

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5833997号
(P5833997)

(45) 発行日 平成27年12月16日(2015.12.16)

(24) 登録日 平成27年11月6日(2015.11.6)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 17/00 (2006.01) A 6 1 B 17/00 3 2 0

請求項の数 11 外国語出願 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2012-254377 (P2012-254377)	(73) 特許権者	510285610
(22) 出願日	平成24年11月20日(2012.11.20)		オヴェスコ エンドスコピー アーゲー
(65) 公開番号	特開2013-106959 (P2013-106959A)		ドイツ連邦共和国 チュービンゲン 7 2
(43) 公開日	平成25年6月6日(2013.6.6)		0 7 4 ドルファッカーシュトラッセ 2
審査請求日	平成27年8月27日(2015.8.27)		6
(31) 優先権主張番号	11190135	(74) 代理人	110000110
(32) 優先日	平成23年11月22日(2011.11.22)		特許業務法人快友国際特許事務所
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)	(72) 発明者	セバスチャン ショステック
早期審査対象出願			ドイツ連邦共和国 チュービンゲン 7 2
			0 7 4 モーシュトラッセ 5 2
		(72) 発明者	ステファン ザミーダ
			ドイツ連邦共和国 ロイトリンゲン/ベッ
			ジンゲン 7 2 7 7 0 マティアス クラ
			ウディシュトラッセ 4 4

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 植込み装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡型植込み器具であって、
 内視鏡キャップユニット(20)を有し、
 前記内視鏡キャップユニット(20)は前記内視鏡キャップユニット(20)の拡張スリーブ(4)に嵌め付けられる組織クリップ(1)を保持し、かつ引抜き、
 前記内視鏡キャップユニット(20)はこの目的のために、前記組織クリップ(1)を前記拡張スリーブ(4)から取り外すためのクリップ作動手段を含み、
 前記クリップ作動手段は、前記内視鏡型植込み器具の近位端部において、前記組織クリップ(1)を前記拡張スリーブ(4)から取り外すように前記クリップ作動手段を手動で作動させるために、前記内視鏡型植込み器具のワーキングチャンネル(8)を形成している、または前記ワーキングチャンネル(8)とは分離されている内視鏡チャンネルの中に移動可能に入れられている、または入れられるように構成されている、引抜き用の糸またはストリングあるいは押し棒または押しケーブルを有し、
 前記内視鏡型植込み器具は、前記ワーキングチャンネル(8)の中に移動可能に挿入され、手動で作動させると前記ワーキングチャンネル(8)の遠位端から軸方向に展開する手術器具(10、11)、好ましくは組織把持手段を受け入れるように構成されており、
 前記内視鏡キャップユニット(20)好ましくは前記拡張スリーブ(4)の内部に一体的に、前記ワーキングチャンネル(8)の前方に、好ましくは前記ワーキングチャンネル(8)の軸方向の延長範囲に配置された保持またはクランプ手段(12)を備えており、

10

20

前記保持またはクランプ手段(12)は、接続用の糸、帯またはストリング(2)を介して前記組織クリップ(1)に接続されたカプセル型機器(3)を保持しており、手動で作動されると前記手術器具(10、11)によって直接的または間接的に前記カプセル型機器(3)が自動的に分離されることを特徴とする内視鏡型植込み器具。

【請求項2】

前記クランプ手段(12)が前記内視鏡キャップユニット(20)、好ましくは前記拡張スリーブ(4)の内部に配置されており、前記クランプ手段(12)が軸方向において前記ワーキングチャンネル(8)またはその遠位側開口部の前方に、軸方向の距離を置いて配置されていることを特徴とする、請求項1に記載の内視鏡型植込み器具。

【請求項3】

前記カプセル型機器(3)が測定、診断および/またはモニタリング機器、特に血液検知器であることを特徴とする、請求項1または2に記載の内視鏡型植込み器具。

【請求項4】

前記クランプ手段(12)の寸法が、前記カプセル型機器(3)に加えられる把持力が、中空器官の中への挿入中に前記カプセル型機器(3)を安全に保持するのに十分な強さであるが、前記手術器具(10、11)が前記内視鏡型植込み器具の遠位方向へと前方に移動された場合に、前記手術器具(10、11)によって前記カプセル型機器(3)が前記クランプ手段(12)から分離されるのに十分な弱さとなるような寸法であることを特徴とする、請求項1から3のいずれか1項に記載の内視鏡型植込み器具。

【請求項5】

前記クランプ手段(12)が、その分離方向が、軸方向、あるいは前記手術器具の移動方向と同軸方向であるように設計されることを特徴とする、請求項1から4のいずれか1項に記載の内視鏡型植込み器具。

【請求項6】

前記クランプ手段(12)が、径方向に拡張されるような固有の弾性を有するリングとして設計されており、それによって所定の径方向の把持力を前記カプセル型機器(3)に加えることを特徴とする、請求項1から5のいずれか1項に記載の内視鏡型植込み器具。

【請求項7】

前記リングが、間にリングギャップを形成する2つの円弧状のアームを有するオープンリングとして形成されることを特徴とする、請求項6に記載の内視鏡型植込み器具。

【請求項8】

前記内視鏡型植込み器具には、前記内視鏡型植込み器具の遠位端において、前記内視鏡キャップユニット(20)、好ましくは前記拡張スリーブ(4)の内部にレンズ系または感光チップを有する光学系(7)が設けられ、前記オープンリングが、前記内視鏡型植込み器具の遠位方向が障害なく見えるように前記リングギャップが実質的に前記光学系(7)の前方に位置する向きで配置されることを特徴とする、請求項7に記載の内視鏡型植込み器具。

