

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5827219号
(P5827219)

(45) 発行日 平成27年12月2日(2015. 12. 2)

(24) 登録日 平成27年10月23日(2015. 10. 23)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 19/00 (2006.01)

A 6 1 B 19/00 5 0 2

請求項の数 39 (全 47 頁)

(21) 出願番号 特願2012-513018 (P2012-513018)
 (86) (22) 出願日 平成22年5月31日(2010. 5. 31)
 (65) 公表番号 特表2012-527948 (P2012-527948A)
 (43) 公表日 平成24年11月12日(2012. 11. 12)
 (86) 国際出願番号 PCT/SG2010/000200
 (87) 国際公開番号 WO2010/138083
 (87) 国際公開日 平成22年12月2日(2010. 12. 2)
 審査請求日 平成25年5月1日(2013. 5. 1)
 (31) 優先権主張番号 61/182, 556
 (32) 優先日 平成21年5月29日(2009. 5. 29)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 506222889
 ナンヤン テクノロジカル ユニヴァーシ
 ティ
 NANYANG TECHNOLOGIC
 AL UNIVERSITY
 シンガポール、シンガポール 63979
 8、ナンヤン アヴェニュー 50
 50 Nanyang Avenue,
 Singapore 639798 (S
 G)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 柔軟な内視鏡検査のためのロボットシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

柔軟な内視鏡検査のためのロボットマニピュレータであって、
 内視鏡に結合されるように構成され、シース内に tendon を有する tendon - シースシステムを含む可撓性部材と、

前記可撓性部材に接続され、前記可撓性部材によって移動可能なアームと、

前記アームに接続されて動作可能であるエンドエフェクタと、

(a) 前記可撓性部材の第 1 の端部における tendon - シースシステムが受ける力に基づく tendon の伸びと、(b) 前記エンドエフェクタが受ける力とを、前記可撓性部材の第 2 の端部において得られる可撓性部材パラメータの関数として予測するように構成された力予測ユニットと

を備え、

前記 tendon は、前記 tendon 及びシースが互いに力を及ぼすことができ且つ互いに反発できるように、前記シース内において変形可能であり、

前記可撓性部材が、前記アームに接続された第 1 の端部、および手持ち部材を備えたコントローラに接続するアクチュエータに接続可能な第 2 の端部を有し、前記アームの物理的な動きを前記手持ち部材の物理的な動きによって制御できるようにすることが可能であり、各アームの自由度の数が前記手持ち部材の自由度の数と同じであり、

前記エンドエフェクタの力予測ユニットは、前記 tendon、アーム及びエンドエフェクタを含むスレーブマニピュレータにセンサを設ける必要無く、前記可撓性部材の第 1 の端

10

20

部における前記テンドン - シースシステムが受ける力に基づくテンドンの伸び、及び前記エンドエフェクタが受ける力を予測するように構成されているロボットマニピュレータ。

【請求項 2】

前記テンドンがよじれずに曲げることが可能なファイバであり、前記シースが螺旋状の金属コイルである請求項 1 に記載のロボットマニピュレータ。

【請求項 3】

前記アームが、前記内視鏡の長手方向の軸に実質的に平行な前記アームの前後の動きを可能にする自由度を有するように構成される請求項 1 又は 2 に記載のロボットマニピュレータ。

【請求項 4】

前記アームが少なくとも 3 つの自由度を有する請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載のロボットマニピュレータ。

【請求項 5】

各自由度が、前記可撓性部材の 2 つの相対するテンドンによって制御可能である請求項 4 に記載のロボットマニピュレータ。

【請求項 6】

相対するテンドンがそれぞれ独立に、前記コントローラによってそれぞれ制御される前記アクチュエータに取り付け可能である請求項 5 に記載のロボットマニピュレータ。

【請求項 7】

2 本のアームを備える請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載のロボットマニピュレータ。 20

【請求項 8】

前記エンドエフェクタが、グリッパ、フック、ピンセット、鉗子およびナイフからなる群から選択される請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載のロボットマニピュレータ。

【請求項 9】

前記エンドエフェクタがグリッパの形であり、前記アームが、前記グリッパの顎部の開放および閉鎖を制御するための自由度を与える第 1 のジョイントを有する請求項 1 に記載のロボットマニピュレータ。

【請求項 10】

前記第 1 のジョイントが、前記グリッパの屈曲または過伸展を制御するための他の自由度を与える請求項 9 に記載のロボットマニピュレータ。 30

【請求項 11】

前記アームが、前記アームの回外運動または回内運動を制御するための自由度を与える第 2 のジョイントを含む請求項 10 に記載のロボットマニピュレータ。

【請求項 12】

前記アームが、前記アームの開放および閉鎖を制御するための自由度を与える第 3 のジョイントを含み、前記アームの前記開放が、前記内視鏡の前記長手方向の軸からずれる動きであり、前記アームの前記閉鎖が、前記アームを前記内視鏡の前記長手方向の軸と整列させる動きである請求項 11 に記載のロボットマニピュレータ。

【請求項 13】

前記エンドエフェクタが焼灼フックの形である請求項 8 に記載のロボットマニピュレータ。 40

【請求項 14】

前記アームが、前記焼灼フックの屈曲または過伸展を制御するための自由度を与える第 1 のジョイントを含む請求項 13 に記載のロボットマニピュレータ。

【請求項 15】

前記アームが、前記アームの回外運動または回内運動を制御するための自由度を与える第 2 のジョイントを含む請求項 14 に記載のロボットマニピュレータ。

【請求項 16】

前記アームが、前記アームの開放および閉鎖を制御するための自由度を与える第 3 のジ 50

ョイントを含み、前記アーム前記の開放が、前記内視鏡の前記長手方向の軸からずれる動きであり、前記アームの前記閉鎖が、前記アームを前記内視鏡の前記長手方向の軸と整列させる動きである請求項 15 に記載のロボットマニピュレータ。

【請求項 17】

9つの自由度を与えるジョイントを有する2本のアームを備え、第1のアームが焼灼フックの形のエンドエフェクタを有し、第2のアームがグリッパの形のエンドエフェクタを有する請求項 1 から 16 のいずれか一項に記載のロボットマニピュレータ。

【請求項 18】

前記アームが、前記コントローラに信号を与えるように構成されたバイオセンサまたは力センサを備える請求項 1 から 17 のいずれか一項に記載のロボットマニピュレータ。

10

【請求項 19】

前記エンドエフェクタの力予測ユニットは、前記コントローラに信号を伝送可能に構成されている請求項 1 から 18 のいずれか一項に記載のロボットマニピュレータ。

【請求項 20】

前記エンドエフェクタの力予測ユニットが、

前記可撓性部材の第2の端部に配置され、情報を受け取るように構成された一組のセンサであって、前記情報によって、前記可撓性部材の第1の端部における前記テンドン - シースシステムの伸びおよび前記エンドエフェクタが受ける力に関連する特定のパラメータの決定が可能になる前記一組のセンサと、

前記パラメータを分析して、(a) 前記可撓性部材の第2の端部における前記テンドン - シースシステムに加えられる力と、(b) 前記可撓性部材の第1の端部におけるテンドン - シースシステムが受ける力に基づくテンドンの伸びおよび前記エンドエフェクタが受ける力との間の特定の式を決定するように構成されたプロセッサと、

20

前記コントローラにおいて前記式を満たすように構成されたモジュールとを備える請求項 1 から 19 のいずれか一項に記載のロボットマニピュレータ。

【請求項 21】

請求項 1 から 20 のいずれか一項に記載の柔軟な内視鏡検査用のロボットマニピュレータのアームの物理的な動きを制御するためのコントローラであって、

ユーザが前記ロボットマニピュレータの前記アームの動きを生じさせるために使用するように構成された手持ち部材を備え、前記手持ち部材が、前記ロボットマニピュレータの各アームの前記自由度に対応する自由度を与えるジョイントを備えるコントローラ。

30

【請求項 22】

前記コントローラが、

前記手持ち部材の動きを検知し、

前記検知された動きを前記ロボットマニピュレータに合うように調整し、

前記ロボットマニピュレータに接続された可撓性部材を制御するためにアクチュエータに信号を送るように構成されたマイクロプロセッサを含む請求項 21 に記載のコントローラ。

【請求項 23】

前記手持ち部材が、信号を受け取り、前記エンドエフェクタが受ける力の予測に基づいて前記手持ち部材を使用するユーザに力のフィードバックを提供するための原動機を含む請求項 21 または 22 に記載のコントローラ。

40

【請求項 24】

前記手持ち部材が、前記ユーザの指に取り付け可能なグリッパを備える請求項 21 から 23 のいずれか一項に記載のコントローラ。

【請求項 25】

前記ロボットマニピュレータのすべての動きが、前記グリッパを用いて制御可能である請求項 24 に記載のコントローラ。

【請求項 26】

50

ユーザの腕を受け入れるように構成されたアームレストをさらに備える請求項 2 1 から 2 5 のいずれか一項に記載のコントローラ。

【請求項 2 7】

前記手持ち部材が、様々なユーザに合うように調節可能な複数のリンク機構を備える請求項 2 1 から 2 6 のいずれか一項に記載のコントローラ。

【請求項 2 8】

請求項 1 から 2 0 のいずれか一項に記載のロボットマニピュレータ、および請求項 2 1 から 2 7 のいずれか一項に記載のコントローラを備える柔軟な内視鏡検査用のロボットシステム。

【請求項 2 9】

請求項 1 から 2 0 のいずれか一項に記載のロボットマニピュレータを使用するロボットシステムであって、

前記テンドンの一定のパラメータを測定し、

センサを用いて、前記コントローラに接続可能な前記端部において前記テンドンに加えられる力を決定し、

前記センサの信号および前記一定のパラメータを用いて、前記アームに取り付けられた前記端部における前記テンドンの伸び及び力を予測する

ロボットシステム。

【請求項 3 0】

前記予測の結果を前記コントローラへの入力として用いて、前記コントローラのユーザに力の感覚を与える請求項 2 9 に記載のロボットシステム。

【請求項 3 1】

前記エンドエフェクタの力予測ユニットが、前記テンドンが前記第 2 の端部で引っ張られているとき、前記アームに取り付けられた前記端部における前記テンドンの伸びを、式

【数 1】

$$e_{total} \approx (2\sqrt{T_{in0}T_{in}} - T_{in} - T_{in0}e^{-K})$$

を用いて予測するように構成されている請求項 2 9 または 3 0 に記載のロボットシステム。

【請求項 3 2】

前記エンドエフェクタの力予測ユニットが、前記テンドンが前記第 2 の端部で引っ張られているとき、前記アームに取り付けられた前記端部における前記テンドンの張力を、式

【数 2】

$$T_{out} = T_{in}e^{-K}$$

を用いて予測するように構成されている請求項 2 9 または 3 0 に記載のロボットシステム。

【請求項 3 3】

前記エンドエフェクタの力予測ユニットが、前記テンドンが前記第 2 の端部で引っ張られておらず、引っ張られた後の移行段階を経ているとき、前記アームに取り付けられた前記端部における前記テンドンの伸びを、式

【数 3】

$$e_{out} = M_e T_{in} e^K$$

10

20

30

40

50

を用いて予測するように構成されている請求項 29 または 30 に記載のロボットシステム。

【請求項 34】

前記エンドエフェクタの力予測ユニットが、前記テンドンが第 2 の端部で引っ張られておらず、引っ張られた後の移行段階を経ているとき、前記アームに取り付けられた前記端部における前記テンドンの張力を、式

【数 4】

$$T_{out} = T_{in} e^K$$

10

を用いて予測するように構成されている請求項 29 または 30 に記載のロボットシステム。

【請求項 35】

前記エンドエフェクタの力予測ユニットが、前記テンドンが前記第 2 の端部で引っ張られておらず、引っ張られた後の移行段階を経ているとき、前記アームに取り付けられた前記端部における前記テンドンの伸びを、式

【数 5】

$$e_{out} = M_e T_{in} e^K$$

20

を用いて予測するように構成されている請求項 29 または 30 に記載のロボットシステム。

【請求項 36】

前記エンドエフェクタの力予測ユニットが、前記テンドンが前記第 2 の端部で引っ張られておらず、引っ張られた後の移行段階を経ているとき、前記アームに取り付けられた前記端部における前記テンドンの張力を、式

【数 6】

$$T_{out} = T_{in} e^K$$

30

を用いて予測するように構成されている請求項 29 または 30 に記載のロボットシステム。

【請求項 37】

前記エンドエフェクタの力予測ユニットが、前記テンドン - シースシステムの K および M_e の測定により、前記テンドン - シースシステムの一定のパラメータを測定するように構成されている請求項 29 から 36 のいずれか一項に記載のロボットシステム。

【請求項 38】

40

M_e の測定は、

前記アームに取り付けられた前記端部の前記エンドエフェクタのジョイントが、その動きの限界に達するまで、前記テンドンを前記コントローラに接続可能な前記端部から引っ張り、

前記テンドンが変形するように、前記テンドンをさらに引っ張り、

式

【数 7】

$$M_e = \frac{e_{out}}{T_{in}}$$

(式中、 e_{out} は前記テンドンのエンコーダから得られ、 T_{in} は前記コントローラに接続可能な前記端部のロードセルから得られる) から M_e を決定する
請求項 37 に記載のロボットシステム。

【請求項 39】

K の測定は、式

10

【数 8】

$$e^{-K} = -\frac{M_e}{L}K + 1$$

を解くために数値的方法を用いる請求項 37 に記載のロボットシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、柔軟な内視鏡検査のためのロボットシステム、特に、ただしそれだけに限らないが、手術を実施するためのロボットマニピュレータ、コントローラ、システム、方法およびそれらの使用に関する。

20

【背景技術】

【0002】

最小侵襲手術(MIS)に応じて、患者の身体に人工的な開口を作る必要なく胃腸(GI)管の障害を検査および治療するために、柔軟な内視鏡検査が用いられる。内視鏡は、口または肛門を介してそれぞれGI管の上部または下部に導入される。遠位端の小型カメラは、臨床医がGI疾病を診断するのを助けるGI壁の画像を取り込む。(ポリープ切除および生体組織検査のような)簡単な外科処置は、可撓性のあるツールを、ワーキングチャンネルを介して遠位端の対象の部位に達するように導入することによって実施することができる。ツールの操作性の不足により、このように実施することができるタイプの処置は限られている。動脈出血に対する止血、穿孔を修復するための縫合、胃食道逆流のための胃底皺襞形成術のように技術的な要求がより高い外科処置は、柔軟な内視鏡検査を用いて効果的に実施することができない。こうした処置は現在、開放手術または腹腔鏡手術の下で実施されることがしばしばである。

30

【0003】

内視鏡的粘膜下層切開剥離術(ESD)は、ほとんどの場合、内視鏡によって配置されるナイフを備えた標準的な内視鏡を用いて実施される。したがって、ESDの実施には内視鏡検査医の側に非常に高いスキルが求められ、完了までにかなりの時間を要する。さらに、器具の制御に関する制約によって、遅発性出血、重大な出血、穿孔および外科処置上の複雑さなど、処置が複雑になる傾向がある。ESDはますます、初期段階の胃がんの治療に効果的な処置として認識されているが、こうした問題のために、ESDは依然として、最も熟練した内視鏡検査医または外科医によってのみ実施される処置にとどまっている。複数の器具を胃の内腔の中で操作する際の厳しい制限によって、腔内手術に重大な課題が生じる。内視鏡が薄く長いことによってオペレータからの自然な力の伝達も妨げられ、その結果、力が漸減され、エフエクタの端部では有効な操作に不十分なものになることがしばしばである。さらに、すべての器具が内視鏡の軸に一致するように配置されるため、軸外の動き(例えば器具の三角法(triangulation))は不可能になる。

40

【0004】

経管腔的内視鏡手術(NOTES、身体内への入口を確保するために口、肛門、膈口、鼻を用

50

いる手術)は、腹壁に対する経皮切開を必要としない手術に用いられる方法である。しかしながら、NOTESを人に対して安全に用いるには、多くの技術的問題に対処する必要がある。その中でも、迅速かつ安全な進入および腹腔の閉鎖のためのツーリング、ならびに手術中の空間識は最も重要である。

【0005】

ダビンチサージカルシステムのような医療ロボットに関する発明によって、臨床医は外科用ツールを人体内で正確かつ容易に操作することが可能になっている。主コンソールから操作すると、臨床医は腹腔鏡下の外科用ツールの動きをリアルタイムで制御することができる。こうしたツールは、一般的にはスレーブとして知られている。しかしながら、マスタ-スレーブ式の手術ロボットシステムには柔軟性がなく、スレーブマニピュレータは切開によって人体に入る。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

例えば消化性潰瘍、胃癌、結腸直腸腫瘍などのGI管の疾病は、ほとんどの国で共通である。これらの状態は、可撓性のある内視鏡を使って診断することができる。内視鏡は、先進のビデオ、コンピュータ、材料および工学技術を組み込んでいる。しかしながら、依然として内視鏡検査医が、長い可撓性シャフトを患者の肛門または口に導入することに伴う技術的困難を訴えることがしばしばであり、また急性のGI出血の間、時間は重要な要素であるため、人体に切開部を作らず、できるだけ短い時間でGI手術を実施するためのツールがまだ不足している。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、添付の独立請求項において定められる。本発明のいくつかの任意選択の機能は、添付の従属請求項において定められる。

【0008】

第1の態様によれば、本発明は、柔軟な内視鏡検査のためのロボットマニピュレータであって、

内視鏡に結合されるように構成された可撓性部材と、

可撓性部材に接続され、可撓性部材によって移動可能なアームと
を備え、可撓性部材がアームに接続された第1の端部、およびコントローラに接続可能な第2の端部を有し、アームの物理的な動きをコントローラの物理的な動きによって制御できるようにするロボットマニピュレータに関する。

