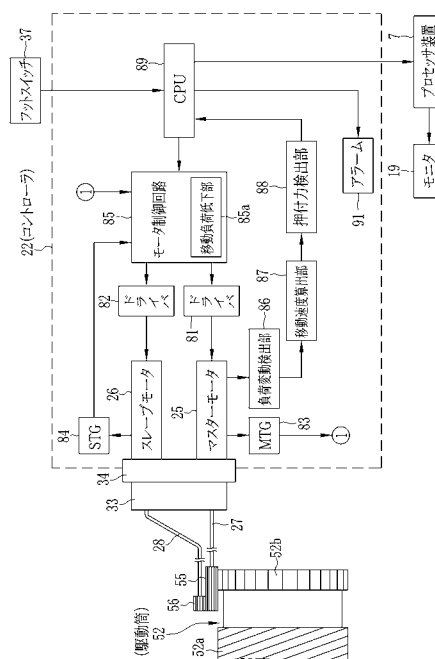




【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

モータの駆動によって先端被駆動部を移動させる駆動部を有する医療用駆動装置において、

前記先端被駆動部に形成されており、移動時に負荷を変動する負荷発生部と、

前記負荷発生部による負荷変動の発生タイミングを検出して、前記先端被駆動部の移動速度を求める移動速度算出部と、

を備えることを特徴とする医療用駆動装置。

【請求項 2】

前記移動速度に応じて前記先端被駆動部の押付力を検出する押付力検出部を備えることを特徴とする請求項 1 記載の医療用駆動装置。

10

【請求項 3】

(1) 前記駆動部は、

内視鏡の先端部に装着される装着筒と、

前記装着筒に回転自在に支持された駆動筒と、

前記装着筒の外周に配置された支持筒と、

前記駆動筒によって回転される駆動ホイールと、

前記支持筒に取り付けられた従動ローラと、

を備え、

(2) 前記先端被駆動部は、前記支持筒の内周面と外周面を覆っており、前記駆動ホイールと前記従動ローラとの間で挟持されて、前記支持筒の軸方向に循環移動する回転体であることを特徴とする請求項 2 記載の医療用駆動装置。

20

【請求項 4】

前記回転体は、シート形態の前記回転体で前記支持筒を取り囲んでから、その両端部を重ねて接合することで袋状に形成されており、この両端部の重ね合せたつなぎ目が前記負荷発生部として利用されることを特徴とする請求項 3 記載の医療用駆動装置。

【請求項 5】

前記負荷発生部は、前記回転体に形成した段差であることを特徴とする請求項 3 記載の医療用駆動装置。

【請求項 6】

30

前記段差は、前記回転体の移動方向に沿って、所定間隔で前記回転体の全周に形成されていることを特徴とする請求項 5 記載の医療用駆動装置。

【請求項 7】

前記押付力が所定値を越えたときは、前記先端被駆動部の走行負荷を低下させる走行負荷低下部を備えることを特徴とする請求項 2 ないし 6 いずれか 1 つ記載の医療用駆動装置。

【請求項 8】

前記走行負荷低下部は、前記モータの回転速度を低下させることを特徴とする請求項 7 記載の医療用駆動装置。

【請求項 9】

40

前記押付力の大きさが、所定値を越えたことを表示する表示部を備えることを特徴とする請求項 2 ないし 8 いずれか 1 つ記載の医療用駆動装置。

【請求項 10】

前記表示部は、警告音を発生するアラームであることを特徴とする請求項 9 記載の医療用駆動装置。

【請求項 11】

前記表示部は、前記押付力の大きさに応じた間隔で音を発生するアラームであることを特徴とする請求項 9 記載の医療用駆動装置。

【請求項 12】

前記表示部は、内視鏡画像を表示するモニタであることを特徴とする請求項 9 記載の医

50

療用駆動装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療器具に取り付けられ、医療器具の先端側を移動させるための医療用駆動装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

医療分野では、検体内の観察に内視鏡が広く用いられている。この内視鏡は、操作部と、検体内に挿入される挿入部とを備える。挿入部の先端部には、ＣＣＤ等の撮像素子が収納されており、この撮像素子により撮像された画像がモニタに表示される。

10

【0003】

内視鏡の挿入操作が困難なところから、モータにより駆動される先端被駆動部を有し、この先端被駆動部を内視鏡の先端側に取り付け、先端被駆動部を移動することによって、内視鏡の挿入（推進）を補助する内視鏡用駆動装置が提案されている。例えば、特許文献１では、先端被駆動部として、袋状の回転体（トロイド）を用い、モータ駆動される駆動ホイールと、従動ローラとで回転体を挟み付け循環移動させる内視鏡推進補助装置が記載されている。回転体は、検体例えば人体の大腸等の消化管の内壁に接触した状態で回転し、内視鏡先端側が消化管内で前進する。

【0004】

20

また、特許文献２には、金属板部材を螺旋状に巻回した可撓性を有する回転筒体を、口金を介して内視鏡の挿入部に回転自在に取り付け、この回転体を回転して挿入部を前進する回転自走式内視鏡システムが記載されている。回転筒体は、消化管の内壁に接触させた状態で回転するから、内視鏡の挿入部に挿入方向への推進力を与える。これにより、例えば大腸のように大きく曲がった消化管であっても、内視鏡の挿入を容易に行うことが可能となる。

【0005】

特許文献２では、回転筒体を消化管の内壁に強く押し付けた場合等、回転筒体と消化管の内壁との摩擦が増加すると、モータの負荷が大きくなり、その回転速度が低下して回転筒体の推進力も低下する。この場合には、回転筒体による推進を行うことができなくなることがある。そこで、モータの回転速度が低下した場合には、その回転速度の低下分だけモータの回転速度を上げるように、モータに供給する電流を高くしている。この場合、モータのトルクが上昇する。このモータのトルクは、モータドライバにより検出され、この検出したトルク値と、予め設定されたリミットトルク値とを比較し、検出トルク値がリミットトルク値よりも大きい場合には、モータへの電流供給を停止してモータの駆動を停止するとともに、ブザーや警告灯により警告を発することで、過トルクによるモータの故障を抑制している。さらに、リミットトルク値を可変にすることで、頻繁にモータが停止するのを防止している。

30

【0006】

また、特許文献２では、回転筒体は、内視鏡の可撓管の変形に沿って変形する可撓性を有し、その長さは内視鏡の挿入部と同程度の長さの長い筒で構成されている。このため、回転筒体は、自身の捩れにより先端部の回転速度が基端部の回転速度よりも低くなる可能性がある。この場合も、モータの回転速度が上げられ、モータのトルクも上昇する。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献１】ＷＯ２００９／１１４１３７Ａ２

【特許文献２】特開２００８－０９３０２９号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

【 0 0 0 8 】

回転筒体を消化管の内壁に強く押し付けた場合には、トルクリミットをかけることが必要である。しかし、特許文献 2 では、回転筒体を消化管の内壁に強く押し付けたことによりモータのトルクが上昇した場合と、回転筒体の捩れによりモータのトルクが上昇した場合や、可撓管が曲がるなどして先端部へトルクを伝達する際の摩擦損失が上昇した場合とで、同じようなモータのトルク上昇が検出されるため、両者いずれによるものなのかを判別することができない。また、螺旋状の回転筒体は、それ自体の摩擦の他に、体液内で回転するため、この体液による摩擦によりトルクが増大する。この摩擦による増大と、押し付けによるトルク増大との区別がつかない。そのため、トルクを制限する必要がないにも関わらず、トルクリミットがかかってしまうという問題があった。

