

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-150154

(P2015-150154A)

(43) 公開日 平成27年8月24日(2015.8.24)

|                                |                      |             |
|--------------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int.Cl.                   | F I                  | テーマコード (参考) |
| <b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>  | A 6 1 B 1/00 3 0 0 D | 2 H 0 4 0   |
| <b>G 0 2 B 23/24 (2006.01)</b> | A 6 1 B 1/00 3 0 0 B | 4 C 1 6 1   |
|                                | A 6 1 B 1/00 3 3 2 D |             |
|                                | G 0 2 B 23/24 A      |             |

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2014-25643 (P2014-25643)  
 (22) 出願日 平成26年2月13日 (2014.2.13)

(71) 出願人 304028346  
 国立大学法人 香川大学  
 香川県高松市幸町 1 番 1 号  
 (74) 代理人 100134979  
 弁理士 中井 博  
 (74) 代理人 100167427  
 弁理士 岡本 茂樹  
 (74) 代理人 110001704  
 特許業務法人山内特許事務所  
 (72) 発明者 森 宏仁  
 香川県木田郡三木町池戸 1 7 5 0 - 1 国  
 立大学法人香川大学医学部内  
 (72) 発明者 高尾 英邦  
 香川県高松市林町 2 2 1 7 - 2 0 国立大  
 学法人香川大学工学部内

最終頁に続く

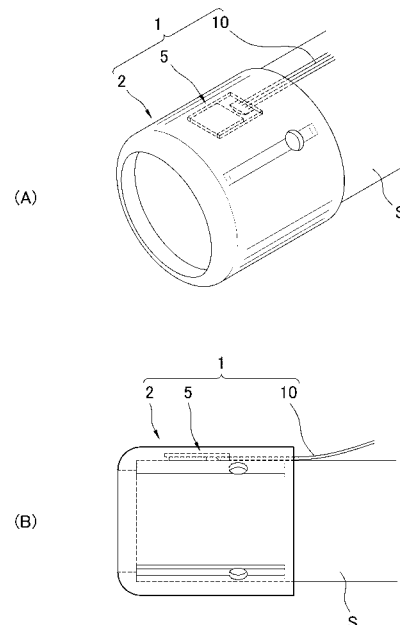
(54) 【発明の名称】 内視鏡フード、内視鏡、内視鏡用圧力センサおよび組織サイズ測定方法

## (57) 【要約】

【課題】本発明は上記事情に鑑み、消化管腔等内や腹腔内の圧力を直接測定できる内視鏡フード、消化管腔等内や腹腔内の圧力測定に適した内視鏡用圧力センサおよび、かかる内視鏡用圧力センサが設けられた内視鏡を提供することを目的とする。

【解決手段】内視鏡のシャフトSの先端に取り付けられる内視鏡フード1であって、軸方向の両端が開口した筒状の本体部2と、本体部2に取り付けられた圧力センサ5と、からなる。シャフトSの先端に本体部2を取り付ければ、消化管腔等内等の中にシャフトSとともに本体部2を挿入できるので、消化管腔等内等に圧力センサ5を配置することができる。すると、圧力センサ5によって消化管腔等内等の圧力を直接測定することができる。したがって、圧力センサ5が測定した消化管腔等内等の圧力に基づいて、消化管腔等内に供給する二酸化炭素ガスの量を調整すれば、過送気の状態となることを防ぐことができる。

【選択図】 図 1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

内視鏡に取り付けられる内視鏡フードであって、  
軸方向の両端が開口した筒状の本体部と、  
該本体部に取り付けられた圧力センサと、 かななる  
ことを特徴とする内視鏡フード。

**【請求項 2】**

前記圧力センサは、  
圧力を検出するセンサ部が M E M S センサによって形成されている  
ことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡フード。

10

**【請求項 3】**

前記圧力センサは、  
その表面に光を反射する光反射層を備えている  
ことを特徴とする請求項 1 または 2 記載の内視鏡フード。

**【請求項 4】**

前記本体部に、  
前記圧力センサの信号を外部に無線送信する信号発信部を備えている  
ことを特徴とする請求項 1、 2 または 3 記載の内視鏡フード。

**【請求項 5】**

前記本体部内面に、  
該内面から凹んだ、前記圧力センサが収容される収容凹みが設けられており、  
該収容凹みは、  
その深さが圧力センサの厚さと同等以上である  
ことを特徴とする請求項 1、 2、 3 または 4 記載の内視鏡フード。

20

**【請求項 6】**

前記本体部内面に、  
内視鏡の光源が放出する光を利用して発電を行う光発電機器が設けられている  
ことを特徴とする請求項 1、 2、 3、 4 または 5 記載の内視鏡フード。

**【請求項 7】**

内視鏡および / または内視鏡フードに取り付けられる気圧を検出するセンサであって、  
該センサにおける圧力検出部が M E M S センサによって形成されている  
ことを特徴とする内視鏡用圧力センサ。

30

**【請求項 8】**

前記センサにおける圧力検出部の表面が光反射層を備えている  
ことを特徴とする請求項 7 記載の内視鏡用圧力センサ。

**【請求項 9】**

前記本体部に、  
前記圧力センサの信号を外部に無線送信する信号発信部を備えている  
ことを特徴とする請求項 7 または 8 記載の内視鏡用圧力センサ。

**【請求項 10】**

シャフトの先端面および / または側面に消化管腔等内の気圧を検出する圧力センサが設けられている  
ことを特徴とする内視鏡。

40

**【請求項 11】**

前記圧力センサが、  
請求項 7、 8、 または 9 記載の内視鏡用圧力センサである  
ことを特徴とする請求項 10 記載の内視鏡用圧力センサ。

**【請求項 12】**

消化管腔等内面に存在する組織のサイズを測定する方法であって、  
消化管腔等内の圧力を測定しながら消化管腔等内に気体を供給して消化管を膨らませて、

50

消化管腔等内が所定の圧力以上となった状態において、組織のサイズを測定することを特徴とする組織サイズ測定方法。

【請求項 1 3】

内視鏡から消化管腔等内に気体を供給して消化管を膨らませた状態で、内視鏡の鉗子口を通して消化管腔等内に挿入された測定器具によって組織のサイズを測定することを特徴とする請求項 1 2 記載の組織サイズ測定方法。

【請求項 1 4】

消化管腔等内の組織に複数箇所のマーキングを行うことを特徴とする請求項 1 2 または 1 3 記載の組織サイズ測定方法。

【請求項 1 5】

請求項 1 乃至 6 の何れかに記載の内視鏡フードおよび / または請求項 9 または 1 0 記載の内視鏡に設けられた圧力センサによって消化管腔等内の圧力を測定することを特徴とする請求項 1 2、1 3 または 1 4 記載の組織サイズ測定方法。

【請求項 1 6】

前記所定の圧力が、消化管腔等の伸長曲線の変曲点となる圧力であることを特徴とする請求項 1 2、1 3、1 4 または 1 5 記載の組織サイズ測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡フード、内視鏡、内視鏡用圧力センサおよび組織サイズ測定方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、経口内視鏡（いわゆる胃または大腸カメラ、以下軟性内視鏡という）を利用した検査・治療は多数施行されている。かかる検査・治療では、軟性内視鏡を口等から胃や大腸内に挿入して、軟性内視鏡の先端に設けられているカメラによって胃や大腸の内面を確認する。

【0003】

しかし、通常、胃や大腸は内壁同士が重なり合った状態となっているので、この内壁によって軟性内視鏡が覆われてしまうと、軟性内視鏡の視野や施術をする術野がなくなり、胃や大腸の内面を観察したり治療等をしたりすることが難しくなる。このため、軟性内視鏡による検査・治療の際には、軟性内視鏡に設けられている吸引・送気ポートから二酸化炭素ガスを供給して、胃や大腸内に膨らませて、軟性内視鏡の視野や術野を確保することが行われている。具体的には、検査や治療を実施する内視鏡医が軟性内視鏡（胃カメラ）の左手の操作部の吸引・送気ボタンを押すことによって、胃や大腸に供給する二酸化炭素ガスの送気量や胃や大腸から吸引するガスの量を調整している。そして、胃や大腸が検査や治療に適した状態となるように、膨らませたり収縮させたりしている。

【0004】

内視鏡医は、胃や大腸の状況を見ながら送気量や吸引量を調整しているのであるが、検査・治療に集中することによって、送気ボタンを押しすぎて、患者の胃への過送気が生じる場合がある。かかる過送気が生じると、胃や大腸内の圧力の異常上昇が発生し、過度の腹部膨満感や腹部疼痛を感じさせる場合があり、患者に負担がかかってしまう。

【0005】

とくに、NOTES（経管腔的内視鏡手術）やESD（内視鏡的粘膜下層剥離術）などの電気メスを用いた内視鏡治療・手術は、数時間におよぶ長時間の治療・手術であり、内視鏡医も病変の切除に集中するあまり、胃内への過送気が生じやすい。そして、過送気に起因する粘膜出血や胃噴門部（入口）の裂創まで生じる場合がある。

【0006】

一方、腹腔鏡（硬性内視鏡）による手術においても、視野や術野を確保するために腹腔

10

20

30

40

50

内に二酸化炭素ガスを供給することが行われている。かかる腹腔鏡の手術では、術野を確認する腹腔鏡や切除等を行う鉗子等の器具とは別に、腹腔内に二酸化炭素ガスを送気したり腹腔内からガスを吸引したりするための専用の気腹針を有している。

【 0 0 0 7 】

この気腹針は、気腹装置に接続されており、気腹装置からの送気や気腹装置による腹腔内ガスの吸引によって腹腔内の圧力を定圧に維持している。具体的には、気腹装置内には、気腹針に供給する二酸化炭素ガスの圧力を測定するセンサが設けられており、このセンサの信号に基づいて、腹腔内の圧力を調整しているので（特許文献 1 参照）、腹腔鏡による手術では過送気の問題は生じにくい。

【 0 0 0 8 】

したがって、気腹装置を軟性内視鏡における送気吸引の制御に使用すれば、過送気の問題を防ぐことができる可能性があると考えられることもできる。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 9 】

【 特許文献 1 】 特開平 7 - 3 2 7 9 2 0 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 0 】

しかるに、上述したような気腹装置は、気腹針に対して二酸化炭素ガスを供給する流路にセンサを設けて、流路内の圧力から腹腔内の圧力を把握する技術である。かかる気腹装置は、流路の圧損を含んだ圧力を測定していることになるので、測定された圧力は必ずしも腹腔内の圧力と一致しない。例えば、圧損を考慮せずに圧力を判断した場合には、腹腔内の圧力を実際よりも高く見積もってしまう可能性がある。逆に、圧損を考慮して圧力を判断した場合には、想定した値よりも圧損が大きくなると、腹腔内の圧力を実際よりも低く見積もってしまう状況が生じる。そして、後者の場合には、過送気を生じさせる原因となる。

【 0 0 1 1 】

腹腔鏡による手術の場合、腹腔鏡などとは別に設けた気腹針を使用する。このため、気腹針のサイズ、つまり、流路の断面積や流路の長さがある程度自由に調整できる。言い換えれば、ある程度自由に、流路の断面積を大きくしたり流路を短くしたりすることもできる。流路の断面積を大きくしたり流路を短くしたりすれば、流路の圧損を小さくすることも可能である。流路の圧損が小さくなれば、気腹装置の流路内の圧力を測定して腹腔内の圧力を推定しても、推定した圧力と実際の腹腔内の圧力との差を小さくできる。したがって、腹腔鏡による手術であれば、気腹装置を使用して、腹腔内の圧力をある程度正確に把握できる。

