

(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2005-168910

(P2005-168910A)

(43) 公開日 平成17年6月30日(2005.6.30)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 1/00

A61B 17/00

A61M 25/01

G02B 23/24

F I

A61B 1/00

A61B 1/00

A61B 17/00

G02B 23/24

A61M 25/00

310A

320C

320

A

309B

テーマコード (参考)

2H040

4C060

4C061

4C167

審査請求 有 請求項の数 14 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2003-415402 (P2003-415402)

(22) 出願日 平成15年12月12日 (2003.12.12)

(71) 出願人 503360115

独立行政法人科学技術振興機構
埼玉県川口市本町4丁目1番8号

(71) 出願人 000167989

江刺 正喜
宮城県仙台市太白区八木山南1丁目11番地9

(71) 出願人 597086128

芳賀 洋一
宮城県仙台市青葉区国分町一丁目2番5号
一番町シティハウス903号

(74) 代理人 100082876

弁理士 平山 一幸

(74) 代理人 100069958

弁理士 海津 保三

最終頁に続く

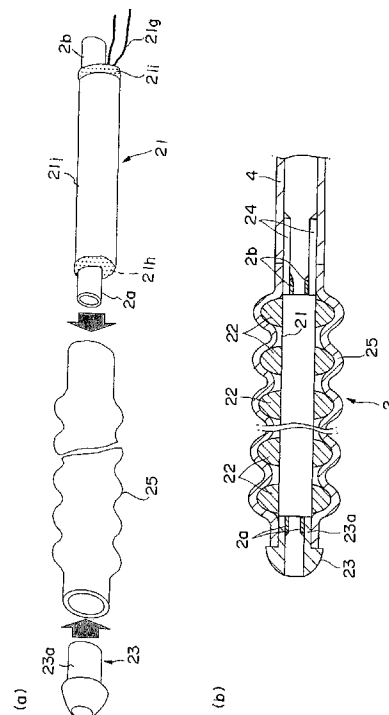
(54) 【発明の名称】 能動チューブおよび能動チューブシステム

(57) 【要約】

【課題】 先端を屈曲させて方向付けを行い、屈曲の度合いを制御して挿入困難な箇所に対して容易に挿入できるようにし、かつ検査・治療用に使用可能な低温で駆動できる、能動チューブとそのシステムを提供する。

【解決手段】 ワーキングチャネル用チューブ21aの外側に沿ってSMAコイル21eを配線して屈曲機構21を構成する。複数の錘22を内蔵した外皮用チューブ25内に屈曲機構21を挿入する。そして、屈曲機構21の先端側に先端チップ23を装着して能動チューブ1の先端部2とする。また、先端部2に、ワーキングチャネル用チューブ21aに本体チューブ4を連通させる。SMAコイル21eに配線21gを接続する。この配線21gは、本体チューブ4の配線用チャネル4Bで本体チューブの後端部41まで挿通されており、屈曲機構21を外部から駆動可能にする。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内部をワーキングチャンネルとして使用するワーキングチャンネル用チューブと、
上記ワーキングチャンネル用チューブに沿って配設した S M A コイルと、
上記ワーキングチャンネル用チューブと上記 S M A コイルとを一体としてその外周に装着した一以上の錘と、
上記ワーキングチャンネル用チューブと上記 S M A コイルとを含んで上記錘の外周を被覆した外皮用チューブと、を備えたことを特徴とする能動チューブ。

【請求項 2】

先端部と、該先端部に接合される本体チューブとからなる能動チューブにおいて、
上記本体チューブに連通するワーキングチャンネル用チューブと、
該ワーキングチャンネル用チューブを支持して該ワーキングチャンネル用チューブを屈曲させる屈曲機構と、
上記屈曲機構の外周に装着される一または複数の錘と、
上記錘とともに上記屈曲機構の外周を被覆する外皮用チューブと、を上記先端部に備えており、
上記屈曲機構は、上記ワーキングチャンネル用チューブの長手方向に沿って配設した S M A コイルを含むことを特徴とする能動チューブ。

【請求項 3】

前記本体チューブの先端側には、前記本体チューブの外周に円筒の薄膜が膨張可能に被覆されており、
前記本体チューブには、該本体チューブの軸に沿って、本体チューブと上記薄膜との空間に気体または液体を送るためのバルーン膨らまし用チャンネルが設けられて、上記薄膜が膨張してバルーンを構成することを特徴とする、請求項 2 に記載の能動チューブ。

【請求項 4】

前記先端部の前記ワーキングチャンネル用チューブに、内視鏡が挿入されることを特徴とする、請求項 2 または 3 に記載の能動チューブ。

【請求項 5】

前記内視鏡は前記先端部に内蔵されていることを特徴とする、請求項 4 に記載の能動チューブ。

【請求項 6】

先端部と、該先端部に接合される本体チューブとからなる能動チューブにおいて、
内視鏡を備えており、
上記先端部は、上記本体チューブに連通するワーキングチャンネル用チューブと、該ワーキングチャンネル用チューブを支持して該ワーキングチャンネル用チューブを屈曲させる屈曲機構と、該屈曲機構の外周を被覆する外皮用チューブと、を備え、
上記屈曲機構は、上記ワーキングチャンネル用チューブの長手方向に沿って配設した S M A コイルを備え、

上記本体チューブの先端には、上記本体チューブの外周に円筒薄膜が膨張可能に被覆されており、上記本体チューブには、該本体チューブの軸に沿って、前記本体チューブと上記薄膜との空間に空気または液体を送るためのバルーン膨らまし用チャンネルが設けられて、上記薄膜が膨張してバルーンを構成することを特徴とする能動チューブ。

【請求項 7】

前記内視鏡の先端には、光ファイバーまたは撮像素子からなる画像入力部と、該画像入力部の前方を照らすための照明用ライトガイドまたは L E D とを備えることを特徴とする、請求項 4 ~ 6 の何れかに記載の能動チューブ。

【請求項 8】

前記屈曲機構は、
前記ワーキングチャンネル用チューブに間隔を開けて装着される一対のリンクと、
該一対のリンクに接合して前記ワーキングチャンネル用チューブを被覆する外皮と、を有

10

20

30

40

50

しており、

前記一对のリンクと前記ワーキングチャンネル用チューブの外周面とで空気層を画成して、前記SMAコイルが、前記一对のリンクの各小径孔に挿通されて、上記空気層に架線されていることを特徴とする、請求項2～7の何れかに記載の能動チューブ。

【請求項9】

前記SMAコイルは、後リンクの第一の小径孔および前リンクの第一の小径孔に挿通され、上記前リンクの前端で折り返して、上記前リンクの第二の小径孔および上記後リンクの第二の小径孔に挿通して架線されていることを特徴とする、請求項8に記載の能動チューブ。

【請求項10】

10

前記SMAコイルは、前記一对のリンク間において、後リンクの各小径孔および前リンクの各小径孔に挿通して、複数回折り返されて配線されていることを特徴とする、請求項8に記載の能動チューブ。

【請求項11】

前記SMAコイルは、前記一对のリンク間において、前記ワーキングチャンネル用チューブの中心軸に対して、等間隔に複数併設されていることを特徴とする、請求項8に記載の能動チューブ。

【請求項12】

前記本体チューブは、前記ワーキングチャンネル用チューブに連通するワーキングチャンネルと、前記屈曲機構のSMAコイルに接続される配線を挿通させる配線用チャンネルとを、前記本体チューブの軸に沿って備えることを特徴とする、請求項2～11の何れかに記載の能動チューブ。

20

【請求項13】

請求項2～12の何れかに記載の能動チューブと、
該能動チューブの屈曲機構を制御するコントロールボックスと、
該コントロールボックスに対して上記屈曲機構への制御情報を入力する制御入力部とからなることを特徴とする能動チューブシステム。

【請求項14】

前記制御入力部は、グリップを形成してあるスティックに、手指で操作できるスライド式操作機構を備えたコントロールスティックであることを特徴とする、請求項13に記載の能動チューブシステム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、複雑な機械や配管に入り込んで検査やメンテナンスなどを行い、さらに能動カテーテルとして人体の血管や器官等に入り込んで診断又は治療などの利用に供し得る能動チューブおよび能動チューブシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、形状記憶合金をアクチュエータとして利用した能動内視鏡が大腸などの診断用に提案されており、血管内などの狭いところにも入っていき、検査、診断又は治療を行う能動カテーテル（細い管状器具）の開発が進められている。

40

例えば、医療用現場においては、開腹手術を行わない、所謂非手術的な腸閉塞治療には、幽門や小腸内にチューブを通過させることができるように、様々な方法が提案されている。その例として、内視鏡にチューブの先端部を把持させた医療器具や、芯となるガイドワイヤーを挿入したチューブや、予め挿入留置するロングオーバーチューブなどがある。また、先端に錘を組み込んだチューブが広く用いられている。

【0003】

図22は、先端に錘を組み込んだ従来のカテーテルの先端部を示す概略断面図である。従来、腸閉塞（イレウス）治療用のカテーテル100は、先端部のワーキングチャンネル用

50

チューブ１０１の外周にその長手方向に所定の間隔を開けてリング状の錘１０２を装着している。そして、複数の錘１０２の外周を外皮用チューブ１０３で被覆している。カテーテル１００の最先端には、チップ１０４を装着している。他方、ワーキングチャンネル用チューブ１０１の後端は、中空の本体チューブ１０５に接合している。