30

【0009】

ロボットマニピュレータを用いて、複雑かつ正確な外科的インターベンションを実施することができる。ロボットマニピュレータは、既存の内視鏡のツールチャンネルに挿入すること、または内視鏡に対して縦に並べて取り付けることができる。ロボットマニピュレータは、リアルタイムでの内視鏡的視野を可能にし、したがって、内視鏡検査医に、内部器官に進入するのに自然開口部を用いてより複雑かつ困難な外科処置を実施することに対する利点をもたらす。特に、GI管によって患者の傷跡がなくなる。

40

【0010】

様々な実施形態において、ロボットマニピュレータを内視鏡に取り付け、一緒に患者に導入することが可能である。他の例示的な実施形態では、内視鏡を最初に患者に導入することができ、対象の部位に達した後、マニピュレータが導入される。様々な例示的な実施形態において、中空の可撓性のあるチューブを内視鏡に取り付けることが可能であり、マニピュレータが、これらのチューブを通して遠位端に達するようにすることができる。内視鏡は器具が通過するツールチャンネルも提供し、それによって、内視鏡検査医は、生体組織検査、ポリープ切除、印付け、止血などの様々な処置を実施することが可能になる。一部の内視鏡は、場合によっては2本のロボットアームを収容することができる2つのツールチャンネルを有する。あるいは内視鏡は、ロボットマニピュレータを収容するように特

50

別に設計することができる。したがって、可撓性部材と内視鏡の間の相互関係に関する「～に結合される(coupled to)」という用語は、固定的な取り付け、着脱可能な取り付け、または単純な接触もしくは支持の配置も包含する。

【0011】

内視鏡を用いて、上部または下部のGI管における様々な病状を検査、診断および治療することができる。典型的な内視鏡は、超小型の電荷結合素子(CCD)カメラ、光源、および患者の身体に液体もしくは気体を注入する、または患者の身体から液体もしくは気体を取り出すための経路を含む。内視鏡の先端は、内視鏡がGI管の曲がりくねった経路を通過してより迅速かつ安全に、患者に与える痛みをより小さくして通過できるように操縦可能にすることができる。

10

【0012】

ロボットマニピュレータの一部を形成する可撓性部材を提供することによって、ロボットマニピュレータを可撓性のある内視鏡と縦に並べて自然開口部(例えば、口および肛門)を介して導入し、GI管に進入して手際のよい処置を実施することを可能にすることができる、また力の伝達のモードが、長く、狭くかつ柔軟な形を取ることを可能になる。

【0013】

コントローラの端部のアクチュエータからロボットマニピュレータにトルクを伝える可撓性部材は、ケーブルシステムとすることができる。配線配管用のプーリシステムおよびテンドン-シースシステムの2つのタイプのケーブルシステムが存在する。

【0014】

20

テンドン-シースシステムは一般に、シースとして働く中空の螺旋状コイル線、およびテンドンとして働く内部のケーブルからなる。テendonは一端で引っ張られるとシース内を摺動し、それによって、引っ張り力をシースの他端に伝えることができる。シース内のテendonは、内視鏡のツールチャンネルを通過するのに十分なだけ小さくすることが可能であり、小さくすることによって扱いやすくすることができる。配線配管とテンドン-シースの動作の間の違いを図2に示す。プーリとテendonが進むように設計された経路とを必要とする、Utah/MITハンドおよびCTアームなどの多くのロボットに用いられる配線配管と比べると、テendon-シースの動作は、人のGI管内部に予測できない湾曲部が存在するときに利点を有する。配線配管と比べたときのテendon-シースの動作の他の利点は、可撓性および生体適合性である。こうした理由によって、テendon-シースの動作を、力を伝達するための可撓性部材として選択することができる。

30

【0015】

ロボットマニピュレータの大きさは、動物および人の身体のGI管に進入するために、市販のGuardusのオーバーチューブなどと共に用いられるという利点をもたらす。これによって、ロボットマニピュレータを動物または患者に導入すること、および動物または患者から取り出すことがより簡単、安全かつ快適になる。特に、テendonは分光ファイバとすることができ、シースは螺旋状の金属コイルとすることができる。分光ファイバは、図3に示すようによじれずに曲げることが可能であり、したがって、人/動物の体内のロボットマニピュレータの端部における固着、滑りおよび急なジャッキング運動などの望ましくない影響を軽減する。螺旋状の金属コイルは、圧縮に抵抗する、テendonに倒れ込まない、ロボットマニピュレータ内の摩擦を低減し、したがって、発生する熱量およびロボットマニピュレータの摩耗および引裂きを低減するという利益をもたらす。

40

【0016】

テendonおよびシースは、ロボットマニピュレータが食道に意図しない擦り傷をつけるのを防ぐ、オーバーチューブによって囲むことができる。オーバーチューブは、シースすべてに対して可撓性をもつようにすることができる。オーバーチューブの大きさおよび内部のシースの結合剛性によって、オーバーチューブは、より適切な手術の実施のためにシースの座屈を抑えることができる。テendon-シースの動作が好ましいが、例えば遠位端のアクチュエータへの信号ケーブルなど、他の形の動作を用いることもできる。変形形態は必要な処置に依存することがある。簡単な処置では、1本のアームで十分な場合がある

50

。

【0017】

アームは、内視鏡の長手方向の軸に実質的に平行なアームの前後の動きを可能にする自由度を有するように構成することができる。これによって、アームが内視鏡の前部の肉に作用することが可能になり、内視鏡が肉と接触する必要はなくなる。この動きによって内視鏡検査医は、ロボットマニピュレータが動作する必要がある部位の視野を示すだけでよく、その部位からの距離を調整する必要がある。ロボットマニピュレータは、処置中に三角法を行うためにそれ自体を開放および閉鎖すること、ならびに患者が受ける不快感を軽減するために、ロボットマニピュレータを人体に導入するときはその大きさを低減することも可能である。

10

【0018】

アームは、少なくとも4つの自由度を備えることができる。これによって、人の手首の曲げおよび回転の動きに似せることが可能になり、したがって、処置を実施するとき、コントローラの端部における物理的な動きをロボットマニピュレータのアームで簡単にエミュレートすることができるようになる。複雑な処置を実施可能にするために、アームに多数の自由度が必要になることもある。制御ができるだけ直感的になるように、アームは簡易化された人の腕にならって設計することができる。アームは、実施される手術の複雑さに応じて2つまたは3つの自由度を備えることができる。

【0019】

各自由度は、可撓性部材の2つの相対するテンドンによって制御可能にすることができる。特に、相対するテンドンをそれぞれ独立に、コントローラのモータに取り付け可能にすることができる。この設計は、各自由度の回転量がそれ自体のテンドンのみに依存し、他の自由度からの動きに依存しない、したがって、不要で意図しないアームの動きを防止することができるため、ロボットマニピュレータに利益を与えることができる。アームの各ジョイントの回転変位は、テンドンの直線変位に正比例させることができる。これによって、ロボットマニピュレータを容易に制御することが可能になる。

20

【0020】

各アームの自由度の数は、コントローラにおける自由度の数と同じにすることができる。コントローラとアームの自由度の間の類似性によって、ユーザは、アームの動きにマッピングするコントローラの制御を容易に思い描くことができる。このため、ユーザが疲れを感じることなく、長時間にわたってロボットマニピュレータを使用することを可能にすることができる。

30

【0021】

一実施形態において、ロボットマニピュレータは2本のアームを備えることができる。アームは内視鏡と共にしっかりと束ねることができる。効果的な操作のために、アームはまず互いの間隔をあけた後、手術を実施する目標の領域に移動することができる。したがってアームは、2本のアーム間で衝突しないように、また内視鏡からの視野を遮らないように、少なくともリム2つ分の長さとするすることができる。

【0022】

アームは、焼灼を伴う処置を実施するために、単極または双極の電極の形のエンドエフェクタを有することができる。しかしながら、異なる外科処置には異なるツールが必要であるため、エンドエフェクタは交換可能である。アームは、グリッパ、フック、単極電気焼灼フック、ピンセット、鉗子またはナイフからなる群から選択されるエンドエフェクタを有することができる。2本のアームを用いて、ポリープの引っ張りおよび切断、または場合によっては出血部位の壁の縫合など、様々な動作を実施することができる。例えば、内視鏡検査医が、確信をもって一方のエンドエフェクタを用いてGI壁をつまむことができると同時に、他方が縫合を実施するための針を保持する。内視鏡によってもたらされる視野は、第1の人物の周囲に対する視野と同様にすることができ、2本のアームは、外科医の2本の人の腕に似せることができる。これが、外科医に自身の2本の手を用いて患者の体内で手術をしている感覚を与え、手術をより正確かつ精密なものにすることを可能にする。

40

50

【0023】

特に、1本のアームのエンドエフェクタをグリッパの形にすることが可能であり、アームは、グリッパの顎部の開放および閉鎖を制御するための自由度を与える第1のジョイントを有する。さらに、特に第1のジョイントは、グリッパの屈曲または過伸展を制御するための他の自由度を与えることができる。さらに、特にアームは、アームの回外運動または回内運動を制御するための自由度を与える第2のジョイントを含むことができる。回外運動/回内運動用のジョイントによって、ロボットマニピュレータが、意図された処置を実施するためにそれ自体を方向付けることが容易になる。アームは、アームの開放および閉鎖を制御するための自由度を与える第3のジョイントを含むことができるが、アームの開放は、内視鏡の長手方向の軸からずれる動きであり、アームの閉鎖は、アームを内視鏡の長手方向の軸と整列させる動きである。こうした自由度により、マニピュレータの先端が屈曲/過伸展用のジョイントで近づく前に、開放および閉鎖用のジョイントでアームを基部から広げることによって、ロボットマニピュレータが三角法を行うことが可能になる。こうして、ロボットマニピュレータのアームが内視鏡的視野を過度に遮らなくなり、その結果、外科医が手術環境をはっきり見ることが可能になる。こうした自由度によって、患者に挿入されるときにロボットマニピュレータによる妨げが比較的小さくなるように、ロボットマニピュレータをまっすぐにすることも可能になる。

10

【0024】

2本のアームの他の2つの並進運動用のジョイントは、内視鏡に取り付けられた半円のキャップに沿って摺動することができる。こうした2つの並進運動用のジョイントは、従来の内視鏡ツールのように手動で制御される電動化されていないジョイントとすることができる。こうした並進運動の動作は、手術中の内視鏡検査医の押す動作または引っ張る動作によって操作される。グリッパ側のすべてのシースが押されると、組織を掴むようにグリッパをさらに押し出すことを可能にすることができる。一方では、組織を引っ張ると、把持された組織に対する張力が生じ、例えば焼灼フックによる切断が容易になる。

20

【0025】

もう1本のアームのエンドエフェクタは、焼灼フックの形にすることができる。特にアームは、焼灼フックの屈曲または過伸展を制御するための自由度を与える第1のジョイント、アームの回外運動または回内運動を制御するための自由度を与える第2のジョイント、およびアームの開放および閉鎖を制御するための自由度を与える第3のジョイントを含むことができるが、アームの開放は、内視鏡の長手方向の軸からずれる動きであり、アームの閉鎖は、アームを内視鏡の長手方向の軸と整列させる動きである。

30

【0026】

ロボットマニピュレータは、9つの自由度を有するジョイントを含む2本のアームを備えることが可能であり、第1のアームは焼灼フックの形のエンドエフェクタを有し、第2のアームはグリッパの形のエンドエフェクタを有する。

【0027】

アームおよび/またはエンドエフェクタは、コントローラに信号を与えるように形成されたバイオセンサ、または力センサもしくは触覚とすることができる。特に力センサを用いて、手術中に内視鏡検査医に触感を与えることができる。バイオセンサによって、内視鏡検査医が、手術する部位におけるpHまたは特定の化学物質の存在を知ることができる。これにより、内視鏡検査医がセンサの結果に合うように手術を変更することが可能になる。

40

【0028】

エンドエフェクタにおける伸びおよび力は、コントローラにおいてエンドエフェクタの力予測ユニットによって予測することができる。力予測ユニットは、

-エンドエフェクタから情報を受け取ることができるレシーバであって、情報によって、エフェクタの端部における伸びおよび力に関連する特定のパラメータの測定/決定が可能になるレシーバと、

-パラメータを分析して、コントローラにおいて加えられる力と、エンドエフェクタに

50

において加えられる伸びおよび力との間の特定の式を決定することができるプロセッサと、
-コントローラにおいて式を満たし、ロボットマニピュレータのエンドエフェクタにおいて加えられる力を予測することができるモジュールと
を備えることができる。

【0029】

この力のフィードバックを用いて、処置に関する有用な情報を外科医に返すことができる。動作の様々な段階を通じて遠位の力および伸びを予測するために、力予測ユニットでは、テンドン-シース機構の特徴の理論モデリングを利用するテンドン-シース機構の力の予測方法を用いることができる。この力の予測方法では、エンドエフェクタに、使用前に殺菌しなければならないロボットマニピュレータ用の精巧なセンサは不要であり、したがって処置が簡易化され、ロボットマニピュレータの大きさが維持される。この力の予測方法は、コントローラの端部のアクチュエータに配置された1組の外部センサを必要とする。センサの出力示度を用いて、エンドエフェクタが受ける力を予測することができる。外科医に力のフィードバックを与えるために、力の予測の結果は、コントローラの端部のアクチュエータに対する入力として用いられる。

10

【0030】

したがって、この力の予測方法を用いることによって、外科医は、ロボットマニピュレータが周囲に加える力を感じることができる。これにより、外科医が患者の身体に不要な傷を与えないことが保証され、またロボットマニピュレータまたはシステムが、テンドンに対する過剰な張力によって故障しないことも保証される。したがって、手術をより迅速かつ安全に、より一貫した形で行うことが可能になる。

20

【0031】

他の態様によれば、本発明は、柔軟な内視鏡検査用のロボットマニピュレータの動きを制御するためのコントローラであって、

ユーザがロボットマニピュレータの動きを生じさせるために使用するよう構成された手持ち部材

を備え、手持ち部材が、ロボットマニピュレータの自由度に対応する自由度を与えるジョイントを備えるコントローラを提供する。

【0032】

コントローラは、ユーザの検知のレベルを超えた動きを生成できるようにすることが可能であり、またロボットマニピュレータからの重要な情報をユーザに提供することができる。コントローラは、ロボットマニピュレータより高い位置分解能をもつこともできる。その摩擦、質量および慣性は、ユーザに快適さを与えるのに十分なだけ低くすることができる。

30

【0033】

コントローラは、

手持ち部材の動きを検知し、

検知された動きをロボットマニピュレータに合うように調整し、

ロボットマニピュレータに接続された可撓性部材を制御するためにアクチュエータに信号を送る

40

ように構成されたマイクロプロセッサを含むことができる。

【0034】

マイクロプロセッサは、モーションコントローラとすることもできる。例示的な一実施形態において、それはコンソールであり、本質的にはシステムの「頭脳」である。マイクロプロセッサは、コントローラからの情報を読み取る。ソフトウェアが、必要なロボットマニピュレータの動態を計算する。次いで、出力信号がモーションコントローラに送られ、それに応じてモータおよび他の原動機を作動させる。ロボットマニピュレータのセンサからの入力信号も常にマイクロプロセッサによって読み取られ、ロボットマニピュレータが必要な形で動くことを保証する。このマイクロプロセッサの他の機能には、臨床医の動きを縮小することが含まれる。理想的には、正確さおよび安全のために、ロボットマニ

50

ュレータは、臨床医の動きよりかなり小さく動くべきである。

【0035】

コントローラは、ユーザが生じる動きの値を読み取り、分析およびその後のロボットマニピュレータの制御のためにその値をマイクロプロセッサに送る複数のロータリエンコーダを備えることができる。

【0036】

手持ち部材は、ロボットマニピュレータから信号を受け取り、手持ち部材を使用するユーザにフィードバックを提供するための原動機を含むことができる。これによって、ユーザは、手術中にロボットマニピュレータが環境に力を加えるときの感覚を感じることが可能になる。このため、その追加の情報によって手術がより安全かつ迅速になる。

10

【0037】

マイクロプロセッサは、コントローラの示度間のマッピングを行うコンピュータ、ならびにシステムが動くための関連する配線すべてを有する電子機器のハウジングを備えることができる。マイクロプロセッサは、センサでコントローラのロータリエンコーダからの示度を読み取り、次いで、アクチュエータにおける様々な原動機の移動量を調整し、作動させるソフトウェアプログラムを使用する。

【0038】

マイクロプロセッサは、システムに対する配線エラーを防止するために、増幅器および電源などのシステムの関連する回路すべてを保持し、それらを外部要素から保護し、移送中に内部の配線が乱されないことを保証する電子機器のハウジングを備えることができる。

20

【0039】

アクチュエータは、簡単に持ち運びでき、コンパクトな大きさになるように設計することができる。

【0040】

手持ち部材は、ユーザの指に取り付け可能なグリップを備えることができる。特にロボットマニピュレータは、グリップを用いて制御できるようにすることが可能である。それは、ユーザが肘を静止させることができ、コントローラの快適さおよび使い勝手を改善することを意味する。さらに快適にするために、コントローラはさらに、ユーザの腕を受け入れるように構成されたアームレストを備えることができる。

30

【0041】

手持ち部材は、様々なユーザに合うように調節できるようにすることが可能な複数のリンク機構を備えることができる。リンク機構の大きさは、コントローラの重量を低減できるように小さくすることができる。コントローラを操作するときにユーザが重さをほとんど感じないことを保証するために、カウンタウェイト機構を適所に置くことができる。また、コントローラの人を疲労させない特徴によってリンク機構の重みがなくなり、手術が長時間にわたって行われるとき、外科医がコントローラを効果的に制御するのを助ける。これによってユーザの疲労が軽減される。グリップのリンク機構の基部の長さは調節可能とすることができる。必要な場合には、これによって動きを機械的に調整することが可能である。より単純かつ少数のリンク機構によって、視界に入るのを減らすこともできる。