【 0 0 1 2 】

一方、軟性内視鏡の場合には、内視鏡自体に送気吸引をするための流路が設けられているので、流路の断面積や流路長を調整することは実質的に不可能である。つまり、流路の断面積や流路長を調整して圧損を小さくすること実質的にできないので、流路の圧損を正確に見積もることは非常に困難である。したがって、腹腔鏡に使用される気腹装置を軟性内視鏡の送気や吸引に使用しても、胃などの内部の圧力を把握することは困難であり、過送気等の問題を防ぐことは難しい。現実的には、軟性内視鏡に設けられている流路における圧力損失の影響が大きすぎて、腹腔鏡に使用される気腹装置によって消化管や腹腔内の圧力を見積もることは難しいので、腹腔鏡に使用される気腹装置を軟性内視鏡の送気吸引に使用することはできない。

【 0 0 1 3 】

本発明は上記事情に鑑み、消化管腔等内や腹腔内の圧力を直接測定できる内視鏡フードおよび内視鏡、内視鏡フードや内視鏡に取り付けても圧力測定を実施できる内視鏡用圧力センサを提供することを目的とする。

10

20

30

40

50

また、本発明は、上記内視鏡フードや内視鏡を使用して組織のサイズを正確に測定する組織サイズ測定方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0014】

(内視鏡フード)

第1発明の内視鏡フードは、内視鏡の先端に取り付けられる内視鏡フードであって、軸方向の両端が開口した筒状の本体部と、該本体部に取り付けられた圧力センサと、からなることを特徴とする。

第2発明の内視鏡フードは、第1発明において、前記圧力センサは、圧力を検出するセンサ部がMEMSセンサによって形成されていることを特徴とする。

第3発明の内視鏡フードは、第1または第2発明において、前記圧力センサは、その表面に光を反射する光反射層を備えていることを特徴とする。

第4発明の内視鏡フードは、第1、第2または第3発明において、前記本体部に、前記圧力センサの信号を外部に無線送信する信号発信部を備えていることを特徴とする。

第5発明の内視鏡フードは、第1、第2、第3または第4発明において、前記本体部内面に、該内面から凹んだ、前記圧力センサが収容される収容凹みが設けられており、該収容凹みは、その深さが圧力センサの厚さと同等以上であることを特徴とする。

第6発明の内視鏡フードは、第1、第2、第3、第4または第5発明において、前記本体部内面に、内視鏡の光源が放出する光を利用して発電を行う光発電機器が設けられていることを特徴とする。

(内視鏡用圧力センサ)

第7発明の内視鏡フードは、内視鏡および/または内視鏡フードに取り付けられる気圧を検出するセンサであって、該センサにおける圧力検出部がMEMSセンサであることを特徴とする。

第8発明の内視鏡フードは、第7発明において、前記センサにおける圧力検出部の表面が光反射層を備えていることを特徴とする。

第9発明の内視鏡フードは、第7または第8発明において、前記本体部に、前記圧力センサの信号を外部に無線送信する信号発信部を備えていることを特徴とする。

(内視鏡)

第10発明の内視鏡用圧力センサはシャフトの先端面および/または側面に消化管腔等内の気圧を検出する圧力センサが設けられていることを特徴とする。

第11発明の内視鏡用圧力センサは、第10発明において、前記圧力センサが、第7、第8または第9発明の内視鏡用圧力センサである。

(組織サイズ測定方法)

第12発明の組織サイズ測定方法は、前消化管腔等内面に存在する組織のサイズを測定する方法であって、消化管腔等内の圧力を測定しながら消化管腔等内に気体を供給して消化管を膨らませて、消化管腔等内が所定の圧力以上となった状態において、組織のサイズを測定することを特徴とする。

第13発明の組織サイズ測定方法は、第12発明において、内視鏡から消化管腔等内に気体を供給して消化管を膨らませた状態で、内視鏡の鉗子口を通して消化管腔等内に挿入された測定器具によって組織のサイズを測定することを特徴とする。

第14発明の組織サイズ測定方法は、第12または第13発明において、消化管腔等内の組織に複数箇所のマーキングを行うことを特徴とする。

第15発明の組織サイズ測定方法は、第12、第13または第14発明において、第1乃至第6発明の何れかに記載の内視鏡フードおよび/または第10または第11発明の内視鏡に設けられた圧力センサによって消化管腔等内の圧力を測定することを特徴とする。

第16発明の組織サイズ測定方法は、第12、第13、第14または第15発明において、前記所定の圧力が、消化管腔等の伸長曲線の変曲点となる圧力であることを特徴とする。

10

20

30

40

50

## 【発明の効果】

## 【0015】

第1発明によれば、内視鏡のシャフトの先端に本体部を取り付ければ、消化管腔等内や腹腔内（以下、消化管腔等内等という）に内視鏡のシャフトとともに本体部を挿入できるので、消化管腔等内等に圧力センサを配置することができる。すると、圧力センサによって消化管腔等内等の圧力を直接測定することができる。したがって、圧力センサが測定した消化管腔等内等の圧力に基づいて、消化管腔等内に供給する二酸化炭素ガスの量や消化管腔等内から吸引するガスの量を自動または手動で調整すれば、過送気の状態となることを防ぐことができる。

第2発明によれば、圧力センサのセンサ部がMEMSセンサによって形成されているから、圧力センサを小型化薄型化することができる。すると、圧力センサを本体部内面に設けても、圧力センサによって内視鏡の視野が狭くなることを防ぐことができる。また、本体部が消化管腔等の内面と接触して曲げや押圧する力が加わっても、センサ部の圧力測定に与える影響を小さくできるので、消化管腔等内の圧力をより精度よく測定することができる。

第3発明によれば、光反射層によって内視鏡の光源から放射される光を反射できるので、かかる光に起因して圧力センサの温度が上昇したり半導体の光電効果で誤差電流が生じたりすることを防止することができる。したがって、内視鏡の光源から放射される光に起因する測定誤差を抑制することができる。

第4発明によれば、信号発信部から圧力センサの信号が外部に無線送信されるので、従来から使用されているフードを使用する場合と同じ作業をするだけで、本体部を内視鏡のシャフトに着脱することができる。しかも、内視鏡のシャフトの側面に導線等を配置する必要がないので、従来のフードを取り付けた場合と同等の操作性を維持することができる。

第5発明によれば、収容凹み内に圧力センサを配置すれば、圧力センサが本体部内面から突出する量を少なくできるので、圧力センサを設けても内視鏡の視野を広く維持できるし、鉗子などと圧力センサが干渉することを防ぐことができる。しかも、本体部内面にセンサ部を設けているので、消化管腔等の内面に圧力センサが接触しても、圧力を誤検出することを防止できる。また、本体部をつけた内視鏡のシャフトを消化管腔等内等に挿入する際に、圧力センサが障害となることを防止することができる。

第6発明によれば、電力を太陽電池から供給できるので、バッテリーを搭載しなくてもよくなる、または、バッテリーをより小型化できるから、本体部を小型化できる。

（内視鏡用圧力センサ）

第7発明によれば、圧力検出部がMEMSセンサによって形成されているので、圧力センサを非常に小型化することができる。すると、圧力センサを内視鏡フードに取り付けても、内視鏡による観察や施術の邪魔にならない。また、内視鏡のシャフトは、先端面の狭い領域に鉗子口やカメラ、光源などが配置されており余剰スペースが小さいが、圧力センサが非常に小さいので、この内視鏡のシャフトの先端面にも圧力センサを取り付けることが可能となる。また、内視鏡のシャフトは屈曲させることができるようになっているが、圧力センサが非常に小さいので、圧力センサを内視鏡のシャフトの側面に取り付けると、圧力センサがシャフトを操作する際の抵抗とならない。

第8発明によれば、光反射層によって内視鏡の光源から放射される光を反射するので、内視鏡の光源が当たる位置に圧力センサを設けても、内視鏡の光源から放射される光に起因して圧力センサの温度が上昇したり半導体の光電効果で誤差電流が生じたりすることを防止することができる。したがって、フード等に取り付けても、内視鏡の光源から放射される光に起因する測定誤差が生じることを抑制することができる。

第9発明によれば、信号発信部から圧力センサの信号が外部に無線送信されるので、内視鏡のシャフトの側面に導線等を配置する必要がない。したがって、圧力センサをフードや内視鏡のシャフトに取り付けても、内視鏡の操作性を維持することができる。

（内視鏡）

第 10 発明によれば、シャフトの先端面および／または側面に圧力センサを設けているので、シャフトを消化管腔等内等に挿入すれば、消化管腔等内等に圧力センサを配置することができる。すると、圧力センサによって消化管腔等内等の圧力を直接測定することができる。したがって、圧力センサによって測定された消化管腔等内等の圧力に基づいて、消化管腔等内に供給する二酸化炭素ガスの量や消化管腔等内から吸引するガスの量を調整すれば、過送気の状態となることを防ぐことができる。

第 11 発明によれば、圧力検出部が MEMS センサによって形成されているので、内視鏡による観察や施術の邪魔にならないし、シャフトの操作性も低下しない。また、圧力センサの表面に光反射層を設ければ、内視鏡の光源から放射される光に起因する測定誤差を抑制することができる。さらに、信号発信部を設ければ、圧力センサの信号が外部に無線送信されるので、シャフトの側面に導線等を配置する必要がないから、内視鏡の操作性を維持することができる。

(組織サイズ測定方法)

第 12 発明によれば、消化管を膨らませて、消化管腔等内が所定の圧力以上となった状態において、組織のサイズを測定する。すると、消化管が伸展した状態で圧力を測定できるので、組織のサイズを正確に測定することができる。しかも、消化管腔等内の圧力を測定しながら消化管腔等内に気体を供給するので、気体の供給量を正確に調整することができる。したがって、消化管を膨らませて組織のサイズを測定している間に、過送気に起因する問題が生じることを防ぐことができる。

第 13 発明によれば、内視鏡によって組織を観察しながら組織のサイズを測定できるので、組織のサイズを正確に測定することができる。しかも、内視鏡によって消化管腔等内に気体を供給でき、内視鏡の鉗子口を通して測定器具を消化管腔等内に挿入できるので、低侵襲で測定を実施することができる。

第 14 発明によれば、消化管腔等内が所定の圧力以上となった状態でマーキング間の距離を測定しておけば、組織を切除したあとでも、切除した組織を、消化管腔等内でサイズを測定した状態に再現することができる。

第 15 発明によれば、圧力センサによって消化管腔等内等の圧力を直接測定することができるので、測定の再現性を高めることができる。

第 16 発明によれば、消化管腔の内面が伸展した状態で組織のサイズを測定できるので、測定精度や測定の再現性を高めることができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図 1】第 1 実施形態の内視鏡フード 1 をシャフト S の先端に取り付けた状態の概略説明図であって、(A) は斜視図であり、(B) は側面図である。

【図 2】第 1 実施形態の内視鏡フード 1 をシャフト S の先端に取り付けた状態の概略説明図であって、(A) は平面図であり、(B) は正面図であり、(C) は (B) の C - C 線断面図である。

