

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5803030号
(P5803030)

(45) 発行日 平成27年11月4日(2015. 11. 4)

(24) 登録日 平成27年9月11日(2015. 9. 11)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)
G 0 2 B 23/24 (2006.01)A 6 1 B 1/00 3 0 0 P
G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 11 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2013-514003 (P2013-514003)
 (86) (22) 出願日 平成24年5月7日(2012.5.7)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2012/061651
 (87) 国際公開番号 W02012/153703
 (87) 国際公開日 平成24年11月15日(2012.11.15)
 審査請求日 平成26年1月9日(2014.1.9)
 (31) 優先権主張番号 特願2011-104389 (P2011-104389)
 (32) 優先日 平成23年5月9日(2011.5.9)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(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
 (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
 (74) 代理人 110001139
 S K 特許業務法人
 (74) 代理人 100130328
 弁理士 奥野 彰彦
 (74) 代理人 100130672
 弁理士 伊藤 寛之
 (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
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 圧力センサー、内視鏡スコープ、内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

支持部と、

前記支持部の先端の稜線部に設けられ且つ印加圧力に応じた信号を出力する感圧部とを備え、

前記感圧部は、環状に配置された第一電極と、第一電極に対向する複数の第二電極とを備え、

前記複数の第二電極は、第一電極の周方向に互いに間隔を空けて配置され、

第一電極と第二電極の間に、導電材を含むエラストマーからなり且つ印加圧力に応じて抵抗値が変化する感圧抵抗体をさらに備え、

前記感圧抵抗体は、第一電極と第二電極のうち一方の周囲を覆うように構成されており、

前記感圧抵抗体は、前記支持部の先端の稜線部において、前記支持部の側方と前方の両方からはみ出すように配置されている、圧力センサー。

【請求項 2】

前記感圧抵抗体は、前記稜線部の周方向に垂直な断面での外周が円形である、請求項 1 に記載の圧力センサー。

【請求項 3】

前記支持部は、前記稜線部に環状の凹部を備え、第一電極と第二電極の一方と、前記感圧抵抗体は、前記凹部内に配置される、請求項 1 又は請求項 2 に記載の圧力センサー。

【請求項 4】

10

20

第二電極が前記支持部上に配置され、
前記感圧抵抗体は、隣接する２つの第二電極の間に設けられた接着剤又は粘着剤によって前記支持部に固定される、請求項１～請求項３の何れか１つに記載の圧力センサー。

【請求項５】

第二電極は、第一電極の周方向に４つ以上が等間隔に配置される、請求項１～請求項４の何れか１つに記載の圧力センサー。

【請求項６】

請求項１～請求項５の何れか１つに記載の圧力センサーと、
体内に挿入される挿入部とを備え、
前記支持部は、前記挿入部の先端部である、内視鏡スコープ。

10

【請求項７】

請求項１～請求項５の何れか１つに記載の圧力センサーと、
体内に挿入される挿入部とを備え、
前記支持部は、前記感圧部を前記挿入部に着脱可能に固定するアダプターである、内視鏡スコープ。

【請求項８】

請求項６又は請求項７に記載の内視鏡スコープと、
前記感圧部からの信号に基づいて前記感圧部への印加圧力の大きさ及び圧力印加位置を取得する信号処理部と、
前記内視鏡スコープが取得した画像を表示するモニターとを備える、内視鏡装置。

20

【請求項９】

前記信号処理部は、前記画像の周囲であって前記圧力印加位置に応じた位置に、前記印加圧力の大きさに基づく表示を行う、請求項８に記載の内視鏡装置。

【請求項１０】

前記モニターとは別の外部表示部をさらに備え、
前記信号処理部は、前記外部表示部上であって前記圧力印加位置に応じた位置に、前記印加圧力の大きさに基づく表示を行う、請求項８に記載の内視鏡装置。

【請求項１１】

前記表示は、前記印加圧力の大きさに応じた色である、請求項９又は請求項１０に記載の内視鏡装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、内視鏡スコープに好適に搭載される圧力センサーと、この圧力センサーを搭載した内視鏡スコープ、及びこの内視鏡スコープを備えた内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

日本のがんによる死者は2005年には約33万人に達し、そのうちの約13%が大腸がんによるものと推定されている。2015年頃には日本人の死因の第1位を占めるともいわれている。大腸がんの治療には、内視鏡検査による早期発見と早期治療がもっとも有用な方法であるが、大腸の内視鏡検査は検査手技に熟練を要することが医療現場での問題点の一つになっている。内視鏡スコープが腸壁をどれくらいの強さで押しているのかは、内視鏡スコープから得られる腸内の画像と、内視鏡スコープを操作する医師の手に伝わる感触、および患者からの痛みの訴えに頼るのが一般的である。

40

【０００３】

画像や感触以外の方法によって腸内情報を入手可能にした内視鏡装置として、特許文献１に記載のものが知られている。特許文献１に記載の内視鏡装置では、この文献の図３４等に記載されているように、プローブの先端近傍の側面に多数の静電容量センサーが設けられており、これらの多数のセンサーが独立して圧力を感知することによって、プローブと生体との接触の程度についての情報が得られるようになっている。

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開平6-209902号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、大腸管腔はひだの凹凸が多く、かつ屈曲部があるため、そのひだの凹凸の影に隠れた病変を見落す可能性や、内視鏡スコープによる腸管屈曲部での穿孔の危険性が指摘されている。特に、腸管の穿孔は重症化の危険性が高いため、術者の技量によらず腸管穿孔を回避できる内視鏡スコープの開発が急務の課題である。

10

【0006】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡による腸管穿孔を回避可能にする圧力センサー及びこの圧力センサーを搭載した内視鏡スコープ、及びこの内視鏡スコープを備えた内視鏡装置を提供するものである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明によれば、支持部と、前記支持部の先端の稜線部に設けられ且つ印加圧力に応じた信号を出力する感圧部とを備え、前記感圧部は、環状に配置された第一電極と、第一電極に対向する複数の第二電極とを備え、前記複数の第二電極は、第一電極の周方向に互いに間隔を空けて配置される、圧力センサーが提供される。

20

【0008】

本発明者らは内視鏡検査の際の腸管穿孔の原因について鋭意検討を行ったところ、腸管穿孔は、内視鏡スコープの挿入部の先端を動かしたときにこの先端の稜線部が腸管を強く押したときに生じやすいという知見を得た。そして、この知見に基づき、挿入部の先端の稜線部に印加されている圧力の大きさと位置を検出することができれば、腸管穿孔が起こる前に稜線部に加わる過度な圧力を検出することができ、検出した圧力に基づいて内視鏡スコープを操作することによって、腸管穿孔を防ぐことができるという知見を得た。そして、挿入部先端の稜線部に感圧部を配置し、この感圧部を環状に配置された第一電極と、第一電極の周方向に互いに間隔を空けて配置された複数の第二電極とで構成することによって、稜線部に印加されている圧力の大きさと位置を正確に測定することができることを見出し、本発明の完成に到った。

30

【0009】

感圧部は、印加圧力に応じた信号を出力するものであり、例えば、第一電極と第二電極の間に感圧抵抗体を配置して第一電極と第二電極の間の抵抗値変化を検出するものであってもよく、第一電極と第二電極の間を空間にして第一電極と第二電極の間の静電容量変化を検出するものであってもよい。稜線部に印加された圧力に応じて、第一電極と第二電極の間の抵抗値や静電容量が変化するので、稜線部に印加された圧力の大きさの検出が可能である。

40

【0010】

また、複数の第二電極が設けられており、各第二電極で検出される抵抗値変化や静電容量変化は、圧力が印加される位置に依存して変化する。例えば、環状の第一電極の周方向に4つの第二電極A、B、C、Dが設けられているとすると、第二電極Aの近傍に圧力が加わった場合、第二電極Aでの抵抗値変化や静電容量変化が、第二電極B、C、Dでの変化よりも大きくなるので、第二電極Aの近傍に圧力が加わったことが検出される。

【0011】

以上の原理により、稜線部に印加されている圧力の大きさと位置を正確に測定することができる。なお、ここでは、本発明の圧力センサーが内視鏡スコープに搭載される場合を例にあげて、本発明の圧力センサーの作用効果の説明を行っているが、本発明の圧力セン

50

サーが搭載される機器は内視鏡スコープに限らず、医療用・工業用等の種々の装置への搭載が可能であり、上述したものと同様の原理により、圧力センサーが受ける圧力の大きさ及び位置が特定できるので、種々のロボットの制御に利用可能である。

【 0 0 1 2 】

また、近年、モーターや空気圧などの動力によって腸内を自走する自走式の内視鏡スコープの開発が進められているが、このような内視鏡スコープでは、その挿入部の先端に加わる圧力を操作者が感じる事ができないので、例えばモーターが暴走するなどの原因で挿入部の先端に強い圧力が加わって腸管穿孔の危険性がある場合でも、操作者は、その状況に気が付きにくい。このような内視鏡スコープに本発明の圧力センサーを搭載すると、挿入部の先端に加わる圧力を検出することができるようになるので、自走式の内視鏡スコープによる腸管穿孔を防ぐことができる。

10

また、腸管穿孔は、腸のひだの裏側部分を観察するために、内視鏡スコープの先端をJ字状に曲げたときに起こりやすい。このような原因による腸管穿孔を防ぐには、ひとつは内視鏡先端への圧力センサー搭載による印加圧力の客観表示を行う、別の方法では、内視鏡スコープの先端に設けられたレンズの視野角をできるだけ大きなものにすればよい。レンズの視野角の例としては、160、180、200、220、240、260、280、300、320、340、360度であり、ここで例示した何れか1つの値以上又は何れか2つの間の範囲内であってもよい。

