

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6675678号
(P6675678)

(45) 発行日 令和2年4月1日(2020.4.1)

(24) 登録日 令和2年3月13日(2020.3.13)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 17/29 (2006.01) A 6 1 B 17/29
G 0 1 L 5/00 (2006.01) G 0 1 L 5/00 1 0 1 Z

請求項の数 17 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2015-149250 (P2015-149250)	(73) 特許権者	504150461 国立大学法人鳥取大学 鳥取県鳥取市湖山町南4丁目101番地
(22) 出願日	平成27年7月29日(2015.7.29)	(73) 特許権者	598117366 株式会社日本マイクロシステム 鳥取県米子市祇園町二丁目21番地
(65) 公開番号	特開2017-29210 (P2017-29210A)	(74) 代理人	100145872 弁理士 福岡 昌浩
(43) 公開日	平成29年2月9日(2017.2.9)	(74) 代理人	100091362 弁理士 阿仁屋 節雄
審査請求日	平成30年5月21日(2018.5.21)	(74) 代理人	100187632 弁理士 橋高 英郎
		(72) 発明者	植木 賢 鳥取県米子市西町36番地の1 国立大学 法人鳥取大学医学部附属病院内 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 鉗子器具および圧力センサ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

少なくとも先端部と当該先端部に連なる軸部とを有し、前記先端部および前記軸部が体腔内に挿入されて用いられる鉗子器具であって、

前記軸部の外周に、前記体腔内の生体組織との接触による加圧を検知する圧力センサが装着されており、

前記圧力センサは、前記接触による加圧方向に重なる電極間の電気的特性が加圧量に応じて変化する圧力感応部を備え、

前記圧力感応部は、前記軸部の周方向に沿って環状に配設された環状電極と、圧力を受けることで生じた変形量に応じて電気的特性が変化する弾性体からなる感圧部材と、前記軸部の長手方向に沿って直線状に配設された線状電極とが、加圧方向に重なるように順に積層されてなる積層体によって形成されている

鉗子器具。

【請求項2】

前記圧力センサは、少なくとも、前記体腔内に挿入される部位であって、前記鉗子器具と共に前記体腔内に挿入された内視鏡カメラから見て死角となる部位に装着されている請求項1に記載の鉗子器具。

【請求項3】

前記圧力センサは、前記内視鏡カメラから見て死角とならない部位にも装着されている請求項2に記載の鉗子器具。

【請求項 4】

前記圧力センサは、少なくとも、前記先端部から 2.0 cm 以上離れ、かつ、12.0 cm 以内の範囲内の領域に装着されている請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の鉗子器具。

【請求項 5】

前記圧力センサは、前記圧力感応部を、前記軸部の長手方向に沿って複数備える請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の鉗子器具。

【請求項 6】

前記圧力センサは、前記圧力感応部を、前記軸部の周方向に沿って複数備える請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の鉗子器具。

10

【請求項 7】

前記圧力センサは、前記圧力感応部を、前記軸部の長手方向および周方向のそれぞれに沿って複数備える請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の鉗子器具。

【請求項 8】

前記圧力センサは、前記軸部の外周面の側から、前記環状電極、前記感圧部材、前記線状電極が順に積層された状態で、前記軸部へ装着される請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の鉗子器具。

【請求項 9】

前記線状電極は、前記感圧部材によって被覆されている請求項 1 から 8 のいずれか 1 項に記載の鉗子器具。

20

【請求項 10】

前記積層体は、前記圧力センサの内周面を構成する第 1 フィルム部材と、前記圧力センサの外周面を構成する第 2 フィルム部材と、によって挟持されており、

前記第 1 フィルム部材と前記第 2 フィルム部材との間には、前記第 1 フィルム部材と前記第 2 フィルム部材の少なくとも一方の変形によって前記積層体が加圧されることを抑制するスペーサ部材が設けられている

請求項 1 から 9 のいずれか 1 項に記載の鉗子器具。

【請求項 11】

前記スペーサ部材の厚さは、前記積層体の厚さの 0.5 倍以上 1.5 倍以下の範囲内の厚さである請求項 10 に記載の鉗子器具。

30

【請求項 12】

前記スペーサ部材の硬度は、前記感圧部材の硬度の 0.5 倍以上 1.5 倍以下の範囲内の大きさである請求項 10 または 11 に記載の鉗子器具。

【請求項 13】

前記スペーサ部材は、隣り合う前記線状電極の間にそれぞれ設置されている請求項 10 から 12 のいずれか 1 項に記載の鉗子器具。

【請求項 14】

前記感圧部材を構成する弾性体は、圧力を受けることで生じた変形量に応じて電気抵抗が変化する感圧式導電性ゴムからなる請求項 1 から 13 のいずれか 1 項に記載の鉗子器具。

40

【請求項 15】

前記圧力センサには、前記圧力センサによる検知結果を出力する出力部が接続される請求項 1 から 14 のいずれか 1 項に記載の鉗子器具。

【請求項 16】

前記出力部は、前記圧力センサが検知した圧力の大きさを識別可能な態様で出力する請求項 15 に記載の鉗子器具。

【請求項 17】

先端部と当該先端部に連なる軸部とが体腔内に挿入されて用いられる鉗子器具のうち前記軸部の外周に装着自在に構成され、前記軸部の外周に装着された状態で前記体腔内の生体組織との接触による加圧を検知する圧力センサであって、

50

前記接触による加圧方向に重なる電極間の電気的特性が加圧量に応じて変化する圧力感応部を備え、

前記圧力感応部は、前記軸部の周方向に沿って環状に配設された環状電極と、圧力を受けることで生じた変形量に応じて電気的特性が変化する弾性体からなる感圧部材と、前記軸部の長手方向に沿って直線状に配設された線状電極とが、加圧方向に重なるように順に積層されてなる積層体によって形成されており、

前記圧力感応部にて、加圧量に応じて電気的特性が変化することで、前記体腔内の生体組織との接触による加圧を検知するように構成された圧力センサ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、手術用器具である鉗子器具および当該鉗子器具に用いられる圧力センサに関する。

【背景技術】

【0002】

腹腔鏡手術においては、腹部の複数箇所小さな孔を開け、炭酸ガス等で膨らませた腹腔内に、内視鏡カメラの一種である腹腔鏡を挿入するとともに、把持、剥離、切除等を行う手術用器具である鉗子器具を挿入する。そして、腹腔鏡によって映し出される映像をモニタ画面で観察しながら鉗子器具を操作することによって、患部に対する手術を行う。

【0003】

20

腹腔鏡手術で用いられる鉗子器具については、その先端部（例えば生体組織を把持する把持部）に力覚センサを設け、先端部が受ける力を操作者に提示できるようにすることが提案されている（例えば、特許文献1参照）。このような鉗子器具を用いれば、操作者は、腹腔内に挿入した鉗子器具を操作する際に、その鉗子器具の先端部に加わる力の強さの感覚を把握し得るようになる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開平8-117228号公報

【発明の概要】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上述した構成の鉗子器具では、先端部の力覚が把握可能となるに過ぎない。つまり、腹腔鏡によって映し出されて視認可能となる範囲を除けば、鉗子器具の先端部以外の構成部分については、操作者が状態や感覚等を把握できない。そのため、腹腔内に挿入して操作する際に、例えば鉗子器具の先端部に連なる軸部と腹腔内の生体組織との意図せぬ接触が生じてしまうおそれがある。このような意図せぬ接触は、生体組織に悪影響を及ぼし得るため、操作者にとって把握できるようにすることが望ましい。

【0006】

そこで、本発明は、生体組織との意図せぬ接触を操作者が把握することができる鉗子器具および当該鉗子器具に用いられる圧力センサを提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、上記目的を達成するために案出されたものである。

（本発明の一態様）

本発明の一態様は、

少なくとも先端部と当該先端部に連なる軸部とを有し、前記先端部および前記軸部が体腔内に挿入されて用いられる鉗子器具であって、

前記軸部の外周に、前記体腔内の生体組織との接触による加圧を検知する圧力センサが装着されている鉗子器具である。

50

(本発明の他の一態様)