【図 3】圧力センサ 5 のセンサ部 20 の一例を示した図である。

【図 4】第 2 実施形態の内視鏡フード 1 をシャフト S の先端に取り付けた状態の概略説明図であって、(A) は斜視図であり、(B) は側面図である。

【図 5】第 2 実施形態の内視鏡フード 1 をシャフト S の先端に取り付けた状態の概略説明図であって、(A) は平面図であり、(B) は正面図であり、(C) は (B) の C - C 線断面図である。

【図 6】第 3 実施形態の内視鏡フード 1 をシャフト S の先端に取り付けた状態の概略説明図であって、(A) は斜視図であり、(B) は側面図である。

【図 7】第 4 実施形態の内視鏡フード 1 をシャフト S の先端に取り付けた状態の概略説明図であって、(A) は斜視図であり、(B) は側面図である。

【図 8】(A) は実施例の実験状況の写真であり、(B) は実施例の実験結果である。

【図 9】内視鏡先端から照射される光の単位面積あたりエネルギーを測定している状況の写真であり、(A) は通常時の測定状況の写真であり、(B) は最大光量時の測定状況の

10

20

30

40

50

写真である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

つぎに、本発明の実施形態を図面に基づき説明する。

本発明の内視鏡フードは、軟性内視鏡を使用した手術（例えば、経管腔的内視鏡手術（以下、NOTESという））や軟性内視鏡による検査において使用される器具であって、軟性内視鏡の先端が配置されている空間の圧力を測定できるようにしたことに特徴を有している。

【0018】

軟性内視鏡の先端が配置される空間とは、例えば、胃や大腸などの消化管腔等内や腹腔内などの空間である。以下では、消化管腔等内の空間と腹腔内の空間を合わせて、単に消化管腔等内の空間という。

【0019】

なお、本発明の内視鏡フードは、主として軟性内視鏡に取り付けて使用するが、硬性内視鏡（腹腔鏡）の先端に取り付けて使用することも可能である。

【0020】

（軟性内視鏡）

まず、本発明の内視鏡フードを説明する前に、本発明の内視鏡フードが取り付けられる軟性内視鏡の形状について簡単に説明する。

軟性内視鏡は、生体の消化管に挿入されるシャフトSと、このシャフトSを操作する図示しない操作部と、シャフトSの先端に光を供給する光源本体に接続する部位等を備えている。この軟性内視鏡のシャフトSの径は、5～15mm程度であり、一般的な軟性内視鏡では10mm程度である。

【0021】

軟性内視鏡のシャフトS（以下単にシャフトSという）には、その軸方向を貫通する貫通孔である鉗子口や、消化管腔等の内部に二酸化炭素ガスを供給したり消化管腔等内の空間から気体を排出したりするための吸引・送気ポート、およびシャフトSの先端前方を撮影するカメラが設けられている。

吸引・送気ポートは、シャフトSの基端において送排機器に連通されている。送排機器とは、切替弁などを介して、吸引・送気ポートを、二酸化炭素ガスを供給する送気機構と真空ポンプ等の気体を吸引する装置を備えた排気機構との間で切り替えて、いずれか一方に連通し得るようになっている機器である。

そして、内視鏡医が軟性内視鏡の操作部の吸引・送気ボタンを操作すると、吸引・送気ポートに送気機構と排気機構とを切り替えて接続できるようになっている。

【0022】

このため、内視鏡医が軟性内視鏡の左手の操作部の吸引・送気ボタンを操作して送気吸引を調整すれば、胃や大腸などの消化管腔等を適切に膨らませたり収縮させたりすることができる。すると、消化管腔等を適切に膨らませれば消化管腔等の内面がある程度伸びた状態となるので、消化管腔等の内面を観察しやすくなる。また、シャフトSが移動したり鉗子口を通して消化管腔等内に配置される鉗子等の器具を操作したりできる空間を消化管腔等内に形成することができるので、内視鏡による検査や手術などを行いやすくなる。

逆に、消化管腔等を適切に収縮させれば、軟性内視鏡と消化管腔等の内面との距離を調整できるし、ナイフなどによる消化管腔等の切除等を実施しやすくなることもできる。

【0023】

（内視鏡フード1について）

図1に示すように、本実施形態の内視鏡フード1は、シャフトSの先端に取り付けて使用するものであり、本体部2と、圧力センサ5と、この圧力センサ5と外部の測定機器とを電氣的に接続する導線10と、を備えている。

【0024】

まず、本体部2は、その基本構造が市販されている内視鏡用フードと実質的に同等の構

10

20

30

40

50

造を有している部材である。

具体的には、図 1 および図 2 に示すように、本体部 2 は、中空であってその両端が開口した略円筒状の部材である。この本体部 2 は、その一端（図 1 および図 2 では右端、以下基端という）からシャフト S の先端を挿入することによって、シャフト S の先端に固定できるような構造を有している。そして、本体部 2 の基端をシャフト S の先端に固定した状態において、シャフト S の先端のカメラによって本体部 2 の先端開口から外部を撮影することができるよう、本体部 2 は形成されている。

なお、本体部 2 の素材も、市販されている内視鏡用フードと同等の素材を使用することができる。例えば、ポリ塩化ビニルや、シリコンゴムなどのゴム材を、本体部 2 の素材として使用することができる。

#### 【0025】

図 2 に示すように、本体部 2 の内面には、圧力センサ 5 が取り付けられている。圧力センサ 5 は、本体部 2 をシャフト S 先端に取り付けたときに、シャフト S と干渉しない位置であって、ある程度内視鏡の先端から内方に入った位置に配置されている（図 2（C））。例えば、具体的には、本体部 2 の先端から 1 ～ 2 mm、かつ、本体部 2 をシャフト S 先端に取り付けた状態においてシャフト S 先端面から 1 ～ 2 mm 程度となるように取り付けられている。

#### 【0026】

しかも、本体部 2 の内面には、内面から凹んだ収容凹み 2 s が形成されており、圧力センサ 5 は、この収容凹み 2 s 内に収容されている。

#### 【0027】

また、圧力センサ 5 には、導線 10 の一端が接続されている。この導線 10 は、外部の制御機器等に圧力センサ 5 を電氣的に接続するものである。導線 10 が接続される外部の制御機器は、例えば、圧力センサ 5 に対して電力を供給する電源機能と、圧力センサ 5 から送信される電気信号を受信してこの電気信号に基づいて圧力を算出する圧力検出機能とを有する機器等である。

#### 【0028】

この導線 10 は、圧力センサ 5 を外部の制御機器に電氣的に接続できるものであれば、とくに限定されない。しかし、導線 10 は、シャフト S に沿うように取り付けられて制御機器に接続される。シャフト S は、その本体を曲げて先端の位置を調整するため、導線 10 は、シャフト S の曲げ等の動きの邪魔にならない程度の柔軟性を有することが必要である。

また、導線 10 が太い場合、導線 10 を取り付けた状態のシャフト S の外径が大きくなってしまい、消化管腔等に挿入しにくくなるなど、取り扱い性が悪化する。したがって、導線 10 の外径は、0.02 ～ 0.2 mm 程度が好ましく、0.02 ～ 0.05 mm がより好ましい。

#### 【0029】

かかる外径と柔軟性とを有する導線 10 としては、例えば、エナメル線を採用することができる。エナメル線であれば、外径が 0.02 ～ 0.2 mm 程度とすることができ、しかも、シャフト S の曲げに追従できる程度の柔軟性を有している。つまり、エナメル線を導線 10 として使用すれば、導線 10 の線径を非常に細くでき、導線 10 の存在によるシャフト S の操作性の低下が生じることも防止することができる。

#### 【0030】

以上のように、本実施形態の内視鏡フード 1 であれば、シャフト S の先端に本体部 2 を取り付けて、シャフト S を消化管腔等の内部に挿入すれば、シャフト S とともに本体部 2 を挿入できる。すると、本体部 2 の内面に設けられている圧力センサ 5 も、消化管腔等の内部に配置することができるので、圧力センサ 5 によって消化管腔等内等の圧力を直接測定することができる。

#### 【0031】

したがって、圧力センサ 5 が測定した消化管腔等内等の圧力に基づいて、消化管腔等内

10

20

30

40

50

に供給する二酸化炭素ガスの量を調整するようにしておけば、過送気の状態となることを防ぐことができる。

【 0 0 3 2 】

例えば、上述した圧力センサ 5 と電氣的に接続される制御機器に、圧力センサ 5 が測定した消化管腔等内等の圧力を表示するインジケータを設けておく。すると、そのインジケータを確認することで、内視鏡医が消化管腔等の内部の圧力を把握でき、消化管腔等の内部の圧力を適切に調整することができる。

【 0 0 3 3 】

また、所定の圧力を検出すると、制御機器がブザー等の警告音を発するようにしておけば、内視鏡医が検査や手術に集中しインジケータを確認することを忘れていても、過送気となったことを気づかせることができる。

10

【 0 0 3 4 】

さらに、制御機器からの圧力信号に基づいて送排機器が自動で送気排気を行うようにしておけば、消化管腔等内の圧力をある程度の範囲に維持でき、過送気の状態となることを防ぐことができる。すると、内視鏡医は、過送気の状態となることを気にしなくて良くなるので、検査や手術に集中することができる。

【 0 0 3 5 】

また、上記のように、圧力センサ 5 を本体部 2 の内面に設けているので、消化管腔等の内面に圧力センサ 5 が接触することを防ぐことができる。すると、消化管腔等との接触による圧力の誤検出が生じることを防止することができる。

20

【 0 0 3 6 】

しかも、本実施形態の内視鏡フード 1 をつけたシャフト S を消化管腔等内等に挿入する際に、本体部 2 の表面は、通常のフードと同じ状態とすることができるので、圧力センサ 5 を設けたことによって、シャフト S の挿入などの操作が行いにくくなるなどの問題が生じることも防ぐことができる。

【 0 0 3 7 】

ここで、圧力センサ 5 と外部の制御機器を接続する導線 1 0 の取り回しをどのようにするかが問題となるが、本体部 2 からシャフト S の外面との境界において、導線 1 0 を配線する方法はとくに限定されない。

【 0 0 3 8 】

30

しかし、本体部 2 の基端において、導線 1 0 の軸方向がシャフト S の先端の軸方向とほぼ平行となるように配置すれば、シャフト S を移動させたり曲げたりしても導線 1 0 に加わる力を極力小さくすることができる。すると、シャフト S を操作しているときに、導線 1 0 が断線する可能性を低くすることができる。

【 0 0 3 9 】

また、導線 1 0 はシャフト S の外面に這わせて配線する必要があるが、圧力センサ 5 が本体部 2 の内面に設けられているので、導線 1 0 は、本体部 2 の内面から外部に出した後でシャフト S の外面に配置しなければならない。つまり、導線 1 0 はシャフト S の外面に這わせるためには、導線 1 0 を本体部 2 の内面から外部に出さなければならないが、その方法はとくに限定されない。

40

【 0 0 4 0 】

例えば、図 4 ~ 図 6 に示すように、外面と連通する貫通孔 2 t を形成して、その貫通孔 2 t を挿通して本体部 2 外に出した後、本体部 2 の外面に沿わせて、その後シャフト S の外面に這わせるように配置してもよい。

【 0 0 4 1 】

また、図 2 に示すように、本体部 2 の内面に、収容凹み 2 s から本体部 2 の基端まで連続する導線収容溝 2 g を形成してもよい。この場合、導線 1 0 を導線収容溝 2 g 中に収容しておけば、導線 1 0 が本体部 2 内の空間や、本体部 2 の表面に露出しない。すると、導線 1 0 が消化管腔等の内面や鉗子と接触して損傷したり、治療等の邪魔になったりすることを防ぐことができる。