【０００４】

上記カテーテル１００は、次のように使用されている。まず、カテーテル１００を鼻腔または口腔から挿入する。術者は、Ｘ線透視下においてカテーテル１００の先端部が進むべき方向を判断し、カテーテル１００を押し進める。カテーテル１００を挿入する際は、カテーテル１００の先端部における錘１０２に作用する重力を利用する。すなわち、患者の体位を様々に変えることでカテーテル１００の先端部の方向付けをする。場合によっては、術者が体外から手で押すことでカテーテル１００の先端部の方向付けをすることもあ

10

【０００５】

さらに、近年、形状記憶合金（Shape Memory Alloy：以下、「ＳＭＡ」と記す。）を使用した能動屈曲チューブが開発されている。例えば、非特許文献１には、血管内に挿入できるようにした、ＭＩＦ（Multi-function Integrated Film）触感センサーを装着した能動屈曲チューブが報告されている。この能動屈曲チューブにおいては、外皮用チューブ内に設けた細管部にＳＭＡワイヤーを埋め込んでいる。そして、ＳＭＡワイヤーに振幅１６０Ｖでデューティ２０％のパルス波を印加して駆動し、先端部を屈曲させている。この際、ＳＭＡコイルの加熱による外皮温度は、約８０であ

20

【０００６】

【非特許文献１】Hironobu Takizawa他４名 "Development of a Microfine Active Bending Catheter Equipped with MIF Tactile Sensors" IEEE International MEMS'99 Conference, １９９９年１月１７日

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

しかしながら、従来例のカテーテル１００を挿入する際、器官の分岐や狭小化などで挿入が極めて困難な場合もあり、目的部位まで挿入するまで長時間を必要とする場合が少なくない。またその際に苦痛状態にある患者の体位を様々に変えなくてはならないため、術者にとっても患者にとっても負担がかかる、という課題がある。しかも、術者は経験に基づいて患者の体位を変えるので、カテーテル１００の挿入箇所が極めて困難な場合には、挿入箇所に体位を合わせるのに時間を要する、という課題もある。

30

また、カテーテル１００の先端付近の臓器をＸ線透視下で観察するので、患者や術者は長時間Ｘ線に晒されることになり、体にも好ましくない。さらには、カテーテルの挿入箇所を術者が直視できないので、カテーテルの挿入は容易ではない、という課題もある。

【０００８】

また、非特許文献１の能動屈曲チューブは、先端部の屈曲ができるものの、その際のＳＭＡワイヤー加熱による外皮温度が、体内で使用される医療機器に要求される４１以下

40

【０００９】

そこで、本発明は、先端を屈曲させて方向付けを行い、屈曲の度合いを制御して挿入困難な箇所に対して容易に挿入できるようにし、かつ検査・治療用に使用可能な低温で駆動できる、能動チューブとそのシステム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】

【００１０】

上記課題を解決するために、本発明における能動チューブは、内部をワーキングチャンネルとして使用するワーキングチャンネル用チューブと、上記ワーキングチャンネル用チューブに沿って配設したＳＭＡコイルと、上記ワーキングチャンネル用チューブと上記ＳＭＡコイ

50

ルとを一体としてその外周に装着した一以上の錘と、上記ワーキングチャンネル用チューブと上記SMAコイルとを含んで上記錘の外周を被覆した外皮用チューブと、を備えたことを特徴とする。この構成により、能動チューブのSMAコイルを駆動させて屈曲させ、能動チューブの方向付けを行え、挿入し難い場所に対する挿入性が向上するとともに、万が一SMAコイルが作用しない場合においても従前と同様に使用できる。

【0011】

また、本発明の能動チューブは、先端部と、この先端部に接合される本体チューブとからなる能動チューブにおいて、上記本体チューブに連通するワーキングチャンネル用チューブと、ワーキングチャンネル用チューブを支持してワーキングチャンネル用チューブを屈曲させる屈曲機構と、屈曲機構の外周に装着される一または複数の錘と、この錘とともに上記屈曲機構の外周を被覆する外皮用チューブと、を上記先端部に備えており、上記屈曲機構は、ワーキングチャンネル用チューブの長手方向に沿って配設したSMAコイルを備えていることを特徴とする。この構成により、能動チューブの先端部の屈曲機構を駆動させて任意の角度と方向に屈曲させることにより能動チューブの方向付けを行え、挿入し難い場所に対する挿入性が向上する。また、錘を内蔵しているので、万が一屈曲機構が動作しないような場合においても従前と同様に使用できる。

10

【0012】

好ましくは、前記本体チューブの先端側には、本体チューブの外周に円筒の薄膜が膨張可能に被覆されており、本体チューブには、該本体チューブの軸に沿って本体チューブと上記薄膜との空間に気体または液体を送るためのバルーン膨らまし用チャンネルが設けられて、上記薄膜が膨張してバルーンを構成する。この構成により、本体チューブの後端からバルーン膨らまし用チャンネルに空気などの気体または水や生理食塩水などの液体を挿入して、バルーンを膨らませることができる。これにより、例えば、人体の鼻腔や口腔から能動チューブを挿入して、所定の箇所においてバルーンを膨らませることができる。よって、腸内に能動チューブの先端を挿入してバルーンを膨らませることで、バルーンを腸壁に接触させ、これで腸のぜん動運動により容易に能動チューブを前方方向に移動させることができる。

20

【0013】

好ましくは、前記先端部の前記ワーキングチャンネル用チューブには、内視鏡が挿入してある。この構成により能動チューブを挿入した箇所を容易に観察することができる。

30

【0014】

好ましくは、前記内視鏡は前記先端部に内蔵されている。この構成により、能動チューブが内視鏡と一体となっていることで、能動チューブそのものの径を小さくすることができる。

【0015】

本発明の別の態様によれば、先端部と、この先端部に接合される本体チューブとからなる能動チューブは、内視鏡を備えており、上記先端部は、本体チューブに連通するワーキングチャンネル用チューブと、ワーキングチャンネル用チューブを支持してワーキングチャンネル用チューブを屈曲させる屈曲機構と、該屈曲機構の外周を被覆する外皮用チューブと、を備えており、上記屈曲機構は、ワーキングチャンネル用チューブの長手方向に沿って配設したSMAコイルを有し、本体チューブの先端にはその外周に円筒薄膜が膨張可能に被覆されており、この本体チューブにはその軸に沿って、本体チューブと上記薄膜との空間に空気または液体を送るためのバルーン膨らまし用チャンネルが設けられて、上記薄膜が膨張してバルーンを構成することを特徴とする。この構成により、能動チューブの先端部の屈曲機構を駆動させて任意の角度と方向に屈曲させて能動チューブの方向付けを行うことで、挿入し難い場所に対する挿入性が向上する。また、本体チューブの後端からバルーン膨らまし用チャンネルに空気などの気体または水や生理食塩水などの液体を挿入して、バルーンを膨らませることができる。これにより、例えば、人体の鼻腔や口腔から能動チューブを挿入して、所定の箇所においてバルーンを膨らませることができるので、腸内に能動チューブの先端を挿入してバルーンを膨らませることで、バルーンを腸壁に接触させる。こ

40

50

れで、腸のぜん動運動により容易に能動チューブを前方方向に移動させることができる。さらには、この能動チューブが内視鏡を備えていれば、腸内に能動チューブの先端部を挿入してバルーンを膨らませてバルーンをいわば一つの支点にしてワーキング用チューブ内に挿入してある内視鏡の先端部を屈曲させて、バルーンの前方向周辺を容易に観察できることになる。

【 0 0 1 6 】

好ましくは、前記内視鏡の先端には、光ファイバーまたは撮像素子からなる画像入力部と、該画像入力部の前方を照らすための照明用ライトガイドまたはＬＥＤとを備える。この構成により、能動チューブの前方を照らし、照らされたか箇所を画像入力部を介して入力して、画像を取り出すことができる。

10

【 0 0 1 7 】

好ましくは、前記屈曲機構は、前記ワーキングチャンネル用チューブに間隔を開けて装着される一対のリンクと、一対のリンクに接合してワーキングチャンネル用チューブを被覆する外皮と、を有しており、一対のリンクとワーキングチャンネル用チューブの外周面とで空気層を画成して、前記ＳＭＡコイルが一対のリンクの各小径孔に挿通されて、上記空気層に架線されている。この構成により、ＳＭＡコイルへの通電により発熱するが、空気層を介して放熱しやすくなる。また、屈曲機構はワーキングチャンネル用チューブ、外皮などで構成されており、空間が占める割合が多いため曲がりやすく、ＳＭＡコイルへの通電量が少なくすむ。また屈曲機構の外皮と外皮用チューブとの間にも空気層が形成されていることと相まって、先端部に熱がこもり難く温度上昇を低下させることができる。

20

【 0 0 1 8 】

好ましくは、前記ＳＭＡコイルは、後リンクの第一の小径孔および前リンクの第一の小径孔に挿通されると共に前リンクの前端で折り返して、前リンクの第二の小径孔および後リンクの第二の小径孔に挿通されて架線されている。この構成により、ＳＭＡコイルの前後をリンクで固定でき、ＳＭＡコイルへの通電によりＳＭＡコイルが形状記憶合金効果によって収縮し、先端部の屈曲動作が得られる。

