

(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2007-260241

(P2007-260241A)

(43) 公開日 平成19年10月11日(2007. 10. 11)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 M 37/00 (2006.01)	A 6 1 M 37/00	4 C 0 6 1
A 6 1 M 25/00 (2006.01)	A 6 1 M 25/00 4 1 O D	4 C 1 6 7
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 O O D	

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2006-91310 (P2006-91310)	(71) 出願人	000109543
(22) 出願日	平成18年3月29日 (2006. 3. 29)		テルモ株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号
		(74) 代理人	100072349
			弁理士 八田 幹雄
		(74) 代理人	100110995
			弁理士 奈良 泰男
		(74) 代理人	100114649
			弁理士 宇谷 勝幸
		(72) 発明者	杉瀬 博司
			東京都渋谷区幡ヶ谷2-44-1 テルモ株式会社内
		Fターム(参考)	4C061 AA15 FF36 HH51 JJ11 JJ17
			4C167 AA06 AA77 BB27 BB40 CC26
			GG05 GG06 GG09 GG16 GG22

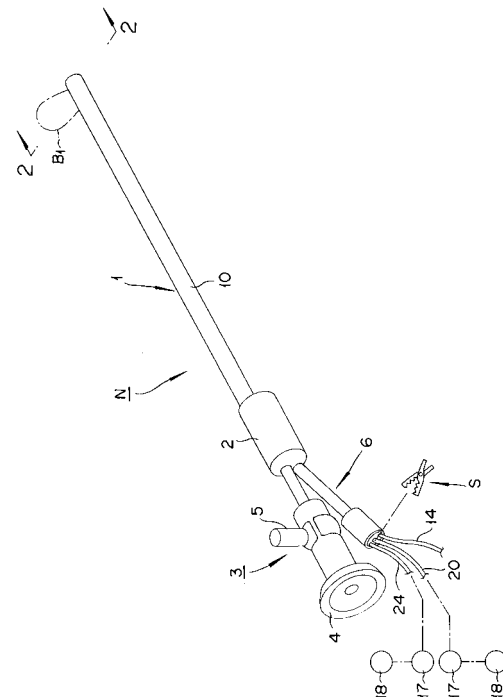
(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 生体適合性注入剤を注入針により体組織に注入する場合、注入された生体適合性注入剤により生じる膨隆の形成度から生体適合性注入剤の注入量をコントロールすることができる内視鏡を提供する。

【解決手段】 体腔内に挿入する本体1と、本体1から出没自在に設けられ生体適合性注入剤を体組織に注入する注入針Hと、先端に体腔内頸部に留置するバルーンBを有するバルーンカテーテル20と、を有する内視鏡Nにおいて、バルーンカテーテル20のカテーテルシャフト21に、注入針Hから体組織に注入された生体適合性注入剤により形成される膨隆による癒合圧力を測定する圧力センサー23を設けたことを特徴とする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内に挿入する本体と、当該本体から出沒自在に設けられ生体適合性注入剤を体組織に注入する注入針と、先端に前記体腔内頸部に留置するバルーンを有するバルーンカテーテルと、を有する内視鏡において、前記バルーンカテーテルのカテーテルシャフトに、前記注入針から体組織に注入された生体適合性注入剤により形成される膨隆による癒合圧力を測定する圧力センサーを設けたことを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

前記圧力センサーは、前記バルーンの基端から離間した所定の範囲内に 1 個あるいは複数個設けたことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

10

【請求項 3】

前記所定の範囲は、前記体腔が尿道の場合、前記バルーンの基端から 1.0 cm 離間された点を中心に ± 0.5 cm の範囲内としたことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記バルーンカテーテルは、前記本体の外部に、軸方向の変位を規制するストッパ部材を有することを特徴とする請求項 1～3 のいずれかに記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体適合性注入剤を体組織に注入する注入針を有する内視鏡に関する。

20

【背景技術】

【0002】

従来から尿失禁の治療には、コラーゲン等の生体適合性材料を尿道周囲の体組織に注入することにより、尿道に対して癒合圧力を高める方法がある。

【0003】

この方法は、経会陰的注入法と経尿道的内視鏡直視下注入法があるが、後者の方が正確な位置への注入が容易であること、注入剤が前者より少なくすむことなどの理由により最近では主流になっている。