50

## 【 0 0 4 2 】

とくに、図 2 に示すように、導線収容溝 2 g の軸方向が本体部 2 の軸方向を平行となるように設けておくことが好ましい。すると、導線収容溝 2 g に導線 1 0 を収容しておけば、本体部 2 の基端をシャフト S の先端に取り付けるだけで、本体部 2 の基端において、導線 1 0 の軸方向をシャフト S の先端の軸方向とほぼ平行とすることができる。

## 【 0 0 4 3 】

( 信号発信部 6 )

また、上記例では、導線によって圧力センサ 2 の信号を外部に伝達する場合を説明したが、信号発信部 6 を設けて、圧力センサ 2 の信号を無線で送信できるようにしてもよい。この場合には、シャフト S の側面に導線を配線する必要がないので、通常使用されているフードを使用する場合と同じ作業で、本実施形態の内視鏡フード 1 をシャフト S の先端に着脱することができる。つまり、本実施形態の内視鏡フード 1 の着脱作業を迅速かつ簡単に行えるようになる。しかも、シャフト S の側面に導線がないので、本実施形態の内視鏡フード 1 を取り付けても、従来のフードを取り付けた場合と同等の操作性を維持することができる。

## 【 0 0 4 4 】

例えば、図 7 に示すように、本体部 2 に取り付けした圧力センサ 5 と配線などによって接続された信号発信部 6 を本体部 2 に設ける。つまり、圧力センサ 5 と同様に、本体部 2 の内面や本体部 2 に埋め込んだりして、信号発信部 6 を本体部 2 に設ける。そして、信号発信部 6 からの信号を受信する受信機能を制御機器に設ける。すると、信号発信部 6 から発信される信号（つまり、圧力センサ 5 の測定結果）に基づいて、制御機器が、消化管腔等内等の圧力を常時表示するインジケータを動作させたり、消化管腔等内等が所定の圧力になるように自動で送排機器に送気や吸引をさせたりすることも可能となる。

## 【 0 0 4 5 】

もちろん、信号発信部 6 は、圧力センサ 5 と同じ基板上に設けてもよく、この場合には、圧力センサ 5 と信号発信部 6 を含めた装置をより小型化できる。

とくに、信号発信部 6 とともに、圧力センサ 5 と同じ基板上にまたはその周囲に、太陽電池などの光発電機器を設けてもよい。後述するように、フード 1 の内面などに内視鏡のライトからの光が照射されるので、その光によって発電する光発電機器を設けておけば、信号発信部 6 などに対して電力を太陽電池から供給できる。すると、信号発信部 6 を設けても、バッテリーを搭載しなくてよくなる、または、バッテリーをより小型化できる。すると、信号発信部 6 を設けても、本体部 2 を小型化できるという利点を得られる。

## 【 0 0 4 6 】

また、信号発信部 6 の構造や信号送信する方法はとくに限定されない。例えば、公知の超小型無線モジュールや、カプセル内視鏡で採用されている無線装置等を信号発信部 6 として使用することができる。

## 【 0 0 4 7 】

( 圧力センサ 5 について )

圧力センサ 5 において、圧力を検出するセンサ部 2 0 の構造や機構はとくに限定されないが、センサ部 2 0 が MEMS センサによって形成されていることが好ましい。

## 【 0 0 4 8 】

M E M S は、Micro Electro Mechanical Systems の略であり、機械部品と電子回路を集積したマイクロレベルの構造を持つ微小電気機械素子およびその創製技術のことである。

M E M S センサとは、この M E M S 技術（微小電気機械素子を創製する技術）によって形成されたセンサのことであるが、同等の大きさと、必要な圧力感度等を実現するものであれば、その製法や材料については既存の技術に限定されない。

本明細書において、「圧力センサ 5 のセンサ部が M E M S センサによって形成されている」とは、圧力センサ 5 のセンサ部 2 0 が M E M S 技術によって圧力を測定できる構造に形成されたものであることを意味している。

## 【 0 0 4 9 】

センサ部 20 の構造、つまり、圧力を測定できるように MEMS 技術によって形成された構造は、種々の構造を採用することができる。例えば、以下のごとき構造を採用することができる。

【0050】

図 3 に示すように、圧力センサ 5 のセンサ部 20 は、筒状の孔 21 h を有する測定部 21 を備えている。この測定部 21 の孔 21 h 内には、孔 21 h を分割する膜状部 22 を有している。つまり、測定部 21 の孔 21 h は、膜状部 22 によって、測定部 21 の表面側から凹んだ測定孔 21 a と、測定部 21 の裏面側から凹んだ基準孔 21 b に分割されているのである。

【0051】

図 3 に示すように、測定部 21 の表面側の開口は開放されており、測定孔 21 a はこの開口を通して外部（図 3 では本体部 2 の内部空間）と連通されている。

一方、測定部 21 の裏面には、例えばガラス製の板であるベース板 23 が設けられており、このベース板 23 によって測定部 21 の裏面側の開口は塞がれている。つまり、ベース板 23 によって、基準孔 21 b は気密に密閉された空間となっているのである。なお、ベース板 23 によって密閉された状態における基準孔 21 b の内部の圧力についてとくに制限はないが、通常は大気圧の状態となる。

【0052】

そして、膜状部 22 は、測定孔 21 a 内の気圧と基準孔 21 b 内の気圧との間に気圧差（以下、単に気圧差という）が生じると、変形して歪む程度の強度（厚さ）に形成されている。つまり、膜状部 22 は、ダイアフラムとして機能するように形成されている。

【0053】

例えば、膜状部 22 をシリコンによって形成した場合において、膜状部 22 の厚さを数  $\mu\text{m}$  ~ 数十  $\mu\text{m}$  程度、面積を  $0.785\text{ mm}^2$  程度（つまり孔 21 h の内径を  $0.5\text{ mm}$  程度）とする。この場合には、気圧差が  $13\text{ Pa}$ （約  $0.1\text{ mmHg}$ ）程度以上となれば、膜状部 22 を撓ませることができ、 $13 \sim 13\text{ kPa}$ （ $100\text{ mmHg}$ ）程度の気圧差を測定することができる。

【0054】

また、膜状部 22 には、歪検出素子が設けられている。この歪検出素子は、ピエゾ抵抗素子等のように半導体材料によって形成された素子であり、膜状部 22 の撓みを検出することができるものである。例えば、ピエゾ抵抗素子は膜状部 22 の撓みに起因して電気抵抗が変化するので、その電気抵抗の変化を電圧変化として検出すれば、この電圧変化に基づいて膜状部 22 の撓みを算出することができる。

【0055】

この歪検出素子は、本実施形態の内視鏡フード 1 の導線 10 に接続されている。そして、導線 10 を通して、歪検出素子の電気抵抗の変化を検出する機器（上述した測定機器）と接続されている。

【0056】

圧力センサ 5 が以上のごとき構成であるので、圧力センサ 5 を備えた本実施形態の内視鏡フード 1 を胃内に入れれば、胃内の圧力をセンサ部 20 によって測定することができる。つまり、胃内の圧力が大気圧からずれていれば、気圧差によって膜状部 22 に撓みが生じる。すると、膜状部 22 に撓み量に応じて歪検出素子の電気抵抗が変化するので、この電気抵抗の変化に基づいて、測定機器が胃内の圧力を算出することができるのである。

【0057】

（センサ部 20 の製造方法）

MEMS 技術によって圧力センサ 5 のセンサ部 20 を製造する場合、種々の方法を採用することができるが、例えば、以下のようにして製造することができる。

【0058】

まず、半導体シリコンに歪みゲージとなる不純物を拡散し、配線となる金属薄膜などのパターンを形成してセンサ回路となる歪みゲージ回路を形成する。

10

20

30

40

50

ついで、圧力に応答するダイアフラムとなる部分を形成するために、半導体シリコンの一部を選択的に薄化する。

その後、基準となる圧力を設定するための気密室を設け、基準圧力（例えば大気圧等）で封止すれば、圧力センサ５のセンサ部２０を形成することができる。

【００５９】

なお、上記例では、基準孔２１ｂがベース板２３によって密閉される場合を説明したが、基準孔２１ｂ内を外部から気密に密封することができるのであれば、ベース板２３は必ずしも設けなくてもよい。例えば、測定部２１の裏面側の開口を本体部２の内面に密着させて基準孔２１ｂを気密に密閉してもよい。

【００６０】

また、膜状部２２の厚さや面積は、上述した厚さや面積に限定されない。膜状部２２の素材や圧力センサ５によって圧力を測定する範囲に合わせて適宜設定すればよい。もちろん、膜状部２２の素材もシリコンに限定されず、種々の素材を採用することができる。

【００６１】

上述したように、膜状部２２の表面には、膜状部２２の撓みを検出する歪検出素子を形成するが、かかる歪検出素子を形成する方法はとくに限定されない。公知の微細加工技術を使用すれば、膜状部２２の表面に歪検出素子を形成することができる。

【００６２】

上述したように、本実施形態の内視鏡フード１が導線１０を有する場合には、歪検出素子は導線１０に接続されるが、本実施形態の内視鏡フード１が信号発信部６を有している場合には、信号発信部６を備えた回路等に接続される。具体的には、歪検出素子は電源と制御部を備えた回路等に接続され、この回路等によって歪検出素子の抵抗の変化を電圧変化として回路が検出するように構成される。かかる構成の場合には、検出された電圧変化に関する情報（測定情報）は信号発信部６によって外部に送信されるが、電圧変化の検出、測定情報の形成および信号発信部６による外部への測定情報の送信は、回路の制御部によって制御される。

【００６３】

なお、センサ部２０の構造は、上記の構造に限定されないのはいうまでもなく、気体の圧力を測定できるのであれば、どのような構造も採用することが可能である。上述した例では、筒状の孔２１ｈが測定孔２１ａを有する構造としているが、膜圧力センサ５のセンサ部２０における筒状の孔２１ｈは、測定孔２１ａを有しない形状としてもよい。つまり、膜状部２２の表面が露出した状態としてもよい。しかし、測定孔２１ａを有する構造とすれば、測定孔２１ａを形成する壁面が膜状部２２を保護する部材として機能するので、膜状部２２が胃内の組織などと接触して損傷する可能性を低くすることができる。

【００６４】

なお、上述した例では、センサによる圧力検出方式として歪みゲージ回路を用いる場合を説明しているが、センサによる圧力検出方式は歪みゲージ回路を用いる方法に限定されない。例えば、ダイアフラムと対向して微小空隙をもつ固定電極を形成し、ダイアフラム上に形成する可動電極との間の静電容量変化をよみとる静電容量型圧力センサ方式とすることもできる。

【００６５】

（光反射層）

ところで、内視鏡では、胃内を撮像するための明るさを確保するために、シャフトＳの端面に光源からの光を照射するライトを備えている。このライトからの光が、圧力センサ５に照射されると、その光のエネルギーによって圧力センサ５の各部（とくに、センサ部２０の膜状部２２やその周辺の固定部分）の温度が上昇する可能性がある。圧力センサ５の各部の温度が上昇すると、同じ差圧差でも発信される信号が変化して、測定誤差が生じる可能性がある。