本発明の他の一態様は、

先端部と当該先端部に連なる軸部とが体腔内に挿入されて用いられる鉗子器具のうち前記軸部の外周に装着自在に構成され、

前記体腔内の生体組織との接触による加圧を検知するように構成された圧力センサである。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、鉗子器具の軸部が体腔内の生体組織と接触すると、そのことを圧力センサが検知するので、その検知結果を鉗子器具の操作者に伝達して当該操作者に把握させ得るようになる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明に係る鉗子器具の一具体例である把持鉗子の概略構成を模式的に示す説明図である。

【図2】本発明に係る圧力センサの概略構成の一具体例を模式的に示す説明図であり、(a)は圧力センサの主要な構成要素の構成例を示す斜視図、(b)は線状電極および感圧部材の構成例を示す断面図、(c)は環状電極となる異方導電性布の構成例を示す模式図、(d)は圧力センサを平面上に展開して配置した状態の構成例を示す断面図である。

【図3】腹腔鏡手術の概要を模式的に示す説明図である。

【図4】本発明に係る圧力センサによる加圧検知の一応用例を模式的に示す説明図であり、(a)は軸部長手方向の分解能を利用して長尺の生体組織を検知する様子を示す図、(b)は軸部長手方向の分解能を利用して短尺の生体組織を検知する様子を示す図である。

【図5】本発明に係る圧力センサによる加圧検知の他の応用例を模式的に示す説明図であり、(a)は軸部周方向の分解能を利用して硬質の生体組織を検知する様子を示す図、(b)は軸部長手方向の分解能を利用して軟質の生体組織を検知する様子を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、図面に基づき本発明に係る鉗子器具および圧力センサについて説明する。

【0011】

(1) 鉗子器具の構成

まず、本発明に係る鉗子器具の構成について具体例を挙げて説明する。ここでは、鉗子器具として、腹腔鏡手術の術者が手に持って操作する把持鉗子を例に挙げて説明する。

図1は、本発明に係る鉗子器具の一具体例である把持鉗子の概略構成を模式的に示す説明図である。

【0012】

ここで例に挙げる把持鉗子1は、開閉する顎部2aを有した先端部2と、顎部2aの開閉を操作するためのグリップ部3と、先端部2とグリップ部3とを連結するために断面円形の棒状に形成された軸部4と、を備えて構成されている。このような構成の把持鉗子1は、先端部2および軸部4が腹腔内に挿入されて用いられる。そして、腹腔内に挿入された状態で、腹腔鏡手術の術者がグリップ部3を操作して先端部2における顎部2aを開閉させることにより、腹腔内の生体組織の剥離や把持、縫合糸の結紮等の各種処置を行うことになる。

【0013】

先端部2、グリップ部3および軸部4のそれぞれにおける具体的な構成については、特に限定されるものではなく、周知のものであればよい。

例えば、先端部2の顎部2aについては、両開きや片開き等の別を問わず、湾曲形状や非湾曲形状等の別も問わない。さらに、先端部2は、顎部2aを揺動可能にする自在継手を有して構成されたものであってもよい。また、先端部2は、必ずしも開閉する顎部2aを有している必要はなく、例えば生体組織を切除するための鋏部といった他の構成部材を

10

20

30

40

50

有したものであってもよい。

このことはグリップ部 3 についても同様であり、グリップ部 3 におけるハンドルやレバー等の有無や形状等が限定されるものではない。

【 0 0 1 4 】

ところで、ここで例に挙げる把持鉗子 1 は、軸部 4 の外周に圧力センサ 5 が装着されている点に大きな特徴がある。圧力センサ 5 については、詳細を後述する。

【 0 0 1 5 】

また、圧力センサ 5 には、この圧力センサ 5 による検知結果を出力する出力部 6 が信号線 6 a を介して接続されている。出力部 6 は、例えば、把持鉗子 1 を操作する術者が視覚によって認識できる光の表示出力、術者が聴覚によって認識できる音出力、術者が触覚によって認識できる振動出力、またはこれらを適宜組み合わせたものによって、センサ検知結果の出力を行う。より具体的には、ディスプレイ装置、ランプ、警報ブザー、バイブレーションシステム等を利用して、センサ検知結果の出力を行う。

【 0 0 1 6 】

ただし、いずれの出力態様の場合であっても、出力部 6 は、圧力センサ 5 が検知した圧力の大きさを識別可能な態様で出力するものであることが望ましい。例えば出力部 6 が光の表示出力を行う場合であれば、圧力センサ 5 が検知した圧力の大きさに応じて表示レベルが可変するようなインジケータ 6 b を利用して、圧力センサ 5 による検知結果の出力を行うことが考えられる。また、これに限られることはなく、ディスプレイの表示内容、ランプの数・輝度・色、ブザー音量、バイブ振動強さ・振動周期等を、検知圧力の大きさに

。

【 0 0 1 7 】

(2) 圧力センサの構成

続いて、把持鉗子 1 の軸部 4 に装着される圧力センサ 5 について詳細に説明する。

【 0 0 1 8 】

(圧力センサの概要)

圧力センサ 5 は、把持鉗子 1 が腹腔内に挿入された際に、その腹腔内の生体組織との接触による加圧を検知するためのものである。このような圧力センサ 5 を軸部 4 の外周に装着すれば、軸部 4 と腹腔内の生体組織との接触を検知し得るようになる。

【 0 0 1 9 】

生体組織との接触による加圧を検知するために、圧力センサ 5 は、加圧により電気的特性が変化する弾性体からなる感圧部材を介して、導電性材料からなる第 1 電極と第 2 電極とが加圧方向に重なるように配されて構成されている。第 1 電極、感圧部材および第 2 電極が加圧方向に重なって対向する箇所（すなわち、感圧部材の電気的特性の変化を利用して加圧を検知する箇所）のことを、以下「圧力感応部」と称す。つまり、圧力センサ 5 は、加圧量に応じて第 1 電極と第 2 電極との間の電気的特性が変化する圧力感応部を備えて構成されている。

【 0 0 2 0 】

圧力センサ 5 は、圧力感応部を少なくとも一つ備えていけばよいが、把持鉗子 1 の軸部 4 の外周に装着された際の装着面内に複数備えていることが望ましい。圧力感応部を軸部 4 の長手方向に沿って複数備えていけば、圧力センサ 5 は、少なくとも軸部 4 の長手方向に対する検出分解能を細分化させ得るようになる。また、圧力感応部を軸部 4 の周方向に沿って複数備えていけば、圧力センサ 5 は、少なくとも軸部 4 の周方向に対する検出分解能を細分化させ得るようになる。また、圧力感応部を軸部 4 の長手方向および周方向のそれぞれに沿って複数備えていけば、圧力センサ 5 は、圧力感応部を装着面内でマトリクス状に備えることになるので、軸部 4 の長手方向および周方向のそれぞれに対する検出分解能を細分化させ得るようになる。

【 0 0 2 1 】

(圧力センサの具体的な構成)

ここで、圧力感応部をマトリクス状に備えた圧力センサ 5 を例に挙げて、その具体的な構成について説明する。

図 2 は、本発明に係る圧力センサの概略構成の一具体例を模式的に示す説明図である。

【 0 0 2 2 】

ここで例に挙げる圧力センサ 5 は、図 2 (a) に示すように、軸部 4 の長手方向に沿って直線状に延びる第 1 電極としての線状電極 1 1 と、圧力を受けることで生じた変形量に応じて電気的特性が変化する弾性体からなる感圧部材 1 2 と、軸部 4 の周方向に沿って環状に延びる第 2 電極としての環状電極 1 3 と、を備えて構成されている。このような構成の圧力センサ 5 では、線状電極 1 1 と環状電極 1 3 とが交差して対向する箇所に圧力感応部が形成されることになる。なお、圧力センサ 5 は、線状電極 1 1、感圧部材 1 2 および環状電極 1 3 の他にも、後述するスペーサ部材 1 6 およびフィルム部材 (ただし不図示) を備えている。

