

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2020-509803

(P2020-509803A)

(43) 公表日 令和2年4月2日(2020.4.2)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 6 1 0	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/005 (2006.01)	A 6 1 B 1/005 5 1 1	3 C 7 0 7
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/005 5 2 2	4 C 1 6 1
B 2 5 J 18/06 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	
	B 2 5 J 18/06	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 54 頁)

(21) 出願番号 特願2019-546344 (P2019-546344)
 (86) (22) 出願日 平成30年2月26日 (2018. 2. 26)
 (85) 翻訳文提出日 令和1年10月24日 (2019. 10. 24)
 (86) 国際出願番号 PCT/GB2018/050489
 (87) 国際公開番号 W02018/154326
 (87) 国際公開日 平成30年8月30日 (2018. 8. 30)
 (31) 優先権主張番号 1703056.0
 (32) 優先日 平成29年2月24日 (2017. 2. 24)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関 英国 (GB)

(71) 出願人 500545366
 キングス カレッジ ロンドン
 イギリス グレイター ロンドン ダヴリ
 ユシー2アール 2エルエス ロンドン
 ザ ストランド (番地なし)
 (74) 代理人 100097320
 弁理士 宮川 貞二
 (74) 代理人 100131820
 弁理士 金井 俊幸
 (74) 代理人 100155192
 弁理士 金子 美代子
 (74) 代理人 100215049
 弁理士 石川 貴志
 (74) 代理人 100100398
 弁理士 柴田 茂夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ロボット装置

(57) 【要約】

例えば人間の結腸などの管状構造体(200)、又は対向する2つの壁(202, 204)を含む任意の構造体の内部で、自らを前後に駆動し、自らを固定及び操縦することができるロボット移動装置(1)を提供する。この装置は、弾性材料で覆われて内部作動機構によって駆動される2つ又は3つのセグメント(102, 104, 106)で構成されている。すべてのセグメント(102, 104, 106)は、動きを短くしたり長くしたりできるようにするコンチェルティナー構成を有する。長さの収縮及び伸長に加えて、少なくとも一方の端部セグメント(102, 106)は、管状構造体(200)の壁(202, 204)の間に嵌まり込ませる又は押し込まれるように、長手方向軸線からある角度離れた方向に曲ることができる。すなわち、両端部セグメント(102, 106)は、曲げ作動と収縮及び伸長作動との両方が可能である。装置(1)は、管状構造体(200)の壁(202, 204)の間でセグメント(102, 104, 106)を交互につかえさせることによって移動し、その後、セグメント(102, 104, 106)

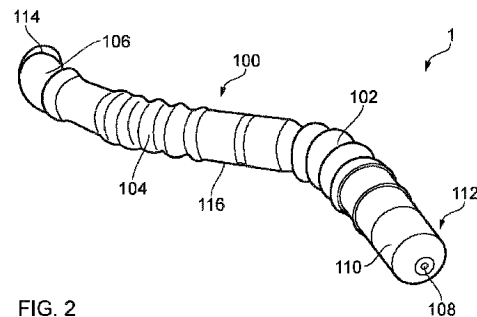


FIG. 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対向する壁を有する構造体の内部で用いるための移動ロボット装置であって、前記装置は細長い本体を有し、前記本体は：

第 1 のセグメントと；

前記第 1 のセグメントに隣接する第 2 のセグメントと；を備え、

前記第 1 及び前記第 2 のセグメントは、前記細長い本体の長手方向軸線に沿って収縮及び伸長するように構成され、

前記第 1 のセグメントは、前記細長い本体の前記長手方向軸線に対してある角度で曲がるように更に構成され、それにより、曲がる際に、前記第 1 のセグメントは、前記構造体の第 1 の壁と第 2 の壁との間に嵌まり込ませる、

移動ロボット装置。

【請求項 2】

前記第 1 のセグメントは、前記第 1 のセグメントが前記構造体の壁を挟む程度まで曲がるように更に構成された、

請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記第 1 のセグメントが曲がる前記角度は、前記構造体の直径に依存する、

請求項 1 又は請求項 2 に記載の装置。

【請求項 4】

前記第 2 のセグメントに隣接する第 3 のセグメントを更に備え、前記第 3 のセグメントは、

前記細長い本体の前記長手方向軸線に沿って収縮及び伸長し、

前記細長い本体の前記長手方向軸線に対してある角度で曲がり、曲がる際には、前記第 3 のセグメントが前記構造体の前記第 1 と前記第 2 の壁の間に嵌まり込むように構成された、

請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 5】

前記第 3 のセグメントは、前記構造体の壁を挟む程度まで曲がるように更に構成された、

請求項 4 に記載の装置。

【請求項 6】

前記第 3 のセグメントが曲がる前記角度は、前記構造体の前記直径に依存する、

請求項 4 又は請求項 5 に記載の装置。

【請求項 7】

前記細長い本体が外側スリーブを備えた、

請求項 1 乃至請求項 6 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 8】

前記外側スリーブが、使用時に前記細長い本体の前記長手方向軸線に沿って第 1 の方向に摩擦を増加させるように構成される表面を備えた、

請求項 7 に記載の装置。

【請求項 9】

前記外側スリーブは、使用時に前記細長い本体の前記長手方向軸線に沿って第 1 の方向及び第 2 の反対方向の摩擦を増加させるように構成される表面を備えた、

請求項 7 に記載の装置。

【請求項 10】

前記表面が、第 1 の姿勢と第 2 の姿勢との間で移動可能な複数の魚鱗又は繊毛様突起を備えた、

請求項 8 又は請求項 9 に記載の装置。

【請求項 11】

前記第 1 の姿勢は、前記細長い本体の前記長手方向軸線に実質的に平行である前記複数の魚鱗又は繊毛様突起を備え、前記第 2 の姿勢は、前記細長い本体の前記長手方向軸線に実質的に垂直である前記複数の魚鱗又は繊毛状突起を備えた、

請求項 10 に記載の装置。

【請求項 12】

前記外側スリーブが弾性のメッシュである、

請求項 7 に記載の装置。

【請求項 13】

前記外側スリーブは、前記細長い本体の 1 つ以上の部分の動きに応じて直径及び / 又は剛性が変化するように構成された、

請求項 7 又は請求項 12 に記載の装置。

10

【請求項 14】

前記第 1 及び前記第 2 のセグメントは、液圧又は空圧で作動する、

請求項 1 乃至請求項 11 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 15】

前記第 1 及び前記第 2 のセグメントは、貫通する 1 つ以上の作動室を有する可撓性本体を備え、前記 1 つ以上の作動室は流体を受けるように構成された、

請求項 14 に記載の装置。

【請求項 16】

前記可撓性本体は、前記可撓性本体を貫通して延びる少なくとも 1 つの空洞を更に備え、前記少なくとも 1 つの空洞は、内部補強手段を備えた、

請求項 14 又は請求項 15 に記載の装置。

20

【請求項 17】

前記可撓性本体が 2 つ以上の空洞を含む、

請求項 16 に記載の装置。

【請求項 18】

前記内部補強手段は、流体を受け入れるときに前記 1 つ以上の作動室の横方向の膨張を抑制するように構成された、

請求項 16 又は請求項 17 に記載の装置。

【請求項 19】

前記内部補強手段は、前記可撓性本体と共に収縮する、伸長する、及び / 又は曲がるように構成された、

請求項 16 乃至請求項 18 のいずれか 1 項に記載の装置。

30

【請求項 20】

前記内部補強手段の前記半径方向の剛性によって、前記 1 つ以上の作動室の半径方向の膨張が制約されるように構成された、

請求項 16 乃至請求項 19 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 21】

前記内部補強手段が、ばね、コイル、弾性材料でできた巻きつき細線、蛇腹状支持構造、ペローズ構造、又は一連の弾性輪状体のうちの 1 つである、

請求項 16 乃至請求項 20 のいずれか 1 項に記載の装置。

40

【請求項 22】

前記少なくとも 1 つの空洞が、医療機器、画像装置、及び流体のうちの 1 つ以上を受け入れるように構成された、

請求項 16 乃至請求項 21 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 23】

前記可撓性本体が外部補強手段に囲まれた、

請求項 15 乃至請求項 22 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 24】

前記外部補強手段は、流体を受け入れるときに前記 1 つ以上の作動室の横方向の膨張

50

を抑制するように構成された、
請求項 23 に記載の装置。

【請求項 25】

前記外部補強手段は、前記可撓性本体と共に収縮する、伸長する、及び / 又は曲がるように構成された、

請求項 23 又は請求項 24 に記載の装置。

【請求項 26】

前記外部補強手段の前記半径方向の剛性によって、前記 1 つ以上の作動室の半径方向の膨張が制約されるように構成された、

請求項 23 乃至請求項 25 のいずれか 1 項に記載の装置。

10

【請求項 27】

前記外部補強手段が、ばね、コイル、弾性材料でできた巻きつき細線、蛇腹状支持構造、ペローズ構造、又は一連の弾性輪状体のうちの 1 つである、

請求項 23 乃至請求項 26 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 28】

前記可撓性本体がエラストマ材料で形成された、

請求項 15 乃至請求項 27 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 29】

前記細長い本体は、遠隔制御システムと通信するように構成された、

請求項 1 乃至請求項 28 のいずれか 1 項に記載の装置。

20

【請求項 30】

前記細長い本体は、前記構造体内の前記細長い本体の前記位置及び / 又は向きに関する情報を前記制御システムへ出力するように構成されたセンサシステムを備える、

請求項 29 に記載の装置。

【請求項 31】

前記装置は内視鏡である、

請求項 1 乃至請求項 30 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 32】

対向する壁を有する構造体の内部で用いるための移動ロボット装置であって、前記移動ロボット装置は細長い本体を有し、前記本体は：

30

少なくとも第 1 の方向に移動するように構成される複数のセグメントと；

前記複数のセグメントを囲む外側スリーブと；を備え、

前記外側スリーブの直径及び / 又は剛性は、前記第 1 の方向における前記複数のセグメントのうちの 1 つ以上の動きに応じて変化するように調整される、

移動ロボット装置。

【請求項 33】

前記外側スリーブは、弾性材料を備えた、

請求項 32 に記載の装置。

【請求項 34】

前記弾性材料が弾性のメッシュである、

請求項 33 に記載の装置。

40

【請求項 35】

第 1 の方向は、前記細長い本体の前記長手方向軸線に沿っており、前記複数のセグメントが長さを増減するように構成された、

請求項 32 乃至請求項 34 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 36】

前記外側スリーブの前記直径及び / 又は剛性は、長さの減少に応じて増加するように構成された、

請求項 34 に記載の装置。

【請求項 37】

50

前記外側スリーブの前記直径及び / 又は剛性は、長さの増加に応じて減少するように構成された、

請求項 3 5 又は請求項 3 6 に記載の装置。

【請求項 3 8】

前記装置は内視鏡である、

請求項 3 2 乃至請求項 3 7 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 3 8】

請求項 1 乃至請求項 3 7 のいずれか 1 項に記載の装置と、駆動信号を前記装置へ出力するように構成された制御システムとを備えたシステム。

【請求項 3 9】

移動装置であって、前記移動装置は細長い本体を有し、前記細長い本体は複数のセグメントを備え、前記セグメントは：

可撓性のある本体と；

前記可撓性のある本体の前記長さに沿って延びる 1 つ以上の作動室と；を備え、

前記 1 つ以上の作動室は、流体によって作動するように構成され、それにより、前記装置の前記長手方向軸線に沿って前記可撓性本体を収縮及び伸長する並びに / 又は前記装置の前記長手方向軸線に対してある角度で曲がる、

移動装置。

【請求項 4 0】

前記可撓性本体は、前記可撓性本体を貫通して延びる少なくとも 1 つの空洞を更に備え、前記少なくとも 1 つの空洞は、内部補強手段を備えた、

請求項 3 9 に記載の装置。

【請求項 4 1】

前記可撓性本体が 2 つ以上の空洞を備えた、

請求項 4 0 に記載の装置。

【請求項 4 2】

前記内部補強手段は、流体を受け入れるときに前記 1 つ以上の作動室の横方向の膨張を抑制するように構成された、

請求項 4 0 又は請求項 4 1 に記載の装置。

【請求項 4 3】

前記内部補強手段は、前記可撓性本体と共に収縮する、伸長する、及び / 又は曲がるように構成された、

請求項 4 2 に記載の装置。

【請求項 4 4】

前記内部補強手段の前記半径方向の剛性によって、前記 1 つ以上の作動室の半径方向の膨張が制約されるように構成された、

請求項 4 0 乃至請求項 4 3 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 4 5】

前記内部補強手段が、ばね、コイル、弾性材料でできた巻きつき細線、蛇腹状支持構造、ペローズ構造、又は一連の弾性輪状体のうちの 1 つである、

請求項 4 0 乃至請求項 4 4 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 4 6】

前記少なくとも 1 つの空洞が、医療機器、画像装置、及び流体のうちの 1 つ以上を受け入れるように構成された、

請求項 4 0 乃至請求項 4 5 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 4 7】

前記可撓性本体が外部補強手段に囲まれた、

請求項 3 9 乃至請求項 4 6 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 4 8】

前記外部補強手段は、流体を受け入れるときに前記 1 つ以上の作動室の横方向の膨張を

10

20

30

40

50

抑制するように構成された、
請求項 47 に記載の装置。

【請求項 49】

前記外部補強手段は、前記可撓性本体と共に収縮する、伸長する、及び / 又は曲がるように構成された、

請求項 47 又は請求項 48 に記載の装置。

【請求項 50】

前記外部補強手段の前記半径方向の剛性によって、前記 1 つ以上の作動室の半径方向の膨張が制約されるように構成された、

請求項 47 乃至請求項 49 のいずれか 1 項に記載の装置。

10

【請求項 51】

前記外部補強手段が、ばね、コイル、弾性材料でできた巻きつき細線、蛇腹状支持構造、ベローズ構造、又は一連の弾性輪状体のうちの 1 つである、

請求項 47 又は請求項 48 に記載の装置。

【請求項 52】

前記可撓性本体がエラストマ材料で形成された、

請求項 39 乃至請求項 51 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 53】

前記 1 つ以上の作動室に流体を出し入れするように構成されるポンプを更に備えた、

請求項 39 乃至請求項 52 のいずれか 1 項に記載の装置。

20

【請求項 54】

前記複数のセグメントを囲む外側スリーブを更に備えた、

請求項 39 乃至請求項 53 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 55】

前記外側スリーブが、使用時に前記装置の前記長手方向軸線に沿って第 1 の方向に摩擦を増加させるように構成された表面を備えた、

請求項 54 に記載の装置。

【請求項 56】

前記外側スリーブが、使用時に前記装置の前記長手方向軸線に沿って第 1 の方向及び第 2 の反対方向の摩擦を増加させるように構成された表面を備えた、

請求項 54 に記載の装置。

30

【請求項 57】

前記表面が、第 1 の姿勢と第 2 の姿勢との間で移動可能な複数の魚鱗又は繊毛様突起を備えた、

請求項 55 又は請求項 56 に記載の装置。

【請求項 58】

前記第 1 の姿勢は、前記装置の前記長手方向軸線に実質的に平行である前記複数の魚鱗又は繊毛様突起を備え、前記第 2 の姿勢は、前記装置の前記長手方向軸線に実質的に垂直である前記複数の魚鱗又は繊毛状突起を備えた、

請求項 57 に記載の装置。

40

【請求項 59】

前記装置は内視鏡である、

請求項 39 乃至請求項 58 のいずれか 1 項に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、適応性がある固定方法をともなう自己操縦ロボット移動装置に関する。特に、本発明は、小さな管状構造体の、とりわけ到達が困難な場所にあつて、かなりの長さの、非常に曲がりくねった、及び / 又は柔軟性のある、既存の技術では効果的な操作に苦労する、小さな管状構造体の診査で用いるセグメント曲げ固定方法を伴う複数のセグメント

50

移動装置に関する。

【背景技術】

【0002】

小さな管状構造体を含む、天然又は人工の構造体は、数多く存在する。自然界で発生するこのような構造体の例は、腸や食道などの管状構造体を持つ人体である。人工の構造体の例は、配管作業による配管網を有する建物である。多くの場合、管状構造体の内部をその場で調査する必要がある。しかし、管状構造体が非常に長くて、及び/若しくは、曲がりくねっていて到達するのが難しい場合、又は、人体のようにできるだけ侵襲性を低くする必要のある場合、装置は、外から制御されつつ、管状構造体の内側に沿って容易に操作できる必要がある。

10

【0003】

このような装置の例は、図1に示すような内視鏡であり、結腸癌又は胃癌の検診に普通に用いられている。内視鏡を用いて、疑わしい組織を検査するために生検を実施したり、腫瘍やポリープをまとめて除去したりすることもできる。典型的な内視鏡は、遠位端にカメラとライトとを備える長くて細い可撓性器具であり、この可撓性器具を導入するための作業チャンネルを有している(段落0202に記載の文献1参照)。人の結腸内で装置を移動するには、内視鏡医がこれを手動で押し進める。装置の遠位端を操縦して、移動方向をある程度制御できる。本体の残りの部分は受動的な可撓性がある。内視鏡医が内視鏡の端を押して内視鏡を前へ進めると、内視鏡の受動的な可撓性部分が結腸を大きく変形させる可能性がある。その結果、結腸内視鏡検査などの操作手順によって、患者は極めて不快な思いをすることになる。この不快感に対する恐怖は、患者が定期検診を避ける主な理由の1つであり、結果として大腸癌の症例数に対する大きな要因である、という証拠(段落0202に記載の文献2参照)がある。

20

【0004】

これら内視鏡の可撓性により、内視鏡を押し進めることが可能になり、内視鏡はその可撓性により体内を容易に移動できるが、まさに同じ可撓性がさまざまな困難の原因になる場合がある。例えば、可撓性のある内視鏡が腸を通して前進するとき、内視鏡医は一端からこれを押し進める。結腸内の可撓性軸体の一部は、腸壁に力を加える。さらに、内視鏡の本体の可撓性は非常に高いので、押されたときに、結腸内の抵抗によって、遠位端の前進が妨げられる可能性もある。その結果、可撓性軸体の一部がそれ自身で折り返し、再び腸の大きな変形を引き起こす可能性がある。両者の状況は患者に大きな不快感を引き起こす(段落0202に記載の文献3参照)。

30

【0005】

ダブルバルーン小腸内視鏡(プッシュプル小腸内視鏡)は、小腸での完全な視覚化、生検、及び治療を行える新しい方法である(段落0202に記載の文献4参照)。ダブルバルーン小腸内視鏡は、2個のバルーンを用いて腸内を進行する。すなわち、一方はオーバーチューブの端にあり、他方は内視鏡の端に取り付けられている(段落0202に記載の文献5参照)。2個のバルーンと腸壁との接触面の摩擦を利用することによって、不要なループを形成せずに小腸内視鏡を更に小腸へ挿入できる。

【0006】

カプセル内視鏡検査では、患者は、カメラが内部に取り付けられた小さな錠剤型装置を飲み込む。続いてこの装置は、食物と同様に、消化管全体を受動的に移動し、その途中で画像を取り込み、これを外部観察画面へ送信する(段落0202に記載の文献6、7参照)。このような装置に伴う問題点は、装置を制御できないということであり、数時間の映像を生成して、当該映像を徹底的に調べて診断しなければならない。不審な領域が見つかったとしても、カメラを再配置してより詳細に検査するという選択肢もない。

40

【0007】

何人かの研究者が、従来の内視鏡に代わる可能性を秘めたロボットによる解決策を開発してきた。そのような装置では、移動は不可欠な要素である。ロボットは、処置に必要な小型カメラ、生検ツール及び送水チャンネルを運びながら、結腸を通して自ら推進できな

50

なければならない。さらに、カメラの視野角を制御し、生検ツールを積極的に誘導するために、操縦可能な遠位端も必要である。さらに、結腸内を移動する工程が自動化されているならば、医師は装置によって取り込まれた画像に従って診断を行うことに完全に集中することができる（段落0202に記載の文献8参照）。