【請求項9】

前記クランプ手段(12)が、前記内視鏡キャップユニット(20)、好ましくは前記拡張スリーブ(4)と、樹脂成形、接着または溶着によって一体に接続され、前記拡張スリーブ(4)と同じまたは異なる材料で作製できることを特徴とする、請求項1から8のいずれか1項に記載の内視鏡型植込み器具。

【請求項10】

前記オープンリングの形態の前記クランプ手段(12)と前記拡張スリーブ(4)との間の相互接続部が、実質的に点形状または線形状であることを特徴とする、請求項8または9に記載の内視鏡型植込み器具。

【請求項11】

前記手術器具(10、11)が、前記内視鏡型植込み器具の交換可能な、および/または自由に選択可能な部品を形成することを特徴とする、請求項1から10のいずれか1項に記載の内視鏡型植込み器具。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、カプセル型の測定、診断および/またはモニタリング機器、たとえば血液検知器などを、好ましくは人間または動物の体の中空器官内に、組織クリップを使って、少なくとも一時的に植え込むための装置または器具に関する。

【背景技術】

【0002】

従来技術(例えば、特許文献1)では、この種の組織クリップを基本構造とするものが一般的に知られているが、以下、図1を参照して詳しく説明する。

10

【0003】

図1に示すように、クリップ100は、2つの側面ヒンジ130または柔軟性を有するモールディングを介して開閉できる歯が形成された2つの顎部110、120を有する口腔型のクランプ手段から構成される。ヒンジ130または柔軟性を有するモールディングは、好ましくは顎部110、120を開くときにばねのエネルギーを蓄えるばね弾性ストラップから形成され、蓄えられたばねのエネルギーは、顎部110、120が開放されるとき、即ちヒンジ130または柔軟性を有するモールディングが作動するとき、所定の把持力で顎部110、120を閉じる。

【0004】

具体的には、前記クリップ100は、ばね鋼板から一体にパンチングによって、ばね鋼板から部分的に異なる幅を有するリングを作り出すことで形成される。径方向について正反対の位置にある2つの幅の広いリング部分が2つの顎部110、120を構成し、両顎部110、120の間に配置された2つの幅の狭いリング部分がヒンジ130または柔軟性を有するモールディングを形成する。顎部110、120は、幅の広いリング部分を曲線形状の弓形にすることで形成され、幅の狭い2つのリング部分は、ヒンジを形成するために長手方向の軸の周りに略180°ねじられる。このようなパンチングされたばね鋼板の特殊な形状は、互いに向けて動く2列の歯を有するサメの口のような形状を生成し、2列の歯は幅の広いリング部分をパンチングすることで形成される。

20

【0005】

以下、このような医療用の組織クリップ100の機能について説明する。

30

【0006】

一般的に、医療用機器の内視鏡での植え込みは、全体として患者が最大限に許容できるプロセスを構成する。この場合、医療用機器は中空器官の内部から中空器官に固定する必要がある。このために、多数の上述した組織用の留め具、クリップまたはアンカが、内視鏡によって中空器官内に挿入され、器官の内面の所定の位置に配置される。このため、それぞれのクリップまたはアンカは器官の組織の近くまで運ばれて、クリップを閉じ、あるいはアンカを閉じるために、バイアスばねが開放される。後者の場合、アンカは顎部、フックまたは針の間に挟まる組織を、所定の把持力または拡張力によって把持または保持する。このとき、クリップまたはアンカは、所定の間隔で器官の内面に固定され、従って引張力についての器官の組織の内部への導入点を形成する。

40

【0007】

図1には詳しく図示されないが、内視鏡は、一般的に内視鏡ヘッドまたは内視鏡キャップを有する。このような内視鏡ヘッドまたは内視鏡キャップは、内視鏡に一般的に要求される機能とは別に、照明、光学システム及び洗浄手段などを含み、必要に応じて組織クリップの保持及び引抜き手段をさらに含むことができる。この保持及び引抜き手段は、実質的に、拡張スリーブと、手動または遠隔操作により内視鏡の長手方向に移動可能なスライドから構成される。拡張スリーブは、組織クリップが中空器官内に挿入される際に後方に滑らないように、開いた状態のクリップがスリーブ上に取り付けられるように構成されている。このために、スライドはクリップの軸方向後方に配置され、即ちクリップに対する軸方向のストッパーの役割を果たす。

50

【 0 0 0 8 】

クリップが特定の部位に配置されると、スライドは軸方向に対して前方に移動すると共に、拡張スリーブ上のクリップを取り外す。そして、クリップが動作し、即ち図1のクリップの内部のバイアス機構が開放される。このとき、クリップは拡張スリーブから取り外され、組織クリップの2つの顎部が閉じられて、その間に存在する組織を把持する。

【 0 0 0 9 】

そのほか、たとえば特許文献2は、人間の患者の中空器官内の出血を確実に継続的にモニタリングできるように構成された出血検知器を開示しており、この機器では、上記の説明による組織クリップを使って、機器を中空器官の内壁に固定する。公知の機器を、図9を参照しながら以下で説明する。