10

【 0 0 2 3 】

線状電極 1 1 は、細径の線状導電性材料 (例えば、銀線、金線、ステンレススチール線等、径が約 1 0 0 ~ 5 0 0 μm 程度の導電性金属線材) からなり、圧力センサ 5 の略全域にわたって延びるように、軸部 4 の長手方向に沿って直線状に配設されている。そして、線状電極 1 1 は、図 2 (b) に示すように、軸部 4 の周方向に沿って複数のものが所定の間隔で並ぶように配列されている。所定の間隔は、線状電極 1 1 の配列数に応じて適宜設定されることになる。線状電極 1 1 の配列数は、特に限定されるものではないが、配列数が多ければ検出分解能を向上させ得るようになり、配列数が少なければセンサ構成の複雑化を抑制し得るようになる。

20

【 0 0 2 4 】

感圧部材 1 2 は、加圧により電気的特性が変化する弾性体からなり、線状電極 1 1 の周囲を全周にわたって被覆するチューブ状に形成されている。つまり、チューブ状に形成された感圧部材 1 2 の中空孔に、線状電極 1 1 が挿入されるように構成されている。

感圧部材 1 2 において変化する「電気的特性」としては、具体的には電気抵抗、静電容量、電圧等が挙げられるが、ここでは電気抵抗が変化するよう感圧部材 1 2 が構成されている場合を例に挙げる。つまり、感圧部材 1 2 を構成する弾性体は、圧力を受けることで生じた変形量に応じて電気抵抗が変化する感圧式導電性ゴムからなるものである。このような感圧式導電性ゴムの材料自体については、公知技術を利用して形成されたものであればよく、ここではその詳細な説明を省略する。

30

【 0 0 2 5 】

環状電極 1 3 は、線状電極 1 1 と交差するように、軸部 4 の周方向に沿って環状に配設されている。そして、圧力センサ 5 の略全域にわたるように、軸部 4 の長手方向に沿って複数のものが所定の間隔で並ぶように配列されている。所定の間隔は、環状電極 1 3 の配列数に応じて適宜設定されることになる。環状電極 1 3 の配列数は、特に限定されるものではないが、配列数が多ければ検出分解能を向上させ得るようになり、配列数が少なければセンサ構成の複雑化を抑制し得るようになる。

このような環状電極 1 3 は、例えば異方導電性布 1 3 a によって形成することが考えられる。異方導電性布 1 3 a は、図 2 (c) に示すように、非導電性繊維の織物 1 3 b における縦糸または横糸の一部を予め定めた一定の間隔で導電性糸 1 3 c に置換したもの、または非導電性繊維の織物 1 3 b に予め定めた一定の間隔で導電性糸 1 3 c を縫い込んだものである。非導電性繊維としては、例えばポリエチレンテレフタレート (P E T) 繊維を用いることが考えられるが、 P E T 以外であっても非導電性のものであれば種類を問わない。ただし、非導電性繊維は、耐熱性および化学的耐性を有することが望ましい。一方、導電性糸 1 3 c は、銀糸、金糸、ステンレススチール糸、炭素繊維、銀めっきナイロン糸等の細径で導電性および柔軟性を有するものであれば使用することができ、その径は非導電性繊維の繊維径と同程度とすることが望ましい。非導電性繊維および導電性糸 1 3 c の径は、数 μm ~ 数十 μm 程度とすることが考えられる。このような構成によれば、異方導電性布 1 3 a として、例えば厚さが 5 0 μm 程度で非常に柔軟性に富んだものが得られる

40

50

。このような異方導電性布 1 3 a を用いれば、導電性系 1 3 c が環状電極 1 3 として機能することになる。

【 0 0 2 6 】

圧力センサ 5 は、その断面構成においては、把持鉗子 1 の軸部 4 の外周面の側から、複数の環状電極 1 3 と、線状電極 1 1 の一方側を被覆する感圧部材 1 2 と、複数の線状電極 1 1 と、線状電極 1 1 の他方側を被覆する感圧部材 1 2 とが、順に積層されて構成されている。つまり、圧力センサ 5 は、少なくとも、複数の環状電極 1 3 と、上記の一方側の感圧部材 1 2 と、複数の線状電極 1 1 とが、順に積層されてなる積層体を備えて構成されているのである。

【 0 0 2 7 】

以上のような積層体を備えた圧力センサ 5 では、その圧力センサ 5 の面内のいずれかの箇所が外力によって加圧されると、その加圧箇所の圧力感応部において、感圧部材 1 2 が圧力を受けることで変形する。感圧部材 1 2 が変形すると、その変形量に応じて感圧部材 1 2 における電気抵抗、すなわち感圧部材 1 2 が介在する線状電極 1 1 と環状電極 1 3 との間の電気抵抗が変化する。したがって、圧力センサ 5 を用いれば、線状電極 1 1 と環状電極 1 3 との間の電気抵抗の大きさをモニタリングすることで、その圧力センサ 5 に対する加圧を検知することができるようになる。

【 0 0 2 8 】

このような加圧検知のためのモニタリングを行うために、圧力センサ 5 における線状電極 1 1 および環状電極 1 3 のそれぞれには、リード線（ただし不図示）が接続されている。そして、リード線は、信号線 6 a を介して出力部 6 に接続される。

各電極へのリード線の接続は、複数の線状電極 1 1 および複数の環状電極 1 3 のそれぞれに対して個別に行われているものとする。これにより、圧力センサ 5 は、圧力感応部をマトリクス状に備え、軸部 4 の長手方向および周方向のそれぞれについて細分化された検出分解能を有することになる。

【 0 0 2 9 】

ただし、各電極へのリード線の接続は、複数の線状電極 1 1 または複数の環状電極 1 3 を一つのものとして纏めて行われていてもよいし、複数の線状電極 1 1 または複数の環状電極 1 3 を幾つかの領域単位に分割した上で各領域別に行われていてもよい。例えば、複数の線状電極 1 1 に対して一つのリード線が接続され、複数の環状電極 1 3 に対して複数のリード線が接続されている場合には、圧力センサ 5 は、軸部 4 の長手方向のみに細分化された検出分解能を有することになる。また、例えば、複数の線状電極 1 1 に対して複数のリード線が接続され、複数の環状電極 1 3 に対して一つのリード線が接続されている場合には、圧力センサ 5 は、軸部 4 の周方向のみに細分化された検出分解能を有することになる。また、例えば、複数の線状電極 1 1 に対して一つのリード線が接続され、複数の環状電極 1 3 に対しても一つのリード線が接続されている場合には、圧力センサ 5 は、細分化された検出分解能を有さずに、いずれかの箇所で加圧があったか否かのみを検出し得るようになる。

【 0 0 3 0 】

（圧力センサの非装着状態）

次いで、上述した構成の圧力センサ 5 に関し、把持鉗子 1 の軸部 4 への非装着状態、すなわちセンサ単体での状態について説明する。

【 0 0 3 1 】

圧力センサ 5 は、上述したように柔軟性に富むように構成されていることから、把持鉗子 1 の軸部 4 への非装着状態、すなわちセンサ単体での状態では、図 2 (d) の断面図に示すように、平面上に展開して配置することが可能である。平面上に展開して配置した場合、圧力センサ 5 は、平面視したときの形状が矩形状となる。そして、矩形状の短手方向の大きさ（図 2 (d) における左右方向の寸法）は、把持鉗子 1 の軸部 4 の外周の周長に適合する寸法となるように形成されている。また、矩形状の長手方向の大きさ（図 2 (d) における奥行方向の寸法）は、後述するセンサ装着位置を考慮して設定された寸法とな

10

20

30

40

50

るように形成されている。

【0032】

また、圧力センサ5は、少なくとも線状電極11と感圧部材12と環状電極13とが順に積層されてなる積層体10を備えている。そして、積層体10は、圧力センサ5の内周面（すなわち把持鉗子1の軸部4への装着時に当該軸部4の外周面と接する面）を構成する第1フィルム部材14と、圧力センサ5の外周面（すなわち内周面と対向する側の面）を構成する第2フィルム部材15と、によって挟持されている。さらに、第1フィルム部材14と第2フィルム部材15との間には、これら第1フィルム部材14と第2フィルム部材15の少なくとも一方の変形によって積層体10が加圧されることを抑制するスペーサ部材16が設けられている。

10

【0033】

第1フィルム部材14および第2フィルム部材15は、いずれも、積層体10の保護膜として機能するもので、防水性、絶縁性、化学的耐久性および柔軟性等を有した樹脂材料からなるフィルム材（例えば、30 μ m程度の厚さのポリウレタンフィルム材）によって形成されている。