【 0 0 1 9 】

好ましくは、前記ＳＭＡコイルは、前記一対のリンク間において、後リンクの各小径孔および前リンクの各小径孔に挿通されて、複数回折り返されて配線されている。これにより屈曲機構の屈曲強度を向上させることができる。

30

【 0 0 2 0 】

好ましくは、前記ＳＭＡコイルは、前記一対のリンク間において、ワーキングチャンネル用チューブの中心軸に対して等間隔に複数併設されている。これにより、屈曲機構として設けられる各ＳＭＡコイルによる屈曲方向が互いに異なる方向となり、各ＳＭＡコイルによる屈曲方向を相互に関連させて先端部をマルチ方向に屈曲させることができる。

【 0 0 2 1 】

好ましくは、前記本体チューブは、ワーキングチャンネル用チューブに連通するワーキングチャンネルと、屈曲機構のＳＭＡコイルに接続される配線を挿通させる配線用チャンネルとを、本体チューブの軸に沿って備える。この構成により、ＳＭＡコイルへの通電を行う配線を本体チューブの後端から導入でき、また、本体チューブの後端からワーキングチャンネルを通して必要に応じて各種の薬剤や物を挿入できる。

40

【 0 0 2 2 】

本発明の能動チューブシステムは、前記能動チューブと、この能動チューブの屈曲機構を制御するコントロールボックスと、コントロールボックスに対して屈曲機構への制御情報を入力する制御入力部とからなることを特徴とする。この構成により、制御入力部を介して能動チューブの屈曲機構を駆動させることができる。

【 0 0 2 3 】

好ましくは、前記制御入力部は、グリップを形成してあるスティックに、手指で操作できるスライド式操作機構を備えたコントロールスティックである。これにより、能動チューブの屈曲機構に対して制御情報を容易に入力できる。

50

【発明の効果】

【0024】

本発明の能動チューブによれば、能動チューブの先端を容易に任意の方向と角度に屈曲させて能動チューブの方向付けを行え、挿入し難い場所にも挿入し易くなる。また、先端部に錘を内蔵してある場合には、錘の重力作用により従前の使用も行える。一方で、内視鏡を備えており、本体チューブにバルーンが装着してある場合には、能動チューブを挿入しながら、挿入箇所を観察することができる。

また、屈曲機構内およびその周辺を放熱し易い構成としたことから、屈曲機構のSMAコイルへの通電により熱が生じるが容易に放熱でき、能動チューブの先端の温度上昇を抑えることができる。

また、本体チューブに装着したバルーンを膨らませ、ワーキングチャンネルに内視鏡を挿入することで、例えば腸内観察の医療器具としても用いることができる。さらに、本発明の能動チューブシステムによれば、コントローラを介して能動チューブの屈曲機構を容易に駆動させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

以下、図面を参照して、本発明を実施するための最良の形態を説明する。なお、以下の説明においては、能動チューブが医療用能動チューブ、特に腸閉塞治療に用いられるイレウスチューブである場合を説明するが、医療用能動チューブに限られるものではない。

【0026】

(第一の形態)

図1は、本発明を実施するための最良の形態である能動チューブシステムの全体の構成図である。能動チューブシステム1は、屈曲機構21を内蔵した先端部2を備えた能動チューブ3と、能動チューブ3の屈曲機構21を制御するコントロールボックス10とからなる。コントロールボックス10には、手指で操作可能なコントロールスティックなどの制御入力部10aを外部に接続している。

能動チューブ3は、屈曲機構21を内蔵して複数のリング状の錘22を装着した先端部2と、先端部2の後端に接合する本体チューブ4とからなる。

本体チューブ4の後端部41には、本体チューブ4の中心軸から後方に傾斜して、小腸などの腸に溜まった内容物を吸引するために腸内容吸引管として用いられるワーキングチャンネル4Aと、配線用チャンネル4Bと、本体チューブ4の先端に装着しているバルーンに空気や液体を送り込むためのバルーン膨らまし用チャンネル4Cと、本体チューブ4の先端付近の通気孔に導通するベント用チャンネル4Dとが接続している。

【0027】

最初に、能動チューブ3について説明する。

図2は能動チューブの構造を示す図であり、(a)は能動チューブ3の先端部2の分解斜視図であり、(b)は能動チューブ3の先端の断面図である。能動チューブ3の先端側には、チューブの長手方向に屈曲機構21を内蔵した先端部2を備えている。図2(a)に示すように、能動チューブ3の先端部2は、屈曲機構21を、複数のくびれ部分にリング状の錘22を内蔵した外皮用チューブ25の後方から挿入し、前方から先端チップ23が装着される構成を有している。

【0028】

ここで、後述する図3(a)(b)で説明するように、ワーキングチャンネル用チューブ21aが、屈曲機構21の所定の孔に挿通してある。

先端部2の先端側には、ワーキングチャンネル用チューブ21aを延設して先端接合フランジ2aを形成する。先端接合フランジ2aの外周は、先端チップ23の後端接合フランジ23aに接合する。この先端チップ23は、円筒状の後端接合フランジ23aと同一径の貫通穴を形成し、先端側が滑らかな形状になっている。

【0029】

また、先端部2の後端側には、ワーキングチャンネル用チューブ21aが延設されており

10

20

30

40

50

、後端接合フランジ 2 b を形成する。この後端接合フランジ 2 b の外周には、ジョイント用チューブ 2 4 を接合している。そして、ジョイント用チューブ 2 4 の外周に本体チューブ 4 を接合する。これにより、先端部 2 が本体チューブ 4 と接合される。

【 0 0 3 0 】

図 2 (b) に示すように、屈曲機構 2 1 の外周には、所定の間隔を開けて複数のリング状の錘 2 2 が嵌着されている。すなわち、この錘 2 2 は、上記ワーキングチャンネル用チューブ 2 1 a と屈曲機構 2 1 を構成する S M A コイルとを一体としてその外周に装着されている。さらに、屈曲機構 2 1 の外周側には、複数のリング状の錘 2 2 に互るように外皮用チューブ 2 5 が部分的に装着されている。外皮用チューブ 2 5 の先端側は、先端チップ 2 3 の後端接合フランジ 2 3 a の外周面と接合し、外皮用チューブ 2 5 の後端側は、ジョイント用チューブ 2 4 の外周面と接合する。上記リング状の錘 2 2 は例えばステンレス製であり、外皮用チューブ 2 5 は例えば薄肉シリコンチューブなどを用いることができる。

10

【 0 0 3 1 】

次に、屈曲機構 2 1 の一例を説明する。図 3 及び図 4 は、屈曲機構 2 1 の構造を示す図である。

図 3 において、(a) は屈曲機構 2 1 の一部斜視図であり、(b) は屈曲機構 2 1 の断面図である。図 3 (a) に示すように、前リンク 2 1 b および後リンク 2 1 c で、ワーキングチャンネル用チューブ 2 1 a が支持されている。すなわち、ワーキングチャンネル用チューブ 2 1 a の先端側は、前リンク 2 1 b の大径孔 2 1 d に挿通され、挿通された前端部分で先端接合フランジ 2 a を形成する。また、ワーキングチャンネル用チューブ 2 1 a の後端側は、後リンク 2 1 c の大径孔 2 1 d に挿通され、挿通された後端部分は後端接合フランジ 2 b を形成し、ジョイント用チューブ 2 4 と接合する。

20

【 0 0 3 2 】

図 3 (b) に示すように、螺旋状に形成した S M A コイル 2 1 e が、後リンク 2 1 c の第一の小径孔 2 1 f に挿通され、前リンク 2 1 b の第一の小径孔 2 1 f まで必要に応じて撓みを持たせて配線される。また、S M A コイル 2 1 e は、前リンク 2 1 b の第一の小径孔 2 1 f に挿通されて折り返され、前リンク 2 1 b の第二の小径孔 2 1 f に挿通されて、対向する後リンク 2 1 c の第二の小径孔 2 1 f に挿通される。そして、S M A コイル 2 1 e の両端は、別の材質、例えば絶縁被覆付銅線でなる配線 2 1 g に半田などで接続されている。ここで、前リンク 2 1 b および後リンク 2 1 c は、何れも同じ形状であり、例えば光造形法により紫外線を受光して固くなる紫外線感光樹脂で成形することができる。

30

【 0 0 3 3 】

また、ワーキングチャンネル用チューブ 2 1 a には、絶縁性の外皮 2 1 j が被覆されている。外皮 2 1 j の両端は、前リンク 2 1 b および後リンク 2 1 c の外周と固着される。さらに、外皮 2 1 j の後部は、後リンク 2 1 c とワーキングチャンネル用チューブ 2 1 a とを支持固着する接着剤 2 1 i に当接するように、ジョイント用チューブ 2 4 の先端側外周に被覆されている。

【 0 0 3 4 】

図 4 は、図 3 (b) の A - A 線に沿う断面図である。図示するように、前リンク 2 1 b および後リンク 2 1 c は、ワーキングチャンネル用チューブ 2 1 a を挿通する大径孔 2 1 d が一つと、S M A で作製した S M A コイル 2 1 e を挿通する小径孔 2 1 f が二つ穿設されている。