【0004】

経尿道的注入法は、注入針がセットされた経尿道的内視鏡を使用し、これを外尿道口から尿道を通り、先端が膀胱内に達するまで挿入する。そして、注入針の先端から注入剤を流出させ、注入針内腔の空気を抜いた後、注入針を戻して内視鏡先端を膀胱頸部より所定の後退長（通常、約 1.5 cm～2.0 cm 程度）だけ後退させる。この付近が丁度尿道外括約筋付近であり注入剤の注入位置でもある。穿刺は、尿道粘膜下まで針を進め、さらに尿道粘膜との角度を浅くして針を膀胱頸部のすぐ遠位まで進めて注入剤を注入する。注入量は、直視下で尿道粘膜の膨隆の程度により決定する。

30

【0005】

ところが、尿道外括約筋付近での注入針の穿刺方向は、一般的に、いわゆる 4 時と 8 時の方向の 2 箇所あり、穿刺角度的に見れば、水平方向に対し ± 45 度程度であることから、内視鏡は、挿入時の姿勢状態から回動させて軸直角方向に押し当てることになる。

40

【0006】

このため、内視鏡の後端の接眼部で目視していると、膀胱頸部にまっすぐ向っていた状態から変位するので、膀胱頸部から近位の尿道の隆起が必ずしも確認できないことがある。視野を確保するために、注入針の穿刺角度を浅くすると、尿道粘膜下に注入針を進めることができず、注入針の刃面で尿道粘膜を切り裂く場合があり、また、粘膜でないところで無理に注入剤を注入すると尿道粘膜が裂け注入剤が亀裂から漏れる場合もある。

【0007】

ここにおいて、「穿刺角度が浅い」とは、注入針の軸線と穿刺面とのなす角度が小さいことをいう。

【0008】

50

注入による副作用には、注入箇所や注入量、漏出に起因するものと見られる術後の排尿障害や尿閉があり、一過性ではあるが多いもので、前者は18.6%、後者は7.1%（泌尿器外科 Vol. 7 第821頁 - 831頁 1994年参照）の発生率があることが報告されており、その他にも血尿、排尿痛、膀胱刺激症状などが稀に見られることから、注入針による注入には相当の慎重さや確実さが求められる。

【0009】

特に、注入後の漏出（逆流）は、注入剤の量的減少により治療効果が大幅に低減することから、これを防止するために従来から種々提案がなされている。

【0010】

例えば、下記特許文献1では、穿刺した針路からの漏出を防止する目的で、非コアリング針を使用し、針穴位置が外部から分るようにしたものが提案されている。 10

【0011】

下記特許文献2, 3では、外套管に包含膜をしぼんだ状態で組み込み、注入剤を直接体組織に注入せず包含膜内部に注入するものが提案されている。

【0012】

しかし、非コアリング針を使用しても、注入剤を包含膜内部に封止しても、注入針を正確に所定の注入箇所に穿刺したり、所定の穿刺角度で穿刺したり、注入量のコントロールする操作は容易ではないというのが実情である。

【特許文献1】特許第3630461号（段落番号「0010」～「0013」など参照） 20

【特許文献2】特許第2652164号（特許請求の範囲、第3図など参照）

【特許文献3】特許第2649226号（特許請求の範囲、第10図など参照）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

本発明は、上述した課題を解決するためになされたもので、生体適合性注入剤を注入針により体組織に注入する場合、注入された生体適合性注入剤により生じる膨隆の形成度から生体適合性注入剤の注入量をコントロールすることができる内視鏡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】

上記目的を達成する本発明の内視鏡は、体腔内に挿入する本体と、当該本体から出没自在に設けられ生体適合性注入剤を体組織に注入する注入針と、先端に前記体腔内頸部に留置するバルーンを有するバルーンカテーテルと、を有する内視鏡において、前記バルーンカテーテルのカテーテルシャフトに、前記注入針から体組織に注入された生体適合性注入剤により形成される膨隆による癒合圧力を測定する圧力センサーを設けたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