【0034】

スペーサ部材16は、積層体10が第1フィルム部材14および第2フィルム部材15によって挟持されていることに起因する圧力センサ5の誤検出を抑制するために、積層体10を構成する各線状電極11同士の間隙を埋めるように配置されたものである。つまり、スペーサ部材16は、隣り合う線状電極11の間にそれぞれ設置されている。スペーサ部材16は、弾性を有した材料（例えば、合成樹脂を発泡状にした発泡体）を基材として形成されている。

20

【0035】

このようなスペーサ部材16が各線状電極11同士の間隙を埋めるように設置されていれば、積層体10が第1フィルム部材14および第2フィルム部材15によって挟持されている場合であっても、圧力センサ5の誤検出を抑制できるようになる。

第1フィルム部材14および第2フィルム部材15は、それぞれ連続性を有した1枚のフィルム状（薄膜状）のものである。そのため、例えば、加圧によって第1フィルム部材14または第2フィルム部材15に変形が生じると、その変形の影響が加圧箇所以外にも及び得る。また、例えば、軸部4への装着時には第1フィルム部材14および第2フィルム部材15が湾曲するように変形することになるが、そのときの締め付けが強すぎると、積層体10に不要な加圧が生じ得る。このような第1フィルム部材14または第2フィルム部材15の変形は、圧力センサ5の誤検出を招くおそれがある。

30

ところが、スペーサ部材16を設置すれば、第1フィルム部材14または第2フィルム部材15に変形が生じても、その第1フィルム部材14または第2フィルム部材15をスペーサ部材16が支えることになるので、その変形の影響が加圧箇所以外の線状電極11や感圧部材12等に及んでしまうのを緩和させることができる。しかも、スペーサ部材16自体が弾性を有しているので、例えば加圧箇所における感圧部材12の変形を阻害してしまうようなこともない。したがって、スペーサ部材16を設置すれば、当該スペーサ部材16を設置しない場合に比べて、圧力センサ5の誤検出を抑制できるのである。

40

【0036】

圧力センサ5の誤検出を抑制するために、スペーサ部材16は、以下のように構成されるものとする。

スペーサ部材16の厚さ（図中の寸法C参照）は、積層体10の厚さ（図中の寸法D参照）の0.5倍以上1.5倍以下の範囲内の厚さである。スペーサ部材16が薄すぎると、第1フィルム部材14または第2フィルム部材15の変形によって積層体10が加圧されてしまい、スペーサ部材16を設置しない場合と同様に、圧力センサ5が作動してしまう（センサ感度が過敏になる）ことがある。これを回避するために、スペーサ部材16の厚さは、積層体10の厚さの0.5倍以上とする。一方、スペーサ部材16が厚すぎると、圧力センサ5に対して加圧がされたにも関わらず、積層体10が適正に加圧されない（

50

センサ感度が不足する)ことがある。これを回避するために、スペーサ部材16の厚さは、積層体10の厚さの1.5倍以下とする。なお、具体的には、スペーサ部材16の厚さは、線状電極11の周囲を被覆する感圧部材12の外径(例えば、0.5~0.6mm程度)よりも若干大きい程度(例えば、0.7mm程度)とすることが好ましい。

スペーサ部材16の硬度は、感圧部材12の硬度の0.5倍以上1.5倍以下の範囲内の大きさである。スペーサ部材16が軟らかすぎると、第1フィルム部材14または第2フィルム部材15の変形によって積層体10が加圧されてしまい、スペーサ部材16を設置しない場合と同様に、圧力センサ5が作動してしまう(センサ感度が過敏になる)ことがある。これを回避するために、スペーサ部材16の硬度は、感圧部材12の硬度の0.5倍以上とする。一方、スペーサ部材16が硬すぎると、圧力センサ5に対して加圧がされたにも関わらず、積層体10が適正に加圧されない(センサ感度が不足する)ことがある。これを回避するために、スペーサ部材16の硬度は、感圧部材12の硬度の1.5倍以下とする。なお、具体的には、スペーサ部材16の硬度は、感圧部材12の硬度(例えば、硬度60°~70°程度)と同程度とすることが好ましい。

【0037】

(3) 圧力センサの軸部への装着位置

次に、上述した構成の圧力センサ5を把持鉗子1の軸部4に装着する際の装着位置について、具体例を挙げて説明する。

【0038】

圧力センサ5は、第1フィルム部材14の露出面(すなわち、圧力センサ5の内周面を構成する面)が把持鉗子1の軸部4の外周面に券回された状態で、互いの面が接着されることによって、軸部4への装着が行われる。このときの接着手法は、特に限定されるものではなく、接着剤または両面接着テープ等を介在させるといった公知の手法を用いて行えばよい。

【0039】

このとき、第1フィルム部材14が軸部4の外周面側に接着されるので、圧力センサ5は、軸部4の外周面の側から、第1フィルム部材14、環状電極13、感圧部材12、線状電極11および第2フィルム部材15が順に積層された状態で軸部4へ装着される。

このような積層順であれば、圧力センサ5が装着された軸部4は、腹腔内に挿抜する上で好適なものとなる。軸部4の長手方向に沿って延びる線状電極11が環状電極13よりも上層側に位置するので、挿抜時に環状電極13の引っ掛かりや位置ずれ等が生じるのを回避し得るからである。また、線状電極11を環状電極13よりも上層側に配置することで、その逆の場合に比べると積層体10を湾曲させ易くなるので、軸部4の外周面への圧力センサ5の装着が容易化することにもなる。さらには、積層体10の無理な湾曲による感圧部材12の歪等が生じてしまうこともないので、センサ感度や分解能等が損なわれてしまうこともない。

ただし、圧力センサ5は、必ずしも上述した積層順ではなく、全く逆の積層順で軸部4の外周面に装着してもよい。全く逆の積層順であっても、圧力センサ5に対する加圧を検知することが可能だからである。

【0040】

いずれの積層順であるかを問わず、圧力センサ5の軸部4への装着位置については、以下のように設定されているものとする。

【0041】

圧力センサ5が装着される把持鉗子1の軸部4は腹腔鏡手術の際に腹腔内に挿入されるものであるが、その際に、腹腔内には、詳細を後述するように、把持鉗子1の他に、内視鏡カメラの一種である腹腔鏡も挿入される。このことから、圧力センサ5は、少なくとも、軸部4の体腔内に挿入される部位であって、把持鉗子1と共に体腔内に挿入された腹腔鏡から見て死角となる部位に装着されているものとする。腹腔鏡から見て死角となる部位、すなわち術者がモニタ画面で観察しても視認し得ない部位について、把持鉗子1の軸部4と腹腔内の生体組織との接触による圧力センサ5への加圧を検知するためである。

10

20

30

40

50

【0042】

ただし、圧力センサ5は、少なくとも軸部4における上述した部位に装着されていればよい。つまり、「少なくとも」であるから、圧力センサ5は、上述した部位に加えて、腹腔鏡から見て死角とならない部位にも装着されていてもよい。モニタ画面で観察可能な部位であっても、圧力センサ5への加圧を検知し得るようにすることで、術者がモニタ画面のみからでは把握し得ないような情報を得られる点で有用なものとなるからである。

【0043】

具体的には、圧力センサ5は、図1に示すように、例えば、少なくとも、先端部2から2.0cm(図中の寸法A参照)以上離れ、かつ、12.0cm(図中の寸法B参照)以内の範囲内の領域に装着することが考えられる。2.0cm以上離れていれば、腹腔鏡手術の際に腹腔鏡によって映し出される範囲から外れ、当該腹腔鏡から見て死角となってしまうからである。また、12.0cmを超えてしまうと、腹腔鏡手術の際に腹腔内の生体組織との接触が生じる可能性が極めて低くなるからである。