40

【 0 0 3 5 】

上記屈曲機構 2 1 において、S M A コイル 2 1 e の図の上下方向の空間 2 A が、前リンク 2 1 b および後リンク 2 1 c で囲繞されている。すなわち、空間 2 A は空気層となる。このため、外皮 2 1 j やワーキングチャンネル用チューブ 2 1 a や外皮用チューブ 2 5 を屈曲しやすくし、先端部 2 を放熱し易い構造とし熱がこもり難い構造としている。さらに、S M A コイル 2 1 e の変態点温度が低い材料を使用することが好適である。例えば、変態点温度を 6 0 とすればよい。これにより、発生する熱量そのものを抑え、かつ、S M A コイル 2 1 e の周囲の空間 2 A に、熱伝導させる空気層を設けることにより、通電による

50

屈曲機構 2 1 の温度上昇を抑えることができる。

【 0 0 3 6 】

なお、図 3 および図 4 に示した屈曲機構 2 1 は、一本の S M A コイル 2 1 e を前リンク 2 1 b 側で一回だけ折り返した構成であるが、別に S M A コイル 2 1 e の配線の仕方はこれに限定されるものではない。例えば、一本の S M A 2 1 e を前リンク 2 1 b と後リンク 2 1 c でそれぞれ複数回折り返して配線してもよい。すなわち、前リンク 2 1 b および後リンク 2 1 c にそれぞれ穿設した各小径孔に S M A コイル 2 1 e を挿通して、複数回折り返してもよい。この構成により、先端部 2 を屈曲し易くすることができる。このとき、一本の S M A コイル 2 1 e の両端は、何れも後リンク 2 1 c の本体チューブ 4 側に出るようになるのが好ましい。

10

さらには、複数本の S M A コイル 2 1 e を対称的に配線してもよい。すなわち、屈曲機構 2 1 の前後方向を法線方向とする断面（図 3（b）の A - A 線の断面）において、各 S M A コイル 2 1 e 同士が、屈曲機構 2 1 の中心軸に対して互いに対称的になるように配線してもよい。例えば 3 本の S M A コイル 2 1 e を配線する場合には、各 S M A コイル 2 1 e 同士が屈曲機構 2 1 の中心軸に対して 1 2 0 度をなすように配線してもよい。この場合には、各 S M A コイル 2 1 e による各屈曲方向を相互に関連させて先端部 2 をあらゆる方向に屈曲させることができる。このとき各 S M A コイル 2 1 e は前リンク 2 1 b および後リンク 2 1 c 間で一回の折り返しでもよいし、複数回折り返してもよい。

【 0 0 3 7 】

次に、本体チューブ 4 について説明する。図 5 は本体チューブ 4 の後端部 4 1 の部分断面図、図 6 は図 1 の B - B 線に沿う断面図である。本体チューブ 4 は、長手方向に互って、ワーキングチャンネル 4 A と、配線 2 1 g を挿通する配線用チャンネル 4 B とを少なくとも有する。また、使用用途に応じて、例えば第一の形態にあっては、ワーキングチャンネル 4 A および配線用チャンネルの他に、その他のチャンネルとして一または複数の管を成形したマルチチャンネル型のものでもよい。

20

【 0 0 3 8 】

図 6 に示すように、能動チューブ 3 が腸閉塞治療用能動チューブの場合には、本体チューブ 4 の大部分は、所定の形状のワーキングチャンネル 4 A で占められており、ワーキングチャンネル 4 A と本体チューブ 4 の外周との間に、ワーキングチャンネル 4 A の径より小さいベント用チャンネル 4 D が成形され、ベント用チャンネル 4 D の両端にベント用チャンネル 4 D より径の小さい配線用チャンネル 4 B およびバルーン膨らまし用チャンネル 4 C が成形されている。なお、本体チューブ 4 は可撓性を有する素材で成形し、その材料として例えば、シリコンが好適である。

30

【 0 0 3 9 】

ここで、配線用チャンネル 4 B , バルーン膨らまし用チャンネル 4 C およびベント用チャンネル 4 D の各後端部 4 1 には、各々専用のコネクタ 4 B 1 , 4 C 1 , 4 D 1 が装着されている。ワーキングチャンネル 4 A の終端にも蓋やコネクタ等が装着されていてもよい。例えば、配線 2 1 g を挿通する配線用チャンネル 4 B のコネクタ 4 B 1 としては、一対の配線 2 1 g に対応するモノラルジャックや二対の配線 2 1 g に対応するステレオジャックなどを挙げることができる。

40

【 0 0 4 0 】

次に、本体チューブ 4 の先端側に装着されているバルーンについて説明する。

図 7 は本体チューブ 4 の先端側に装着されているバルーンの構造の箇所の概略断面図であり、図 8 はそのバルーンの側面図である。本体チューブ 4 の先端側の所定の位置には、例えば弾性の薄膜からなるバルーン 4 2 が装着されている。バルーン 4 2 の前後部分は、本体チューブ 4 の外周に接着剤 4 2 a などによって固着されている。本体チューブ 4 において、バルーン 4 2 で被覆されている箇所には、例えば 3 つの注入口 4 2 b が穿設されている（図 8 参照）。これにより、バルーン膨らまし用チャンネル 4 C に通された空気などの気体や水などの液体は、図 7 に矢印で示すように、注入口 4 2 b を通過してバルーン 4 2 を膨張させる。なおバルーン 4 2 に使用する円筒の薄膜には、例えばシリコンゴムを用いるこ

50

とができる。

【0041】

以下、能動チューブ3の製造方法を説明する。

まず、先端部2の屈曲機構21を組み立てる。すなわち、図3(a)に示すように、ワーキングチャンネル用チューブ21aの先端側を延設するように前リンク21bの大径孔21dに挿通する。また、ワーキングチャンネル用チューブ21aの後端側を延設するように後リンク21cを大径孔21dに挿通する。必要に応じて、前リンク21bおよび後リンク21cとワーキングチャンネル用チューブ21aの外周面とは接着剤などで仮止めする。また、SMAでSMAコイル21eを作製する。SMAコイル21eは、例えば、素線径50~100 μ m、外径200~300 μ mのものを用いる。そして、後リンク21cの第一の小径孔21fにSMAコイル21eの一端を挿通し、前リンク21bの第一の小径孔21fに挿通する。その後、前リンク21bの第一の小径孔21fに挿通したSMAコイル21eの先端を折り返して、前リンク21bの第二の小径孔21fに挿通し、後リンク21cの第二の小径孔21fに挿通する。SMAコイル21eの両端、すなわち、後リンク21c側の両端を、必要に応じて別の配線と接続する。

10

【0042】

そして、外皮21jをワーキングチャンネル用チューブ21aの長手方向に沿って被覆し、前リンク21bの外周と外皮21jの先端側内周面とを接合して前リンク21bの前側面に絶縁性の接着剤21hを盛る。接着剤21hでワーキングチャンネル用チューブ21a、前リンク21b、SMAコイル21eおよび外皮21j同士を固着する。同様に、後リンク21cの外周と外皮21jの後端側内周面とを接合して後リンク21cの後側面に絶縁性の接着剤21iを盛る。接着剤21iでワーキングチャンネル用チューブ21a、後リンク21c、SMAコイル21e（または配線21g）および外皮21j同士を固着する。接着剤21h、21iとして、例えばシリコンを用いることができる。

20

続いて、屈曲機構21の後端接合フランジ2bの外側に、ジョイント用チューブ24を接続して、後端接合フランジ2bとジョイント用チューブ24の前側の内周面とを絶縁性の接着剤で固定し、これで屈曲機構21が組み立てられる。

【0043】

次に、図2(a)に示すように、組み立てた屈曲機構21を、外皮用チューブ25の後方から挿入し、屈曲機構21に先端チップ23を装着する。すなわち、先端チップ23の後端接合フランジ23aの内周面と、ワーキングチャンネル用チューブ21aの先端接合フランジ2aの端面とを絶縁性の接着剤で接着する。これで、能動チューブ3の先端部2が作製される。先端部2の大きさは、例えば、外径数mm、長さ数十mmである。

30

そして、能動チューブ3の先端部2のSMAコイル21eの両端を、本体チューブ4の配線用チャンネル4Bに挿通されている配線21gと半田などで結合させる。なお、SMAコイル21eの両端に別の配線を必要に応じて接続した場合には、この別の配線を配線21gと結合させる。本体チューブ4と先端部2とを連通させて、ジョイント用チューブ24の後端端面と本体チューブ4の前側の内周面とを絶縁性の接着剤で接着することにより能動チューブ3が完成する。

【0044】

40

次に、コントロールボックス10を説明する。

図9はコントロールボックス10の機能ブロック図である。コントロールボックス10は、能動チューブ3の先端部2に内蔵されている屈曲機構21を制御する。この制御により先端部2を屈曲させる。例えば、図9に示すように、コントロールボックス10は、ポテンショメータを内蔵したコントロールスティックなどからなる制御入力部10aと、制御入力部10aからの入力信号を受けて屈曲機構21に対して制御信号を出力する制御部10bと、制御部10bに対して電源供給を行う電源部10cとを有する。ここで、制御入力部10aは、例えば、手のひらで容易に握めるようにグリップを形成してあるスティック10Aに、手指でレバー10Bを移動することで入力可能なスライド式操作機構を備えたコントロールスティックである。また、制御部10bはマイクロコンピュータなどで