10

【 0 0 0 9 】

本発明は、先端被駆動部が強く押し付けられたことを検知することができる医療用駆動装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

上記目的を達成するため、本発明の医療用駆動装置は、モータの駆動によって先端被駆動部を移動させる駆動部を有する医療用駆動装置において、先端被駆動部に形成されており、移動時に負荷を変動する負荷発生部と、負荷発生部による負荷変動の発生タイミングを検出して、先端被駆動部の移動速度を求める移動速度算出部と、を備えることを特徴とする。

20

【 0 0 1 1 】

また、移動速度に応じて先端被駆動部の押付力を検出する押付力検出部を備えることが好ましい。

【 0 0 1 2 】

また、(1) 駆動部は、内視鏡の先端部に装着される装着筒と、装着筒に回転自在に支持された駆動筒と、装着筒の外周に配置された支持筒と、駆動筒によって回転される駆動ホイールと、支持筒に取り付けられた従動ローラと、を備え、(2) 先端被駆動部は、支持筒の内周面と外周面を覆っており、駆動ホイールと従動ローラとの間で挟持されて、支持筒の軸方向に循環移動する回転体であることが好ましい。

30

【 0 0 1 3 】

さらに、回転体は、シート形態の回転体で支持筒を取り囲んでから、その両端部を重ねて接合することで袋状に形成されており、この両端部の重ね合せたつなぎ目が負荷発生部として利用されることが好ましい。

【 0 0 1 4 】

さらに、負荷発生部は、回転体に形成した段差であることが好ましい。

【 0 0 1 5 】

また、段差は、回転体の移動方向に沿って、所定間隔で回転体の全周に形成されていることが好ましい。

【 0 0 1 6 】

さらに、押付力が所定値を越えたときは、先端被駆動部の走行負荷を低下させる走行負荷低下部を備えることが好ましい。

40

【 0 0 1 7 】

また、走行負荷低下部は、モータの回転速度を低下させることを好ましい。

【 0 0 1 8 】

さらに、押付力の大きさが、所定値を越えたことを表示する表示部を備えることが好ましい。

【 0 0 1 9 】

また、表示部は、警告音を発生するアラームであることが好ましい。

【 0 0 2 0 】

さらに、表示部は、押付力の大きさに応じた間隔で音を発生するアラームであることが

50

好ましい。

【 0 0 2 1 】

また、表示部は、内視鏡画像を表示するモニタであることを好ましい。

【 発 明 の 効 果 】

【 0 0 2 2 】

本発明によれば、先端被駆動部の移動速度を測定することで、先端被駆動部の押付力を簡単に検出することができる。また、先端被押圧部に負荷発生部を形成し、この負荷発生部による負荷変動の発生タイミングに基づいて、先端被駆動部の移動速度を測定するから、簡単な構成で移動速度を求めることができる。

【 図 面 の 簡 単 な 説 明 】

10

【 0 0 2 3 】

【 図 1 】 内視鏡システムの概略図である。

【 図 2 】 内視鏡の先端部と推進補助ユニットとを示す斜視図である。

【 図 3 】 推進補助ユニットの分解斜視図である。

【 図 4 】 推進補助ユニットを示す断面図である。

【 図 5 】 駆動ギアと駆動筒と駆動ホイールと軸受リングとを示す斜視図である。

【 図 6 】 推進補助ユニットの斜視図である。

【 図 7 】 接着後の回転体と駆動ホイールとを示す斜視図である。

【 図 8 】 内視鏡推進補助装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【 図 9 】 モータの負荷変動を示すグラフである。

20

【 図 1 0 】 押付力と回転体移動速度との関係を示すグラフである。

【 図 1 1 】 突起を設けた回転体と駆動ホイールとを示す断面図である。

【 図 1 2 】 突起を移動方向において所定間隔を保って 2 個形成した回転体と駆動ホイールとを示す断面図である。

【 図 1 3 】 突起を移動方向に沿って所定間隔で全周に形成した回転体と駆動ホイールとを示す断面図である。

【 図 1 4 】 第 2 実施形態の推進補助ユニットを示す側面図である。

【 図 1 5 】 第 2 実施形態の推進補助ユニットを示す断面図である。

【 図 1 6 】 第 2 実施形態の内視鏡推進補助装置の電氣的構成を示すブロック図である。

30

【 発 明 を 実 施 す る た め の 形 態 】

【 0 0 2 4 】

[第 1 実施形態]

図 1 及び図 2 に示すように、医療用の内視鏡 2 は、体腔内例えば大腸等の消化管内に挿入される挿入部 3 と、内視鏡 2 の把持及び挿入部 3 の操作に用いられる操作部 4 と、ユニバーサルコード 5 とを備えている。内視鏡 2 は、ユニバーサルコード 5 により光源装置 6 とプロセッサ装置 7 とに接続されている。

【 0 0 2 5 】

挿入部 3 は、固体撮像素子例えば C C D イメージセンサが内蔵された硬質な先端部 3 a と、先端部 3 a の後側に連設された上下及び左右方向に湾曲自在な湾曲部 3 b と、湾曲部 3 b と操作部 4 との間に位置する可撓管部 3 c とを有する。

40

【 0 0 2 6 】

挿入部 3 の先端部 3 a には、撮像窓 8、照明窓 9 a、9 b、鉗子の先端が突出する鉗子出口 1 0 が設けられている。この鉗子出口 1 0 は、操作部 4 に設けられた鉗子入口 1 1 に連通している。この鉗子入口 1 1 には、鉗子、注射針、高周波メス等が先端に配された各種処置具が挿入される。また、先端部 3 a には、撮像窓 8 に向けて空気や洗浄水を噴射する噴射ノズル 1 2 が設けられている。

【 0 0 2 7 】

照明窓 9 a、9 b は、撮像窓 8 の両側に配されている。照明窓 9 a、9 b は、光源装置 6 から供給された照明光を、消化管の観察部位に向けて照射する。この観察部位からの照明光の反射光は、撮像窓 8 を通って、その背後に配置した C C D イメージセンサに入射す

50

る。ＣＣＤイメージセンサによる撮像信号は、プロセッサ装置 7 に送られ、画像処理されてからモニタ 19 に表示される。

【 0 0 2 8 】

操作部 4 は、湾曲部 3 b を上下及び左右方向に湾曲させるアングルノブ 14 と、送気・送水や吸引等の際に操作される操作ボタン 15 とが設けられている。また、操作部 4 には、ユニバーサルコード 5 が接続されている。このユニバーサルコード 5 には、周知のように、送気・送水チューブと、信号用ケーブルと、ライトガイドとが収納されている。送気・送水チューブは、送気装置及び送水タンク 16 に接続されている。信号用ケーブルは、プロセッサ装置 7 とＣＣＤを含む撮像部とを接続し、制御信号と撮像信号とを伝達する。ライトガイドは、光源装置 6 に接続され、光源装置 6 からの照明光を先端部 3 a の照明窓 9 a , 9 b に伝達する。

10

【 0 0 2 9 】

消化管内で挿入部 3 を推進（前進または後進）させる内視鏡推進補助装置 20 は、推進補助ユニット 21 と、コントローラ 22 とを備えている。推進補助ユニット 21 は、挿入部 3 の先端部 3 a に着脱可能に取り付けられている。推進補助ユニット 21 は、マスターモータ 25 及びスレーブモータ 26（図 8 参照）によって駆動される。各モータ 25 , 26 は、推進補助ユニット 21 を推進させるための回転トルクを伝達するマスターワイヤ 27 及びスレーブワイヤ 28（図 8 参照）に連結されている。各ワイヤ 27 , 28 は、並列二連となった柔軟なシース 29 に挿通されている。

