

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5923122号

(P5923122)

(45) 発行日 平成28年5月24日 (2016. 5. 24)

(24) 登録日 平成28年4月22日 (2016. 4. 22)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 3 2 D

A 6 1 M 27/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 A

A 6 1 M 27/00

請求項の数 37 (全 49 頁)

(21) 出願番号 特願2013-558394 (P2013-558394)  
 (86) (22) 出願日 平成24年3月12日 (2012. 3. 12)  
 (65) 公表番号 特表2014-512896 (P2014-512896A)  
 (43) 公表日 平成26年5月29日 (2014. 5. 29)  
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2012/054276  
 (87) 国際公開番号 W02012/123414  
 (87) 国際公開日 平成24年9月20日 (2012. 9. 20)  
 審査請求日 平成27年1月21日 (2015. 1. 21)  
 (31) 優先権主張番号 102011013744. 0  
 (32) 優先日 平成23年3月11日 (2011. 3. 11)  
 (33) 優先権主張国 ドイツ (DE)  
 (31) 優先権主張番号 102011013743. 2  
 (32) 優先日 平成23年3月11日 (2011. 3. 11)  
 (33) 優先権主張国 ドイツ (DE)

(73) 特許権者 507182874  
 ローマン ウント ラウシェル ゲゼルシ  
 ャフト ミット ベシュレンクテル ハフ  
 ツング ウント コンパニー コマンディ  
 トゲゼルシャフト  
 ドイツ 5 6 5 6 7 ノイウィード イル  
 リヘル ストラッセ 5 5  
 (74) 代理人 110000556  
 特許業務法人 有古特許事務所  
 (72) 発明者 ロスケ, グンナー  
 ドイツ連邦共和国 2 2 9 2 6 アーレン  
 スブルク ヴァルデマルーボンゼルスーヴ  
 エグ 8アー

審査官 安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡的真空治療用真空システムおよび内視鏡検査装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔、管腔臓器、組織膿瘍または腸管腔を一時的に内視鏡的に閉塞して体腔、管腔臓器、組織膿瘍または腸管腔の中空空間から体液、創傷分泌物または気体を吸引するための内視鏡的腔内、管腔内または体内真空治療用真空システムであって、

前記真空システムが、

- 吸引量制御用の制御信号を受信するための制御入力端子と陰圧側に真空ドレナージ装置用接続口とを有する真空ポンプと

- 前記真空ポンプの前記制御入力端子に結合されまたは結合可能な圧調節ユニットとを含み、

- 前記圧調節ユニットが、処置すべき前記中空空間で優勢な圧または陰圧の尺度となる少なくとも1つの圧測定信号を受信するための測定信号入力端子を有し、

- 前記圧調節ユニットが、

a) 前記処置すべき中空空間の、予め規定された陰圧値範囲から選択可能な陰圧値と、

b) 0.5～5秒の間にあるその値を選択可能な排気時間とを特定後、

i) 前記真空ポンプに接続可能な前記真空ドレナージ装置の予め決定された死容積を計算に入れて、前記処置すべき中空空間に前記所定の陰圧を所定の前記排気時間内に付与するのに必要な前記真空ポンプの第1吸引量を突き止め、相応する第1制御信号を前記真空ポンプの前記制御入力端子に供給し、

ii) 前記処置すべき中空空間に前記所定の陰圧を付与後に前記圧測定信号を監視し、実

際の圧測定信号に応じて、前記所定の陰圧を維持するのに必要な前記真空ポンプの第2吸引量を突き止め、相応する第2制御信号を前記真空ポンプの前記制御入力端子に供給し、  
iii) 前記処置すべき中空空間に前記所定の陰圧を付与後、前記測定された圧または陰圧と前記所定の陰圧との間に予め規定された閾値を上まわる偏差が存在するとき、前記所定の排気時間内に前記所定の陰圧を付与するのに必要な第3吸引量を突き止め、相応する第3制御信号を前記真空ポンプの前記制御入力端子に供給するように形成されており、  
- 前記真空ポンプが、その前記制御入力端子に実際に現れる制御信号に応じて、前記制御信号によって決定される吸引量を陰圧側で生成するように形成されている真空システム。

【請求項2】

前記予め規定された陰圧値範囲は周囲圧と比べて60 mmHgの最低陰圧と500 mmHgの最大陰圧との間の陰圧値にわたっている請求項1記載の真空システム。

10

【請求項3】

前記圧調節ユニットと結合された利用者入力ユニットを付加的に有し、前記利用者入力ユニットは前記排気時間および/または陰圧値の利用者入力を受け取って前記圧調節ユニットに伝達するように形成されており、前記圧調節ユニットは実際の前記利用者入力を計算に入れて当該制御信号を突き止めて前記真空ポンプの前記制御入力端子に伝達するように形成されている請求項1記載の真空システム。

【請求項4】

前記利用者入力ユニットは治療モードまたは内視鏡検査モードのいずれかの利用者側設定を可能とするロック式のモードスイッチを有し、前記圧調節ユニットは前記治療モードのとき第1制御信号ではなく第2制御信号のみまたは第3制御信号のみを出力するように形成されており、前記予め規定された陰圧値範囲は前記治療モードのとき周囲圧と比べて60 mmHgの最低陰圧と250 mmHgの最大陰圧との間の陰圧値にわたっている先行請求項のいずれか1項記載の真空システム。

20

【請求項5】

真空ドレナージ装置が陰圧側で前記真空ポンプと結合されかつ陰圧安定性分泌物捕集容器を有し、前記分泌物捕集容器は作動中に発生し、前記真空ポンプによって吸引される分泌物と気体を受容および/または導出するように形成されており、前記圧調節ユニットは前記分泌物捕集容器の容積を前記死容積の部分として計算に入れるように形成されている先行請求項のいずれか1項記載の真空システム。

30

【請求項6】

前記真空ドレナージ装置が付加的に分泌物予備捕集容器を有し、前記分泌物予備捕集容器は前記分泌物捕集容器の上流側に設けられかつ前記分泌物捕集容器と導液結合されており、前記圧調節ユニットは前記分泌物捕集容器の容積を前記死容積の他の部分として計算に入れるように形成されている請求項5記載の真空システム。

【請求項7】

前記圧調節ユニットは、遠位側で集液要素と結合可能、また近位側で前記分泌物捕集容器または前記分泌物予備捕集容器と結合可能な少なくとも1つの陰圧安定性液連絡要素が形成する付加的容積を前記死容積の他の部分として計算に入れるように形成されている請求項5または6記載の真空システム。

40

【請求項8】

前記真空ポンプが少なくとも2つのポンプユニットのポンプ組合せを含み、そのうち第1ポンプユニットは前記所定の陰圧よりも低い陰圧を有する初期真空を発生するように形成されており、第2ポンプユニットは前記初期真空の付与後に真空を生じるように形成されている先行請求項のいずれか1項記載の真空システム。

【請求項9】

前記圧調節ユニットは、予め決定可能な高い第1陰圧を前記真空ポンプに当初一時的に指定し、前記利用者入力によって決定可能な時間の経過後に前記陰圧を比較的低い予め決定可能な第2陰圧値に調節するように形成されている先行請求項のいずれか1項記載の真空システム。

50

## 【請求項 10】

前記真空ポンプは単一のドレナージ管の両方の末端、または複数のドレナージ管の片方または両方の末端に接続する複数の陰圧側接続口を有し、前記圧調節ユニットは、前記利用者入力ユニットを介した相応する利用者入力に合わせて前記真空ポンプを制御して、選択的に片側で前記接続口の1つのみでか、または交互に前記接続口の2つで、または2つの前記接続口で同時にかのいずれかで吸引または洗浄させるように形成されている先行請求項のいずれか1項記載の真空システム。

## 【請求項 11】

- 先行請求項のいずれか1項記載の真空システムと、
- 陰圧側で少なくとも1つの液連絡要素によって前記真空システムの真空ポンプと結合されかつ集液要素を担持したオーバーチューブユニットと、
- 前記オーバーチューブユニットに導入されまたは導入可能でありかつ前記オーバーチューブユニットに対して相対的に、近位側から遠位側またはその逆を向く方向で摺動可能な内視鏡と、
- 前記真空システムの圧調節ユニットと結合された陰圧測定ゾンデと

を有する内視鏡検査装置。

10

## 【請求項 12】

前記内視鏡が陰圧側でドレナージ管の態様および/または内視鏡内のチャネルの態様の液連絡要素によって前記真空システムの前記真空ポンプと結合されかつ他の集液要素を担持している請求項11記載の内視鏡検査装置。