50

構成され、電源部 10 c は乾電池などで構成される。

【0045】

SMA コイル 21 e への通電は、その一端に接続された直流電源 10 d からの通電量を制御素子 10 e により制御する。この直流電源 10 d としては乾電池、制御素子 10 e としてはパワートランジスタを用いることができる。

なお、コントロールボックス 10 の制御入力部 10 a の代わりに、コントロールボックス 10 に内蔵された入力部 10 f を用いてもよい。

特に、屈曲機構 21 に対する制御方式として、パルス幅変調 (PWM: pulse Width Modulation) 方式を用いることができる。PWM 方式を採用することにより、SMA コイル 21 e への通電時間と通電していない時間とを繰り返して、SMA コイル 21 e への通電による加熱時と放熱時とを繰り返す。これにより、SMA コイル 21 e の温度を抑制し、屈曲機構 21、ひいては先端部 2 そのものの温度を抑制できる。また、通電の時間サイクルのデューティ比を変えることで、一サイクルでの通電量を変化させて屈曲機構 21 の屈曲角を制御することができる。

10

【0046】

以上のように構成された能動チューブシステム 1 は次のように動作する。

図 10 は、コントロールボックス 10 の制御入力部 10 a としてのコントロールスティックのレバー 10 B を操作して、能動チューブ 3 の先端部 2 の屈曲状態を示した断面図である。コントロールスティックのレバー 10 B を操作して、コントロールボックス 10 の制御部 10 b に入力し、その入力に応じて制御素子 10 e を制御する。制御素子 10 e は、SMA コイル 21 e への一サイクルでの通電量を変化させる。これにより、SMA コイル 21 e の通電量に対応して、屈曲機構 21 が作用し先端部 21 の屈曲角が一定に保たれる。

20

【0047】

ここで、SMA コイル 21 e は通電により発熱するが、図 10 に示すように、屈曲機構 21 は、ワーキングチャネル用チューブ 21 a と外皮 21 j と、前後を前リンク 21 b および後リンク 21 c で囲繞された空間 2 A 内が空気で占められ、さらに、外皮 21 j と外皮用チューブ 25 との間の空間 2 B にも空気が占められた、すなわち空間 2 A、2 B からなる空気層を有している。したがって、先端部 2 の内部に空間 2 A、2 B を持たせて、外皮 21 j やワーキングチャネル用チューブ 21 a や外皮用チューブ 25 を屈曲しやすくし、先端部 2 を放熱し易い構造としている。また、SMA コイル 21 e の材料を変態点が低いもの、例えば 60 のものを用いる。これにより、発生する熱量そのものを抑え、かつ、空気層による放熱効果により、SMA コイル 21 e への通電による屈曲機構 21 の温度上昇を低下させることができる。

30

【0048】

(第二の形態)

次に、本発明の第二の実施形態に係る能動チューブシステムについて説明する。

図 11 は、第二の形態に係る能動チューブシステムの概略図である。第二の形態に係る能動チューブシステム 1 a は、能動チューブ 3 a と表示装置 3 A からなる。能動チューブ 3 a は、第一の形態に係る能動チューブ 3 のワーキングチャネル用チューブ 21 a に、内視鏡 5 を、本体チューブ 4 のワーキングチャネル 4 A から挿入したものである。この第二の形態においては、内視鏡 5 の先端側は能動チューブ 3 a の先端部 2 に固着されない。すなわち、内視鏡 5 は、本体チューブ 4 を介して先端部 2 に挿脱できるようにしたものである。

40

これにより、内視鏡 5 を本体チューブ 4 を介して先端部 2 に挿入し、必要に応じて内視鏡 5 のみを抜き取り、薬剤を挿入したり先端部 2 から内容物を吸い出したりすることができる。また、内視鏡 5 を必要に応じて洗浄などの処理を行い再利用することができる。

【0049】

図 12 は、図 11 の内視鏡 5 とは別の内視鏡の一例を示す概略斜視図である。図 12 に示した内視鏡 51 の前側面には、光ファイバーまたは CCD (Charge Coupl

50

e d Device)のような撮像素子などからなる画像入力部5aと、画像入力部5aの前方を照らす複数の照明用ライトガイド5bとを備える。また、内視鏡51には別途作業用のチャンネル5cが備わっていてもよい。また、内視鏡51には画像入力部5aの画面を洗浄するために生理食塩水を導入する導入管が備わっており、内視鏡51の前側面には導入管の先端に当る噴射口5dが備わっていてもよい。ここで、照明用ライトガイド5bの代わりにLED(Light Emitting Diode)でもよい。

【0050】

(第三の形態)

次に、本発明の第三の実施形態に係る能動チューブシステムについて説明する。

図13は、第三の形態に係る能動チューブの概略図である。第三の形態に係る能動チューブ3bは、第一の形態に係る能動チューブ3のワーキングチャンネル用チューブ21aに、内視鏡6を挿通し、内視鏡6の先端を能動チューブ3bの先端チップ23Aに固着したものである。先端チップ23Aの内周には、内視鏡6と係合する係合部を有する。この係合部は、例えば、先端チップ23Aの先端を軸側に鏝23Bを延設して成形される。先端チップ23Aの係合部は、内視鏡6の係合部、例えば凹部61と係合して、内視鏡6を先端チップ23Aから脱離できないようにする。

10

【0051】

図14は、内視鏡6の一例を示す概略斜視図である。内視鏡6の前側面には、CCDのような撮像装置などからなる画像入力部6aと、画像入力部6aの前方を照らす複数のLED6bとを備える。また、内視鏡6には別途作業用のチャンネル(図示せず)が備わっていてもよく、画像入力部6aの画面を洗浄するために生理食塩水を導入する導入管が備わって、内視鏡6の前側面には導入管の先端に当る噴射口6dが備わっていてもよい。

20

【0052】

ここで、画像入力部6aはCCDではなく、第二の形態のように、光ファイバーを用いて、外部に画像を取り出してもよい。また、LED6bの代わりに第二の形態のように、照明用ライトガイドを有しており、外部からの光を照明用ライトガイドが導いて画像入力部6a前方を照らすようにしてもよい。なお、内視鏡6を先端チップ23Aで固定する際には、内視鏡6および先端チップ23Aに係合部を設けたが、接着剤などで固着してもよい。

以上の第二の形態および第三の形態における内視鏡としては、例えば、直径3~10mmの径のものや、それより細い、例えば2.5mmの極細のものが挙げられる。

30

【0053】

以下、能動チューブシステムの使用形態について説明する。ここでは、特に腸閉塞治療に用いる場合を念頭において説明する。

図15は、能動チューブシステムの第一の使用形態を示す概念図である。図では、鼻腔または口腔から能動チューブ3a, 3bを挿入して体内に押し進められて胃11の出口である幽門部11aを通過させる場合を示している。この幽門部11aは、非常に小さく挿入困難な場所である。内視鏡を挿入した能動チューブ3a, 3bの場合には、術者が内視鏡5, 51, 6の先端の画像入力部5a, 6aからの画像を表示装置3Aなどで観察しながら、コントロールボックス10の制御入力部10aを操作する。制御入力部10aの操作により、能動チューブ3の先端部2が屈曲する。

40

例えば、コントロールスティックのレバー10Bを移動させることで、図に矢印で示すように、能動チューブ3の先端部2の屈曲角を自由に変えることができる。そして、能動チューブ3の先端部2を屈曲させて、先端部2を幽門部11aに向けて能動チューブ3a, 3bを押し進め、十二指腸12内に挿入することが容易になる。

【0054】

図16は、能動チューブシステムの第二の使用形態を示す概念図である。同図は、能動チューブ3a, 3bを胃11からさらに腸内に挿入された状態を示している。能動チューブ3a, 3bの先端部2の後側で本体チューブ4の前側に装着されているバルーン42を膨らまし、腸壁13aにバルーン42を接触させる。このバルーン42が腸壁13aに接

50

触することで、能動チューブ 3 a , 3 b の先端側が固定される。

この状態で、第一の使用形態で説明したように、術者が内視鏡 5 , 5 1 , 6 の先端の画像入力部 5 a , 6 a からの画像を表示装置 3 A など観察しながら、コントロールボックス 1 0 の制御入力部 1 0 a を操作する。このため、制御入力部 1 0 a の操作により、能動チューブ 3 a , 3 b の先端部 2 が屈曲する。例えば、コントロールスティックのレバー 1 0 B を移動させることで、矢印で示すように、能動チューブ 3 の先端部 2 の屈曲角を自由に変えることができる。これで、術者は腸壁 1 3 a を意のままに観察できる。また、腸のぜん動運動により、バルーン 4 2 を腸内の前方側に進ませることができる。

このように、能動チューブ 3 a , 3 b は、バルーン 4 2 を装着した本体チューブ 4 と、屈曲機構 2 1 を内蔵した先端部 2 とを接合するとともに、光ファイバーや CCD などの撮像素子からなる画像入力部 5 a , 6 a を先端部 2 に内蔵しているので、腸内観察用の内視鏡として用いることができる。

10

【 0 0 5 5 】

なお、第一の使用形態および第二の使用形態においては、内視鏡を挿入してある能動チューブ 3 a , 3 b を前提に説明したものの、内視鏡が挿入されていない能動チューブ 3 においても、X 線透過画像を併用することで同様に使用することもできる。