20

【 0 0 3 0 】

シース 29 はサージカルテープ 31 により内視鏡 2 の挿入部 3 に固定されている。これにより、推進補助ユニット 21 を装着した内視鏡 2 を体腔内に挿入している間に、シース 29 が挿入部 3 と一体となり、体腔内で不用意な挙動をすることはない。

【 0 0 3 1 】

コントローラ 22 は、プロセッサ装置 7 に接続されている。各ワイヤ 27 , 28 の後端は二股のプラグ 33 に取り付けられている。このプラグ 33 を介して、各ワイヤ 27 , 28 はコントローラ 22 のコネクタ 34 に連結される。

【 0 0 3 2 】

コントローラ 22 は、操作パネル（図示せず）に接続されている。操作パネルは、推進補助ユニット 21 の前進・後進・停止の指示を入力するための駆動制御ボタン等が設けられ、オペレータ（ドクター）によって操作される。

30

【 0 0 3 3 】

コントローラ 22 には、フットスイッチ 37 が接続されている。コントローラ 22 は、フットスイッチ 37 の操作により、内部に設けられたスイッチ（図示せず）がオン・オフされ、内部回路が接続状態と非接続状態とに切り換わる。フットスイッチ 37 を操作しているときには、内部回路が接続状態となり、操作していないときには、内部回路が非接続状態となる。

【 0 0 3 4 】

図 2 に示すように、内視鏡推進補助装置 20 の推進補助ユニット 21 は、消化管の内壁に接触して、内視鏡 2 の挿入部 3 に前進力又は後退力を生じさせる回転体を備えている。この実施形態では、回転体 41 は、トロイドと呼ばれている袋状もしくはドーナツ形をしており、軸線に沿って循環移動をする。なお、回転体 41 には、柔軟性及び伸縮性を有する材料、例えばポリ塩化ビニル、ポリアミド樹脂、フッ素樹脂、ウレタンやポリウレタンなどの生体適合プラスチックが用いられている。また、図 3 及び図 6 では、構造を分かりやすくするために回転体 41 を筒状に展開して表しているが、回転体 41 はその最終的な組み込み形態では、トロイド状の袋体（図 2 参照）となる。

40

【 0 0 3 5 】

図 3 ~ 図 6 に示すように、推進補助ユニット 21 は、筒状に展開した回転体 41 の内側の構造体となるインナーユニット 44 と、回転体 41 の外側の構造体となるアウターユニット 45 とを備えている。インナーユニット 44 は、内視鏡 2 の挿入部 3 に取り付けられ

50

るほぼ三角形をした装着筒４６と、装着筒４６の後端側に圧入により係止される略三角筒状のキャップ４７と、装着筒４６の先端側、キャップ４７の後端側にそれぞれ固定されるフロントワイパー４８、リアワイパー４９とを有している。また、インナーユニット４４は、装着筒４６の前端側内周に形成されたネジに螺合して回転により軸方向に移動するクランパ５０と、クランパ５０の軸方向への移動に応じて内・外径が拡大／縮小する合成樹脂製のＣリング５１と、装着筒４６の内周に回転自在に支持された円筒状の駆動筒５２とを有している。

【００３６】

キャップ４７の後端側に形成された凹部内には、シース２９の先端が接着または熱溶着などによって固着される。そしてシース２９の先端から突出した各ワイヤ２７、２８の先端部は、キャップ４７に形成された貫通孔を通してキャップ４７の前方に突出し、マスターワイヤ２７にはマスター駆動ギア５５が、スレーブワイヤ２８にはスレーブ駆動ギア５６がそれぞれ固着される。各駆動ギア５５、５６は、各々の先端から回転中心となる軸が突出し、これらの軸が装着筒４６に設けられた孔に挿通されることによって回転自在に支持される。

【００３７】

駆動筒５２は、その両端が前軸受リング６１及び後軸受リング６２を介して装着筒４６の内周側に回転自在に支持されている。各軸受リング６１、６２には、ベアリングボール６３が円環状に並べられている。駆動筒５２は、装着筒４６の後端に固定されたキャップ４７により抜け止めされる。駆動筒５２の外周面にはウォームギア５２ａと平歯ギア５２ｂとが設けられている。この平歯ギア５２ｂは、駆動筒５２の後端部に形成され、マスター駆動ギア５５に噛合している。

【００３８】

スレーブワイヤ２８に連結されたスレーブ駆動ギア５６は、マスター駆動ギア５５に噛み合い、平歯ギア５２ｂには噛合しない。各ワイヤ２７、２８は、逆向きに回転され、スレーブ駆動ギア５６は、マスター駆動ギア５５とは逆向きに回転される。

【００３９】

装着筒４６は、内面では円形で、外面では正三角形の各角を湾曲させて丸めたほぼ三角形をしており、３つの平坦部には、開口４６ａが形成されている。各開口４６ａには、駆動ホイール６６がそれぞれ２個ずつ回転可能に取り付けられている。ウォームギア５２ａには、一对の駆動ホイール６６が装着筒４６の開口４６ａを通して噛み合わされる。駆動筒５２が回転すると一对の駆動ホイール６６はそれぞれの軸６６ａを中心に回転する。

【００４０】

フロントワイパー４８及びリアワイパー４９のそれぞれは、先端側に庇状に広がったスリーブ部を有し、これらのスリーブ部の先端は回転体４１が循環移動するときに内周側の面に摺接する。

【００４１】

クランパ５０の前端には、規則的な凹凸係合部が周方向に整列して設けられ、この凹凸係合部には、内視鏡２を装着するときに用いられる専用の治具が係合される。

【００４２】

回転体４１の外側の構造体となるアウターユニット４５は、フロントバンパー７１と、シールドカバー７２と、円筒状の支持筒７３と、リアバンパー７４とを有する。フロントバンパー７１及びリアバンパー７４は、回転体４１が押圧されたときの受けとなる。シールドカバー７２は、支持筒７３を緊密に覆う。

【００４３】

支持筒７３は、先端にフロントバンパー７１が、後端にリアバンパー７４がそれぞれ固定されている。支持筒７３には、その中心軸に関して１２０度の回転対称となる３個所に開口７３ａが形成されている。各開口７３ａには、回転体４１を駆動ホイール６６に向けて押圧するローラユニット７６が取り付けられている。ローラユニット７６は、２枚の支持プレート７７と、これら２枚の支持プレート７７の間に回転可能に取り付けられた３個

10

20

30

40

50

の従動ローラ 78a, 78b, 78c とを有している。各駆動ホイール 66 は、従動ローラ 78a と従動ローラ 78b との間と、従動ローラ 78b と従動ローラ 78c との間に配置されている。

【0044】

回転体 41 は、駆動ホイール 66 と各従動ローラ 78a ~ 78c との間に挟持されている。各駆動ホイール 66 は、支持筒 73 の径方向において、各従動ローラ 78a ~ 78c とオーバーラップしており、各従動ローラ 78a ~ 78c と各駆動ホイール 66 との間では、回転体 41 は波状に湾曲されている。