40

【0042】

フックの焼灼および凝血モードを制御するために、コントローラの基部に2つの異なる色のペダルが存在してもよい。作業に集中し、コントローラで手がふさがっている間、外科医が足でペダルを踏むことによって、切断動作を制御することがより好都合である場合がある。

【0043】

他の態様によれば、本発明は、本発明の任意の態様によるロボットマニピュレータ、および本発明の任意の態様によるコントローラを備えた柔軟な内視鏡検査用のロボットシステムを提供する。

【0047】

50

さらに他の態様によれば、本発明は、ロボットマニピュレータの端部における力および伸びを予測するロボットシステムであって、

(a)ロボットマニピュレータの端部から情報を受け取り、情報によって、ロボットマニピュレータの端部における伸びおよび力に関連する特定のパラメータの測定/決定が可能になり、

(b)パラメータを分析して、コントローラにおいて加えられる力と、ロボットマニピュレータの端部において加えられる伸びおよび力との間の特定の式を決定し、

(c)コントローラにおいて式を満たし、ロボットマニピュレータのエンドエフェクタにおいて加えられる力を予測する

ロボットシステムを提供する。

10

【0048】

このロボットシステムは、比較的一定のシース形状を有する任意のロボットアームに対して、エンドエフェクタのパラメータを予測するために用いることができる。これによって、センサをエンドエフェクタから離して配置するというさらなる利点がもたらされる。またこれによって、エンドエフェクタの慣性が低減され、ロボットマニピュレータが、エンドエフェクタのセンサが作動しなくなる極端な環境条件で動くことが可能になる。

【0049】

以下の記述から明らかになるように、本発明の好ましい実施形態によって、ロボットマニピュレータの動作とコントローラの動作の両方を最適に使い、柔軟な内視鏡検査にこれらの構成要素の操作性および大きさを利用して、GIに関連する手際のよい処置をより効率的かつ正確に行うことが可能になる。当業者には、この利点および他の関連する利点が以下の記述から明らかになるであろう。

20

【0050】

次に、以下の図面を参照しながら、本発明の好ましい実施形態を例示のためにのみ記述する。

【図面の簡単な説明】

【0051】

【図1】ロボットシステム(マスタスレーブ式の経管内視鏡ロボット;MASTER)の例示的な実施形態の概略的なレイアウトを示す図である。

【図2】配線配管とテンドン-シースの動作との間の違いを示す図である。

30

【図3】シースの座屈を示す画像である。

【図4】シースが装填されたオーバーチューブを示す図である。

【図5A】ロボットマニピュレータの大きさを示す、例示的な実施形態のロボットマニピュレータの図である。

【図5B】ロボットマニピュレータの大きさを示す、例示的な実施形態のロボットマニピュレータの図である。

【図5C】内視鏡に取り付けられた例示的な実施形態のロボットマニピュレータの斜視図である。

【図6】例示的な実施形態のロボットマニピュレータの自由度を示す斜視図である。

【図7】ジョイントおよび各ジョイントのパラメータを示すロボットマニピュレータの斜視図である。

40

【図8】例示的な実施形態のロボットマニピュレータの分解図である。

【図9】例示的な実施形態のロボットマニピュレータの設計と、手首から肘までの人の腕との類似点を示す図である。

【図10】例示的な実施形態のロボットマニピュレータの作業空間を示す図である。

【図11】図1のシステムと共に使用するための例示的な実施形態のアクチュエータの図である。

【図12】図1のシステムと共に使用するための例示的な実施形態のコントローラの図である。

【図13】使用時のコントローラの例示的な実施形態の平面図である。

50

- 【図14】例示的な実施形態のコントローラのボールソケット形ジョイントの図である。
- 【図15】コントローラの電子機器のハウジングの例示的な実施形態の図である。
- 【図16】内視鏡的粘膜下層切開剥離術(ESD)中の内視鏡からの視野を示す画像である。
- 【図17】ブタでの連続する一連の5回の試験的なESD処置に対する粘膜下層切開剥離術の時間のグラフ表示である。
- 【図18】切除された胃の病変の画像である。
- 【図19】把持および切断プロセスの間の生体外試験の写真である。
- 【図20】テンドンおよびシースの小さい区間dxのモデルである。
- 【図21】一般的なシースと比較した簡易モデルのシースの図である。
- 【図22】 M_e およびKのグラフ表示である。
- 【図23】シース内の徐々に減少する T_{in} および張力分布を示すグラフ表示である。
- 【図24】シース内の徐々に増加する T_{in} および張力分布を示すグラフ表示である。
- 【図25】単純な回転ジョイントについて動きの限界を示す簡易モデルの図である。
- 【図26】検討した引っ張りおよび解放の段階を示すグラフ表示である。
- 【図27】実際の力/伸びの結果と予測された力/伸びの比較を示すグラフ表示である。
- 【発明を実施するための形態】
- 【0052】

図1に示す例示的な実施形態において、ロボットシステムは、場合によっては補助者400の助けを借りて、内視鏡検査医402が操作することが可能なコントローラ300を備えている。ロボットシステムは、患者404に対するロボットマニピュレータ100の動きを制御するために、コントローラ300に接続されたマイクロプロセッサ500も有している。システムはさらに、従来型の内視鏡検査システム406を備えている。

【0053】

ロボットマニピュレータ100は、内視鏡に結合されるように構成された可撓性部材(好ましい実施形態では、シース内のテンドン)、および可撓性部材に接続され、可撓性部材によって動かすことができるアームを備えている。以下に詳述するように、可撓性部材は、アームに接続された第1の端部、およびコントローラに接続可能な第2の端部を有し、アームの物理的な動きをコントローラの物理的な動きによって制御できるようにすることが可能である。

【0054】

図4は、可撓性部材としてのシース112内の複数のテンドン110の例示的な実施形態を示している。内視鏡406およびロボットシステムを容易に挿入できるようにするために、オーバーチューブ111を最初に食道を通して挿入することができる。オーバーチューブ111はシース112をしっかりと締めつけ、座屈を防止する。オーバーチューブ111自体は、手術ロボットの用途に対してやはり高い可撓性を有する。

【0055】

図5は、ロボットマニピュレータ100の例示的な実施形態を示している。ロボットマニピュレータ100は、GI管内でリアルタイムに内視鏡検査医402の手および手首の動きを正確に再現するために、必要な数の自由度(DOF)を用いて動作することができる。ロボットマニピュレータ100は、内視鏡406に結合するように構成された可撓性部材102を含み、可撓性部材の(患者に入る)第1の端部はアーム104a、104bに接続され、第2の端部はコントローラ(図示せず)に接続可能である。内視鏡検査医の操作を妨げるのを避けるために、可撓性部材102の長さは、内視鏡より0.5m長い2mである。ロボットマニピュレータ100の例示的な実施形態は、2本のアーム104a、104bを有する。アームの一端は可撓性部材102に接続され、アームの他端はエンドエフェクタ103に取り付けられる。アーム104aは、一端においてグリッパ106の形のエンドエフェクタ103に取り付けられる。アーム104bは、一端においてフック108の形のエンドエフェクタ103に取り付けられる。

【0056】

図5Cは、内視鏡406に結合されたロボットマニピュレータ100の例示的な実施形態を示している。これまでに言及したように、可撓性部材102は、シース112内に複数のテンドン11

0を備えている。

【0057】

内視鏡406はツールチャンネル(図示せず)を有し、その中に可撓性部材102を挿入し、エンドエフェクタ103によってロボットマニピュレータ100を駆動することができる。内視鏡406は内視鏡検査医402によって挿入され、内視鏡検査医402は経過をモニタ(図示せず)上で観察することができる。内視鏡406がGI管内の対象の領域まで通り抜けると、ロボットマニピュレータ100は、エンドエフェクタ103が内視鏡406の遠位端に見えてくるまで臨床医402によって挿入される。次いで、臨床医402はコントローラ300に移動し、そこで臨床医402は、以下に記載するように指を用いて人間工学的に設計された機械的コントローラ300を制御する。ロボットマニピュレータ100全体が、標準的な内視鏡画像システム(EVIS EXERA II Universal Platform、Olympus Medical Systems Corporation、日本)に接続された、二重チャンネルの治療用内視鏡406(GIF-2T160、Olympus Medical Systems Corporation、日本)のツールチャンネルに通すのに十分なだけ小さく細く、また可撓性をもつように設計される。

【0058】

理想的には、システムは内視鏡検査医および外科医によって操作される。内視鏡検査医が内視鏡を方向移動および操作すると同時に、外科医がコントローラの前に座ってロボットマニピュレータを制御する。

【0059】

図示する例示的な実施形態のロボットマニピュレータ100は、(図6に矢印で示す)9つの自由度を有し、人の腕(肘から手首)に似せてある。2本のアーム104a、104bを有するロボットマニピュレータ100は、遠位端に結合されてアーム104a、104bを支持するアタッチメント105を用いて、従来型の可撓性のある内視鏡406の遠位端に取り付けられる。アーム104a、104bはエンドエフェクタ103と共に、近位端(すなわち、アクチュエータに接続された端部)でモータ(図示せず)に接続された可撓性部材102によって作動される。

【0060】

1つの自由度を作動させるために、相対するように働く2組のテンドン110およびシース112が、ジョイントに対して双方向に動くことが必要である。2つのテンドン110および2つのシース112のケーブルが、ロボットマニピュレータの1つの動力化された自由度を制御する。近位端でも遠位端でも、シース112は各自由度の基部の座ぐり孔で止められ、テンドン110は、その座ぐり孔およびプリーまたは回転体上の小さい穴を通して摺動される。1つの自由度を制御するために、2つのテンドン110を、ワイヤ取り付け具を用いてロボットマニピュレータのプリー側にクランプしなければならない。

【0061】

ロボットマニピュレータの動態は、Denavit-Hartenberg(DH)パラメータによって表され、ジョイントの構成および各ジョイントのパラメータが、それぞれ図7およびTable 1(表1)に示されている。さらに、結果として得られる同次変換行列は以下の通りである(ただし、 $c\theta_i = \cos(\theta_i)$ 、 $s\theta_i = \sin(\theta_i)$)。

【0062】

【数1】

$$T = \begin{bmatrix} (-s\theta_1 s\theta_2 + c\theta_1 c\theta_2) c\theta_3 - c\theta_1 s\theta_2 - s\theta_1 c\theta_2 & (-s\theta_1 s\theta_2 + c\theta_1 c\theta_2) s\theta_3 & (-c\theta_1 s\theta_2 - s\theta_1 c\theta_2) d_3 + c\theta_1 a_2 c\theta_2 - s\theta_1 a_2 s\theta_2 \\ (s\theta_1 s\theta_2 + c\theta_1 c\theta_2) c\theta_3 - s\theta_1 s\theta_2 + c\theta_1 c\theta_2 & (s\theta_1 s\theta_2 + c\theta_1 c\theta_2) s\theta_3 & (-s\theta_1 s\theta_2 + c\theta_1 c\theta_2) d_3 + s\theta_1 a_2 c\theta_2 + c\theta_1 a_2 s\theta_2 \\ -s\theta_3 & 0 & c\theta_3 & d_2 + d_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

【0063】

計算されたDHパラメータの行列、各リンクおよびジョイントのパラメータに基づき、ロボットマニピュレータの2本のアームによって形成される作業空間を図10に示す。灰色の空間が、各マニピュレータの先端の作業空間である。そうした設計の場合、ロボットは、内視鏡カメラの視野を妨げるのを最小限に抑えながら、様々な複雑な作業を実施することが可能である。

【 0 0 6 4 】

(以下に説明する)コントローラの設計は人に似せたものであり、ロボットマニピュレータの自由度を再現する。しかしながら、システム全体にとって実現可能な作業空間は、Table 2(表2)に示すように人の腕の動きの範囲に依存する。作業空間は、 $-90^{\circ} \sim 90^{\circ}$ のジョイントの動きの動作範囲を用いて形成されるが、ロボットマニピュレータはこの範囲を超えて動くことが可能である。

【 0 0 6 5 】

【表 1】

ジョイント(i)	$\theta(i)$	$A(i-1)$	$a(i-1)$	$d(i)$
1	0	0	0	d_0
2	θ_1	0	0	0
3	θ_2	-90	a_2	d_2
4	θ_3	90	0	d_3

Table 1: ロボットマニピュレータの DH パラメータ

10

【 0 0 6 6 】

【表 2】

番号:	動き	範囲	
		ロボットマニピュレータ	コントローラ
1	並進運動	15mm	
2	開放/閉鎖	$-45^{\circ} \sim 90^{\circ}C$	$-45^{\circ} \sim 45^{\circ}C$
3	回外運動/回内運動	$-90^{\circ} \sim 90^{\circ}C$	$-90^{\circ} \sim 90^{\circ}C$
4	屈曲/伸展	$-90^{\circ} \sim 90^{\circ}C$	$-90^{\circ} \sim 90^{\circ}C$

Table 2: コントローラおよびロボットマニピュレータの動きの許容範囲

20

【 0 0 6 7 】

ジョイントがエンドエフェクタに加える力を測定し、Table 3(表3)にまとめてある。屈曲/伸展用のジョイントにおける最大の把持力は約5.20Nであり、それは、処置中に滑りやすい粘弾性の組織を保持および把持するのに十分である。

30

【 0 0 6 8 】

【表 3】

ジョイントの名称	力(N)
開放/閉鎖	2.87
回外運動/回内運動	3.29
屈曲/伸展	5.20

Table 3: エンドエフェクタのジョイントによって加えられる力

40

【 0 0 6 9 】

図8は、エンドエフェクタがフック108およびグリッパ106であるときに、ロボットマニピュレータ100を構成する各部分を示し、図7は、図5および6の例示的なロボットマニピュレータ100に対応する自由度を示している。ロボットマニピュレータ100はそれぞれ、右側のアーム基部128および左側のアーム基部140を有する。アーム基部128、140におけるジョイントは、アーム104a、104bの並進運動を制御するための自由度を与え、内視鏡の長手方向の軸に実質的に平行なアーム104a、104bの前後の動きを可能にする。各ロボットマニピュレータ100のアーム基部128、140は人の肘に似ており、2つの直交し回転する開放用のジョイント138a、138bを有する。これらの開放用のジョイント138a、138bは、アーム104a、104bの開放および閉鎖に対する自由度を与え、アーム104a、104bの開放は、内視鏡406(図

50

示せず)の長手方向の軸からずれる動きであり、アーム104a、104bの閉鎖は、アーム104a、104bを内視鏡406(図示せず)の長手方向の軸と整列させる動きである。右側のアーム基部128および左側のアーム基部140は、キャップ保持リング126によって閉鎖した状態に保たれるキャップ142によって適所に保持される。2つの直交し回転する開放用のジョイント138a、138bはそれぞれ独立に、M1X3ねじ124によってアーム基部128、140の一方に固定される。さらに、ロボットマニピュレータ100のアーム104aに沿って、可撓性部材(図示せず)から離れたところに、回転基部136aをアーム104aの開放用のジョイント138aに取り付ける回転基部の保持リング122aがある。回転基部136aはグリップ基部134aに接続される。ここまで、アーム104a、104bはどちらも同様の構造を有しているが、アーム104a、104bの端部のエンドエフェクタ103は異なってもよい。示されるように、アーム104aではエンドエフェクタ103に、組織を掴むのに用いられるグリップ106が取り付けられている。他方のエンドエフェクタ103の遠位の先端には、それを用いて単極の焼灼および切断を実施することができるフック108が取り付けられている。

【0070】

図5および6の例示的なロボットマニピュレータ100は、一方のアーム104aがグリップ106で終わり、他方のアーム104bが焼灼フック108で終わっている。アーム104aのグリップ基部134aはグリップ106に結合され、グリップの保持ピン120によって適所に保持される。グリップの位置決めピン118は、歯の先端A 116および歯の先端B 114を、グリップ106の端部の可撓性部材102から最も離れた適所に保持する。歯114、116とグリップ106との間のジョイント、およびグリップ106とグリップ基部134aの間のジョイントはそれぞれ、歯114、116およびグリップ106の屈曲および過伸展に対する2つの自由度を与える。好ましい形のジョイントは、 $1 \times 3 \times 1$ のボールベアリング132を備える。回転基部136aは、グリップ106の回外運動/回内運動に対する自由度を与える。

【0071】

例示的なロボットマニピュレータ100の他方のアーム104bは、フック基部130および $1 \times 3 \times 1$ のボールベアリング132bによって焼灼フック108に結合される、アーム104bのグリップ基部134bを有する。ボールベアリング132は、焼灼フック108aの屈曲および過伸展の自由度を与える、グリップ基部134bにおけるジョイントを形成する。回転基部136bは、焼灼フック108の回外運動/回内運動に対する自由度を与える。

【0072】

したがって、好ましい形の2本のアームに対する9つの自由度は、

- i. 第1のアームの前後への並進運動
- ii. 第2のアームの前後への並進運動
- iii. 第1のアームの開放および閉鎖
- iv. 第2のアームの開放および閉鎖
- v. 第1のアームの回外運動および回内運動
- vi. 第2のアームの回外運動および回内運動
- vii. 第1のアームの屈曲および過伸展
- viii. 第2のアームの屈曲および過伸展
- ix. 第1のアームの顎部の屈曲および過伸展

である。

【0073】

図9は、ロボットマニピュレータ100の設計と手首から肘までの人の腕との類似点を示している。この類似点は、ロボットマニピュレータを簡易化し、患者に対する治療をより素早く実施するために意図的に設けられたものである。またこれによって、外科医は肩を平坦な面にのせることが可能になるため、処置を実施するための労力が小さくなる。

【0074】

図10では、ロボットマニピュレータ100の作業空間を理解することができる。作業空間は、 $-90^\circ \sim 90^\circ$ に簡易化されたジョイントの移動範囲を用いて形成されるが、ロボットマニピュレータ100はこの範囲を超えて動くことができる。