【００６６】

かかるライトからの光に起因する測定誤差の発生を防ぐ上では、圧力センサ５の表面に

10

20

30

40

50

は光反射層 25 を形成することが好ましい（図 3 参照）。かかる光反射層 25 を設ければ、ライトからの光は光反射層 25 で反射され、圧力センサ 5 のセンサ部 20 などが光のエネルギーを吸収しない。すると、圧力センサ 5 の各部の温度上昇を防止することができるので、温度上昇に起因する測定誤差の発生が発生したり半導体の光電効果で誤差電流が生じたりすることを抑制することができる。

【0067】

かかる光反射層 25 を形成する素材はとくに限定されないが、例えば、クロムなどを使用することができる。また、光反射層 25 を形成する方法もとくに限定されない。例えば、MEMS 技術を利用して圧力センサ 5 のセンサ部 20 を製造する際に光反射層 25 も形成するようにしてもよいし、製造された圧力センサ 5 に、あとから金属蒸着などの方法でクロム等をコーティングして光反射層 25 も形成してもよい。

10

【0068】

（センサ部 20 のサイズ）

センサ部 20 を MEMS センサによって形成した場合、圧力センサ 5 の全体の大きさを縦 0.5 ~ 1.5 mm 程度、横 0.8 ~ 2.0 mm 程度に形成することも可能である。かかるサイズであれば、本体部 2 の直径や本体部 2 の軸方向の長さ比べて、圧力センサ 5 が十分に小さくなる。すると、本体部 2 の外面等を消化管腔等の内面と接触させたときに、市販のフードと同程度の柔軟性で変形させることも可能となる。

【0069】

また、センサ部 20 が MEMS センサによって形成されている圧力センサ 5 の場合には、その基板を含めた全体の厚さを 0.2 ~ 1.0 mm 程度、好ましくは 0.2 ~ 0.5 mm 程度とすることができる。すると、本体部 2 の内面に上述したような収容凹み 2s を設けずに、本体部 2 の内面に直接圧力センサ 5 を取り付けただけの場合でも、本体部 2 の内面からの突出量はせいぜい 0.5 mm 程度に押さえられる。すると、圧力センサ 5 を設けても、内視鏡の視野が狭くなることを防ぐことができる。

20

【0070】

一方、0.2 ~ 0.5 mm 程度の厚さの圧力センサ 5 の場合、収容凹み 2s の深さを圧力センサ 5 の厚さと同じ深さとすれば、本体部 2 の内面からの突出量が殆どない状態とすることができる。例えば、本体部 2 の厚さが 0.5 ~ 1.5 mm 程度であっても、本体部 2 の内面からの突出量が殆どない状態とすることができる。

30

【0071】

（圧力センサ 5 の取り付け位置）

さらに、MEMS センサの場合、圧力を検出する部分に直接力が加わらなければ、圧力を検出しない。例えば、MEMS センサの圧力を検出する部分が本体部 2 の中空な空間 2h 側に向いた状態となるように、圧力センサ 5 を配置する。この場合、本体部 2 の外面等が消化管腔等の内面と接触して、本体部 2 に曲げや押圧する力が加わっても、その曲げや押圧する力は検出する圧力にほとんど影響しない。内視鏡のフードは、通常、消化管腔等の内面に沿って移動させたり消化管腔等の内面に押し当てたりされるのであるが、かかる状態となっても、センサ部 20 に MEMS センサを採用した圧力センサ 5 を使用し、かつ圧力センサ 5 を本体部 2 の内面に取り付けただけの場合には、本体部 2 の空間の圧力、つまり、消化管腔等の内部の圧力を精度よく測定することができる。

40

【0072】

また、圧力センサ 5 を本体部 2 の内面に取り付けただけの場合には、上述したような利点があるが、圧力センサ 5 を本体部 2 の外面に取り付けてもよい。この場合、圧力センサ 5 が消化管腔等の内面と接触する場合があります。その状態では圧力を測定できない可能性はあるものの、圧力センサ 5 のセンサ部 20 にライトの光が直接当たらないので、光エネルギーの影響による測定誤差は生じにくくなる。もちろん、圧力センサ 5 を本体部 2 の内面と外面の両方に付けてもよいし、圧力センサ 5 を本体部 2 の先端に付けてもよい。

【0073】

さらに、圧力センサ 5 を本体部 2 に取り付ける数もとくに限定されない。例えば、複数

50

の圧力センサ 5 を、本体部 2 の外面や内面の周方向に沿って並べて設けてもよい。この場合、一部の圧力センサ 5 が消化管腔等内等の内面や組織に接触したり血液や胃液が孔 2 1 h に入って圧力を測定できなくなったりしても、他の圧力センサ 5 によって圧力測定を継続することができる。

【 0 0 7 4 】

そして、複数の圧力センサ 5 を設けた場合には、各圧力センサ 5 の測定値を利用して、各圧力センサ 5 の感度差などを調整することができるので、消化管腔等内の圧力を測定した測定値の精度を高めることができる。また、一つの圧力センサ 5 が粘液や異物に完全に覆われてセンサ感度が低下した場合にセンサ動作の異常を検知することが可能となる。このため、常時相互のセンサ出力を比較し合うことでより信頼性の高い圧力計測を実施することができる。

10

【 0 0 7 5 】

( 圧力センサ 5 の素材 )

消化管腔等内では胃酸などが存在しているので、圧力センサ 5 は、胃酸などによって損傷しないように形成する必要がある。例えば、耐酸性を有する素材で圧力センサ 5 全体を形成する。すると、圧力センサ 5 に胃酸などが接触しても、圧力センサ 5 の損傷を防ぐことができるので、圧力の測定精度の低下や測定不能になるなどの不具合が生じることを防ぐことができる。

【 0 0 7 6 】

例えば、上述した圧力センサ 5 におけるセンサ部 2 0 の場合、その素材として、シリコン、酸化シリコン、耐酸性ガラス等々を使用し、光反射層 2 5 も耐酸性を有する素材によって形成すれば、胃酸などが接触しても、センサ部 2 0 が損傷することを防ぐことができる。例えば、S O I ( Silicon On Insulator ) 基板を使用してセンサ部 2 0 を形成し、センサ部 2 0 の表面に耐酸性を有するクロムの層を形成して光反射層 2 5 とすれば、圧力センサ 5 の全体を耐酸性を有するものとすることができる。

20

【 0 0 7 7 】

また、圧力センサ 5 の一部または全体が胃酸等によって損傷する素材で形成されている場合には、胃酸等によって損傷する素材によって形成されている部分または圧力センサ 5 の全体を、耐酸性を有する素材によってコーティングしたり被覆したりしてもよい。例えば、人体に害のないシリコン等を使用してダイアフラム部分以外を胃酸から保護する構造にするなどの処置を圧力センサ 5 の全体に施せばよい。また、胃酸の主な成分である塩酸は半導体シリコンやクロムを短時間で溶解することがないため、ダイアフラムを半導体シリコンで形成しクロムコートをしておけば、可動のダイアフラム部分が露出していても、胃酸による損傷からはダイアフラムを問題無く保護することができる。

30

【 0 0 7 8 】

( カバー 2 c )

また、圧力センサ 5 を胃酸等から保護するのであれば、カバー 2 c を設けてもよい。

例えば、図 2 に示すように、本体部 2 の内面に、収容凹み 2 s に収容された圧力センサ 5 を覆うように、柔軟な樹脂等のカバー 2 c を設ける。この場合、カバー 2 c によって圧力センサ 5 が胃酸などと接触することを防止できるので、胃酸などによる圧力センサ 5 の損傷を防止できる。

40

【 0 0 7 9 】

かかるカバー 2 c を設ける場合には、カバー 2 c の表面から本体部 2 の内面までの距離、つまり、本体部 2 の内面からの突出量が 0 ~ 0 . 2 mm 程度となるように設けられていることが望ましい。この程度の突出量であれば、本体部 2 をシャフト S の先端に取り付けても、視野を広く維持できるし、カバー 2 c が鉗子などと干渉することを防ぐことができる。

【 0 0 8 0 】

もちろん、本体部 2 の外面に圧力センサ 5 を設ける場合でも、圧力センサ 5 を覆うようにカバー 2 c を設けてもよい。この場合も、胃酸などによる圧力センサ 5 の損傷を防止で

50

きる。

【0081】

なお、カバー2cを設ける場合には、カバー2cの素材として、耐酸性などに加えて、圧力センサ5への圧力印加を妨げない程度の柔軟性を有するものを使用する必要がある。つまり、カバー2cがない状態で圧力センサ5に加わる圧力を、カバー2cに起因する減少が少ない状況で、圧力センサ5に印加できる程度の柔軟性が必要である。

【0082】

(内視鏡)

上述したように、圧力センサ5は、本実施形態の内視鏡フード1に取り付けてもよいが、内視鏡のシャフトSに直接取り付けでもよい。この場合、圧力センサ5を内視鏡のシャフトS内に配線された導線などと接続すれば、この導線を通して、圧力センサ5に電力供給したり圧力センサ5が検出した信号を外部に伝達したりすることができる。そして、圧力センサ5に導線10を設ける必要がなくなり、内視鏡のシャフトSの表面に導線等を配置する必要がなくなる。すると、圧力センサ5をシャフトSに設けても、圧力センサ5を設けていない場合と同様の操作性を維持することができる。そして、上述した信号発信部6を備えた圧力センサ5を使用すれば、既存の内視鏡のシャフトSに後から圧力センサ5を取り付けても、導線10等をシャフトSに取り付けなくてもよいので、好ましい。もちろん、既存の内視鏡のシャフトSに後から取り付ける圧力センサとして、導線10を有する圧力センサ5を使用してもよい。この場合でも、上述したような柔軟性のある細い導線10を使用し、この導線10をシャフトSに沿って配置すれば、圧力センサ5を設けていない場合と同様の操作性を維持することができる。

10

20

【0083】

また、圧力センサ5を内視鏡のシャフトSに取り付ける位置や数はとくに限定されない。例えば、内視鏡のシャフトSの端面や側面に圧力センサ5を設けてもよい。

【0084】

また、内視鏡のシャフトSの側面に圧力センサ5を設ける場合には、シャフトSの軸方向や周方向に沿って圧力センサ5を並べて設けてもよい。シャフトSの軸方向に沿って圧力センサ5を設ければ、消化管腔等内等の位置による圧力の差を確認することができる。また、シャフトSの周方向に沿って圧力センサ5を設ければ、一部の圧力センサ5が消化管腔等内等の内面に接触して圧力を測定できない場合でも、他の圧力センサ5によって圧力測定を継続することができる。

30

【0085】

そして、複数の圧力センサ5を設けた場合には、各圧力センサ5の測定値を利用して、各圧力センサ5の感度差などを調整することができるので、測定される圧力値の精度を高めることができる。また、一つの圧力センサ5が粘液や異物に完全に覆われてセンサ感度が低下した場合にセンサ動作の異常を検知することが可能となる。このため、常時相互のセンサ出力を比較し合うことでより信頼性の高い圧力計測を実施することができる。

【0086】

(組織サイズ測定方法)

上述したように、圧力センサ5を備えた本実施形態の内視鏡フード1や内視鏡を使用すると、以下のような消化管腔等内等の内面の組織(例えば腫瘍など)のサイズを正確に測定することが可能となる。