本発明は、体腔内頸部に留置するバルーンを有するバルーンカテーテルのカテーテルシャフトに、注入針から体組織に注入された生体適合性注入剤により形成される膨隆による癒合圧力を測定する圧力センサーを設けたので、膨隆の形成状態を検知しつつ前記注入剤を注入することができる。したがって、注入剤を最適な状態まで注入できることから、注入剤の注入不足や過度の注入を防止することができる。この結果、尿失禁などの治療がより確実なものとなり、手技も円滑に行うことができる。 40

【0016】

前記圧力センサーを設けるにあたり、バルーンの基端から離間した所定の範囲内に1個あるいは複数個設けると、個人差あるいは注入針の穿刺状態の変動により膨隆の形成状態が異なっても、膨隆の形成状態を確実に検知することができる。特に、尿失禁の治療の場合、圧力センサーを、前記バルーンの基端から1.0cm離間された点を中心に±0.5 50

c mの範囲内に設けると、膨隆の形成状態を確実に検知することができる。

【0017】

前記本体の外部でバルーンカテーテルの軸方向の変位を規制するストッパ部材を設ければ、本体を位置固定した状態で注入針の穿刺を行うことができ、より正確な穿刺が可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、図面を参照して、本発明の実施の形態を詳細に説明する。

【0019】

図1は本発明の実施形態に係る内視鏡を示す概略斜視図、図2は図1の2-2線に沿う断面図、図3は図2の3-3線に沿う断面図、図4は図2の4-4線に沿う断面図である。

【0020】

本実施形態は、内視鏡を尿失禁の治療に使用する場合であり、尿道あるいは尿管に挿入し、生体適合性注入剤を尿道外括約筋に隣接する近位尿道周囲あるいは尿管口に隣接する体組織への注入に使用する。

【0021】

本実施形態の内視鏡Nは、図1に示すように、長尺な管状の本体1と、本体1の後端に連結されたブリッジ部2を介して設けられた操作部3と、操作部3の後端に設けられた接眼部4とを有し、操作部3には、光源からの光を導入するために上方に突出されたライトコネクタ5と、ブリッジ部2に連結された操作導管6が設けられている。

【0022】

さらに詳述する。まず、本体1は、図2に示すように、治療のため尿道あるいは尿管に挿入される部分であって、先端が開放端とされたシース10を有している。シース10は、特に限定されないが、本体1をより細径化し比較的柔軟なものにする場合には、薄層チューブとすることが好ましく、その材質としては、例えば、ポリイミド、ポリウレタン、ポリエチレン、ポリテトラフルオロエチレンなどが使用でき、また、柔軟でなく剛性のあるものにする場合には、SUS材などが使用できる。

【0023】

シース10の内部には、3つのルーメン11、12、13と、ライトガイド30とイメージガイド31が軸方向の略全長にわたって設けられている。

【0024】

まず、ルーメンに関して述べると、図2の右側の第1のルーメン11は、針用ルーメンであり、図4に示すように、先端に注入針Hが設けられた注入用カテーテル14が挿通されている。注入用カテーテル14は、第1のルーメン11と操作導管6を通して外部まで導かれ、外端部には、生体適合性注入剤を注入する注入手段（図示せず）が連結されている。なお、注入手段としては、どのようなものであってもよいが、具体的には、シリンジポンプなどが使用される。また、注入用カテーテル14は、外部から操作することにより全体が第1ルーメン11内で軸方向に進退し、先端に設けられた注入針Hがシース10の先端から出没自在するようになっている。

【0025】

ここに、注入針Hは、本実施形態では、コアリング針、非コアリング針のいずれを使用してもよいが、注入針Hにより注入されるコラーゲンなどの生体適合性注入剤は、比較的粘性を有しているため、これを円滑に注入するには、ある程度の内径を有することが好ましく、例えば、注入針Hは、内径が0.5mm～1.5mm程度が好ましい。また、注入用カテーテル14の内径としては、0.7mm～2.5mm程度で、かつテーパ形状のものが好ましい。

【0026】

図上左側の第2のルーメン12は、偏在手段15を膨張するためのルーメンである。

【0027】

10

20

30

40

50

偏在手段１５とは、注入針Ｈを深い穿刺角度で穿刺できるように、穿刺位置近傍の体組織を歪ませ、穿刺面に対する穿刺角度を大きくし、注入針Ｈの穿刺位置を正確にコントロールして最適注入箇所へ注入針Ｈを進めることができるようにするものである。