【 0 0 5 6 】

また、以上の第一乃至第三の形態においては、先端部 2 内の屈曲機構 2 1 は一本の S M A コイル 2 1 e からなるが、屈曲機構 2 1 の断面に対して複数本の S M A コイル 2 1 e を対称的に配置して、各 S M A コイル 2 1 e への通電加熱を行うことで、全方向に先端部 2 を屈曲させることができる。この場合には、制御入力部 1 0 a は、例えば、S M A コイル 2 1 e の本数と同数のスライド式制御機構をコントロールスティックに設けることで実現できる。

20

【 0 0 5 7 】

(第四の形態)

次に、第四の形態について図 1 6 を参照して説明する。

第四の形態は、第二の形態における能動チューブ 3 a や第三の形態における能動チューブ 3 b の先端部 2 に複数の錘 2 2 を設けないものである。すなわち、能動チューブ 3 は、屈曲機構 2 1 を内蔵した先端部 2 と、先端部 2 の後端に接合する本体チューブ 4 とからなっており、内視鏡 5 , 5 1 , 6 を、本体チューブ 4 のワーキングチャンネル 4 A および先端部 2 のワーキングチャンネル用チューブ 2 1 a に挿入してあるものである。屈曲機構 2 1 や本体チューブ 4 の構成は、他の形態と同様である。

30

【 実施例 】

【 0 0 5 8 】

次のようにイレウス用の能動カテーテルを作製した。

素線径 5 0 ~ 1 0 0 μ m のニッケル・チタン系 S M A を用いて、外径 2 0 0 ~ 3 0 0 μ m の S M A コイル 2 1 e を作製して屈曲機構 2 1 を組み立て、先端部 2 を作製した。このとき、先端部 2 の長さは約 4 0 mm、外径 6 mm であった。そして、本体チューブ 4 に先端部 2 を接合した。屈曲機構 2 1 は、ピーク電圧 1 6 . 5 V、パルス周期 8 6 . 2 H z のパルス電圧で駆動して、デューティ比を変化させて先端部 2 を屈曲させた。

40

【 0 0 5 9 】

図 1 7 は、パルス電圧のデューティ比に対する先端部 2 の屈曲角を示す図である。屈曲角は、本体チューブ 4 の延長線と先端部 2 1 とのなす角である。各デューティ比に対し、屈曲機構 2 1 が作動し先端部 2 が屈曲するまでの時間は一秒以内であった。また、コントロールスティックのレバー 1 0 B を元に戻すことで、先端部 2 は、本体チューブ 4 の延長線上に位置する。

図 1 7 から分かるように、デューティ比が 4 0 % で、最大 1 1 0 ° まで屈曲できた。このとき曲率半径は約 2 0 mm であった。また、本体チューブ 4 およびワーキングチャンネル用チューブ 2 1 a に、直径 1 . 1 4 mm のガイドワイヤーを通したままでも、先端部 2 を屈曲できることを確認した。

50

【 0 0 6 0 】

図 1 8 は、温度 2 6 の大気中における能動チューブ 3 の先端部の表面温度の経過時間を示す図である。所定のデューティ比に固定して屈曲角が 3 0 °、4 5 °、6 0 °となるように S M A コイル 2 1 e に通電させて、先端部 2 の外皮用チューブ 2 5 の表面温度を熱電対で測定したものである。熱電対は、S M A コイル 2 1 e の輻射熱を直接受ける箇所とし、具体的には錘 2 2 の間の外皮用チューブ 2 5 に当接させた。図から明らかなように、通電開始から表面温度が 4 1 を越える時間は、屈曲角が 3 0 °、4 5 °、6 0 °の場合に、それぞれ、6 0 秒、4 0 秒、2 5 秒であることが分かる。

【 0 0 6 1 】

さらに、能動チューブ 3 を腸閉塞治療用能動チューブとして使用する場合を想定し、すなわち、使用される箇所が胃や腸内であり食物などの残渣などがあることを想定して、水温 3 8 の水に浸した状態での能動チューブの表皮温度も確認した。

図 1 9 ~ 図 2 1 は、水温 3 8 の水に浸した状態で、先端部 2 の屈曲角として、それぞれ、3 0 °、4 5 °、6 0 °に屈曲させたときの先端部 2 の表面温度の経過時間を示す図である。これらの図から判るように、屈曲角 3 0 °では表面温度は約 4 1 で一定し、屈曲角 4 5 °では表面温度は約 4 2 で一定する。また、屈曲角 6 0 °では、一分以上屈曲状態を保っても約 4 4 まで上昇しない。これは、能動チューブ 3 の先端部 2 の最表面には、大気より熱伝導性の良い水が存在することで、熱効率が向上したためと考えられる。これにより、屈曲角 3 0 °においては、表面温度は、約 4 1 以下となり、十分に治療用に使用可能であることが分かった。

【 0 0 6 2 】

以上説明した各種の実施の形態は本発明を実施するための一例に過ぎず、本発明は特許請求の範囲に記載した範囲内で種々の変更が可能であり、これらも本発明の範囲に含まれることはいうまでもない。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 3 】