【0008】

ロボット内視鏡の多くの移動技術は、ぜん虫のような生物の動きに基づいている。例えば、米国特許第4,176,662号は、シャクトリムシが用いる匍匐（ほふく）法を採用したロボット大腸内視鏡検査のための装置に関する。1995年には、MEDICAL-WORMに基づく内視鏡システムが設計された。これは、動力源として圧縮ガスを用い、駆動装置としてゴム風船を用いて、ミミズのぜん動運動をシミュレートしたものである（段落0202に記載の文献9参照）。1996年には、結腸内で半自律的に移動できる自走式ロボット内視鏡が開発されたが、前進はできたものの後退することはできなかった（段落0202に記載の文献10参照）。1999年の後半、視覚誘導マイクロロボットの腸内視鏡検査システムが造られた。このシステムは、人の結腸内で、移動、試験、分析、及び診断が可能な視覚誘導自律システムであった。この研究には、マイクロロボットの操縦に関する数学モデルの確立と、センサデータに基づく経路計画に関する理論的研究が含まれていた（段落0202に記載の文献11参照）。他の設計は、セグメント間のリンクを作動させるために歯車を設けた直流モータに依存し、それによってぜん動運動が生成される（段落0202に記載の文献12参照）、最前又は最後のいずれかのセグメントが周囲環境に対する摩擦を増加させる固定機構を有している（段落0202に記載の文献13参照）。

10

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

ぜん虫から触発された設計の多くが、軟らかいメッシュ本体を導入している。初期のメッシュベースのロボットは、結腸内視鏡検査での使用を具体的に意図した3個の空圧作動セグメントで構成されていて（段落0202に記載の文献14参照）、人工筋肉に基づく袋型構造体を膨張させることにより、特定のセグメントで膨張と収縮を引き起こしていた。これを適切な順序で行って、ぜん動運動が得られた。他の装置は、形状記憶合金（SMA）アクチュエータに依存し、それによってぜん虫のような匍匐運動が生成される（段落0202に記載の文献15、16参照）。そのような装置が確実に前方に移動するように、小さなフックがロボットの外皮に埋め込まれ、一方向への摩擦を増加させる。ただし、この機能は前方への移動中は効果的であるが、後方への装置の移動を妨げる。

30

【0010】

さらなる設計は、一連のSMAアクチュエータによって変形するバネ状の軟らかいメッシュから構成される（段落0202に記載の文献17参照）。このアクチュエータの配置は、一般的なミミズにおいて輪状筋及び縦走筋がどのように機能するかに関心を得ている。その結果、動きはぜん動運動を介して得られる。

【0011】

ぜん虫から思いついた装置に加えて、ロボット内視鏡によっては、蛇の蛇行運動から思いつきを得ており、その本体は、一連のS字形の水平ループを形成し、各ループは表面抵抗に抗して前進する（段落0202に記載の文献18参照）。

40

【0012】

当技術分野で既知の内視鏡処置用のロボット装置の更なる例は、米国特許第5,662,587号によって提供されている。この文書に記載された装置は、互いに接続された複数のセグメントを備えている。

【0013】

牽引セグメントは管腔壁を利用するが、他のセグメントには、内視鏡の形状を曲げたり、伸長させたり、又は、曲げと伸長とを組み合わせたりすることで局所的に変形させるアクチュエータが含まれる。ある方法は、湾曲した可撓性のある管腔を通るシャクトリムシ

50

のような若しくは蛇のような移動、又はそれらの組み合わせの移動を引き起こすセグメントの作動をシーケンス化することを提供する。

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明の実施の形態は、例えば人間の結腸などの管状構造体、又は対向する2つの壁を含む任意の構造体、の内部で、自らを前後に駆動し、自らを固定及び操縦することができる、ロボット移動装置を提供することによって、上記の課題に対処する。この点で、この装置は、弾性材料で覆われて内部作動機構によって駆動される2つ又は3つのセグメントで構成されている。すべてのセグメントは、動きを短くしたり長くしたりできるようにするコンチェルティーナ（蛇腹）構成を有する。長さの収縮及び伸長に加えて、少なくとも一方の端部セグメントは、管状構造体の壁の間に嵌まり込ませる（くさびで止める、割り込ませる）又は押し込まれる（jammed）ように、長手方向軸線からある角度離れた方向に曲がることができる。すなわち、両端部セグメントは、曲げ作動と収縮及び伸長作動との両方が可能である。装置は、管状構造体の壁の間でセグメントを交互につかえさせ又は固定することによって移動し、その後、セグメントを収縮又は伸長させることによってより効果的な移動動作で前方に少しずつ進む。セグメントは、周囲の角や突起に引っかかるように曲がることもできる。周囲に柔軟性がある（compliant environment）場合、セグメントは、構造体の壁に折り目を形成しそれを挟むように進めるために、曲がることができる。したがって、本発明は、そのような装置に要求される性能レベルを依然として維持しながら、過酷な又は清浄ではない周囲に対してより堅牢で単純化された設計を提供する。

10

20

【0015】

セグメントが曲がる角度は、管状構造体の大きさに応じて調整できる。すなわち、セグメントは、曲げが管状構造体の壁と接触するが過度の力を及ぼす程度ではないことを保証するのに十分な角度で曲げられることとなり、その角度の大きさは正確なアクチュエータ制御を介して調整できる。この動きのシーケンスは繰り返され、その結果、装置は、ぜん虫の動きに類似する移動動作で管状構造体を通して移動する。

【0016】

さらに、弾性材料のハウジングは適応性があり、装置の特性を作動中に調整できる。この点で、メッシュは、セグメントの長手方向の動きに合わせて伸縮し、セグメントの直径と剛性とを調整する。セグメントが長手方向に収縮して短くなると、メッシュハウジングが膨張し、それによってセグメントの直径と剛性とが増加する。それにより、より安全な固定点を作り出し、装置を所定の位置に保持して、装置が後方へ滑らないようにしている。逆に、セグメントが長手方向に伸びて長くなると、メッシュは元の形状に収縮し、それによってセグメントの直径と剛性とが低下する。このことは、装置が前方に移動するときに、装置による管状構造体の円滑な移動に役立つ。

30

【0017】

本発明の第1の態様に係る装置は、対向する壁を有する構造体の内部で用いるための移動ロボット装置であって、前記装置は細長い本体を有し、前記本体は、第1のセグメントと、前記第1のセグメントに隣接する第2のセグメントとを備え、前記第1及び前記第2のセグメントは、前記細長い本体の長手方向軸線に沿って収縮及び伸長するように構成され、前記第1のセグメントは、前記細長い本体の前記長手方向軸線に対してある角度で曲がるように更に構成され、それにより、曲がる際に、前記第1のセグメントは、前記構造体の第1の壁と第2の壁との間に嵌まり込ませるように構成されている。

40

【0018】

そのため、構造体内で装置を固定するために用いられるセグメントは、固定を提供するために曲がることのできるし、構造体内で装置を前方へ駆動するために収縮及び伸長することができる。したがって、両方のセグメントが前方への動きに貢献できる。

【0019】

前記第1のセグメントは、前記第1のセグメントが前記構造体の壁を挟む程度まで曲がるように更に構成されいてもよい。このことは、装置を構造体内に更に固定するのに役立つ

50

つ。第1のセグメントは、この第1のセグメントが構造体の壁の角に引っ掛かる程度にまで曲がるように構成することもできる。

【0020】

前記第1のセグメントが曲がる前記角度は、前記構造体の直径に依存してもよい。そのため、第1のセグメントが曲がる角度は、構造体の壁の間に第1のセグメントを固定するのに十分である一方で、第1のセグメントが構造体の壁に過剰な力を及ぼす程度ではないように制御してもよい。これは、構造体の損傷を防ぐために重要である。この点に関して、壁に加えられる力の量は、第1のセグメントを作動させるために用いられる手段によって制御できる。

【0021】

前記装置は、前記第2のセグメントに隣接する第3のセグメントを更に備えてもよく、前記第3のセグメントは、前記細長い本体の前記長手方向軸線に沿って収縮及び伸長し、前記細長い本体の前記長手方向軸線に対してある角度で曲がり、曲がる際には、前記第3のセグメントが前記構造体の前記第1と前記第2の壁の間に嵌まり込むように構成されている。

【0022】

この第3のセグメントを装置に追加すると、移動のシーケンスに追加のステップが提供され、これによって装置の速度と有効性が向上する。例えば、第3のセグメントは、曲がることによって構造体の壁間に固定される前に直線的に収縮することができ、第2のセグメントをともなって直線的に伸びて第1のセグメントを前進させる。さらに、収縮及び伸長作動並びに曲げ作動が可能な第3のセグメントを含むことによって、装置は構造体に沿って両方向に移動できる。

【0023】

前記第3のセグメントは、前記構造体の壁を挟む程度まで曲がるように更に構成されてもよい。前記第3のセグメントが曲がる前記角度は、前記構造体の前記直径に依存してもよい。第3のセグメントは、この第3のセグメントが構造体の壁の角に引っ掛かる程度にまで曲がるように構成することもできる。

【0024】

前記細長い本体は、また、外側スリーブを備えてもよく、前記外側スリーブは弾性のメッシュであってもよい。

【0025】

前記外側スリーブは、使用時に前記細長い本体の前記長手方向軸線に沿って第1の方向に摩擦を増加させるように構成される表面を備えてもよい。すなわち、装置が特定の方向に動く場合、外側スリーブは、装置が配置された管状構造体の壁との間の摩擦を増加させるように構成されている。これは、装置が後へ滑るのを防ぎ、更に装置が角を曲がって動くのを助ける。

【0026】

前記外側スリーブは、使用時に前記細長い本体の前記長手方向軸線に沿って第1の方向及び第2の反対方向の摩擦を増加させるように構成される表面を備えてもよい。そうすることで、外側スリーブは、スリーブがどちらの方向にも滑らないことを助けるように構成される。

【0027】

この態様では、前記表面が、第1の姿勢と第2の姿勢との間で移動可能な複数の魚鱗又は繊毛様突起を備えてもよい。前記第1の姿勢は、前記細長い本体の前記長手方向軸線に実質的に平行である前記複数の魚鱗又は繊毛様突起を備えてもよく、また、前記第2の姿勢は、前記細長い本体の前記長手方向軸線に実質的に垂直である前記複数の魚鱗又は繊毛状突起を備えてもよい。そのため、一方向に移動すると、魚鱗又は繊毛のような突起が装置の表面に対して平らになる場合がある。反対方向に移動すると、魚の鱗又は繊毛のような突起が上向きに立ち、細長い本体の表面に対して垂直になり、配置された管状構造体の壁をつかむことができるようになる。そのため、魚鱗又は繊毛のような突起は、装置が曲

10

20

30

40

50

げ角度を変更したときに、表面摩擦を調整するために方向を変更するように構成されている。

【0028】

前記外側スリーブは、前記細長い本体の1つ以上の部分の動きに応じて直径及び/又は剛性が変化するように構成されていてもよい。例えば、セグメントが長手方向軸線に沿って収縮すると、外側スリーブの直径と剛性とが増加する場合がある。逆に、セグメントが長手方向軸線に沿って伸びると、外側スリーブの直径と剛性とが低下する場合がある。

【0029】

前記第1及び前記第2のセグメントは、液圧又は空圧で作動するように構成されてもよい。

【0030】

この態様では、前記第1及び前記第2のセグメントは、貫通する1つ以上の作動室を有する可撓性本体を備え、前記1つ以上の作動室は流体を受けるとともに構成されていてもよい。そのため、流体は圧送されて作動室に出入りし、そしてその作動室が細長い本体の長手方向軸線に沿って伸縮し、及び/又は、細長い本体の長手方向軸線に対してある角度で曲がる。

【0031】

前記可撓性本体は、前記可撓性本体を貫通して延びる少なくとも1つの空洞を更に備えてもよく、前記少なくとも1つの空洞は、内部補強手段を備えてもよい。

【0032】

好ましくは、前記可撓性本体が2つ以上の空洞を含む。

【0033】

前記内部補強手段は、流体を受け入れるときに前記1つ以上の作動室の横方向の膨張を抑制するように構成されてもよい。作動室の横方向の膨張を制約することによって、作動室は、流体が作動室を出入りすると、代わりに長手方向に伸縮する。さらに、内部補強手段によって提供される横方向の膨張に対する制約は、作動室が互いに干渉するのを防ぐことによって、作動室間の相互結合を低減する。その結果、これらの内部補強手段は、隣接する作動室が作動したときに空洞が内側につぶれることも防ぐ。これは、空洞内に入れられる可能性のある他の機器や装置を保護するためにも重要である。

【0034】

前記内部補強手段は、前記可撓性本体と共に収縮する、伸長する、及び/又は曲がるように構成されてもよい。すなわち、内部補強手段は、作動室が横方向に膨張するのを防ぐように十分に剛性が高い一方、装置の長手方向軸線に沿って伸縮し、且つ長手方向軸線に対してある角度で曲げることができるように構成されている。

【0035】

前記内部補強手段の前記半径方向の剛性は、前記1つ以上の作動室の半径方向の膨張が制約されるような剛性であってもよい。すなわち、内部補強手段は、作動室による半径方向外向きの膨張を防ぐのに適した構造を有する。

【0036】

前記内部補強手段は、ばね、コイル、弾性材料でできた巻きつき細線（巻かれた縫い糸状の太さの細い線）、蛇腹状支持構造、ベローズ構造、又は一連の弾性輪状体のうちの1つであってもよい。

【0037】

前記少なくとも1つの空洞が、医療機器、画像装置、及び流体のうちの1つ以上を受け入れるように構成されていてもよい。

【0038】

前記可撓性本体は外部補強手段に囲まれていてもよく、前記外部補強手段は、流体を受け入れるときに前記1つ以上の作動室の横方向の膨張を抑制するように構成されていてもよい。このように、作動室の横方向の膨張を制約することによって、作動室は、流体が作動室に出入りすると、代わりに長手方向に伸縮する。

10

20

30

40

50

【0039】

前記外部補強手段は、前記可撓性本体と共に収縮する、伸長する、及び/又は曲がるように構成されていてもよい。すなわち、外部補強手段は、作動室が横方向に膨張するのを防ぐように十分に剛性が高い一方、装置の長手方向軸線に沿って伸縮し、且つ長手方向軸線に対してある角度で曲げることができるように構成されている。

【0040】

前記外部補強手段の前記半径方向の剛性によって、前記1つ以上の作動室の半径方向の膨張が制約されるように構成されていてもよい。

【0041】

前記外部補強手段は、ばね、コイル、弾性材料でできた巻きつき細線、蛇腹状支持構造、ペローズ構造、又は一連の弾性輪状体のうちの1つであってもよい。

10

【0042】

前記可撓性本体はエラストマ材料で形成されていてもよい。可撓性のある本体は、任意の適切なエラストマ材料、例えばゴム材料、で形成されていてもよいことが理解されよう。

【0043】

前記細長い本体は、遠隔制御システムと通信するように構成されていてもよい。

請求項1乃至請求項28のいずれか1項に記載の装置。この点で、前記細長い本体は、前記構造体内の前記細長い本体の前記位置及び/又は向きに関する情報を前記制御システムへ出力するように構成されたセンサシステムを備えてもよい。

20

【0044】

一の態様は、対向する壁を有する構造体の内部で用いるための移動ロボット装置を提供し、前記移動ロボット装置は細長い本体を有し、前記本体は、少なくとも第1の方向に移動するように構成される複数のセグメントと、前記複数のセグメントを囲む外側スリーブとを備え、前記外側スリーブの直径及び/又は剛性は、前記第1の方向における前記複数のセグメントのうちの1つ以上の動きに応じて変化するように調整される、移動ロボット装置。

【0045】

そのため、外側スリーブは、より確実な固定と構造体に沿ったより円滑な動きを提供するために、装置の動きに適応する。

30

【0046】

前記外側スリーブは、弾性材料を備えてもよく、前記弾性材料は弾性のメッシュであってもよい。

【0047】

記第1の方向は、前記細長い本体の前記長手方向軸線に沿っていてもよく、前記複数のセグメントが長さを増減するように構成されていてもよい。

【0048】

記第1の方向は、前記細長い本体の前記長手方向軸線に沿っていてもよく、前記外側スリーブの前記直径及び/又は剛性は、長さの減少に応じて増加するように構成されていてもよい。そのため、セグメントの長さが短くなると、外側スリーブはより拡がり、より硬くなる。このことは、セグメントを構造体へ固定するのに役立つ、装置が後方へ滑らないようにするのに役立つ。

40

【0049】

前記第1の方向は、前記細長い本体の前記長手方向軸線に沿っており、前記外側スリーブの前記直径及び/又は剛性は、長さの増加に応じて減少するように構成されていてもよい。そのため、セグメントが元通り長く伸びると、外側スリーブはより狭くなり、より軟らかくなる。これにより、装置は、前方への移動の際に構造体の曲率に容易に適合でき、装置が構造体に沿って円滑に移動できるようになる。大腸内視鏡検査などの用途では、これは患者の不快感を防ぐために重要である。

【0050】

50

一つの適用として、上記の配置のいずれかによる装置は、内視鏡であってもよい。

【0051】

さらなる態様では、上記の態様のいずれかの装置と、駆動信号を前記装置へ出力するように構成された制御システムとを備えたシステムを提供する。

【0052】

さらなる態様は、移動装置を提供し、前記移動装置は細長い本体を有し、前記細長い本体は複数のセグメントを備え、前記セグメントは、可撓性のある本体と、前記可撓性のある本体の前記長さに沿って延びる1つ以上の作動室とを備え、前記1つ以上の作動室は、流体によって作動するように構成され、それにより、前記装置の前記長手方向軸線に沿って前記可撓性本体を収縮及び伸長する並びに/又は前記装置の前記長手方向軸線に対してある角度で曲がるように構成されている。

10

【0053】

そのため、流体は圧送されて作動室に出入りし、そしてその作動室が細長い本体の長手方向軸線に沿って伸縮し、及び/又は、細長い本体の長手方向軸線に対してある角度で曲がる。

【0054】

前記可撓性本体は、前記可撓性本体を貫通して延びる少なくとも1つの空洞を更に備えてもよく、前記少なくとも1つの空洞は、内部補強手段を備える。

【0055】

前記可撓性本体は2つ以上の空洞を備える。

20

【0056】

前記内部補強手段は、流体を受け入れるときに前記1つ以上の作動室の横方向の膨張を抑制するように構成されていてもよい。作動室の横方向の膨張を制約することによって、作動室は、流体が作動室を出入りすると、代わりに長手方向に伸縮する。さらに、内部補強手段によって提供される横方向の膨張に対する制約は、作動室が互いに干渉するのを防ぐことによって、作動室間の相互結合を低減する。その結果、これらの内部補強手段は、隣接する作動室が作動したときに空洞が内側につぶれることも防ぐ。これは、空洞内に入れられる可能性のある他の機器や装置を保護するためにも重要である。

【0057】

前記内部補強手段は、前記可撓性本体と共に収縮する、伸長する、及び/又は曲がるように構成されていてもよい。すなわち、内部補強手段は、作動室が横方向に膨張するのを防ぐように十分に剛性が高い一方、装置の長手方向軸線に沿って伸縮し、且つ長手方向軸線に対してある角度で曲げることができるように構成されている。

30

【0058】

前記内部補強手段の半径方向の剛性は、前記1つ以上の作動室の半径方向の膨張を抑制するようなものとしてもよい。すなわち、内部補強手段は、作動室による半径方向外向きの膨張を防ぐのに適した構造を有する。

【0059】

前記内部補強手段は、ばね、コイル、弾性材料でできた巻きつき細線（巻かれた縫い糸状の太さの細い線）、蛇腹状支持構造、ベローズ構造、又は一連の弾性輪状体のうちの1つであってもよい。

40

【0060】

前記少なくとも1つの空洞が、医療機器、画像装置、及び流体のうちの1つ以上を受け入れるように構成されていてもよい。

【0061】

前記可撓性本体は外部補強手段に囲まれていてもよく、前記外部補強手段は、流体を受け入れるときに前記1つ以上の作動室の横方向の膨張を抑制するように構成されていてもよい。このように、作動室の横方向の膨張を制約することによって、作動室は、流体が作動室に出入りすると、代わりに長手方向に伸縮する。上述のように、作動室の横方向の膨張を制約することによって、作動室は、流体が作動室に出入りすると、代わりに長手方向