40

【0087】

消化管腔等内等の内面の組織の診断においては、その組織の外観などに加えて、その組織のサイズ(幅や長さなど)が組織の状態を診断する重要な要素となっている。

【0088】

現在、消化管腔等内等の内面における組織のサイズは、メジャー鉗子や紙メジャーなどを使用して測定されている。メジャー鉗子は、その先端部に物差しのような各種寸法の目盛りを示す印が刻印また印刷されたものである。このため、メジャー鉗子の先端部を組織に当てたり組織の近傍に配置したりすれば、内視鏡のカメラを通して、組織のサイズを測

50

定することができる。紙メジャーはその表面に各種寸法の目盛りが印刷されたものであり、組織の近傍に貼り付ければ、内視鏡のカメラを通して、組織のサイズを測定することができる。

【0089】

しかし、消化管腔等内等は、伸縮可能であり多数のひだを有している場合もある。すると、メジャー鉗子等によって組織のサイズを測定しても、消化管腔等内等の伸展状況や消化管腔等内等の内面のひだの状態によって組織のサイズは変わってしまう。例えば、消化管腔等内等に対して、伸展するような張力を加えている場合とかかる張力を加えていない場合では、測定される組織のサイズは変わってしまうのは当然であるが、消化管腔等内等に加える張力の大きさが異なっても、測定される組織のサイズは変化してしまう。これは、測定する度に組織のサイズは変わってしまう可能性があることを意味している。

10

【0090】

消化管腔等内等が伸展するように張力を加えかつその張力を同じ大きさにして組織のサイズを測定できれば、ほぼ毎回同じ条件で組織のサイズを測定できる可能性があると考えられる。消化管腔等内等が伸展するように張力を加えるだけであれば、内視鏡等から二酸化炭素ガスを消化管腔等内等に供給することで実現できる。そして、消化管腔等内等に加わっている張力は消化管腔等内等の内部の気圧と関連するので、もし、消化管腔等内等の内部の気圧を測定できれば、消化管腔等内等に加わっている張力を同じ条件として、組織のサイズを測定できると考える。言い換えれば、消化管腔等内等の内部の気圧を測定できれば、ほぼ毎回同じ条件で組織のサイズを測定できると考える。

20

【0091】

しかし、これまでは、消化管腔等内等の内部の気圧を直接測定することができなかったので、二酸化炭素ガスを供給して消化管腔等内等を膨らませたときにおける消化管腔等内等の内部の気圧に基づいて、測定条件を同じ条件にすることは全く想定されていなかった。それどころか、消化管腔等内等の内部の気圧に起因して測定条件が変化することすら全く意識されておらず、当然のごとく、この測定条件の変化によって測定される組織のサイズが変化してしまうことは全く考慮されていなかった。

【0092】

本発明者らは、消化管腔等内等の内部の気圧に起因する測定条件の変化によって測定される組織のサイズが変化してしまうことについて初めて想到した。そして、本実施形態の内視鏡フード1や内視鏡によって消化管腔等内等の内部の気圧を測定できるようになったので、本発明の組織サイズ測定方法を完成することができたのである。

30

【0093】

以下、本発明の組織サイズ測定方法を説明する。

なお、以下では、本実施形態の内視鏡フード1をシャフトSの先端に取り付けて、胃内面の組織のサイズを測定する場合を代表として説明する。

【0094】

まず、胃壁内面に紙メジャーなどの伸展状況確認具を取り付けて、胃壁の伸展状況を確認できるようにする。ついで、本実施形態の内視鏡フード1を取り付けた内視鏡のシャフトSを胃内に挿入する。

40

【0095】

そして、胃内にシャフトSの先端が配置されると、送気ポートから二酸化炭素ガスを胃内に供給する。すると、萎縮していた胃が膨らみ、内視鏡フード1の圧力センサ5によって測定される胃内の圧力値（以下、胃内圧力測定値という）も上昇する。

【0096】

胃が膨らんでからも二酸化炭素ガスの供給を継続すると、胃に加わる圧力が大きくなり、胃には、胃壁を伸展するように張力が加わるようになる。そして、胃壁を伸展するように張力が増加するとともに、胃内圧力測定値も増加する。このとき、伸展状況確認具に基づいて胃壁の伸展状況も同時に記録する。具体的には、伸展状況確認具の所定の位置（例えば紙メジャーであれば端部間）の直線距離をメジャー鉗子などによって測定して、この

50

測定値（距離測定値）を胃内圧力測定値とともに記録する。

【0097】

さらに二酸化炭素ガスの供給を継続すると、やがて、胃壁が伸展できなくなる。この胃壁が伸展できなくなった状況を伸展状況確認具によって確認すると、そのときの胃内圧力測定値を、限界圧力値として距離測定値とともに記録する。そして、限界圧力値を記録すると、一旦、胃内からガスを吸引して胃を萎縮した状態とする。

【0098】

そして、シャフトSの先端を胃内に配置して送気を開始してから限界圧力値までの胃内圧力測定値と距離測定値との関係を示す変動グラフを作成する。例えば、横軸を圧力測定値、縦軸を距離測定値とした変動グラフ（伸長曲線）を作成する。そして、この伸長曲線の変曲点の圧力（変曲点圧力）を求め、求められた変曲点圧力よりも少し高い圧力を測定基準圧力とする。

10

【0099】

なお、測定基準圧力は、変曲点圧力よりも高い圧力であればよいが、伸長曲線において、伸長曲線がほぼ横ばい（つまり圧力を上げて胃壁が進展しない状態）となる圧力を測定基準圧力とすることが好ましい。なぜなら、かかる状態になれば、胃壁が伸びない状態で伸展されていると考えられ、サイズ測定の誤差が生じないと考えられるからである。

【0100】

測定基準圧力を決定すると、再び二酸化炭素ガスを胃内に供給し、胃内圧力測定値が測定基準圧力となると二酸化炭素ガスの供給を停止する。

20

【0101】

この状態で内視鏡の鉗子口からメジャー鉗子を入れれば、一杯まで伸展した状態（たるみやしわがない状態）となった組織（つまり胃壁）を測定することができる。

そして、胃内圧力測定値が測定基準圧力となるようにすれば、胃壁の状態はほぼ毎回同じ状態となるので、ほぼ毎回同じ状態で組織を測定することができる。つまり、組織の測定の再現性を高くすることができる。すると、組織のサイズの時系列変化を観察する場合に、組織のサイズの変化等を適切に把握することができるので、組織の診断を正確に行うことができる。

【0102】

（マーキング）

30

ここで、胃内面の組織のサイズを測定する際に、胃内面に複数箇所マーキングを行い、マーキングした箇所間の距離を測定することが望ましい。かかるマーキングを行っておけば、組織を切除して胃壁から除去した場合に、胃内のサイズを測定した状態と同じ状態を体外で再現することができる。つまり、切除した組織において、マーキングした箇所間の距離を、胃内で測定したマーキングした箇所間の距離と一致するようにすれば、胃内で組織のサイズを測定した状態と同じ張力を組織に加えることができる。すると、切除した組織でも（言い換えれば、体外でも）、組織のサイズを測定したときにおける胃内の状態と同じ状態に再現することができるのである。

【0103】

例えば、胃内での普遍的・客観的腫瘍径（つまり胃壁が伸展している状態での腫瘍径）を測定し、その写真をそのまま病理標本に張り付ける。そして、マーキングした箇所を頼りに、その写真どうりに摘出標本を張り付ければ、胃内の状態と同じ状態を再現できる。そして、胃内の状態と同じ状態を再現できれば、生体内の腫瘍径や腫瘍形態と全く同様の状態で病理評価が可能となる。かかる、病理結果は、患者の治療方針や生命予後に左右するために非常に重要な点である。

40

【0104】

なお、組織等へのマーキングは、胃壁等が伸展した状態で行ってもよいし、胃壁等が萎縮している状態で行ってもよい。

【0105】

（内視鏡以外の方法）

50

なお、本発明の組織サイズ測定方法は、消化管腔等内の圧力を測定しながら消化管腔等の内部に気体を供給して消化管を膨らませることができる場合であれば、採用することができる。

【0106】

例えば、消化管腔等の内部に気体を供給する専用のポートを設けたり、消化管腔等の内部の圧力を測定するための専用のポートを設けたりした上で、本発明の組織サイズ測定方法によって組織のサイズ測定を実施してもよい。つまり、本実施形態の内視鏡フード1や内視鏡を使用しなくても、本発明の組織サイズ測定方法によって組織のサイズ測定を実施することができる。

【0107】

しかし、本実施形態の内視鏡フード1や内視鏡を使用して本発明の組織サイズ測定方法を実施すれば、内視鏡によって消化管腔等内に気体を供給でき、内視鏡の鉗子口を通してメジャー鉗子を消化管腔等内に挿入できる。つまり、生体の表面などに傷をつけること無いので、低侵襲で測定を実施することができる。

【実施例1】

【0108】

本発明の内視鏡フードによって、胃内の圧力測定が実施できることを確認した。

【0109】

実験では、圧力センサを取り付けた内視鏡フードを内視鏡のシャフトの先端に取り付け、この内視鏡のシャフトの先端をビーグル犬の胃内に挿入した。そして、内視鏡によって送気吸引を実施した状態で、圧力センサによって胃内の圧力変動を測定した。

【0110】

内視鏡フードの測定値と比較するために、圧力計（Testo社製 505-P1）を用いて、ビーグル犬の胃内の圧力を同時に測定した。圧力計によるビーグル犬の胃内の圧力測定は、ビーグル犬に形成した胃瘻を通して実施した（図8（A）参照）。

【0111】

内視鏡フードに設けた圧力センサは、図3に示す形状を有するものである。圧力センサのダイアフラムの表面には、ピエゾ抵抗素子を設けており、このピエゾ抵抗素子をエナメル線を介して、電圧計に接続して、ピエゾ抵抗素子の電気抵抗の変化を電圧変化として取り出した。

【0112】

内視鏡フードに設けられた圧力センサのスペックは以下のとおりである。

|        |                       |
|--------|-----------------------|
| 素材     | : 半導体シリコン             |
| サイズ    | : 幅2mm、長さ1.3mm、厚さ約1mm |
| 孔径     | : 直径0.7mm             |
| ダイアフラム | : シリコン（厚さ5μm）         |
| 光反射層   | : クロムメッキ（厚さ0.1μm）     |

【0113】

結果を図8（B）に示す。

図8（B）に示すように、送気吸引を実施することによって、圧力センサによる測定値が変動することが確認された。しかも、測定値が変動が、圧力計と一致していることが確認された。

しかも、圧力計の0値（大気圧）と、圧力センサの出力値が0mVの場合（差圧差なし）の場合を合わせると、圧力計の測定値と圧力センサの測定値がほぼ一致している。

【0114】

以上の結果より、本発明の内視鏡フードによって、胃内の圧力を直接測定でき、しかも、圧力変動に追従しかつ精度よく測定できることが確認された。

【実施例2】

【0115】

本発明の内視鏡フードに、太陽電池を設けた場合において、内視鏡の光源からの光だけ

10

20

30

40

50

でセンサなどを駆動可能であるか否かを確認した。

【0116】

まず、本発明の内視鏡フードに装着されるセンサシステムの駆動に必要な消費電力を計算する。センサシステムは、圧力センサと信号増幅回路、無線信号伝送回路から構成されている場合を想定した。