【0045】

回転体 41 を装着筒 46 に取り付けるには、図 6 に示すように、筒状に加工した樹脂シートを支持筒 73 の内部に挿入する。次に、筒状シートの先端と後端とを外側に折り返してから、先端と後端とを内周面が外周面となるように反転させ、図 7 に示すように、前端と後端とを重ねた状態で接熱溶着等により接着する。これにより、回転体 41 は、ドーナツを穴に沿って伸ばした袋状に形成される。符号 41a は、回転体 41 の前端と後端とを重ねて接着したつなぎ目である。

【0046】

図 8 において、コントローラ 22 内には、マスターモータ 25 とスレーブモータ 26 が設けられている。これらのモータ 25、26 は、例えば DC モータが用いられ、ドライバ 81、82 でそれぞれ駆動される。また、各モータ 25、26 の回転速度は、マスタータコジェネレータ (MTG) 83、スレーブタコジェネレータ (STG) 84 で検出され、得られた回転速度は実測値として、モータ制御回路 85 に送られる。このモータ制御回路 85 は、通常の制御では、回転速度の実測値が目標値に維持されるように、ドライバ 81、82 を介してマスターモータ 25 とスレーブモータ 26 の回転速度を制御する。

【0047】

回転体 41 のつなぎ目 41a が、駆動ホイール 66 と従動ローラ 78a ~ 78c を通過する間は、搬送負荷が大きくなる。この実施形態では、駆動ホイールが 2 個であり、従動ローラが 3 個であるため、図 9 に示すように、つなぎ目 41a の通過によって、4 回の負荷変動が生じる。この負荷変動が発生すると、マスターモータ 25 の電圧又は電流が変化する。負荷変動検出部 86 は、モータ電流又はモータ電圧の変動から負荷変動の発生を検出する。

【0048】

移動速度算出部 87 は、連続して 4 個の負荷変動があったときに、つなぎ目 41a が通過したと判断する。そして、次につなぎ目 41a が通過するまでの時間 (1 周期の時間) を調べる。回転体 41 の長さは既知であるから、この長さを通過時間で割ることにより、回転体 41 の移動速度が算出される。

【0049】

大腸では、例えば下行結腸と横行結腸との境界部分ではほぼ 90 度に曲がっているため、回転体 41 の前端部が横行結腸の内壁に押し当てられる。この状態では、回転体 41 の移動負荷が大きくなるため、移動速度が低下する。移動速度と押付力との関係は、図 10 に示されている。なお、モータ電流が大きいと、モータの回転速度が早い。G1 は、正常時のモータ電流を供給しているときの特性線であり、G2 は移動負荷を低下させるためにモータの回転速度を下げた場合の特性線である。

【0050】

押付力検出部 88 は、図 10 に示す特性線をルックアップテーブルとして持っており、このルックアップテーブルを参照して、移動速度を押付力に変換する。得られた押付力は、CPU 89 に送られる。この CPU 89 は、押付力が所定のリミット値 LM を越えたかどうかを判定している。押付力が所定のリミット値 LM を越えているときは、その旨をプロセッサ装置 7 に送り、モニタ 19 に警告文を表示する。

【0051】

コントローラ 22 には、アラーム 91 が設けられており、押付力が所定のリミット値 L

10

20

30

40

50

Mを越えているときは警告音を発生する。なお、アラーム 9 1 は、押付力の大きさに応じて、警告音の発生間隔が短くなるようにして、オペレータの注意を喚起してもよい。

【 0 0 5 2 】

モータ制御回路 8 5 は、移動負荷低下部 8 5 a を備え、押付力が所定のリミット値 L M を越えているときに、モータ電流を小さくする。これにより、モータ 2 5 、 2 6 の駆動力が小さくなり、回転体 4 1 の回転速度を遅くして、体壁への影響を抑制する。この状態では、図 1 0 の特性線 G 2 を用いて、押付力が求められる。

【 0 0 5 3 】

次に、上記実施例の作用について説明する。推進補助ユニット 2 1 は、内視鏡 2 に固定される。この固定に際しては専用の治具が用いられ、クランパ 5 0 が時計方向に回転される。クランパ 5 0 は装着筒 4 6 の先端側内周に形成された右ネジに螺合しているから、時計方向への回転により奥側（後端側）へと移動して斜面 5 0 a で C リング 5 1 を押圧する。C リング 5 1 の前面には外周側ほど後端側に傾斜した斜面が形成され、この斜面がクランパ 5 0 の斜面 5 0 a によって押圧されることにより、C リング 5 1 は直径が狭まるように弾性変形する。こうして C リング 5 1 が変形すると、装着筒 4 6 の中空部に挿入されている内視鏡の挿入部 3 が C リング 5 1 で締め付けられ、推進補助ユニット 2 1 は挿入部 3 の外周面に緊密に固定される。

【 0 0 5 4 】

推進補助ユニット 2 1 の後端から引き出されたシース 2 9 を内視鏡 2 の挿入部 3 の表面に沿わせるように引き延ばす。シース 2 9 の表面には適切な間隔でテープ止め位置を表す表示が設けられている。この表示に合わせてサージカルテープ 3 1 を利用してシース 2 9 を内視鏡 2 の挿入部 3 に固定する。そして、シース 2 9 後端のプラグ 3 3 をコネクタ 3 4 に挿入してコントローラ 2 2 に接続し、コントローラ 2 2 の電源をオンする。

【 0 0 5 5 】

コントローラ 2 2 は、電源がオンされたときにコネクタ 3 4 にプラグ 3 3 が接続されているか否かを電氣的にチェックし、未接続あるいは適正に接続されていないときには音あるいは警告灯などの点滅により報知する。接続が適正であるときには、コネクタ 3 4 に組み込まれたセンサーがプラグ 3 3 のブリッジ部分に設けられている信号部から推進補助ユニット 2 1 の機種情報を読み取る。そしてコントローラ 2 2 は、読み取った機種情報に応じてワイヤ回転速度値を自動設定する。

【 0 0 5 6 】

推進補助ユニット 2 1 が固定された内視鏡 2 の挿入部 3 を患者の消化管、例えば大腸内に挿入する。そして、コントローラ 2 2 に接続されたフットスイッチ 3 7 を操作すると、マスターモータ 2 5 の回転速度が、推進補助ユニット 2 1 を効果的に動作させる速度である、例えば 2 0 0 0 r p m となるように、C P U 8 9 からモータ制御回路 8 5 に指示される。モータ制御回路 8 5 は、C P U 8 9 からの指示に基づいて、各モータ 2 5 , 2 6 を 2 0 0 0 r p m で回転させるために、それに応じた電流を、ドライバ 8 1 、 8 2 を介して各モータ 2 5 , 2 6 に供給する。

【 0 0 5 7 】

モータ制御回路 8 5 には、M T G 8 3 及び S T G 8 4 で検出されたマスターモータ 2 5 及びスレーブモータ 2 6 の回転速度情報が入力される。モータ制御回路 8 5 は、検出回転速度に基づいて、各モータ 2 5 , 2 6 が設定された回転速度で回転するように、各モータ 2 5 , 2 6 に供給する電流をフィードバック制御する。

【 0 0 5 8 】

モータ制御回路 8 5 からの電流供給により各モータ 2 5 , 2 6 が駆動され、各ワイヤ 2 7 , 2 8 が回転される。この各ワイヤ 2 7 , 2 8 の回転に伴う各駆動ギア 5 5 , 5 6 の回転により、マスター駆動ギア 5 5 に噛み合っている平歯ギア 5 2 b を介して駆動筒 5 2 が回転される。スレーブ駆動ギア 5 6 はマスター駆動ギア 5 5 とは逆方向に回転され、その回転はマスター駆動ギア 5 5 に伝達される。