【 0 0 1 0 】

図9から分かるように、出血検知器は基本的に体内部と対外部で構成される。以下では、まず体内部について説明する。体内部は固定部材202を含み、これは、この実施形態ではクリップまたはアンカであり、中空器官、この実施形態では消化管の内壁に取り付けられる。検知手段203は、接続部材218、たとえばコードなどを介してクリップ202に接続される。この実施形態において、検知手段203は、一方が紫外線領域の光を発生し、他方が赤色可視光線を発生する2つの光源と、感光センサ、たとえばフォトダイオードまたはフォトトランジスタで構成される。光源は、パルス式または連続的に、光を中空器官の内部に向かって発生し、その中では光が吸収されたり反射されたりし、感光センサが内部において、伝送または反射された光を検出する。固定手段202は、ステント型の構造として、または上記の説明によるクリップとして形成することができる。この実施形態において、固定手段202は、検知手段203を管状の中空器官内、たとえば十二指腸内に取り付け/固定して、胃または食道内のびまん性出血源をモニタリングするように構成されている。検知手段203を固定部材202に接続するための接続部材218は、コードまたはワイヤなどとして形成することができる。一実施形態において、接続部材218は、徐々に分解する分解性材料、たとえば微生物分解性材料から作製されるように構成することができる。器官と用途に応じて、分解時間は、適切な長さの観察時間が経過して初めて、好ましくはその直後に、接続部材218が固定部材202を検知手段203から分離するように設定される。この方法により、検知手段203は固定部材202とは別に消化管を通じて自然に排泄される。検知手段203は、データ転送ケーブルによって送信ユニット217に接続され、それによって感光センサと送信ユニット217の間で信号が転送可能となる。あるいは、検知手段は、送信ユニット217の中に固定されてもよく、またはそれと一体に形成されてもよい。送信ユニット217は基本的に、データ処理ユニット204、アナログ-デジタル変換器205、エネルギー源206、たとえばバッテリー、および送信機207で構成される。データ処理ユニット204は、検知手段203、アナログ-デジタル変換器205、および送信機207を制御し、感光センサから受信したデータを評価する。アナログ-デジタル変換器205は、検知手段203により送信されるアナログ信号をデジタル信号に変換し、送信機207はデータ処理ユニット204によって評価されたデータを受信ユニット209へと送信する。送信機207により送信されるデータは、たとえば測定値、状態情報またはイベント信号、たとえば出血発生のイベントであってもよい。この実施形態において、送信ユニット217はカプセル208により覆われており、送信ユニット217の要素が保護される。一例において、カプセルは生体適合材料で形成される。体外部は基本的に、受信ユニット209、インターフェース210、および評価ユニット211で構成される。受信ユニット209は、無線伝送を通じて送信機207により送信されたデータを受信する。このようにして受信機が受信したデータは、評価ユニット211において評価または表示されるように構成されている。評価ユニット211は、光学機器または音声シグナル機器、たとえばディスプレイまたはラウドスピーカーであってもよい。さらに、受信ユニットが受信したデータは、インターフェース210によって第三者、たとえば医師または救急ホットライン/センタに転送可能である。以下に、出血検知器の機能を説明する。アンカ202、検知手段203、および送信ユニッ

10

20

30

40

50

ト 2 1 7 から構成される体内部は、内視鏡によって消化管の中に導入される。そこで、アンカ 2 0 2 が内視鏡によって消化管の内壁に固定される。それゆえ、検知手段 2 0 3 と送信ユニット 2 1 7 はアンカ 2 0 2 によって消化管の内部に固定される。そこで、検知手段 2 0 3 は、消化管内の血液の有無を検知する。これは、次のように行われる。すなわち、所定の波長の光を発する検知手段 2 0 3 の 2 つの光源は、受信ユニット 2 0 4 によって、各光源が連続的に光を発するように制御され、一方の光源は紫外線領域の光を発し、他方の光源は赤色可視光を発する。光源から発せられた光は、消化管の内部に照射され、内部の内容物によって吸収または反射される。検知手段 2 0 3 の中に形成された、フォトダイオードまたはフォトトランジスタの形態の感光センサが、消化管の内部で伝送または反射された光を検出し、検出された光に基づいてセンサ信号を生成する。それゆえ、各光源について 1 つのセンサ信号が生成される。消化管の内部に血液が少しでも存在すると、光源により発せられた光は、消化管内に血液が全く存在しない場合とは異なる方法で吸収される。これは血液が、「正常な」器官の内容物の吸収スペクトルと相違する、固有の特徴的な吸収スペクトルを有するからである。したがって、内部で反射され、感光センサが受け取る光は、器官内部の血液の存在に依存しており、したがって、感光センサにより送信されるセンサ信号もまた、血液の有無に応じて異なる。それゆえ、感光センサのセンサ信号の違いにより、血液の有無を検知できる。

10

【 0 0 1 1 】

実践においては、一方において、特に、内視鏡器具を使ってこの種のカプセル型機器を中空器官内に挿入する動作によって、カプセル型機器を内視鏡器械の中に保持し、中空器官内への挿入中に不意に外れることがないようにしなければならないという問題が発生する。しかしながら、他方において、中空器官の内壁にスムーズに配置する動作に関しては、カプセル型機器を簡単な方法で内視鏡器具から分離しなければならない、上記のクリップや内視鏡器具そのものの機能に影響が及ぶべきではない。

20

【 0 0 1 2 】

たとえば、特許文献 3 は、内視鏡クリップを使って内視鏡により腸壁に固定される無線カプセル型機器を開示している。この実施例において、カプセル型機器は、内視鏡のワーキングチャンネルを通して体の中空器官内に導入するために、最低 3 mm 程度の寸法の、内視鏡クリップの一体部分として設計される。