【 0 0 7 5 】

図11にアクチュエータ200の例示的な実施形態を示すが、アクチュエータ200は、モータ、センサ、およびロボットマニピュレータ100を作動させるのに必要な他のメカトロニクスデバイス(図示せず)を収容する。ロボットマニピュレータ100の一端は、可撓性部材102によってアクチュエータ200に取り付けられる。アクチュエータ200は、コントローラ300から受け取った信号に基づいて可撓性部材102に作用する。

【 0 0 7 6 】

アクチュエータ200は、電子機器のハウジングおよびモータのハウジング(図示せず)を囲むハウジングを備えている。電子機器のハウジングは、電源、アクチュエータ増幅器およびモーションコントローラのインタコネクタを収容する。モータのハウジングは、DCモータ、ならびにシースおよびテンドンを固定するのに用いられるシースの止め具を収容するために用いられる。アクチュエータのハウジングは、7つの動力化された自由度に対する7つのモータを備え、またシースを固定する前部プレート、アクチュエータを固定する側部プレート、およびテンドンを固定および制御する回転ドラムの3つの構成要素を備えている。ドラムは、モータシャフトに取り付けられる。プレートはすべて、アルミニウム異形材の構造の中にしっかりと拘束されるが、その構造によって、修理およびトラブルシューティングが必要である場合に簡単に解体することができるようになっている。アクチュエータは、手術室内の空間を節約するように隙間のない構成で詰め込まれる。

【 0 0 7 7 】

図12および13に、コントローラ300の例示的な実施形態を示す。コントローラ300は、2つの手持ち部材306a、306bを備えている。部材306はそれぞれ、ユーザがロボットマニピュレータ100を移動させるために用いるように構成される。手持ち部材306は、ロボットマニピュレータ100の自由度に対応する自由度を与えるジョイントを備えている。コントローラは、手持ち部材306の動きを検知し、検知された動きをロボットマニピュレータ100に合うように調整し、ロボットマニピュレータ100に接続された可撓性部材102(図示せず)を制御するためにアクチュエータ200に信号を送るように構成されたマイクロプロセッサ500を含む。手持ち部材306は、ロボットマニピュレータ100から信号を受け取り、手持ち部材306を使用するユーザ402にフィードバックを与えるために原動機(図示せず)を含む。手持ち部材306は、ユーザ402の指に取り付け可能なグリップ308を備えている。コントローラ300はさらに、ユーザの腕を受け入れるように構成されたアームレスト310を備えている。手持ち部材306は、様々なユーザに合わせるように調整可能な複数のリンク機構312を備えている。コントローラ300はハウジング302の中に保たれる。図14において理解することができるように、コントローラ300の設計によって、3つの回転するジョイントが1点で止められ、ボールソケット形ジョイントを生成する。グリップ308の位置および向きは、これらの3つのジョイントによって決まる。したがって、コントローラ300の運動学的解析は、ただ1つのボールソケット形ジョイントに対して実施される。

【 0 0 7 8 】

臨床医402は、指を手持ち部材306の指リンク機構308に入れ、手首および指を自由に動かすことができる。臨床医402は、ビジョンシステムを用いて、内視鏡の遠位の先端から突出するロボットマニピュレータを見ることができる。ロボットマニピュレータの動きは、臨床医402が手持ち部材306をどのように操作するか厳密に従うようになる。手持ち部材306は、臨床医の手首および指(指は親指を含むものと解釈される)の向きを感知するリニアエンコーダおよびロータリエンコーダの配列で取り囲まれる。この情報は、次の処理のためにマイクロプロセッサ500に送られる。マイクロプロセッサ500は、受け取ったデータを処理し、続いてテンドン-シースの動作102を制御するために、アクチュエータのハウジング200にコマンドを送る。力の予測モデリングに基づき、コントローラもアクチュエータと共に実装され、アクチュエータは外科医に2つの選択された自由度、すなわちジョイントの開放および閉鎖に関する力のフィードバックを与えることができる。デバイス306のジョイントの一部またはすべてを、臨床医の手の動きに抵抗力を加えるモータに接続することができる。この機械的機能によって、手術の間、臨床医が力のフィードバックを

受けることが可能になる。したがって、エンドエフェクタ103がGI管の壁に接触すると、臨床医はGI管の壁を「感じる」ことができる。手持ち部材306は9つの回転自由度を有し、角変位はすべてロータリエンコーダによって感知することができる。

【0079】

本発明によるシステムは、図15に示すようなマイクロプロセッサ500を含み、マイクロプロセッサ500は、コントローラ300の示度間のマッピングを行うコンピュータ(図示せず)、ならびに増幅器および電源などを動かし、それらを外部の要素から保護するための、システム用の関連する配線504すべてを含む電子機器のハウジング502を備えている。

【0080】

出願人のロボットシステムの様々な例示的な実施形態のシステム、デバイスおよび方法は、現在の可撓性のある内視鏡と連係する。外科処置が自然開口部を通して実施されるため、出願人のロボットシステムのシステム、デバイスおよび方法は、鍵穴手術より侵襲性が低い「穴のない手術」として特徴付けることができるものを実施することが可能である。

10

【0081】

ロボットシステムは、GI管以外の処置に用いることができる。またロボットシステムは、可撓性のあるスコープを用いて実施することが可能な任意の外科処置に用いることができる。それには、虫垂切除術(虫垂の除去)、胆嚢の除去、ファロピウス管の結紮などが含まれる。ロボットシステムは、外科医にさらなる手際のよさおよび操作性を提供することができる。

20

【0082】

(実施例)

(実施例1)

従来型の内視鏡を用いて、生きた動物でESDをそれぞれ繰り返した。主な結果の尺度は、(i)病変全体の粘膜下層切開剥離術を完了するのに必要な時間、(ii)切開の有効性、(iii)病変切除の完全性、および(iv)胃壁の穿孔の有無であった。

【0083】

粘膜下層切開剥離術の時間は、内視鏡的切開用の器具の起動から病変全体の切除の完了までの時間として定めた。切開の有効性の評価は、2つの関連する作業要素(組織の把持および切断)の有効性に関する0から2までの段階的に構築した等級(最低の等級「0」は把持/切断の失敗を意味し、最高の等級「2」は最も効果的な把持/切断を意味する)による採点を基にした。同様に、病変切除の完全性は、0から3までの等級(「0」は切除の失敗を意味し、「3」は対象の病変を単一の断片として完全に切除することを意味する)によって評価する。構築された等級付けのシステムの詳細をTable 4(表4)に示す。等級付けはオペレータによって行われ、その場で記録された。生きた動物では、胃壁の意図しない穿孔の存在を、Erlangenモデルにおける空気の漏出試験、および内視鏡下の目視検査によって調べた。

30

【0084】

【表 4】

切開の有効性	点数
組織の把持	
組織の把持に失敗	0
把持することはできるが組織牽引をかけることができない	1
把持すること、およびある程度の張力で組織を収縮させることができる	2
組織の切断	
標準的な出力設定(80W)で組織が全く切断されない	0
標準的な出力設定(80W)で3回超の試みで組織を切断	1
標準的な出力設定(80W)で3回未満の試みで組織を切断	2
切除の完全性	
切除失敗	0
病変を3片超に切除	1
病変を3片未満で切除	2
病変を1片で切除	3

10

Table 4 切開の有効性および切除の完全性を評価するために構築された等級付けシステム

【0085】

操作のために、ロボットシステム(マスタスレーブ式経管内視鏡ロボット; MASTER)は、
 高精細な表示装置およびリアルタイムのビデオ記録機能を有する標準的な内視鏡検査プラットフォーム(EVIS EXERA II Universal Platform、Olympus Medical Systems Corporation、日本)に接続された二重チャンネルの治療用内視鏡(GIF-2T160、Olympus Medical Systems Corporation、日本)を備えていた。取り付けられた電気外科用発電機が、単極切除(切断および凝血)に用いられる電力出力を調整および監視した。手術は、2つの関節式アームを用いて、人間工学的に設計された操縦可能な動作感知式のコントローラによって行なった(図5)。コントローラを、リニアエンコーダおよびロータリエンコーダの配列で取り囲んだ。操作するために、オペレータは単に手首および指を2つの関節式アームにはめ込み、エンドエフェクタを直接操作するのと同じようにアームを動かす。動きはセンサの配列によって検知され、テンドン-シース機構を介してマニピュレータおよびエンドエフェクタを駆動するための力の信号になる。これによって、オペレータが操作を遠隔で直感的に制御することが可能になる。コントローラとロボットマニピュレータはどちらも、9つの回転自由度を備えている。

20

30

【0086】

使用した参照用のシステムは、絶縁チップ(IT)ジアテルミーナイフ(Olympus Medical Systems Corporation、日本)および注射針など、通常の付属品を備えた標準的な従来型の治療用内視鏡(GIF-2T160、Olympus Medical Systems Corporation、日本)であった。

【0087】

5つのErlangenのブタの胃、および生後5~7ヶ月でそれぞれ約35kgの重さの5頭のブタを使用し、本発明のロボットシステム(MASTER)を連続的に用いて、ESDをまずErlangenモデルに、次いで生きたブタのそれぞれに実施した。比較のために、従来型の内視鏡を用いて同じ5頭の生きたブタにおけるESD処置を繰り返した。

40

【0088】

体内での通常の向きをシミュレートするために、新鮮なブタの胃を、特別に設計した切開プラットフォームに取り付けた。次いで、標準的な二重チャンネルの治療用内視鏡を、オーバーチューブを通して胃の中に入れ、胃を通常の生理食塩水で洗い流した。ITジアテルミーナイフを用いて、直径約20mmの人工的な胃の病変に、胃の噴門、幽門洞および本体の粘膜上での斑状の焼灼によって印を付けた。ESDの前に、こうした病変のそれぞれを、通常の生理食塩水40mlおよび0.04%インジゴカルミン2mlの混合物を粘膜下に注入することによって評価した。次いで、従来型の内視鏡を取り出し、本発明のロボットシステムを取

50

り付けた二重チャンネルの治療用内視鏡を胃の中に導入した。ロボットの把持部を用いて評価した病変を保持し、境界を定めた領域から周方向に1cm外れたところで単極電気焼灼フック(出力設定80W)を用いて周辺の粘膜の切開を行った。完了後、把持部を用いて粘膜のフラップを持ち上げた。単極電気焼灼フックをフラップの下で筋肉層に平行な方向に適用し、粘膜下の面を通して病変を切断したため、切断するラインが見える状態が保たれた。切開は完了まで横方向にのみ行い、病変全体をひとまとめに切除した。実験終了後、胃に空気を吹き込み、ESDの間に生じた意図しない穿孔による漏出を検出した。次いで病変切除の完全性を検査するために、胃を切断し開いた。

【0089】

生きた動物での検討のために、ブタは処置前、ちょうど18時間にわたって絶食させた。手術前の準備のために、動物に鎮静剤を与えた。麻酔前に20mg/kgのケタミンおよび0.05mg/kgのアトロピンの混合物を筋肉内に投与し、続いて5%の静脈注射用のイソフルランによって感覚消失を引き起こした。次いで、動物に気管内チューブで挿管した。続いて、1~2%イソフルランによる全身麻酔を行った。操作全体を通して、動物には2.0リットル/分の流速で酸素を投与すると同時に、心拍数およびSpO₂を20分ごとに監視した。

【0090】

Erlangenモデルと同様に、胃の病変にITナイフを用いて印を付け、通常の生理食塩水40mlおよびインジゴカルミン(40mg/5mL)1mlの混合物を粘膜下に注入することによって病変を評価した。Erlangenモデルに対する方法で記載したのと同様の方法でESDを実施し、病変全体をひとまとめに切除し、口を通して取り出した。必要な場合には、電気焼灼フック(出力設定60W)を用いて止血を行った。それぞれの動物について、従来型の内視鏡を用いて他の病変に対する実験を繰り返し、その場合、ITナイフを内視鏡の付属品用チャンネルを通して配置して切開を行った。手術後、穿孔の徴候について胃を視覚的に詳しく調べた。実施後、動物はIACUCによって承認された手順書に従って安楽死させた。

【0091】

データの取り込みおよび解析

実験の間、独立した評価担当者が、関連する作業すべての手順およびタイミングを記録した。収集したデータをExcelのスプレッドシートに入力し、簡単な記述統計を用いてデータを解析した。Erlangenモデルおよび生きた動物で病変全体の切開に要した平均時間を、別々に計算した。簡単な学生t検定を用いて、MASTERで要した平均の切開時間を従来型の内視鏡検査法で要した時間と比較した。

【0092】

結果

Erlangenのブタの胃のモデルに対する検討では、胃壁の穿孔を生じることなく、胃の噴門、幽門洞および本体にある全部で15の胃の病変を、単一の断片として首尾よく切除し、続いてMASTERを用いて粘膜下層切開剥離術を行った。切除した試験片の平均寸法は、37.4×26.5mmであった。平均の粘膜下層切開剥離術の時間は、23.9分(7~48分の範囲)であった。胃の異なる位置での病変の切開時間の間に有意差はなかった(P=0.449)。

【0093】

5頭の生きたブタに対する実験では、MASTERは、粘膜下層切開剥離術を完了するのに平均16.2分(3~29分の範囲)を要した(図17)。連続する一連の5頭の動物に対する切開時間は、実施した順に、それぞれ29、18、19、12、3分であった(図17)。これは、付属品用のチャンネルを通してITナイフを配置する従来型の内視鏡的システムで要する、18.6分(9~34分の範囲)という同様の平均切開時間に匹敵する(P=0.708)。連続して5頭の動物に従来の方法を用いて実施したESDでの切開時間は、それぞれ9、23、34、15、12分であった。実施したESDのどちらの系列でも、すべての病変が効率的にひとまとめに切除された。MASTERによって切除された試験片の平均寸法は、37.2×30.1mmであり、ITナイフを用いる従来の内視鏡検査によって切除された試験片での平均は、32.78×25.6mmであった。サンプル試験片を図18に示す。どちらの群の動物にも、過剰な出血または胃壁の穿孔は生じなかった。

【 0 0 9 4 】

MASTERを用いて行われた実験すべてにおいて、ロボットマニピュレータの制御が、人間工学的に設計された動作感知式のコントローラを操作するオペレータによって簡単に行われた。2本のアームの三角法が簡単に行われ、ロボットによる2つのエンドエフェクタの調整は正確であった。すべての病変のひとまとめの切除が、80Wの出力に設定されたロボットの単極電気焼灼フックでの切断によって簡単に実施され、全体を通して優れた切断の有効性(等級2)が得られた。すべてのケースにおいて、オペレータは、胃の粘膜下層を切断するのに3回未満の試みしか必要としなかった。ロボットの把持部の把持および収縮張力は適切に機能し(等級2)、オペレータは、処置を通してある程度の張力で組織を把持し収縮させることができた。手術の操作はすべて正確であり、エンドエフェクタの狙いは常に正確で、周囲の組織および血管系の損傷など不適切な事象は起こらなかった。

10

【 0 0 9 5 】

生きた動物において、技術的に難しい腔内処置であるESDの実施を容易にするために、MASTERによって内視鏡手術の基本的な技術的制約の一部をどのように緩和することができるかが初めて示される。MASTERは、外科用ツールのロボット制御、および元の内視鏡の方法論を中心に構築された人間工学的なヒューマン-マシンインターフェースによる作業を導入することによる、内視鏡検査プラットフォームの画期的なデコンストラクション(deconstruction)である。MASTERは、手術の作業をヒューマン-マシンインターフェースを介して他のオペレータによって独立に行うことができるように、器具の動きの制御を内視鏡の動きの制御から分離している。MASTERでは、内視鏡的に配置された器具を独立に制御することでき、したがって、エフェクタ器具を両手で調整し、組織の収縮/露出、牽引/反対牽引、接近および組織の切開などの動作を容易にすることが可能になる。ロボット技術は、内視鏡の遠位端に配置された内視鏡用の器具の移動性に対する自由度を増大させる。ロボットマニピュレータの操作用の端部の9つの自由度によって、MASTERは、オペレータが、空間内の任意の場所で、取り付けられたエフェクタ器具の位置決めおよび方向付けを行うことを可能にする。これによって、標準的な内視鏡検査プラットフォームでは不可能な外科用エンドエフェクタの三角法が可能になる。マスター-スレーブ式システムによって、作用点にかなりの力を加えることが可能になり、このESDの実施における粘膜下層切開剥離術のようにエンドエフェクタを効果的に操作し、組織を切開することができる。

20

【 0 0 9 6 】

MASTERは、かさばらず、標準的な二重チャンネルの内視鏡に適應できるように設計されているため、独立型の外科ロボットに勝る明らかな利点を有する。MASTERは、今しがた記載したESDの実施のように、内視鏡手術の実施に最低2人のオペレータしか必要としない。MASTERの精度および有効性により、場合によってはESD手術全体をきわめて短い時間で完了させることができる。この試験的な試みでは、MASTERとITナイフを用いた従来型の内視鏡で要する平均の粘膜下層切開剥離術の時間に有意差は見られなかったが、オペレータがその使用に慣れるほど、システムはより適切かつ迅速に機能することができると考えられる。内視鏡手術に対するMASTERの事前の評価は、オペレータが新しい設備の操作をまだ完全に習得していないという意味で制限される。この実施結果は、学習曲線の初期部分を反映しているにすぎない。この一連の生きた動物の検討では、最初の切開は29分を要したが、その後切開時間は低下し、最後、すなわち5番目の処置では3分であった。MASTERの操作は直感的であるため、初心者がスキルを習得するのは難しいことではない。したがって、内視鏡手術でのMASTERの使用を実現するのに、従来型の内視鏡検査システムほど長い学習曲線は必要ない。これがMASTERの最初の試験的な試みであるにもかかわらず、周囲の器官、組織または血管系の不適当な損傷は生じなかった。

30

40

【 0 0 9 7 】

MASTERは、ESDなどの複雑な腔内手術を効率的かつ安全に実施するための有望なプラットフォームである。システムの改良、触覚または力のフィードバックのための触覚技術の組み込み、および適應可能な補助デバイスの追加、ならびに有用で交換可能なエンドエフェクタの完全な装備などのさらなる開発によって、内部外科システムの機能が、腔内手術