【 0 0 1 3 】

ところで、特許文献1に記載の内視鏡プローブでは、挿入部の側面から加わる圧力を検出することができたとしても、挿入部の先端側から加わる圧力は検出ができなかったり、実際に加わる圧力よりも弱い圧力が検出されたりする可能性が高いので、腸管穿孔を効果的に防止することは難しいと考えられる。

20

【 0 0 1 4 】

以下、本発明の種々の実施形態を例示する。以下に示す実施形態は、互いに組み合わせ可能である。

本発明の圧力センサーは、好ましくは、第一電極と第二電極の間に、印加圧力に応じて抵抗値が変化する感圧抵抗体をさらに備える。

好ましくは、前記感圧抵抗体は、導電材を含むエラストマーからなる。

好ましくは、前記感圧抵抗体は、第一電極又は第二電極の周方向に垂直な断面において第一電極又は第二電極の周囲を覆うように構成される。

30

好ましくは、前記支持部は、前記稜線部に環状の凹部を備え、第一電極と第二電極のうちの少なくとも一方と、前記感圧抵抗体は、前記凹部内に配置される。

好ましくは、前記感圧抵抗体は、前記稜線部の周方向に垂直な断面が円形であり、前記凹部は、前記稜線部の周方向に垂直な断面が円弧状である。

好ましくは、前記感圧抵抗体は、前記支持部の側方と前方の少なくとも一方からはみ出すように配置される。

好ましくは、第二電極が前記支持部上に配置され、前記感圧抵抗体は、隣接する2つの第二電極の間に設けられた接着剤又は粘着剤によって前記支持部に固定される。

好ましくは、第二電極は、第一電極の周方向に4つ以上が等間隔に配置される。

40

本発明は、別の観点では、上記記載の圧力センサーと、体内に挿入される挿入部とを備え、前記支持部は、前記挿入部の先端部である、内視鏡スコープを提供する。

本発明は、別の観点では、上記記載の圧力センサーと、体内に挿入される挿入部とを備え、前記支持部は、前記感圧部を前記挿入部に着脱可能に固定するアダプターである、内視鏡スコープを提供する。

本発明は、別の観点では、上記記載の内視鏡スコープと、前記感圧部からの信号に基づいて前記感圧部への印加圧力の大きさ及び圧力印加位置を取得する信号処理部と、前記内視鏡スコープが取得した画像を表示するモニターとを備える、内視鏡装置を提供する。

好ましくは、前記信号処理部は、前記画像の周囲であって前記圧力印加位置に応じた位置に、前記印加圧力の大きさに基づく表示を行う。

50

好ましくは、前記モニターとは別の外部表示部をさらに備え、前記信号処理部は、前記外部表示部上であって前記圧力印加位置に応じた位置に、前記印加圧力の大きさに基づく表示を行う。

好ましくは、前記表示は、前記印加圧力の大きさに応じた色である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 5 】

【図 1】図 1 は、本発明の一実施形態の内視鏡装置 1 を示す。

【図 2】図 2 (a) は、挿入部 9 を先端 1 3 側から見た図である。図 2 (b) は、挿入部 9 を側面から見た図である。図 2 (c) は、図 2 (b) 中の A-A 断面である。図 2 (d) は、図 2 (a) 中の B-B 断面である。

10

【図 3】図 3 は、図 2 (d) に対応した図であり、感圧部 1 5 の別の実施形態を示す。

【図 4】図 4 は、図 2 (d) に対応した図であり、感圧部 1 5 のさらに別の実施形態を示す。

【図 5】図 5 は、図 2 (c) に対応した図であり、第一電極 2 5 の別の実施形態を示す。

【図 6】図 6 は、図 2 (a) に対応した図であり、圧力印加部 P を示すための図である。

【図 7】図 7 は、図 2 (a) に対応した図であり、圧力印加部 P を示すための図である。

【図 8】図 8 は、内視鏡スコープ 3 が取得した画像 2 9 の周囲であって、取得した圧力印加位置に応じた位置に、取得した印加圧力の大きさに基づく表示 3 1 を行う方法を説明するための図である。

【図 9】図 9 は、モニター 7 とは別の外部表示部 3 3 を示す。

20

【図 1 0】図 1 0 (a) は、アダプター 3 7 を先端側から見た図である。図 1 0 (b) は、アダプター 3 7 を側面から見た図である。図 1 0 (c) は、図 1 0 (b) 中の A-A 断面である。図 1 0 (d) は、図 1 0 (a) 中の B-B 断面である。

【図 1 1】図 1 1 (a) ~ (d) は、感圧部 1 5 の別の実施形態を示し、図 1 1 (a) は、挿入部 9 を先端 1 3 側から見た図である。図 1 1 (b) は、挿入部 9 を側面から見た図である。図 1 1 (c) は、図 1 1 (b) 中の A-A 断面である。図 1 1 (d) は、図 1 1 (a) 中の B-B 断面である。

【図 1 2】図 1 2 は、実施例で用いた内視鏡モデルを示す。

【図 1 3】図 1 3 は、図 1 2 の内視鏡モデルの感圧部への圧力印加部位を示す。

【図 1 4】図 1 4 は、図 1 3 で示す位置に圧力を加えた場合に検出される電圧値を示す。

30

【図 1 5】本発明で使用可能なエラストマー抵抗体の圧力 - 抵抗値の特性の一例を示す。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 6 】

以下、図面を用いて、本発明の実施形態について説明する。以下の実施形態は、例示であって、本発明の範囲は、以下の実施形態で示すものに限定されない。

【 0 0 1 7 】

1. 内視鏡装置の全体の構成

図 1 は、本発明の一実施形態の内視鏡装置 1 を示す。この実施形態の内視鏡装置 1 は、内視鏡スコープ 3 と、信号処理部 5 と、内視鏡スコープ 3 が取得した画像を表示するモニター 7 とを備える。内視鏡スコープ 3 は、体内に挿入される挿入部 9 と、挿入部 9 の先端 1 3 を湾曲させる等の操作に用いる操作部 1 1 とを備える。挿入部 9 の先端 1 3 の稜線部には感圧部 1 5 が設けられている。

40

【 0 0 1 8 】

挿入部 9 の先端 1 3 には、後述する図 2 (a) に示す投光部 1 7 と、画像取得部 1 9 が設けられている。投光部 1 7 から照射された光が腸壁で反射された反射光を画像取得部 1 9 が受光して、腸内画像が取得される。投光部 1 7 の構成は、特に限定されないが、一例は、光源から照射された光が挿入部 9 中に設けられたライトガイドを通して挿入部 9 の先端 1 3 から出射されるものである。また、画像取得部 1 9 の構成は、特に限定されないが、先端 1 3 に設けられた対物レンズで腸壁からの反射光が集光され、この光が対物レンズの結像位置に配置された撮像素子によって受光され、得られた画像信号が挿入部 9 中に設

50

けられた信号線を通じて信号処理部 5 に送られ、モニター 7 に腸内画像が表示される。

【 0 0 1 9 】

従来の内視鏡装置では、内視鏡スコープ 3 を操作する医師は、挿入部 9 を患者の腸内に挿入する際、モニター 7 に表示されている腸内画像と、挿入部 9 の先端 1 3 が腸壁に当たったときに自己の手に伝わる感触に従って、挿入部 9 の先端 1 3 が腸壁に当たっているかどうかを判断し、挿入部 9 を体内の奥深くまで挿入する。経験が豊富な医師であれば、先端 1 3 がどの程度の強さで腸壁に当たっているのかを正確に判断することができ、先端 1 3 が腸壁に強く当たっている場合には操作部 1 1 を操作して挿入部 9 の先端 1 3 の湾曲方向を変え、先端 1 3 が腸壁に過度な圧力を加えることを回避できる。ところが、経験が浅い医師は、手に伝わる感触と、先端 1 3 が腸壁に加えている圧力の関係がよく分かっていない場合もあり、先端 1 3 がすでに腸壁に強く当たっているにも関わらず、挿入部 9 の先端 1 3 の湾曲方向を変えずに、挿入部 9 の挿入を継続し、その結果、腸管を穿孔してしまうという問題が生じうる。

10

【 0 0 2 0 】

本実施形態の内視鏡装置 1 では、挿入部 9 の先端 1 3 の稜線部に設けられた感圧部 1 5 において、先端 1 3 が腸壁に加えている圧力を検出しながら、医師が腸内に挿入部 9 を挿入し、先端 1 3 が腸壁に強く当たっていることが感圧部 1 5 で検出されると、医師は、モニター 7 を通じて、警告を受け取り、その警告に従って、操作部 1 1 を操作して、挿入部 9 の先端 1 3 の湾曲方向を変えるという操作を行うことができる。これによって、腸管穿孔を防ぐことができる。また、従来は、操作者の隣で状況を観察している監督者は、操作者の手に伝わる感触を客観的に把握することができなかつたので、隣にいても事故を防ぐことができなかったが、本実施形態の内視鏡装置 1 によれば、モニター 7 に表示された警告によって、監督者は状況を客観的に把握することができ、適宜必要な措置を講じることによって、事故の発生を未然に防止することができる。