30

【 0 0 1 3 】

この解決策の技術的な欠点は、フォームファクタが現在の商用バッテリー技術と適合しないことである。なぜなら、入手可能な最も小さいボタン電池でも、外径が 4 . 8 mm (たとえば、E n e r g i z e T y p e 3 3 7) であるからである。さらに、遠隔測定の日データ送信に関して、カプセル型機器の内部のアンテナ構成には、プラスチック成形品等の絶縁材料により取り囲まれ、生物組織等の電解質までの距離ができるという利点がある。換言すれば、アンテナがカプセル型機器の周辺の生物組織に物理的に接近しているカプセル型機器の実施例では、アンテナから発せられる電磁波を大きく減衰させるという影響が生じる。それゆえ、体外の信号を適当な強度とするために高出力が必要となることがあり、これは、他方で、周辺組織に不要な影響を与えうる。

40

【 0 0 1 4 】

このような理由により、出血検知等のパラメータモニタリング用のカプセル型無線装置の場合、最小の外径が少なくとも 5 mm の範囲の実施形態が技術的に有利である。しかしながら、内視鏡のワーキングチャンネルは通常 3 mm 程度であり、内視鏡のワーキングチャンネルを通じた植込みは不可能である。他方で、A d v a n C E デリバリー装置 (U S E n d o s c o p y , O h i o , U S A) 等の内視鏡デリバリー装置を用いれば、外径が少なくとも 5 mm 程度のカプセル型機器を体の中空器官の中に送り込むことが可能である。しかしながら、この種の装置は、カプセル型機器を中空器官の壁に固定する機能を持たない。

【 0 0 1 5 】

上記の種類のカプセル型機器について、安全かつ容易な導入と確実な固定の両方を可能

50

とする、一体型内視鏡植込み装置は現時点で知られていない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0016】

【特許文献1】米国特許第6849078号明細書

【特許文献2】米国特許出願公開第2008/0097182号明細書

【特許文献3】国際公開第2011/066431号パンフレット

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0017】

上記の理由から、本発明の目的は、固定手段としてクリップを使ってカプセル型機器を少なくとも一時的に植え込むための植込み装置または器具であって、カプセル型機器を、たとえば人間の患者の中空器官の中に安全に挿入でき、クリップが中空器官に固定されたところで、カプセル型機器をスムーズに分離することができる植込み装置または器具を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0018】

この目的は、特許請求の範囲の請求項1による技術的な特徴を有する植込み装置または器具により達成される。本発明の他の有利な構成は、従属請求項の主旨である。

【0019】

従って、本発明の内視鏡型植込み器具は、内視鏡キャップを有している。内視鏡キャップは、内視鏡キャップの拡張スリーブに嵌め付けられる、特に上記で説明した組織クリップのための保持および引抜き手段を備える。さらに、内視鏡キャップは、組織クリップを拡張スリーブから取り外すための(手動式)クリップ作動手段を有する。この作動手段は、拡張スリーブの前端に前方溝状開口部を含んでいてもよく、これはキャップシース壁を両側でスリット状に開いており(つまり、換言すれば、前方溝は、拡張スリーブの外周において周方向に両側に開き、それによって舌状の軸方向の突起が形成される)、作動手段はまた、引抜き用の糸またはストリングも含み、これは軸方向の前方のキャップ部分の前方溝状開口部を径方向に横断し、その一端で舌状突起に固定接続され、ワーキングチャンネルを形成する、または器具のワーキングチャンネルとは別の内視鏡チャンネルの中に移動可能に入れられており、または入れられるように構成されており、内視鏡キャップの径方向に内側の面で、手動で作動される。

【0020】

したがって、クリップが拡張スリーブに嵌め付けられ、スリーブの壁と舌状突起の間のギャップに入ると、横断する糸またはストリングがクリップによって引っ張られ、ギャップ内に湾曲した伸長部ができる。ここで糸またはストリングが手動で作動されると、ギャップ内の湾曲した伸長部がまっすぐになり、それによって、クリップは拡張スリーブから取り外される。

【0021】

舌状突起に糸またはストリングを固定する代わりに、糸またはストリングを、その遠位端において(舌状の軸方向の突起を持たない)拡張スリーブに可動的に/移動可能に支持された押しリングに接続してもよく、それによって、糸またはストリングが手動で作動されると(引っ張られると)、径方向に外側の押しリングが拡張キャップに沿って遠位端部分に向かう方向に引っ張られ、その結果、(押しリングの前方にある)クリップが拡張キャップから取り外される。そのほか、ワーキングチャンネルまたは別の機能チャンネルの中に押しバーまたは押しケーブルを設置することも可能であり、これはその遠位端で押しスリーブまたはリングに接続され、そこに、クリップを移動させて拡張キャップから取り外すための押し力かける。

【0022】

最後に、内視鏡型植込み器具は、植込み器具のワーキングチャンネル内で移動可能に繰り

10

20

30

40

50

出される手術器具、たとえば組織把持手段を受け入れるように、あるいは備えるように構成してもよい。組織把持手段は、手で中空器官の組織を把持し、内視鏡キャップの内部に引き込むように、ワーキングチャンネル内に可動的に、または移動可能に挿入されており、組織クリップが拡張スリーブから取り外された時にクリップが組織を把持することになるような位置に運ばれて保持される。