50

に伸縮する。

【0062】

前記外部補強手段は、前記可撓性本体と共に収縮する、伸長する、及び/又は曲がるように構成されていてもよい。すなわち、外部補強手段は、作動室が横方向に膨張するのを防ぐように十分に剛性が高い一方、装置の長手方向軸線に沿って伸縮し、且つ長手方向軸線に対してある角度で曲げることができるように構成されている。

【0063】

前記外部補強手段の前記半径方向の剛性によって、前記1つ以上の作動室の半径方向の膨張が制約されるように構成されていてもよい。

【0064】

前記外部補強手段は、ばね、コイル、弾性材料でできた巻きつき細線、蛇腹状支持構造、ペローズ構造、又は一連の弾性輪状体のうちの1つであってもよい。

【0065】

前記可撓性本体はエラストマ材料で形成されていてもよい。可撓性のある本体は、任意の適切なエラストマ材料、例えばゴム材料、で形成されていてもよいことが理解されよう。

【0066】

前記1つ以上の作動室に流体を出し入れするように構成されるポンプを更に備えてもよい。

【0067】

前記装置は、前記複数のセグメントを囲む外側スリーブを更に備えてもよい。

【0068】

前記外側スリーブは、使用時に前記装置の前記長手方向軸線に沿って第1の方向に摩擦を増加させるように構成された表面を備えてもよい。すなわち、装置が特定の方向に動く場合、外側スリーブは、装置が配置された管状構造体の壁との間の摩擦を増加させるように構成されている。これは、装置が後へ滑るのを防ぎ、更に装置が自ら角を曲がって操作するのを助ける。

【0069】

前記外側スリーブが、使用時に前記装置の前記長手方向軸線に沿って第1の方向及び第2の反対方向の摩擦を増加させるように構成された表面を備えてもよい。そうすることで、外側スリーブは、スリーブがどちらの方向にも滑らないことを助けるように構成されている。

【0070】

この点で、前記表面は、第1の姿勢と第2の姿勢との間で移動可能な複数の魚鱗又は繊毛様突起を備えてもよい。

【0071】

前記第1の姿勢は、前記装置の前記長手方向軸線に実質的に平行である前記複数の魚鱗又は繊毛様突起を備えてもよく、前記第2の姿勢は、前記装置の前記長手方向軸線に実質的に垂直である前記複数の魚鱗又は繊毛状突起を備えてもよい。そのため、一方向に移動すると、魚鱗又は繊毛のような突起が装置の表面に対して平らになる場合がある。反対方向に移動すると、魚の鱗又は繊毛のような突起が上向きに立ち、細長い本体の表面に対して垂直になり、それらが中に配置された管状構造体の壁をつかむことができるようになる。そのため、魚鱗又は繊毛のような突起は、セグメントが曲げ角度を変更したときに、表面摩擦を調整するために方向を変更するように構成されている。

【0072】

一つの応用では、前記構成のいずれか1の装置は、内視鏡であってもよい。

【0073】

本発明の更なる特徴及び利点は、ほんの一例として、図面を参照することによって示される、実施の形態の以下の説明から明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

- 【 0 0 7 4 】
- 【 図 1 】 図 1 は、従来技術の内視鏡を示す図である。
- 【 図 2 】 図 2 は、本発明の実施の形態による装置を示す図である。
- 【 図 3 】 図 3 は、本発明の実施の形態の作動を示す図である。
- 【 図 4 a 】 図 4 a は、本発明の実施の形態の第 1 の部分の断面図である。
- 【 図 4 b 】 図 4 b は、本発明の実施の形態の第 2 の部分の断面図である。
- 【 図 5 】 図 5 の (a) 乃至 (c) は、本発明の実施の形態の 3 つの部分の断面図である。
- 【 図 6 】 図 6 は、本発明の作動を示す断面図である。
- 【 図 7 a 】 図 7 a は、本発明の動作を示す断面図である。
- 【 図 7 b 】 図 7 b は、本発明の別の動作を示す断面図である。 10
- 【 図 7 c 】 図 7 c は、本発明の別の動作を示す断面図である。
- 【 図 8 】 図 8 は、本発明の作動を示すブロック図である。
- 【 図 9 】 図 9 は、本発明の代替の作動を示すブロック図である。
- 【 図 1 0 】 図 1 0 は、本発明で用いられるセンサシステムを示す図である。
- 【 図 1 1 】 図 1 1 は、センサシステムの有効性を示すグラフである。
- 【 図 1 2 】 図 1 2 は、本発明で用いられる制御システムのブロック図である。
- 【 図 1 3 】 図 1 3 は、本発明のステップ応答を示すグラフである。
- 【 図 1 4 】 図 1 4 は、使用中である本発明の実施の形態の時間経過シーケンス図である。
- 【 図 1 5 】 図 1 5 の (a) 乃至 (c) は、本発明の有効性を評価するために用いられる試験の結果を示すグラフである。 20
- 【 図 1 6 】 (a) は、本発明の実施の形態を用いた形状推定を示すグラフである。(b) は、本発明の実施の形態を用いた形状推定を示す図である。
- 【 図 1 7 】 (a) 及び (b) は、本発明の実施の形態を用いた形状推定を示す図である。
- 【 図 1 8 a 】 図 1 8 a は、本発明の実施の形態を用いた接触力推定を示す図である。
- 【 図 1 8 b 】 図 1 8 b は、本発明の実施の形態を用いた接触力推定を示す図である。
- 【 図 1 9 a 】 図 1 9 a は、本発明の実施の形態を用いた接触力及び剛性の推定を示す図である。
- 【 図 1 9 b 】 図 1 9 b は、本発明の実施の形態を用いた接触力及び剛性の推定を示す図である。
- 【 図 1 9 c 】 図 1 9 c は、本発明の実施の形態を用いた接触力及び剛性の推定を示す図である。 30
- 【 図 2 0 a 】 図 2 0 a は、本発明の実施の形態を用いた接触力推定を示すグラフである。
- 【 図 2 0 b 】 図 2 0 b は、本発明の実施の形態を用いた接触力推定を示すグラフである。
- 【 図 2 0 c 】 図 2 0 c は、本発明の実施の形態を用いた接触力推定を示すグラフである。
- 【 図 2 1 a 】 図 2 1 a は、本発明の実施の形態による装置を示す図である。
- 【 図 2 1 b 】 図 2 1 b は、本発明の実施の形態による装置を示す図である。
- 【 図 2 2 a 】 図 2 2 a は、本発明の実施の形態による装置の一部の斜視図である。
- 【 図 2 2 b 】 図 2 2 b は、本発明の実施の形態による装置の一部の断面図である。
- 【 図 2 3 】 図 2 3 は、本発明の実施の形態による装置を駆動するために用いられるポンプを示す図である。 40
- 【 図 2 4 a 】 図 2 4 a は、本発明の実施の形態による装置の一部の斜視図である。
- 【 図 2 4 b 】 図 2 4 b は、本発明の実施の形態による装置の一部の斜視図である。
- 【 図 2 4 c 】 図 2 4 c は、本発明の実施の形態による装置の一部の断面図である。
- 【 図 2 5 】 図 2 5 は、本発明の実施の形態による装置の構成を示すブロック図である。
- 【 図 2 6 】 図 2 6 は、本発明の実施の形態による装置の第 1 の表面を示す図である。
- 【 図 2 7 a 】 図 2 7 a は、本発明の実施の形態による装置の第 2 の表面を示す図である。
- 【 図 2 7 b 】 図 2 7 b は、本発明の実施の形態による装置の第 2 の表面を示す図である。
- 【 図 2 8 a 】 図 2 8 a は、本発明の実施の形態による装置の第 3 の表面を示す図である。
- 【 図 2 8 b 】 図 2 8 b は、本発明の実施の形態による装置の第 3 の表面を示す図である。
- 【 発明を実施するための形態 】 40

【0075】

図2は、本発明の実施の形態によるロボット装置1を示す。装置1は、3個のセグメントを備える細長い本体を有し、その3個のセグメントは、第1の端部セグメント102と、中央セグメント104と、第2の端部セグメント106とである。細長い本体100は、弾性特性を有する材料でできている外側スリーブ116で覆われている。この例では、外側スリーブ116は弾性メッシュである。この実施例では、装置1は、第1の端部セグメント102の先端112にあるハウジング110内に配置されたカメラ108も含む。しかしながら、カメラは、第2の端部セグメント106の先端114に配置されてもよく、及び/又は、意図される用途に応じて他のいくつかの検出機器と交換してもよい。

【0076】

各セグメント102、104、106は、各セグメント102、104、106の動きを駆動するための作動機構（不図示）からなる。各セグメント102、104、106は、多関節ストロー（articulated straw）の曲げ可能部分の構成に類似したコンチェルティナ型構成を有する。そのため、各セグメント102、104、106は、装置1の長手方向軸線に沿って収縮及び伸長できるような直線自由度（DOF）を有する。中央セグメント104がこの単一の直線自由度のみを有する一方、第1の端部セグメント102及び第2の端部セグメント106は、2つの軸周りの曲げを可能にする2つの回転自由度も有する。したがって、端部セグメント102、106は3つの自由度を有する。しかしながら、配置によっては、端部セグメント102、106は、2つの自由度、すなわち、直線自由度及び単一軸周りの曲げを可能にする単一の回転自由度、のみを有してもよい。そのような構成では、単一の新しい自由度が追加されることにより、2つの端部セグメント102、106が互いに対してそれらの長手方向軸線の周りを回転できるようになる。この新しい自由度は、端部セグメント102と端部セグメント106との間に相対回転を生成する限り、本体100のどこに配置してもよい。そのような構成は、端部セグメント102、104が3自由度を有する装置1と同じ移動運動が可能である。上記の配置のすべてにおいて、装置1はまた、その長手方向軸線を中心に回転することもまた可能であろう。

【0077】

装置1を収容するソフトメッシュ116は、装置1の動きとともに収縮及び伸長するという点で適応性もある。この点で、セグメント102、104、106が長手方向軸線に沿って収縮すると、セグメント102、104、106を覆っているメッシュ116は外側に拡がり、それによりセグメント102、104、106の直径が増加する。セグメントの長さが短くなるにつれてメッシュ116は圧縮され、セグメント102、104、106の剛性も高まる。逆に、セグメント102、104、106が長手方向軸線に沿って伸長すると、メッシュ116を元の形状に引き戻し、それによりセグメント102、104、106の直径が減少する。同様に、セグメント102、104、106の伸長により、メッシュ116が軟らかくなる。これについては、以下詳細に説明する。

【0078】

装置1を動かすために用いられる作動機構は、装置1内に設けられたフィードバックシステムとの間で通信する適切な制御機器（不図示）によって遠隔制御される。例として、作動機構は、図4a及び図4bを参照して以下詳細に説明するように、直流モータに取り付けられたプーリに巻かれた腱を備えることができる。腱を制御するモータは、図10及び図12を参照して以下詳細に説明するように、外部制御システムによって制御され得る。この目的のため、作動機構には、制御システムにフィードバックを提供するセンサシステムが装備されている。制御システムは、センサシステムから受信したフィードバック信号を処理して、モータへ出力される制御信号を生成する。したがって、作動機構と制御システムとの間の連続的なフィードバックループは、装置1が挿入された管状構造体を通して装置1が自らを操縦できることを意味する。

【0079】

図3を参照して、装置1の作動を以下に説明する。図3(a)に示すように、装置1は

10

20

30

40

50

、最初に管状構造体 200 内に配置される。この段階で、3 個のセグメント 102、104、106 のすべてが完全に伸長し、同じ長手方向の平面に横たわるため、装置 1 は全体として真っ直ぐな構成をとる。管状構造体 200 に沿って移動を開始するためには、第 1 の端部セグメント 102 が、図 3 (b) に示すように、長手方向軸線に対してある角度で曲がる。これを行う際に、第 1 の端部セグメント 102 の先端 112 は、管状構造体 200 の一方の壁 202 を押し、続いて第 1 の端部セグメント 102 の本体 206 を反対側の壁 204 に押し付ける。これにより、管状構造体 200 の壁 202、204 の間に第 1 の端部セグメント 102 を嵌まり込ませる。第 1 の端部セグメント 102 が曲げられる角度は、管状構造体 200 の直径に従って適応させることができる。その目的は、第 1 の端部セグメント 102 を、2 つの壁 202、204 へ過度の力を加えることなく、管状構造体 200 内にしっかりと嵌まり込ませる程度に曲げることである。これは、管状構造体 200 の直径がその長さに沿って変化する場合の内視鏡処置などの適用において特に有用である。さらに、固定力の大きさを制御する能力は、管状構造体 200 への損傷を防ぐのに特に有用である。

10

【0080】

次に、図 3 (c) に示すように、中央セグメント 104 は、直線的に収縮する。第 1 の端部セグメント 102 が管状構造体 200 に固定されているので、中央セグメント 104 の収縮により、第 2 の端部セグメント 106 が、管状構造体 200 の長さに沿って、第 1 の端部セグメント 102 に向かって前方に引っ張られる。

20

【0081】

中央セグメント 104 が収縮位置にある間に、図 3 (d) に示すように、第 1 の端部セグメント 102 は真っ直ぐに戻り、管状構造体 102 の把持を解放する。次に、図 3 (e) に示すように、第 2 の端部セグメント 106 が曲がり、管状構造体 200 の壁 202、204 の間に自らを嵌まり込ませる。そのため、第 2 の端部セグメント 106 の先端部 114 は、管状構造体 200 の 1 つの壁 202 を押し、続いて、第 2 の端部セグメント 106 の本体 208 を反対側の壁 204 に押し付ける。上述のように、第 2 の端部セグメント 106 が曲げられる角度は、管状構造体 200 のサイズに応じて調整できる。第 2 の端部セグメント 106 が管状構造体 200 の壁 202、204 の間に固定されると、中央セグメント 104 は伸びて元に戻り、それにより図 3 (f) に示すように第 1 の端部セグメント 102 を前方に駆動する。

30

【0082】

この工程を繰り返して、ぜん虫の動作に似た方法で装置 1 を前方へ少しずつ動かす。同様に、装置 1 は、逆の順序で実行される全く同じ移動の動きを用いて反対方向に移動できる。

【0083】

装置 1 が各作動で移動する距離及び速度を増加させるために、第 1 の端部セグメント 102 及び第 2 の端部セグメント 106 も直線的に収縮及び伸長する。すなわち、第 1 の端部セグメント 102 が管状構造体 200 の壁 202、204 の間に嵌まり込むと、中央セグメント 104 と第 1 の端部セグメント 102 との両方が長手方向に収縮して第 2 の端部セグメント 106 を前方に引く。同様に、第 2 の端部セグメント 106 は、管状構造体 200 に自らを固定する前に直線的に収縮し、次いで、第 1 の端部セグメント 102 を前方に駆動するために中央セグメント 104 と共に直線的に伸びる。

40

【0084】

上述のように、セグメント 102、104、106 が長手方向に収縮又は伸長すると、装置 1 を収容しているソフトメッシュ 116 は、この動きに伴って膨張又は収縮する。例えば、図 3 (c) 及び図 3 (d) に示すように、中央セグメント 104 が収縮すると、メッシュ 116 は外側に膨張し、中央セグメント 104 は、管状構造体 200 の幅を満たすように直径が大きくなる。これを行う際には、ソフトメッシュ 116 は剛性が増加し、これにより、装置 1 と管状構造体 200 の壁 202、204 との間の摩擦をより大きくすることができる。これにより、第 1 の端部セグメント 102 が図 3 (d) でその把持を解放

50

して、第2の端部セグメント106が図3(e)でそれ自体を固定する間、装置1が後方に滑らないようになる。同様に、メッシュ116のこのような膨張は、管状構造体200の壁202、204の間で第1の端部セグメント102及び第2の端部セグメント106の固定を強化するのに役立つことができる。したがって、セグメント102、104、106のそれぞれは、完全に収縮した構成にあるとき、それらの最大直径となり且つ最も硬い。

【0085】

逆に、セグメント102、104、106が伸びて元に戻ると、メッシュ116は収縮して元の構成に戻り、セグメント102、104、106の直径が減少して軟らかくなる。そのため、セグメント102、104、106のそれぞれは、完全に伸長された構成にあるとき、それらの最小直径にあり且つ最も軟らかい。その結果、セグメント102、104、106を軟らかくすることができるため、前方移動中に管状構造体200の湾曲に容易に適合することができ、管状構造体200を通る滑らかで障害のない動きの確保に役立つ。このことは、管状構造体200の内部に最小限の損傷しか生じないことを保証するために重要である。このことは、患者が感じる不快感の大きさの制限に役立つため、例えば管状構造体200が人間の結腸である場合には大腸内視鏡検査のような用途で特に重要である。

10

【0086】

そのため、適応性があるメッシュ116により、装置1の特性、すなわち装置1の剛性及び直径、をその場で調整でき、したがって周囲環境に適応させることができる。これは、長さに沿って同じ構成を持たない人間の結腸などの管状構造体200に特に有用である。

20

【0087】

装置1の固定を更に改善するために、第1の端部セグメント102及び第2の端部セグメント106は、図7a~図7cに示すように、挟む動作ができる。図7aは、管状構造体200内の真っ直ぐな構成にある装置1を示す。図7bでは、第1の端部セグメント102は、管状構造体200の壁202、204の間で自らが嵌まり込む又は押し込まれるように角度をつけて曲げられており、それにより前述のように「J」形状を作り出す。固定の量を増やすために、第1の端部セグメント102は更に曲がって「C」形状を形成し、それによって管状構造体の1つの壁202を挟んでもよい。これにより、中央セグメント104及び/又は第2の端部セグメント106が長手方向に収縮して装置1を前方に少しずつ動かすときに、管状構造体200内で後方に滑らないことが保証される。

30

【0088】

上記の配置では、装置1は3個のセグメントを含むが、装置1は2個のセグメントを含むものでもよい。この点において、装置1は、中央セグメント104と、端部セグメント102及び106のうちの1つとを含んでもよい。すなわち、2つ又は3つの自由度を持つ単一のセグメントと、単一の直線的な自由度を持つ単一のセグメントとである。このような配置では、動きの方向が装置1を管状構造体200に固定しているセグメント102、106によって特定されるので、装置1は管状構造体200内で一方向にのみ移動できる。あるいは、装置1は、端部セグメント102、106の2個、すなわち、2つ又は3つの自由度を有する2個のセグメントを含むものでもよい。そのような配置は、管状構造体200内で双方向に移動できる。

40

【0089】

ここに記載された例では、装置1は管状構造体200に沿って移動するように示されている。しかしながら、当業者は、端部セグメント102、106が自らを固定できるような2つの対向する壁を有する任意の構造体に沿って装置1が移動できることを理解するであろう。

【0090】

例として、装置1を、以下説明するように、医療検診用の内視鏡として使用してもよい。

50

【 0 0 9 1 】

- 例 -

[I . はじめに]

大腸癌は世界の既知の癌症例の約 10% を占めており、そのため医療サービスにとって深刻なコスト負担となっている（段落 0 2 0 2 に記載の文献 2 参照）。不快感への恐怖が、患者が定期的な腸検診に参加しない重要な理由であることを示唆する証拠がある。定期的な検診は、腸癌の予防にとって最良且つ最も効果的な方法の 1 つであるため（段落 0 2 0 2 に記載の文献 1 9 参照）、検診対象患者の半数よりわずかに多い人が大腸内視鏡検査を受けることを拒否するという事実は、検診計画の努力を損なうものである。従来のプッシュ型内視鏡に対してより快適な代替品を見つければ、定期的な事前検診への参加を大幅に増やすことができる。ぜん虫のようなロボットは、内視鏡を押し進めるためのまさにそのような代替手段を提供し、ぜん虫のようなロボット内視鏡の設計の改善に向けた研究は、人々の健康と幸福に大きな影響を及ぼす可能性がある。ここでは、軟らかな複数のセグメントからなるぜん虫ロボットの新たな設計を紹介する。