20

【 0 0 2 1 】

2 . 挿入部の先端部の構成

ここで、図 1 の領域 A の拡大図である、図 2 (a) ~ (d) 及び図 3 ~ 図 7 を用いて、挿入部 9 の先端 1 3 付近の部分 (先端部) の構成について、さらに詳しく説明する。

図 2 (a) は、挿入部 9 を先端 1 3 側から見た図である。図 2 (b) は、挿入部 9 を側面から見た図である。図 2 (c) は、図 2 (b) 中の A-A 断面である。図 2 (d) は、図 2 (a) 中の B-B 断面である。図 3 は、図 2 (d) に対応した図であり、感圧部 1 5 の別の実施形態を示す。図 4 は、図 2 (d) に対応した図であり、感圧部 1 5 のさらに別の実施形態を示す。図 5 は、図 2 (c) に対応した図であり、第一電極 2 5 の別の実施形態を示す。図 6 及び図 7 は、図 2 (a) に対応した図であり、圧力印加部 P を示すための図である。なお、図 2 (a)、図 6、図 7 以外では、投光部 1 7 と、画像取得部 1 9 の図示は省略している。

30

【 0 0 2 2 】

2 - 1 . 感圧部

図 2 (d) に示すように、挿入部 9 の先端 1 3 の稜線部には、感圧部 1 5 が設けられている。先端 1 3 の稜線部とは、先端 1 3 の外周部分であり、言い換えると、挿入部 9 の側面と先端 1 3 とが交わる部分である。感圧部 1 5 は、第一電極 2 5 と、第二電極 2 1 と、これらの電極の間に設けられた感圧抵抗体 2 3 とを備える。本実施形態の感圧部 1 5 は、構成がシンプルであるので、製造コストが安いというメリットがある。

40

【 0 0 2 3 】

2 - 2 . 第一電極

第一電極 2 5 は、図 2 (c) に示すように先端 1 3 の外周に沿って環状に配置されている。「環状に配置されている」には、図 2 (c) に示すように閉じた環の形状の 1 つの第一電極 2 5 が先端 1 3 の外周に沿って配置されている場合のみならず、図 5 に示すように、複数の第一電極 2 5 が全体として環の形状に配置されている場合も含まれる。「環」には、閉じた環のみならず、図 5 のように部分的に開いた部分がある環も含まれる。第一電

50

極 2 5 は、図 2 (c) に示すように挿入部 9 の内部に設けられた信号線を介して、又は挿入部 9 の外側に沿って設けられた信号線等を介して信号処理部 5 に電氣的に接続される。第一電極 2 5 が 1 つの場合、第一電極 2 5 から信号処理部 5 までの配線が、複数の場合よりも容易である。

【 0 0 2 4 】

2 - 3 . 第二電極

第二電極 2 1 は、図 2 (c) 及び図 2 (d) に示すように、第一電極 2 5 に対向するように配置されている。また、複数の第二電極 2 1 が第一電極の周方向 (図 2 (c) の矢印 X の方向) に互いに間隔を空けて配置されている。第二電極 2 1 のそれぞれに別個の信号線が接続されており、各第二電極 2 1 と、第一電極の間の電圧が測定される。従って、第二電極 2 1 の数だけ圧力センサーが配置されていることになり、第二電極 2 1 の数が増えるほど、圧力印加位置の周方向の解像度が向上する。第二電極 2 1 の数は、2 つ以上であればよく、好ましくは 4 つ以上であり、さらに好ましくは 8 つ以上である。第二電極 2 1 の数が 4 つの場合、第二電極 2 1 は、例えば、上下左右に 1 つずつ配置され、第二電極 2 1 の数が 8 つの場合、第二電極 2 1 は、例えば、上下左右に 1 つずつと、右上、右下、左上、左下に 1 つずつ配置される。

【 0 0 2 5 】

2 - 4 . 感圧抵抗体

感圧抵抗体 2 3 は、印加圧力に応じて抵抗値が変化するものであり、その一例が導電材を含むエラストマーである。絶縁性エラストマーはそのままでは抵抗値が極めて高いが、導電性を有する微粒子からなる導電材が混合されると、印加圧力に応じて抵抗値が低下するようになり、感圧センサーとして機能するようになる。導電材を含むエラストマー自体は、導電性エラストマーやエラストマー抵抗体という名称で市販されており、一例では、日本マイクロシステム社から入手可能である。エラストマー抵抗体の圧力 - 抵抗値の特性の一例は、図 1 5 に示すものであり、印加圧力が線形的に大きくなると、抵抗値が対数的に低下する。

【 0 0 2 6 】

感圧部 1 5 は第一電極 2 5 と第二電極 2 1 の間の抵抗値変化を検出することによって印加圧力の大きさを検出しているのので、感圧抵抗体 2 3 は、第一電極 2 5 と第二電極 2 1 の間に配置されていればよい。但し、感圧抵抗体 2 3 は、第一電極の周方向に垂直な断面 (図 2 (d) の断面) において、図 2 (d) に示すように、第一電極 2 5 の周囲を覆うように構成することが好ましい。このような構成にすると、第一電極 2 5 が腸壁に直接接触することがなくなるので、第一電極 2 5 が腸壁を傷つけるリスクを回避することができる。

【 0 0 2 7 】

感圧抵抗体 2 3 は圧力に敏感であるので、余分な圧力を加えることなく挿入部 9 に固定することが好ましい。本実施形態では、感圧抵抗体 2 3 は、隣接する 2 つの第二電極の間の部位 2 7 (図 2 (a)) に設けられた接着剤又は粘着剤で固定される。このような方法によれば、感圧抵抗体 2 3 に圧力を加えることなく、感圧抵抗体 2 3 を固定することができる。

【 0 0 2 8 】

感圧抵抗体 2 3 が比較的劣化又は汚染されやすい材料からなる場合、感圧抵抗体 2 3 が交換可能な構成にすることが好ましい。一例では、第一電極 2 5 と、これを覆う感圧抵抗体 2 3 を一緒に交換する。一例では、挿入部 9 に電極を設置し、この電極と第一電極 2 5 とを分離可能に接触させる構成にすることによって、交換可能にすることができる。別の例では、第一電極 2 5 から延びる信号線を挿入部 9 の外側に沿って配置することによって、第一電極 2 5 と信号処理部 5 とを導通させることができる。

【 0 0 2 9 】

2 - 5 . 稜線部の凹部

挿入部 9 の先端 1 3 の稜線部には、図 2 (b) 及び (d) に示すように、環状の凹部が形成されており、第二電極 2 1 及び感圧抵抗体 2 3 は、この凹部内に配置されている。こ

10

20

30

40

50

れによって、第二電極 2 1 及び感圧抵抗体 2 3 が安定して配置される。凹部の形状としては、図 2 (d) に示すように周方向に垂直な断面が L 字状であってもよく、図 3 に示すように周方向に垂直な断面が円弧状であってもよい。前者の場合、第二電極 2 1 と感圧抵抗体 2 3 の接触面積が小さく、感圧抵抗体に加わる圧力の方向によっては感圧抵抗体が適切に圧縮されず、その結果、圧力が正確に測定されない可能性がある。一方、後者の場合、第二電極 2 1 と感圧抵抗体 2 3 の接触面積が大きく、感圧抵抗体に加わる圧力の方向によらず、感圧抵抗体が適切に圧縮され、圧力が正確に測定され则认为られる。また、凹部の形状としては、図 4 に示すように、正八角形の隣接する三辺の形状であってもよい。このような形状の凹部は比較的形成的のが容易であり、このような凹部に沿って第二電極 2 1 を形成すると、側面に垂直に加わる圧力、先端側から加わる圧力、斜め方向から加わる圧力の何れも適切に検出することができる。

10

【 0 0 3 0 】

さらに、稜線部の凹部の大きさ及び形状は、感圧抵抗体 2 3 が挿入部 9 の側方と前方の少なくとも一方からはみ出すようにすることが好ましい。図 3 の場合、感圧抵抗体 2 3 は、側方と前方の両方からはみ出しているが、どちらか一方であってもよい。また、図 2 (d) のような L 字状凹部の場合でも、感圧抵抗体 2 3 が挿入部 9 の側方と前方の少なくとも一方からはみ出すようにすることが好ましい。感圧抵抗体 2 3 が挿入部 9 からはみ出すと、それだけ感圧抵抗体 2 3 が腸壁と接触しやすくなり、圧力の検出が容易になる。はみ出し量としては、好ましくは、感圧抵抗体 2 3 の直径の $1/5 \sim 1/2$ 程度である。はみ出し量が大きすぎると、感圧抵抗体の設置が不安定になる場合があり、はみ出し量が小さすぎると、はみだしの効果が小さいからである。

20

【 0 0 3 1 】

2 - 6 . 圧力の検出原理

上記の通り、第一電極 2 5 と第二電極 2 1 の間に感圧抵抗体 2 3 が配置されており、感圧抵抗体 2 3 の抵抗値は印加圧力の大きさに応じて変化する。従って、第一電極 2 5 と第二電極 2 1 の間に定電流を流している状態で、第一電極 2 5 と第二電極 2 1 の間の電圧を測定することによって、印加圧力の大きさを電圧値として検出することができる。得られた電圧値は、信号線を通じて信号処理部 5 に送られる。定電流を流す方法としては、定電流ダイオードを用いる方法が挙げられる。

【 0 0 3 2 】

次に、図 6 及び図 7 を用いて、印加圧力の位置を検出する原理について説明する。図 6 及び図 7 は、図 2 (a) に対応する図であり、圧力の印加位置を P で示している。また、4 つの第二電極 2 1 は、区別のために、2 1 A ~ 2 1 D と符号を付している。