【００２８】

本実施形態の偏在手段１５は、図４に示すように、シース１０の先端側側部の外面に設けられた偏在用バルーン１６と、この偏在用バルーン１６に流体圧を導入するための加圧手段１７（図１参照）と、加圧手段１７を制御する制御手段１８（図１参照）とから構成されている。偏在用バルーン１６は、シース１０に開設された通孔１９を介して第２のルーメン１２及び操作導管６の基部側に設けられたポート２４に連通している。そして、ポート２４の外端部に加圧手段１７と制御手段１８が連結されている。

10

【００２９】

偏在用バルーン１６の材質としては、シリコン、ポリウレタンあるいはスチレン系エラストマーなどの弾性率が低く、かつ伸びが大きいものが好適に使用される。理由は、収縮時はシース１０の外面との段差が少なく、膨張時はシース１０の外部に大きく突出させることができるからである。

【００３０】

加圧手段１７としては、例えば、シリンジポンプあるいはローラポンプなどが使用され、空気などの気体あるいは生理食塩水などの液体を、ポート２４より第２のルーメン１２を通して通孔１９まで供給し、偏在用バルーン１６を膨張させる。また、制御手段１８は、シリンジポンプあるいはローラポンプなどの作動を制御し、円滑に流体圧を導入させるようになっている。なお、加圧手段１７であるシリンジポンプを手動操作する場合には、制御手段１８は必ずしも設ける必要はない。

20

【００３１】

加圧膨張された偏在用バルーン１６は、シース１０の外部に大きく突出し、体腔内壁面を加圧することによりシース１０の先端を変位させ、穿刺位置近傍の体組織を歪ませるようになっている。

【００３２】

特に、偏在用バルーン１６による注入用カテーテル１４の変位を効率的に行わせるためには、第１ルーメン１１に対する第２ルーメン１２の位置を、シース１０あるいは本体１の中心軸線に対し対向する位置にすることが好ましい。このようにすると、偏在用バルーン１６を膨張させたときの膨張量がそのままシース１０の先端部の変位量となって表れ、シース１０の先端部の位置、つまり、注入用カテーテル１４に設けられた注入針Ｈの位置を極めて円滑に変位させることができる。ただし、第１ルーメン１１に対する第２ルーメン１２の位置は、必ずしも前記中心軸線に対する対向位置（直交する位置）のみでなく、効率は低下するが、交差角が９０度以外であってもよい。

30

【００３３】

なお、偏在手段１５は、偏在用バルーン１６のみでなく、シース１０の先端側側部より突出し得る弾性部材（図示せず）により構成してもよい。弾性部材としては、ばねあるいはエラストマーなど種々のものを使用できるが、シース１０より外部に突出する突出量を制御手段により制御し得るように構成することが好ましい。例えば、弾性部材としてばねを使用した場合には、突出量を制御できるダンパー手段を有するものを使用することが好ましく、また、エラストマーの場合には突出量を制御できる加圧手段を内部などに設けることが好ましい。特に、ばねを使用した場合には、尿道内壁を傷つけることなく加圧できるように、何らかのクッション部材を設けることが好ましい。

40

【００３４】

図２の下側の第３のルーメン１３は、位置決め制御用ルーメンであり、ここには、位置決め制御用バルーンカテーテル２０が設けられている。位置決め用バルーンカテーテル２０は、第３のルーメン１３及び操作導管６を通して外部まで導かれ、その外端部に、このカテーテル２０に流体圧を導入するための加圧手段１７（図１参照）と、加圧手段１７などを制御する制御手段２１（図１参照）が連結されている。

50

【0035】

位置決め制御用バルーンカテーテル20により形成される位置決め用バルーンBは、膀胱内部まで挿入した本体1の先端から押し出して膀胱内で膨張させ、膀胱頸部42（図5参照）に係合することにより本体1の位置決めをするものである。なお、位置決め用バルーンBは、偏在用バルーン16と同様の材質で形成することが好ましい。

【0036】

特に、本実施形態では、位置決め制御用バルーンカテーテル20のカテーテルシャフト22内に圧力センサー23が設けられている。注入針Hから体組織に生体適合性注入剤を注入すると、体組織の一部が膨隆することになるが、この膨隆状態により高められた癒合圧力を圧力センサー23により検知し、膨隆の形成度を測定し、注入剤の注入不足や過度の注入を防止している。 10