20

## 【請求項 13】

前記集液要素が前記オーバーチューブユニットの遠位端に固着され、および/または前記他の集液要素が前記内視鏡の遠位端に固着されている請求項12記載の内視鏡検査装置。

## 【請求項 14】

前記内視鏡はその内部に延設される少なくとも1つの作業チャネルを有し、前記作業チャネルが外向き穿孔穴を有し、前記穿孔穴を介して前記他の集液要素が導液結合されている請求項12または13記載の内視鏡検査装置。

## 【請求項 15】

前記集液要素または前記他の集液要素がポリウレタンスポンジを有する請求項12～14のいずれか1項記載の内視鏡検査装置。

30

## 【請求項 16】

前記集液要素または前記他の集液要素が多孔質導液フィルムであり、または前記集液要素または前記他の集液要素が付加的にその外面に多孔質導液フィルムを有する請求項12～15のいずれか1項記載の内視鏡検査装置。

## 【請求項 17】

前記フィルムが内視鏡に向かって導液性に形成されている請求項16記載の内視鏡検査装置。

## 【請求項 18】

前記内視鏡が前記他の集液要素としてポリウレタンスポンジを担持する一方、前記オーバーチューブユニットが前記集液要素としてフィルムを担持している請求項12～17のいずれか1項記載の内視鏡検査装置。

40

## 【請求項 19】

請求項9記載の真空システムを有し、前記液連絡要素の両方の縦末端が前記真空ポンプと結合するための接続口を有し、前記集液要素が前記液連絡要素の前記縦末端の間で固着されている請求項11～18のいずれか1項記載の内視鏡検査装置。

## 【請求項 20】

前記集液要素および/または前記他の集液要素は開放孔を閉鎖するための表面封止を一部に備えており、別の部分には表面封止を有していない請求項12～19のいずれか1項記載の内視鏡検査装置。

50

## 【請求項 2 1】

前記集液要素は遠位側が円錐状先端で終端している請求項 1 1 ~ 2 0 のいずれか 1 項記載の内視鏡検査装置。

## 【請求項 2 2】

前記集液要素の前記先端に把持玉、糸輪、ワイヤ輪、ハト目および / または糸が耐引張性に固着されている請求項 2 1 記載の内視鏡検査装置。

## 【請求項 2 3】

前記集液要素の前記遠位先端がプラスチック製または金属製砲弾状の取り付け先端であり、前記取り付け先端が差込要素および / またはねじ要素で耐引張性に前記ドレナージ管の前記末端に固着可能に形成されている請求項 2 2 記載の内視鏡検査装置。

10

## 【請求項 2 4】

前記集液要素は前記集液要素の内腔内へのガイドワイヤの導入を可能とするように形成されており、このため前記集液要素の遠位先端と前記取り付け先端は前記ガイドワイヤを導入することのできる縦チャンネルを有する請求項 2 1 ~ 2 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡検査装置。

## 【請求項 2 5】

前記集液要素のスポンジ体は遠位側が先端で終端しており、把持玉、糸輪、ワイヤ輪、ハト目および / または糸が前記先端におよび / または前記スポンジ体内で一体化して耐引張性に固着されている請求項 1 1 ~ 2 4 のいずれか 1 項記載の内視鏡検査装置。

## 【請求項 2 6】

前記陰圧測定ゾンドの 1 つは、遠位側に配置される前記集液要素の内部、上面または表面に配置されかつ前記真空システムの前記圧調節ユニットと結合されている請求項 1 1 ~ 2 5 のいずれか 1 項記載の内視鏡検査装置。

20

## 【請求項 2 7】

前記陰圧測定ゾンドはワイヤ状に構成されかつ前記ドレナージ管を介して前記集液要素へと案内されている請求項 2 6 記載の内視鏡検査装置。

## 【請求項 2 8】

前記オーバーチューブは近位側と遠位側とに、前記オーバーチューブに装着された前記集液要素に直接隣接して各 1 つの環状リップ状肉厚部を有する請求項 1 1 ~ 2 7 のいずれか 1 項記載の内視鏡検査装置。

30

## 【請求項 2 9】

前記集液要素は異なる縦部分に異なる直径を有する請求項 1 1 ~ 2 8 のいずれか 1 項記載の内視鏡検査装置。

## 【請求項 3 0】

前記集液要素がスポンジ体を有し、前記スポンジ体が少なくとも 1 つの切欠き部を外面に有し、またはゾンドを受容するためのチャンネルを内部に有し、前記ゾンドは内視鏡検査装置を作動させるために前記切欠き部もしくは前記チャンネルに挿入することができる請求項 1 1 ~ 2 9 のいずれか 1 項記載の内視鏡検査装置。

## 【請求項 3 1】

近位側から遠位側へと案内されるチャンネルが前記集液要素のスポンジ体内に配置されており、前記スポンジ体の孔と非導液式に結合されて分泌物または唾液を導通させるチューブが前記チャンネル内に通されている請求項 1 1 ~ 3 0 のいずれか 1 項記載の内視鏡検査装置。

40

## 【請求項 3 2】

前記チューブは陰圧安定性であり、長さが 5 ~ 20 cm、内径が 5 ~ 20 mm である請求項 3 1 記載の内視鏡検査装置。

## 【請求項 3 3】

前記チューブは内部が親水性であり、前記集液要素の表面封止が親水性である請求項 3 1 または 3 2 記載の内視鏡検査装置。

## 【請求項 3 4】

50

前記チューブの近位端および／または遠位端は前記チューブの中間部に対して外方に運動可能であり、陰圧を印加されて拡開可能である請求項 3 1 ～ 3 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡検査装置。

【請求項 3 5】

前記チューブは固定されることなく前記スポンジ体の前記チャンネル内にある請求項 3 1 ～ 3 4 のいずれか 1 項記載の内視鏡検査装置。

【請求項 3 6】

前記集液要素がスポンジ体を有し、前記スポンジ体内に設けられるチャンネルが表面封止を備えており、前記表面封止が縦に賦形されたフィルムから作製されており、前記フィルムは近位側から遠位側を向く縦方向で導液性のチャンネルによって輪郭化されている請求項 1 1 ～ 3 5 のいずれか 1 項記載の内視鏡検査装置。

10

【請求項 3 7】

前記オーバーチューブおよび前記集液要素は全長にわたって延びる縦スリットを備えている請求項 1 1 ～ 3 6 のいずれか 1 項記載の内視鏡検査装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、内視鏡的真空治療用、特に内視鏡的体内、管腔内または腔内真空治療用真空システムおよび内視鏡検査装置に関する。

【背景技術】

20

【0 0 0 2】

上部胃腸管、下部胃腸管の内視鏡的検査（食道胃十二指腸内視鏡検査／直腸鏡検査、S 状結腸鏡検査、回結腸鏡検査、小腸内視鏡検査）は診断的、治療的ルーチン検査である。

【0 0 0 3】

中間部腸管の検査、特に小腸の検査は、腸がきわめて長くてごく動き易いので、内視鏡的には困難である。一方でいわゆるプッシュ式小腸内視鏡検査に過度に長い内視鏡が利用され、他方でいわゆるシングルバルーン式もしくはダブルバルーン式小腸内視鏡検査が利用される。バルーン式小腸内視鏡検査では内視鏡の押込み改善のために内視鏡および／またはオーバーチューブでバルーンシステムが利用され、バルーンシステムは検査時に膨らまされ、内部から腸壁に押し付けることができる。これにより内視鏡もしくはオーバーチューブは腸壁にしっかり固定することができ、こうして腸の詳細な検査を達成することができる。腸を検査する他の可能性は嚥下可能なビデオカプセルによって写真に記録することにある。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 0 0 4】

【特許文献 1】独国特許出願公開第10-2009-039515明細書

【特許文献 2】米国特許出願公開第2004/093026号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0 0 0 5】

従来の真空スポンジ治療（低圧創傷治療）は外部創傷の処置に利用されている。多孔質ポリウレタンスポンジまたは別の集液要素が創傷に挿入され、フィルムで封止され、次に陰圧下に置かれる。陰圧下で創傷清浄と創傷治癒を行うことができる。

【課題を解決するための手段】

【0 0 0 6】

本発明によれば、特に腸管腔を一時的に内視鏡的に閉塞して体腔、管腔臓器、組織膿瘍または腸管腔等の中空容積から体液、創傷分泌物または気体を吸引するための内視鏡的腔内、管腔内または体内真空治療用真空システムが提案される。この真空システムは、