【0117】

フードに装着される圧力センサの消費電力は、0.1 mW以下で実現可能である。

また、センサの信号増幅回路も同様に0.1 mW以下で実現できる。

無線信号伝送回路の消費電力は0.5 mW以下で実現可能である。

すると、フードにセンサと無線信号伝送回路を搭載した場合の消費電力は0.7 mW以下に抑えることが可能である。 10

これらをデューティー比5%で間欠動作させても、センサによる圧力測定や信号増幅、無線信号伝送に問題は生じないと考えられるので、センサシステム全体を駆動する上で必要な消費電力は平均で35  $\mu$ W以下と概算される。

【0118】

つぎに、内視鏡フードに照射される光のエネルギーを計測し、センサシステムを駆動するために用いることができる電力について検討した。

なお、内視鏡はオリンパス製のものを使用し、光のエネルギーはAdvantest社製 Optical Power Meter TQ8210を使用して測定した。

【0119】

内視鏡先端から照射される光の単位面積あたりエネルギーを $P$  ( $W/m^2$ )とし、フードに装着するシリコン太陽電池の面積を $S$  ( $m^2$ )、太陽電池の変換効率を $A$  (%)、センサと集積回路を安定に駆動するために安定的な直流電圧に変換するDC/DCコンバータの変換効率を $B$  (%)とすると、得られる直流平均電力( $W$ )は $(P \times S) \times A \times B$ として求めることができる。

【0120】

内視鏡先端から照射される光の単位面積あたりエネルギーを $P$  ( $W/m^2$ )は、実際に用いられる軟性内視鏡を用いて測定した。図9に測定の様子を示す。

内視鏡による検査などを実施する際における通常の光量(通常時)では、 $P = 0.306$  ( $mW/cm^2$ )程度の電力が得られた(図9(A))。 30

一方、内視鏡の光量を最大とすると(最大光量時)、 $P = 2.444$  ( $mW/cm^2$ )程度の電力が得られた(図9(B))。

【0121】

なお、実験ではオリンパス製の内視鏡を使用した。メーカーによらず内視鏡のカメラの性能が同程度であるとすれば、評価した内視鏡と違うメーカーの軟性内視鏡でも同程度の光量が必要となるため、メーカーに依らず同様の状況を再現できると考えられる。

【0122】

内視鏡フードの内側に無理なく装着できる太陽電池の寸法を $3\text{ mm} \times 5\text{ mm}$  ( $S = 15$  ( $mm^2$ ) =  $0.15$  ( $cm^2$ ))とし、現実には得られる太陽電池の変換効率 $A$ を20 (%)、DC/DCコンバータの変換効率 $B$ を50 (%)とすると、通常時と最大光量時において、太陽電池1個あたり、下記の直流平均電力を発電できる。 40

【0123】

通常時

$$(P \times S) \times A \times B = 0.307 \text{ (mW/cm}^2\text{)} \times 0.15 \text{ (cm}^2\text{)} \times 20 \text{ (\%)} \times 50 \text{ (\%)} = 4.605 \text{ (\mu W)}$$

最大光量時

$$(P \times S) \times A \times B = 2.444 \text{ (mW/cm}^2\text{)} \times 0.15 \text{ (cm}^2\text{)} \times 20 \text{ (\%)} \times 50 \text{ (\%)} = 36.660 \text{ (\mu W)}$$

【0124】

センサ用の回路システム全体の平均電力は35  $\mu$ Wと概算されている。上記の最大光量 50

時であれば１個の太陽電池で  $36.660 \mu W$  が得られる。したがって、太陽電池からのエネルギーだけで、センサシステム全体を駆動することが可能である。

#### 【 0 1 2 5 】

一方、通常時は、１個の太陽電池ではセンサシステム全体を駆動することは難しい。しかし、通常用いられる軟性内視鏡フードの直径が  $10 \text{ mm}$  前後であることから、幅  $3 \text{ mm} \times$  長さ  $5 \text{ mm}$  サイズの小型太陽電池をフードの内面に沿って  $10$  枚程度設置することができる。太陽電池を  $10$  枚で発電可能な電力は、通常光量時でも  $46.05 \mu W$  となる（最大光量時には  $366.6 \mu W$  に到達する）。したがって、通常時でも、太陽電池を  $10$  枚備えれば、センサシステム全体を常時駆動することが可能である。

#### 【 0 1 2 6 】

上記結果より、本発明の内視鏡のフードに太陽電池を設けることによって、内視鏡の光源からの光だけでも、フードに設けたセンサデバイスや信号処理回路、無線通信回路を駆動する上で十分なエネルギーを得ることができると確認された。つまり、内視鏡の光源からの光を駆動電源として用いることで、エネルギー供給と体外への信号伝送を完全に無線化することが可能であることが確認された。

#### 【 産業上の利用可能性 】

#### 【 0 1 2 7 】

本発明の内視鏡フードおよび内視鏡は、NOTESなどの軟性内視鏡を使用した手術や軟性内視鏡による検査の際に使用するフードおよび内視鏡に適している。

本発明の組織サイズ測定方法は、胃などの消化管内面の組織のサイズを測定する方法に適している。

#### 【 符号の説明 】

#### 【 0 1 2 8 】

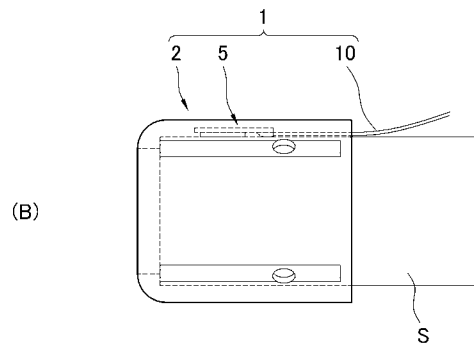
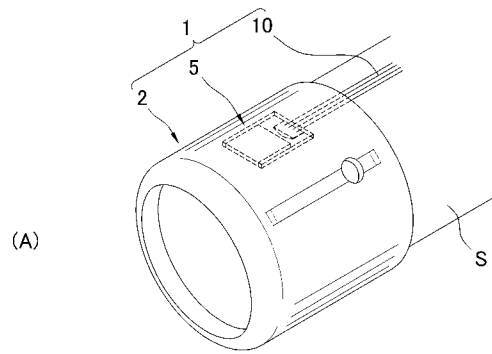
|     |         |
|-----|---------|
| 1   | 内視鏡フード  |
| 2   | 本体部     |
| 2 s | 収容凹み    |
| 2 g | 導線収容溝   |
| 5   | 圧力センサ   |
| 6   | 信号発信部 6 |
| 10  | 導線      |
| 20  | センサ部    |
| 21  | 測定部     |
| 22  | 膜状部     |
| 23  | ベース板    |
| S   | シャフト    |