【0037】

したがって、圧力センサー23を設ける位置は重要で、尿失禁の治療の場合には、位置決め用バルーンBの基端から1.0cm離間された点を中心に±0.5cmの範囲内に設けると、尿失禁の治療率が高く、好ましいことが実験により判明している。この場合、圧力センサー23は、前記範囲内に1個設けてもよいが、複数個設けると、この範囲内での膨隆の形成度が判明し、より治療がより確実なものとなる。

【0038】

位置決め用バルーンBの加圧手段17としては、前記偏在用バルーン16と同様、シリンジポンプあるいはローラポンプなどが使用され、空気などの気体あるいは生理食塩水などの液体を先端部まで供給し、位置決め用バルーンBを形成する。 20

【0039】

制御手段21は、前記偏在用バルーン16の制御手段18と同様、シリンジポンプあるいはローラポンプなどの作動を制御するが、これのみでなく、圧力センサー23からの情報も入力され、モニターで表示したり、測定した癒合圧力から最適な注入剤の量などを演算するなど、各種処理を行うようになっている。

【0040】

本実施形態の圧力センサー23は、電氣的に感圧するものであり、位置決め制御用バルーンカテーテル20内に設けられた導線（図示せず）を介して制御手段21と接続されている。ただし、圧力センサー23は、膨隆状態により変化する圧力を検知するものであれば、どのようなものであってもよく、電氣的なもののみでなく、力学的に感知するセンサーを使用することもできる。例えば、位置決め用バルーンBを形成するために、位置決め制御用バルーンカテーテル20内に供給される流体を利用し、圧力変動が生じると、位置決め制御用バルーンカテーテル20の端部に設けられたダイアフラムなどを変位させ、これにより圧力変動を感知してもよい。このようにすれば、導線なども不要で、構成の簡略化を図ることができ、装置コストも低減できる。 30

【0041】

このようにして検知された癒合圧力の情報は、制御手段21に伝達され、注入状態あるいは圧力状態をモニターで表示し、術者に知らしめるが、情報の伝達は、必ずしも導線や流体を用いるもののみでなく、通信により行なってもよい。 40

【0042】

図2に示すように、シース10には、複数本のライトガイド30と1本のイメージガイド31が設けられている。

【0043】

ライトガイド30は、暗部観察時に必要な照明光を照射するためのもので、操作部3のライトコネクタ5を通じて照射された光をシース10の先端部の前方へ導光する。

【0044】

イメージガイド31は、多数の光透過性のコア32と、これらを固定するクラッド33とから構成されている。イメージガイド31は、シース10の先端に設けられたレンズ34により結像した被写体の像を、接眼部4に導くものである。 50

【0045】

コア32の材質は、クラッド33よりも屈折率が高いものであれば特に限定されないが、本体1を柔軟に形成する場合には、可撓性の優れているプラスチック製であることが好ましい。プラスチックの種類としては、例えば、ポリメチルメタクリレート、ポリスチレン、スチレンアクリロニトリル、ポリカーボネート、ポリクロロスチレン等が挙げられる。

【0046】

クラッド33の材質はプラスチックが好ましい。プラスチック材料の種類はクラッドとしての機能を発揮するものであれば特に限定されるものではないが、例えば、ポリメチルメタクリレート、ポリスチレン、ポリカーボネート、ポリエチレン、ポリアミド等が挙げられる。

10

【0047】

なお、レンズ34は、被写体の像を結像させることができるものであれば種類は問わないが、ロッドレンズを用いることが好ましい。イメージガイド31への装着を容易にすることができるからである。

【0048】

次に、本実施形態の作用を説明する。

【0049】

まず、術者は、操作導管6から導出された注入用カテーテル14の外端に、生体適合性注入剤が充填されたシリンジポンプを、ポート24と位置決め用バルーンカテーテル20の外端に、それぞれ加圧用のシリンジポンプを連結する。ライトガイド30、イメージガイド31も作動状態とすると、セットが完了する。