【 図 1 】 本発明を実施するための最良の形態である能動チューブシステムの構成図である。

【 図 2 】 (a) は能動チューブの先端部の分解斜視図、(b) は能動チューブの先端の断面図である。

【 図 3 】 (a) は屈曲機構の一部斜視図、(b) は屈曲機構の断面図である。

【 図 4 】 図 3 (b) の A - A 線に沿う断面図である。

【 図 5 】 本体チューブの後端部の部分断面図である。

【 図 6 】 図 1 の B - B 線に沿う断面図である。

【 図 7 】 本体チューブの先端側に装着されているバルーンの構造の箇所の概略断面図である。

【 図 8 】 本体チューブの先端側に装着されているバルーンの構造の箇所の概略側面図である。

【 図 9 】 コントロールボックスの機能ブロック図である。

【 図 1 0 】 能動チューブの先端部の屈曲状態を示した断面図である。

【 図 1 1 】 第二の形態に係る能動チューブシステムの概略図である。

【 図 1 2 】 図 1 1 の内視鏡とは別の内視鏡の一例を示す概略斜視図である。

【 図 1 3 】 第三の形態に係る能動チューブの概略図である。

【 図 1 4 】 内視鏡の一例を示す概略斜視図である。

【 図 1 5 】 能動チューブシステムの第一の使用形態を示す概念図である。

【 図 1 6 】 能動チューブシステムの第二の使用形態を示す概念図である。

【 図 1 7 】 パルス電圧のデューティ比に対する先端部の屈曲角を示す図である。

【 図 1 8 】 温度 2 6 の大気中における能動チューブの先端部の表面温度の経過時間を示す図である。

【 図 1 9 】 水温 3 8 の水に浸した状態で、先端部を屈曲角 3 0 °に屈曲させたときの先

10

20

30

40

50

端部の表面温度の経過時間を示す図である。

【図 2 0】水温 3 8 の水に浸した状態で、先端部を屈曲角 4 5 ° に屈曲させたときの先端部の表面温度の経過時間を示す図である。

【図 2 1】水温 3 8 の水に浸した状態で、先端部を屈曲角 6 0 ° に屈曲させたときの先端部の表面温度の経過時間を示す図である。

【図 2 2】本発明の背景技術であるカテーテルの先端部の概略断面図である。

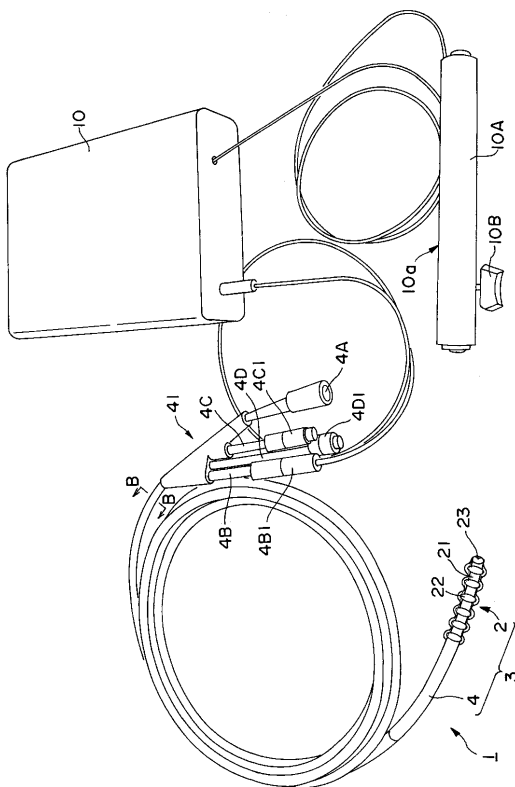
【符号の説明】

【 0 0 6 4 】

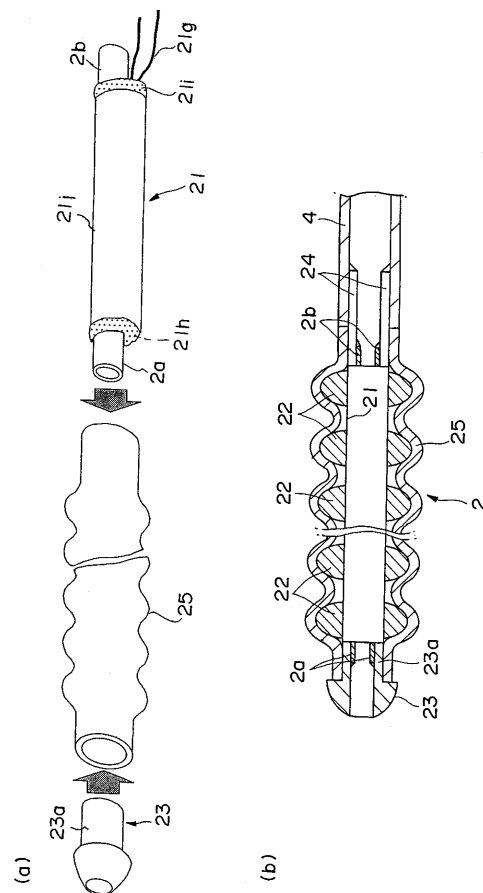
1 , 1 a	能動チューブシステム	
2	先端部	10
2 A , 2 B	空間	
2 a	先端接合フランジ	
2 b , 2 3 a	後端接合フランジ	
3 , 3 a , 3 b	能動チューブ	
3 A	表示装置	
4	本体チューブ	
4 A	ワーキングチャネル	
4 B	配線用チャネル	
4 C	バルーン膨らまし用チャネル	
4 D	ベント用チャネル	20
4 B 1 , 4 C 1 , 4 D 1	コネクター	
5 , 5 1 , 6	内視鏡	
5 a , 6 a	画像入力部	
5 b	照明用ライトガイド	
5 c	チャネル	
5 d , 6 d	噴射口	
6 b	L E D	
1 0	コントロールボックス	
1 0 A	スティック	
1 0 B	レバー	30
1 0 a	制御入力部	
1 0 b	制御部	
1 0 c	電源部	
1 0 d	直流電源	
1 0 e	制御素子	
1 0 f	入力部	
1 1	胃	
1 1 a	幽門部	
1 2	十二指腸	
1 3 a	腸壁	40
2 1	屈曲機構	
2 1 a	ワーキングチャネル用チューブ	
2 1 b	前リンク	
2 1 c	後リンク	
2 1 d	大径孔	
2 1 e	S M A コイル	
2 1 f	小径孔	
2 1 g	配線	
2 1 h , 2 1 i	接着剤	
2 1 j	外皮	50

2 2	錘
2 3 , 2 3 A	先端チップ
2 3 B	鐳
2 4	ジョイント用チューブ
2 5	外皮用チューブ
4 1	後端部
4 2	バルーン
4 2 a	接着剤
4 2 b	注入口
6 1	凹部

【図 1】

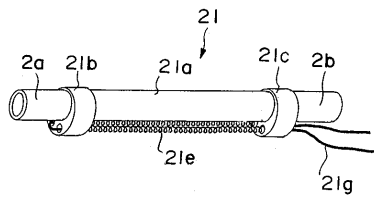


【図 2】

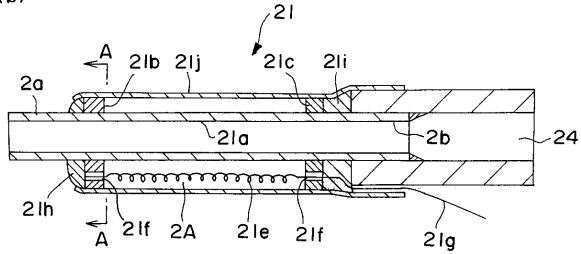


【図 3】

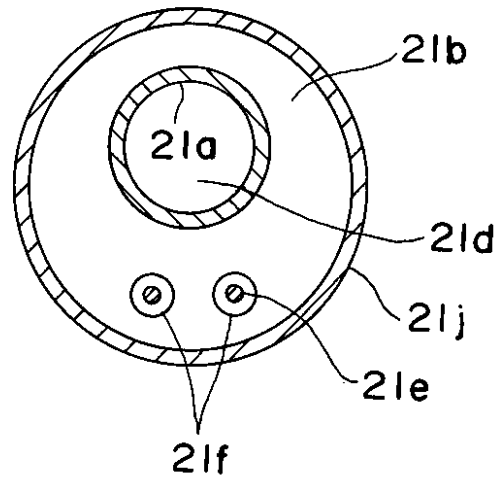
(a)



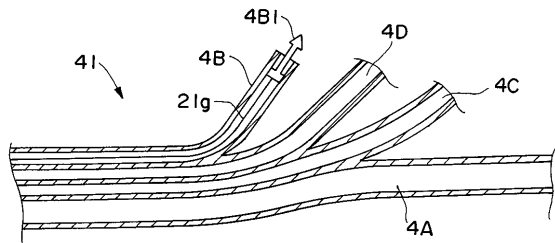
(b)