50

と経管手術の両方を適切に支援するように大幅に改善および拡張されることが期待される。

【 0 0 9 8 】

(実施例2)

生きた動物に対する実験を行う前に、まず外植したブタの胃でMASTERを試験した。生体外の実験の主な目的は、把持および切断の性能についてシステムの能力を試験することであった。グリッパは、組織を操作すると共に把持するのに十分な力を提供しなければならない。一方、フックは、組織の所望の部位で切断を実施することが可能でなければならない。試験は、20年を超える臨床経験をもつ内視鏡検査医と、経験が5年未満のコントローラを制御する外科医との間のチームワークおよび連携を確立するものでもある。外植した組織を用いた15回の練習の結果は、実際の動物で実施する前にシステムの実行可能性を示すものであった。

【 0 0 9 9 】

NOTESを実施するシステムの実行可能性を試験するために、肝臓の楔状切除処置を選択した。生体内の試験は、熟練した内視鏡検査医および外科医の助けを借りて、National University Hospital in SingaporeのAdvance Surgical Training Centerで実施した。コントローラおよびロボットマニピュレータを首尾よく用いて、動物に対してNOTES処置による2回の生体内での肝臓の楔状切除を実施した。肝臓の楔状切除を実施するために、まずマニピュレータによって、切開を胃の内部から行って生きたブタの腹腔に進入する胃切開を実施した。ロボットが腹腔の内部に入ると、内視鏡検査医は内視鏡を、肝臓の楔状切除を実施する肝臓のそばに達するように制御する。次いで、電気焼灼フックが肝臓の断片を切除するように進む間、マニピュレータのグリッパが肝臓の縁部を保持した。この処置の間、グリッパは、焼灼切断に有効な張力を与えるように肝臓の縁部をしっかりと把持しなければならなかった。

【 0 1 0 0 】

肝臓切除プロセスは、2回の生体内での動物試験のそれぞれに約9分を要した。肝臓の楔状切除を実施した後、把持部は依然として切除した組織を保持し、フックは依然として自由な状態で肝臓の新たに切断された部分での止血を行い、出血を止めた。次いで、外科医がブタからロボットを取り出し、分析のために楔形の肝臓片を回収した。取り出された肝臓片の寸法をTable 5(表5)に示す。厳しい規制のために2回の試験を実施しただけであるが、システムの実施をさらに正当化するために、将来、さらに多くの動物試験が実施されるであろう。

【 0 1 0 1 】

【表 5】

	時間(分)	長さ(mm)	幅(mm)
ブタ 1	8.5	21	10
ブタ 2	8.2	14	8

Table 5: 肝臓の楔状切除に要した時間および大きさ

【 0 1 0 2 】

生体外および生体内の実験を実施した。MASTERシステムを用いて、2回の肝臓の楔状切除が首尾よく実施された。結果から、虫垂および胆嚢の除去など、NOTESの他の用途にシステムが提供される可能性が示された。

【 0 1 0 3 】

近い将来、術中にエンドエフェクタを交換することができるようになり、ロボットマニピュレータの大きさがさらに低減されるであろう。力のフィードバックが評価され、残りの自由度に適用されるようになるであろう。次の課題は、MASTERシステムを用いて、2対の把持部のマニピュレータを用いて縫合を実施すること、および胆嚢摘出および脾臓摘出のようなより複雑なNOTES処置を実施することであろう。

【 0 1 0 4 】

(実施例3)

MASTERをNOTESにうまく適用させるために、ESDを行った。ロボットマニピュレータを用いて、ロボットシステムの実行可能性を検証するために徹底的な実験を行った。熟練した内視鏡検査医の助けと共に、15回の生体外ESD、5回の生体内ESDおよび2回の生体内NOTESが、ブタに対して首尾よく実施された。試験の前に、外科医と一緒に生体外のブタの胃を用いた練習セッションを行い、ESDおよびNOTESに必要なステップを確立した。それによって内視鏡検査医は、内視鏡およびロボットの能力および限界を理解することもできた。

【 0 1 0 5 】

動物に対してプロトタイプを使用するだけであるため、ロボットは暫定的に石鹼、水およびブラシを用いて入念に清浄化しただけで、引き続き次の試験に再利用する。将来的には、人の患者に有効な殺菌が行われることを保証するために、ロボットマニピュレータをただ1回使用した後に処分するように設計することが可能である。

【 0 1 0 6 】

MASTERを用いたESD

ロボットのESDに対する最終的な各ステップは、以下のように行われる。示される図16は、あるESDの間に内視鏡から記録された実際の視界である。

【 0 1 0 7 】

最初に、内視鏡検査医は、従来型の内視鏡を用いてESDが行われるべき病変を見つけなければならない。外科医は病変の位置を特定すると、凝血モードに設定された従来型のニードルナイフを用いて、肉のまわりの印付けを続ける。これは、内視鏡検査医にも外科医にも処置が行われる場所がよく分かるようにし、過剰または過少に切断しないことを保証するためである。

【 0 1 0 8 】

次に、内視鏡検査医は注入器を用いて病変に生理食塩水を注入し、筋肉と粘膜層を分離する。この処置は、ツールが筋肉層に過剰に切り込まず、患者に過度の損傷および出血を引き起こさないことを保証するためのものである。また後続の処置の間、視野をよりはっきりさせるために、生理食塩水はメチレンブルーで着色される。

【 0 1 0 9 】

注入後、従来型の内視鏡を取り出し、ロボットマニピュレータと交代させる。次いで、内視鏡検査医と外科医の両者が、病変に対して周辺の切断の実施を試みる。この切断は、ロボットシステムを用いて、病変のまわりの周縁すべてを切断するように実施される。これによって病変の領域が周囲から離れ、したがって、ロボットによる操作がより簡単になる。周辺の切断によって、切断がその領域内に限定され、他の健康な部位に過剰に切り込まないことも保証される。

【 0 1 1 0 】

この処置のために、内視鏡検査医および外科医は、フックが電気焼灼を用いて病変に入り込む前に、フックを病変の少し上に位置決めすることを試みる。フックが貫通すると、次いで、内視鏡検査医が内視鏡およびフックを移動させ、病変の周囲に沿って焼灼する。周辺の切断を容易にする必要がある場合には、外科医はこの間にフックの向きを変えなければならない。

【 0 1 1 1 】

周辺の切断の後、内視鏡検査医および外科医は、周縁全体にわたって周辺の切断が完了することを保証するように、病変のまわりを進まなければならない。依然として病変に付着している部位が存在する場合には、外科医はフックを用いて切断の完了を試みる。病変上の残りの隆起によって後続のステップがより困難になる可能性があるため、このステップは重要である。

【 0 1 1 2 】

周辺の切断が完了した後、内視鏡検査医は実際の病変の除去を続ける。次いで、ロボットマニピュレータが病変の頂部左手のコーナまで進み、グリッパがそのコーナを把持する

10

20

30

40

50

。これによって粘膜層の下的肉が露出し、フックは病変の焼灼除去を続けることができる。必要な場合には、内視鏡検査医は、ロボットマニピュレータが作業を継続するように他の位置に再配置することができる。外科医は、病変全体が切断されて胃から離れるまで焼灼を継続する。出血がある場合、フックは血管を塞ぐための凝血装置として働くことができる。

【 0 1 1 3 】

処置後の部位の様子を前述の図に見ることができる。胃の穿孔は観察されず、印を付けた病変はきれいに除去されている。ESD処置は、ロボットシステムを用いて首尾よく実施された。

【 0 1 1 4 】

以下のTable 6(表6)およびTable 7(表7)は、システムによって実施された15回の生体外の動物試験および5回の生体内の動物試験の結果の概要を示している。

【 0 1 1 5 】

【表 6】

実験番号	切開時間(分)	組織の大きさ(mm)	
		長さ	幅
病変 1A	10	50	40
病変 1B	41	40	30
病変 1C	48	32	28
病変 2A	48	27	20
病変 2B	22	23	18
病変 2C	15	46	25
病変 3A	8	25	21
病変 3B	26	40	27
病変 3C	41	45	28
病変 4A	7	50	26
病変 4B	24	37	33
病変 4C	9	30	26
病変 5A	22	48	26
病変 5B	25	39	26
病変 5C	12	29	24

Table 6: 15 回の生体外の ESD 動物試験の結果

【 0 1 1 6 】

【表 7】

	切開時間(分)	長さ(mm)	幅
ブタ 1(従来)	14	29.1	22.2
ブタ 1(ロボット)	40	38.6	25.2
ブタ 2(従来)	26	50.2	33.0
ブタ 2(ロボット)	29	33	30
ブタ 3(従来)	34	34.7	32.9
ブタ 3(ロボット)	19	42.8	25.7
ブタ 4(従来)	15	21.8	17.2
ブタ 4(ロボット)	12	33.0	29.8
ブタ 5(従来)	12	28.4	22.9
ブタ 5(ロボット)	3	28.8	22.9

Table 7 5 回の生体内の ESD 動物試験の結果

【0117】

示した結果から、マニピュレータでは、最初はESDを実施するのに従来の方法に比べてずっと多くの時間を要することが認められた。しかしながら、数多く実施した後は、処置の工夫、および内視鏡検査医と外科医の間のコミュニケーションの改善によって、処置に要する時間は、従来のESDによる12分に比べて3分にまで短縮された。病変の平均の大きさは、約35.24mm×26.72mmである。また処置には厄介な問題、すなわち穿孔も見られず、取り出されたサンプルの病変は1つの断片である。この検討は生きたブタに対して実施されたが、その結果は、方法が実行可能であり、ESDの実施の改善が可能であることを示している。

【0118】

10

MASTERを用いたNOTES

ロボットシステムを用いて、生きたブタに対して肝臓の楔状切除を実施した。システムが生きたブタの胃の中に進入した後、内視鏡検査医はロボットを用いて胃切開を実施する前に、胃の位置および向きを決めることを試みる。胃切開には、ロボットが胃壁を貫通する穴をあけ、ブタの腹腔に進入することが必要である。

【0119】

システムが腹腔の内部に入ると、マニピュレータは肝臓と対面し、肝臓の楔状切除を続ける。内視鏡検査医は、切断が行われるべき部位を決定する。切断される組織の頂端部に張力が存在することを保証するために、焼灼は肝臓の縁部ではなく縁部の近くで始まるべきである。この処置の間、グリッパは、焼灼切断に有効な張力を与えるように肝臓の縁部を把持しなければならない。次いで、外科医および内視鏡検査医は、頂部および底部の縁部だけが残るまで肝臓の焼灼を試みる。

20

【0120】

確実に中間での切断が完了した後、次いで2つの縁部が切断される。外科医は、肝臓の切除を完了するのに頂縁部または底縁部の切断を選択することができる。最初の試験では、内視鏡検査医および外科医は、まず頂縁部を除去した後に底縁部を切り離すことを選択する。

【0121】

次いで、グリッパが依然として切断された楔形の肝臓片を保持した状態で、フックが肝臓表面の凝血を続け、出血を止める。次いで外科医は、ブタからロボットを取り出し、分析のために楔形の肝臓片を回収する。次いで、止血クリップなどの従来の方法を用いて、胃壁上の穿孔が生じた切り口を修復することができる。

30

【0122】

Table 8(表8)は、NOTESに対する2回の試験の結果を示している。胃の切開、楔形の肝臓片の切断除去、および止血に要した時間は、約8～9分であった。

【0123】

【表8】

	時間(分)	長さ(mm)	幅(mm)
ブタ 4(ロボット)	8.5	21	10
ブタ 5(ロボット)	8.2	14	8

40

Table 8 肝臓の楔状切除に要した時間および大きさの結果

【0124】

(実施例4)

テンドンおよびシースの張力の検討

スレーブマニピュレータの動きは外科医によって完全に制御され、したがって、スレーブマニピュレータの動きに自律性はない。したがって、作業を実施する際に最善の決定を行うためには、外科医が正確かつ必要な情報を得ることが肝要である。2次元画像からは深さの認識が制限されるため、外科医は、スレーブマニピュレータが誤った場所を過度に押しているかを知ることができない。

50

【 0 1 2 5 】

深さの認識の欠落を補うために、力のフィードバックを用いて処置に関する有用な情報を外科医に返すことができると考えられる。しかしながら、大きさの制約のため、スレーブマニピュレータ用のエンドエフェクタに小型化および複雑化されたセンサを取り付けることも実際的ではない。さらにセンサは、外科的インターベンションの前に消毒しなければならない。したがって、スレーブマニピュレータにセンサを取り付ける必要がないテンドン-シース機構の力の予測方法が提案される。方法は、動作の様々な段階を通じて遠位の力および伸びを予測するために、テンドン-シースの動作の特徴の理論モデリングを利用する。力の予測方法は、アクチュエータのハウジングに配置された1組の外部センサを必要とする。センサの出力示度を用いて、エンドエフェクタが受ける力を予測することができる。外科医に力の感覚を与えるために、力の予測の結果はマスタコンソールのアクチュエータに対する入力として用いられる。したがって、この力の予測方法を用いることによって、外科医は、スレーブマニピュレータが周囲に加えている力を感じることができる。これにより、外科医が患者の身体に不要な傷を与えないことが保証され、またロボットシステムが、テンドンへの過剰な張力によって故障しないことが保証される。この適所における力のフィードバックシステムによって、外科医がNOTES処置をより迅速かつ安全に、より一貫した形で実施することが可能になることが期待される。

10

【 0 1 2 6 】

以下の記述では、図20に見られるように、シースは一定の曲率半径で曲げられると仮定する。我々のモデルでは、 μ はシースとテンドンの間の摩擦係数、 N はこの単位長さにおいてシースがテンドンに加える垂直力、 T はテンドンの張力、 C はシースが受ける圧縮力、 T_{in} はシースの一端における張力、 R はテンドンの曲げ半径、 x はシースのハウジングの端部から現在の位置までの長手方向の座標、 F はこの単位長さにおけるテンドンとシースの間の摩擦である。我々のモデルを簡易化するために、 μ はテンドンがシース内を動くときの動摩擦であると仮定することができ、それは一定である。

20

【 0 1 2 7 】

角度 $d\alpha$ に対応する小さい区間 dx について、テンドンに対する力の釣り合いの式を用いると、

$Td\alpha = -N$ 、 $d\alpha = dx/R$ 、 $F = \mu N$ および $dT = F$ であり、したがって、下式が得られる。

30

【 0 1 2 8 】

【 数 2 】

$$\frac{dT}{dx} = \frac{\mu}{R} T$$

$$T(x) = T_{in} e^{\frac{\mu}{R} x} \quad (1)$$

【 0 1 2 9 】

次に、力の釣り合いの式をシースに適用する。シースおよびテendonは互いに反発するため、テendonに対する力 N および F は、シースの力 N および F と等しいが反対である。テendonの厚さはシースの内径に近く、テendon-シースのセグメントはきわめて小さいため、テendonとシースの角度はどちらも同じであると仮定する。したがって、下式が得られる。

40

$$C = -T, \quad dC = -dT \quad (2)$$

【 0 1 3 0 】

シースの近位端で測定される圧縮力は、同じ端部でテendonから測定される張力と同じである。この結果は実験によって簡単に確かめられる。

【 0 1 3 1 】

図21に示すように、示される理論は今のところ、その長さ全体を通して一定の曲率を有

50

するシースおよびテンドンにのみあてはまる。一般的には、シースは自由に動くことができ、曲率は全長を通して異なる。これは、それぞれが異なる曲率半径 $R_1 \sim R_n$ 、およびハウジングからの変位 $x_1 \sim x_n$ を有する n 個の区画を有するシースとしてモデル化される。この場合、式(1)は下式のようになる。

【 0 1 3 2 】

【 数 3 】

$$T(x) = T_{in} \left(e^{\frac{\mu}{R_1} x_1 - \frac{\mu}{R_2} (x_2 - x_1) - \frac{\mu}{R_{n-1}} (x_{n-1} - x_{n-2}) - \frac{\mu}{R_n} (x - x_{n-1})} \right) \quad (x_{n-1} < x < x_n) \quad (3)$$

【 0 1 3 3 】

10

シースの端部における張力を予測するために、式(3)を以下のように簡易化することが可能であり、

【 0 1 3 4 】

【 数 4 】

$$T_{out} = T_{in} e^{-K} \quad (4)$$

【 0 1 3 5 】

式中、

【 0 1 3 6 】

20

【 数 5 】

$$K = \mu \left(\frac{x_1}{R_1} + \frac{x_2 - x_1}{R_2} + \dots + \frac{x_n - x_{n-1}}{R_n} \right)$$

【 0 1 3 7 】

はテンドンとシースの間で有効な摩擦を表す。シースがその形を変えない場合には、 K が一定であることに留意することが重要である。 x_i および R_i を決定することはできないが、この式を後で記載するように用いる方法がある。

【 0 1 3 8 】

他の関連するパラメータは、ある一定の力の下でのテンドンおよびシースシステムの伸びである。その検討をまず一定の曲げ半径を有するシースに適用し、それを一般的なシースに適用する。 e をテンドンの伸びとして、 E をテンドンおよびシースの結合剛性として用いると、

30

【 0 1 3 9 】

【 数 6 】

$$e(x) = \frac{T(x)}{E} \quad (5)$$

【 0 1 4 0 】

であり、ただし、テンドンの張力は x と共に変化する。全体の伸びを得るためには、式(5)をテンドン-シースシステムの長さ全体にわたって積分しなければならず、したがって、下式が得られる。

40

【 0 1 4 1 】

【 数 7 】

$$e_{total} = \frac{1}{E} \int_0^x T_{in} e^{-\frac{\mu}{R} x} dx \quad (6)$$

【 0 1 4 2 】

これは実際には、張力分布 T のグラフの下の面積を定数 E で割ったものである。解析解は、以下のようになる。

50

【 0 1 4 3 】

【 数 8 】

$$e_{total} = \frac{T_{in} R}{E\mu} \left(1 - e^{-\frac{\mu}{R} x} \right) \quad (7)$$