10

【 0 0 9 2 】

近年、ぜん虫のようなロボットが数多く提案されてきている。初期のメッシュベースのロボットは、特に大腸内視鏡検査での使用を目的とした 3 個の空気圧作動セグメントで構成されていた（段落 0 2 0 2 に記載の文献 1 4 参照）。人工筋肉に基づいた袋型構造体を膨らませて、特定のセグメントで膨張と収縮とを起し、これを適切なシーケンスで行って、ぜん動運動を達成した。この装置は、人間の腸に近い剛性のあるプラスチック管でテストされ、5 mm / 秒の速度を達成した。メンシアッシ（M e n c i a s s i）他は、[段落 0 2 0 2 に記載の文献 1 5] 及び [段落 0 2 0 2 に記載の文献 1 6] で、形状記憶合金（S M A）アクチュエータに依存してぜん虫のような匍匐運動を生成する装置を作成した。装置が確実に前方へ移動するように、小さなフックがロボットの外皮に埋め込まれ、一方向の摩擦を増加させた。この特徴は、前方への移動中は効果的であるが、装置の後方への移動を妨げる。[段落 0 2 0 2 に記載の文献 1 2] 及び [段落 0 2 0 2 に記載の文献 1 3] に示された設計は、歯車を設けた直流モータに依存してセグメント間のリンクを作動させ、ぜん動運動を生成する。さらに、最前又は最後のいずれかのセグメントが周囲環境に対する摩擦を増加させることができる [段落 0 2 0 2 に記載の文献 1 3] に示されたシステム内に、固定機構を組み込んだ。この固定機構は制御可能であり、装置は前後に移動できた。[段落 0 2 0 2 に記載の文献 1 7] に示された設計は、一連の S M A アクチュエータによって変形する、パネのような軟らかいメッシュで構成されている。アクチュエータの配置は、一般的なミミズで輪状筋及び縦走筋がどのように機能するかで思い付きを得ている。運動はぜん動運動によって達成される。さらに、各セグメントの位置フィードバック制御を実現するために、検出システムを利用した。

20

30

【 0 0 9 3 】

従来の内視鏡に代わる多くの商用代替品が存在する。これには、エアロスコープ（A e r o s c o p e（段落 0 2 0 2 に記載の文献 2 0 参照））、インベンドスコープ（I n v e n d o s c o p e（登録商標）（段落 0 2 0 2 に記載の文献 2 1、2 2 参照））、ネオガイド（N e o G u i d e（段落 0 2 0 2 に記載の文献 2 3、2 4 参照））、及びエンドティックスシステム（E n d o t i c s S y s t e m s（段落 0 2 0 2 に記載の文献 2 5 参照））が含まれる。推進方法に関しては、E n d o t i c s のみがオンボードのぜん虫から思いついた移動システムを用いている。E n d o t i c s システムは、2 つの端部のいずれかを固定するために、局所結腸組織の吸引とクランプを含む技術に依存している。まず、吸引とクランプを用いて前部セグメントを固定する。次に、中央セグメントを収縮させて後部セグメントを前方に移動させ、その後、後部セグメントを固定する。次に、中央セグメントが伸長し、このシーケンスが繰り返され、シャクトリムシ（inchworm）の動きと同様に装置が前方に駆動される。カメラと生検ツールを備える前部セグメントが、端部セグメントを方向付けることができる。

40

【 0 0 9 4 】

50

一般に、上記の研究試作品は、単自由度(DOF)のセグメントを用いる。内視鏡検査でカメラの向きと操縦とを制御する必要があることを考えると、単自由度システムは十分ではない。(ほとんどの場合)商用設計では、カメラの方向づけと操縦とが可能である。Endoticsのみが、内視鏡を推進するために局所的に結腸に加えられる力に依存している。Endoticsの設計では、固定及びカメラの向き/操縦のために2つの分離した機構を用いている。ここで提案される設計の利点は、1つの機構だけで、固定及びカメラの方向/操縦の両方を実現することである。したがって、設計の複雑さはEndoticsに比べて軽減される。内視鏡の直径を非常に小さくする必要があることを考えると、複雑さを減らすことで信頼性を高めることができる。さらに、この装置は、曲げ固定法を用いることにより、さまざまな結腸の直径に適応できる。

10

[II. 設計]

A. 概要

【0095】

ロボット(図2を参照、装置1の一端112に内視鏡カメラ108が取り付けられた組み立て済み試作品1を示す)は、3個の別々のセグメント102、104、106で構成される。各セグメント102、104、106は、図4a及び4bに示すように、腱402によって拮抗的に駆動される弾性メッシュ構造体116からなる。腱402は、直流モータに取り付けられた滑車に巻きついている。モータが回転すると、腱402の長さが増加し、メッシュ本体116を圧縮する又は伸長する。各セグメント102、104、106の収縮は、腱402を短くすることによって達成され、メッシュ116が能動的に引っ張られる。伸長は、腱402に緩みを与えることによって達成され、メッシュ116はその自然な弾性のために受動的に拡張できる。前部及び後部セグメント102、106は、3個のモータ404によって作動する。したがって、収縮と伸長を達成するための1つの直線自由度と、2つの軸線の周りの曲げを可能にする2つの回転自由度がある。中央セグメント104は、収縮及び伸張のための単一の直線自由度のみを有する。これに関して、中央セグメント104は、単一のモータアセンブリ408によって作動する。設計はモジュール式であり、セグメントは任意の順序で組み合わせることができ、モータハウジングは意のままにメッシュ間で交換できる。これを念頭に置くと、任意のセグメント102、104、106の基本構造は同じである。この目的のために、端部セグメント102、106は、中央セグメント104上の雄カラー410と連結するように配置された雌カラー406を備えてもよい。この基本構造を図4a及び図4bに示す。図4a及び図4bは、3自由度セグメント(4a)及び1自由度セグメント(4b)のコンピュータモデルの断面を示す。

20

30

【0096】

システムの内視鏡としての機能を評価するために、照明LEDを備えた小型のUSBカメラ(直径6mm、解像度640x480)を試作品の端部に取り付けた。最終的な試作品の長さは約50cmであった。カメラケーブルは、特別に設計した通路を使って駆動組立体に通した(図5を参照)。図5は、2つの駆動組立体204、208及び端部キャップ212の正面図を示し、ワイヤ及び作業チャンネルが通過できる場所を示す。これらの通路の大きさは、後で簡単に拡大できる。カメラは、前部の先端に取り付けられたプラスチック製ハウジングに固定されており、後で生検ツールなどの追加機器を取り付けることが可能になる。

40

【0097】

ロボットの本体は、段落0202の参考文献26で提案されているポリエチレンテレフタレート(PET)のメッシュ材料で構成される。メッシュは、特殊設計の型の周りで熱処理されて、リブ構造を備えている。各メッシュの可撓性部分の長さは約80mmであり、ひずみ範囲0~50%で剛性は0.223N/mmであり、この設計には十分であった。外側メッシュは、滅菌を確実にするために水密で使い捨てにすることができ、最小限の洗浄と滅菌をすることで駆動組立体を再利用できる。

50

【 0 0 9 8 】

すべてのカラーの外径は26mmである。非圧縮時のメッシュの最大外径は約31mmであり、圧縮時のそれは35mmである。メッシュが軟らかい素材であることを考えると、これらの直径は、剛性カラーノ駆動組立体の直径と比較してそれほど重要ではない。ただし、結腸の直径は最も狭いところで直径が約26mmであるため（段落0202に記載の文献27参照）、今後の設計の繰り返しにて装置の直径を小さくする必要がある。検出システムを再設計することによって、直径を大幅に縮小できる（セクションIII-Bを参照）。

B . 移動戦略

10

【 0 0 9 9 】

提案の移動戦略（提案の移動シーケンスの単一の反復を示す図3を参照）は、結腸の壁とロボットの皮膚との間の摩擦力を選択的に増加させるために、端部セグメントの曲がる能力を利用している。装置は常に管状の環境の中で移動すると仮定されるため、1個のセグメントを十分に大きな角度に曲げると、所定の位置に「押し込まれる」。曲げセグメントの先端が結腸壁の片側に押し付けられると、セグメントの湾曲した中央部分が反対側の壁に押し付けられる。メッシュは柔軟性のため、変形し、結腸の損傷を防ぎ、結腸壁と曲げられたセグメントとの間の摩擦を増加させ、それにより所定の位置に固定する。この方法の主な利点は、変化する結腸の直径に適応するようにセグメントの曲げ角度を調節することである。人間の結腸の直径は結腸内の場所によって大きく異なるため（段落0202に記載の文献26参照）、この適応性は内視鏡検査に非常に役立つ。

20

【 0 1 0 0 】

「押し込まれる」方法に加えて、3自由度セグメントの1つを十分に大きな角度に曲げて、ぜん虫が管腔を「挟む」こともでき（図6を参照。これは、押し込まれるだけでなく管腔を「挟む」ような端部セグメントの能力を示す）、3自由度セグメントの両端の間にある管腔の小さな部分を押さえる。これにより、装置が管腔に自分自身を固定する能力が更に向上する。

【 0 1 0 1 】

前進運動は、端部セグメントの1個のみを固定することで実現される。中央セグメントは、収縮又は伸長することによって、固定端に対して固定されていない端部セグメントを移動できる。したがって、正しいシーケンスで行われると、前方又は後方への移動が達成できる。さらに、各端部セグメントは曲がることのできるため、装置を曲折部にて積極的に操縦し、端部に取り付けたカメラの向きを制御できる。人間の結腸は非常に曲がりくねっている可能性があることを考えると（段落0202に記載の文献26参照）、この操縦能力は重要である。

30

C . 移動解析

【 0 1 0 2 】

提案の移動シーケンスの各反復で、ロボットの先端が前進する理論上の距離は、下記の式（A）で示す中央セグメントの収縮距離に等しい。これを図8に示す。図は、移動シーケンスの簡略図を提供する。また、各反復にかかる合計時間は下記の式（B）で示す値に等しい。したがって、ロボットの理想的な速度は以下の式（1）のように表すことができる。

40

【 数 A 】

$$\Delta x_{e,ideal} \quad (A)$$

【数 B】

$$\Delta t_{tot} \quad (B)$$

【数 1】

$$v_{ideal} = \frac{\Delta x_{e,ideal}}{\Delta t_{tot}} \quad (1)$$

式(1)から、速度 v_{ideal} を上げるには式(A) ($x_{e,ideal}$) を上げる又は式(B) (Δt_{tot}) を下げる必要があることは明らかである。各セグメントをできるだけ速く動かすだけで速度は向上するが、シーケンス自体を変更することによっても、パフォーマンスを向上させる可能性がある。図8に示すシーケンスでは、任意の定められた時間に1つのセグメントだけが移動を許容される。セグメントの同時移動を許容することにより、元のシーケンスの段階がスキップされ、式(B)で示す値を減らすことができる。これは、セグメントが同時に移動するように、基本シーケンスの段階を組み合わせることによって達成される。例えば、固定段階と非固定段階が2つの端部セグメントに対して同時に実行された場合、6段階に対して4段階のみが必要になる。換言すれば、 t_0 及び t_3 の段階は削除される。これを図9に示す。図9は、非理想性が発生する改善された移動シーケンスの1回の繰り返しの図を示す。ここで、 s_i は滑った距離を示し、 x_e は中央セグメントの実際の伸長距離を示す。

【0103】

装置のパフォーマンスをより明確に理解するために、移動の効率を次のように定義できる。

【数 2】

$$\eta_{loc} = \frac{v_{real}}{v_{ideal}} \quad (2)$$

ここで η_{loc} は移動効率であり、 v_{real} は装置の測定速度である。図9に示すように、移動の効率の低下は主な2通りがある。第1に、外部摩擦により中央セグメントが完全には伸長しない場合である。メッシュの伸長を直接制御することはできないため(受動的に伸長することを「許容する」ことのみが可能である)、この中央セグメントが操作中に完全に伸長しない可能性がある。第2に、固定力は端部セグメントの1つでは不十分であり、固定されたセグメントが滑る可能性がある。したがって、各反復で前方に移動した実際の距離 x_f を以下のように定義できる。

【数 3】

$$\Delta x_f = \Delta x_e - \Delta x_s \quad (3)$$

ここで x_s は式Cであらわされる。次に、実際の速度 v_{real} は、以下の式(4)のように定義できる。

【数 C】

$$\Delta x_s = \Delta s_1 + \Delta s_2 \quad (C)$$

【数 4】

$$v_{real} = \frac{\Delta x_e - \Delta x_s}{\Delta t_{tot}} = \frac{\Delta x_f}{\Delta t_{tot}} \quad (4)$$

【0104】

このことから、装置の作動をより良く理解するために、追加の移動効率を定義できる。

式(1)と式(4)とを式(2)に代入すると次式(5)を得る。

【数5】

$$\eta_{loc} = \frac{\Delta x_f}{\Delta x_{e,ideal}} = \frac{\Delta x_e}{\Delta x_{e,ideal}} \cdot \frac{\Delta x_f}{\Delta x_e} = \eta_e \eta_a \quad (5)$$

ここで $\eta_e = x_e / x_{e,ideal}$ 及び $\eta_a = x_f / x_e$ である。

膨張効率 η_e は、どのくらい理論効率が達成されたかを評価する。固定効率 η_a は、移動シーケンスの間にどのくらい効率的にシステムが固定できたかを評価する。したがって、2つの個別の量を測定して、装置の2つの主要なパフォーマンスの側面を評価できる。

10

D. シーケンスの実装

【0105】

移動シーケンスを簡単に実装するには、各シーケンスを2つの個別の部分に分割すると便利である。すなわち固定/非固定と収縮/伸長である。個々の部分が常に同じ時間で実行されると仮定するのは理にかなっている。また、移動シーケンスの詳細に関係なく、前進運動を生成するには、必然的に中央セグメントの収縮段階と伸長段階が必要になる。それゆえ、式(1)を次のように書き換えることができる。

【数6】

$$v_{ideal} = \frac{\Delta x_{e,ideal}}{N_{anch} \Delta t_{anch} + 2 \Delta t_{con}} \quad (6)$$

20

ここで、 N_{anch} は、シーケンス内に存在する固定/非固定段階の回数を示し、 t_{anch} は、単一の固定/非固定段階に費やす時間を示し、 t_{con} は、単一の圧縮/伸長段階に費やされる時間を示す。式(6)では、 N_{anch} のみが移動シーケンス自身の設計に依存する。変数 $x_{e,ideal}$ 、 t_{con} 及び t_{anch} は、この装置に用いられるアクチュエータ及びハードウェアの限界に依存する。したがって、 N_{anch} は、与えられた移動シーケンスを確認できる設定変数である。この場合、 $N_{anch} = 2$ である。

[III. 設計上の特徴]

A. アクチュエータの選択

30

【0106】

幅広い可用性と低コストの故に、ロボットを作動させるための小型直流モータを選択した。Precision Microdrives 206-10Cを選択して3自由度セグメントを駆動した。1自由度セグメントには、より大きなPrecision Microdrives 212-103 12mm 直流モータが選択された。これらのモータの関連特性を表1にまとめる。

【表 1】

表 1 モータの関連特性の概要

特性	モータ	
	3自由度	1自由度
定格ボルト [V]	3	3
直径 [mm]	6	12
長さ [mm]	24.0	20.8
定格トルク [mN-m]	10	40
定格速度 [rpm]	37	22
プーリ半径 [mm]	2	5
定格セグメント圧縮速度 [mm/s]	7.75	11.5
定格セグメント圧縮長さ [mm]	67	36

10

【0107】

20

これらの値を用いて、移動シーケンスのパラメータを以下のように選択した： $x_{e, id}$
 $e_{a1} = 45 \text{ mm}$ 、 $t_{anch} = 3 \text{ 秒}$ 及び $t_{con} = 4 \text{ 秒}$ 。

B. 検出

【0108】

各腱にフィードバック制御を実行するために、ホール効果ベースのセンサシステムを用いた。この原理を図10に示す。図10は、検出システムの機能を図示するためのプーリの下面図である。直径方向に磁化されたリング形状の磁石1002が、各直流モータの軸体1004に取り付けられた各プーリ1000の底部に埋め込まれている。2個のホール効果センサ1006、1008を、プーリ1000の周囲に90°離れて配置した。各センサ1006、1008の信号は、プーリの角度位置によって正弦波的に変化した。2つのセンサ1006、1008は物理的に90°離れていたため、正弦波のセンサ信号も90°位相がずれていた。それぞれが範囲[1, -1]の値を持つように2つの信号を線形にマッピングした後、プーリ1000の角度は以下を用いて計算できる。

30

【数7】

$$\theta(t) = \text{Atan2}[h_1(t), h_2(t)] \quad (7)$$

ここで $h_1(t)$ 及び $h_2(t)$ は、マッピング後のホール効果センサの読みである。プーリ1000の絶対角度はいつでも分かるため、いくつかの初期の腱の長さに関連するプーリ角度の知見で、各腱の長さを計算することが可能であった。

40

【数8】

$$L(t) = L(0) + [\theta(t) - \theta(0)] \cdot r_{pulley} \quad (8)$$

【0109】

検出システムを評価するために、ポテンシオメータをプーリへ堅固に取り付けてプーリ角度の信頼できる測定を得た。2つの測定値の比較を図11に示す。これは、ポテンシオメータで測定された角度（「真の角度」）とホール効果検出システムで測定された角度（「計算された角度」）との比較プロットを示している。

50

C . 制御

【 0 1 1 0 】

各腿の長さを制御するために、簡単なPIDコントローラを選択した。このコントローラは、各セグメントのホール効果センサからの信号を処理し、PID制御出力を計算する単一のマイクロコントローラ(MCU)ボード上に実装した。第2の経路計画(path planning)を行うMCUは、高レベルの経路制御情報を計算し、I²Cバスを介してこの情報を他のMCUへ送信する。これを図12に示す。図12は、実装された制御システムのブロック図である。

10

[I V . 実験]

【 0 1 1 1 】

2つの実験を行った。第1に、収縮/伸長運動の有効性を調査するために、中央セグメントのステップ応答を評価した。第2に、擬似結腸を通じて試作品を実行した。

A . ステップ応答

【 0 1 1 2 】

中央セグメントが正確に収縮していることを確認するために、完全に組み立てた試作品で簡単なステップ応答テストを実行した。これには、中央セグメントに、伸張されていない状態から指定された新しい長さに収縮し、元の長さに戻るように命令することが含まれていた。視覚システムを用いて、中央セグメントの端にあるマーカの真の位置を評価した。

20

【 0 1 1 3 】

この結果を図13に示す。図13は、さまざまな収縮距離に対する中央セクションのステップ応答を示す。破線は要求される経路を示し、実線はセグメントの端部の実際の位置を示す。このことから、システムが動的経路に追従することに関していくつかの問題を示していることは明らかである。ただし、システムは最終目標位置に到達する点で十分に精確である。一方、元の長さへ伸長して戻ると、セグメントは元の位置には到達しない。これは、低伸長での、摩擦を克服するには十分でない低復元力が原因であると考えられる。

30

B . 擬似結腸

【 0 1 1 4 】

試作品を、擬似結腸を通じて走らせた。可撓性プラスチック「バブルラッピング」のシートを管状に丸めて擬似結腸を作成した。これは、主に、柔らかく柔軟な特性を持つがゆえに、適切な実験的シミュレーションとして選択したものである。管の直径は凡そ50mm、長さ1200mmであった。その内面は乾燥して滑らかであった。管は、多くのバブルラッピングの追加層の上にあるベンチに置かれた。結腸は部分的にしか垂れ下がっていないので、腹腔内で可動性であるという事実をより良く説明するために、管の一端のみをテーブルに固定し、他端は自由に動けるようにした。ロボットは管の自由端で動き始め、固定端へ向かって移動する。

40

【 0 1 1 5 】

両端セグメントの曲げ角度は、擬似結腸でのテスト中に試行錯誤によって選択された。すべてのセグメントが真っ直ぐに伸びた状態で、ロボットは約1.1Nの静止摩擦力を受けることが分かった。前部セグメントが曲がると、この摩擦力は約2.0Nに増加し、このため、セグメントのつかえ戦略(jamming strategy)が実際の結腸で機能する可能性があることが検証された。