- 吸引量制御用の制御信号を受信するための制御入力端子と陰圧側に真空ドレナージ装置

50

用接続口とを有する真空ポンプと

- 真空ポンプの制御入力端子に結合されまたは結合可能な圧調節ユニットとを含み、
- この圧調節ユニットは、処置すべき中空容積で優勢な圧または陰圧の尺度となる少なくとも1つの圧測定信号を受信するための測定信号入力端子を有し、
- この圧調節ユニットは、

- a) 処置すべき中空容積の、予め規定された陰圧値範囲から選択可能な陰圧値と、
  - b) 0.5～5秒の間にあるその値を選択可能な排気時間範囲とを特定後、
  - i) 真空ポンプに接続可能な真空ドレナージ装置の予め決定された死容積を計算に入れて、処置すべき中空容積に所定の陰圧を所定の排気時間範囲内に付与するのに必要な真空ポンプの第1吸引量を突き止め、相応する第1制御信号を真空ポンプの制御入力端子に供給し、
  - ii) 処置すべき中空容積に所定の陰圧を付与後に圧測定信号を監視し、実際の圧測定信号に応じて、所定の陰圧を維持するのに必要な真空ポンプの第2吸引量を突き止め、相応する第2制御信号を真空ポンプの制御入力端子に供給し、
  - iii) 処置すべき中空容積に所定の陰圧を付与後、測定された圧または陰圧と所定の陰圧との間に予め規定された閾値を上まわる偏差が存在するとき、所定の排気時間範囲内に所定の陰圧を付与するのに必要な第3吸引量を突き止め、相応する第3制御信号を真空ポンプの制御入力端子に供給するように形成されており、
- 真空ポンプは、その制御入力端子に実際に現れる制御信号に応じて、制御信号によって決定される吸引量を陰圧側で生成するように形成されている。

【0007】

まず、本発明の基礎となる認識を以下で詳しく説明する。引き続き実施例を紹介する。

【0008】

本発明は、外部創傷での真空治療の諸経験が内視鏡的真空治療では応用できないとの認識に立脚している。そのことを前提に本発明は、短い排気時間で真空を迅速に発生することを、内視鏡的真空治療の成果を決定し得る主要な技術的前提条件であると認識する。

【0009】

内視鏡的真空治療用真空ポンプユニットに対する諸要求は、本発明によれば以下の如くに明記することができる。集液要素が周囲の組織にしっかり吸着できるように、集液要素に印加される陰圧は迅速に十分な高さとならねばならない。接続される集液要素の多孔質構造を介して圍繞組織に対するドレナージ作用を達成できるように、真空が過度に高くてはならない。吸引された組織の損傷が吸引作用によって起きてはならない。損傷が起きるような場合、創傷に対する十分なドレナージ作用が不足する。

【0010】

それゆえに真空ポンプの吸引量は、本発明によれば、これらの境界条件のもとで規定された真空をごく短い時間範囲内でもしくは高速で発生しかつ一定に保つことができるように設計されておりかつ圧調節ユニットによって設定可能である。真空発生に関するパラメータが特定の諸要求に合致しないとき、この治療は効果がないであろう。真空を迅速に発生して維持する場合、そして必要な場合に真空を迅速に再付与する場合にのみ、例えば代表的処置が指示されるとき、つまり食道損傷が処置されるとき、穿孔欠損の閉塞と効果的創傷ドレナージは同時に行われる。確実な永続的閉塞と、生理的胸内陰圧とは逆に食道管腔方向でのドレナージは、胸腔方向で唾液または分泌物による汚染を停止させ、こうして感染障壁として働く。真空発生が遅滞する場合、そして既に所定の陰圧が短時間中断された場合、集液要素の転位は起きることがある。創傷底での断続的吸引または効果のない吸引は治療停止または創傷状況の悪化をもたらす。食道穿孔時に食道内で管腔内処置を施すとき、陰圧を無くすと、嚥下された粘性唾液分泌物が食道壁と集液要素との間に達して孔の詰まり、従って治療中断をもたらすことがある。小腸または大腸内での別の応用の可能性において圧パラメータが不十分なとき、小腸便または大腸便によって孔の詰まりの起きることがある。

【0011】

本発明の認識によれば内視鏡的真空治療時に創傷に永続的陰圧が付与され、治療中に陰圧の低下は避けられる。時として陰圧低下が不可避である場合、真空は本発明に係る真空システムによってごく迅速に再発生される。例えば生理的嚥下運動によってスポンジドレナージ装置を食道内に設ける場合、唾液、食物、空気、気体の嚥下によっても腸蠕動によっても真空低下は現れることがある。同じことは小腸、大腸または胃への真空治療の応用もしくは腸全体での真空治療の応用にもあてはまる。

【 0 0 1 2 】

外部創傷の真空治療とは異なり内視鏡的真空治療では、身体表面下で位置決め後はもはや集液要素を認めることができないので、陰圧が集液要素や内部創傷に印加されているか否かを視覚的、触診的に点検する可能性はない。創傷に対する吸引作用が過度に長く発生されまたは中断されるとき、治療停止が始まり、もしくは治療は効果がない。吸引中断はなканずく液連絡要素または集液要素の詰まり、折れまたは萎むことによっても起きることがある。過度に高い真空の場合でも、組織吸引によって多孔質構造の詰まりが起きることがあり、弾性集液要素の場合、組織に対する吸引作用の終了に伴って液連絡要素が完全に萎むことがある。本発明に係る真空システムの本発明で明記された諸特徴によってはじめて効率的内部真空治療が可能となる。

10

【 0 0 1 3 】

本発明によって可能となる内視鏡的真空治療は軟性内視鏡を用いて内視鏡で目視しながら内視鏡技術を頼りに実施される内部創傷の陰圧治療であり、真空ドレナージ装置は窟内（腔内）、腸管腔内（管腔内）において生理的または人工的身体開口部を介して体内で空洞に挿入される。つまり、処置しないと一部では高い死亡率を伴う内部創傷または複雑な手術処置をしばしば必要とする内部創傷の内視鏡的真空治療が本発明に係る真空システムでもって可能となる。

20

【 0 0 1 4 】

外部創傷の真空治療とは異なり、本発明の真空システムを用いた内視鏡的管腔内、腔内、体内真空治療では、外科的に利用して液連絡要素を通して本発明に係る真空システムの真空ポンプと導液結合された集液要素の周りで創傷組織と軟部組織とを相互に堆積させることによってはじめて、陰圧印加後に内部創傷封止が達成される。真空の持続的発生と維持とを可能とする極力空気密な閉鎖空間はこの組織封止によってはじめて成立する。集液要素を収容した空洞は吸引して空にされ、真空に起因して集液要素上で萎む。集液要素が弾性に構成されている場合、この集液要素も真空によって萎む。本発明に係る真空システムの真空ポンプによって、これによって閉鎖される創傷に対して永続的吸引作用が生成される。位置決め箇所での集液要素の固定は隣接する組織もしくは腸粘膜にしっかり吸着することによってのみ行われる。

30

【 0 0 1 5 】

フィルム閉鎖包帯によって封止が行われる外部創傷の真空治療とは異なり、内視鏡的真空治療では、真空に起因して相隣接する組織によってはじめて実現する封止はあまり安定していない。封止は、従って集液要素の固定も、集液要素が真空によって吸盤状に組織にしっかり吸着し、真空が永続的に一定に維持されることによって専ら行われる。それゆえに、内視鏡的真空治療を成功裏に実施するために、圧調節ユニットによって設定され監視される規定された諸要求を真空システムが満たさねばならないとの認識が本発明の基礎を成している。

40

【 0 0 1 6 】

真空を発生して真空内視鏡検査を実施するために本発明に係る真空システムでは、その吸引量を制御可能な真空ポンプが設けられており、この真空ポンプは集液要素の利用箇所に0.5～5秒の規定された短い排気時間範囲内に所定の陰圧を発生し、次に一定値に維持するように形成されている。

【 0 0 1 7 】

本発明はさらに、他の影響量、つまり排気すべき創傷腔または腸管腔の容積を無視できるとの認識に立脚している。その逆に、排気すべき容積（液連絡要素、集液要素、分泌物

50

容器)が一定である場合、分泌物捕集容器の容積が既知であると吸引発生速度はここで関連する陰圧値範囲において事実上真空ポンプの吸引量(リットル/分)を介してのみ制御可能であることを確認することができる。その場合、分泌物捕集容器を分泌物で満たすことができるので死容積は縮小する。この死容積は測定することもでき、吸引量は相応に容器の充填状態に自動的に適合させることができる。