30

【 0 0 3 3 】

図 6 の P の位置に圧力が加わると、上側の第二電極 2 1 A 付近において感圧抵抗体 2 3 が大きく圧縮され、その抵抗値が大きく低下する。そのため、上側の第二電極 2 1 A での検出電圧は、それ以外の第二電極 2 1 B , 2 1 C , 2 1 D よりも小さくなる。そして、信号処理部 5 は、これら 4 つの電極からの検出電圧の大きさを比較し、検出電圧の値が小さい部分において圧力が印加されていると判断するので、図 6 の場合は、信号処理部 5 は、第二電極 2 1 A の近傍に圧力が印加されていると判断する。

40

また、図 7 の P の位置に圧力が加わると、上側の第二電極 2 1 A と左側の第二電極 2 1 B の間において感圧抵抗体 2 3 が大きく圧縮され、その結果、第二電極 2 1 A と第二電極 2 1 B での検出電圧が低下する。また、P の位置は、若干、第二電極 2 1 A 寄りであるので、第二電極 2 1 A での検出電圧の低下は、第二電極 2 1 B よりも大きい。この結果から、信号処理部 5 は、第二電極 2 1 A と第二電極 2 1 B の間で第二電極 2 1 A 寄りの位置に圧力が印加されていると判断する。

【 0 0 3 4 】

3 . 圧力情報の表示

上述したように、感圧部 1 5 は、印加圧力に応じた信号を出力し、この信号は、信号処理部 5 に送られる。信号処理部 5 は、感圧部 1 5 からの信号に基づいて感圧部 1 5 への印

50

加圧力の大きさ及び圧力印加位置を取得する。上述したように、感圧部 15 は、挿入部 9 の先端 13 の稜線部のどの位置に圧力が加わっているのかを検出することができるので、感圧部 15 からの信号には、位置情報が含まれている。信号処理部 5 は、この位置情報を参照して、操作者に対して、圧力が加わっている位置を通知する。

【0035】

通知方法としては、例えば、警告信号を出力してアラームを鳴らしたり、モニター 7 に警告表示を行ったり、モニター 7 とは別の外部表示部に警告表示を行ったりする方法が挙げられる。警告表示の方法としては、例えば、画面の色や輝度を変えたり、画面に文字や記号を表示したりする方法が挙げられる。また、通知方法として、基準値を超える高い圧力が加わったときにのみ通知を行うようにしてもよく、印加圧力の大きさに関わらず数値や色などで検出した圧力をリアルタイム表示するようにしてもよい。

10

【0036】

通知方法の一例は、図 8 に示すように、内視鏡スコープ 3 が取得した画像 29 の周囲であって、取得した圧力印加位置に応じた位置に、取得した印加圧力の大きさに基づく表示 31 を行う方法である。例えば、挿入部 9 の先端 13 が腸管の下側に接触していて、感圧部 15 の下側に圧力が加わっている場合では、信号処理部 5 が取得する圧力印加位置が「下」になるので、これに対応して画像 29 の「下」に、取得した印加圧力の表示 31 を行う（図 8 を参照）。表示 31 は、例えば、印加圧力の大きさに応じた色であるが、模様、文字、記号などであってもよい。また、例えば、信号処理部 5 が取得する圧力印加位置が「右」の場合、画像 29 の「右」に取得した印加圧力の表示 31 を行う。また、信号処理部 5 が取得する圧力印加位置が「右」の場合、画像 29 の「左」に取得した印加圧力の表示 31 を行ってもよい。右側に圧力が加わっている場合、挿入部 9 の先端 13 を左側に動かす必要があるため、その動かす方向に表示を行った方が直感的に理解しやすい場合があるからである。画像 29 の周囲の表示位置は、上下左右の 4 箇所であってもよく、斜め方向を加えた 8 箇所であってもよく、これよりも多くの箇所であってもよい。一例では、表示位置の数は、第二電極の数と同じである。

20

【0037】

操作者は、この表示 31 を見ると、挿入部 9 の先端 13 が腸管の下側に接触していることを認識し、操作部 11 を操作して、先端 13 を上側に移動させることによって腸管穿孔を避けることができる。また、操作者の監督者は、腸管に加わっている圧力を確認することができるので、腸管穿孔の危険がある状況を早期に判断することができる。

30

【0038】

また、別の実施形態では、操作者への圧力通知方法として、図 9 に示すような、モニター 7 とは別の外部表示部 33 に表示を行う方法が挙げられる。一例では、外部表示部 33 には、上下左右に一つずつ表示部 35 が設けられており、取得した圧力印加位置に応じた位置に、取得した印加圧力の大きさに基づく表示を表示部 35 に行う。一例では、表示部 35 には、複数色の LED が設けられており、印加圧力の大きさに応じた色での発光によって、操作者に印加圧力の大きさを通知することができる。

【0039】

外部表示部 33 は、一例では、モニター 7 に取り付け可能である。このような外部表示部 33 を用いれば、既存のモニターに変更を加えることなく、操作者へ圧力を通知することが可能になる。

40

【0040】

圧力の大きさを色で表示する場合、色の例は、以下の通りである。

【表 1】

印加圧力の大きさ	色
1kg/cm ² 未満	黒
1kg/cm ² 以上 2kg/cm ² 未満	青
2kg/cm ² 以上 2.5kg/cm ² 未満	緑
2.5kg/cm ² 以上 3kg/cm ² 未満	黄
3kg/cm ² 以上 3.5kg/cm ² 未満	オレンジ
3.5kg/cm ² 以上 4kg/cm ² 未満	赤
4kg/cm ² 以上	白

10

【 0 0 4 1 】

4 . アダプター式圧力センサー

ここまでは、感圧部 1 5 が挿入部 9 の先端 1 3 に取り付けられている場合を説明したが、感圧部 1 5 は、図 1 0 (a) ~ (d) に示すように、挿入部 9 の先端 1 3 に着脱可能なアダプター 3 7 に取り付けてもよい。図 1 0 (a) ~ (d) は、それぞれ、図 2 (a) ~ (d) に対応した図である。内視鏡スコープ 3 の挿入部 9 は、アダプター 3 7 の内部空間 3 9 内に挿入される。このようなアダプター式にした場合、感圧部 1 5 を容易に交換できるというメリットがある。また、従来の内視鏡スコープの挿入部にも容易に取り付けることができるというメリットがある。アダプター 3 7 と外部表示部 3 3 を用いると、既に病院などに設置済みの内視鏡装置に本発明を導入することが可能になる。アダプター 3 7 において、第一電極 2 5 及び第二電極 2 1 は、図示しない信号線を介して信号処理部 5 に電氣的に接続される。この信号線は、挿入部 9 に沿って信号処理部 5 に接続させることができる。

20

【 0 0 4 2 】

また、このような感圧部 1 5 がアダプター 3 7 に設けられている構成は、任意の用途に利用可能な圧力センサーであるとも言える。この圧力センサーは、内視鏡スコープに限らず、圧力印加位置及び印加圧力の大きさの検出が必要な任意の用途に利用可能である。このアダプター 3 7 は、特許請求の範囲の「支持部」に対応する。

30

【 0 0 4 3 】

5 . 第一電極と第二電極の位置を反転した構成

ここまで、感圧抵抗体 2 3 の内部に第一電極 2 5 があり、挿入部 9 側に第二電極 2 1 がある実施形態を用いて説明を行ったが、図 1 1 (a) ~ (d) に示すように、挿入部 9 側に第一電極 2 5 を環状に配置し、第一電極 2 5 に対向するように複数の第二電極 2 1 を配置してもよい。この実施形態では、感圧抵抗体 2 3 は、第二電極 2 1 の周方向に垂直な断面において、その周囲を覆うように構成される。

40

【 0 0 4 4 】

このような構成でも、上記実施形態と同様の原理により、感圧部 1 5 への印加圧力の大きさと圧力印加位置を検出することができる。上記実施形態で述べた内容は、その趣旨に範囲しない限り、この実施形態にも当てはまる。

【実施例】

【 0 0 4 5 】

次に、本発明の実施例について説明する。図 1 2 は、本実施例で用いた内視鏡モデルであり、棒状の支持体の先端の稜線部に、環状の感圧部が配置されている。この感圧部は、環状の第一電極を感圧抵抗体（エラストマー抵抗体）で覆ったものの周方向に間隔を空け

50

て4つの第二電極を均等に配置して構成される。第一電極と第二電極の間に定電流を流した状態で、図13で示す矢印A~Dの位置を順番に指で押圧することによって圧力を加え、このときの第一電極と第二電極の間の電圧を測定した。その結果を図14に示す。