【0023】

本発明によれば、植込み器具はさらに、内視鏡キャップの内部、特に拡張部または拡張スリーブの内部に、軸方向においてワーキングチャンネルの（遠位側の）延長範囲に（すなわち、軸方向においてワーキングチャンネルの前方に）、内視鏡キャップに一体に配置された保持手段、特にクランプ手段を有しており、保持またはクランプ手段は、軸方向においてワーキングチャンネルの前方で、保持/クランプ手段とワーキングチャンネルの遠位側開口部の間に軸方向の距離を置いて配置されていてもよい。保持/クランプ手段は、糸、帯またはストリングを介して特に上記の設計の組織クリップに接続された測定（たとえば薬剤デリバリー手段）、診断および/またはモニタリング機器等のカプセル型機器、たとえば上記の説明による血液検知器を保持し（または保持するように構成され）、それにより、カプセル型機器は、手術器具、たとえば、組織を把持するための把持手段が手で作動されると、それによって直接的または間接的にクランプ手段から自動的に分離される。これは、カプセル型機器を分離させるための別のツールが（手術器具のほかに）必要とならないことを意味する。さらに、直接的に、および間接的に、とは、手術器具がカプセル型機器と直接接触してもよいし、または、カプセル型機器を発射させるためのレバーシステムまたはばねのようなある種の発射手段と接触してもよいことを意味する。

【0024】

本発明の1つの態様によれば、保持/クランプ手段は拡張スリーブの内部に配置されるため、そこに取り付けられたカプセル型機器は、中空器官への挿入時に、拡張スリーブによって保護される。これに加えて、本発明の他の態様によれば、クランプ手段がワーキングチャンネルの前方に、それらの間に所定の軸方向の距離を置いて配置されるため、カプセル型機器を把持する際にワーキングチャンネルに入れる必要がなく、それによってワーキングチャンネルを径方向に拡大させる必要がない。したがって、手術器具、たとえば把持手段の機能を維持することができる。

【0025】

本発明の他の態様によるクランプ手段の寸法は、カプセル型機器に加えられる把持力が、中空器官の中へと挿入/移動される時（されることになった時）にカプセル型機器を安全に保持するのに十分な強さとなるようにする。しかしながら、把持力は、手術器具、たとえば把持手段が植込み器具の遠位方向へと前方に移動された場合に、手術器具によってカプセル型機器がクランプ手段から分離されるのに十分な弱さである。したがって、カプセル型機器を分離するのに十分な押し出し力を加えるために、ワーキングチャンネル内部で繰り出される押し出しケーブル/ロッドに接続された手術器具、一般的にはビットフック、針またはその他の形態の把持手段に、別途力を加える必要がない。

【0026】

この分離動作を改良するために、本発明の他の態様によるクランプ手段は、その分離方向が軸方向であるか、手術器具の移動方向と同軸となるように設計される。したがって、手術器具が前方に移動されてワーキングチャンネルから出ると、それは自動的にカプセル型機器と衝突して、カプセル型機器をクランプ手段から押出す。

【0027】

本発明の他の態様によれば、クランプ手段は、カプセルが挿入されると径方向に拡張するような固有の弾性を有するリングとして設計され、それによって、カプセル型機器に所定の径方向の把持力が加えられる。クランプ手段の弾性特性を向上させるために、リングはクローズ型でなく、間にリングギャップを形成する2つの円弧状のアームを有するオープンリングとして形成される。ここで指摘すべき点は、植込み器具には、拡張スリーブ/内視鏡キャップの内部におけるその遠位端にレンズ系または感光チップを有する光学系が

10

20

30

40

50

設けられる。本発明の他の態様によれば、上記のオープンリングは、リングギャップが実質的に光学系の前方にあり、手術器具の遠位方向が障害なく見えるような向きで配置される。

【0028】

本発明の他の態様によれば、クランプ手段は内視鏡キャップ/拡張スリーブに、たとえば樹脂成形、接着または溶着などによって一体に接続され、拡張スリーブと同じまたは異なる材料で作製することができる。オープンリングの形態のクランプ手段と拡張スリーブの間の相互接続部は、円周方向に所定の距離に沿って、実質的に点形状または線形状であり、それによって2つの自由なリングアームの弾性運動とリングアームによってのみ生成される把持力は影響を受けない。

10

【0029】

最後に、上記の態様は、上記の目的の個々の解決策として個別に特許を請求できるだけでなく、添付の特許請求の範囲の組み合わせによって相互に組み合わせても特許を請求できることは明らかである。

【0030】

以下に、添付の図面を参照しながら、好ましい実施形態によって本発明を詳細に説明する。

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図1】従来技術としてすでに知られており、本発明においても同様に利用できる組織クリップの設計例を示す。

20

【図2】系またはストリングによって組織クリップと相互接続されたカプセル型機器（特に血液検知カプセル）、拡張キャップおよび内視鏡型器具の接続アダプタの分解図を示す。

【図3a】少なくとも、器具エンドエフェクタを有する手術器具、特に組織把持のための把持手段を繰り出すワーキングチャンネルと、レンズ系および/または感光チップのような光学系を含む内視鏡型器具の遠位端部を示す。

【図3b】少なくとも、器具エンドエフェクタを有する手術器具、特に組織把持のための把持手段を繰り出すワーキングチャンネルと、レンズ系および/または感光チップのような光学系を含む内視鏡型器具の遠位端部を示す。

30

【図4】中空器官内に挿入するための取り付けが完了した状態の、内視鏡と、組織クリップおよびカプセル型機器を運ぶ拡張キャップを含む、内視鏡型植込み器具を示す。

【図5a】カプセル型機器を保持するためのクランプ手段を有する拡張キャップと、内視鏡のワーキングチャンネルと光学系との関係を示す正面図である。

【図5b】カプセル型機器を保持するためのクランプ手段を有する拡張キャップと、内視鏡のワーキングチャンネルと光学系との関係を示す正面図である。

【図6a】カプセル型機器がクランプ手段により保持されていない場合の拡張キャップの斜視図である。

【図6b】カプセル型機器がクランプ手段により保持されている場合の拡張キャップの斜視図である。

40

【図7】手術器具（把持手段）がワーキングチャンネルから押し出されている拡張キャップを示す。

【図8】拡張キャップの長手方向の断面図を示す。

【図9】本発明の植込み器具において使用可能な血液検知カプセルを含む血液検知システムの原理を示す。

【発明を実施するための形態】

【0032】

図2、図3aおよび図3bによれば、本発明の好ましい実施形態による内視鏡型植込み器具は内視鏡または内視鏡シャフト6を含み、これは操作ハンドルのある近位端部（図示せず）と、好ましくはレンズ系および/または感光チップ（CMOSまたはCCDチップ