【0018】

本発明に係る真空システムの実施例を以下に述べる。

【0019】

本明細書では周囲圧と比べた陰圧値が明示される。文献のなかでこれらの陰圧値はしばしば負の前置符号が付けられてもいる。ここではそのことを省き、陰圧の絶対値のみを明示する。専門業界で一般的なように陰圧値はmmHg単位で明示され、Si単位への換算目的には1 mmHg = 133.322368421 Paの関係を使用することができる。本明細書において用語「真空」は用語「陰圧」の同義語として使用される。

10

【0020】

本発明者が認識したように、60 mmHg未満の絶対値の陰圧と500 mmHg超の大きな絶対値の陰圧は実務上必要でなく、その限りで真空ポンプの能力は限定することができ、限定的能力の、そのため一層軽量で主に患者によって携行可能な構造にとって有利となる。

【0021】

さまざまな実施例において真空ポンプとして設けられるのは容積式ポンプ、例えばエクスターナルベーンポンプ、ロータリベーンポンプ、トロコイドポンプ、スクロールポンプ、ピストンポンプ、ねじポンプ、回転ピストンポンプ、ローラポンプまたはダイヤフラムポンプである。

20

【0022】

本明細書の枠内で、少なくとも2つのポンプの組合せまたは多段ポンプシステムも、本発明に係る真空システム中に設けられる真空ポンプと理解すべきである。1実施形態において真空ポンプは例えば2つのポンプ段を備えている。その際好ましくは真空ポンプが1つのポンプ組合せを備えている。好ましくは、真空は補助ポンプによって初期真空を介して生成される。

【0023】

本発明に係る真空システムの、成功裏に処置する上で重要な1パラメータは、中空容積の被処置部分内のその都度該当する容積を所要の陰圧に至るまで排気するのに必要な排気時間範囲である。好ましい実施形態において真空ポンプの最大吸引量は、実務上現れる死容積を考慮して約半秒という短い時間内に本発明による所定の真空圧値が達成されるように設計されている。

30

【0024】

別の実施形態において、規定された連続的真空を達成するために、最大可能な排気時間範囲は数秒以下、特に最大2秒である。同様に真空システムの上記実施形態において圧調節ユニットは、作動時に排気時間範囲の上記最小値もしくは最大値を含む排気時間範囲の値範囲内で真空を達成すべく真空ポンプを制御するように形成されている。排気時間範囲後に陰圧は一定に保たれる。

40

【0025】

真空システムの有利な実施形態は圧調節ユニットと結合された利用者入力ユニットを付加的に有し、この利用者入力ユニットは排気時間範囲および/または陰圧値の利用者入力を受け取って圧調節ユニットに伝達するように形成されている。圧調節ユニットは、実際の利用者入力を計算に入れて当該制御信号を突き止め、真空ポンプの制御入力端子に伝達するように形成されている。

【0026】

1変更態様では例外的状況のため、利用者入力ユニット(または利用者入力ユニットと結合されて医師によって操作されるハンドピースまたはフットペダル)での相応する利用者入力によって5秒以上の排気時間範囲で真空システムを作動させることが付加的に可能

50

である。これは、単一のポンプシステムでもってここで焦点を合わせた真空内視鏡検査も外部創傷の真空処置も実施可能でなければならないとき有意義であることもある。

【 0 0 2 7 】

治療用に予定された値に比べて真空を一時的に或る程度高めることは、治療箇所でのドレナージ装置の確実な固着を確保するために当初、つまり短い時間範囲にわたる治療開始時に、表示しておくことができる。集液要素がしっかり吸着して、例えばこの当初段階に身体に導入された内視鏡によって集液要素が偶発的に移動することのないように、位置決め後も陰圧が高いことは当初一時的に有利である。治療期間は代表的には数日にわたることがあるが、しかしここで問題とするのは、場合によっては、治療期間全体と比較して例えば15分という比較的短い当初の時間である。

10

【 0 0 2 8 】

成功裏に位置決め後、患者は代表的には真空システムを自己自身で携行する。好ましくは、利用者入力ユニットは治療モードまたは内視鏡検査モードのいずれかの利用者側設定を可能とする遮断可能なモードスイッチを有し、圧調節ユニットは治療モードのとき第1制御信号ではなく第2制御信号のみまたは第3制御信号のみを出力するように形成されており、予め規定された陰圧値範囲は治療モードのとき周囲圧と比べて60 mmHgの最低陰圧と250 mmHgの最大陰圧との間の陰圧値にわたっている。モードスイッチの遮断は主に鍵のみで可能であり、符号も鍵と理解することができる。

【 0 0 2 9 】

本発明の改良をもたらし本発明者の認識によれば、その都度実施すべき検査または治療に合わせて排気時間範囲と陰圧が適合可能であるとき治療の成果はさらに改善される。例えば食道損傷の処置時、病態生理的胸内陰圧と呼吸運動による圧変動は真空ポンプの吸引作用とは逆向きである。この生理的陰圧は真空ポンプのごく短い排気時間範囲によってポンプの吸引方向で相殺もしくは対抗されねばならない。食道の治療とは異なり、直腸での吻合不全後の陰圧処置では、上流側に人工肛門を設けて分泌がごく僅かな場合、本発明に係る限界内で5秒以下の長い排気時間範囲も治療上成果のあることがある。

20

【 0 0 3 0 】

規定された圧に至るまでの真空が発生されたなら、この圧は一定に保たれねばならない。陰圧の低下は本発明に係る真空システムによって測定ゾンドを頼りに直ちに記録可能、また排気時間範囲内に再除去可能である。大抵の場合残留真空がなお残っているので有利なことに、真空目標値を再度達成するのに必要とされる時間範囲は排気時間範囲よりもかなり短い。その意味で、治療箇所に一定した陰圧は確保することができる。それゆえに好ましくは圧調節ユニットと真空ポンプは、到来する測定信号に応じて毎分少なくとも30回の真空発生頻度で規定された陰圧を発生できるように形成されている。このことは、上部胃腸管で内視鏡的真空スポンジ治療を実施するうえで有利であると実証された。他の実施形態ではこの真空システムでもって毎分60回以下、さらに好ましくは毎分120回の真空発生を実施することができる。

30

【 0 0 3 1 】

好ましい1実施形態においてさらに排気時間範囲は圧調節ユニットを介して利用者入力によって設定可能である。このため真空システムは圧調節ユニットと結合された利用者入力ユニットを付加的に有し、この利用者入力ユニットは排気時間範囲の利用者入力を受け取って圧調節ユニットに伝達するように形成されている。圧調節ユニットは、利用者入力に応じて真空ポンプを制御して所定の排気時間範囲内に陰圧を発生させるように形成されている。

40

【 0 0 3 2 】

他の1実施形態において圧調節ユニットは、予め規定された下記治療設定間の選択を、利用者入力ユニットを介して、予め規定された相応する制御パラメータによって支援するように形成されている：

- a) 最高2秒の排気時間；
- b) 他の利用者入力によって一層詳しく規定可能な0.5～5秒間の排気時間；

50

c) 設定可能な2～5秒の排気時間。

【0033】

例えば、食道での漏出を処置するには80～150 mmHg (10665、20000 Pa) の陰圧と、最高2秒の排気時間の選択が有利である。

【0034】

選択すべき陰圧の値は、多くの応用事例において集液要素と周囲組織との接触面積にも左右される。接触面積が大きい場合、小さな接触面積と比較して、集液要素を固定するのに必要となる陰圧は一層少なくなることがある。

【0035】

それゆえに利用者入力ユニットは主に付加的に、集液要素の種類の識別の付加的入力を受信するように形成されている。この実施形態において圧調節ユニットは、予め記憶された治療データに基づいて、集液要素の入力された種類に割り当てられた真空値および/または排気時間範囲値を突き止め、作動時に、突き止めたこの値に応じて真空ポンプを制御するように形成されている。

10

【0036】

臨床応用では連続した永続的陰圧が基本的にその価値を実証されている。しかし1変更態様において圧調節ユニットは、真空ポンプを制御して陰圧が少なくとも2つの陰圧値の間で、例えば約100 mmHgと約150 mmHgとの間で、マルセルウェーブ状に変動して印加されるようにするよう形成されている。変動させて陰圧を加えることによって、創傷に対する肉芽形成刺激は強めることができる。しかしいかなる時点にも、数秒よりも長く続く吸引中断が発生してはならない。