【0046】

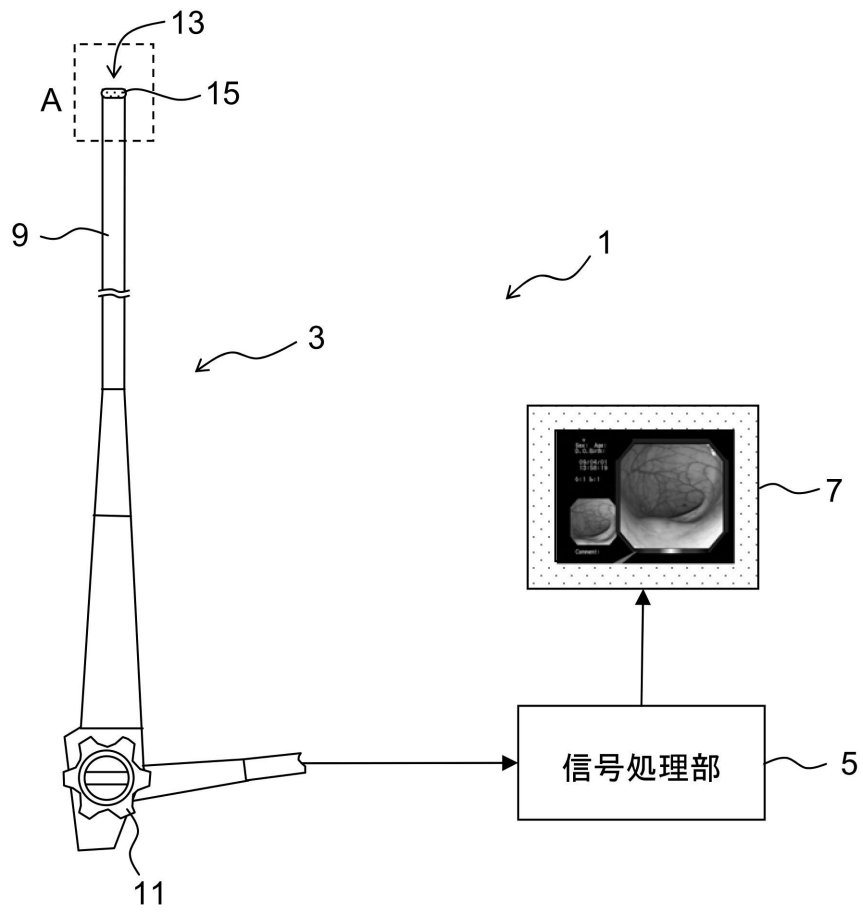
図14に示すように、矢印A~Dの位置に圧力を加えると、圧力を加えた位置の電圧が低下した。なお、図14において、縦軸は、ある基準電圧を100としたときの割合で示した。図14の結果、印加圧力の大きさと、圧力印加部位の検出が可能であることが実証された。

【符号の説明】

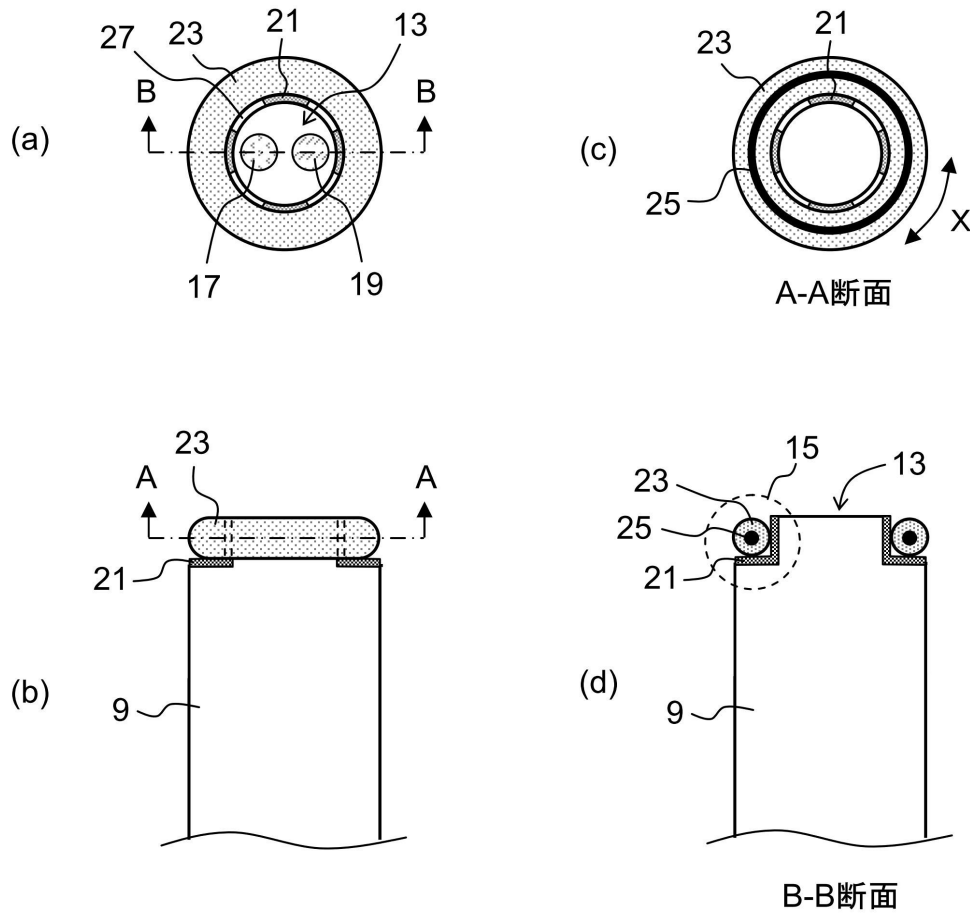
【0047】

1：内視鏡装置、3：内視鏡スコープ、5：信号処理部、7：モニター、9：挿入部、13：先端、11：操作部、15：感圧部、17：投光部、19：画像取得部、25：第一電極、21、21A~21D：第二電極、23：感圧抵抗体、27：隣接する2つの第二電極の間の部位、29：画像、31：表示、33：外部表示部、35：表示部、37：アダプター、39：内部空間