50

)を含む光学系7が配置された遠位端を有する。内視鏡シャフト6の内部には、少なくとも1つのワーキングチャンネル8が形成され、その中に手術器具、たとえば組織把持手段10、11が、近位側のハンドルにおいて手動で作動させて、少なくともワーキングチャンネル8に沿って動かし/移動させることができるように支持される。手術器具は遠位側エンドエフェクタ11、たとえばフック、針または鉗子を有し、これはハンドルからエンドエフェクタ11に作動力を伝達できる手術器具用シャフトまたはケーブル10に動作可能に接続される。

【0033】

内視鏡シャフト6の遠位端に、プッシュまたはスリーブの形態のアダプタピース(キャップ固定具)5が内視鏡シャフト6に固定されるように(一体に)接続または取り付けられ、アダプタピース5の遠位端に拡張スリーブ4が設置/形成される。拡張スリーブ4は、組織クリップ1(先行技術から公知である)が拡張スリーブ4に嵌め付けられた時に、これを押し広げるような外周表面を有している。

10

【0034】

たとえば、図4に、内視鏡型挿入または植込み器具が完全に取り付けられた状態が示されている。それによれば、組織クリップ1はすでに拡張スリーブ4上に嵌め付けられており、それによってそのクリップ口は弾性的に開いており、シフトリング14がアダプタピース5と組織クリップ1の間に配置されている。シフトリング14は、拡張スリーブ4の上に移動可能に支持されており、引抜き用の糸またはストリング(図示されていないが、先行技術においてよく知られている)に連結されている。引抜き用の糸またはストリングは、拡張スリーブ4と、引抜き用の糸を近位側ハンドルに繰り出すためのワーキングチャンネル8またはワーキングチャンネル8と平行な特定の繰り出しチャンネル(図示せず)の中に入れてある。

20

【0035】

図5a、図5b、図6a、図6bおよび図7からわかるように、拡張スリーブ4にはクランプ手段12、13が設けられ、これにはオープンリングまたは縦方向スリットプッシュ12が含まれ、これは拡張スリーブ4の内部の、軸方向においてワーキングチャンネル8の開口部の前(遠位側)に配置されている。特に図6aに示されているように、オープンリング12は、オープンリング12と内視鏡シャフト6の遠位端面(ワーキングチャンネル8の開口部を有する)の間に所定の軸方向の距離が維持されるように配置されている。さらに、オープンリング12は、オープンリング12のリングギャップが光学系7の前(その付近)に位置するような向きで取り付けられ、それによって、光学系7の前方視野は、オープンリング12によりまったく、またはわずかにしか影響を受けない。換言すれば、オープンリング12は、ワーキングチャンネル8の前方に、実質的に軸上に、あるいは同軸上に配置されており、そのリングギャップは光学系7の光軸の方向を向く。最後に、リング12と、内視鏡シャフト6の遠位端面の間の軸方向の距離の範囲内に、2つの径方向の突起13(図6aおよび図8参照)の形態の植込み物位置決め手段が形成される。植込み物位置決め手段は、植込み物がクランプ手段に挟持される際の、その軸方向の端部位置を画定する。

30

【0036】

図2によれば、本実施形態における上記の植込み物は、周知の設計のカプセル型血液検知器3であり、これはカートリッジ型のケースを有し、その外径はオープンリング12の内径より大きく、それによって、図6bに示されるようにリング12の内部に挟持されると、オープンリング12(またはそのリングアーム)が弾性的に広がり、所定の締付力がカプセル型機器3に加えられる。図4に示されるように、カプセル型機器3は、接続糸またはストリング2によって組織クリップ1と接続される。しかしながら、植込み物はまた、測定カプセルとすることもできるし、患者の器官に継続的に薬剤を供給するための単なるタブレットとすることもできる。

40

【0037】

上記の基本的設計を有する内視鏡型植込み器具の機能を以下に説明する。

50

【 0 0 3 8 】

前述のように、図 4 は、本発明の植込み器具が完全に取り付けられた状態を示す。ここで、組織クリップ 1 は拡張スリーブ 4 上に嵌め付けられており、接続系 2 によりクリップ 1 と相互に接続されたカプセル型機器 3 が、オープンリング（クランプ手段）1 2 により挟持されている。図 6 b において最もよく示されているように、植込み物位置決め手段 1 3 が植込み物 3 のための軸方向のエンドストップとなり、それによって植込み物 3 はワーキングチャンネル 8 の前方（遠位側）でオープンリング 1 2 によって保持されて、ワーキングチャンネル 8 の中に入り込まない。この取付状態において、植込み器具は患者の中空器官内に挿入可能な状態にある。植込み物 3 は周囲の拡張スリーブ 4 によって保護されているため、植込み物 3 を喪失する危険性なく、植込み器具の挿入動作を円滑に行うことができる。