【 0 0 5 9 】

駆動筒 5 2 の回転とともにウォームギア 5 2 a が回転すると、各駆動ホイール 6 6 がそれぞれ同じ方向に回転する。駆動ホイール 6 6 の歯面と、ローラユニット 7 6 の各従動ローラ 7 8 a ~ 7 8 c との間には回転体 4 1 が強く挟持されている。これにより、駆動ホイール 6 6 の回転とともに従動ローラ 7 8 a ~ 7 8 c が従動して両者で挟持された回転体 4 1 は駆動筒 5 2 の軸方向に移動する。例えば図 4 において駆動ホイール 6 6 が時計方向に回転すると従動ローラ 7 8 a ~ 7 8 c は反時計方向に回転し、これらに挟持されている回転体 4 1 は、内周側（アウターユニット 4 5 の内側）では後端側から先端側へと移動するように送られ、回転体 4 1 の外周側（アウターユニット 4 5 の外側）では回転体 4 1 は先端側から後端側へと送られる。すなわち、矢線 Y で示すように、トロイド状の回転体 4 1 は、先端では内周側から外周側へと順次に送り出され、後端では外周側から内周側へと順次に繰り込まれるように循環移動する。

10

【 0 0 6 0 】

内視鏡 2 が推進補助ユニット 2 1 とともに大腸に挿入され、回転体 4 1 の外周側の面が腸壁に接触した状態になっていると、回転体 4 1 が上記循環移動を行っている間は、内視鏡の挿入部 3 を前進させる方向への推進力が得られ、あるいは大腸壁を手前側にたぐり寄せる作用力を得ることができる。

【 0 0 6 1 】

回転体 4 1 が移動する間には、回転体 4 1 の外周側に付着した異物などはアウターユニット 4 5 の後端側から内周側に移動してくるが、その直前でリアワイパー 4 9 の後端側に延びたスリーブ部の先端が回転体 4 1 と摺接して異物が引き込まれることを阻止する。もちろん、回転体 4 1 の移動とともに生体組織の一部が巻き込まれることも防止することができる。なお、回転体 4 1 が逆方向に循環移動するときには、フロントワイパー 4 8 のスリーブ部の先端が同等の作用を果たすことになる。

20

【 0 0 6 2 】

光源装置 6 からの光は、ユニバーサルコード 5、ライトガイド、照明窓 9 a, 9 b を通って、大腸内に照射される。挿入部 3 に内蔵された C C D イメージセンサは、大腸内を撮影して撮像信号を出力する。この撮像信号は、信号用ケーブル、ユニバーサルコード 5 を介してプロセッサ装置 7 に入力され、モニタ 1 9 に表示される。オペレータは、モニタ 1 9 を通じて大腸内を観察する。

【 0 0 6 3 】

観察中に患部を発見した場合には、この患部の処置に適した処置具を、内視鏡 2 の鉗子入口 1 1 に挿入して鉗子出口 1 0 から突出させ、患部を処置する。

30

【 0 0 6 4 】

回転体 4 1 には、つなぎ目 4 1 a が形成されており、このつなぎ目 4 1 a が駆動ホイール 6 6 と従動ローラ 7 8 a ~ 7 8 c との間を通過するときには、マスターモータ 2 5 にかかる負荷が大きくなり、4 個の負荷変動が発生する。この負荷変動の周期に基づいて、移動速度算出部 8 7 は、回転体 4 1 の移動速度を算出する。これにより、回転体 4 1 の速度検出センサ等を設けることなく、回転体 4 1 の移動速度を検出することができ、省スペース化、低コスト化を図ることができる。さらに、センサを設ける場合に比べて、滅菌処理も容易に行うことができる。

40

【 0 0 6 5 】

算出された移動速度は、押付力検出部 8 8 に送られる。押付力検出部 8 8 は、算出された移動速度に基づいて回転体 4 1 の押付力を求める。押付力検出部 8 8 は、図 1 0 の特性線 G 1 を用いて回転体 4 1 の押付力を求める。例えば、押付力が 0（ゼロ）N の場合には、回転体 4 1 の 1 周期は 2.5 秒で、押付力が 5 N の場合には、回転体 4 1 と駆動ホイール 6 6 及び従動ローラ 7 8 a ~ 7 8 c との間ですべりが発生するため、回転体 4 1 の速度は低下し、1 周期は 3 秒となる。

【 0 0 6 6 】

C P U 8 9 は、押付力検出部 8 8 で算出された押付力が、リミット値 L M を超えた場合に、モータ制御回路 8 5 にモータ減速を指示する。これにより、モータ制御回路 8 5 の移

50

動負荷低下部 85a は、各モータ 25, 26 に供給する電流を低くする。モータ電流が低くなると、各モータ 25, 26 の回転速度が低下し、回転体 41 の移動速度も低下する。また、CPU 89 は、モータ速度を下げたことを、プロセッサ装置 7 を介してモニタ 19 に表示する。モータ 25, 26 の減速回転中は、図 10 の特性線 G2 を用いて回転体 41 の押付力が求められる。この図 10 の特性線 G2 を用いて求めた押付力が、リミット値 LM を超えたときには、CPU 89 は、アラーム 91 を駆動して警告音を発生する。これとともに、プロセッサ装置 7 を介してモニタ 19 に警告文を表示する。なお、各モータ 25, 26 を減速する前に、アラーム 91 を一瞬鳴らしてもよい。

【0067】

推進補助ユニット 21 を挿入部 3 から取り外すときには、治具を利用してクランパ 50 を反時計方向に回転させる。これによりクランパ 50 は回転しながら手前に移動し、Cリング 51 への押圧を解除する。この結果、自身の弾性によって Cリング 51 が拡張して内周面が挿入部 3 の外周面から離れるから、推進補助ユニット 21 は内視鏡 2 から簡単に取り外すことができるようになる。

【0068】

上記実施形態では、回転体のつなぎ目により回転体の 1 周期を検出しているが、図 11 に示すように、つなぎ目の段差よりも大きい突起 101a を回転体 101 に形成してもよい。なお、突起に代えて凹部を形成してもよい。

【0069】

また、図 12 に示すように、突起 111a を 2 個並べた回転体 111 を用いてもよい。この場合、つなぎ目や突起が 1 つのものに比べて、負荷変動の回数が多くなり、ノイズとの識別が確実となる。

【0070】

さらに、図 13 に示すように、突起 121a が全周に亘って所定ピッチで形成された回転体 121 を用いてもよい。突起 121a は、駆動ホイール 66 に噛合するギア歯形状で形成することが好ましい。この場合、回転体 121 が 1 回転しなくても、例えば半周や 1/4 周等の短時間で移動速度を算出することができる。

【0071】

[第 2 実施形態]

図 14 ~ 図 16 に第 2 実施形態の内視鏡推進補助装置 200 を示す。なお、第 1 実施形態のものと同様の構成部材には同一の符号を付し、その詳細な説明を省略する。

【0072】

内視鏡推進補助装置 200 は、推進補助ユニット 201 と、コントローラ 202 とを備える。コントローラ 202 には、モータ 205 と、モータ 205 の回転速度を検出する TG206 とが設けられている。