20

【0050】

次に、イメージガイド31からの像を接眼部4で目視しつつ本体1を、図5に示すように、外尿道口から尿道40を通り、先端が膀胱41内に達するまで挿入する。

【0051】

この状態で、まず、注入針Hの先端から注入剤を流出させ、注入針Hの内腔内の空気を抜いた後、注入針Hを内視鏡N内に戻す。次に、位置決め用バルーンカテーテル20のシリンジポンプ17を作動し、膀胱41内で位置決め用バルーンBを膨張させる。位置決め用バルーンBは、内視鏡Nの先端直前で膨張するので、位置決め用バルーンBと共に内視鏡Nを後退させると、位置決め用バルーンBは膀胱頸部42に直ちに当接する。この位置決め用バルーンBと膀胱頸部42との当接からさらに内視鏡Nを所定の後退長L（約1.5cm～2.0cm程度）だけ後退させる（図5に示す状態）と、この付近が丁度尿道外括約筋付近であり注入剤の注入位置でもあるので、内視鏡Nが軸方向に移動しないように位置決め用バルーンカテーテル20と内視鏡Nをロックする。

30

【0052】

ロックは、どのような手段であってもよいが、例えば、位置決め用バルーンカテーテル20を作業導管6の出口端でクリップなどのストッパ部材S（図1参照）によりロックし、内視鏡Nを軸方向不動とする。

【0053】

このロック状態で、接眼部4で目視しつつ偏在手段15を作動する。つまり、図6に示すように、偏在用バルーン16と連通した加圧用のシリンジポンプを加圧し、偏在用バルーン16を膨張させる。

40

【0054】

偏在用バルーン16は、加圧手段17及び制御手段18により加圧流体の供給を制御しつつ徐々に膨張し、シース10の外部に大きく突出し、一方の尿道内壁面40aを加圧する。この尿道内壁面40aの加圧に伴ってシース10の先端も、偏在用バルーン16の膨張方向とは反対側に変位し、シース10の先端が尿道内壁面40aとは反対側の尿道内壁面40bを歪ませる。

【0055】

50

注入針Hを有する注入用カテーテル14は、偏在用バルーン16の対向位置に配置されているので、本体1の先端部の変位は円滑で、変位量も応答性のよいものが得られる。したがって、注入針Hを穿刺する場合には、穿刺すべき尿道内壁面が直前に存在することになり、深い穿刺角度で穿刺できる状態になる。

【0056】

術者は、偏在用バルーン16の膨張に伴う変化状態を接眼部4で目視しつつ内視鏡Nを水平状態から、例えば、いわゆる4時の穿刺位置となるように回転する。所定位置に達すると、加圧膨張用のシリンジポンプの加圧を停止する。そして、外部から注入用カテーテル14を操作し、尿道粘膜43に穿刺し、加圧用シリンジポンプを作動し、内部の注入剤を注入する。注入剤の注入により尿道管の内壁の一部が膨隆することになる。注入後、注入針Hを抜き、1～2分間見守る。傷口が閉鎖し、注入剤が漏出しないことを確認すると、これで一方の注入は完了することになる。

10

【0057】

次に、偏在用バルーン16と連通した加圧用のシリンジポンプを作動し、偏在用バルーン16を収縮させる。そして、前記4時の穿刺位置にある内視鏡Nを水平状態に戻す。

【0058】

内視鏡Nを反転させた後、再度、加圧用のシリンジポンプを作動し、偏在用バルーン16を膨張させ、シース10の先端を前記同様変位させ、シース10の先端で尿道内壁面40bを歪ませる。

【0059】

術者は、この変化状態を接眼部4で目視しつつ、偏在用バルーン16が膨張している状態のまま内視鏡Nを水平状態から、いわゆる8時の穿刺位置となるように回転し、所定位置に達すると、加圧用のシリンジポンプの加圧を停止する。そして、前記同様、外部から注入用カテーテル14を操作して尿道粘膜43に穿刺し、加圧用のシリンジポンプにより注入剤を注入する。

20

【0060】

注入剤の注入により尿道管の内壁の一部が膨隆することになる。この膨隆状態により高められた尿道管の内壁の癒合圧力により位置決め制御用バルーンカテーテル20が加圧され、癒合圧力を圧力センサー23が検知する。注入剤の注入に伴って癒合圧力が上昇し、この値が外部の制御手段21に伝達されるので、術者は、この値により膨隆の形成状態を知ることができる。所定の膨隆状態が形成されたことを確認すると、加圧用のシリンジポンプの作動を停止する。この結果、注入剤の注入不足や過度の注入が防止できる。