10

【0044】

ただし、上記の範囲は「少なくとも」であるから、圧力センサ5は、上述した場合と同様に、上記の範囲内の領域に加えて、他の領域にまで延びるように装着されていてもよい。具体的には、先端部2の側については、2.0cm以上ではなく、例えば1.0cm以上離れた領域(すなわち、腹腔鏡から見て死角とならない部位を含む領域)に、圧力センサ5を装着することも考えられる。先端部2から1.0cm以上離すのは、圧力センサ5が先端部2の動作を阻害してしまうおそれを排除するためである。また、グリップ部3の側については、先端部2から12.0cm以内の範囲を超えて、例えばグリップ部3まで及ぶ範囲にわたって、圧力センサ5を装着することも考えられる。

20

【0045】

なお、上述したセンサ装着範囲についての数値は、単なる一具体例に過ぎない。すなわち、圧力センサ5の軸部4への装着位置については、共に用いる「腹腔鏡の仕様(特に光学系の構成によって定まる視野角)」、「手術内容」、「患者の体格、性別」等の各種条件に応じて適宜変更してもよく、これに伴い、センサ装着範囲を規定する数値についても、各種条件に応じて個別に規定されていてもよい。

【0046】

(4) 腹腔鏡手術について

次に、上述した構成の把持鉗子1および圧力センサ5を用いて行う腹腔鏡手術について説明する。

30

図3は、腹腔鏡手術の概要を模式的に示す説明図である。

【0047】

(腹腔鏡手術の概要)

腹腔鏡手術を行う場合には、まず、患者20に全身麻酔を行い、患者20の腹部21の複数箇所に小さな(例えば1cm以下の)切開孔を形成する。形成した切開孔には、トラカール31と呼ばれる公知の手術用器具を挿入する。トラカール31は、切開孔へ挿入すると腹腔22内のガスを外部の漏らさないように設計されている。そして、切開孔へのトラカール31の挿入後に、腹腔22内に炭酸ガスを注入することにより、腹壁を膨満させて、腹腔22内に空間(スペース)を作る。

40

【0048】

その後は、ある一つのトラカール31から腹腔22内に内視鏡カメラの一種である腹腔鏡32を挿入する。これにより、腹腔鏡手術の術者は、腹腔鏡32によって映し出される映像をモニタ画面33で観察することで、腹腔22内の様子(特に患部の様子)を視認し得るようになる。

また、他のトラカール31からは、把持鉗子1の先端部2および軸部4を腹腔22内に挿入する。この把持鉗子1は、軸部4に圧力センサ5が装着されたものであり、先端部2が腹腔22内の患部まで到達するように挿入されるものとする。これにより、腹腔鏡手術の術者は、腹腔鏡32によって映し出される映像をモニタ画面33で観察しながら把持鉗

50

子 1 のグリップ部 3 を操作して、その把持鉗子 1 の先端部 2 における動作を操ることによって、腹腔 2 2 内の患部に対する手術を行えるようになる。

【 0 0 4 9 】

患部に対する手術の終了後は、把持鉗子 1 および腹腔鏡 3 2 をトラカール 3 1 から抜き去り、炭酸ガスを腹腔 2 2 内から排出させる。そして、全てのトラカール 3 1 を抜き去り、腹部 2 1 の切開孔を縫合して、腹腔鏡手術を終了する。

【 0 0 5 0 】

(腹腔鏡手術の際に生じ得る事態)

腹腔鏡手術を行う場合に、腹腔鏡手術の術者は、腹腔鏡 3 2 によって映し出される映像をモニタ画面 3 3 で観察しながら、把持鉗子 1 を操作することによって、患部に対する手術を行う。このことは、腹腔鏡 3 2 によって映し出されて視認可能となる範囲以外については、その様子を腹腔鏡手術の術者が把握できないおそれがあることを意味する。そのため、把持鉗子 1 を腹腔 2 2 内に挿入し操作するときには、その把持鉗子 1 の軸部 4 と腹腔 2 2 内の生体組織との意図せぬ接触が生じてしまい、その結果として生体組織に悪影響が及んでしまうおそれがある。

【 0 0 5 1 】

このような事態については、例えば、トラカール 3 1 に広角イメージセンサを付設し、その広角イメージセンサを用いて腹腔 2 2 内の様子を撮像してモニタ画面で観察できるようにし、これにより腹腔鏡 3 2 の死角が生じないようにすることも考えられる。

しかしながら、広角イメージセンサを利用して腹腔鏡 3 2 の死角が生じないようにすると、腹腔鏡手術の最中に複数のモニタ画面のそれぞれに術者が注意を払う必要が生じてしまう。つまり、腹腔鏡手術の最中は腹腔鏡 3 2 による映像を映すモニタ画面 3 3 に注視すべきところ、腹腔鏡 3 2 の死角をなくすための他のモニタ画面にも注意を払わなければならないとすると、患部に対する注意力が散漫になってしまったり、腹腔鏡手術の術者にとっての負担が過大になったりするおそれがあり、意図せぬ接触による生体組織への悪影響を防止する上では必ずしも有効ではない。

【 0 0 5 2 】

その点、上述したような圧力センサ 5 が軸部 4 に装着された把持鉗子 1 であれば、軸部 4 と腹腔 2 2 内の生体組織との意図せぬ接触が生じた場合には、そのことが圧力センサ 5 によって検知され、その検知結果が出力部 6 から光や音等によって出力される。したがって、かかる把持鉗子 1 を用いれば、腹腔鏡手術の術者は、腹腔鏡 3 2 による映像を映すモニタ画面に注視したままであっても、出力部 6 から光や音等による出力を通じて、把持鉗子 1 の軸部 4 と腹腔 2 2 内の生体組織との意図せぬ接触が生じたことを把握し得るようになる。つまり、患部に対する注意力が散漫になったり、腹腔鏡手術の術者にとっての負担が過大になったりするおそれがないので、意図せぬ接触による生体組織への悪影響を有効に防止し得るようになる。

【 0 0 5 3 】

(圧力センサによる加圧検知の具体例)

ここで、把持鉗子 1 の先端部 2 および軸部 4 を腹腔 2 2 内に挿入した状態での圧力センサ 5 による加圧検知について、さらに詳しく説明する。

【 0 0 5 4 】

腹腔 2 2 内で把持鉗子 1 の軸部 4 と生体組織との接触が生じると、その接触箇所では、軸部 4 に装着された圧力センサ 5 を構成する感圧部材 1 2 が接触により加圧されて変形する。そうすると、感圧部材 1 2 は、圧力を受けることで生じた変形量に応じて電気抵抗が変化する。そのため、線状電極 1 1 と環状電極 1 3 とに通電をし、これらの間の電気抵抗の大きさを常時モニタリングすることで、生体組織との接触による加圧があったこと、および、その加圧量 (電気抵抗の変化量) を検知することができる。このようにして検知した結果は、圧力センサ 5 での検知結果として、出力部 6 から光や音等によって出力される。これにより、腹腔鏡手術の術者は、軸部 4 と生体組織との接触が生じたことを把握し得るようになる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 5 】

つまり、腹腔鏡手術の術者は、腹腔鏡 3 2 の死角となる範囲であっても、腹腔 2 2 内で把持鉗子 1 の軸部 4 と生体組織との接触が生じると、そのことを出力部 6 からの出力を通じて把握することができる。

また、圧力センサ 5 が、腹腔鏡 3 2 の死角となる範囲に加えて、当該腹腔鏡 3 2 で観察可能な範囲にも装着されている場合には、より広い範囲にわたって、腹腔 2 2 内での把持鉗子 1 の軸部 4 と生体組織との接触の発生を把握し得るようになる。具体的には、腹腔鏡 3 2 で観察可能な範囲であっても、例えば映し出される側の反対側に位置する部分や影となる部分等については、腹腔鏡手術の術者にとって必ずしも視認が容易ではない。このような部分についても、圧力センサ 5 が装着されていれば、その圧力センサ 5 による検知および出力部 6 からの出力を通じて、生体組織との接触の発生を把握し得るようになるので、腹腔鏡手術の術者にとって有用なものとなる。

10

【 0 0 5 6 】

圧力センサ 5 の検知結果を出力する出力部 6 については、圧力センサ 5 が検知した圧力の大きさを識別可能な態様で出力するように構成されたものであってもよい。このように出力部 6 が構成されていれば、腹腔鏡手術の術者は、生体組織との接触の発生の有無のみならず、その接触の強さ、すなわちその接触による圧力センサ 5 に対する加圧量についても、把握し得るようになる。したがって、その場合に、腹腔鏡手術の術者は、例えば、生体組織に対する軸部 4 の接触の強さを調整（加減）したり、接触の強さが生体組織に損傷を与える強さであるか否かを判断する、といったことを行い得るようになる。