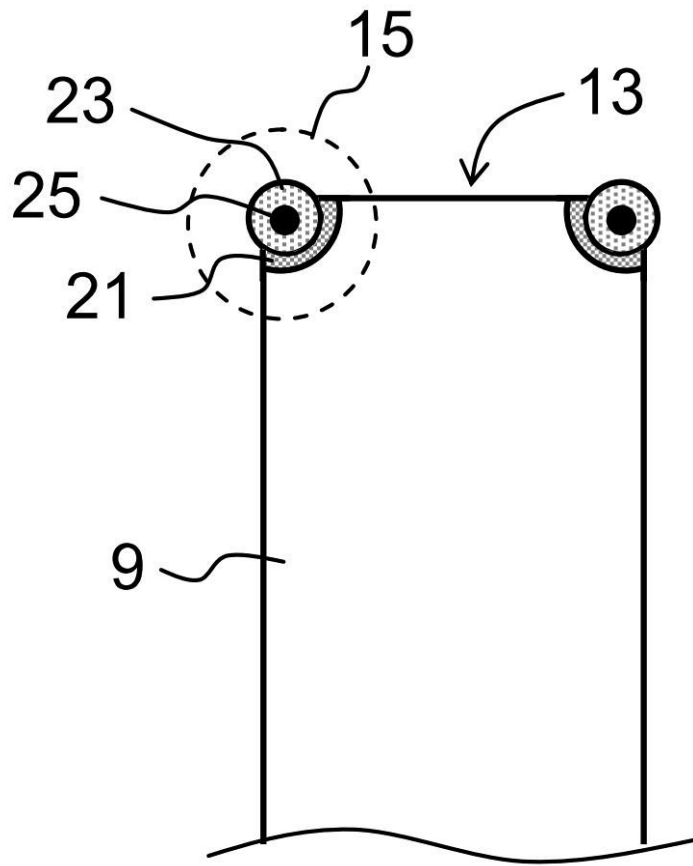
【図 1】



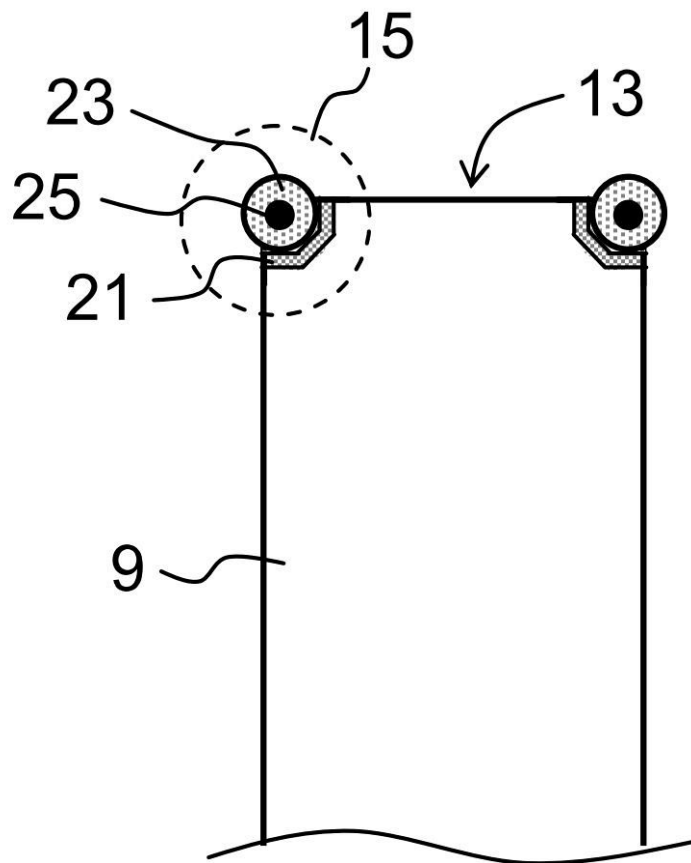
【図2】



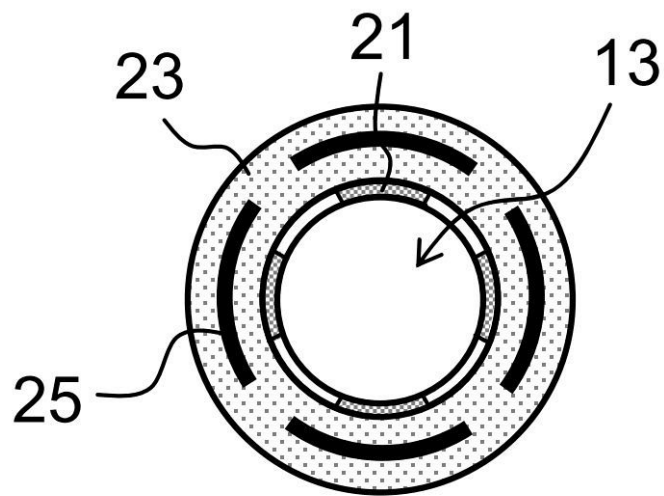
【図3】



【図4】

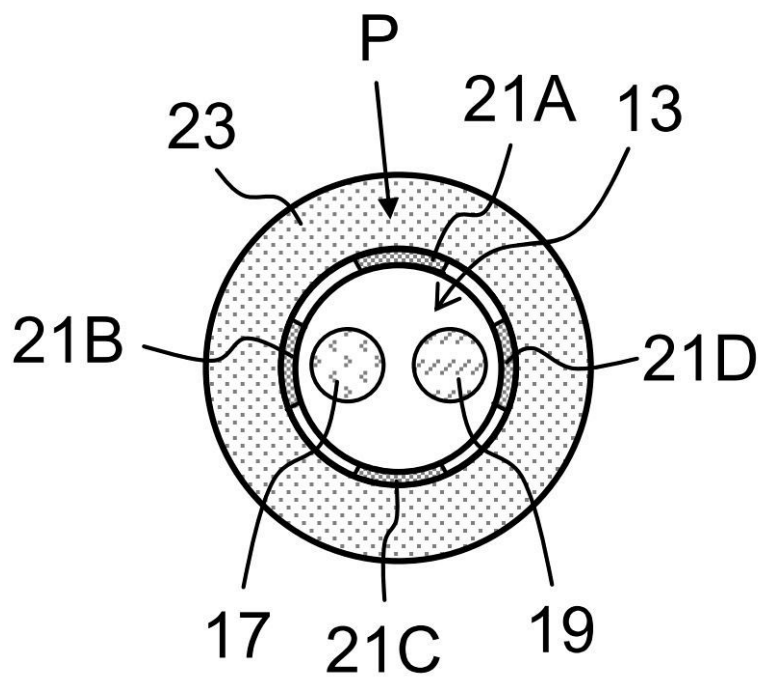


【図5】

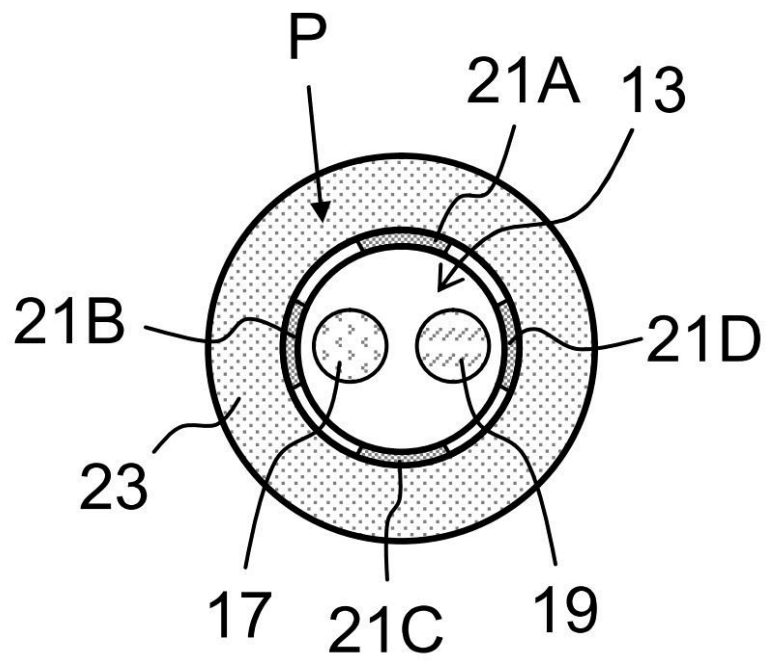


A-A断面

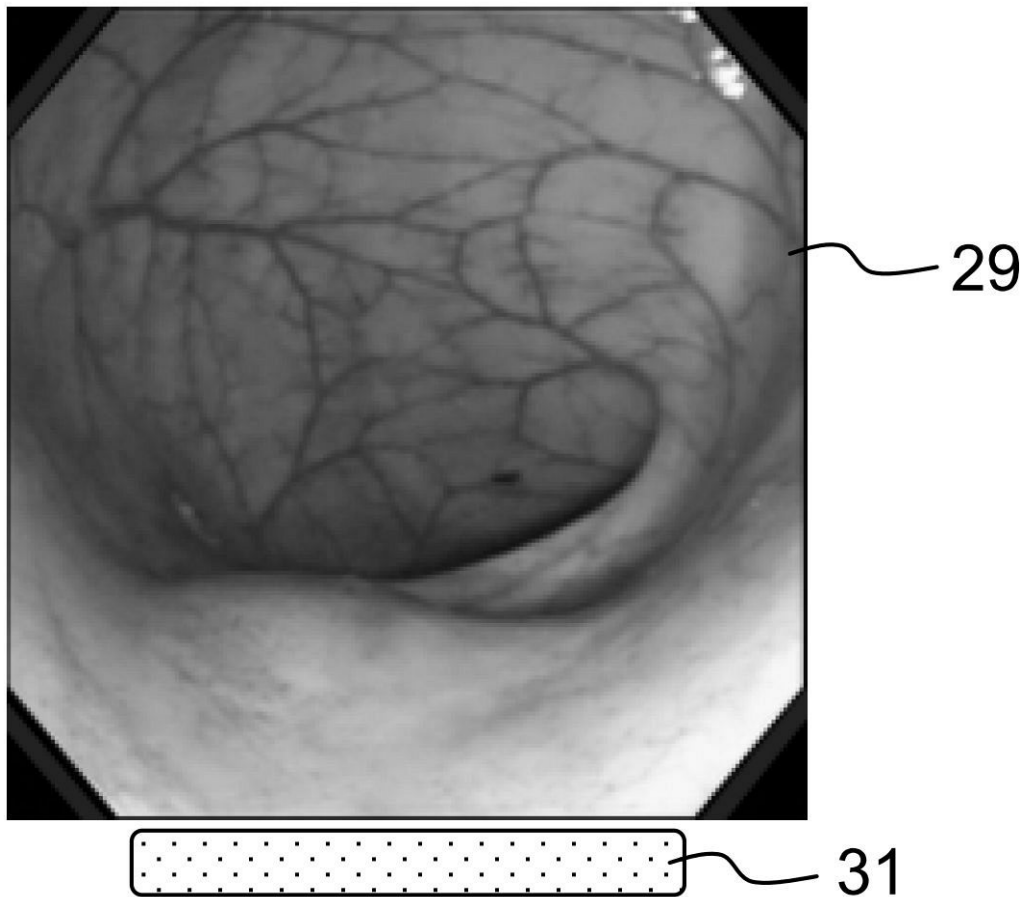