【 0 1 4 4 】

他の表現は、以下ようになる。

【 0 1 4 5 】

【 数 9 】

10

$$e_{total} = \frac{R}{E\mu} (T_{in} - T_{out}) \quad (8)$$

【 0 1 4 6 】

T_{out} は、エンドエフェクタにおいてテンドンが受ける張力である。この結果は、2つの主な理由のために従来技術の結果とわずかに異なる。第1に、予張力は不要である。第2に、力がシース内に均一に分配されるという仮定は行っていない。システムを使用するとき、システムはゼロまたは低い予張力で始まる。この場合、従来のように自由度ごとに1つのアクチュエータを用いるのではなく、1つの自由度を制御するために2つのアクチュエータを用いる。これによって、任意の所与の時間に1つのテンドンだけが張力を受けるようになるため、問題のモデリングも簡易化される。

20

【 0 1 4 7 】

前述の導出は、テンドンとシースの両方が一定の曲率半径を有するときに用いられる。シースが、それぞれが異なる曲率半径 $R_1 \sim R_n$ 、および変位 $x_1 \sim x_n$ を有する n 個の区間を有するものとしてモデル化される場合には、

【 0 1 4 8 】

【 数 1 0 】

$$e_{o1} = \frac{R_1}{E\mu} (T_{in} - T_{o1}) \quad 30$$

$$e_{total} = \frac{T_{in} R}{E\mu} \left(1 - e^{-\frac{\mu}{R} x} \right) \quad (x=x_1) \quad (9)$$

であり、式中、 e_{o1} は $x=x_1$ における伸び、 T_{o1} は $x=x_1$ における張力である。同様に、

【 0 1 4 9 】

【 数 1 1 】

40

$$e_{total} = \frac{T_{in}}{E\mu} \left[R_1 \left(1 - e^{-\frac{\mu}{R_1} x_1} \right) + R_2 e^{-\frac{\mu}{R_1} x_1} \left(1 - e^{-\frac{\mu}{R_2} (x_2 - x_1)} \right) \right] \quad (x=x_2)$$

...

$$e_{total} = \frac{T_{in}}{E\mu} \left[R_1 \left(1 - e^{-\frac{\mu}{R_1} x_1} \right) + \sum_{i=2}^n R_i e^{-\mu \sum_{j=1}^i \frac{x_{j-1} - x_{j-2}}{R_{j-1}}} \left(1 - e^{-\frac{\mu}{R_i} (x_i - x_{i-1})} \right) \right] \quad (x=x_n) \quad (10)$$

【 0 1 5 0 】

50

$$e_{total} = M_e T_{in} \quad (11)$$

であり、式中、

【 0 1 5 1 】

【 数 1 2 】

$$M_e = \frac{1}{E\mu} \left[R_1 \left(1 - e^{-\frac{\mu}{R_1} x_1} \right) + \sum_{i=2}^n R_i^{-\mu \sum_{j=1}^i \frac{x_{j-1} - x_{j-2}}{R_{j-1}}} \left(1 - e^{-\mu \frac{x_i - x_{i-1}}{R_i}} \right) \right]$$

【 0 1 5 2 】

であり、 M_e はテンドン-シースシステムの有効な伸びの定数を表す。テンドンおよびシースの形が変わらなければ、 M_e は一定である。

10

【 0 1 5 3 】

Kおよび M_e と T_{in} の関係が、図22に表現されている。実線の曲線は、 T_{in} における一般的なシースでの実際の張力分布を表す。点線は、変位xが増加するとき、式(4)から得られる近似解を表す。 M_e の値は直線的な曲線の下に面積に比例し、シースの変形の指標である。実験の設定の項で、Kおよび M_e を求めるための手法について詳しく論じる。制御には、2つの端部における力の値だけが必要であることに留意すべきである。

【 0 1 5 4 】

元の曲率をKによって特徴付けられるものに近似すると、 $T_{in} e^{-K}$ の下に面積に1/Eを掛け たものを評価することによって、 M_e とKの関係を得ることができる。

20

【 0 1 5 5 】

【 数 1 3 】

$$M_e T_{in} = \frac{T_{in} L}{EK} (1 - e^{-K}) \quad (12)$$

$$e^{-K} = -\frac{M_e E}{L} K + 1 \quad (13)$$

【 0 1 5 6 】

M_e およびKは互いに依存し、 M_e の値はKを近似するのに十分であり、逆もまた同様であることが理解される。Eはテンドンのヤング率、すなわち剛性であり、したがって形にかかわらず同じである。式(13)には簡単に得られる解はなく、Newton-Raphson法または黄金分割法などの数値的方法を用いなければならない。

30

【 0 1 5 7 】

しかしながら、この結果は、システムが引っ張り段階を経るときのみ適切である。引っ張られた後にテンドンが解放される場合、システムは直ちに解放段階に入るわけではない。システムは引っ張りから解放への移行段階を経る。図23は、ハウジングの力が徐々に低減されるときシース内の張力分布を示している。 T_{in} の減少の最初の影響はシース内の張力の減少であり、一方、エンドエフェクタにおける張力は影響を受けない。X'をシース内で最も張力が高い近位端からの距離とする。 T_{in} が減少するにつれて、X'は近位端から移動してエンドエフェクタに近づく。X'がシースの端部に達したときだけ、 T_{out} が減少し始める。これが、テンドン-シースシステムのいわゆる「バックラッシュ」である。

40

【 0 1 5 8 】

図23に示すように、移行段階の間、 T_{in} が減少して T_{in5} になるまで、 T_{out} は一定のままである。したがって、

【 0 1 5 9 】

【 数 1 4 】

$$T_{out} = T_{in0} e^{-K} \quad (14)$$

50

【 0 1 6 0 】

であり、式中、 T_{ino} は、解放を始める前にハウジングで記録される張力の最大値である。

【 0 1 6 1 】

張力とは異なり、伸びは移行段階の間に变化する。張力分布曲線の下面積はテンドンおよびシースの伸びに比例し、関連する变化を受ける。この面積の変化は、図23の塗られたグラフの下で観察される。

【 0 1 6 2 】

移行段階中のテンドンの伸びは、2つのステップで得られる。まず、変位 X' を算出する。第2のステップは、曲線の塗られた領域AおよびBの下での伸びを評価することである。このステップを実施するために、 K によって近似された曲率を利用する。

10

【 0 1 6 3 】

シース全体の長さとして L を用いると、下式のようにになる。

【 0 1 6 4 】

【 数 1 5 】

$$T_{in}e^{\frac{K}{L}X'} = T_{ino}e^{-\frac{K}{L}X'} \quad (15)$$

$$X' = \frac{L}{2K} \ln \frac{T_{ino}}{T_{in}} \quad (16)$$

20

【 0 1 6 5 】

$X'=L$ であるとき、 $T_{in}=T_{ino}e^{-2K}$ は、 T_{out} が減少する前にハウジング側の張力が解放しなければならない力である。システムが依然としてバックラッシュ領域内で動作しているかどうかを推測するために、この値をオンラインで計算し、用いることができる。

【 0 1 6 6 】

次に、図23の領域Aから得られる伸びを計算する方法を示す。 $x=0$ から $x=X'$ までの張力分布の下領域であるAを用いると、以下のようにになる。

【 0 1 6 7 】

【 数 1 6 】

$$Area A = \int_0^{X'} e^{-\frac{K}{L}x} dx$$

30

$$Area A = \frac{L}{K} \left(1 - e^{-\frac{K}{L}X'} \right) \quad (17)$$

【 0 1 6 8 】

式(6)の導出と同様に、領域Aの下での伸びは、曲線の面積にAにおける最大の張力を掛け、 E で割ることによって与えられる。この場合、Aにおける最大の張力は、

【 0 1 6 9 】

40

【 数 1 7 】

$$T_{in}e^{\frac{K}{L}X'}$$

【 0 1 7 0 】

である。結果として得られる式は、以下のようにになる。

【 0 1 7 1 】

【数 1 8】

$$e_A \approx \frac{T_{in} L e^{\frac{K}{L} X'}}{EK} \left(1 - e^{-\frac{K}{L} X'} \right) \quad (18)$$

【0 1 7 2】

領域Bによって与えられる伸びは、 $x=X'$ から $x=L$ までの曲線の下での面積に比例する。

【0 1 7 3】

【数 1 9】

10

$$Area B = \frac{L}{K} \left(1 - e^{-\frac{K}{L} (L-X')} \right)$$

$$e_B \approx \frac{T_{in} L e^{\frac{K}{L} X'}}{EK} \left(1 - e^{-K \left(1 - \frac{X'}{L} \right)} \right) \quad (19)$$

【0 1 7 4】

2つの領域について組み合わせた伸びは、以下ようになる。

20

【0 1 7 5】

【数 2 0】

$$e_{total} \approx \frac{T_{in} L}{EK} \left(2e^{\frac{K}{L} X'} - 1 - e^{\left(-K + \frac{2KX'}{L} \right)} \right) \quad (20)$$

【0 1 7 6】

前述の式に、

【0 1 7 7】

30

【数 2 1】

$$X' = \frac{L}{2K} \ln \frac{T_{in0}}{T_{in}}$$

【0 1 7 8】

を代入することによって、下式が得られる。

【0 1 7 9】

【数 2 2】

40

$$e_{total} \approx \left(2\sqrt{T_{in0} T_{in}} - T_{in} - T_{in0} e^{-K} \right) \quad (21)$$

【0 1 8 0】

解放段階

移行段階後に T_{in} が低下し続ける場合、テンドン-シースは解放段階に入る。 T_{in} が低下すると、 T_{out} も同様に低下し始める。エンドエフェクタの力および伸びを得るための方法は、「引っ張る」側がハウジングではなくエンドエフェクタにあるように変更することによるものである。したがって、下式のようなになる。

【0 1 8 1】

【数 2 3】

$$T_{out} = T_{in0} e^K \quad (22)$$

$$e_{out} = M_e T_{in} e^K \quad (23)$$

【0 1 8 2】

解放から引っ張りへの段階

引っ張りから解放への移行と同様に、エンドエフェクタにおける張力は全段階を通して変わらない。

10

【0 1 8 3】

【数 2 4】

$$T_{out} = T_{in0} e^{-K} \quad (24)$$

【0 1 8 4】

式中、 T_{in0} は、張力がきつくなり始める前にハウジングで記録される張力の最低点である。テンドンおよびシースの変形を求めるためのステップは、引っ張りから解放への移行段階と同じである。伸びに対する最終的な式は、以下のように示される。

【0 1 8 5】

【数 2 5】

20

$$e_{total} \approx \frac{L}{EK} (T_{in} - 2\sqrt{T_{in} T_{in0}} + T_{in0} e^K) \quad (25)$$

【0 1 8 6】

求められたこの式によって、図24に示すように、システムを使用するときの異なる段階すべてについて、エンドエフェクタにおける力、ならびにテンドンおよびシースの伸びが求められる。

【0 1 8 7】

実験の設定

ハウジング、すなわち近位端では、30/1S、比134:1のギヤヘッドを備えた2つのFaulhaber 2642W024CR DCサーボモータが配置される。1つのDOFを制御するために用いられる2つのテンドンが、それぞれ2つのアクチュエータに固定される。これらのアクチュエータは、位置を制御するように設定され、そのそれぞれがアクチュエータに取り付けられたロータリ光学エンコーダHEDS-5540 A14を用いて角回転を測定する。ギヤヘッドを備えたエンコーダの組み合わせた解像度は、1回転あたり67000ラインである。エンドエフェクタ側、すなわち遠位端では、トルク制御の下で別のアクチュエータが用いられる。その主な目的は、エンドエフェクタが環境に対して加える可能性がある負荷をシミュレートすることである。それは、システムによって行われる移動の量を測定するために、アクチュエータに取り付けられた同じロータリエンコーダも有する。中間では、2つのテンドンおよびシースをオーバーチューブと共に用いて座屈を防止する。システムの両端における力は、インターフェースからドーナツ形のロードセルLW-1020を用いて測定される。ロードセルは、テンドンからの張力ではなく、シースが受ける圧縮を測定するが、式(2)に示すように、結果は同じ端部で張力を測定することと同様である。テンドンの弾性係数は、供給業者から、または簡単な剛性試験で測定することによってあらかじめ知っておかなければならない。使用するテンドンは、長さ約2mのAsahiの0.27mm 7×7のテフロン（登録商標）で被覆したワイヤロープであり、シースは、外径0.8mm、内径0.36mmおよび長さ2mのAcetoneの平らなワイヤコイルである。シースおよびテンドンに対する曲げ半径は、約30cmである。

30

40

【0 1 8 8】

単一のDOFに2つのアクチュエータを用いる理論的根拠は、所与の時間に1つのテンドンだけが張力を与え、相対するテンドンを解放されたままにするのを保証することである。

50

これにより、テンドンが他方の緊張した相対するテンドンに作用する必要がなくなるため、テンドンから実施可能な最大の力がもたらされるようになる。

【0189】

予測に必要なステップ

エンドエフェクタが作動するように設計された部位に達した後、テンドンおよびシースの全体の形が固定される。次いで、実験の手順は以下のように進む。まず、シースのこの特定の形に対する K および M_e の値を決める必要がある。それを行うには、初期化が必要である。自由度の一端にあるアクチュエータが、ロボットマニピュレータがその動きの限界に達するまでテンドンの一端を引く。これは、図25に示すように、ジョイントの一方の側でテンドンをさらに引っ張っても回転角の変化が生じない点である。自由度の他端にあるアクチュエータに関しては、初期化手順との干渉を防止するために、引っ張り力を最小限に抑えなければならない。これが可能であるのは、力が別のアクチュエータによって制御され、その側のロードセルを読み取り、それに応じてテンドンを引っ張るかまたは解放するかを決めることができるためである。

10

【0190】

遠位端のジョイントがその動きの限界に達したときでも、引っ張り側のアクチュエータは、依然として近位端でテンドンを引き続けることができる。引っ張られる長さは、シース内のテンドンの変形から直接得ることしかできない。式(11)を用いると、

【0191】

【数26】

20

$$M_e = \frac{e_{out}}{T_{in}},$$

【0192】

であり、 e_{out} はエンコーダの示度から得られ、 T_{in} は近位端における引っ張り側のロードセルから得られる力である。次いで、初期化のプロセスから M_e の値を求めることができる。式(13)を用いると、Newton-Raphsonなどの数値的方法を用いて K の値を求めることができる。遠位端における伸びも力も簡単な T_{in} の関数であるため、これらの2つの値を用いて、遠位端における伸びおよび力を簡単に近似することができる。

【0193】

30

これをDOFの反対方向にも同様に繰り返し、 M_e および K の特定の値を得る。初期化の間、ユーザは確実に、ロボットマニピュレータが環境の物体または壁に接触しないようにしなければならない。初期化後、ユーザは所望されるようにMASTERの使用を開始することが可能になり、得られた K および M_e の値を用いて、エンドエフェクタにおける力および伸びを計算することができる。

【0194】

定数 K および M_e の使用に関して仮定が設けられる。システムが部位に達した後、ユーザはもはやシステムをあちこちに動かすことはなく、シースの形は固定されると仮定することができる。その場合のみ、多くの誤差を生じることなく定数 K および M_e を用いることができる。ユーザは常に、システムの位置を任意の時間に変更することができるが、ロボットシステムは、変更する度に迅速な初期化を必要とする。

40

【0195】

次いで、遠位端におけるアクチュエータのトルク制御によって、または遠位端が固い物体またはバネを押すのを可能にすることによって、システムの試験を行う。ロボットマニピュレータが固い変形しない物体を押すときの結果を以下に示す。

【0196】

まず第1に、 K および M_e を得るために設定を初期化する。次いで、図26に見られるように3つのプロファイルを用いて実験を実施する。第1のプロファイルでは、アクチュエータは、約20Nのハウジングに対する限界の力に達するまでテンドンを引っ張る。第2の段階では、テンドンをハウジングで約5Nまで解放し、第3の段階では、テンドンを引っ張って再び2

50

ONまで戻す。この最後の2つの段階は、引っ張りから解放への段階、解放段階、解放から引っ張りへの段階および引っ張り段階の試験を行い、実際の示度を用いて近似を確認するものである。図中、左側の曲線はハウジングのロードセルからの示度であり、右側の点線の曲線は、エンドエフェクタのロードセルからの示度である。

【0197】

エンドエフェクタの力と予測された力との比較を図27に示す。結果は、3段階に分割されている。左側のグラフは、実際のエンドエフェクタの力と予測されたエンドエフェクタの力のプロットであり、右側のグラフは、実際の伸びと予測された伸びのプロットである。実線の連続するラインは実際の検知された値であり、点線は予測された値である。この実験では、最大のフルスケール誤差が約7%であり、伸びでは約3%である。力の示度で誤差

10

【0198】

この方法は、伸びとエンドエフェクタの力の両方を検知することができるが、初期化後にシースの形がほとんどまたは全く変化しない場合にしか適用することができない。シースの形の変化が大きいほど予測は悪くなる。シースの形の大きい変化が推測される場合には、システムを再び初期化して M_0 および K の更新された値を得ることが推奨される。シースに対する作動力が一定の変位を起こす場合には、この方法を使用すべきではない。しかしながら、用途があまり重要ではなく高い精度を必要としない場合には、使用中にシースの形の小さい変化を許容することができる。

20

【0199】

エンドエフェクタで予測される力は既に、ジョイントが受けた力を組み合わせたものである。したがって、それ以上計算または変換する必要なしに、コントローラに対して直接調整することができる。

【0200】

これまでの説明では、本発明の好ましい実施形態について記述してきたが、関連技術に精通した者には、本発明から逸脱することなく、設計、構成および/または動作の細部に多くの変更を加えることが可能であることが理解されるであろう。