20

【0037】

圧調節ユニットは、陰圧印加中と陰圧で実施される検査の間に陰圧値を監視するように形成されている。検出器が電気通信、つまり有線通信かまたは無線通信のいずれかで真空システムの圧調節ユニットと結合可能であり、こうして真空ポンプの予め設定された発生すべき陰圧値は圧調節ユニットによって点検可能、調節可能である。こうして、検出器による圧検出に基づいてポンプ吸引の点検と制御は集液要素で直接行うことができる。これにより、例えば集液要素または液連絡要素の詰まり時に治療停止が現れることは防止される。このことは特に食道損傷時に処置する場合に重要である。というのも、さもないと胸腔の炎症が現れて処置を長いものとし、しばしば死をもたらすからである。

30

【0038】

好ましくは、圧調節ユニットはその都度の目標値と比較しながら圧センサの到来する測定信号を評価することによって実際に必要な排気時間も把握する。

【0039】

真空システムは主に、陰圧側で真空ポンプの上流側に設けられる真空ドレナージ装置を備えている。真空ポンプの吸引量が同じ場合、小さな分泌物捕集容器では大きな捕集容器におけるよりも迅速な吸引発生が可能である。それゆえに圧調節ユニットは好ましくは、利用者入力ユニットを介して捕集容器容積の利用者入力を受け取り、入力された容積に付加的に依存してポンプ吐出流量を設定するように形成されている。その際圧調節ユニットは、既に述べたように利用者の要望する排気時間に応じてポンプ吐出流量を制御するだけでなく、それを補足して分泌物捕集容器の容積も考慮に入れる。

40

【0040】

圧調節ユニットは、分泌物捕集容器の容積を死容積の一部として計算に入れるように形成されている。異なる容積の分泌物捕集容器が用途に応じて必要となることがあり、圧調節ユニットは死容積の相応に異なる値を利用できなければならない。これらの値は例えば圧調節ユニットの記憶装置に記憶し、利用者入力によって選択することができる。選択的に、誤入力を避けるために、分泌物捕集容器自体に取り付けられて圧調節ユニットによって読取可能な符号を把握することができ、該当する死容積値はこの符号から読取可能である。捕集容器の容積が小さい場合ポンプの吸引量は低く設定され、容積が大きい場合吸引量は相応に高く設定される。

50

## 【 0 0 4 1 】

分泌物捕集容器は、作動時に溜まって真空ポンプによって吸引される分泌物、気体を受容および／または導出するように形成されている。好ましくはポンプが付加的に陰圧安定性分泌物予備捕集容器を備えており、この分泌物予備捕集容器は患者への応用箇所から真空ポンプに向かう吸引方向で分泌物捕集容器の上流側に設けられ、分泌物捕集容器と導液結合されている。その場合圧調節ユニットは、分泌物捕集容器の容積を死容積の他の部分として計算に入れるように適宜形成されている。

## 【 0 0 4 2 】

この変更態様において、捕集された分泌物は分泌物予備捕集容器から分泌物捕集容器へと転送することができる。好ましくは分泌物予備捕集容器と分泌物捕集容器は弁を介して互いに結合されている。弁を補足してまたはその代わりに、分泌物予備捕集容器と分泌物捕集容器は介装可能なフィルタを介して互いに結合可能である。好ましくはこれらの捕集容器と、それらと真空との結合部は交換可能に形成されている。

10

## 【 0 0 4 3 】

これらの実施形態では分泌物捕集容器の死容積を介して吸引が発生される。真空ポンプの吸引発生が分泌物捕集容器を介して行われる場合、その死容積はポンプの吸引量（1／分）と一緒に吸引発生速度を実質的に決定する。それゆえに真空ポンプの吸引量は好ましくは、分泌物捕集容器と分泌物予備捕集容器とによって形成される死容積を付加的に排気時間範囲内に排気するように設計されている。

## 【 0 0 4 4 】

20

分泌物捕集容器は、主に陰圧安定性の液連絡要素、特にドレナージ管を介して集液要素と結合可能であり、集液要素の陰圧は分泌物捕集容器を介して発生可能である。圧調節ユニットは、少なくとも1つの陰圧安定性液連絡要素、特にドレナージ管が形成する付加的容積を死容積の他の部分として計算に入れるように形成されており、このドレナージ管は遠位側で集液要素と結合可能、また近位側では分泌物捕集容器または分泌物予備捕集容器と結合可能である。1実施形態において液連絡要素、集液要素、分泌物捕集容器の排気容積が一定である場合、排気時間は圧調節ユニットによって真空ポンプ吸引量の調節を介して調節することができる。その際真空ポンプの圧調節ユニットは、利用者入力他に、調節のための他のインプットとして、測定信号入力端子を介して、排気すべき中空容積に位置決めされた陰圧測定ゾンデから測定値を受信する。測定ゾンデの形成と位置決めとの詳細はさらに後に説明される。

30

## 【 0 0 4 5 】

分泌物予備捕集容器が使用される場合、これらの実施形態において分泌物予備捕集容器は好ましくは、初期真空で付加され得るように真空ポンプと結合されている。この実施形態において真空ポンプは2つのポンプ段を有し、両方のポンプ段のうち第1ポンプ段によって分泌物予備捕集容器内の初期真空を介して検査部位／処置部位に陰圧を発生するように真空ポンプは形成されている。極力短い排気時間を達成するために、分泌物予備捕集容器は比較するなら両方の捕集容器のうち小さい方の容積を有する。分泌物予備捕集容器は代表的には容積が50～300 mlである。それに対して分泌物捕集容器は代表的には容積が100 ml～1000 mlである。しかし、所要の真空ポンプ吸引量を適合させてそれよりも小さな容積または大きな容積を選択することもできる。

40

## 【 0 0 4 6 】

他の好ましい1実施形態では、圧調節ユニットはポンプの能力を分泌物捕集容器の容積に合わせて適合させるだけでなく、排気すべき集液要素の容積も付加的に考慮に入れる。ここでも既に上で述べたように利用者入力ユニットを介した付加的利用者入力が予定されており、この付加的利用者入力が圧調節ユニットに転送され、この圧調節ユニットはやはりその都度必要な排気時間範囲を達成するためにポンプ吐出流量を相応に制御する。その際、排気時間範囲内に分泌物捕集容器の排気が同時に行われる。

## 【 0 0 4 7 】

好ましくは、ポンプの能力は分泌物捕集容器の死空間容積と集液要素の死空間容積が排

50

気時間範囲内に排気されるように設計されている。従来の経験が示すように、1 l/min~20 l/minの範囲内の制御可能なポンプ吐出流量が必要である。

【0048】

真空システムの1実施形態において圧調節ユニットは監視ユニットを備えており、この監視ユニットは陰圧、排気時間範囲の持続時間、陰圧印加時間を上回りおよび/または下回ることを自動的に監視し、所定限界値を上回るとポンプ吐出流量を調整する。作動時に例えば検査気体の吸入によって陰圧が低下した場合に真空は迅速に再発生し、結果として連続的に維持することができる。

【0049】

好ましくは、制御信号入力端子の他に、真空ポンプの操作を行うことのできる他の開閉兼調節要素が真空ポンプに設けられている。特に、圧調節ユニットと利用者入力ユニットは真空ポンプとで構造ユニットとして一体化しておくことができる。

10

【0050】

規定された陰圧と排気時間範囲とを把握し監視するために少なくとも1つの陰圧測定ゾンデが、および/または外部陰圧測定ゾンデ用の少なくとも1つの接続口が、真空ポンプに設けられている。陰圧測定ゾンデは、真空ポンプに接続された集液要素および/または液連絡要素と直接的または間接的に結合され、その測定結果を測定信号として真空ポンプの圧調節ユニットに転送するように形成されている。好ましくは液連絡要素がドレナージ管である。

【0051】

20

この真空ポンプでもって単一の集液要素または複数の集液要素に真空を発生することができる。集液要素が複数の場合、真空ポンプは好ましくはその都度の真空生成を相互にまったく独自に実施するように設計されている。このために複数の相応する接続口とドレナージユニットが設けられているだけではない。付加的に真空ポンプのポンプ吐出流量も、さまざまな集液要素で陰圧を同時に生成するという厳しい要求に適合されている。圧調節ユニットは、各真空を個々に適合して発生するために、各分岐中に配置された個々に制御可能な絞り要素へと制御信号を出力するように形成されている。