20

このことは、腹腔鏡 3 2 によって映し出される映像のみからでは知り得ない情報を腹腔鏡手術の術者が取得することを意味する。したがって、腹腔鏡 3 2 で観察可能な範囲にも圧力センサ 5 を装着することについて、非常に有用であるといえる。

【 0 0 5 7 】

なお、圧力センサ 5 の検知結果（すなわち出力部 6 での出力内容）については、腹腔鏡 3 2 で得られた映像と同期させて、腹腔鏡手術時のログ情報として記憶保持することが考えられる。このようにすれば、腹腔鏡 3 2 で観察可能となった腹腔 2 2 内の様子のみならず、その腹腔 2 2 内での把持鉗子 1 の軸部 4 と生体組織との接触の有無や強さ等についても、これらを互いに関連付けつつ、ログ情報によって事後的に検証することが可能となる。

30

【 0 0 5 8 】

（加圧検知の応用例）

上述した加圧検知例は、圧力センサ 5 の検出分解能の如何を問わない。つまり、検出分解能が細分化されているか否かを問わず、圧力センサ 5 は、センサ面内のいずれかの箇所が生体組織との接触による加圧があれば、加圧があったこと、および、その加圧量（電気抵抗の変化量）を検知する。

ただし、圧力センサ 5 が細分化された検出分解能を有していれば、以下に述べるような態様の加圧検知を行うことも考えられる。

【 0 0 5 9 】

圧力センサ 5 を把持鉗子 1 の軸部 4 に装着した際の当該圧力センサ 5 のグリップ部 3 側の端縁位置は、例えば、トラカール 3 1 を通じて腹腔 2 2 内に挿入したときに、そのトラカール 3 1 との干渉が生じない位置とすることが考えられる。

40

ただし、例えば、圧力センサ 5 がマトリクス状に細分化された検出分解能を有しており、以下のような加圧検知制御を行うのであれば、圧力センサ 5 がグリップ部 3 まで及ぶ範囲にわたって装着されていても、トラカール 3 1 との干渉が問題となるのを回避し得る。具体的には、腹腔 2 2 内への挿入後に、軸部 4 の周方向の全周にわたり略一定の加圧量が常時発生している箇所については、トラカール 3 1 との干渉が生じている箇所であるとみなし、その検知結果を出力部 6 での出力対象から除外する。つまり、細分化された検出分解能を利用して、トラカール 3 1 との干渉によって加圧が生じているであろう箇所を、腹腔 2 2 内の生体組織との接触によって加圧されている箇所と区別する。

50

【 0 0 6 0 】

また、圧力センサ 5 が軸部 4 の長手方向に細分化された検出分解能を有していれば、接触する生体組織の長さを取得し得るようになる。

図 4 は、本発明に係る圧力センサによる加圧検知の一応用例を模式的に示す説明図である。

例えば、図 4 (a) に示すように、長尺の生体組織 2 3 に対して軸部 4 が接触した場合に、圧力センサ 5 では、接触した生体組織 2 3 に対応する長さ (図中の E 参照) にわたり、複数の圧力感応部が同時に加圧される。一方、図 4 (b) に示すように、短尺の生体組織 2 3 に対して軸部 4 が接触した場合には、生体組織 2 3 と接触した分の長さ (図中の F 参照) の範囲内でのみ圧力感応部が加圧される。したがって、圧力センサ 5 が軸部 4 の長手方向に細分化された検出分解能を有していれば、同時に加圧される圧力感応部がどのような範囲に及ぶかを検知することで、接触する生体組織 2 3 の長さを取得することができる。

10

【 0 0 6 1 】

また、圧力センサ 5 が軸部 4 の周方向に細分化された検出分解能を有していれば、接触する生体組織 2 3 の軟らかさを取得し得るようになる。

図 5 は、本発明に係る圧力センサによる加圧検知の他の応用例を模式的に示す説明図である。

例えば、図 5 (a) に示すように、硬質の生体組織 2 3 に対して軸部 4 が接触した場合に、当該生体組織 2 3 が変形し難いため、圧力センサ 5 では、接触箇所が加圧方向に大きく変形するとともに (図中の G 参照)、その変形の影響が周方向の広範囲に、すなわちある程度の範囲 (図中の H 参照) 内に存在する各圧力感応部にまで及ぶ傾向がある。一方、図 5 (b) に示すように、軟質の生体組織 2 3 に対して軸部 4 が接触した場合には、当該生体組織 2 3 が変形し易いため、接触箇所における加圧方向の変形量が小さいとともに (図中の I 参照)、その変形の影響が及ぶ範囲についても狭くなる (図中の J 参照) 傾向がある。したがって、圧力センサ 5 が軸部 4 の周方向に細分化された検出分解能を有していれば、同時に加圧される圧力感応部がどのような範囲に及ぶかを検知するとともに、その圧力感応部の変形量を検知することで、接触する生体組織 2 3 の軟らかさを取得することができる。

20

【 0 0 6 2 】

(5) 本実施形態の効果

本実施形態で説明した把持鉗子 1 および圧力センサ 5 によれば、以下のような効果が得られる。

30

【 0 0 6 3 】

本実施形態においては、把持鉗子 1 の軸部 4 の外周に圧力センサ 5 が装着されるので、把持鉗子 1 の先端部 2 および軸部 4 を腹腔 2 2 内に挿入したときに、軸部 4 が腹腔内の生体組織と接触すると、その接触による加圧を圧力センサ 5 が検知する。したがって、腹腔内で意図せぬ接触が生じて、圧力センサ 5 による検知結果を伝達することで、そのことを腹腔鏡手術の術者 (すなわち把持鉗子 1 の操作者) に把握させ得るようになる。つまり、生体組織との意図せぬ接触を術者 (操作者) が把握できるので、生体組織に悪影響を及ぼすような接触が生じるのを未然に防止することができる。

40

しかも、本実施形態によれば、圧力センサ 5 による検知結果を利用しているので、術者 (操作者) が腹腔鏡 3 2 による映像を映すモニタ画面 3 3 に注視したままであっても、意図せぬ接触を術者 (操作者) に把握させ得るようになり、この点でも意図せぬ接触による生体組織への悪影響を防止する上で有効である。

【 0 0 6 4 】

また、本実施形態において、圧力センサ 5 は、少なくとも腹腔鏡 3 2 から見て死角となる部位に装着されるので、腹腔鏡 3 2 によって映し出されて視認可能となる範囲以外の箇所、すなわち術者 (操作者) が視認できず様子や状況等を把握できない箇所であっても、把持鉗子 1 の軸部 4 と腹腔 2 2 内の生体組織 2 3 との意図せぬ接触が生じるのを有効に防

50

止することができる。

【 0 0 6 5 】

また、本実施形態で説明したように、腹腔鏡 3 2 から見て死角とならない部位にも圧力センサ 5 を装着すれば、より広い範囲にわたって軸部 4 と生体組織との接触の発生を把握し得るようになる。さらには、腹腔鏡 3 2 で観察可能な範囲であっても、圧力センサ 5 の装着によって、腹腔鏡 3 2 によって映し出される映像のみからでは知り得ない情報についても把握し得るようになる。したがって、術者（操作者）にとっては、非常に有用なものとなる。

【 0 0 6 6 】

また、本実施形態において、圧力センサ 5 は、加圧量に応じて電極間の電気抵抗が変化する圧力感応部を備えている。そして、その圧力感応部を、軸部 4 の長手方向に沿って、若しくは軸部 4 の周方向に沿って、または軸部 4 の長手方向および周方向のそれぞれに沿って、複数備えていれば、圧力センサ 5 は、細分化された検出分解能を有することになる。圧力センサ 5 が細分化された検出分解能を有していれば、その圧力センサ 5 による検出精度の向上が期待できる。さらには、単に生体組織との接触の発生を検知するだけに止まらず、本実施形態で説明した加圧検知の応用例にも対応し得るようになる。