10

【 0 0 3 9 】

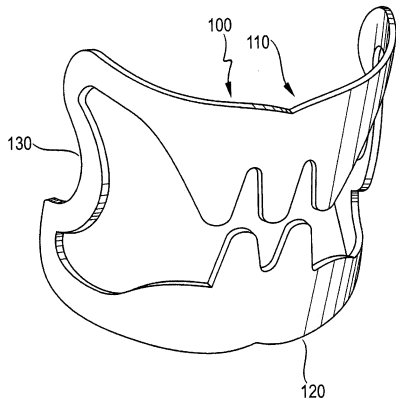
植込み器具が中空器官内のその終点に到達すると、手術器具 1 0、1 1 は前方移動によって作動される。換言すれば、手術器具 1 0、1 1、たとえば組織把持手段は、ワーキングチャンネル 8 の外へと移動されると、オープンリング 1 2 に挟持されているカプセル型機器 3 に衝突する。リング 1 2 の中心軸がワーキングチャンネル 8 の遠位端において軸上にあるいは少なくとも同軸上にあるため、図 7 に示されるように、手術器具 1 0、1 1 は容易にカプセル型機器 3 をリング 1 2 の外へと移動させ始める。

【 0 0 4 0 】

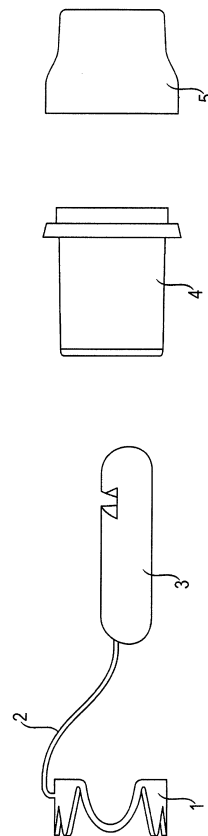
最後に、組織クリップ 1 を作動させるための引抜き用の糸（図示せず）が内視鏡シャフト 6 の近位端で引っ張られ、それによって押出しリング 1 4 が組織クリップ 1 に向けて前方に引っ張られる。その結果、組織クリップ 1 はゆっくりと前進して、最終的に拡張スリーブ 4 から外れ、中空器官の組織を把持し、選択された位置にカプセル型植込み物 3 を固定する。