【図6】



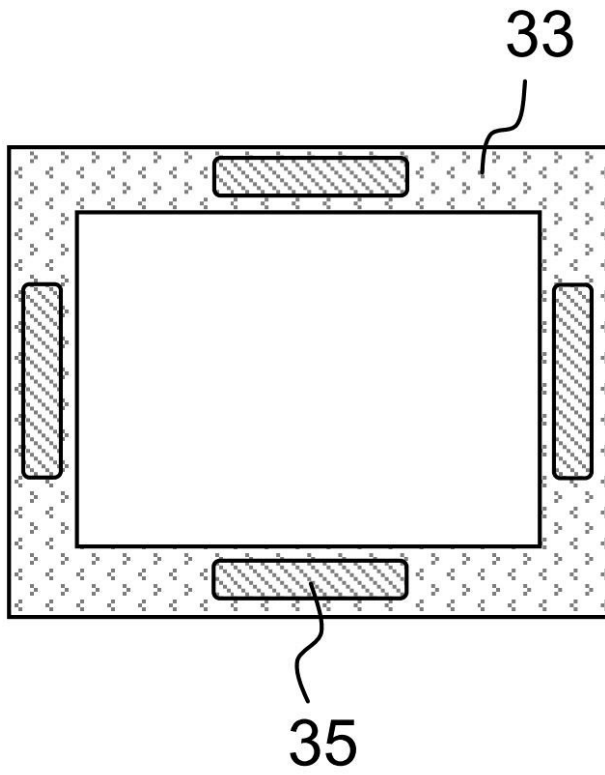
【図 7】



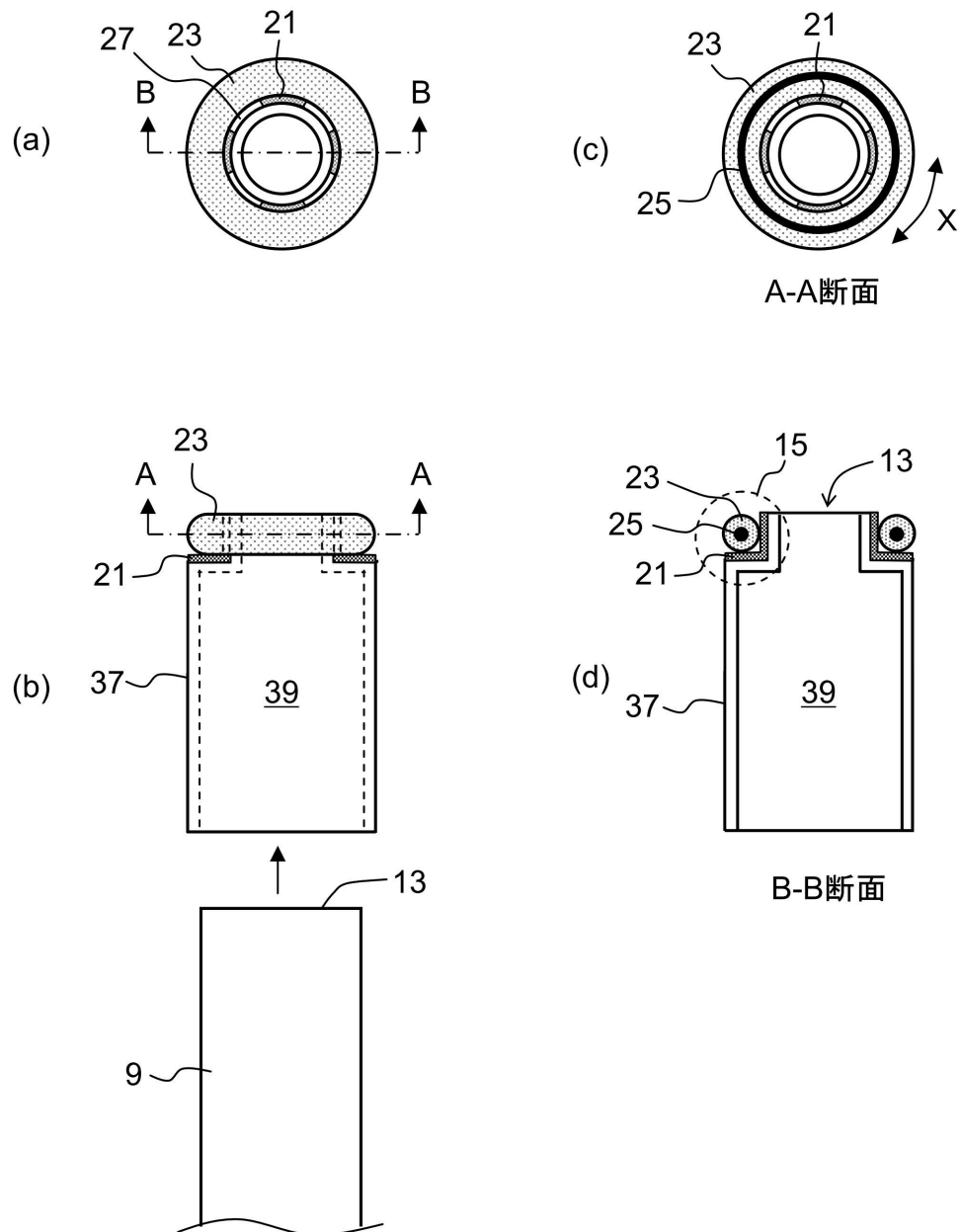
【図 8】



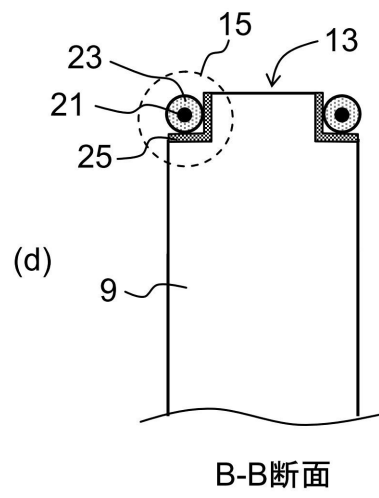
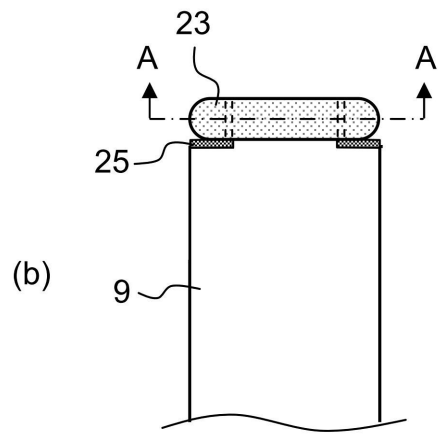
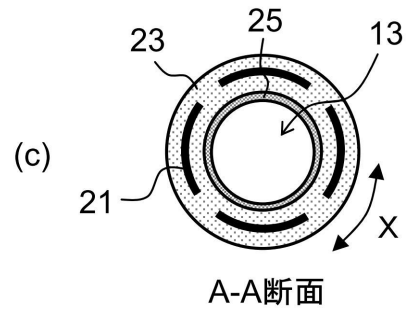
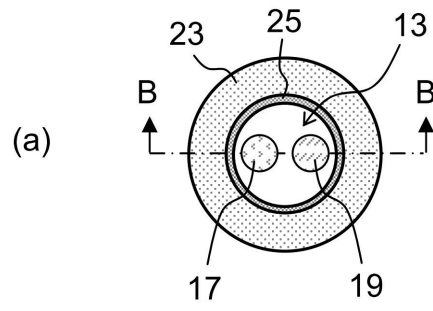
【図 9】