【0073】

推進補助ユニット 201 は、内視鏡 2 の可撓管部 3c が固定される固定筒 211 と、この固定筒 211 の外側に回転可能に支持される螺旋状駆動筒 212 とを備える。また、推進補助ユニット 201 は、モータ 205 に一端が接続されたワイヤ 214 と、ワイヤ 214 の他端が接続された駆動ギア 215 と、駆動ギア 215 に噛合する筒状の入力側ギア 216 と、筒状の出力側ギア 217 と、入力側ギア 216 の回転力を出力側ギア 217 に伝達する例えばゴム製のクラッチ 218 と、出力側ギア 217 に噛合するアイドラギア 219 とを備える。アイドラギア 219 は、上下に 2 個配されている。螺旋状駆動筒 212 には、柔軟性及び伸縮性を有する材料が用いられている。

【0074】

螺旋状駆動筒 212 は、外周面に螺旋状突起 212a が形成され、先端部の内周面にギア 212b が形成されている。このギア 212b には、アイドラギア 219 が噛合している。ギア 212b の歯のうちの 1 つは他の歯よりも突出した突出部となっている。

【0075】

固定筒 211 には、先端から内部に体液が侵入するのを防止する壁部 211a と、螺旋

10

20

30

40

50

状駆動筒 2 1 2 を支持する支持部 2 1 1 b が形成されている。支持部 2 1 1 b は、2 個形成されている。これら 2 個の支持部 2 1 1 b に形成された孔に、ワイヤ 2 1 4 が挿通される。ワイヤ 2 1 4 は、シース（図示せず）に挿通されている。なお、ワイヤ 2 1 4、入力側ギア 2 1 6、出力側ギア 2 1 7 を挿入部 3 の内部に配置し、挿入部 3 の一部に設けた開口部にアイドラギア 2 1 9 を配置する構成としてもよい。この場合は、螺旋状駆動筒 2 1 2 のみを内視鏡 2 に着脱する構成となる。

【0076】

モータ制御回路 8 5 からの指示によりモータ 2 0 5 が駆動されて、ワイヤ 2 1 4 が回転されると、駆動ギア 2 1 5 が回転される。この駆動ギア 2 1 5 の回転により、入力側ギア 2 1 6、クラッチ 2 1 8、出力側ギア 2 1 7、アイドラギア 2 1 9 を介して螺旋状駆動筒 2 1 2 が回転される。

10

【0077】

内視鏡 2 が螺旋状駆動筒 2 1 2 とともに大腸に挿入され、螺旋状駆動筒 2 1 2 の螺旋状突起 2 1 2 a が腸壁に接触した状態になっていると、螺旋状駆動筒 2 1 2 が回転している間は、内視鏡の挿入部 3 を前進させる方向への推進力が得られる。

【0078】

ギア 2 1 2 b に形成された突出部がアイドラギア 2 1 9 と噛合するときには、負荷が大きくなり、負荷変動が発生する。この負荷変動に基づいて、回転速度算出部 2 2 1 は、螺旋状駆動筒 2 1 2 の回転速度を算出する。押付力検出部 8 8 は、算出された回転速度に基づいて螺旋状駆動筒 2 1 2 の押付力を求め、この求めた押付力に基づいて、CPU 8 9 は、第 1 実施形態と同様の制御を行う。

20

【0079】

なお、上記実施形態では、押付力が規制値を越えたときに、移動負荷低下部によってモータ駆動力を低下させ、これとともにアラームで警告を発し、またモニタに警告表示をしているが、この 1 つだけ又は 2 つを実行してもよい。また、押付力が規制値を越えている状態の継続時間が所定時間以上となったときに、警告音の発生及び警告表示を行ってもよい。

【0080】

また、上記実施形態では、CPU は、算出された押付力が設定値を超えた場合に、回転体の移動速度を低下させているが、モータの駆動を停止し、回転体の回転を停止してもよい。

30

【0081】

さらに、回転体の移動速度を算出せずに、回転体の移動周期に基づいて、回転体の押付力を直接算出してもよく、さらには、回転体の移動周期または移動速度と、トルク信号の値との両方を用いて、回転体の押付力を算出してもよい。

【0082】

また、上記第 1 実施形態では、支持筒を全周に亘って覆う回転体により内視鏡の推進を補助しているが、支持筒の周方向の一部を覆う複数の無端ベルトにより内視鏡の推進を補助してもよい。

【0083】

また、本発明は、体内に挿入するものであれば内視鏡に限らず、その他の医療器具に利用できる。

40

【符号の説明】

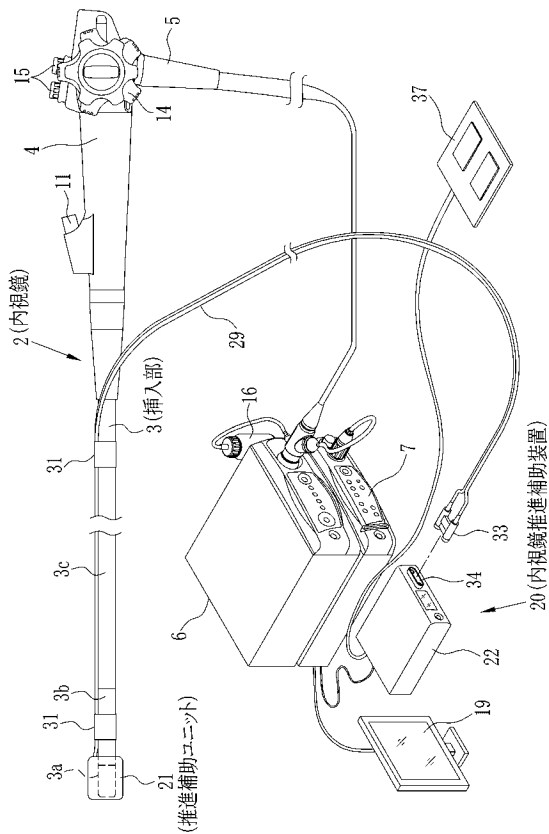
【0084】

- 2 内視鏡
- 10 コントローラ
- 19 モニタ
- 20, 200 内視鏡推進補助装置
- 21, 201 推進補助ユニット
- 22, 202 コントローラ

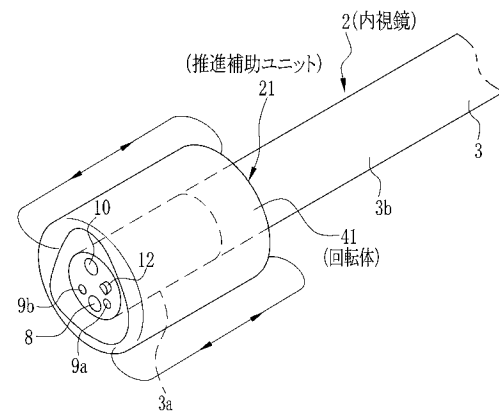
50

- 4 1 回転体
- 4 1 a つなぎ目
- 8 5 モータ制御回路
- 8 5 a 移動負荷低下部 8 5 a
- 8 7 移動速度算出部
- 8 8 押付力検出部
- 9 1 アラーム