【 0 1 1 6 】

移動シーケンスの単一反復の時間経過シーケンスを図14に示す。ぜん虫のような構造体の2つのマーカの位置を用いて、セクションIIで論じた移動パラメータを計算した。図14では、マーカの位置がドットで示されており、搭載カメラからの対応する画面が各

50

写真の右側に表示される。図 15 (a) に、中央セグメントの後方及び前方ポイント (それぞれ x_1 と x_2) の位置のプロットを示す。図 15 (a) は、実験全体の位置を理論上の位置と比較して示す。

【 0 1 1 7 】

移動距離の合計と、ぜん虫が最終位置に到達するまでの合計時間とを測定することで装置の平均速度を計算した。これにより、前述の理想的な速度の知見を用いて η_{loc} を計算した。

【 0 1 1 8 】

次に、生データを分離して、各反復を個別に分析できるようにした。個々の反復からのデータを、固定の 1 秒間隔で比較した。このデータを用いて、1 回の反復中に特定のマーカの平均軌跡を作成することができた。これらの結果は、図 15 (b) 及び (c) に見ることができる。図 15 (b) は、1 つのシーケンス反復中の中央セグメントの平均位置を示す。簡単にするために、中央セグメントが常にゼロから始まることを示すように、結果は正規化されている。図 15 (c) は、1 回のシーケンス反復での中央セグメントの平均伸長を示す。

10

【 0 1 1 9 】

L_0 として示される x_1 と x_2 の間の最初の距離に着目することによって各反復での伸長を計算する。次に、各反復に対して、各反復の総伸長を以下に従って計算した。

【 数 9 】

$$\Delta x_e = x_2(t_4) - x_1(t_3) - \Delta L_0 + \Delta x_{e,ideal} \quad (9)$$

20

ここで、各反復の開始時に関連する値としてはそれぞれ $t_3 = 10$ 秒及び $t_4 = 14$ 秒である。また、セグメントが収縮したときにゼロの値が取得され、完全な伸長が発生した場合 $x_{e,ideal}$ に等しい値が取得されるように $x_{e,ideal}$ を追加した。平均軌道の分析結果を表 2 に示す。

【 表 2 】

表 2 平均移動テスト結果

v_{real}	Δx_f	Δx_e	Δx_s	η_{loc}	η_e	η_a
[mm/s]	[mm]	[mm]	[mm]			
1.21	16.99	39.70	22.71	0.38	0.88	0.43

30

[V . 検討及び結論]

【 0 1 2 0 】

試作品は全体としてかなり良好に機能した。実験で判明した平均速度は 1.21 mm/s であり、装置は 1850 mm の長さの平均的な人間の結腸 (段落 0 2 0 2 に記載の文献 1 7 参照) の一方の端から 30 分以内に他方の端まで移動できる (又は往路と復路の両方の行程を完了するためにかかる時間は 1 時間弱) 。これは、手順全体で約 45 分を要する可撓性を有する内視鏡の検査の既存の技術と一致する (段落 0 2 0 2 に記載の文献 2 8 参照) もの、鎮痛剤がなくても、潜在的に痛みが少ない (痛みが全くない場合もある) という利点があり、これは標準の可撓性のある大腸内視鏡検査中に要求されていることである。

40

【 0 1 2 1 】

伸長効率はかなり高かった。図 15 (c) の $t = 10$ 秒から $t = 14$ 秒を見ると、セグメントはその希望する長さのほとんどを伸長できる。しかし圧縮エネルギーが減少するにつれて、外部摩擦がより大きな役割を果たし始め、伸長速度は遅くなる。したがって、割り当てられた 4 秒間に完全な伸長を完了することはできない。

50

【0122】

その結果、各シーケンスの第1の固定/非固定の段階で、前のシーケンスで発生した伸長に加えて、何らかの伸長が発生する。これは、図15(b)及び図15(c)の $t = 0$ 秒から3秒までに見ることができる。図15(b)から分かるように、この期間は両端とも十分に固定されていないので、この意図しない伸長は x_2 に対して前向きの、だが x_1 に対しては後ろ向きの動きを許容することになる。割り当てられた時間枠内でのみ伸長が行われるようにするために、中央セグメントに硬いメッシュを用いると、外部摩擦を克服するためにより多くの圧縮力が利用できるようになる。

【0123】

両方の端部セグメントが固定されている間に、両方の端部セグメントでは滑りの発生が観察された。これを改善するには、曲げ角度を大きくする、又は、曲げの間の把持を高めるためにメッシュの表面品質を変更することで可能となる。

10

【0124】

向きを変える装置の能力を評価する実験を行った。3自由度セグメントで用いられるモータのトルクは限られているので、最大曲げ角度として 90° が利用可能であった。ロボットはおよそ 70° の曲げを操縦できることが分かった。これを超えると、摩擦が大きくなり過ぎる。したがって、先端が遭遇すると予想される最大角度より大きい角度で曲がる必要がある、と結論付けることは合理的である。設計の究極の改善点は、前部セグメントを 180° 曲げることである。これは、より強力なアクチュエータを調達する、メッシュの剛性をより低くする、又は、固定させるセグメントによって生成される摩擦を増加することによって実現できる。

20

【0125】

ロボット自体の設計に関しては、次の設計の反復で多くの課題に対処する必要がある。装置を小型化し、空気と水の作業チャンネルを組み込む必要がある。さらに、装置を固定できる結腸の最大直径は主に2つの端部セグメントの長さの関数であるため、各セグメントに必要な理想的な長さを特定するには更に調査が必要である。

【0126】

擬似結腸については、結腸の重要な特性の一部を複製した。それは、つぶれ、部分的に垂れ下り、柔軟性の特性である。ただし、結腸組織の弾性は、実験で使用した材料よりも著しく高い(段落0202に記載の文献29参照)。これらの課題に取り組むには、固定中の各3自由度セグメントと結腸壁との間の相互作用を詳細に調査する必要があると予想される。これにより、最適化された固定システムが可能になり、今後の研究のテーマになる。

30

【0127】

いずれ、制御インターフェースも必要になる。移動シーケンスの完全な詳細が確立するとともに、制御インターフェースが開発されるだろう。

【0128】

結論としては、大腸内視鏡検査で用いるロボット式メッシュ製ぜん虫(robotic mesh worm)の新規な設計を提示した。この装置は、単一の機構のみで前方移動、カメラの向き、及び固定を達成できる新規な固定技術を採用している。装置の移動性能を理解するための理論的枠組みを確立した。この装置は、製造されて、擬似結腸でテストされ、平均速度 1.21 mm/s 、理論上の最大値の約 38% 、を達成した。将来的には、理論的枠組みを活用して、装置の効率を高め、より高い速度を達成できる設計の改良を特定することになる。

40

【0129】

更なる開発と実装の考慮事項について、以下述べる。

形状及び接触力の推定

【0130】

上記の装置では、3つの自由度を持つ2つのフィードバックシステム、すなわち腱の長

50

さの検出とモータのトルクの検出、が端部セグメント102、106で用いられる。これらのフィードバックシステムはそれぞれ、所与のセグメントの形状（曲率と長さ）をシステム自身で推定するために用いることができる。これらのアプローチを組み合わせることによって、形状推定の精度を高めることができる。これは、セグメント102、104、106とその周囲環境との間の相互作用力を推定する能力を改善するために重要であり、したがって、人間の結腸に展開するときの装置の安全性を改善する。

皮膚摩擦機構

【0131】

装置1のメッシュ本体100と周囲環境との間の摩擦の相互作用は、それがどのように移動できるかの基本的な部分である。したがって、この相互作用を制御して、ある時点では摩擦を増加させ、他の時点では摩擦を減少させることが重要である。上記の構成では、摩擦は、セグメント102、104、106が表面をどれだけ強く押すかによって調整される。しかし、曲げ部分102、106の形状に応じて、メッシュスキン116の固有の摩擦特性を変化させることが可能である。これら2つの方法を用いて、摩擦相互作用を制御できる。このことは、摩擦の量を最大化しながら、周囲に適用される力の量を最小化するのに役立つ。このことは、装置が展開されている周囲への損傷を制限するのにも役立つ、大腸内視鏡検査に用いる場合の装置の安全性の改善に有用である。

10

液圧作動、コスト削減、及び小型化

20

【0132】

構成によっては、装置は、上記のように直流モータではなく、液圧で装置を作動できる。これにより、装置の製造コストは削減され、装置自体（外部制御機器を含まない）が使い捨てで一回のみの使用になり、臨床環境での使用が簡素化される。液圧作動は、力の推定を可能にする圧力フィードバックと、形状の検出を可能にする体積フィードバックとを提供する。さらに、液圧システムを用いると、設計上のサイズを小さくすることができ、上部内視鏡検査や気管支鏡検査など、より小さな管にかかわる他の臨床処置で使用できるようになる可能性がある。

オンボード生検ツール

30

【0133】

装置には、組織サンプルを採取するためのオンボード生検ツールも含まれる場合がある。これは、内視鏡の遠位端から突出するために外部からパイプを通して供給される従来の生検ツールとは対照的である。そのため、オンボード生検ツールは、装置の直径を可能な限り小さくするのに役立つ。

最適なツールの向きと力の構成

【0134】

端部取り付けツールの利用可能な力を最適化するために、端部セグメント102、106の最適な構成を検討する。これにより、端部セグメントのどのような形状が、端部が取り付けられたツールで適用できる利用可能な力を最大化しながら、作業スペースと最適な視野との両方を得られるかを検討する。これは、装置の形状の再構成可能な性質により可能である。

40

形状及び接触力の推定

【0135】

形状及び接触力の推定の更なる展開について、更に詳しく以下説明する。

形状推定

【0136】

50

曲げの際の単一セグメント 102、104、106 の形状を推定すると、セグメント 102、104、106 は一定の曲率を持つ円弧の一部を形成すると仮定される。各腱 402 の長さの知見を用いて、3次元空間におけるセグメント形状の合理的な近似を行うことができる。図 16 (a) 及び図 16 (b) は、曲げの際のモデルからの推定形状と、セグメントの実際の測定形状との比較を示す。

【0137】

この近似は、各腱 402 の張力を考慮した、より複雑なモデルを用いることで改善できる。ただし、これにより、モデルの精度に大きな影響を与える多数の追加パラメータが導入され、測定が難しく、曲げの間に非線形に変化する傾向がある。例えば、各セグメント 102、104、106 の曲げ剛性は、曲げの結果としてセグメント本体が腱 402 に及ぼす復元力を推定するために必要とされる。試作品で用いられる弾性メッシュは、圧縮されると直径が変化する。曲げ剛性は、曲げられている構造体の直径に依存するため（局所圧縮も発生する）、曲げが発生すると曲げ剛性が変化する。

10

【0138】

腱の長さのみを用いる形状推定の精度は、接触力推定などの他の計算（図 16 (a) 及び図 16 (b) に示す）での使用を許容するには十分であり、これについては詳細に以下説明する。

【0139】

セグメント 102、104、106 の形状は、腱の長さを用いて推定される。この推定は、セグメント 102、104、106 が一定の曲率を持っていると仮定している。正確な推定方法は、セグメント 102、104、106 及び作動腱 402 の形状と配置に依存する。この場合、セグメント 102、104、106 は直径が一定の長尺円筒であり、3つの腱 402 は 120° の間隔で等間隔に配置されていると仮定した。

20

【0140】

円筒型セグメント 102、104、106 の内部の腱 402 の配置が、図 17 (a)（段落 0202 に記載の文献 30, 31 参照）に示され、3次元空間の単一セグメント 102、104、106 の形状を説明する変数は図 17 (b)（段落 0202 に記載の文献 32 参照）に示される。

【0141】

周知のモデルを用いて段落 0202 に記載の文献 31, 32 参照)、3つの腱の長さ l_1 、 l_2 、 l_3 の知見から以下の式を用いて3つのセグメント変数 s 、 θ 、 ϕ を計算できる（すなわち順運動学）。

30

【数10】

$$s = \frac{l_1 + l_2 + l_3}{3} \quad (10)$$

【数11】

$$\theta = 2s \frac{\left(\sqrt{l_1^2 + l_2^2 + l_3^2 - l_1 l_2 - l_2 l_3 - l_1 l_3} \right)}{d(l_1 + l_2 + l_3)} \quad (11)$$

40

【数12】

$$\phi = \tan^{-1} \left(\frac{\sqrt{3} l_3 + l_2 - 2l_1}{3 l_2 - l_3} \right) \quad (12)$$

ここで、 d はセグメントの中心から腱の位置までの半径方向の距離である。

【0142】

同様に、逆運動学は次のように与えられる。

【数 1 3】

$$l_1 = s - \theta d \sin \phi \quad (13)$$

【数 1 4】

$$l_2 = s + \theta d \sin\left(\frac{\pi}{3} + \phi\right) \quad (14)$$

【数 1 5】

$$l_3 = s - \theta d \cos\left(\frac{\pi}{6} + \phi\right) \quad (15)$$

10

したがって、オンボード検出機器から得られる腱の長さの知見により、セグメント 1 0 2、1 0 4、1 0 6 の形状を推定できる。このモデルには、結果の精度に影響する動的効果や重力効果は含まれない。ただし、一般に、各セグメントの質量が小さく、動きが遅い場合には、上記のモデルは適切な結果を生成する。

接触力の推定

【0 1 4 3】

(提案の 3 セグメント内視鏡の設計のように)一連の他のセグメント 1 0 2、1 0 4、1 0 6 に接続されたときに、一つのセグメント 1 0 2、1 0 4、1 0 6 によってその周囲に働く接触力は、セグメント 1 0 2、1 0 4、1 0 6 がいかにうまく自らを周囲に固定するかを把握するために重要である。実施例として、内視鏡の遠位端に位置する単一の曲げセグメント 1 0 2 が、柔軟性の表面と接触しているようにモデル化される。この点に関して、図 1 8 a 及び図 1 8 b は、囲まれた周囲 1 8 0 0 に固定するときのセグメント 1 0 2 の構成を示し、またいかにこれらの力がモデル化され、3 つの接触点 1 8 0 2、1 8 0 4、1 8 0 6 に分離されるかを示す。

20

【0 1 4 4】

各腱 4 0 2 の張力は、接触力を生み出すものである。したがって、この張力を知ることが、接触力を正確に推定するために重要である。腱 4 0 2 を作動するために用いる直流モータ 4 0 4 からの電流測定値は、理論的には張力を計算するために用いることができるが、実際にはこれは、高い比のギヤボックスゆえに問題がある。したがって、より良い張力測定を実現するために、歪ゲージを用いてロードセル 1 8 0 8 を設計し、セグメント 1 0 2 の端に配置した。このようにして、張力の直接測定が可能となった。

30

【0 1 4 5】

3 つの反力を計算するために、先ず、上で述べた方法を使ってセグメント 1 0 2 の形状を利用可能にしなければならない。

【0 1 4 6】

図 1 7 (a) に示す座標系を用いて、セグメント中心と i 番目の腱の位置との距離をベクトル \mathbf{d}_i として表すことができる。大きさ $t_{j,i}$ でセグメント上の j 番目の位置にある i 番目の腱の張力も、図 1 7 (a) の座標系におけるベクトル $\mathbf{t}_{j,i}$ として表すことができる。この場合、張力はセグメント 1 0 2 の両端に作用している。したがって、後端部及び前端部に作用する各腱 4 0 2 の張力は、それぞれ $t_{rear,i}$ 及び $t_{front,i}$ で示される。これにより、これらの各端 (m_{rear} 及び m_{front}) のモーメントは以下のように計算できる。

40

【数 1 6】

$$\mathbf{m}_j = \sum_i \mathbf{d}_i \times \mathbf{t}_{j,i} \quad (16)$$

ここで、 j はセグメント上の位置を示す。

【0 1 4 7】

接触力を計算するために、すべての力が単一の 2 次元平面で作用していると仮定する。

50

そのため、本体上のすべての正味作用モーメントもこの同じ2次元平面でのみ作用していると仮定する。そのため、我々は各モーメントの大きさだけを考慮する必要がある。これは、式(D)のような m_j として示される。また、セグメントの両端における両方のモーメントの大きさが等しいと仮定する。

【数D】

$$\|m_j\|=m_j, \quad (D)$$

【0148】

接触がいつ発生したかを特定するために、単一の2次元平面でセグメント102を所与の角度に曲げるのに必要なモーメントのモデルを見出す必要がある。これは、セグメント102の前端部での張力の測定のみに基づいていた。

式(E)で示されるこのモデルは分析的に導くことができる、又は、実験データに適合させることができる。

【数E】

$$\theta \hat{m}_j(\theta) \quad (E)$$

今回の場合、実験データを用いて以下を見出した。

【数17】

$$\hat{m}_{front}(\theta) \approx A \tanh(b\theta) \quad \forall -\pi \leq \theta \leq \pi \quad (17)$$

ここで、Aとbは定数である。

【0149】

接触力を推定できる有限要素モデルに移行する前に、接触が発生したばかりの境界状況を考慮する必要がある。このモデルでは、セグメント102は、接触が発生する前には完全に自由で、接触が発生した後に静的に制約されると仮定される。そのため、接触が発生した際の静的状況に関連する唯一のモーメントは、正味モーメント、すなわち、アクチュエータによって加えられるモーメントからセグメント102自体からの反作用モーメントを差し引いたモーメントになる。この正味モーメントは、以下の式を用いて計算される。

【数18】

$$m_j^{net} = m_j - \hat{m}_j(\theta) \quad (18)$$

この正味モーメントを見つけることは、式(16)及び式(17)を用いて前端部に対して m_j 及び下記の式(F)を求めることは容易である。

【数F】

$$\hat{m}_j(\theta) m_j \cdot \hat{m}_j(\theta) \quad (F)$$

【0150】

接触が発生する前の接触力は(定義により)ゼロである。前端部で測定されたモーメントが式(G)のように、予測されたモーメントよりも一定量だけ大きい場合、すべての場合に接触が発生すると仮定される。

【数G】

$$m_{front}^{net} > \gamma \quad (G)$$

ここでは、ヒステリシス又は接触以外の現象により、測定されたモーメントが予測されたモーメントよりわずかに高くなり偽正值をとるような状況を最小限に抑えるために、経験に基づいて選択される。この条件が満たされると、接触角*が記録され、静的有限要素モデルのセグメントの初期構成を導くために用いられる。

【0151】

10

20

30

40

50

接触が発生すると、セグメントは静的状態にあり、すべての動的影響は無視できると仮定される。したがって、力とモーメントの静的平衡条件（ $f = 0$ 及び $m = 0$ ）が仮定される。さらに、すべての動きは、動的影響が無視できるほど遅いと仮定される。

【0152】

有限要素モデルの詳細と構造はその用途に依存する。ここでは、最小限の要素数で簡単な実施例を示す。1つのセグメントは、合計5つの節点で直列に接続された4つの要素を用いてモデル化される。このモデルを図19aに示す。図19aは、固定を、実行する試作品セグメントの画像に重ねた有限要素モードを示す。節点と要素には、左から右へ順番に番号が付され、それぞれ n と e で示される。両端の2つの要素は、作動モータ（ $e1$ ）並びにカメラ及びロードセルハウジング（ $e4$ ）を収容するセグメントの剛性セクションを表すことを意味する。要素 $e2$ 及び $e3$ は、セグメントの軟らかな本体を表す。節点1は移動制約下にあると仮定されているが、自由に回転できる。節点3と5は y 方向に制約されるが、それ以外は自由である。他のすべての節点は、自由に移動又は回転できる。

10

【0153】

有限要素計算を開始するには、各節点の位置を確定する必要がある。ソフトセグメントの形状は上記の手法から入手できるため（又は、ファイバブラッググレーティングや慣性検出装置などの直接的な検出手法を用いて見つけることができるため）、節点の位置と方向を見つめることは単純な幾何学の問題である。初期の節点位置は、接触角 θ を用いて計算される。接触の最初の瞬間の接触力は非常に小さいため、これらの力によるセグメントの変形は最小限であり、上記のモデルは依然として有効であると仮定される。後に示すが、一定の曲率モデルが無効であるようなより高い力の下では、有限要素モデルは節点変位から各要素において（したがって、柔軟性セグメントにおいて）発生する変形を推定することができる。