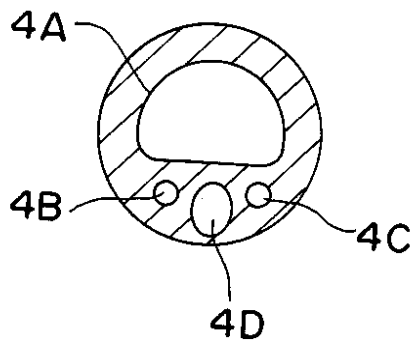
【図 4】



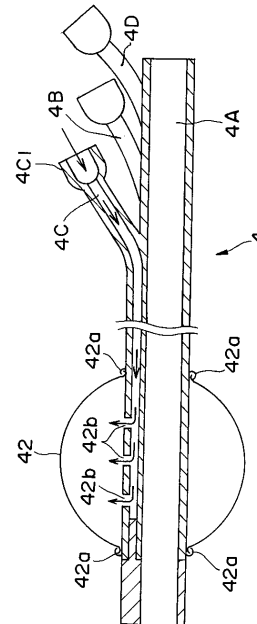
【図 5】



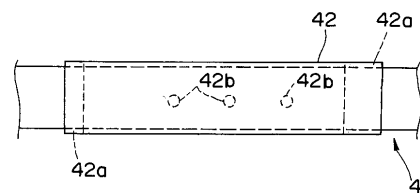
【図 6】



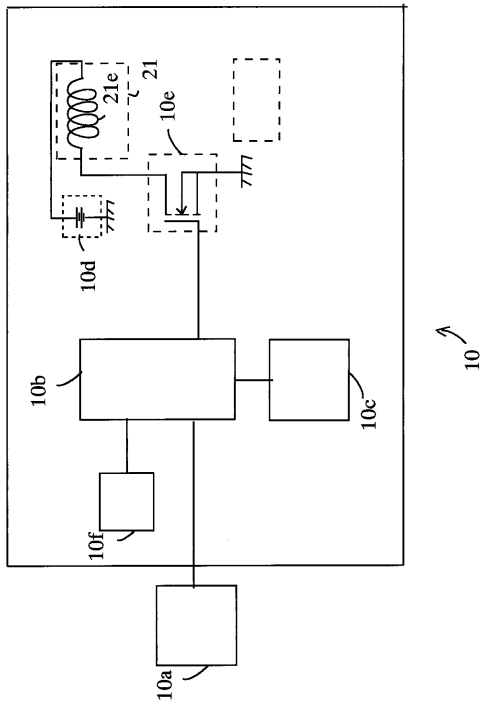
【図 7】



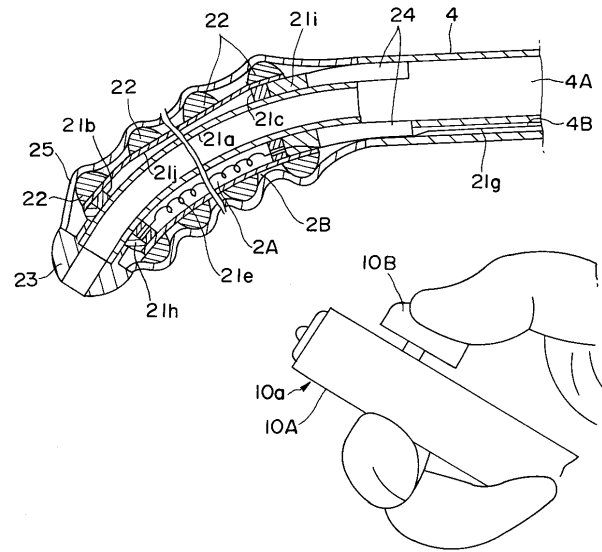
【図 8】



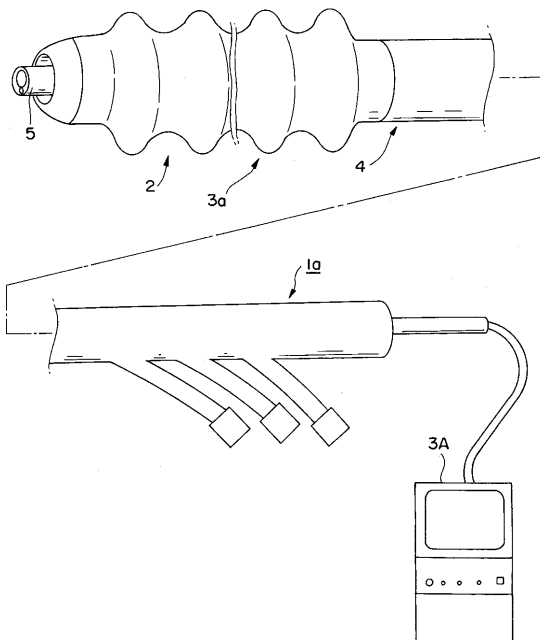
【図 9】



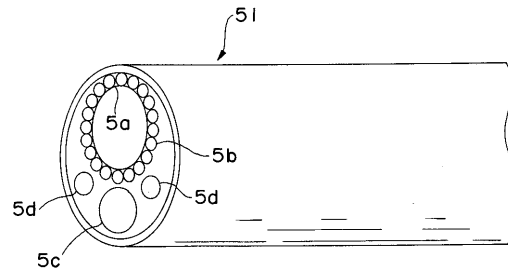
【図 10】



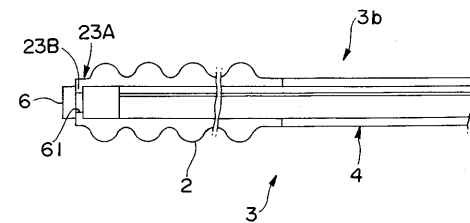
【図 11】



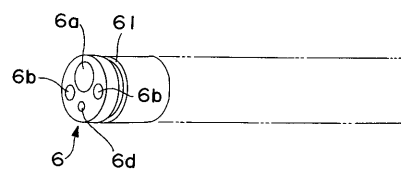
【図 12】



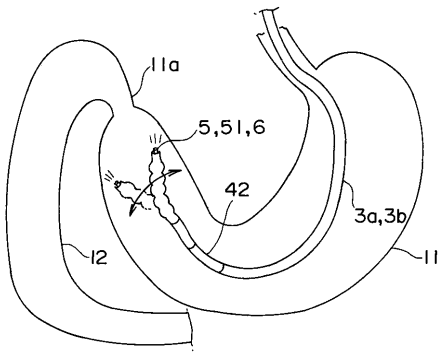
【図 13】



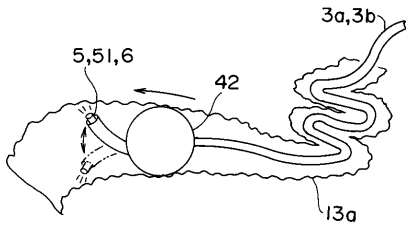
【図 14】



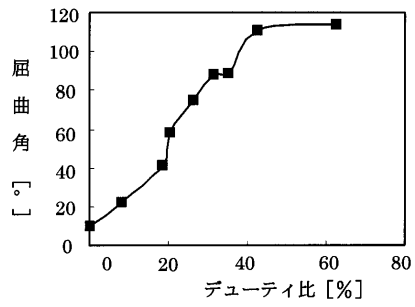
【図 15】



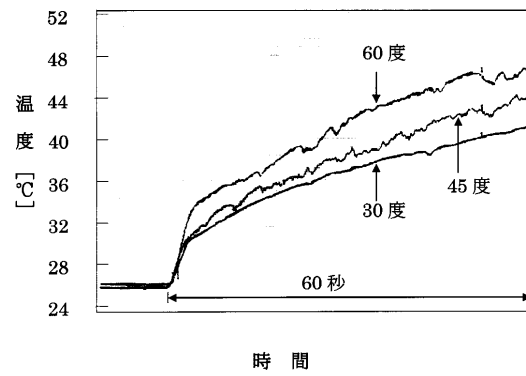
【図 16】



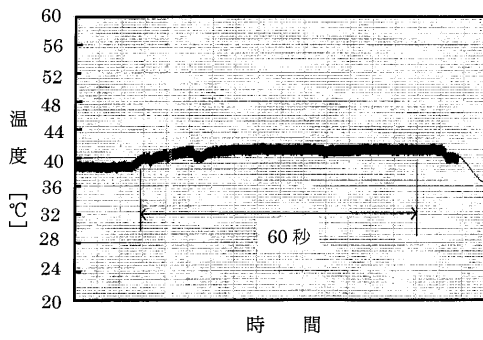
【図 17】



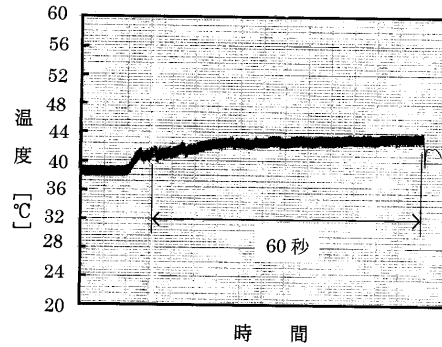
【図 18】



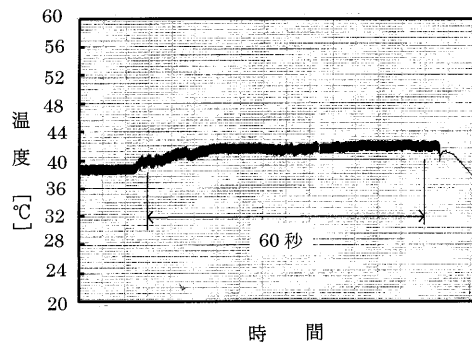
【図 19】



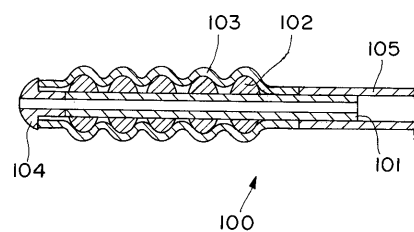
【図 21】



【図 20】



【図 22】



フロントページの続き

(72)発明者 江刺 正喜

宮城県仙台市太白区八木山南一丁目 1 1 番 9 号

(72)発明者 芳賀 洋一

宮城県仙台市青葉区国分町一丁目 2 番 5 号 一番町シティハウ
ス 9 0 3 号

(72)発明者 水島 昌徳

宮城県仙台市太白区八木山南三丁目 1 番 4 0 号 ディアス桂 1
0 1

(72)発明者 松永 忠雄

宮城県仙台市青葉区中山六丁目 2 0 番 1 号 カーサベルデ中山
A - 2 0 2

F ターム(参考) 2H040 AA02 BA21 DA03 DA12 DA15 DA16 DA42 DA54 DA57 GA02
4C060 MM26
4C061 AA00 AA03 AA04 BB00 CC00 DD03 FF25 FF26 FF36 JJ06
JJ11
4C167 AA03 BB02 BB07 BB09 BB27 BB52 BB54 CC23 DD10 EE01
GG32 HH11 HH17

专利名称(译)	有源管和有源管系统		
公开(公告)号	JP2005168910A	公开(公告)日	2005-06-30
申请号	JP2003415402	申请日	2003-12-12
[标]申请(专利权)人(译)	独立行政法人科学技术振兴机构 正义江差 芳贺洋一		
申请(专利权)人(译)	独立行政法人科学技术振兴机构 正义江差 芳贺洋一		
[标]发明人	江刺正喜 芳贺洋一 水島昌德 松永忠雄		
发明人	江刺 正喜 芳賀 洋一 水島 昌德 松永 忠雄		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/005 A61B17/00 A61M25/01 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/0058 A61B1/0051 G02B23/2476		
FI分类号	A61B1/00.310.A A61B1/00.320.C A61B17/00.320 G02B23/24.A A61M25/00.309.B A61B1/00.711 A61B1/005.521 A61B1/005.524 A61B1/008.510 A61B1/01.511 A61B1/01.513 A61B1/012 A61B1/05 A61B1/06.531 A61B1/07.733 A61B17/94 A61M25/092		
F-TERM分类号	2H040/AA02 2H040/BA21 2H040/DA03 2H040/DA12 2H040/DA15 2H040/DA16 2H040/DA42 2H040/DA54 2H040/DA57 2H040/GA02 4C060/MM26 4C061/AA00 4C061/AA03 4C061/AA04 4C061/BB00 4C061/CC00 4C061/DD03 4C061/FF25 4C061/FF26 4C061/FF36 4C061/JJ06 4C061/JJ11 4C167/AA03 4C167/BB02 4C167/BB07 4C167/BB09 4C167/BB27 4C167/BB52 4C167/BB54 4C167/CC23 4C167/DD10 4C167/EE01 4C167/GG32 4C167/HH11 4C167/HH17 4C160/MM43 4C160/NN02 4C160/NN07 4C160/NN16 4C161/AA00 4C161/AA03 4C161/AA04 4C161/BB00 4C161/CC00 4C161/DD03 4C161/FF25 4C161/FF26 4C161/FF36 4C161/JJ06 4C161/JJ11 4C267/AA03 4C267/BB02 4C267/BB07 4C267/BB09 4C267/BB27 4C267/BB52 4C267/BB54 4C267/CC23 4C267/DD10 4C267/EE01 4C267/GG32 4C267/HH11 4C267/HH17		
代理人(译)	平山和幸		
其他公开文献	JP3852033B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：弯曲尖端以使其定向，控制弯曲程度，以便可以轻松地将其插入难以插入的部分，并在低温下驱动它以进行检查和处理。及其系统。 解决方案：弯曲机构21通过沿工作通道管21a的外部布线SMA线圈21e进行配置。 弯曲机构（21）插入包含多个重物（22）的外皮管（25）中。 然后，将弯曲机构21的末端23安装到活动管1的末端侧23。 此外，主体管4在前端部2处与工作通道管21a连通。 将导线21g连接到SMA线圈21e。 配线21g通过主体管4的配线通道4B插入到主体管的后端部41，并且能够从外部驱动弯曲机构21。 [选择图]图2