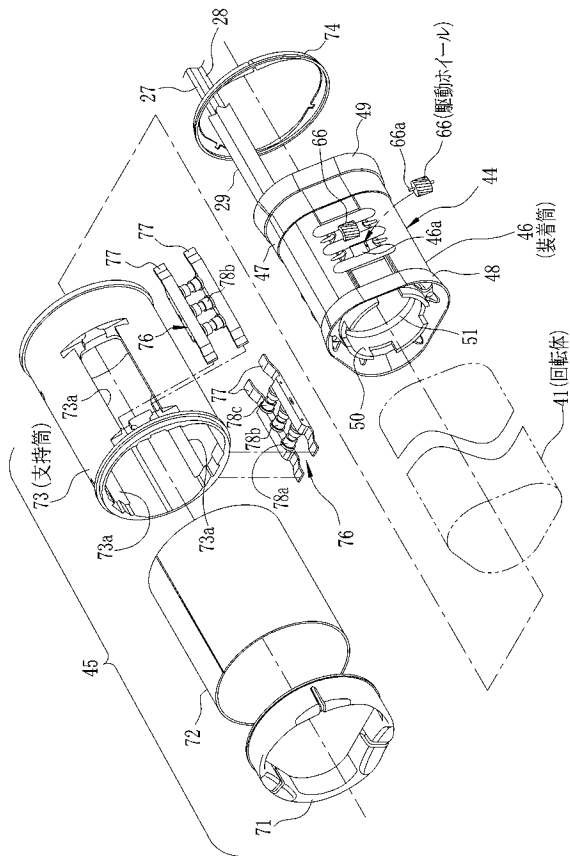
【 図 1 】



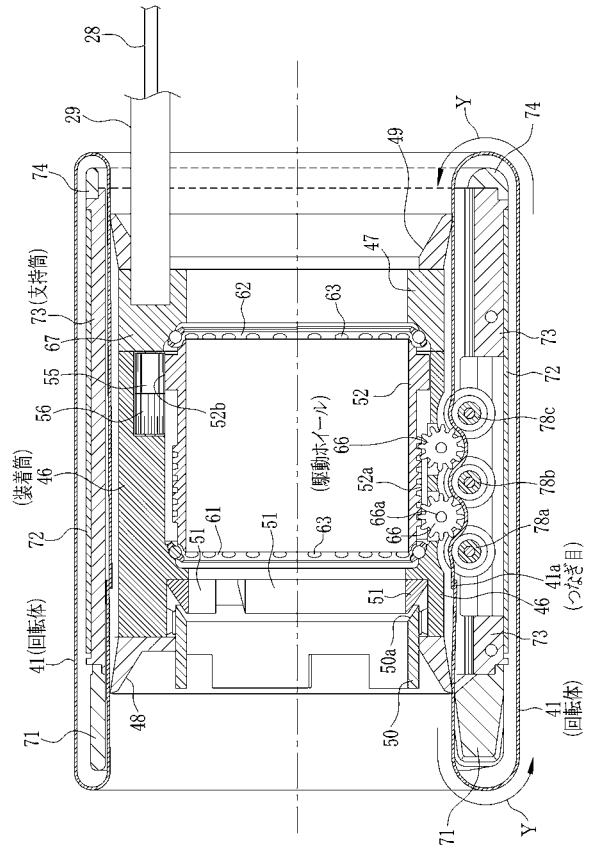
【 図 2 】



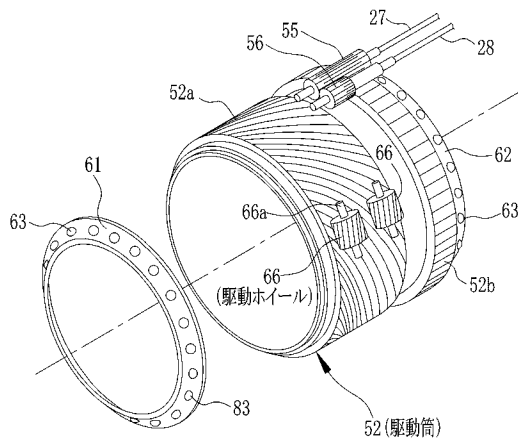
【図 3】



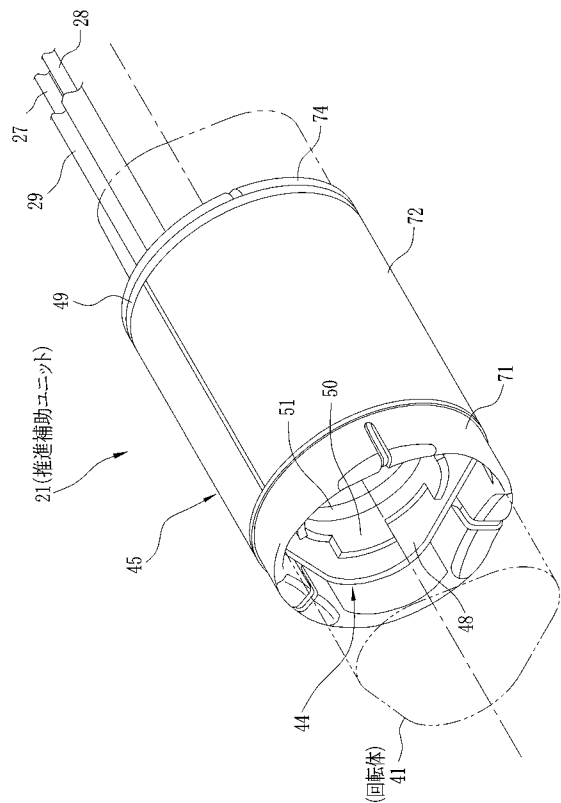
【図 4】



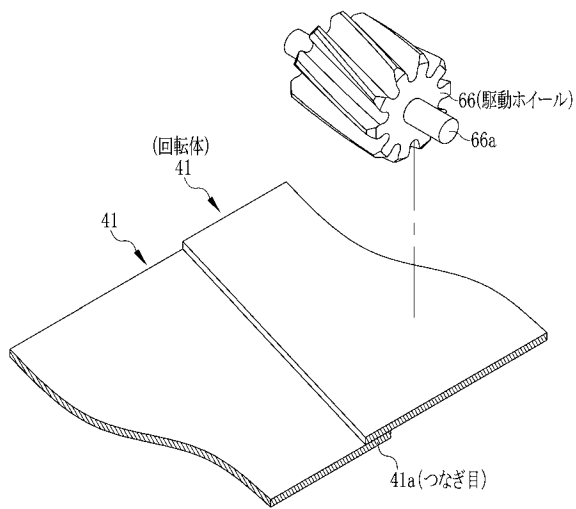
【図 5】



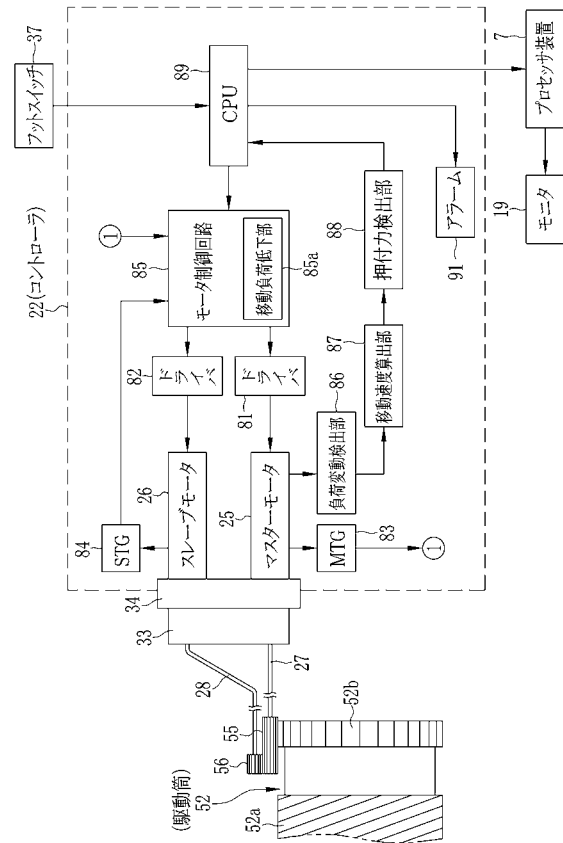
【図 6】



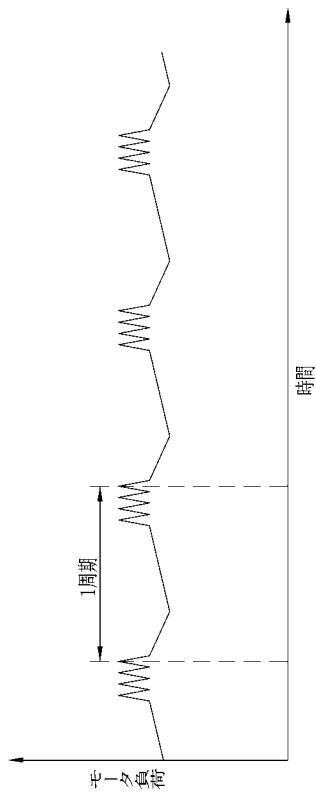
【図 7】



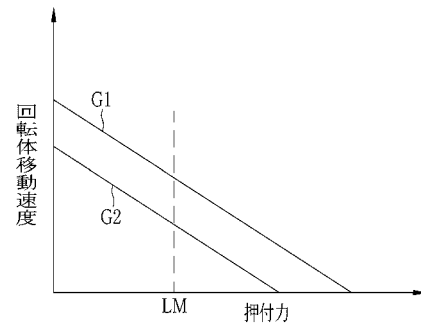
【図 8】



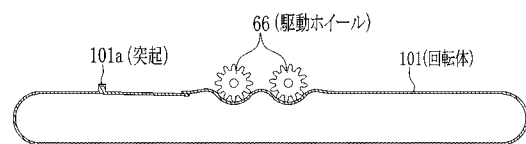
【図 9】



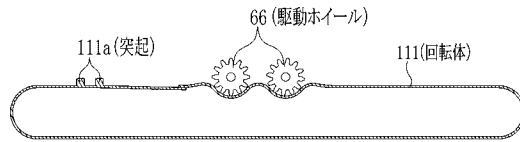
【図 10】



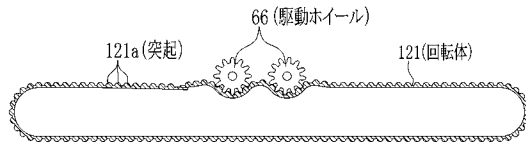
【図 11】



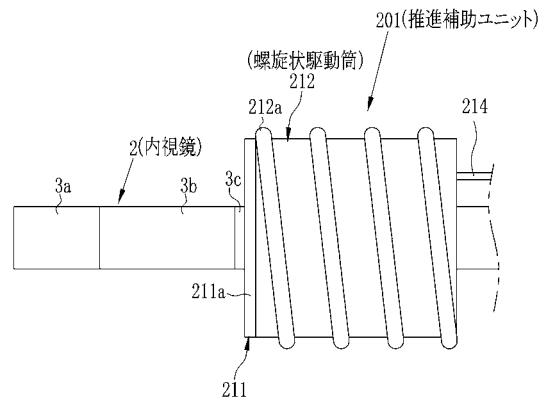
【 図 1 2 】



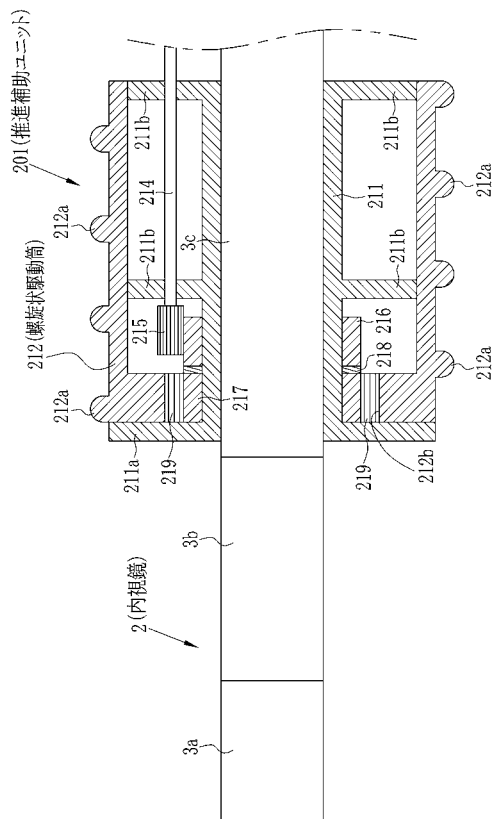
【 図 1 3 】



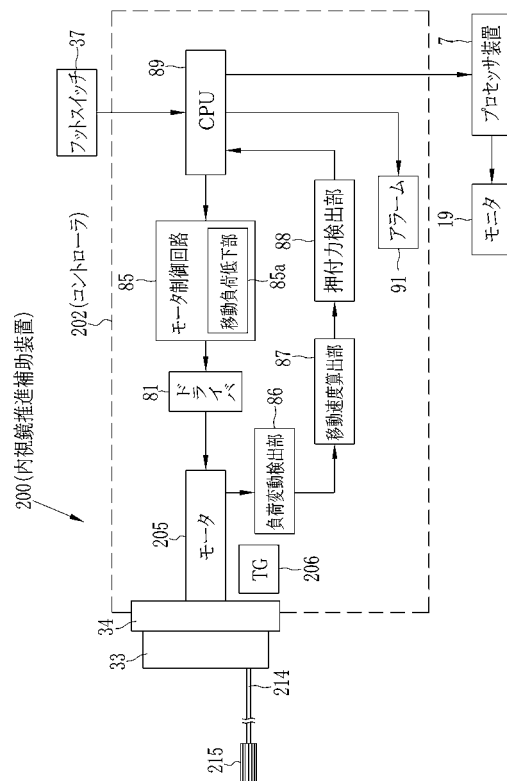
【 図 1 4 】



【 ㊦ 1 5 】



【 ㊦ 1 6 】



专利名称(译)	医疗驱动装置		
公开(公告)号	JP2014068816A	公开(公告)日	2014-04-21
申请号	JP2012217291	申请日	2012-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	宫本学		
发明人	宫本 学		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00133 A61B1/00045 A61B1/00135 A61B1/0014 A61B1/00156 A61B1/0016 A61B1/31 A61B2017/00398 F04C2270/041		
FI分类号	A61B1/00.320.B G02B23/24.A A61B1/00.554 A61B1/00.610 A61B1/00.612 A61B1/00.613 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/DA55 2H040/DA56 2H040/DA57 2H040/GA02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG22 4C161/JJ17 4C161/LL02		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5628261B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一个目的是检测尖端驱动单元的压力。在控制器22中，电动机控制电路85，负载变化检测单元86，计算旋转体41的移动速度的移动速度计算单元87，获得旋转体的压力的按压力检测单元88基于计算出的移动速度，如图41所示，设置CPU 89和警报器91。基于在旋转体41中形成前端和后端彼此重叠的接头41a的负载变化的周期来获得压力。