20

【0154】

各節点の位置は、下記のベクトル（ H ）を用いて表される。ここで、 k は節点番号を示し、 x_k と y_k は図19aに示されるフレームによる平面座標である。 a_k は、 x 軸に対する z 軸（ページから外側へ出る方向を指す）周りの回転である。 k 番目の節点は下記（ I ）と記述される2つの力と1つのモーメントを受けている。これらには、反力と加えられた力の両方が含まれる。

30

【数H】

$$\mathbf{x}_k = [x_k \quad y_k \quad a_k]^T \quad (\text{H})$$

【数I】

$$\mathbf{p}_k = [p_{k,x} \quad p_{k,y} \quad m_{k,z}]^T \quad (\text{I})$$

【0155】

各要素には、剛性マトリックスが関連付けられる。このマトリックスは、各要素で用いられる材料の物理的特性と形状とに基づいた値で構成される。実際には、これらの特性（ソフトセグメントの断面積やヤング率など）は線形で一定であると仮定できる。これは単純化であるが、接触力の特定には十分であることが分かっている。文献33で提案されている剛性マトリックスがいくつかある。ここでは、せん断力を無視する k 番目の要素に対する単純な2次元剛性マトリックスを用いた。式は以下のように与えられる。

40

【数 19】

$$\mathbf{K}'_k = \frac{E_k I_{k,z}}{l_k^3} \begin{bmatrix} \frac{A_k l_k^2}{I_{k,z}} & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ 0 & 12 & \cdot & \cdot & \text{対称} & \cdot \\ 0 & 6l_k & 4l_k^2 & \cdot & \cdot & \cdot \\ -\frac{A_k l_k^2}{I_{k,z}} & 0 & 0 & \frac{A_k l_k^2}{I_{k,z}} & \cdot & \cdot \\ 0 & -12 & -6l_k & 0 & 12 & \cdot \\ 0 & 6l_k & 2l_k^2 & 0 & -6l_k & 4l_k^2 \end{bmatrix} \quad (19)$$

10

【0156】

ここで用いられる有限要素法は、フックの法則に基づいて、未知の変位と未知の力の両方を解く。マトリックス形式では、フックの法則は以下のように記述される。

【数 20】

$$\mathbf{p}^G = \mathbf{K}^G \delta \mathbf{x}^G \quad (20)$$

ここで、 \mathbf{p}^G と \mathbf{x}^G はそれぞれ全体の力と変位ベクトルの変化量であり、 \mathbf{K}^G は全体剛性マトリックスである。 \mathbf{x}^G は、最初の接触状態に対する節点位置の変化で構成されることに注意する必要がある。各剛性マトリックスは、各要素の方向を考慮して調整する必要がある。この回転されたマトリックスは、一定曲率モデルから見出された角度に基づいて計算される。この回転は以下のように計算される。

20

【数 21】

$$\mathbf{K}_k = \mathbf{R}^T(\alpha_k) \mathbf{K}'_k \mathbf{R}(\alpha_k) \quad (21)$$

ここで、 α_k は、図 19 b に示すように、 x 軸に対する k 番目の要素の角度であり、図 19 b は、有限要素モデルの座標と適用される力とを示す。

【0157】

$\mathbf{R}(\alpha_k)$ の構築方法の詳細については、後掲の参考文献 33 を参照。

【0158】

力と変位のベクトルは以下のようにまとめられる。

30

【数 22】

$$\mathbf{p}^G = [\mathbf{p}_1 \ \mathbf{p}_2 \ \mathbf{p}_3 \ \mathbf{p}_4 \ \mathbf{p}_5]^T \quad (22)$$

【数 23】

$$\delta \mathbf{x}^G = [\delta x_1 \ \delta x_2 \ \delta x_3 \ \delta x_4 \ \delta x_5]^T \quad (23)$$

【0159】

この構成と図 19 b の有限要素構造とに基づいて、グローバル（全体の）剛性マトリックスは各辺に 15 個の値を持つ正方マトリックスになる。各要素に 1 つの値があり（合計 4）、以下によって与えられる。

40

【数 24】

$$\mathbf{K}^G = \begin{bmatrix} \mathbf{K}_1 & \cdots & \mathbf{0} \\ \vdots & \mathbf{0} & \vdots \\ \mathbf{0} & \cdots & \mathbf{0} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{3 \times 3} & \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{K}_2 & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{0}_{6 \times 6} & \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{K}_3 & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{0} & \cdots & \mathbf{0} \\ \vdots & \mathbf{0} & \vdots \\ \mathbf{0} & \cdots & \mathbf{K}_4 \end{bmatrix} \quad (24)$$

【0160】

剛性マトリックスの組み立て方法の詳細については、参考文献 33 を参照。

【0161】

さて式 20 を用いて、どの変数が既知で、どの変数が未知であるかを特定できる。前述

50

のモデル化と測定から、既知の力は節点 2、3、4 に作用する 3 つのモーメントである。これらは以下のように定義される：

【数 J】

$$m_{2,z} = m_{rear}^{net}, \quad m_{3,z} = m_{fric}, \quad m_{4,z} = m_{front}^{net} \quad (J)$$

未知の力は、 R_{x1} 、 R_{y1} 、 R_{y3} 及び R_{y5} として示される反力又は接触力である。他のすべての力はゼロである。したがって、4 つの未知の力の変数がある。変位ベクトルを見ると、制約により、 x_1 、 y_1 、 y_2 、及び y_5 はすべてゼロに等しいことが示されている。したがって、他の 11 の変位は未知である。

10

【0162】

これをすべてまとめると、15 個の式（節点ごとに 3 つの自由度を持ち、5 つの節点）と 15 個の未知数（4 つの未知の接触力と 11 の未知の変位）とがある、式（20）で与えられる線形式系がある。各自由度において、力が判っている場合、変位は未知であり、逆も同様である。与えられた自由度に対して、力と変位の両方が不明な場合は決していない。その結果、この線形式系は完全に制約されており、行列変位法や行列力法などの多くの方法を用いて解くことができる（文献 33）。したがって、未知の変位と力を計算できる。

【0163】

この方法で達成可能な結果の実施例を図 20 a 乃至図 20 c に示す。これは、固定中に柔軟性表面上のセグメントによって及ぼされる接触力の実験測定とモデル化された予測、及び測定された力と比較した力の予測の誤差を示す。

20

【0164】

概して、高精度ロードセルで測定される真の力とは良く一致している。接触検出は必ずしも完全ではないが、より複雑な接触検出システムを実装することで改善される可能性がある。通常、精度は ± 0.2 N よりも良く、構造体の非線形性を考慮したより詳細なモデリングによって改善される可能性がある。この方法の制約事項は、周囲がセグメント自体の構造よりもはるかに硬く、したがってセグメントがそれに押し付けられる結果としての変形が最小限であると仮定していることである（それゆえに、拘束は、いくつかの方向ではゼロ変位を仮定する）。ただし、これは、十分な形状検出装置が利用可能な場合に考慮できる。これについて以下説明する。

30

剛性推定

【0165】

上記の接触力推定の方法は、以前は完全に剛性であると仮定されていた拘束において柔軟性を考慮して拡張できる。このためには、単に腱の長さだけに基づくのではなく、セグメントの形状をより正確に検出する必要がある。結果として、これにより、セグメントは柔軟性のある周囲の剛性の測定も可能である。

【0166】

連続ロボットのセグメントの形状検出に受け入れられている多くの方法を用いて、必要な追加の検出が実現され得る。これらには、慣性測定ユニット（IMU）、磁場、ファイバブラッググレーティング（Fiber-Bragg-Gratings）や多くの他の方法（文献 34）の利用が含まれる。これらの方法の多くは、単一セグメントの本体に沿ったいくつかの点の相対的な方向を検出することに依存している。これらの各点間で一定の曲率を仮定することにより（まだ単純化であるが）、形状検出の精度は、検出点の数に比例して向上する。

40

【0167】

セグメントが柔軟性のある周囲に接触している間、セグメントに正確な形状フィードバックを提供するのに十分な数のセンサが装備されていると仮定する場合、この情報を式 20 に入力して周囲の剛性を解くことができる。

【0168】

50

この最も簡単な実装は、図 19 c に示すように、適応性のある有限要素モデルを使用することである。図 19 c は周囲の柔軟性を考慮した修正版の有限要素モデルを示す。ここでは、y 方向の剛性 (k_{env} と表記) のみに注目すると仮定されている。この剛性を計算するには、前のセクションで概説した手順と同じ手順が、式 20 を解く最終ステップまで行われる。ここでは、 $y_3 = 0$ と仮定するのではなく、強化された形状センサの読み値から取得される。必要に応じて、他のすべての節点変位もこれらのセンサの読み値から取得され得る。参照すべき変位は、接触が発生した後の変位のみである。接触のモーメントの検出は、前述の手法と同様に実行できる。

【0169】

これらの節点変位を用いて、式 20 を解いて p_G を求める。ひとたび求められると、周囲の剛性は、スカラ型式のフックの法則又はその他の任意の剛性モデルから導くことができる。フックの法則に従う線形材料の場合、周囲の剛性は以下によって与えられる：

【数 25】

$$k_{env} = \frac{\delta y_3}{R_{y,3}} \quad (25)$$

【0170】

したがって、周囲の剛性 (少なくとも 1 つの方向) を推定できる。内視鏡検査などの用途では、装置が展開されている周囲の剛性を測定できることは、診断の目的に役立つ。例えば、結腸の硬さの測定は、結腸壁の癒痕を検出するために用いることができるが、この結腸壁の癒痕は、過敏性腸症候群やクローン病などの内在する医学的問題を示すことができる。

液圧構成

【0171】

次に、液圧又は空圧で作動する装置についてより詳細に説明する。

セグメントの設計

【0172】

セグメントの構造を単純化及び小型化するために、複数の流体作動セグメントを備えるロボット装置が設計されてきた。そのような装置で用いられるセグメント 2100 を図 21 a 及び図 21 b 並びに図 22 a 及び図 22 b に示す。セグメント 2100 は、ゴムなどの軟らかく可撓性のある材料でできた、外部補強手段 2108 を伴ったコア 2102 と、ばね、コイル、一連の輪状構造又はワイヤのような弾性材料の巻きついた細い線などのいくつかの内部補強手段 2104 とからなり、変形中にコア 2102 を制約する。図 21 a 及び図 21 b 並びに図 22 a 及び図 22 b では、内部補強手段 2104 及び外部補強手段 2108 は、コンチェルティーナ構造と同様の円筒形ペローズ構造の形態である。内部補強手段 2104 及び外部補強手段 2108 は、金属などの任意の適切な材料で作ることができる。

【0173】

複数の作動室 2106 が、コア 2102 の内側に空洞 (キャビティ) の形態で提供される。使用中にこれらの空洞 2106 は、空気又は水などの流体で満たされ、流体が逃げるのを防ぐために封止される。外部ポンプ (不図示) を用いて、小さな管を介し各空洞 2106 内の流体の体積を増加又は減少させ、各セグメント 2100 の作動を可能にする。ポンプについては、詳細に以下説明する。作動がセグメント 2100 の形状をどのように変えるかは、コア 2102 内部のこれらの作動室 2106 の空間的配置に依存する。

【0174】

作動室 2106 が流体で膨張すると、軟質ゴムコア 2102 は「バルーン」になる傾向がある。これにより、予測が難しく、本発明に必要な純粋な曲げを生成するのに有用ではない望ましくない変形が生じる。これを防ぐために、コア 2102 の外側の周りに配置さ

10

20

30

40

50

れた外部補強手段2108は、半径方向により剛性が高く、曲げたり伸びたりするときに比較的剛性を下げる。これに関して、外部補強手段2108は、例えば、バネ、コイル、弾性材料でできた巻きつき細線、又はコンチェルティナーのような構造の形態の、任意の適切な構成であってもよい。外部補強手段2108は半径方向に著しく高剛性なので、コア2102の膨張は妨げられる。外部補強手段2108は、曲げたり伸びたりする際の剛性が著しく低いため、単一の作動室2106への流体の圧送は、その特定の作動室2106を長くするだけの効果、すなわちセグメント2100を長手方向に膨張させる効果がある。逆に、作動室2106から流体を送り戻すことは、その特定の作動室2106を短くさせ、それによりセグメント2100を長手方向に収縮させる効果がある。セグメント2100を曲げるために、作動室2106に流入又は流出する流体の量を変化させて、さまざまなレベルの膨張又は収縮を達成する。例えば、セグメント2100を曲げるために、流体は1つの半径方向位置の作動室2106に送り込まれ、長手方向の膨張を引き起こし、流体は反対の半径方向位置の作動室2106から送り出され、長手方向の収縮を引き起こす。したがって、各作動室2106は、上記の実施の形態の腱402と同様の方法で制御される。

10

20

30

40

50

【0175】

外側補強手段2108に加えて、任意の数の内側補強手段2104をコア2102の内側に配置することができ、作動中にセグメント2100の残りの部分と共に曲がって伸びる管路2110の作成を可能にする。さらに、内部補強手段2104の半径方向の剛性の増加は、作動室2106の横方向の膨張を抑制し、流体が作動室2106へ圧送されるときに管路2110及び/又は他の作動室2106が閉じるのを防ぐ。これは、ヒステリシスを減らすことによって、すなわち作動室2106に出入りする流体に対する各セグメント2100の応答を増やすことによって、及び相互結合を減らすことによって、すなわち、1つの作動室2106の作動が同じセグメント2100内の他の作動室2106に及ぼす影響を制限することによって、装置の全体的なパフォーマンスと精度を改善するのに役立つ。

【0176】

しかしながら、内部補強手段2104の曲げ及び伸長特性により、各管路2110はコア2102と共に変形でき、同時に、更に詳しく以下説明するように、各管路2110を通る管、ワイヤ、又は器具の自由な通過が可能になる。

【0177】

外部補強手段2108と内部補強手段2104の両方の収縮特性は、セグメント2100が元の構成に戻るのにも役立つ。すなわち、流体が作動室2106に出入りしないとき、外部補強手段2108及び内部補強手段2104は、セグメント2100を真っ直ぐな姿勢に付勢するように構成される。

【0178】

外部補強手段2108及び内部補強手段2104は、作動室2106の任意の横方向を制約できる半径方向の剛性を有する任意の適切な手段を含むが、その他の点では、長手方向軸線に沿って収縮及び伸長し、長手方向軸線に対してある角度で曲げることができることが理解されよう。例えば、外部補強手段2108及び/又は内部補強手段2104は、図21a及び図21b並びに図22a及び図22bに示すように、一連の金属輪状体、弾性材料でできた巻きつき細線、又はコンチェルティナーのような構造を有してもよい。ばねの形態の外部補強手段2108及び内部補強手段2104は、本質的に必要な特性を有するので、特に有利である。すなわち、ばねは、その長手方向軸線に沿って伸縮し、長手方向軸線に対してある角度で曲げる一方、作動室2106の横方向の膨張を制約するのに十分な程度に、半径方向に剛性を有するように構成されている。

【0179】

前述の実施の形態と同様に、いくつかのセグメント2102、例えば3個のセグメント2102を互いに結合して内視鏡などの装置を形成することができ、セグメント2102は、例えばラテックスなど任意の適切な材料でできている保護鞘2112で囲まれる。セ

グメント 2 1 0 2 を包むために用いることができる材料の更なる詳細を以下述べる。

セグメント製造

【 0 1 8 0 】

流体作動装置で用いるセグメント 2 1 0 2 (2 1 0 0) を製造する方法の一例を以下説明する。流体で作動されるセグメント 2 1 0 2 を製造するために、内側及び外側補強手段 2 1 0 4、2 1 0 8 は、金型の内側に望ましい構成で配置される。次に、未硬化状態の液体ゴム状化合物を金型に充填する。

【 0 1 8 1 】

一旦硬化すると、この化合物はソフトコア 2 1 0 2 を形成する。次に、同様の（理想的には、より硬い）ゴム状化合物をコアの開口端に注ぎ作動室 2 1 0 6 を塞ぎ、それらを封止するためにキャップ又はプラグを形成し、一方で各作動室が依然として液体が圧送される十分な空きスペースを囲むよう確保する。実際には、キャップに用いられる化合物が硬化ゴムコア 2 1 0 2 に結合して、圧力下で強力な封止を作り出すことが重要であるが、同様に作動室の封止をもたらすような方法（例えば作動室の開口部にプラグを固定する接着剤を用いるなど）でも十分であろう。

【 0 1 8 2 】

キャップが硬化したら、管をそのキャップから各作動室 2 1 0 6 に挿入して作動できるようにする。これらの管は、キャップ材料に接着される、又は、管材料が対応できる場合には硬化中にキャップ材料と結合できる。

【 0 1 8 3 】

実際には、ゴムコア 2 1 0 2 の作成にシリコンゴムが用いられた。キャップにはもっと著しく硬いシリコンゴムが用いられる。管は P T F E (ポリテトラフルオロエチレン) でできており、管の外面を化学的にエッチングした後、シアノアクリレート（強力接着剤）を用いて接着される。シリコンゴムコア 2 1 0 2 の剛性、そして、補強手段に用いられるワイヤの直径及び材料を変えることによって、個々のセグメントの剛性を特定の設計の要件に従って調整できる。

【 0 1 8 4 】

この製造技術により、大量のセグメント 2 1 0 0 を迅速且つ低コストで生産できる。これは、個々の要素部品（ゴムコア、ゴムキャップ、補強手段）が比較的 low コストであり、コアが硬化すれば各金型を再利用できるからである。また、労働力の観点から、各金型は機械で用意できる可能性があることから、製造コストは更に削減できる。

【 0 1 8 5 】

セグメントの大きさについては、現行の試作品の直径が約 1 6 mm である。しかし、これは、特別に製造した補強手段を用いて管路 2 1 1 0 のサイズを小さくすることにより著しく縮小できる。

ポンプ設計

【 0 1 8 6 】

各セグメント 2 1 0 0 の作動室 2 1 0 6 を作動させるために用いるポンプを、図 2 3 を参照して説明する。図 2 3 は、上述のように、単一の作動室 2 1 0 6 を作動させるために用いられる単一のシリンジポンプ 2 3 0 0 を示す。

【 0 1 8 7 】

ポンプ 2 3 0 0 は、電動モータ 2 3 0 4 の回転をシリンジ 2 3 0 6 上のプランジャ（不図示）を押したり引いたりできるような直線運動に変換するために用いるリードスクリュー 2 3 0 2 を含む。水などの非圧縮性流体を用いて各作動室 2 1 0 6 を作動させることによって、各作動室 2 1 0 6 内の液体の体積は、シリンジプランジャによって移動した距離から推定できる。ここで、線形ポテンシオメータ 2 3 0 8 が、シリンジプランジャを駆動する架台に取り付けられ、したがって作動室 2 1 0 6 に送り込まれる体積の推定が可能になる。

10

20

30

40

50

【0188】

体積フィードバックに加えて、圧力センサ（不図示）を、各ポンプを各作動室に接続する管へ取り付けることができ、各作動室2106内の圧力も測定できる。

【0189】

各作動室2106の内部圧力及び体積を知ることは、セグメント102、104、106にモータが付けられた上述の実施の形態における張力及び腱の長さに対して、それぞれ同様の働きを提供する。したがって、同様のアプローチを用いて、単一のセグメント2100によって生成される接触力を推定できて、その後、上記のように装置が配置される周囲の壁の剛性を測定できる。

10

オンボード生検ツール

【0190】

図21並びに図22a及び図22bに示す流体作動セグメント2100の補強管路2110は、図24a乃至図24cを参照して説明するように、内視鏡検査に用いられる標準的な生検ツールを収容するように構成される。