【符号の説明】

【0201】

- 100 ロボットマニピュレータ
- 102 可撓性部材
- 103 エンドエフェクタ
- 104a、104b アーム
- 105 アタッチメント
- 106 グリッパ
- 108 フック
- 110 テンドン
- 111 オーバーチューブ
- 112 シース
- 200 アクチュエータ
- 300 コントローラ
- 306a、306b 手持ち部材
- 308 グリッパ、指リンク機構
- 310 アームレスト
- 312 リンク機構
- 400 補助者
- 402 内視鏡検査医、臨床医、ユーザ
- 406 内視鏡検査システム
- 500 マイクロプロセッサ

30

40

50

504 配線

【図 5】

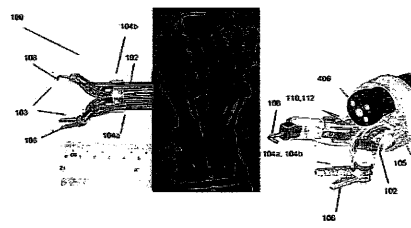


Figure 5

【図 7】

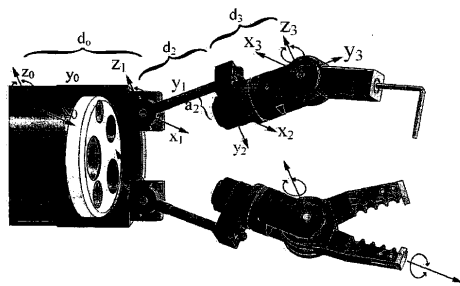


Figure 7

【図 12】

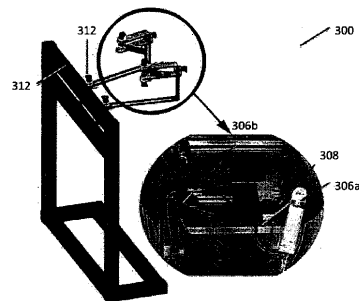


Figure 12

【図 13】

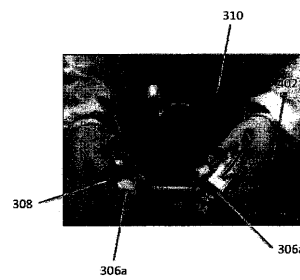
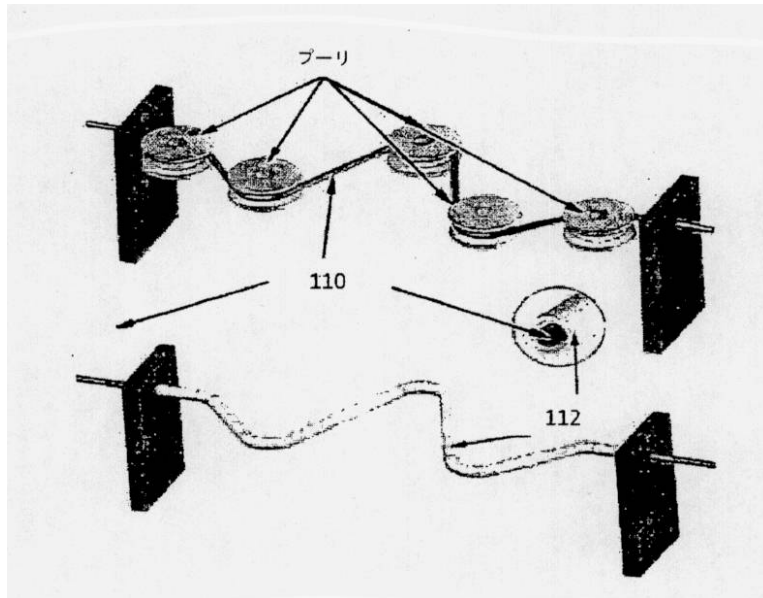