【0052】

この真空ポンプは特に、内視鏡的腔内、管腔内真空治療において真空を生成するのに適している。しかしこの真空ポンプは外部創傷の真空スポンジ治療においても利用可能であり、さらには真空内視鏡検査において利用可能である。

30

【0053】

この真空システムは好ましくは、患者が極力支障なく動くことができるように携行ユニットとして構成されている。携行可能な変更態様においてポンプへの電力供給は例えば電池または蓄電池を介して行われる。

【0054】

付記しておくなら、選択的实施形態において処置空間内に真空ポンプは中央制御式一体形真空壁吸引部の態様で設けることができ、この真空壁吸引部は少なくとも本発明により必要な真空を本発明により必要な排気時間範囲内に提供するためにそのポンプ吐出流量を相応に適合することができる。こうして、相応する内部構造において処置空間内に所要の真空の生成は個別の真空ポンプなしでも行うことができ、つまり相応に形成された壁吸引部が真空ポンプの代わりとなる。壁吸引部の与えられた(大抵は影響を及ぼすことのできない)ポンプ吐出流量に応じて真空圧制御要素、例えば絞り要素を時間依存式に制御して、集液要素と壁吸引部との間で所要の陰圧を所定の時間範囲内に達成できるようにするために、本発明に係る真空システムの圧調節ユニットはこのような内部構造において適合されねばならない。結線要素、フィルタ要素、開閉要素、弁要素を介して液連絡要素への真空転送は可能とすることができ、操作は内視鏡の把持部を介して行うことができる。

40

【0055】

有利には真空システムの利用者入力ユニットは真空ポンプを手動制御するための手段を含み、この手段でもって始動のための始動信号と、集液要素での真空低下を圧調節ユニッ

50

トに転送するための制御信号は生成し出力することができる。主に利用者入力ユニットは内視鏡把持部の単数または複数の開閉手段と結合されており、選択的にフットスイッチ / ハンドスイッチを介したポンプの操作も、または直接ポンプでの操作も可能である。

【 0 0 5 6 】

検査、特に真空内視鏡検査を手軽に行うことができるようにするために、検査過程中に短い間隔で陰圧を発生し除去できなければならない。そのために、好ましい実施形態において内視鏡に開閉ユニットまたはフットスイッチが設けられている。

【 0 0 5 7 】

1実施において真空システムは単数または複数のドレナージ管用の複数の陰圧側接続口を有する。この実施形態において圧調節ユニットは、利用者入力ユニットを介した相応する利用者入力に合わせて真空ポンプを制御して、選択的に片側で接続口の1つのみでか、または選択的に2つの接続口でか、或いは2つの接続口で同時にかのいずれかで吸引させ洗浄させるように形成されている。同時にかつ相互に独自に複数の集液要素の真空を制御することができる。そのことは後に図を説明する枠内で詳しく説明される。

【 0 0 5 8 】

好ましい実施例において本発明に係る真空システムは本発明に係る内視鏡検査装置の技術的構成要素を形成し、この内視鏡検査装置は

- 本発明または本願の枠内で述べられる実施例の1つに係るこのような真空システムと、
- 陰圧側で少なくとも1つの液連絡要素によって真空システムの真空ポンプに結合されかつ集液要素を担持したオーバーチューブユニットと、
- オーバーチューブユニットに導入されまたは導入可能でありかつオーバーチューブユニットに対して相対的に、近位側から遠位側またはその逆を向く方向で摺動可能な内視鏡と、
- 真空システムの圧調節ユニットと結合された陰圧測定ゾンデとを備えている。

【 0 0 5 9 】

主に、内視鏡も陰圧側で液連絡要素によって真空システムの真空ポンプと結合され、他の集液要素を担持している。

【 0 0 6 0 】

内視鏡検査装置の態様の本発明に係るこの実施例の基礎を成す認識として、先行技術で知られたバルーン式小腸内視鏡検査ではバルーンを腸壁にしっかり締め付けることによって内視鏡またはオーバーチューブを十分に固定することがしばしば可能でなく、そのため詳細な検査が達成されない。バルーンは容易に滑ってずれることがあり、特に他の腸管腔（胃 / 結腸）では十分な固定が可能でない。バルーンが過度に膨らむと、壁断裂に至るまでの腸壁損傷のリスクがある。

【 0 0 6 1 】

本内視鏡検査装置はこの認識を利用して、内視鏡的管腔内真空スポンジ治療用の内視鏡検査装置を形成し、単数または複数の集液要素、例えばスポンジドレナージ装置を内視鏡的に例えば管腔内で腸管腔内に位置決めし、本発明に係る所定パラメータに従って位置決め箇所に真空で固定する。この例においてスポンジドレナージ装置はスポンジに印加される真空で腸粘膜にしっかり吸着し、陰圧によって位置決め箇所に固定される。

【 0 0 6 2 】

オーバーチューブに導入された内視鏡に対してオーバーチューブを交互に相互摺動させることによって、腸内で内視鏡を押し込むことが可能である。このために内視鏡とオーバーチューブは隣接組織、例えば腸粘膜に対する係止を必要とする。内視鏡検査装置の本実施例においてこの係止はスポンジドレナージ装置を腸粘膜にしっかり吸着させることによって達成される。それゆえに、そのことに基づく処置態様または検査態様は真空内視鏡検査とも称される。

【 0 0 6 3 】

内視鏡的真空治療は内部創傷の処置に利用される。その有効性はまず直腸での縫合部漏出において実証され、次には食道、胃、小腸、大腸等の別の限局的腸漏出においても実証

10

20

30

40

50

することができた。穴を介して外部へと内視鏡的に接近可能でありまたは接近可能とされる皮膚表面下にある内部創傷、空洞、膿瘍、膿胸、フィステルの場合、内視鏡的真空治療はやはり創傷処置に利用することができる。内視鏡的真空治療では管腔臓器、胃腸管、体腔に至る生理的または人工的接近路が内視鏡的に利用される。スポンジドレナージ装置は内視鏡を頼りに内部に、体内、管腔内、腔内に挿入される。管腔内治療態様ではスポンジ体が腸管腔内で欠損高さに位置決めされる。腔内治療態様ではスポンジ体が欠損部を通して（管腔外の）創傷腔に挿入される。両方の治療は組合せることもできる。スポンジ体が位置決めされたのち、導出されたドレナージ管に真空吸引が印加される。創傷腔もしくは腸管腔は吸引されながら弾性スポンジ体と一緒に萎む。スポンジ表面は吸盤状に創傷表面に吸着し、同時にスポンジ体は吸引によって位置決め箇所固定される。効果的創傷ドレナージが起き、同時に創傷欠損部が閉鎖される。創傷面に対する持続的ドレナージ作用と真空印加とのもとで創傷が清拭され、肉芽組織が形成され、創傷が二次的に治る。数日の間隔を置いてスポンジドレナージ装置の内視鏡的交換が行われる。

10

#### 【0064】

内視鏡的真空スポンジ治療の特殊態様は、上で述べたように空洞の完全閉塞ではなく分泌物の最大排出を目的としている。その場合にもスポンジドレナージ装置は管腔臓器、例えば十二指腸に挿入（幽門後真空十二指腸導出）され、吸引下に置かれる。その場合、腸の完全閉塞を達成する必要がなく、（十二指腸に位置決めした例で）腸管腔から膵分泌物、胆分泌物の最適導液が達成されるまで集液要素を吸引下に置くように、ドレナージ作用は配分されている。この種の応用は分泌物の最大導出が望まれる別の管腔臓器または空洞にも応用できると考えられる。

20

#### 【0065】

本発明でもって例えば胃の完全な持続的排出も達成することができる。内部創傷を治療するための数多くの革新的治療の可能性が得られる。

#### 【0066】

以下、内視鏡検査装置の諸構成を述べる。

#### 【0067】

主に、真空ポンプはドレナージ管の態様および／または内視鏡内のチャンネルの態様の単数または複数の液連絡要素によってスポンジドレナージユニットと結合されており、このチャンネルは少なくとも一部でスポンジドレナージユニットの内部または表面に配置しておくことができる。特別好ましくは、液連絡要素はその壁体の穴を通して集液要素と導液結合されている。これらの穿孔穴は特に有利にはドレナージ管の近位端と遠位端との間の1部分内にある。穿孔穴は有利には液連絡要素の中間部分にある。1実施形態において穿孔穴はドレナージ管の近位端と遠位端との間の複数の部分に配置されている。穿孔穴は主に直径が1 mm～10 mmである。ドレナージ管壁の穿孔穴の上で集液要素は外部から接着、縫合またはその他の固着手段によって固着しておくことができる。