10

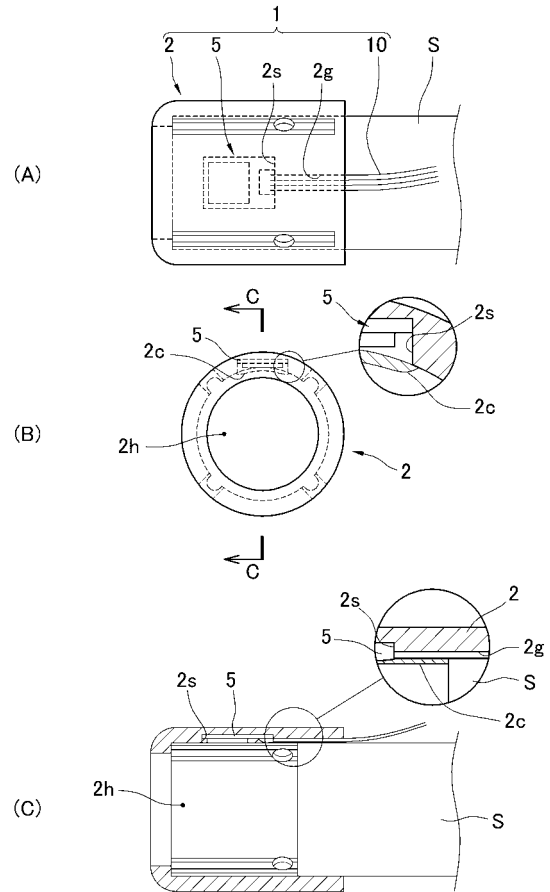
20

30

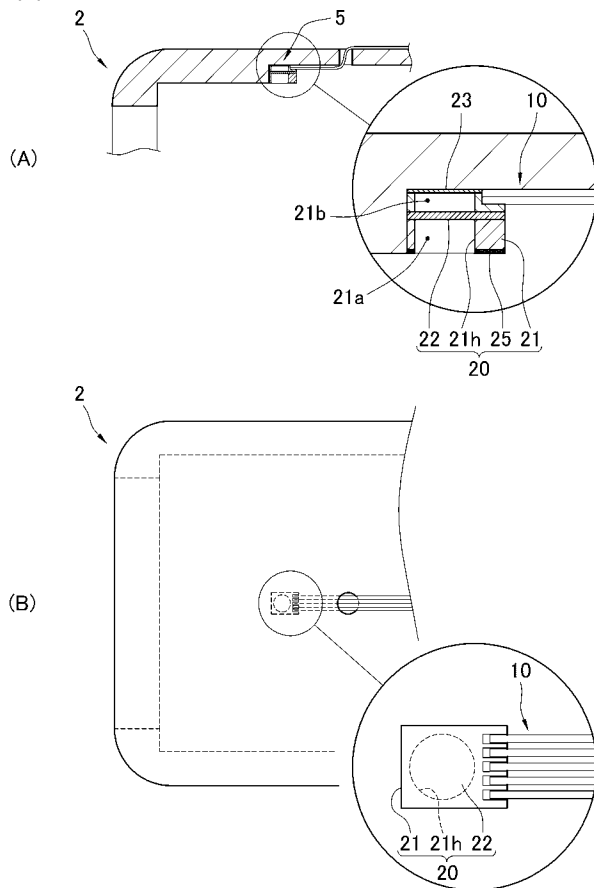
【図 1】



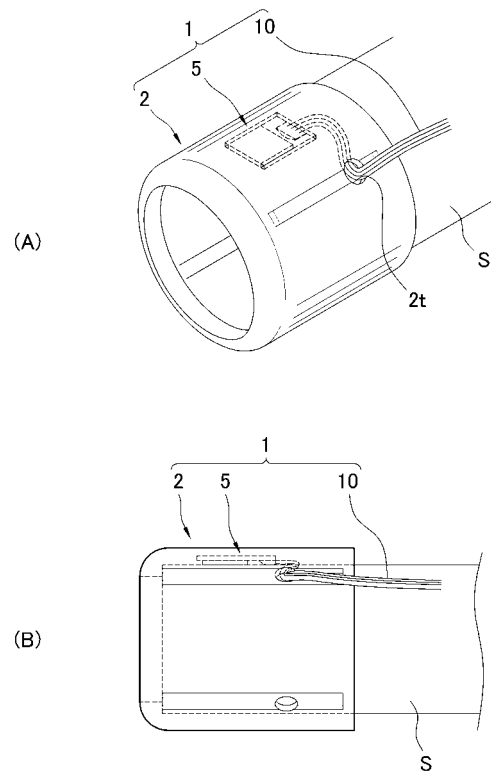
【図 2】



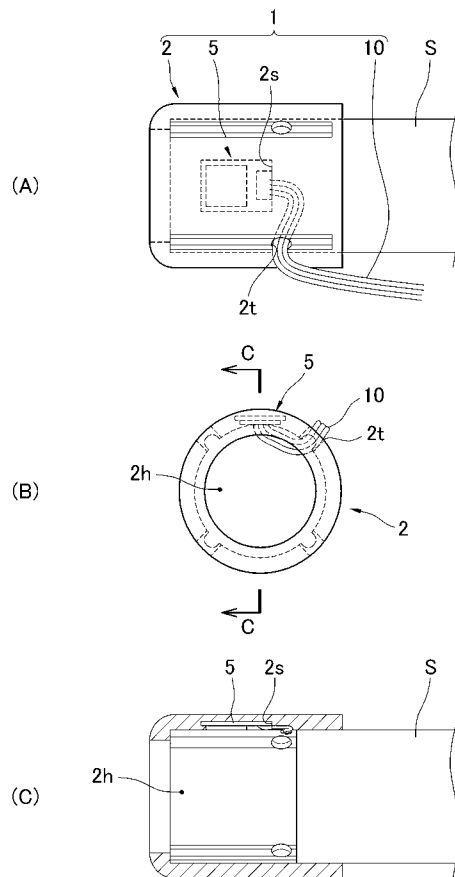
【図 3】



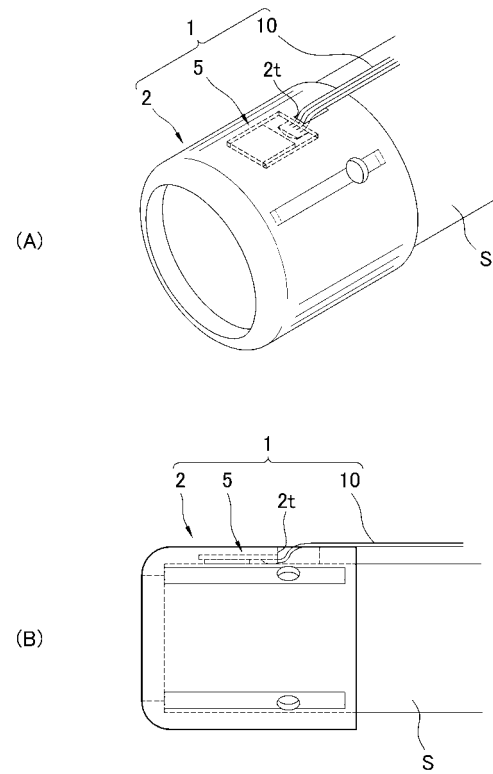
【図 4】



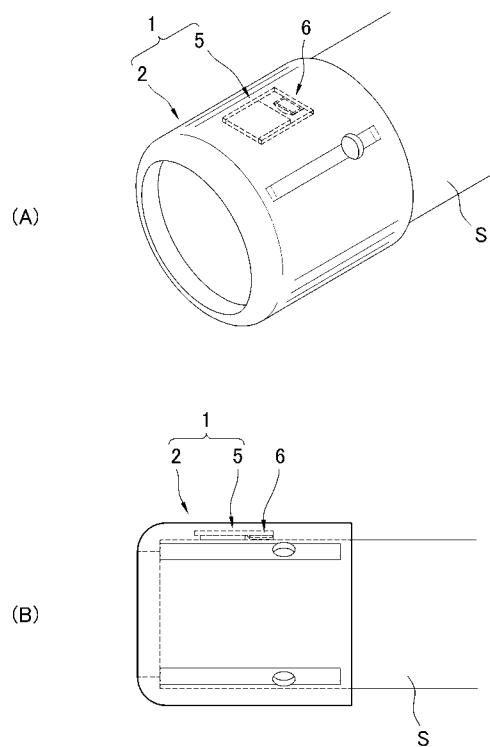
【 図 5 】



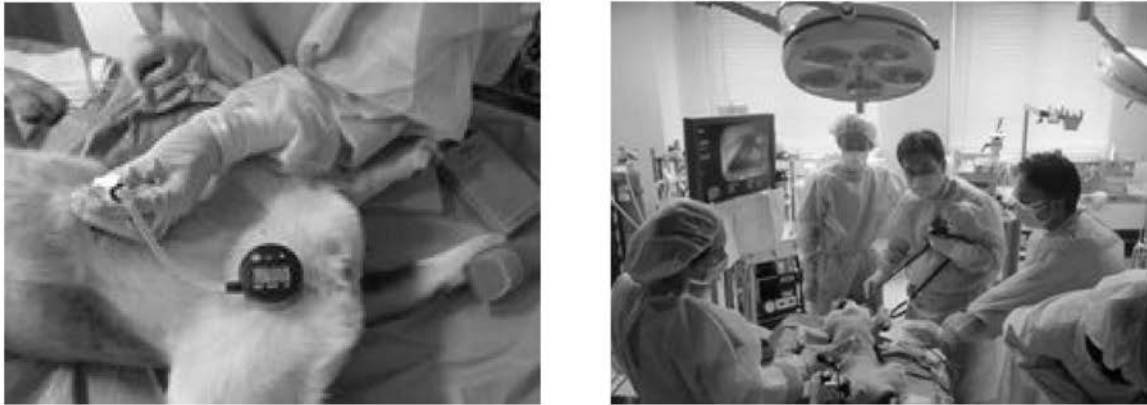
【 図 6 】



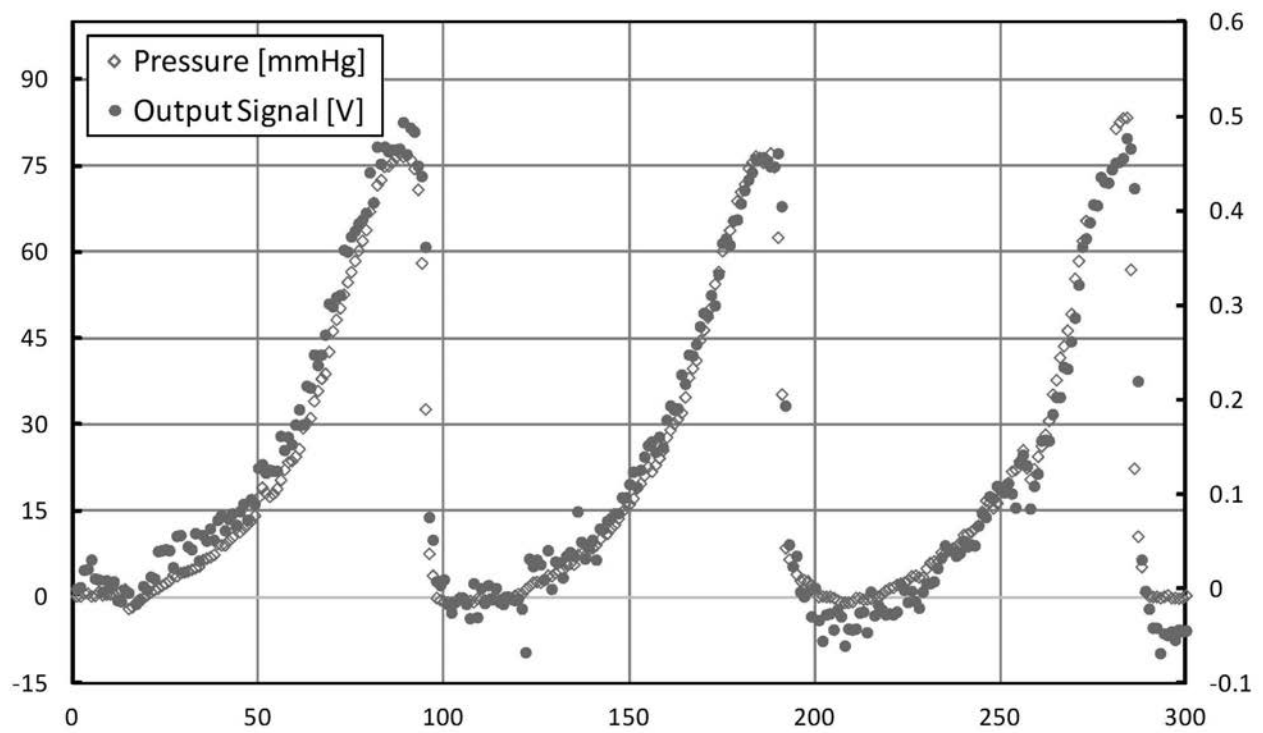
【 図 7 】



【図 8】



(A)



(B)

【図 9】



(A)



(B)

---

フロントページの続き

F ターム(参考) 2H040 BA23 DA03 DA51 DA57 GA02  
4C161 FF37 GG11 HH02 HH03 HH51

|                |                                                                                                                            |         |            |
|----------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内窥镜罩，内窥镜，内窥镜用压力传感器和组织尺寸测量方法                                                                                                |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2015150154A</a>                                                                                              | 公开(公告)日 | 2015-08-24 |
| 申请号            | JP2014025643                                                                                                               | 申请日     | 2014-02-13 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 国立大学法人香川大学                                                                                                                 |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 国立大学法人香川大学                                                                                                                 |         |            |
| [标]发明人         | 森宏仁<br>高尾英邦                                                                                                                |         |            |
| 发明人            | 森 宏仁<br>高尾 英邦                                                                                                              |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/00 G02B23/24                                                                                                         |         |            |
| FI分类号          | A61B1/00.300.D A61B1/00.300.B A61B1/00.332.D G02B23/24.A A61B1/00.550 A61B1/00.551 A61B1/00.650 A61B1/00.651 A61B1/015.514 |         |            |
| F-TERM分类号      | 2H040/BA23 2H040/DA03 2H040/DA51 2H040/DA57 2H040/GA02 4C161/FF37 4C161/GG11 4C161/HH02 4C161/HH03 4C161/HH51              |         |            |
| 代理人(译)         | 中井 博<br>冈本茂树                                                                                                               |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                  |         |            |

#### 摘要(译)

鉴于上述情况，本发明提供了一种能够直接测量消化道腔或腹腔中的压力的内窥镜罩，以及一种适于测量消化道腔或腹腔中的压力的内窥镜压力传感器。本发明的另一个目的是提供一种设置有这种内窥镜压力传感器的内窥镜。附接到内窥镜的轴（S）的末端的内窥镜罩（1），包括具有两个轴向端部敞开的圆柱形主体（2），以及附接到主体（2）的压力传感器（5）。组成。如果将主体2附接到轴S的末端，则可以将主体2与轴S一起插入消化道内腔等中，从而可以将压力传感器5布置在消化道内腔等中。然后，压力传感器5可以直接测量消化道腔等中的压力。因此，基于由压力传感器5测量的消化道内腔等中的压力，如果调节供应到消化道内腔等中的二氧化碳气体的量，则可以防止过度充气的状态。我可以 [选型图]图1

|           |                            |          |                                          |
|-----------|----------------------------|----------|------------------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2014-25643 (P2014-25643) | (71) 出願人 | 304028346<br>国立大学法人 香川大学<br>香川県高松市幸町1番1号 |
| (22) 出願日  | 平成26年2月13日 (2014.2.13)     | (74) 代理人 | 100134879<br>弁理士 中井 博                    |
|           |                            | (74) 代理人 | 100167427<br>弁理士 岡本 茂樹                   |
|           |                            | (74) 代理人 | 110001704<br>特許業務法人山内特許事務所               |
|           |                            | (72) 発明者 | 森 宏仁<br>香川県木田郡三木町池戸1750-1 国立大学法人香川大学医学部内 |
|           |                            | (72) 発明者 | 高尾 英邦<br>香川県高松市林町2217-20 国立大学法人香川大学工学部内  |

最終頁に続く