Figure 13

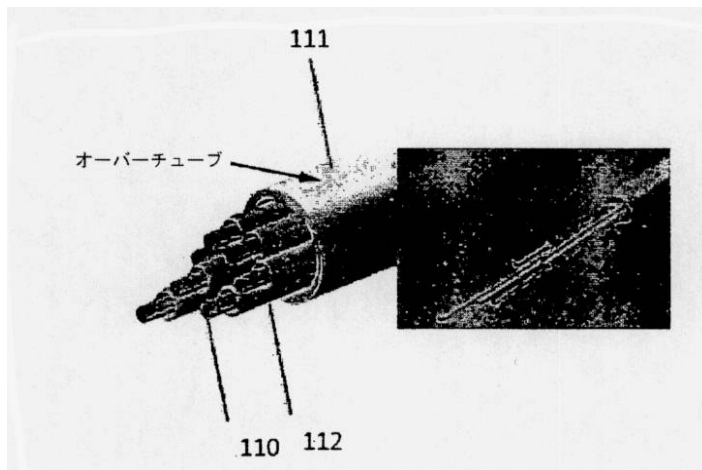
【図 2】



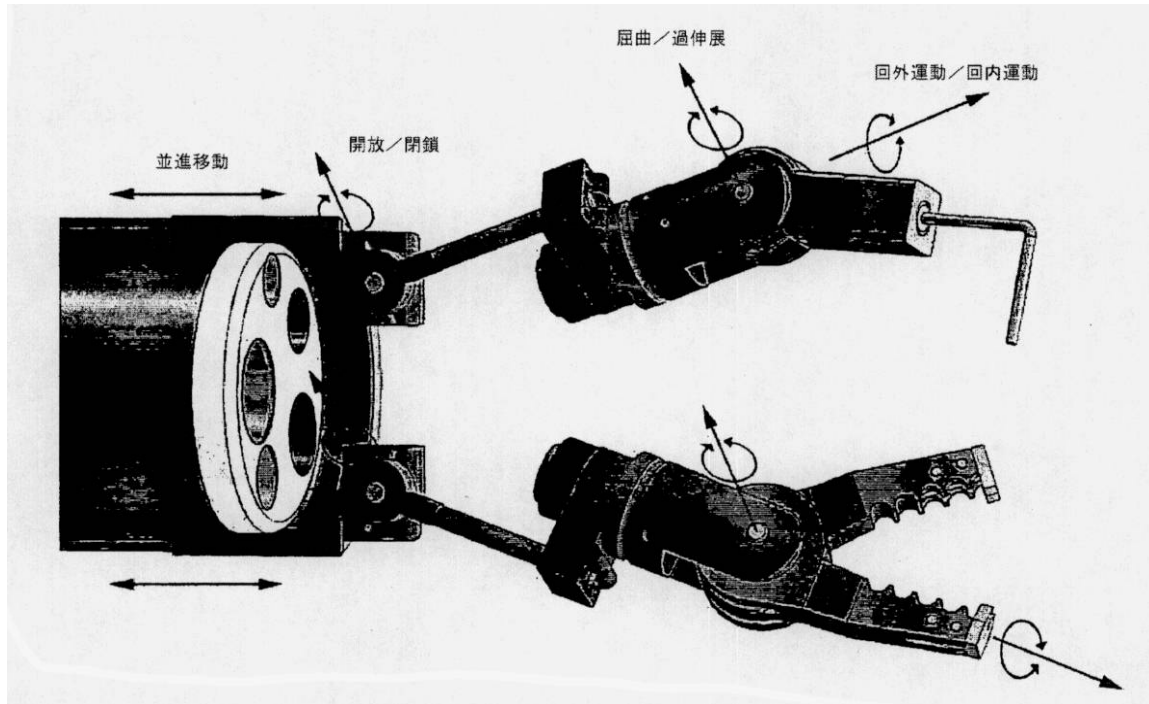
【図 3】



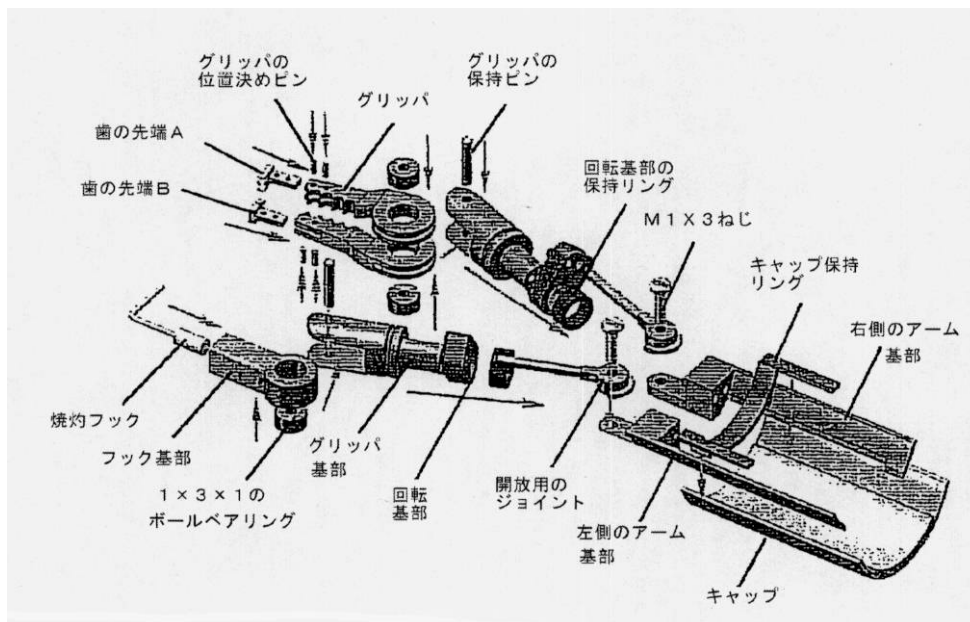
【図 4】



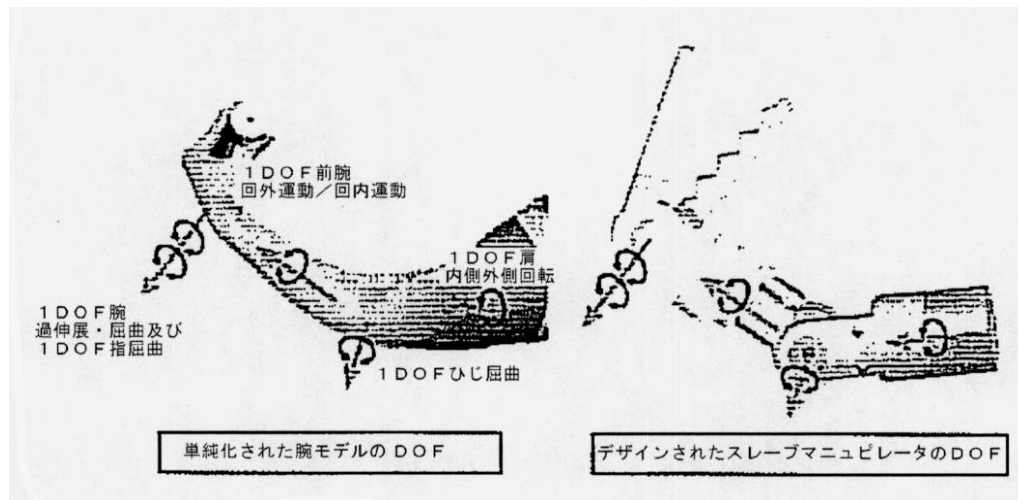
【図 6】



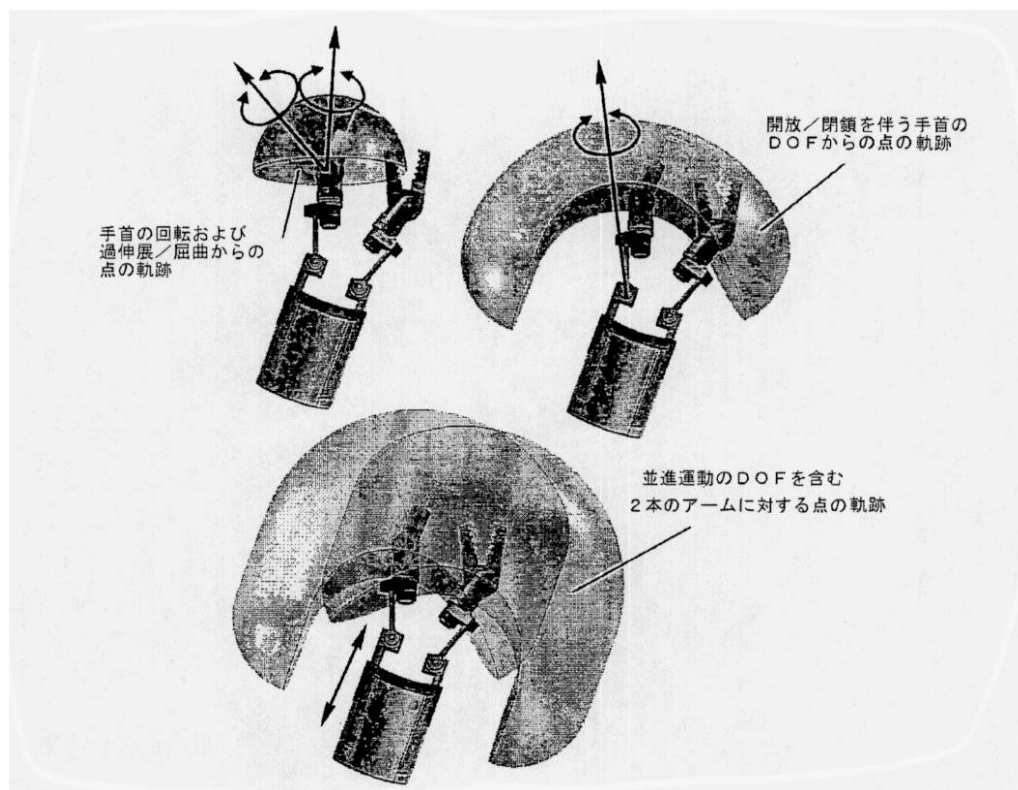
【図 8】



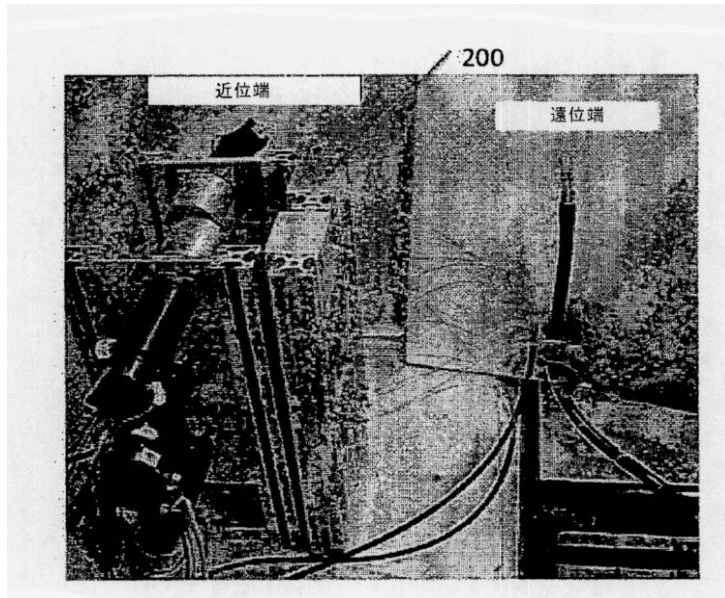
【図 9】



【図 10】



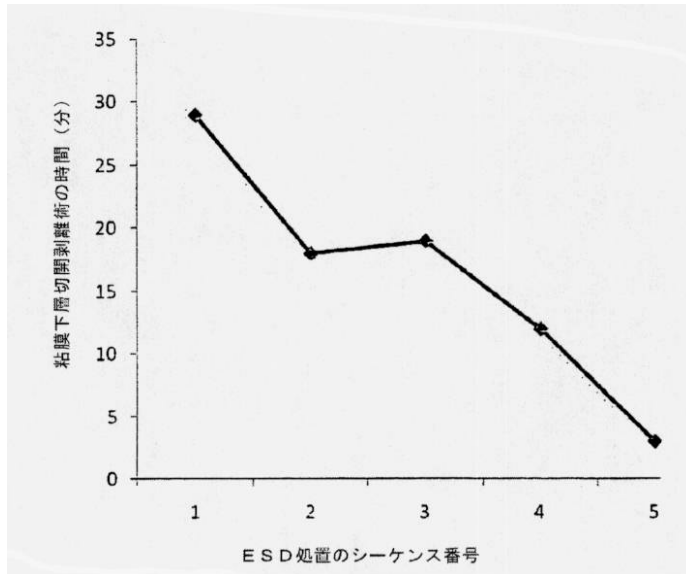
【図 1 1】



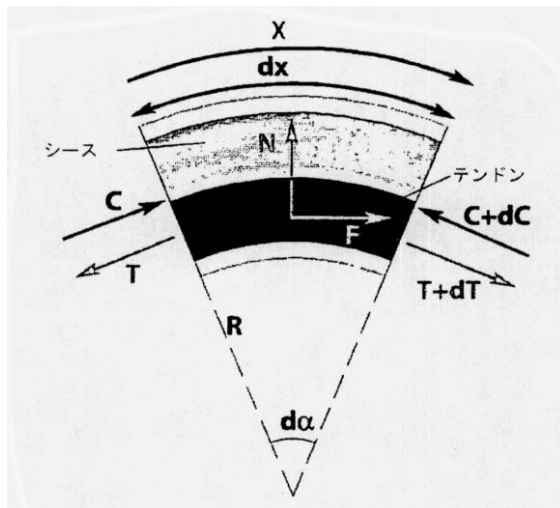
【図 1 6】



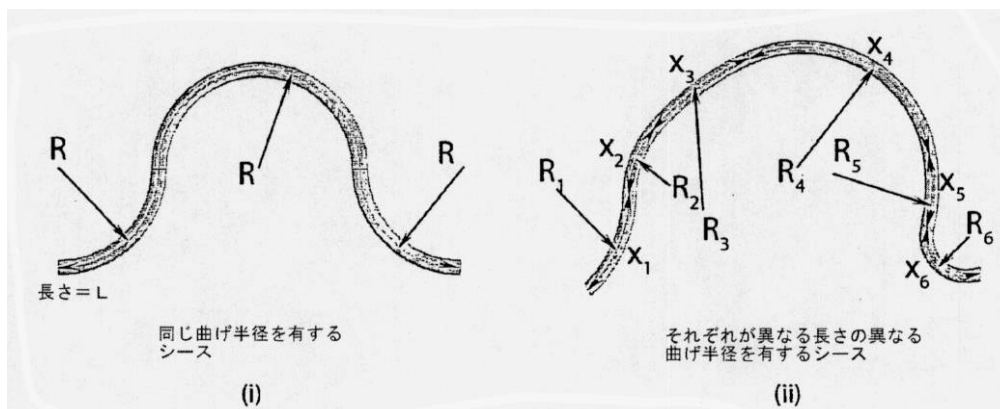
【図 17】



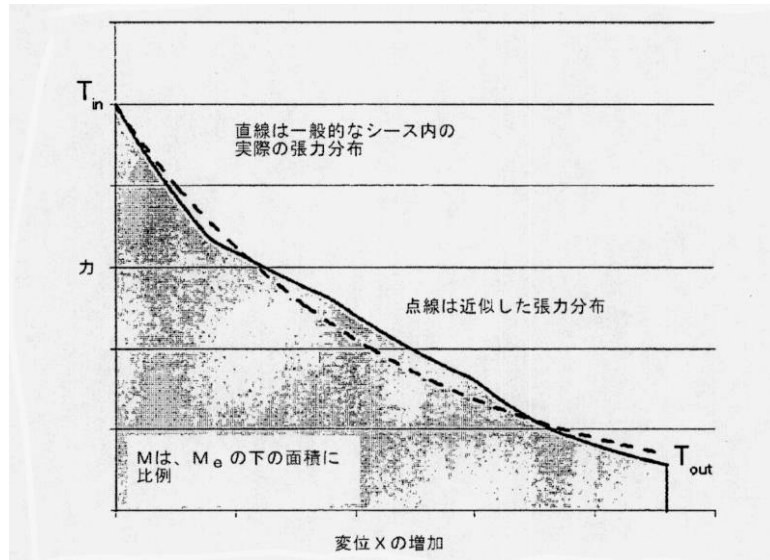
【図 20】



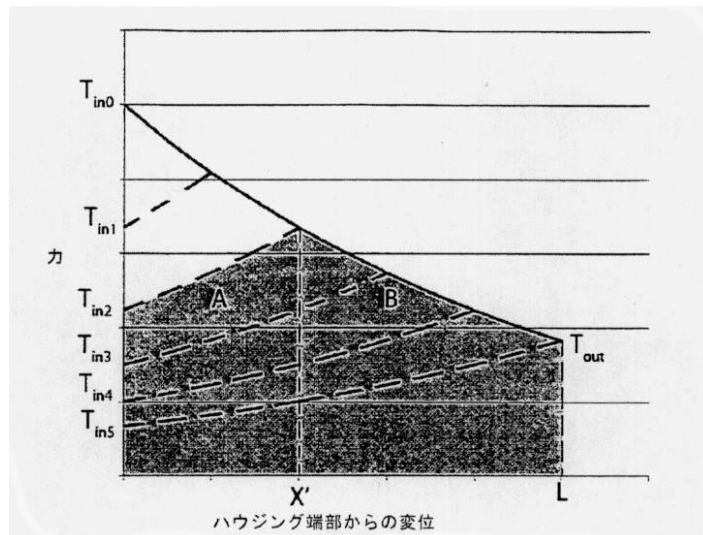
【図 21】



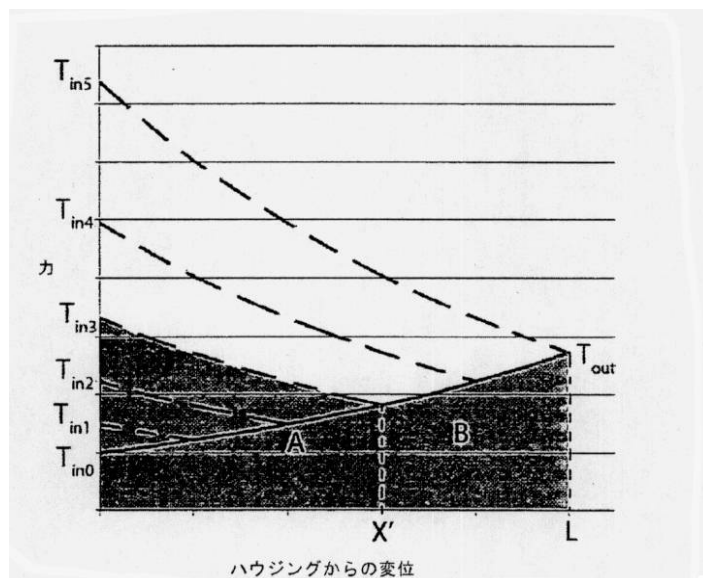
【図 2 2】



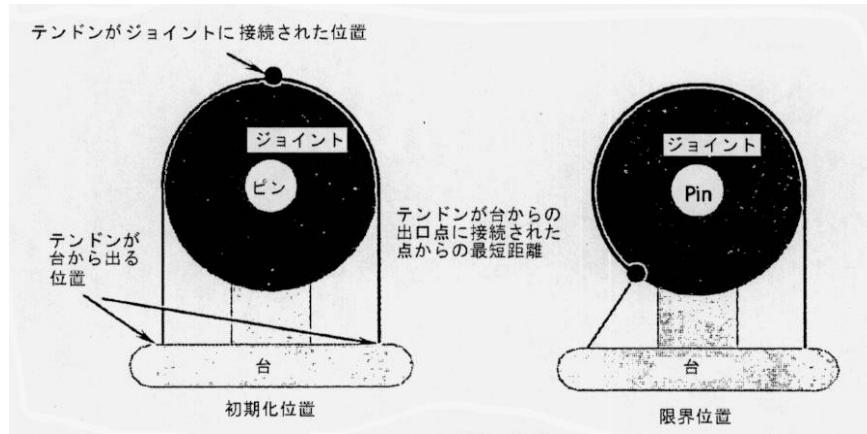
【図 2 3】



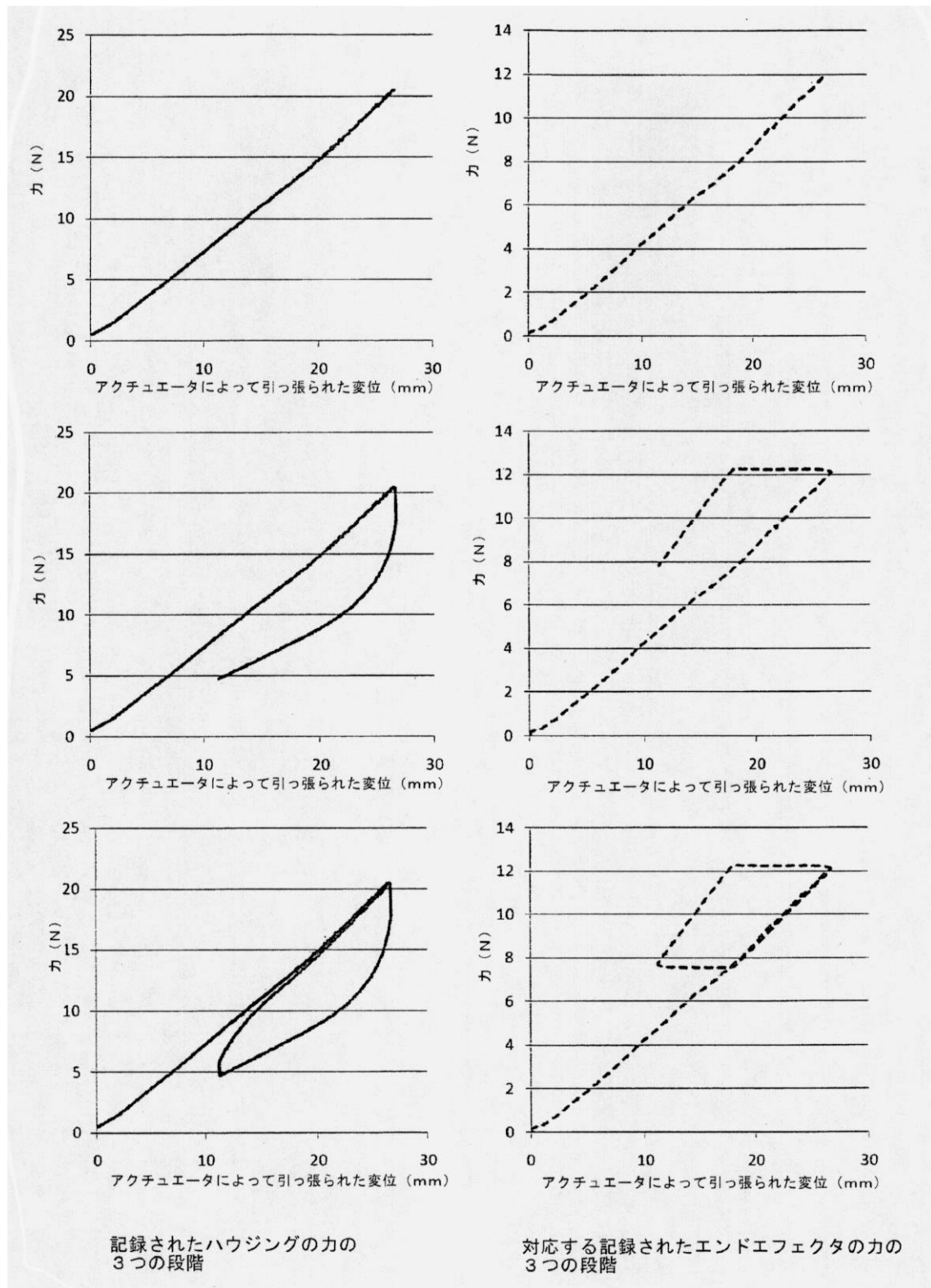
【図 2 4】



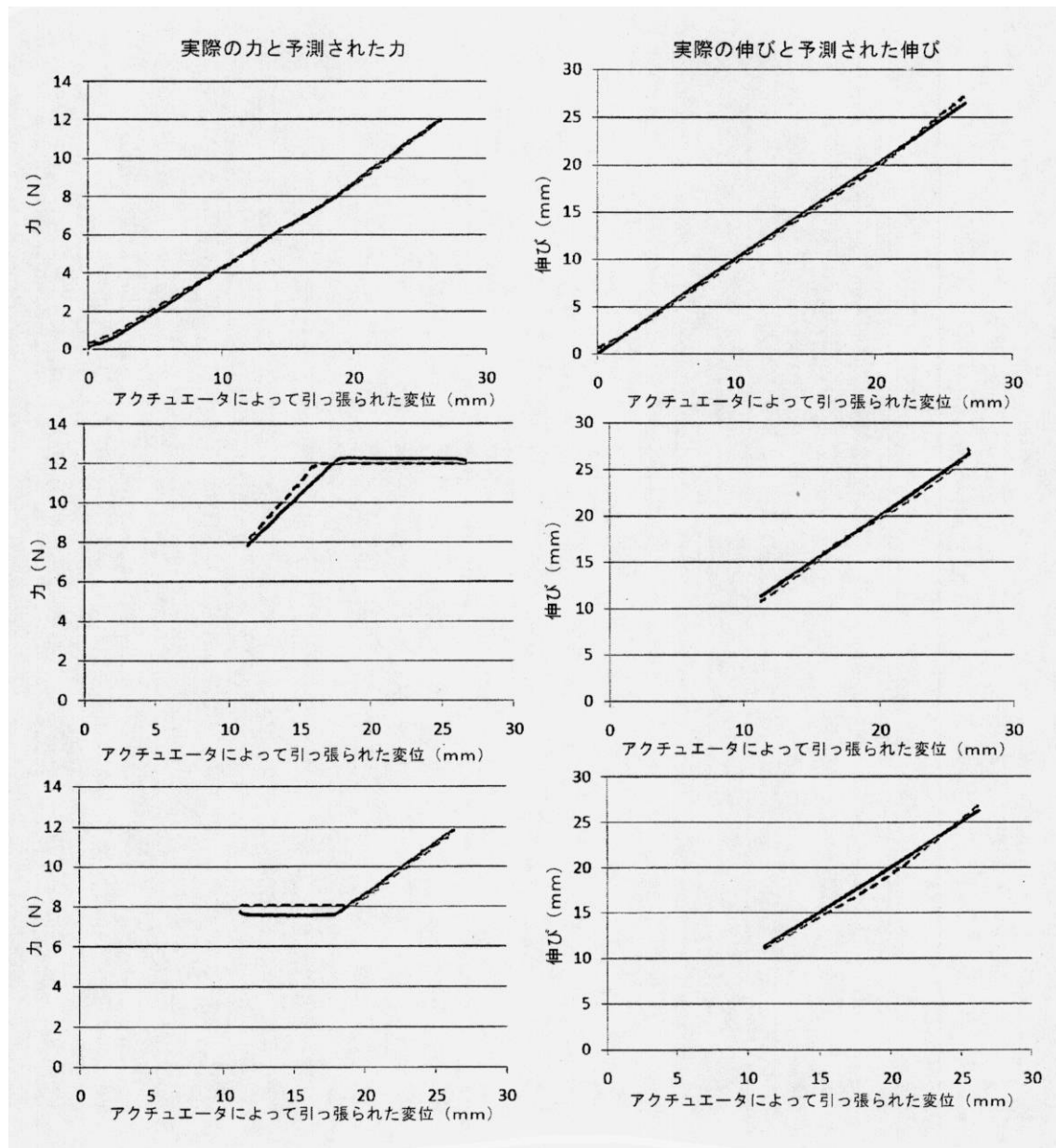
【図 25】



【図 26】



【図 27】



フロントページの続き

(73)特許権者 507335687

ナショナル ユニヴァーシティー オブ シンガポール
シンガポール・１１９０７７・シンガポール・ローワー・ケント・リッジ・ロード・２１

(74)代理人 100121728

弁理士 井関 勝守

(74)代理人 100108453

弁理士 村山 靖彦

(74)代理人 100064908

弁理士 志賀 正武

(74)代理人 100089037

弁理士 渡邊 隆

(74)代理人 100110364

弁理士 実広 信哉

(72)発明者 ソー・ジェイ・ルイス・ペー

シンガポール・６３９７９８・シンガポール・ナンヤン・アヴェニュー・５０・ナンヤン・テクノ
ロジカル・ユニヴァーシティ内

(72)発明者 スン・チアン・ロー

シンガポール・６３９７９８・シンガポール・ナンヤン・アヴェニュー・５０・ナンヤン・テクノ
ロジカル・ユニヴァーシティ内

(72)発明者 ケック・ユ・ホ

シンガポール・１１９２６０・シンガポール・ケント・リッジ・クレセント・２１・ナショナル・
ユニヴァーシティ・オブ・シンガポール内

(72)発明者 シュン・チャー・チュン

香港・タイ・ポ・ホン・ロク・ユエン・トウェンティーシックス・ストリート・６

審査官 森林 宏和

(56)参考文献 国際公開第２００７／１１１５７１(WO, A1)

米国特許出願公開第２００７／０２８７９９２(US, A1)

特開２０１０－０３５７６８(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 13/00 - 19/12

B25J 1/00 - 21/02

专利名称(译)	用于柔性内窥镜的机器人系统		
公开(公告)号	JP5827219B2	公开(公告)日	2015-12-02
申请号	JP2012513018	申请日	2010-05-31
[标]申请(专利权)人(译)	南洋理工大学 新加坡国立大学		
申请(专利权)人(译)	南洋理工盐湖城 新加坡国立盐湖城大学		
当前申请(专利权)人(译)	南洋理工盐湖城 新加坡国立盐湖城大学		
[标]发明人	ソー・ジェイル・イスパー スン・チアン・ロー ケック・ユ・ホ シュン・チー・チュン		
发明人	ソー・ジェイル・イスパー スン・チアン・ロー ケック・ユ・ホ シュン・チー・チュン		
IPC分类号	A61B19/00		
CPC分类号	A61B34/30 A61B1/00147 A61B18/14 A61B34/37 A61B34/77 A61B2017/00278 A61B2017/00292 A61B2017/00296 A61B2017/2906 A61B2017/2929 A61B2018/1422 A61B2018/1495 A61B2034/301 A61B2090/064 Y10S901/34		
FI分类号	A61B19/00.502		
代理人(译)	村山彦 渡边 隆		
优先权	61/182556 2009-05-29 US		
其他公开文献	JP2012527948A5 JP2012527948A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于柔性内窥镜检查的机器人操纵器控制器和系统，所述操纵器包括配置成连接到内窥镜的柔性构件，以及连接到所述柔性构件并可由所述柔性构件移动的臂，其中所述柔性构件具有连接到所述臂的第一端第二端可连接到控制器，以允许臂的物理运动由控制器的物理运动控制。

(21) 出願番号	特願2012-513018 (P2012-513018)	(73) 特許権者	506222889
(86) (22) 出願日	平成22年5月31日 (2010. 5. 31)	ナンヤン テクノロジカル ユニヴァーシ	
(65) 公表番号	特表2012-527948 (P2012-527948A)	ティ	
(43) 公表日	平成24年11月12日 (2012.11.12)	NANYANG TECHNOLOGIC	
(86) 国際出願番号	PCT/SG2010/000200	AL UNIVERSITY	
(87) 国際公開番号	W02010/138083	シンガポール、シンガポール 63979	
(87) 国際公開日	平成22年12月2日 (2010.12.2)	8、ナンヤン アヴェニュー 50	
審査請求日	平成25年5月1日 (2013.5.1)	50 Nanyang Avenue,	
(31) 優先権主張番号	61/182, 556	Singapore 639798 (S	
(32) 優先日	平成21年5月29日 (2009.5.29)	G)	
(33) 優先権主張国	米国 (US)		