【 0 0 6 7 】

また、本実施形態において、圧力センサ 5 は、少なくとも環状電極 1 3 と感圧部材 1 2 と線状電極 1 1 とが順に積層されてなる積層体 1 0 を備えており、環状電極 1 3 が下層側に位置し線状電極 1 1 が上層側に位置する状態で軸部 4 に装着される。このような積層順であれば、軸部 4 を腹腔内に挿抜する上で好適なものとなり、また軸部 4 への装着が容易化し、さらにはセンサ感度や分解能等が損なわれてしまうこともない。

【 0 0 6 8 】

また、本実施形態において、圧力センサ 5 は、線状電極 1 1 が感圧部材 1 2 によって被覆されている。つまり、チューブ状に形成された感圧部材 1 2 の中空孔に線状電極 1 1 が挿入されて構成されている。そのため、圧力センサ 5 の組み立てや装着等を行う際に、軸部 4 の長手方向に沿って延びる線状電極 1 1 と感圧部材 1 2 とを一体で扱えるので、その組み立てや装着等を容易に行えるようになる。また、複数の線状電極 1 1 を並べて配列する場合に、線状電極 1 1 が長尺であるが故に弛みや片寄り等があっても、隣り合う線状電極 1 1 同士の間での電氣的短絡が生じてしまうことがない。したがって、線状電極 1 1 が軸部 4 の長手方向に沿って延びる構造の圧力センサ 5 を構成する上で非常に好適なものとなる。

【 0 0 6 9 】

また、本実施形態において、圧力センサ 5 は、積層体 1 0 が第 1 フィルム部材 1 4 と第 2 フィルム部材 1 5 とによって挟持されているとともに、これらの間で、かつ、隣り合う線状電極 1 1 同士の間にも、積層体 1 0 が加圧されることを抑制するスペーサ部材 1 6 が設けられている。このように、積層体 1 0 が第 1 フィルム部材 1 4 と第 2 フィルム部材 1 5 とによって挟持されていれば、防水性、絶縁性、化学的耐性等の点で積層体 1 0 が保護されるので、腹腔 2 2 内に挿入して用いる上で好適なものとなる。しかも、積層体 1 0 が第 1 フィルム部材 1 4 および第 2 フィルム部材 1 5 によって挟持されている場合であっても、スペーサ部材 1 6 を設置することによって、圧力センサ 5 の誤検出を抑制することができる。

【 0 0 7 0 】

また、本実施形態において、圧力センサ 5 の感圧部材 1 2 を構成する弾性体は、圧力を受けることで生じた変形量に応じて電気抵抗が変化する感圧式導電性ゴムからなる。したがって、通電した電極間の電気抵抗の大きさをモニタリングするという非常に簡素な構成で、圧力センサ 5 への加圧を検知することができる。さらには、非常に簡素な構成でよいので、圧力センサ 5 の低コスト化を実現する上でも好適なものとなる。

【 0 0 7 1 】

また、本実施形態において、圧力センサ 5 には、その検知結果を出力する出力部 6 が接

10

20

30

40

50

続されている。そして、本実施形態によれば、出力部 6 は、光の表示出力、音出力、振動出力、またはこれらを適宜組み合わせたものによって、センサ検知結果の出力を行う。したがって、腹腔鏡 3 2 による映像を映すモニタ画面に注視したままであっても、術者（操作者）がセンサ検知結果を把握し得るようになる。

【 0 0 7 2 】

さらに、本実施形態で説明したように、圧力センサ 5 が検知した圧力の大きさを識別可能な態様で出力するように出力部 6 が構成されていれば、軸部 4 と生体組織との接触の発生の有無のみならず、その接触の強さ、すなわちその接触による圧力センサ 5 に対する加圧量についても、術者（操作者）が把握し得るようになる。したがって、術者（操作者）にとっては、例えば、生体組織に対する軸部 4 の接触の強さを調整（加減）したり、接触の強さが生体組織に損傷を与える強さであるか否かを判断する、といったことを行い得るようになる。

【 0 0 7 3 】

（ 6 ）変形例等

本発明の技術的範囲は上述した実施形態の内容に限定されるものではなく、発明の構成要件やその組み合わせによって得られる特定の効果を導き出せる範囲において、種々の変更や改良を加えた形態も含む。

【 0 0 7 4 】

上述した実施形態では、把持鉗子 1 を鉗子器具の一具体例として挙げたが、本発明に係る鉗子器具がこれに限定されることはなく、手術用器具として用いられる鉗子器具であれば、剥離鉗子、切除鉗子、止血鉗子、持針器等といった他の鉗子器具であっても、全く同様に本発明を適用することが可能である。

【 0 0 7 5 】

また、上述した実施形態では、把持鉗子 1 を術者が手に持って操作する場合を例に挙げたが、本発明に係る鉗子器具がこれに限定されることはなく、例えばロボット手術システムに用いられるものであってもよい。その場合には、軸部 4 がグリップ部 3 ではなくロボットアームに連結されて構成されることになる。つまり、本発明に係る鉗子器具は、少なくとも、先端部 2 と、その先端部 2 に連なる軸部 4 と、を有して構成されたものであればよい。

【 0 0 7 6 】

また、上述した実施形態では、腹腔鏡手術を行う場合を例に挙げたが、本発明に係る鉗子器具は他の手術に用いられるものであってもよい。つまり、本発明に係る鉗子器具は、「体腔」に挿入されて用いられるものであればよく、その挿入先が「腹腔」や「胸腔」等の別を問わない。

これと同様に、鉗子器具と共に体腔内に挿入されるものは、必ずしも腹腔鏡 3 2 である必要はなく、他の種類の内視鏡カメラであってもよい。

【 0 0 7 7 】

また、上述した実施形態では、感圧部材 1 2 を構成する弾性体が感圧式導電性ゴムからなり、その感圧部材 1 2 における電気抵抗の変化を利用して圧力センサ 5 が加圧検知を行う場合を例に挙げたが、本発明に係る鉗子器具および圧力センサがこれに限定されることはない。つまり、圧力センサ 5 は、圧力を受けることで生じた変形量に応じて電気的特性が変化するように構成されており、その電気的特性の変化を利用して加圧検知を行うものであればよい。ここでいう「電気的特性」が変化する圧力センサには、上述した実施形態で説明した電気抵抗が変化するものの他に、例えば、静電容量式の圧力センサや、圧力の大きさに応じた電圧を発生させる圧電素子等が含まれる。

【 0 0 7 8 】

また、上述した実施形態では、線状電極 1 1 がチューブ状に形成された感圧部材 1 2 によって被覆されている場合を例に挙げたが、本発明に係る鉗子器具および圧力センサがこれに限定されることはない。つまり、感圧部材 1 2 は、チューブ状に形成されて線状電極 1 1 を被覆するものではなく、単に線状電極 1 1 と環状電極 1 3 との間に介在しているだ

10

20

30

40

50

けのものであってもよい。少なくとも線状電極 1 1 と感圧部材 1 2 と環状電極 1 3 とが順に積層された積層体 1 0 を備えていれば、圧力センサ 5 が加圧検知を行うことが可能だからである。

さらに、積層体 1 0 の積層順についても、上述した実施形態の順に限定されることはなく、これとは逆の順であっても圧力センサ 5 が加圧検知を行うことが可能である。

【 0 0 7 9 】

また、上述した実施形態では、隣り合う線状電極 1 1 同士の間スペース部材 1 6 を設け、これにより圧力センサ 5 の誤検出を抑制する場合を例に挙げたが、スペース部材 1 6 は、圧力センサ 5 の感度調整のために設けてもよい。スペース部材 1 6 については、圧力センサ 5 の誤検出を抑制するためであれば、各スペース部材 1 6 の厚さおよび硬度を均一化して、どの箇所であってもセンサ感度を均等にすることが好ましいが、スペース部材 1 6 の厚さや硬度等を適宜選択することで、センサ感度を調整することも可能である。具体的には、スペース部材 1 6 の厚さや硬度等を軸部 4 の長手方向にわたって変化させ、例えば生体組織との接触が生じ易い先端部 2 の近傍ではセンサ感度を高め、接触が生じにくい先端部 2 から離れた位置ではセンサ感度を低下させるといったように、センサ感度を軸部 4 の長手方向にわたって変化させるようにすることが考えられる。