30

#### 【0068】

諸構成においてこのような液連絡要素は二重内腔を備えており、または多チャンネルさえ備えている。このような液連絡要素はさまざまなチャンネルを介した洗浄、吸引に適している。チャンネルの少なくとも1つは主に、ワイヤ状陰圧測定ゾンドを一時的または永続的に液連絡要素に導入できるようにもその直径が形成されている。

40

#### 【0069】

特別有利には、液連絡要素の半分は細い内腔、残り半分は太い内腔とすることができる。このことが有利となり得るのは特に、例えば食道皮膚フィステルの存在時にドレナージ装置の一方の脚部が経皮的に皮膚ヒステルを介して外部に導出し、他方のドレナージ脚部が内方に食道を介して経口導出するようにドレナージ装置を位置決めできるときである。液連絡要素の導出される脚部はクランプで閉鎖することができる。液連絡要素を介して特に洗浄処置も行うことができる。特に液連絡要素を中間部分に位置決めして両方の液連絡脚部を導出する場合、一方の脚部は吸引に利用し、他方の脚部は洗浄に利用することができる。

50

## 【 0 0 7 0 】

液連絡要素のさまざまな直径は有利には連続的に円錐状に太内腔径から細内腔径へと段差なしに移行している。これによりドレナージ装置の非外傷性位置決めが確保される。穿孔穴は特にドレナージ管の遠位端にある。スポンジシステムの導入を容易とするためにワイヤ状案内要素は液連絡要素に導入することができる。

## 【 0 0 7 1 】

有利には、集液要素と液連絡要素がX線密である。

## 【 0 0 7 2 】

主に、液連絡要素は内径が1 mm ~ 10 mmである。好ましくは、集液要素は外径5 mm ~ 30 mmの概ね円筒形状である。

10

## 【 0 0 7 3 】

それより大きな直径の集液要素は、例えば、（例えば胃または大腸におけるように）大きな内径を有する腸管腔を閉鎖すべきであるとき有利に応用可能である。それより小さな直径の集液要素と液連絡要素は、例えば、細内腔フィステル路を閉鎖し排液すべきであるとき有利に応用可能である。

## 【 0 0 7 4 】

1実施形態において液連絡要素と集液要素の外径が内視鏡の内部作業チャネルの内径に適合されており、液連絡要素と集液要素は内部作業チャネルの内部を摺動可能であり、それらの位置決めは内視鏡の内部作業チャネルを介して行うことができる。これにより特にドレナージ装置の位置決めは小さな穴を通して目視しながら達成される。さらに、内視鏡で到達でき、従って真空ドレナージユニットで容易にケアすることのできる領域の数を内視鏡技術によって増大させることは、直径を最小にすることによって達成される。

20

## 【 0 0 7 5 】

選択的1態様において液連絡要素と集液要素の外径が内視鏡の外部作業チャネルの内径に適合されており、液連絡要素と集液要素は外部作業チャネルの内部を摺動可能であり、それらの位置決めは内視鏡の外部作業チャネルを介して行うことができる。

## 【 0 0 7 6 】

好ましい実施形態においてオーバーチューブ内で単数または複数のドレナージチャネルが液連絡手段として一体化されている。これらのドレナージチャネルは円筒形で陰圧安定性であり、印加真空のもとで萎まない。ドレナージチャネルは陰圧安定性ドレナージ管を通して真空ポンプと結合可能である。特にドレナージチャネルはそれらの遠位端の壁体に単数または複数の穴を有し、これらの穴はオーバーチューブに外向きに導液式に穿孔されており、液体と気体は吸引によって導出することができる。ドレナージ要素の穴の高さで集液要素は、例えば接着、糸または締付けによって固着可能または固着されている。

30

## 【 0 0 7 7 】

液連絡要素と導液結合された集液要素は内視鏡下、腹腔鏡下、胸腔鏡下に開放手術で管腔内、腔内、体内に位置決めすることができる。1実施例においてスポンジドレナージユニットは内視鏡の遠位端に固着され、および/またはオーバーチューブユニットの遠位端に固着されている。一部で曲線の多い接近路を有する例えば大腸、食道または十二指腸等の深部にある身体諸領域内でスポンジドレナージ装置を位置決めするために、ポリウレタンスポンジ体の態様のスポンジドレナージユニットをその末端に縫合されたドレナージ管が提案される。好ましくはスポンジドレナージユニットは円形または中空円筒形本体、つまり筒状本体を有する。スポンジドレナージユニットは例えば弾性圧縮可能な多孔質ポリウレタンスポンジ体から成る。好ましくはポリウレタンスポンジ体の孔寸法は200 μm ~ 1000 μmであり、400 μm ~ 600 μmの孔寸法が特に好ましい。スポンジは裁断によって長さと容積とを諸要求に適合させることができる。

40

## 【 0 0 7 8 】

好ましい1実施形態において集液要素は多孔質フィルムである。選択的に、ポリウレタンスポンジ体をこのような多孔質フィルムで被覆しておくことができる。このフィルムは例えば、代表的には切断によって行われることであるがスポンジの長さ寸法を適合させた

50

後にスポンジに被せることができる。このため多孔質フィルムは主に小さな袋として形成されており、糸で結ぶことができる。フィルムは、それらの面全体にわたって孔を通して導液結合された2つのフィルム枚葉から成る構造を有することができる。

【0079】

集液要素の長さや厚さは既に触れたように可変とすることができる。さまざまな実施形態において集液要素は例えば長さが2~10 cmであるが、しかし応用分野に応じて、以下に述べるように別の長さも可能である。別の実施形態において集液要素は外径が1.5~3.0 cmである。ここでもこの値範囲外での適合が特定用途にとって有意義なこともある。例えば腔内治療用に集液要素は好ましくは直径が0.5~1.5 cm、長さが1~4 cmである。それに対して、管腔内治療用に集液要素は好ましくは直径が1.5~2.5 cm、長さが4~10 cmである。

10

【0080】

好ましくは、集液要素内の中央チャネルは直径が0.5~1.0 cmである。しかし応用事例に応じて別の直径も可能である。

【0081】

スポンジ体は把持鉗子、ポリープグリップまたは係蹄で把持可能、また内視鏡で案内しながら直立歩行式に挿入可能である。しかし位置決めは技術的に困難なことがある。目視状況は限定されている。例えば腔内治療時にスポンジ体が挿通される内部創傷穴はしばしば小さく、折れ曲がり、接近困難である。内視鏡の可動性はスポンジドレナージ装置によって限定されている。内視鏡検査すべき空間は狭い。鈍端のスポンジドレナージ装置は内部創傷穴または腸粘膜に容易に引っかかって動かなくなる。それゆえにドレナージ管は好ましくは遠位側が先端で成端している。

20

【0082】

ドレナージ装置の先端は、隣接組織の損傷を避けるために特別有利には円錐状、特に軟性、非外傷性に形成されている。ドレナージ管の鋭端な遠位端は集液要素の遠位端から突出させることができ、スポンジ体内で成端させることもできる。

【0083】

有利には、ドレナージ管末端の円錐状に合流する構成がスポンジドレナージユニットの嵌着スポンジ体内で延長されており、スポンジ体は段差なしにドレナージ装置に密着する。これによりドレナージ装置の位置決め操作が容易となる。

30

【0084】

1実施形態においてドレナージ管の円錐形砲弾状先端が中央チャネルを備えており、このチャネルを通してガイドワイヤは挿入することができる。

【0085】

先端は有利には横方向通路も備えていることができ、この通路を通して例えば糸を挿入することができる。有利には、鉗子、鉤、係蹄またはその他の挿入器具でつかむことのできる装置がドレナージ管の遠位端に、集液要素に、または集液要素内に固着されている。特に糸輪またはワイヤ輪を固着しておくことができる。特に、金属製またはプラスチック製把持玉を固着しておくことができる。選択的に、金属製ハト目またはプラスチック製ハト目を固着しておくことができる。或いは、糸を固着しておくことができる。糸は例えば1 cm~250 cmの長さとすることができる。

40

【0086】

内部創傷に至る付加的な外部接近路が(例えばフィステルの態様で)なお存在する場合、糸は内視鏡技術でフィステルを介して内から外へと導出することができる。挿入操作時に先端を失った場合、糸は補助に利用することができる。外部との付加的結合が存在する場合、挿入器具または強固にされた糸でもって引張(貫通)技術で位置決めすることもできる。貫通技術の利用によって交換操作はかなり簡略化することができる。