20

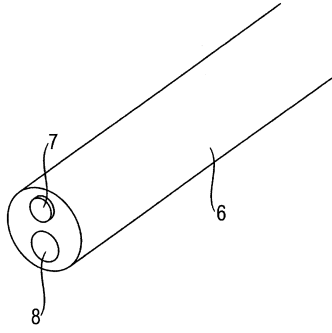
【 図 1 】



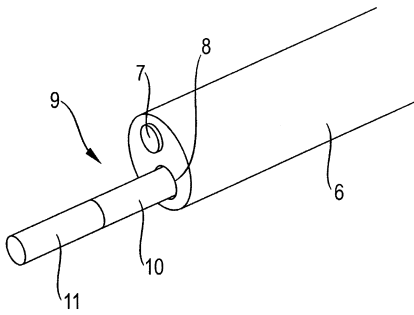
【 図 2 】



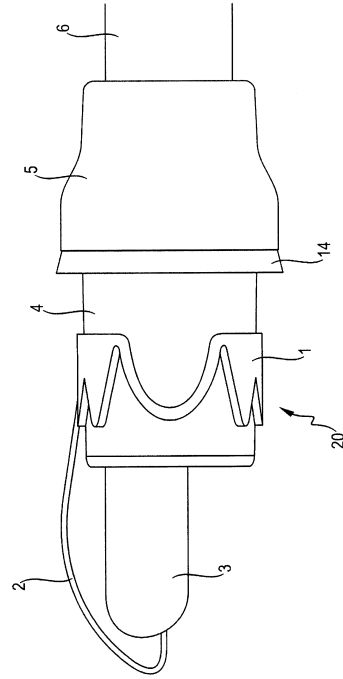
【図3 a】



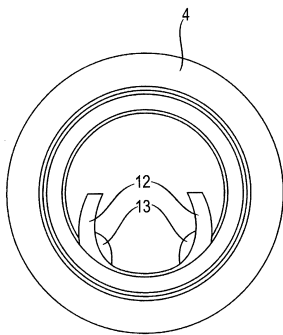
【図3 b】



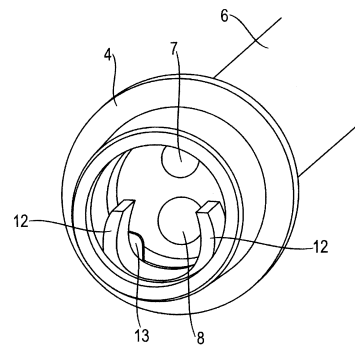
【図4】



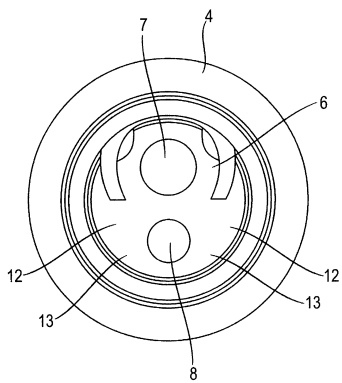
【図5 a】



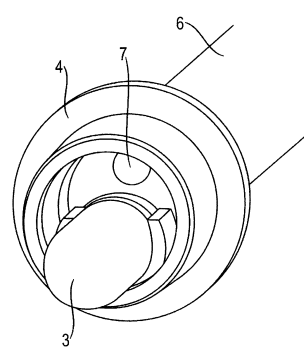
【図6 a】



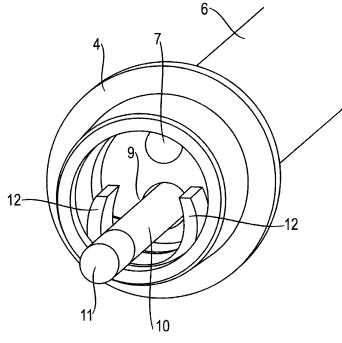
【図5 b】



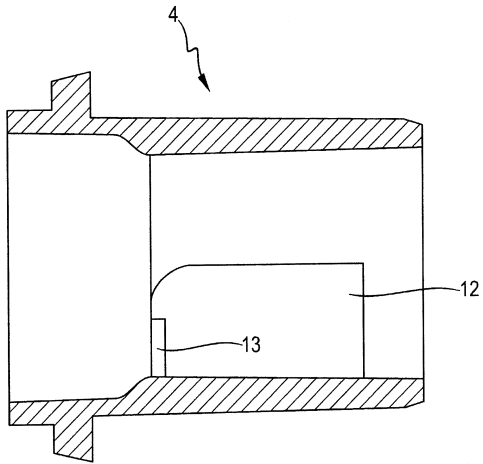
【図6 b】



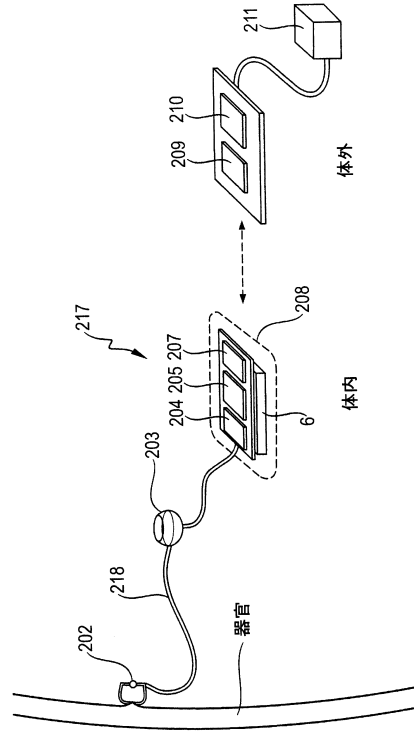
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

- (72)発明者 トーマス ゴッテヴァルト
ドイツ連邦共和国 コーヘル アム ジー 8 2 4 3 1 エーレンゲルト 1 0
- (72)発明者 マーク オー． シュアー
ドイツ連邦共和国 チュービンゲン 7 2 0 7 2 イム クレーアッカー 1 0

審査官 八木 敬太

- (56)参考文献 特表2011-524194(JP,A)
特表2003-513737(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 6 1 B 1 7 / 0 0

专利名称(译)	植入装置		
公开(公告)号	JP5833997B2	公开(公告)日	2015-12-16
申请号	JP2012254377	申请日	2012-11-20
[标]申请(专利权)人(译)	奥维比分结束复制AG		
申请(专利权)人(译)	Ovesuko结束复印AG		
当前申请(专利权)人(译)	Ovesuko结束复印AG		
[标]发明人	セバスチャン ショステック ステファン ザミーダ トーマス ゴッテヴァルト マーク オー シュアー		
发明人	セバスチャン ショステック ステファン ザミーダ トーマス ゴッテヴァルト マーク オー シュアー		
IPC分类号	A61B17/00		
CPC分类号	A61B17/10 A61B5/0084 A61B5/02042 A61B5/076 A61B5/6861 A61B5/6884 A61B17/1227 A61B17/1285 A61B2560/066		
FI分类号	A61B17/00.320 A61B17/00		
F-TERM分类号	4C160/DD01 4C160/DD19 4C160/DD29 4C160/MM32 4C160/NN04 4C160/NN09		
审查员(译)	八木凯塔		
优先权	2011190135 2011-11-22 EP		
其他公开文献	JP2013106959A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供具有内窥镜盖的内窥镜型植入器械。解决方案：内窥镜盖20包括用于组织夹1的保持和抽出装置，该组织夹1装配到内窥镜盖的扩张套管4上。内窥镜盖在扩张套筒的前端处打开以形成工作通道，或者可移动地插入或配置成从仪器的工作通道插入到不同的内窥镜通道中。内窥镜盖具有抽出螺纹，该抽出螺纹在内窥镜盖的径向方向上在内表面上手动操作。内窥镜式植入器械还包括组织抓握装置，该组织抓握装置可移动地插入工作通道中以手动地抓住要被抽到内窥镜帽中的组织。夹紧装置整体地设置在膨胀套筒内。夹紧装置保持胶囊型装置3，该胶囊型装置3通过螺纹，带或绳2连接到组织夹。

(21) 出願番号	特願2012-254377 (P2012-254377)	(73) 特許権者	510285610
(22) 出願日	平成24年11月20日 (2012.11.20)		オヴェスコ エンドスコピー アーゲー
(65) 公開番号	特開2013-106959 (P2013-106959A)		ドイツ連邦共和国 チュービンゲン 72
(43) 公開日	平成25年6月6日 (2013.6.6)		074 ドルフアッカーシュトラッセ 2
審査請求日	平成27年8月27日 (2015.8.27)		6
(31) 優先権主張番号	11190135	(74) 代理人	110000110
(32) 優先日	平成23年11月22日 (2011.11.22)		特許業務法人快友国際特許事務所
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)	(72) 発明者	セバスチャン ショステック ドイツ連邦共和国 チュービンゲン 72 074 モーシュトラッセ 52
早期審査対象出願		(72) 発明者	ステファン ザミーダ ドイツ連邦共和国 ロイトリンゲン/バッ ジゲン 72770 マティアス クラ ウディシュトラッセ 44