10

【 0 0 8 0 】

また、上述した実施形態では、圧力センサ 5 の検知結果を出力する出力部 6 が、腹腔鏡 3 2 による映像を映すモニタ画面や当該モニタ画面を制御する主制御装置（コンピュータ装置）とは別に設けられている場合を例に挙げたが、本発明に係る鉗子器具および圧力センサがこれに限定されることはない。つまり、出力部 6 は、上述の主制御装置等の一部として設けられたものであってもよい。その場合、圧力センサ 5 の検知結果については、例えば、腹腔鏡 3 2 による映像と併せてモニタ画面の一部分に出力し、これにより腹腔鏡手術の術者に把握させ得るようにする、といったことが実現可能となる。

20

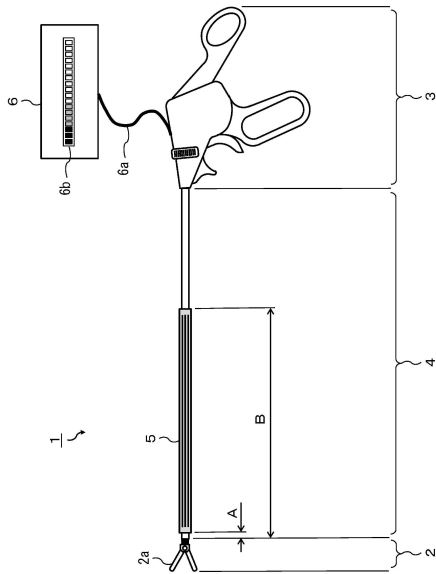
【 符号の説明 】

【 0 0 8 1 】

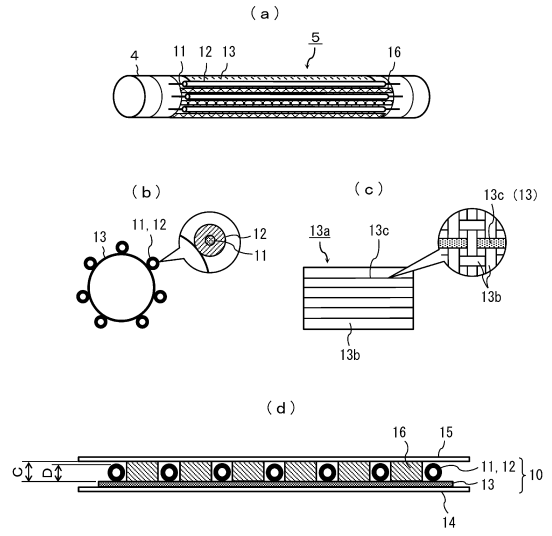
1 ... 把持鉗子（鉗子器具）、2 ... 先端部、4 ... 軸部、5 ... 圧力センサ、6 ... 出力部、10 ... 積層体、11 ... 線状電極、12 ... 感圧部材、13 ... 環状電極、14 ... 第1フィルム部材、15 ... 第2フィルム部材、16 ... スペース部材、22 ... 腹腔（体腔）、32 ... 腹腔鏡（内視鏡カメラ）

30

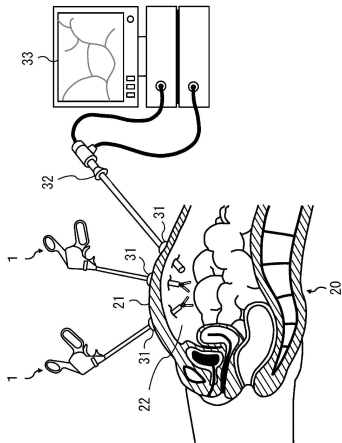
【図 1】



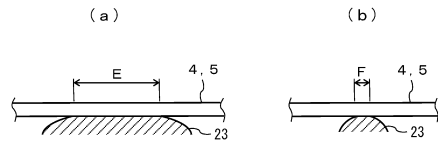
【図 2】



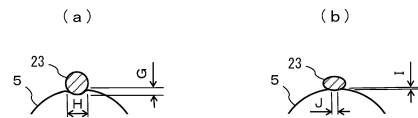
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

- (72)発明者 武中 篤
鳥取県米子市西町 8 6 番地 国立大学法人鳥取大学内
- (72)発明者 森實 修一
鳥取県米子市西町 8 6 番地 国立大学法人鳥取大学内
- (72)発明者 藤原 和典
鳥取県米子市西町 3 6 番地の 1 国立大学法人鳥取大学医学部附属病院内
- (72)発明者 上原 一剛
鳥取県米子市西町 3 6 番地の 1 国立大学法人鳥取大学医学部附属病院内
- (72)発明者 野澤 誠子
鳥取県米子市西町 3 6 番地の 1 国立大学法人鳥取大学医学部附属病院内
- (72)発明者 佐々木 強
鳥取県米子市祇園町二丁目 2 1 番地 株式会社日本マイクロシステム内

審査官 吉川 直也

- (56)参考文献 特開平 0 8 - 2 2 4 2 4 6 (J P , A)
特開平 0 6 - 1 5 4 1 5 4 (J P , A)
特表 2 0 1 1 - 5 1 7 4 1 9 (J P , A)
特開平 0 6 - 2 6 9 3 9 1 (J P , A)
特開昭 6 1 - 0 1 0 7 3 4 (J P , A)
特許第 5 4 6 7 3 2 2 (J P , B 2)
米国特許出願公開第 2 0 0 2 / 0 1 9 4 9 3 4 (U S , A 1)
米国特許出願公開第 2 0 0 4 / 0 0 6 8 2 0 3 (U S , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 6 1 B 1 7 / 0 0 - 1 8 / 2 8
A 6 1 B 3 4 / 0 0 - 9 0 / 9 8
G 0 1 L 5 / 0 0

专利名称(译)	钳子仪器和压力传感器		
公开(公告)号	JP6675678B2	公开(公告)日	2020-04-01
申请号	JP2015149250	申请日	2015-07-29
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人鸟取大学 日本微系统		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人鸟取大学 日本微系统		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人鸟取大学 日本微系统		
[标]发明人	植木 賢 武中 篤 森實 修一 藤原 和典 上原 一剛 野澤 誠子 佐々木 強		
发明人	植木 賢 武中 篤 森實 修一 藤原 和典 上原 一剛 野澤 誠子 佐々木 強		
IPC分类号	A61B17/29 G01L5/00		
FI分类号	A61B17/29 G01L5/00.101.Z A61B17/28		
F-TERM分类号	2F051/AA17 2F051/AB07 2F051/BA07 4C160/GG03 4C160/GG08 4C160/GG16		
代理人(译)	福冈正弘 橘高 英郎		
其他公开文献	JP2017029210A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够使操作者把握与生物组织的意外接触的镊子装置以及在该镊子装置中使用的压力传感器。在通向尖端部分2并具有尖端部分2和柄4的柄4（当使用时）被安装到体腔中，安装压力传感器5，该压力传感器5用于检测由于与体腔中的生物组织的接触而引起的压缩。在柄的外周上4.选定的图纸：图1

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 17/29 (2006.01)	A 6 1 B 17/29
G O 1 L 5/00 (2006.01)	G O 1 L 5/00 I O 1 Z

請求項の数 17 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2015-149250 (P2015-149250)	(73) 特許権者	504150461 国立大学法人鳥取大学
(22) 出願日	平成27年7月29日(2015.7.29)		鳥取県鳥取市湖山町南4丁目101番地
(65) 公開番号	特開2017-29210 (P2017-29210A)	(73) 特許権者	598117366 株式会社日本マイクロシステム
(43) 公開日	平成29年2月9日(2017.2.9)		鳥取県米子市祇園町二丁目21番地
審査請求日	平成30年5月21日(2018.5.21)	(74) 代理人	100145872 弁理士 福岡 昌浩
		(74) 代理人	100091362 弁理士 阿仁屋 裕雄
		(74) 代理人	100187632 弁理士 橋高 英郎
		(72) 発明者	植木 賢 鳥取県米子市西町36番地の1 国立大学 法人鳥取大学医学部附属病院内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 粒子器具および圧力センサ