【0191】

図24a乃至図24cは、例えば内視鏡目的で用いられる場合のリーディングセグメント2100などの端部セグメント2100の遠位端を示す。セグメント2100の端部には、限定するものではないが、器具出口2402、第1の流体出口2404、撮像部出口2406、及び第2の流体出口2408を含む多数の出口を有するキャップ2400が設けられている。器具出口2402は、生検ツール2410がセグメント2100の遠位端から伸びることを可能にするように構成される。任意の適切な生検ツール2410をセグメント2100に通してもよく、例えば、図24bに示すように、生検ツール2410は、一对の顎部2414の形態の端部作動体を有してもよい。これらの顎部2414は、顎部2414が組織を切断及び凝固するよう構成されるように電極を含み得る。器具出口2402は、流体を出力し、流体を送り込み、吸引を生成するように構成することもできる。撮像部出口2406は、カメラ及び照明装置2412を保持するように構成され、第2の流体出口2408は、カメラ/照明装置2412のレンズを洗浄するための流体を出力するように構成される。

20

【0192】

図24cから分かるように、生検ツール2410及びカメラ/照明装置2412に接続された各ケーブルは、内部補強手段2104によって形成された管路2110を通して延びている。管路2110の標準直径は約2.8mmである。したがって、この管路以上の内径を有するばね又は弾性材料の巻きついた細い線などの内部補強手段2104がコア2102に埋め込まれており、上記のような生検ツール2410をその外側からセグメント2100の遠位端へ通過させることができる。以下検討するように、一連の更なるセグメント2100を介してもよい。

30

【0193】

図25は、図2を参照に説明したロボット装置のモータが取付けられた腱の実施の形態と同様の構成の3セグメントの装置が、管路2110を用いて、管、ケーブル、及び器具をさまざまなセグメントからどのようにして、取り付けられたテザー（tether）（活動領域）へ渡すかという方法の例を提供する。

40

【0194】

これらの管路2110は、管とワイヤとを、1つのセグメントから外側又は別のセグメントのいずれかに通すことを可能にする。例えば、図2の構成と同様の構成では3個のセグメントを使用し、7つの自由度を持つ。上記のように、器具チャンネル2402を通過する生検ツール2410と、外部ポンプを第1の流体出口2404に接続してウォータジェットを生成する管と、最後に遠位端に位置するカメラ/照明装置2412から装置の外側にあるコンピュータまで通す電気ケーブルとを提供することが必要な場合がある。そのため、7つの作動管と、1つのウォータジェットチューブと、1つのケーブルと、1つの

50

器具チャンネルとがこれらの3個のセグメントを通過してテザーに到達する。次に、このテザーは、ポンプアクチュエータと画像可視化システムとを収容する作動兼処理ユニットに結合される。

皮膚摩擦機構

【0195】

上記の皮膚摩擦機構の実装について、詳細に以下説明する。装置を包むために用いられる材料は、セグメント102、104、106、2100と、装置が配置される周囲の表面との間の摩擦相互作用を制御するように適応できる。材料の一例を図26に示すが、これは、前述の材料の表面2600の構成を示している。表面2600は、後ろ向きの繊維状フック2602の列を含むフック状又は「繊維」構成を有する。装置が結腸などの空洞に沿って矢印Aの方向に前方へ移動すると、フック2602は反対方向に平らに横たわり、抵抗なしに装置が空洞を通過して移動できる。装置が空洞に沿って矢印Bの方向へ滑って戻る場合、フック2602は反対方向に移動するので、フック2602は起立し、空洞の壁をつかみ、それによって装置が後方に滑らないようにする。しかしながら、装置が反対方向に作動するとき、すなわち空洞を出るときに作動する力はフック2602によって提供される抵抗を克服するのに十分であることが理解されるであろう。

10

【0196】

或いは、装置を包むために用いる材料は、フック配置と同様に機能するように構成される複数の小さな円盤状又は板状の構造又は「薄片(scales)」を含む「魚鱗(fishscale)」配置を含んでもよい。これにより、装置が前方へ移動するとスケールが平らになり、装置が後方へ滑ると外側に広がる。

20

【0197】

図27a及び図27b並びに図28a及び図28bは、装置が曲がる際の上記材料の効果を示している。図27aは、複数の単一方向薄片又は繊維2702を有する表面2700を示しており、表面2700は真っ直ぐな姿勢にある。ここで、繊維2702は、表面2700に対して実質的に平らに横たわっている。図27bは、表面が覆っているセグメントが曲がっている際の表面2700を示す。ここで、繊維2702は、表面2700に実質的に垂直に起立するように展開されており、それにより、特定の方向への装置の移動運動を促進する。

30

【0198】

図28aは、複数の多方向スケール又は繊維2802を有する表面2800を示し、表面2800は真っ直ぐな姿勢にある。ここで、繊維2802は、表面2800に対して実質的に平らに横たわっている。図28bは、表面が覆っているセグメントが曲がっている際の表面2800を示す。ここで、繊維2802は、表面2800に実質的に垂直に起立するように展開されており、それにより効果的な固定のために両方向への滑りを防止する。

【0199】

上記の構成を有する素材で装置を囲むことにより、装置が最大約180°の角度まで曲がって移動する能力が改善する。そのため、移動の動き、周囲の壁の間のセグメントの固定、及び装置の外面による引っ掛かり又は固定作動の複合効果によって、装置は角や曲がり部で自らを引っ掛けたり、引いたりすることが容易になる。

40

【0200】

上記の表面は、例えばウレタンゴムPMC-780などの任意の適切な材料で作られていてもよい。

【0201】

さらなる実施の形態を提供するために、上記の実施の形態のすべてに対して、追加、削除、及び/又は置換による様々な改変を行うことができ、そのいずれか及び/又はすべてが添付の特許請求の範囲に含まれるように意図されている。

【0202】

50

引用文献リスト

1. Loeve, a. J., 「可撓性内視鏡のための軸体の手引き」 Ph. d. thes is. Dept. BioMechanical Engineering., Delft Univ of Technology., Delft, Netherlands, 2012年
2. F. Stracchi, M. Zorzi, and G. Grazzini, 「大腸癌の検診：テスト、戦略及び展望、」 *Frontiers in Public Health*, vol. 2, no. October, pp. 1 - 9, 2014年 10
3. A. Loeve, P. Breedveld, and J. Dankelman, 「(内視)鏡が柔軟すぎる、そして硬すぎる」 *IEEE Pulse*, vol. 1, no. 3, pp. 26 - 41, 2010年
4. A. May, L. Nachbar, and C. Ell, 「小腸のダブルバルーン小腸内視鏡(プッシュアンドプル小腸内視鏡)：小腸疾患が疑われる患者における実現可能性と診断と治療効果」 *Gastrointest. Endosc.*, vol. 62, no. 1, pp. 62 - 70, 2005年 20
5. H. Yamamoto, Y. Sekine, Y. Sato, T. Higashizawa, T. Miyata, S. Iino, K. Ido, and K. Sugano. 「非外科的操縦可能ダブルバルーン法による完全な小腸内視鏡」 *Gastrointestinal endoscopy.*, San Diego., CA, MA, Rep. May, 2000年
6. M. R. Yuce and T. Dissanayake 「飲み込みやすい無線テレメータ法」, *IEEE Microw. Mag.*, vol. 13, no. 6, pp. 90 - 101, 2012年 30
7. G. Iddan, G. Meron, A. Glukhovskiy, and P. Swain, 「無線カプセル内視鏡検査」 *Nature*, vol. 405, no. 6785, p. 417, 2000年.
8. P. Dario, M. C. Carrozza, and A. Pietrabissa, 「コンピュータ支援大腸内視鏡検査用の小型ロボットシステムの開発と生体外試験」 *Comput. Aided Surg.*, vol. 4, no. 1, pp. 1 - 14, 1999年.
9. H. D. Hoeg, A. B. Slatkin, J. W. Burdick, and W. S. Grundfest, 「ロボット内視鏡の設計と操作とに必要な小腸の生体力学的モデリング」 in *Proc. 2000 IEEE Int. Conf. Robot. Automat.*, San Francisco, CA, Apr. 2000年, pp. 1599 - 1606. 40
10. P. Dario, M. C. Carrozza, L. Lencioni, B. Magnani and S. D. Attanasio 「大腸内視鏡検査用のマイクロロボットシステム」 In *Robotics and Automation*, 1997年 *Proceedings.*, 1997 *IEEE International Conference on*, vol. 2, pp. 1567- 1572. IEEE, 1997年 50

11. S. Kumar, I. M. Kassim and V. K. Asari 「視覚誘導マイクロロボット大腸内視鏡検査システムの設計」 *Adv. Robot.*, vol. 14, pp. 87 - 104 2000年
12. K. Wang, G. Yan, P. Jiang, and D. Ye “A wireless robotic endoscope for gastrointestinal”, 「胃腸のための無線ロボット内視鏡」 *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 24, no. 1, pp. 206 - 210, 2008年 10
13. W. Lin, Y. Shi, Z. Jia, and G. Yan, 「胃腸管用の無線で固定及び伸長するマイクロロボットシステムの設計」 *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery: MRCAS*, vol. 9, pp. 167 - 179, 2013年
14. E. V. Mangan, D. A. Kingsley, R. D. Quinn, and H. J. Chiel, 「ぜん動内視鏡の開発」 in *Proceedings of the 2002 IEEE International Conference on Robotics & Automation*, 2002年, no. May, pp. 347 - 352. 20
15. A. Menciassi, S. Gorini, G. Pernorio, and P. Dario, 「SMAによって作動する人工ミミズ」 *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2004. *Proceedings.*, vol. 4, pp. 3282 - 3287, 2004年
16. A. Menciassi, D. Accoto, S. Gorini, and P. Dario, 「生体模倣小型ロボットクローラの開発」 *Autonomous Robots*, vol. 21, no. 2, pp. 155 - 163, 2006年 30
17. S. Seok, C. D. Onal, K. J. Cho, R. J. Wood, D. Rus, and S. Kim, 「Meshworm: 拮抗的ニッケルチタンコイルアクチュエータを備えたぜん動ソフトロボット」 *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 18, no. 5, pp. 1485 - 1497 2013年
18. K. Ikuta, M. Tsukamoto, and S. Hirose, R. H. Taylor, S. Lavallee, G. Burdea, and R. Mosges, 「電気抵抗フィードバックを備えた形状記憶合金サーボアクチュエータシステム及び動的内視鏡への応用」, *Computer - Integrated Surgery*, pp. 277 - 282 1996年: MIT Press 40
19. P. Valdastri, M. Simi, and R. J. Webster, 「消化管内視鏡の高度な技術」 *Annual Review of Biomedical Engineering.*, vol. 14, no. 1, pp. 397 - 429, 2012年. 50

20. J. Pfeffer, R. Grinshpon, D. Rex, B. Levin, T. Roesch, N. Arber, and Z. Halpern, 「エアロスコブ：ブタのモデルにおける、空圧の、スキルに依存しない、自己推進の、及び自己操縦の結腸内視鏡の概念実証」 *Endoscopy*, vol. 38, no. 2, pp. 144 - 148, 2006年
21. T. Roesch, A. Adler, H. Pohl, E. Wettschureck, . Koch, B. Wiedenmann, and N. Hoepffner, 「携帯用装置で制御されるモータ駆動の使い捨て大腸内視鏡：ボランティアの実現可能性調査」 *Gastrointestinal Endoscopy*, vol. 67, no. 7, pp. 1139 - 1146, 2008年 10
22. S. Groth, D. K. Rex, T. Roesch, and N. Hoepffner, 「新しいコンピュータ支援大腸内視鏡を用いた高い盲腸挿管率：実現可能性調査」 *The American Journal of Gastroenterology*, vol. 106, no. 6, pp. 1075 - 1080, 2011年
23. A. Eickhoff, R. Jakobs, A. Kamal, S. Mermash, J. F. Riemann, and J. van Dam, 「新しいコンピュータ支援大腸内視鏡 (NeoGuide内視鏡システム) によって及ぼされる力の生体外評価」 *Endoscopy*, vol. 38, no. 12, pp. 1224 - 1229, 2006年 20
24. A. Eickhoff, J. Van Dam, R. Jakobs, V. Kudis, D. Hartmann, U. Damian, U. Weickert, D. Schilling, and J. F. Riemann, 「コンピュータ支援大腸内視鏡検査 (NeoGuide内視鏡システム)：最初の間臨床試験の結果 (「PACE研究」)」 *American Journal of Gastroenterology*, vol. 102, no. 2, pp. 261 - 266, 2007年 30
25. F. Cosentino, E. Tumino, G. R. Passoni, E. Morandi, A. Capria 「新しい使い捨ての自走式ロボット大腸内視鏡である Endotics システムの機能評価：生体外試験と臨床試験」 *International Journal of Artificial Organs*, vol. 32, no. 8, pp. 517 - 527, 2009年
26. T. Manwell, T. Vitek, T. Ranzani, A. Menciasi, K. Althoefer, and H. Liu, 「移動内視鏡検査用の弾性メッシュ編組ぜん虫ロボット」 in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 848 - 851, 2014年 40
27. A. Alazmani, A. Hood, D. Jayne, A. Neville, and P. Culmer, 「結直腸形態の定量的評価：ロボット大腸内視鏡検査への示唆」 *Medical Engineering and Physics*, vol. 38, no. 2, pp. 148 - 154, 2016年
28. P. B. Cotton, P. Connor, D. McGee, P. Jowell, N. Nickl, S. Schutz, J. Leung, J. Lee, and E. Lib 50

by, 「大腸内視鏡検査：病院を拠点とする69人の内視鏡検査医の診療の違い」 *Gastrointestinal Endoscopy*, vol. 57, no. 3, pp. 352 - 357, 2003年.

29. C. Stefanini, A. Menciassi, P. Dario, 「管状で柔軟性があり滑りやすい環境で動き回る脚付きマイクロロボットのモデリングと実験」 *The International Journal of Robotics Research*, vol. 25, no. 5 - 6, pp. 551 - 560, 2006年

30. I. D. Walker, "Continuous Backbone「連続バックボーン」「連続体」「ロボットマニピュレータ」*International Scholarly research Notices: Robotics*, vol. 2013, 2013年

31. B. A. Jones and I. D. Walker, 「マルチセクション連続体ロボットの運動学」 *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 22, no. 1, pp. 43 - 55, 2006年

32. M. Rolf and J. J. Steil, 「バイオニックハンドリングアシスタントのための高速近似モデルとしての一定曲率連続体運動学」 *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 3440 - 3446, 2012年

33. J. S. Przemieniecki, マトリックス構造解析の理論 New York: McGraw-Hill, 1968年

34. P. Polygerinos, N. Correll, S. A. Morin, B. Mosadegh, C. D. Onal, K. Petersen, M. Cianchetti, M. T. Tolley, and R. F. Shepherd, 「ソフトロボット工学：流体駆動型の本質的に軟らかい装置のレビュー；人間とロボットの相互作用における製造、検出、制御、及び応用」 *Advanced Engineering Materials*, vol. 19, no. 12, 2017年

【符号の説明】

【0203】

- 100 本体
- 102 第1の端部セグメント
- 104 中央セグメント
- 106 第2の端部セグメント
- 108 カメラ
- 110 ハウジング
- 116 外側スリーブ116、ソフトメッシュ
- 402 腱
- 404 モータ
- 2104 内部補強手段
- 2106 作動室、空洞
- 2108 外部補強手段
- 2110 管路
- 2300 ポンプ
- 2306 シリンジ
- 2400 キャップ

10

20

30

40

50

- 2 4 1 0 生検ツール
- 2 4 1 2 照明装置
- 2 6 0 0 表面
- 2 6 0 2 フック

【 図 1 】

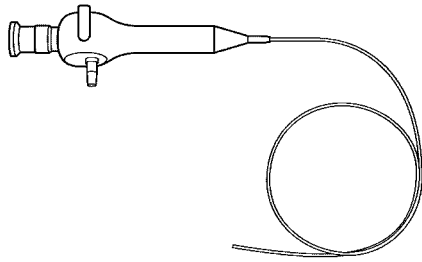


FIG. 1(従来技術)

【 図 2 】

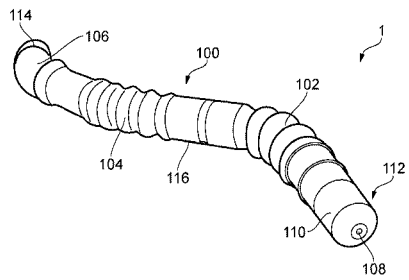
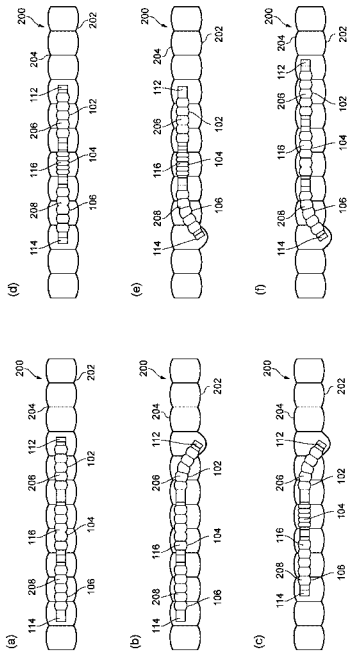


FIG. 2

【 図 3 】



【 図 4 a 】

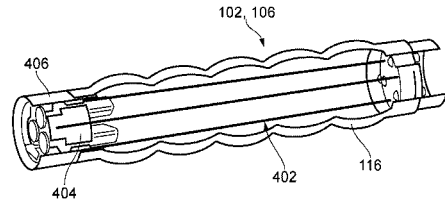


FIG. 4a

【 図 4 b 】

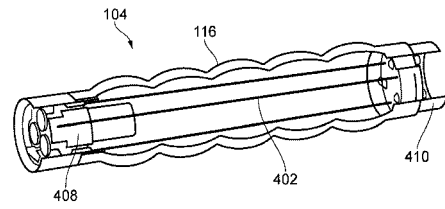


FIG. 4b

【 図 5 】

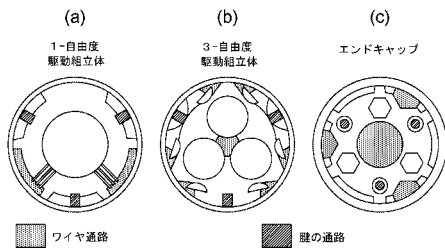


FIG. 5

【 図 6 】

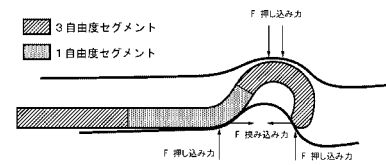


FIG. 6

【 図 7 a 】

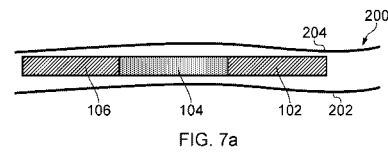


FIG. 7a

【 図 7 b 】

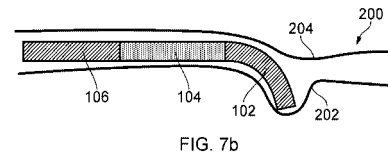


FIG. 7b

【 図 7 c 】

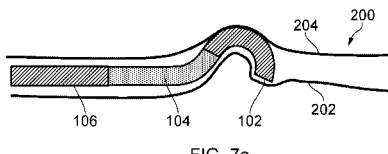
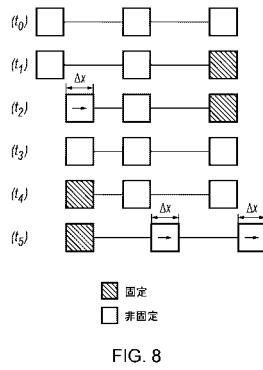
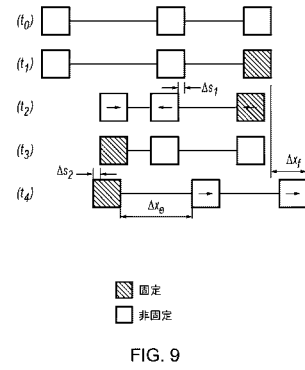