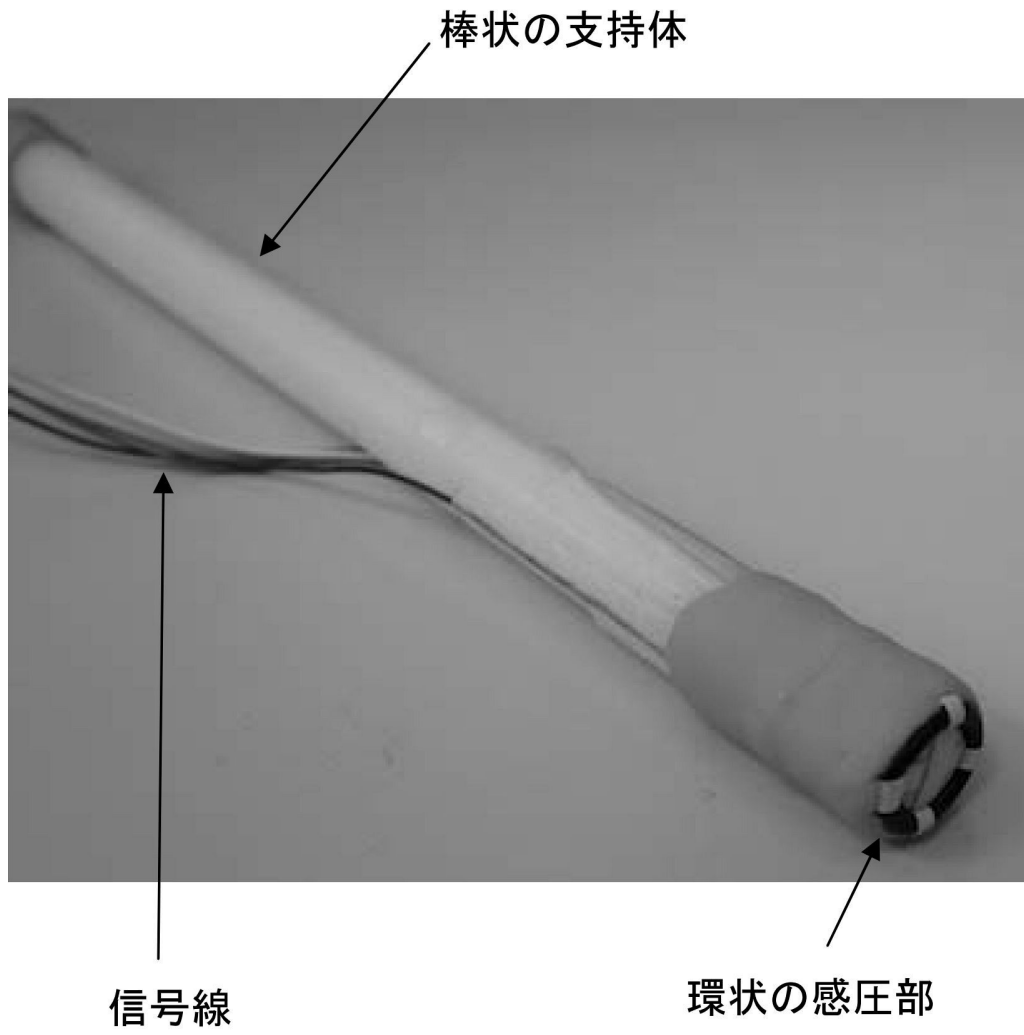
【図 10】



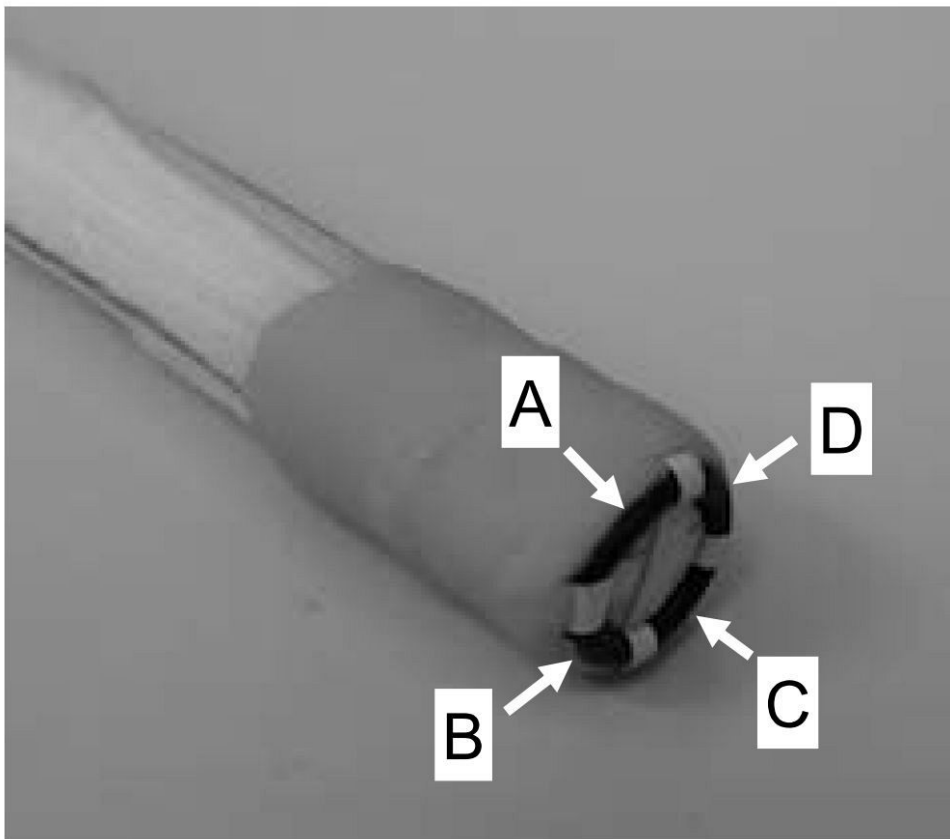
【図 11】



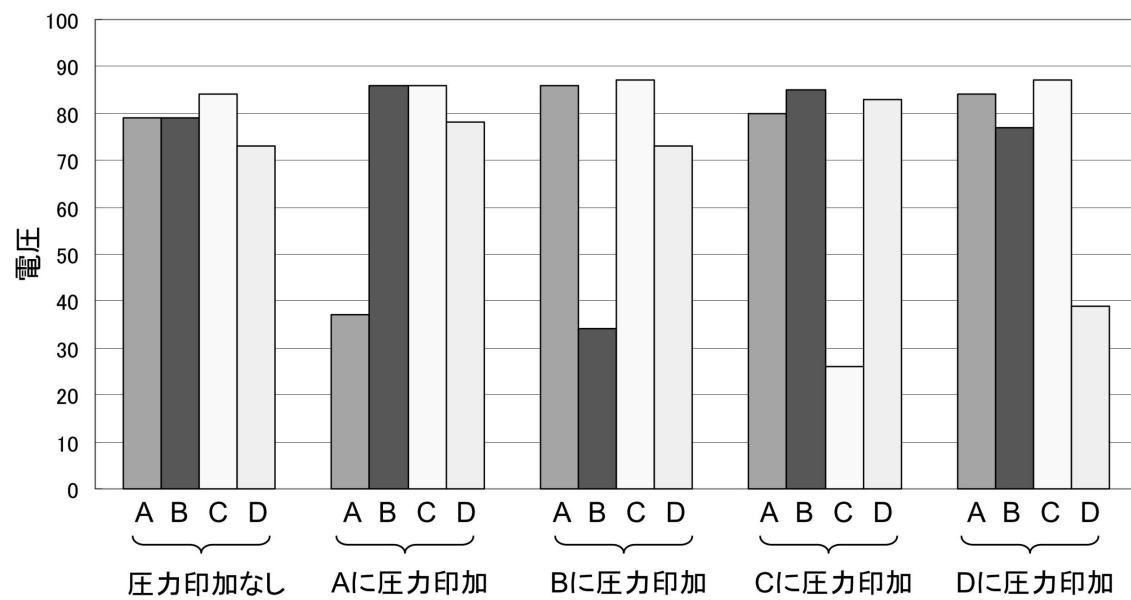
【図 1 2】



【図 13】



【図 14】



【図 15】

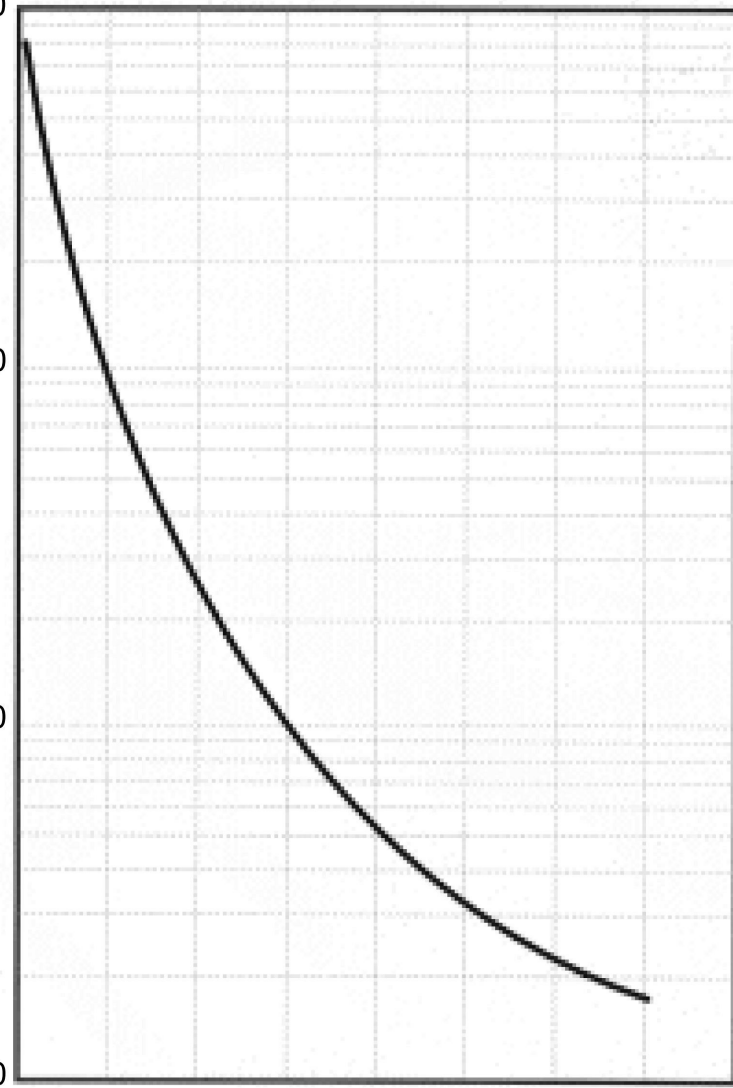
抵抗値(Ω)

1,000,000

100,000

10,000

1,000



圧縮荷重(kg)

フロントページの続き

(72)発明者 上原 一剛

鳥取県鳥取市湖山町南4丁目101 国立大学法人 鳥取大学内

(72)発明者 佐々木 強

鳥取県米子市祇園町二丁目21番地 株式会社日本マイクロシステム内

審査官 原 俊文

(56)参考文献 特開平06-154154(JP,A)

特開2010-175962(JP,A)

特開2005-304778(JP,A)

特開平10-258020(JP,A)

特開平07-204278(JP,A)

特開平02-077226(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	压力传感器，内窥镜镜，内窥镜设备		
公开(公告)号	JP5803030B2	公开(公告)日	2015-11-04
申请号	JP2013514003	申请日	2012-05-07
[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 上原 一剛 佐々木 強		
发明人	植木 賢 上原 一剛 佐々木 強		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00045 A61B1/00055 A61B1/0008 A61B5/6885 G02B23/24 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.P G02B23/24.A		
代理人(译)	伊藤裕之		
优先权	2011104389 2011-05-09 JP		
其他公开文献	JPWO2012153703A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种能够通过内窥镜避免肠穿孔的压力传感器，具有该压力传感器的内窥镜以及具有该内窥镜的内窥镜。根据本发明，提供了支撑部分和压力传感部分，其设置在支撑部分的尖端处的脊线部分上，并根据施加的压力输出信号，压力传感部分是环形布置的。提供一种压力传感器，包括一个电极和面对第一电极的多个第二电极，其中多个第二电极在第一电极的圆周方向上彼此间隔开。

(21) 出願番号	特願2013-514003 (P2013-514003)	(73) 特許権者	504150461
(86) (22) 出願日	平成24年5月7日 (2012.5.7)		国立大学法人鳥取大学
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/061651		鳥取県鳥取市湖山町南4丁目101番地
(87) 国際公開番号	W02012/153703	(73) 特許権者	598117366
(87) 国際公開日	平成24年11月15日 (2012.11.15)		株式会社日本マイクロシステム
審査請求日	平成26年1月9日 (2014.1.9)		鳥取県米子市紙園町二丁目21番地
(31) 優先権主張番号	特願2011-104389 (P2011-104389)	(74) 代理人	110001139
(32) 優先日	平成23年5月9日 (2011.5.9)		S K 特許業務法人
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100130328
			弁理士 奥野 彰彦
		(74) 代理人	100130672
			弁理士 伊藤 寛之
		(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
			最終頁に続く