30

【0061】

そして、注入針Hを抜き、傷口の閉鎖や、注入剤の漏出がないことを確認すると、これで両方の注入が完了する。注入完了後は、偏在用バルーン16や位置決め用バルーンBを収縮させてシース10内に収容する。そして、内視鏡Nを生体から抜去する。

【0062】

本発明は、上述した実施形態のみに限定されるものではなく、本発明の技術的思想内において当業者により種々変更が可能である。例えば、前述した実施形態は、尿道を狭くする尿失禁の治療に使用されるものであるが、本発明は、これのみに限定されるものではなく、食道と胃との間の噴門あるいは胃と十二指腸との間の幽門を狭くする治療にも使用可能である。

40

【産業上の利用可能性】

【0063】

本発明は、尿失禁の治療を、簡単かつ安全に行うことができる内視鏡として利用できる。

【図面の簡単な説明】

【0064】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る内視鏡を示す概略斜視図である。

【図2】図1の2-2線に沿う断面図である。

50

【図 3】 図 2 の 3－3 線に沿う断面図である。

【図 4】 図 2 の 4－4 線に沿う断面図である。

【図 5】 本実施形態の内視鏡を膀胱頸部まで挿入した状態を示す断面図である。

【図 6】 図 5 の 6－6 線に沿う断面相当図である。

【符号の説明】

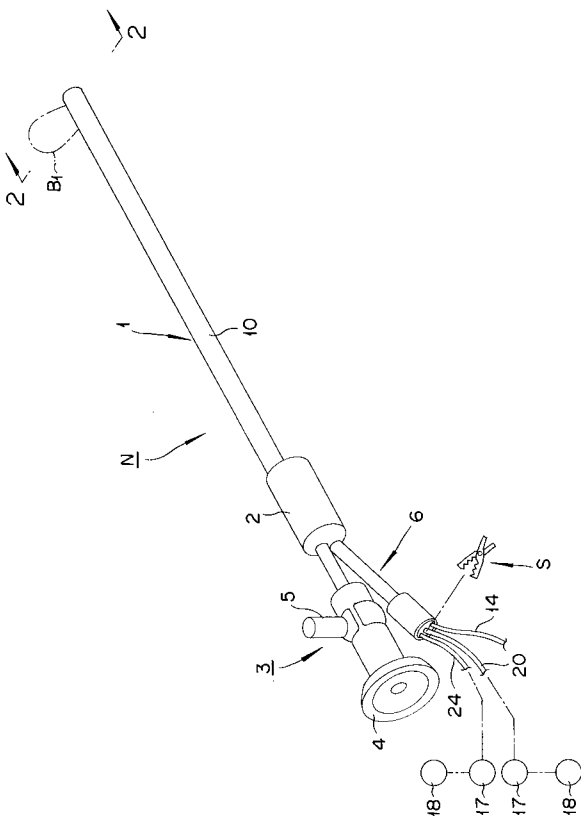
【0065】

- 1 … 本体、
- 14 … 注入用カテーテル、
- 15 … 偏在手段、
- 16 … 偏在用バルーン、
- 17 … 加圧手段、
- 18 … 制御手段、
- 19 … 通孔、
- 20 … 位置決め用バルーンカテーテル、
- 23 … 圧力センサー、
- 24 … ポート、
- B … 位置決め用バルーン、
- H … 注入針、
- N … 内視鏡、
- S … ストップ部材。