FIG. 7c

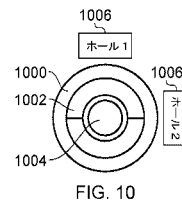
【 図 8 】



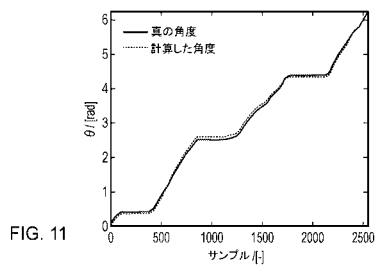
【 図 9 】



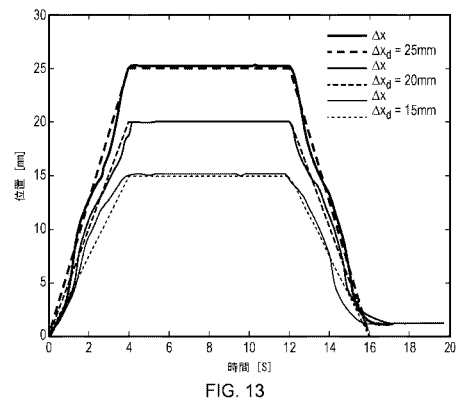
【 図 10 】



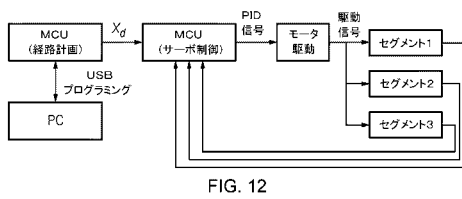
【 図 11 】



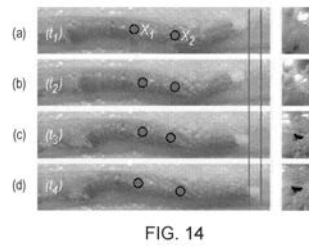
【 図 13 】



【 図 12 】



【 図 14 】



【図 15】

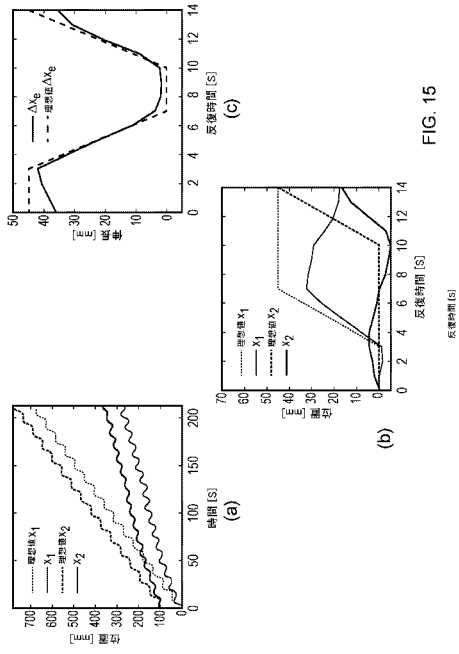


FIG. 15

【図 16】

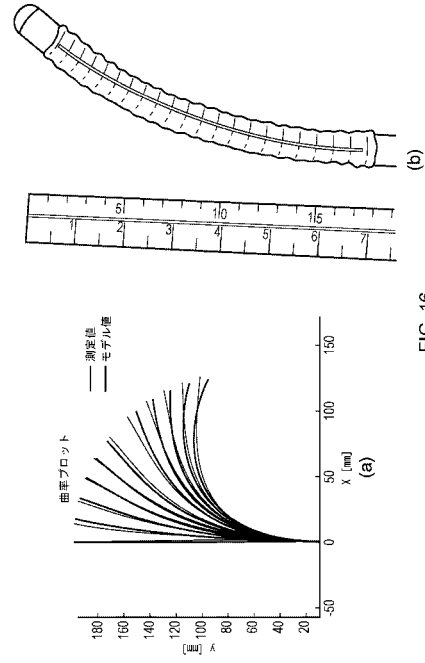


FIG. 16

【図 17】

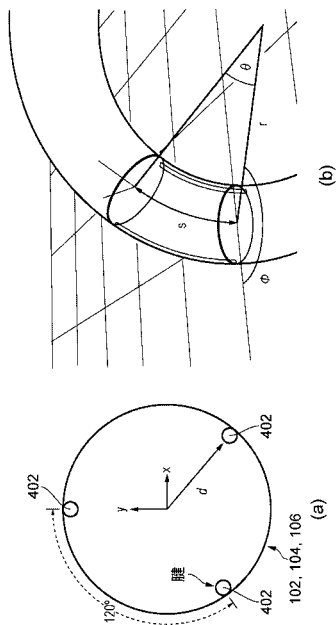


FIG. 17

【図 18 a】

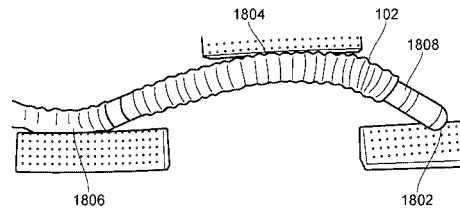


FIG. 18a

【図 18 b】

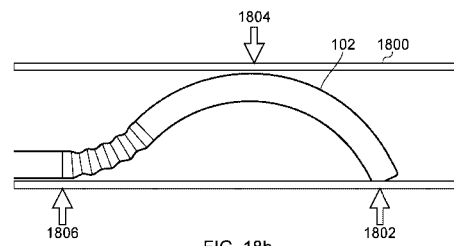


FIG. 18b

【図19a】

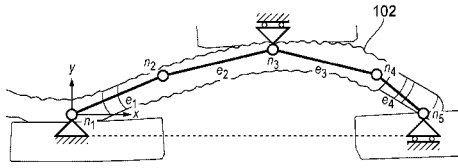


FIG. 19a

【図19b】

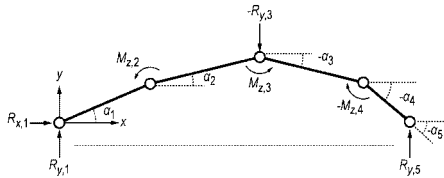


FIG. 19b

【図19c】

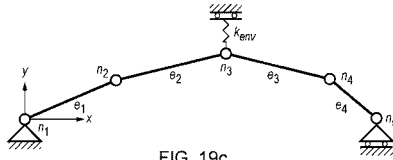


FIG. 19c

【図21a】

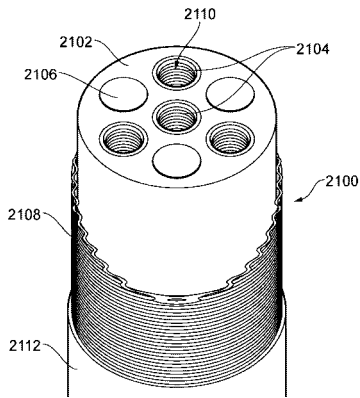


FIG. 21a

【図20a】

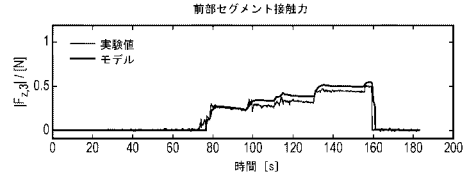


FIG. 20a

【図20b】

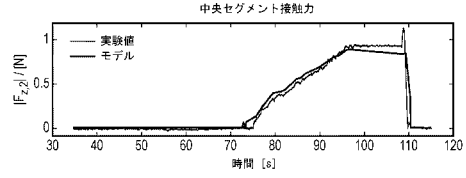


FIG. 20b

【図20c】

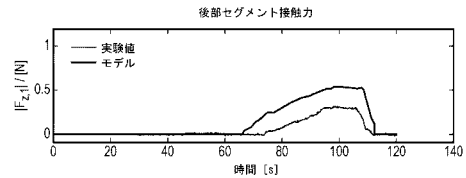


FIG. 20c

【図21b】

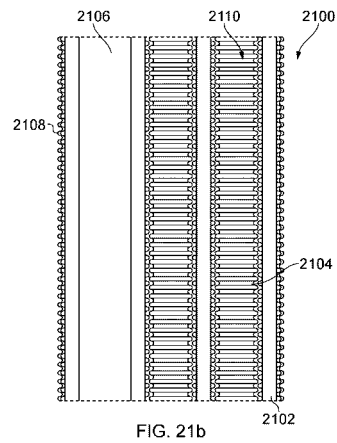


FIG. 21b

【図22a】

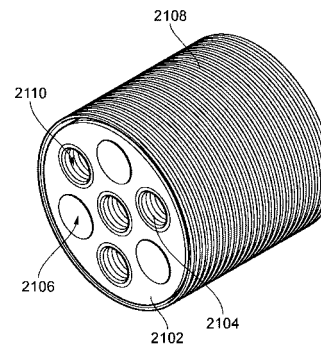
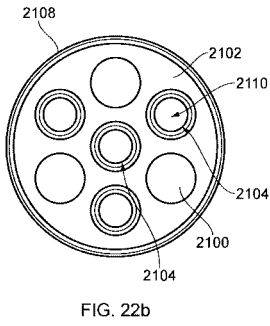
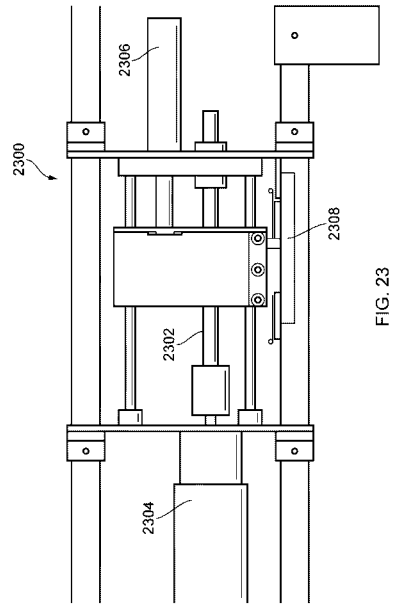


FIG. 22a

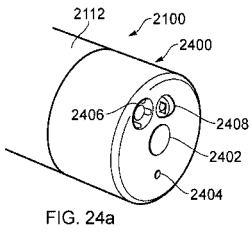
【 図 2 2 b 】



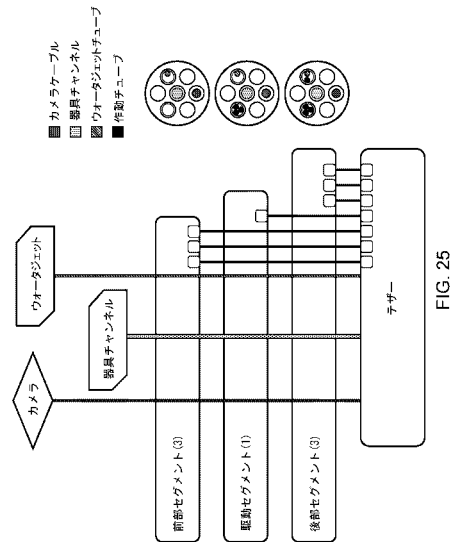
【 図 2 3 】



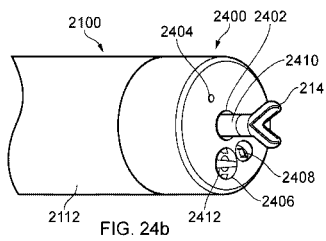
【 図 2 4 a 】



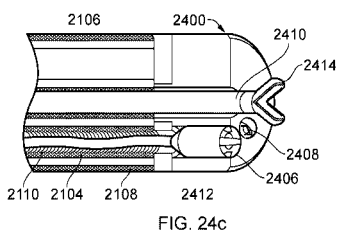
【 図 2 5 】



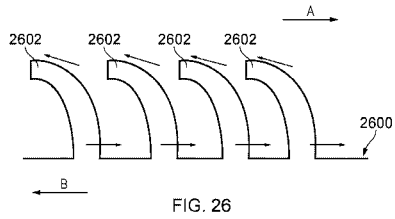
【 図 2 4 b 】



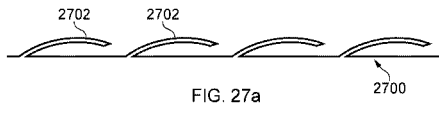
【 図 2 4 c 】



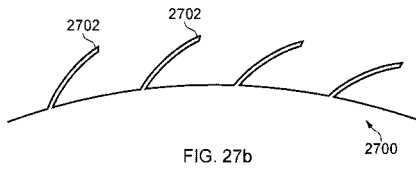
【 図 2 6 】



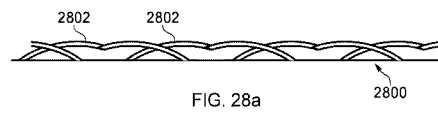
【 図 2 7 a 】



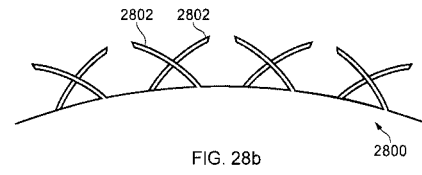
【 図 2 7 b 】



【 図 2 8 a 】



【 図 2 8 b 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/GB2018/050489

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B1/00 A61B1/015 A61B1/005 A61M25/01 ADD. A61B17/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B B08B F16L A61M		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 662 587 A (GRUNDFEST WARREN SCOTT [US] ET AL) 2 September 1997 (1997-09-02) column 6, lines 8-11 column 9, lines 4-50 column 12, line 16 - column 13, line 12 column 15, line 3 - column 16, line 19 figures 1-3, 10-17, 72-77 -----	1-59
X	US 2015/367101 A1 (SHOHAM MOSHE [IL] ET AL) 24 December 2015 (2015-12-24) paragraphs [0088], [0099] paragraphs [0111] - [0112] figures 1, 11 ----- -/--	1-9, 12-22, 29, 32-46, 53-59
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report	
15 May 2018	30/05/2018	
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Gärtner, Andreas	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/GB2018/050489

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	<p>JP 2009 018116 A (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP) 29 January 2009 (2009-01-29)</p> <p>paragraphs [0015] - [0025] paragraphs [0052] - [0060] figures 1-5, 8, 10</p> <p>-----</p>	<p>1-6,14, 15,29, 32, 35-39, 53,59</p>
X	<p>US 2003/149338 A1 (FRANCOIS CHRISTIAN [FR] ET AL) 7 August 2003 (2003-08-07)</p> <p>paragraphs [0057] - [0062] paragraph [0097] figures 1, 5, 6</p> <p>-----</p>	<p>1-9,12, 14,15, 29,34, 39,53-59</p>
A	<p>US 6 402 686 B1 (OUCHI TERUO [JP]) 11 June 2002 (2002-06-11) column 4, line 8 - column 8, line 51 figures 1, 5, 6, 8</p> <p>-----</p>	<p>1-59</p>

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/GB2018/050489

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5662587	A	02-09-1997	NONE
US 2015367101	A1	24-12-2015	CA 2618366 A1 15-02-2007 CN 101583396 A 18-11-2009 CN 103272325 A 04-09-2013 CN 103330989 A 02-10-2013 EP 1924233 A2 28-05-2008 JP 5236472 B2 17-07-2013 JP 2009520507 A 28-05-2009 US 2010249505 A1 30-09-2010 US 2015367101 A1 24-12-2015 WO 2007017876 A2 15-02-2007
JP 2009018116	A	29-01-2009	JP 5214187 B2 19-06-2013 JP 2009018116 A 29-01-2009
US 2003149338	A1	07-08-2003	AT 332164 T 15-07-2006 AU 4848701 A 07-11-2001 CA 2406522 A1 01-11-2001 DE 60121316 T2 02-08-2007 EP 1274480 A1 15-01-2003 JP 4962750 B2 27-06-2012 JP 2003530975 A 21-10-2003 US 2003149338 A1 07-08-2003 WO 0180935 A1 01-11-2001
US 6402686	B1	11-06-2002	DE 10028080 A1 22-02-2001 JP 3462795 B2 05-11-2003 JP 2000342524 A 12-12-2000 US 6402686 B1 11-06-2002

フロントページの続き

(81) 指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(72) 発明者 リュウ, ホンビン
イギリス ダヴリュシー 2 アール 2 エルエス ロンドン ストランド, エス 1 . 1 8 デパートメント インフォマティックス キングス カレッジ ロンドン内

(72) 発明者 バース, ユリウス エスマン
イギリス ダヴリュシー 2 アール 2 エルエス ロンドン ストランド, エス 1 . 1 8 デパートメント インフォマティックス キングス カレッジ ロンドン内

(72) 発明者 ヘイ, ブフサン
イギリス エスイー 5 9 アールエス ロンドン デンマークヒル, デパートメント オブ ガストロエンテロロジ キングス カレッジ ホスピタル内

F ターム(参考) 2H040 CA07 CA22 DA03 DA16 DA54

3C707 AS35 CU07 HT04

4C161 AA04 BB02 CC06 DD03 FF25 FF26 FF32 FF34 HH47 HH55

JJ06 JJ17

【要約の続き】

を収縮又は伸長させることによってより効果的な移動動作で前方に少しずつ進む。したがって、本発明は、そのような装置に要求される性能レベルを依然として維持しながら、過酷な又は清浄ではない周囲に対してより堅牢で単純化された設計を提供する。

专利名称(译)	机器人装置		
公开(公告)号	JP2020509803A	公开(公告)日	2020-04-02
申请号	JP2019546344	申请日	2018-02-26
[标]申请(专利权)人(译)	伦敦国王学院		
申请(专利权)人(译)	伦敦大学国王学院		
发明人	リュウ, ホンビン パス, ユリウス エスマン ヘイ, ブフサン		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/005 G02B23/24 B25J18/06		
CPC分类号	A61B1/00156 A61B1/0051 A61B1/0055 A61B1/015 A61B10/04 A61B10/06 A61B34/32 A61B34/72 A61B2017/00327 A61B2017/00345 A61B2017/00535 A61B2017/00818 A61B2034/303 A61B2217/005 A61B2217/007 A61M25/0116 A61B34/30		
FI分类号	A61B1/00.610 A61B1/005.511 A61B1/005.522 G02B23/24.A B25J18/06		
F-TERM分类号	2H040/CA07 2H040/CA22 2H040/DA03 2H040/DA16 2H040/DA54 3C707/AS35 3C707/CU07 3C707/ /HT04 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF25 4C161/FF26 4C161/FF32 4C161/FF34 4C161/HH47 4C161/HH55 4C161/JJ06 4C161/JJ17		
代理人(译)	金井俊之 石川县隆		
优先权	2017003056 2017-02-24 GB		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供了一种机器人机车装置(1)，其能够在管状结构(200)例如人结肠或包括两个相对的壁(202)的任何结构内部时向前和向后驱动自身，锚定和转向自身。(204)。在这方面，该装置由覆盖有弹性材料并由内部致动机构驱动的两个或三个段(102、104、106)组成。所有的节段(102、104、106)具有六角琴构造，其能够缩短和延长运动。除了收缩和在长度上延伸之外，端部部分(102、106)中的至少一个能够弯曲远离纵向轴线的角度，使得其变得楔入或卡在容器壁(202、204)之间。管状结构(200)。即，端部部分(102、106)既能够弯曲也能够收缩和伸展。装置(1)通过在管状结构(200)的壁(202、204)之间交替地塞住一个节段(102、104、106)，然后将这些节段(102、104、106)收缩或伸展至一英寸而移动使装置(1)向前移动，并具有更有效的机车作用。这样，本发明提供了一种简化的设计，其在恶劣或不清洁的环境下更坚固，同时仍保持这种设备所需的性能水平。

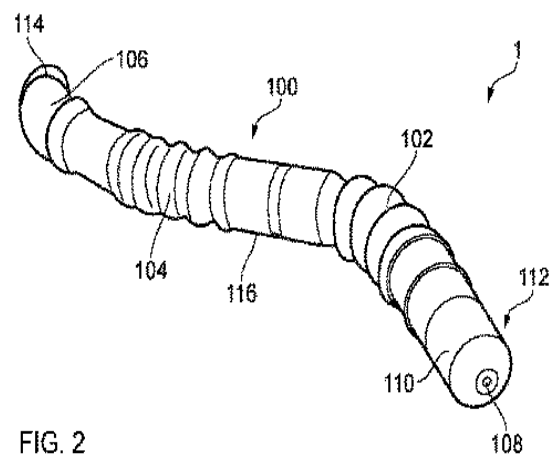


FIG. 2