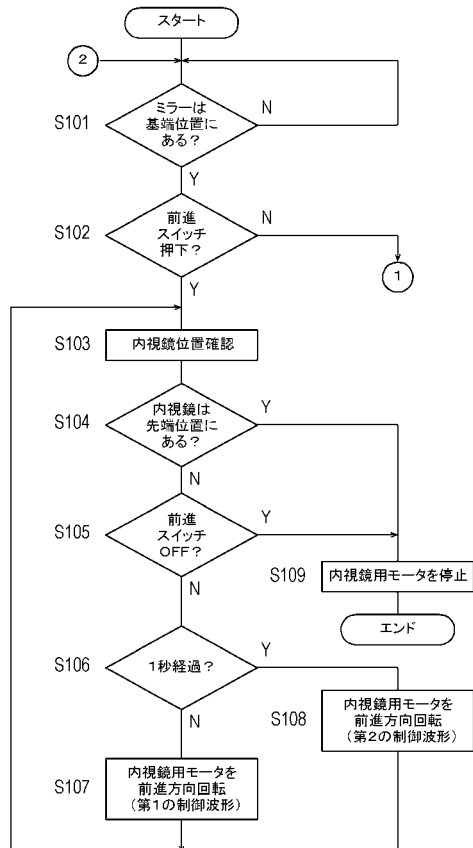
【図 1 2】



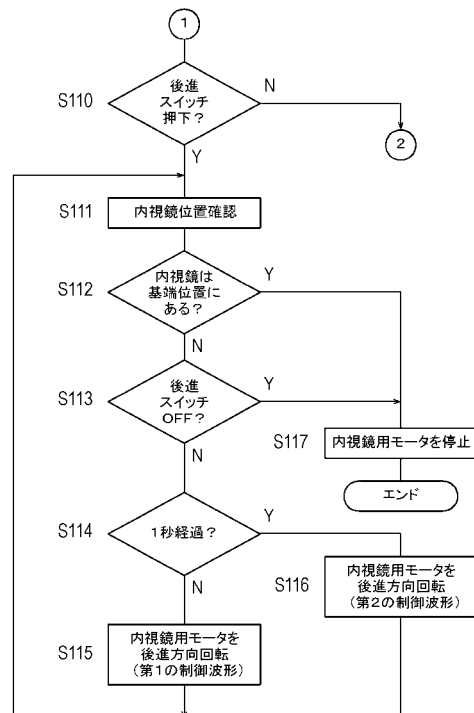
【図 1 3】



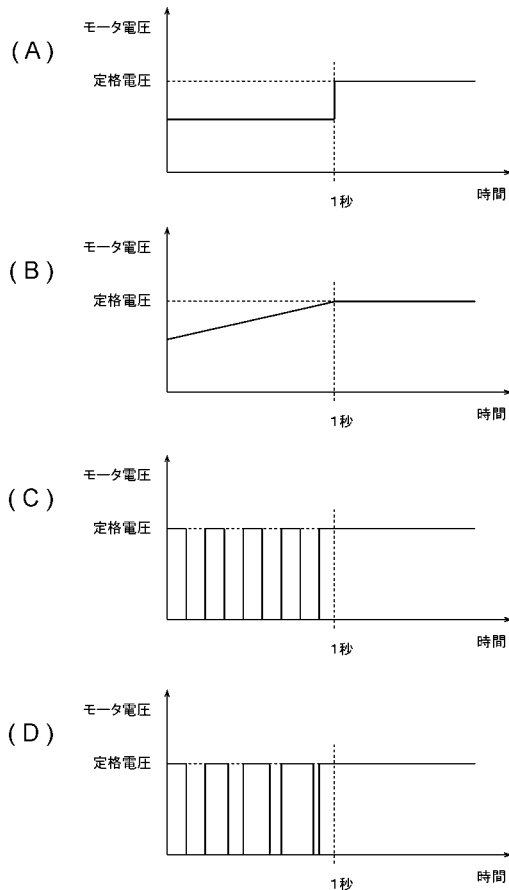
【図 1 4】



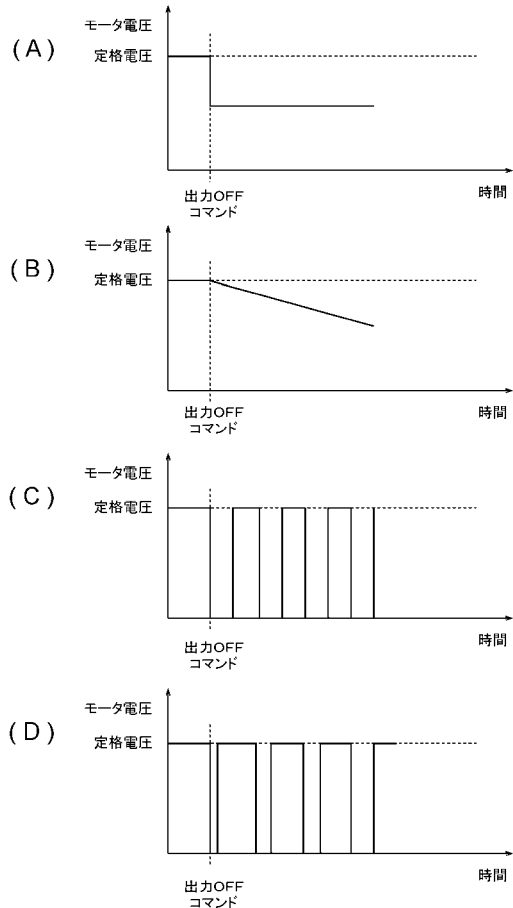
【図 1 5】



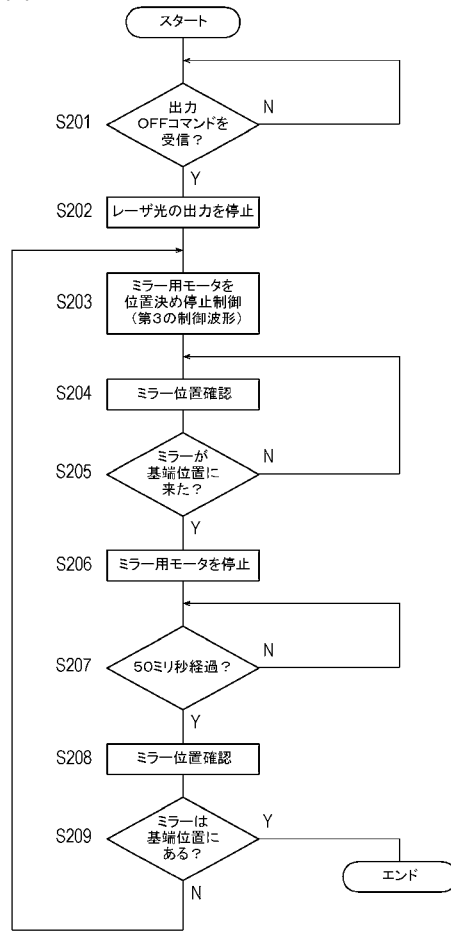
【図 16】



【図 18】



【図 17】



フロントページの続き

- (74)代理人 100124615
弁理士 藤井 敏史
- (72)発明者 坂口 諭
神奈川県足柄上郡中井町井ノ口 1 5 0 0 番地 テルモ株式会社内
- (72)発明者 山本 政信
神奈川県足柄上郡中井町井ノ口 1 5 0 0 番地 テルモ株式会社内
- (72)発明者 晴山 典彦
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
- (72)発明者 高篠 智之
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 GG24 HH56 JJ06

专利名称(译)	医疗器械		
公开(公告)号	JP2005287673A	公开(公告)日	2005-10-20
申请号	JP2004104979	申请日	2004-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社 奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社 奥林巴斯公司		
[标]发明人	坂口 諭 山本 政信 晴山 典彦 高篠 智之		
发明人	坂口 諭 山本 政信 晴山 典彦 高篠 智之		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.320.A A61B1/00.R A61B1/00.623 A61B1/00.655 A61B1/01		
F-TERM分类号	4C061/GG24 4C061/HH56 4C061/JJ06 4C161/GG24 4C161/HH56 4C161/JJ06		
代理人(译)	宇谷 胜幸 藤井敏文		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够防止内窥镜的操作复杂化并且能够快速且准确地移动内窥镜以进行适当的光学观察的医疗设备。 解决方案：热处理设备移动可插入生物体内的长插入部分21，沿轴向可移动地安装在插入部分中的内窥镜90和内窥镜90。 它具有用于控制操作的内窥镜马达116和用于控制内窥镜马达的操作的控制部，并且插入部21具有用于通过内窥镜进行光学观察的多个观察窗。 控制单元彼此分离地设置，并且控制单元执行用于将内窥镜90的尖端移动到与多个观察窗中的每个对应的适于光学观察的位置的控制。 [选择图]图6