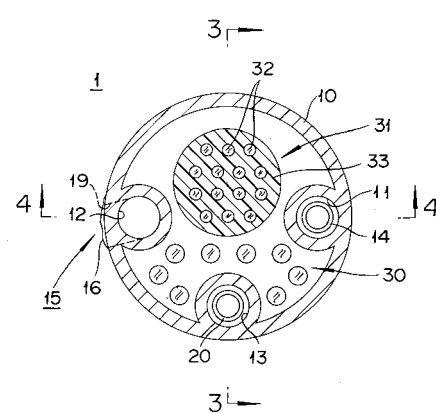
10

20

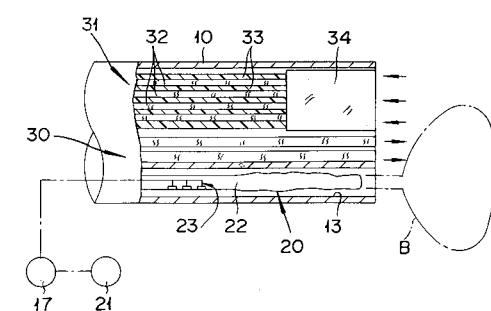
【図 1】



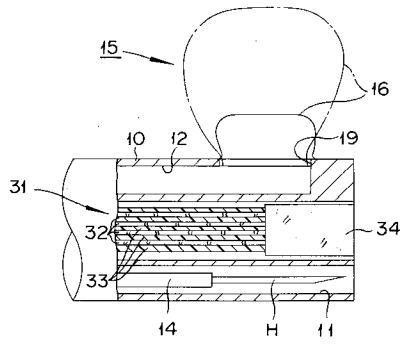
【図 2】



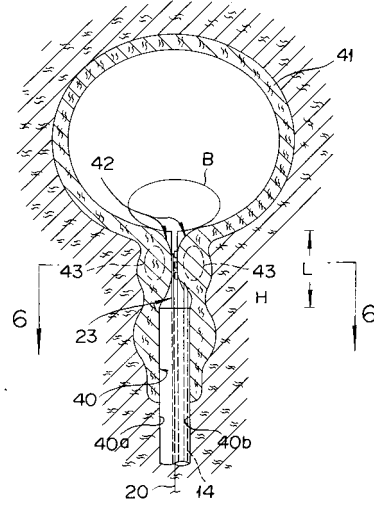
【図 3】



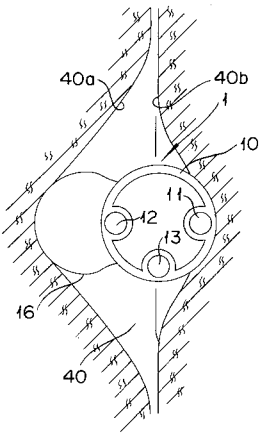
【 図 4 】



【图 5】



【图 6】



专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP2007260241A	公开(公告)日	2007-10-11
申请号	JP2006091310	申请日	2006-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
[标]发明人	杉瀬博司		
发明人	杉瀬 博司		
IPC分类号	A61M37/00 A61M25/00 A61B1/00		
FI分类号	A61M37/00 A61M25/00.410.D A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/00.554 A61B1/01.513 A61B1/018.515 A61B1/12.523 A61M25/10.542 A61M5/14.540		
F-TERM分类号	4C061/AA15 4C061/FF36 4C061/HH51 4C061/JJ11 4C061/JJ17 4C167/AA06 4C167/AA77 4C167/BB27 4C167/BB40 4C167/CC26 4C167/GG05 4C167/GG06 4C167/GG09 4C167/GG16 4C167/GG22 4C066/AA01 4C066/AA03 4C066/CC01 4C066/CC04 4C066/DD07 4C066/EE14 4C066/FF04 4C066/LL16 4C066/QQ61 4C066/QQ82 4C161/AA15 4C161/FF36 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C267/AA06 4C267/AA77 4C267/BB27 4C267/BB40 4C267/CC26 4C267/GG05 4C267/GG06 4C267/GG09 4C267/GG16 4C267/GG22		
代理人(译)	宇谷 胜幸		
其他公开文献	JP4920279B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：当用注射针将生物相容性注射剂注射到身体组织中时，提供能够从注射的生物相容性注射剂形成的膨胀程度控制生物相容性注射剂的注射量的内窥镜。提供一面镜子。 解决方案：该球囊导管具有待插入体腔的主体1，设置成从主体1自由伸出和缩回并将生物相容性注射剂注射到身体组织中的注射针H，以及具有球囊B的球囊压力传感器23，用于测量由具有导管20的内窥镜N中的球囊导管20的导管轴21上的注射针H注入到身体组织中的生物相容性注射剂形成的鼓胀引起的融合压力提供。 点域1