【0087】

鉗子、鉤、係蹄またはその他の挿入器具でつかむことのできる装置は特に耐引張性に形成されており、この装置でドレナージ装置は組織、腸管腔、フィステルに通すことができ

50

る。装置は柔軟で非外傷性に形成することができる。

【0088】

特別有利には、装着先端はドレナージ管の末端に被着後にドレナージ管の外面が装着先端の外面と同一平面で成端するように形成されている。

【0089】

創傷に対して外部に至るフィステルが存在しない場合、外部からの穿刺によって外部との付加的結合を創成することができ、この結合を介して糸は導出できる。糸はさらに内視鏡的、腹腔鏡的、胸腔鏡的または開放外科的ランデブー操作に利用することができる。これにより、術中位置決め操作は著しく容易とすることができる。

【0090】

例えば、経皮内視鏡的胃フィステル形成術を胃前壁に施した場合、貫通技術は食道にスポンジドレナージ装置を挿入するとき応用することができる。糸は胃に至るこの経皮接近路を通して導入し、胃鏡を用いて口から引き出すことができる。糸はスポンジドレナージ装置の先端と結合され、次に糸を引っ張ることによって食道内の位置決め箇所へと引っ張られる。これにより比較的容積の大きいごく長いスポンジ体も非外傷的に挿入することができる。管腔内位置決めはごく容易となる。

【0091】

糸は主にいずれの時点でも取り去ることができるようにスポンジ体またはドレナージ管に固着されている。このことが可能となるのは例えば、ドレナージ管またはスポンジ体の末端に固着された糸輪またはハト目に糸が二重糸または無端輪として通されるときである。糸を取り去るべきである場合、無端輪は切断され引っ張られる。

【0092】

好ましくは、スポンジドレナージユニットの縦軸はオーバーチューブの縦軸と実質平行に延びている。

【0093】

好ましくは、スポンジドレナージユニット（つまり集液要素）内に形成されるチャネルがオーバーチューブの周面全体を取り囲み、スポンジドレナージユニットに導入されたドレナージ管はそこでその壁体に穴を有する。しかし集液要素は選択的にオーバーチューブを部分的にのみ取り囲むこともできる。

【0094】

集液要素は有利には、陰圧欠落時に腸粘膜に対する滑動を容易とする導液外部被覆を備えている。有利にはこの外部被覆が導液フィルムである。真空内視鏡検査ではこのフィルム被覆が有利には親水性であり、集液要素は比較的容易に粘膜上を滑動できる。しかし注意すべき点として、外部被覆は加えるべき吸引を導液的に減らすのではなく、特に極力大きな面で腸粘膜上に導くことができ、集液要素はしっかりと吸着して固定される。

【0095】

内視鏡的真空治療の吸引作用は、スポンジドレナージユニットの内部領域内でスポンジが開放孔である場合にのみ創傷表面で発揮することができる。孔が例えば粘液、唾液または粘性分泌物で詰まっていると、創傷で吸引作用は発揮できない。特に食道の管腔内治療においてスポンジ体は嚥下された粘性唾液によって部分的にまたは完全に詰まることがある。部分的に詰まるとスポンジ体は表面全体ではなく部分的にのみ開放孔で組織に吸着する。孔が分泌物で詰まると、これらの部位でスポンジは吸着できない。観察することができるように、詰まったスポンジ表面と食道粘膜との間で唾液と分泌物が胃内に至るまで空になることがあり、その際同時にスポンジ体はなお開いている孔で粘膜に吸着している。

【0096】

真空発生に不可欠な空気密な境界は一方で吸着された組織表面と接触していることにあり、他方で詰まりを生じる粘液または粘性分泌物によって表面が封止されていることにあり。これらの条件のもとでさらに、限局された粘膜または創傷表面に対する効果的真空吸引を存続させることができる。しかしながらスポンジ体の孔が粘性分泌物で完全に詰まっ

10

20

30

40

50

たなら、創傷底に対して吸引作用は発揮することができず、その場合真空は導液系内にのみ存在している。治療停止が起き、または創傷状況の悪化さえ起きる。

【0097】

それゆえに内視鏡検査装置の1実施形態では、スポンジ体がゾンデを受容するための切欠き部を外面に有し、このゾンデは内視鏡検査装置の作動時に腸壁とスポンジ体との間に挿入することができる。このような付加的ゾンデは経腸栄養補給、胃の減圧、または洗浄に利用することができる。付加的ゾンデを同時に挿入している場合、スポンジ体に真空を印加することができる。スポンジと腸壁との間に付加的ゾンデが挿入されている部位ではスポンジは腸壁に対して直接的吸引作用を発揮しない。そこではスポンジと吸引とに起因した代表的粘膜変化もしくは創傷変化を観察することもできない。スポンジが粘膜に直接

10

【0098】

別の1実施において集液要素は開放孔を閉鎖するための表面封止を一部に備えている。表面封止は弾性接着剤によって行っておくことができ、この接着剤は液体の態様で、またはスプレーとして、スポンジの表面に塗布することができ、そこで弾性硬化する。

【0099】

これにより、封止されたスポンジ表面からこれに密着する粘膜または創傷表面に対して吸引作用が起きないことは達成される。その場合スポンジ体はその開放孔の表面でのみ組織表面に吸着する。この封止によってさらに効果的局所真空を発生することができる。スポンジ体を適切に位置決めした場合、スポンジ体の真空吸引と吸盤状吸着を限局的組織領域でのみ行うことが達成される。これにより、処置する必要のない組織が真空吸引によって損傷する虞は避けられる。同時に、治療を必要とする箇所に局所真空吸引を加えることができる。

20

【0100】

円筒形スポンジ体を食道に挿入する場合、封止は有利にはスポンジ体の全長で表面の三分の一または半分にあたる部分で行うことができる。スポンジ体の構成に応じてさまざまな表面封止パターンが可能である。部分的に封止されたスポンジ体を食道内で位置決めする場合、封止されたスポンジ表面と真空吸引に曝されていない密着した粘膜との間で生理的経路で食道に沿って胃のなかにまで唾液、分泌物、液体を排出できることを達成することができる。唾液の停留が減少し、液体栄養補給を可能とすることができる。経腸栄養補給するための栄養補給ゾンデも封止に沿って挿入することができる。

30

【0101】

選択的に、表面封止はスポンジに貼り付けた弾性フィルムで行うことができる。有利にはこれらのフィルムを縦方向で輪郭化しておくことができ、分泌物はフィルムに沿って毛管作用によって一層良好に遠位側へと排出することができる。表面封止は縦方向で半分にした弾性筒体で行うこともでき、これらの弾性筒体は凸面側がスポンジ体上に接着によって固着される。凹面側に密着する粘膜でもって筒状トンネルが生じ、分泌物はスポンジ体によって吸引されることなくこのトンネルを通して排出することができる。指摘したさまざまな表面封止方式は互いに組合せることができる。

40

【0102】

さらに1実施形態では、分泌物を導通するために少なくとも1つの筒状チューブがスポンジ体に一体化されている。これにより、真空吸引下にスポンジ体を通して分泌物の流れ（例えば胃に至る唾液の流れ）が可能となる。粘性分泌物によってスポンジ孔が早期に詰まることは防止されまたは遅らされ、こうして真空は創傷底もしくは粘膜に対するその作用を一層良好かつ長期的に発揮できる。同時に、食道の処置時に唾液の停留を防止し、管腔内真空治療時に経腸栄養補給を可能とすることができる。この実施形態によって数多くの新たな治療の可能性が得られる。

【0103】

特別有利には、集液要素は縦方向で他の完全チャネルを備えておくべきであろう。この

50

チャンネルを通して他のゾンデを導入することができる。特別有利には、筒状チューブを導入することができる、このチューブは集液要素の全長にわたって延びて末端で進出している。別の実施形態においてチューブは集液要素と同じ長さ、代表的にはスポンジ体と同じ長さである。チューブはスポンジ体と非導液式に結合されている。チューブは近位端にも遠位端にもチューリップ状拡張部を備えていることができる。チューブは真空印加時に萎まず、つまり陰圧安定性である。チューブは折れ曲がることなく可撓性である。チューブは、例えば唾液または便等の粘性分泌物用の液導通要素として役立つ。これらの分泌物が真空吸引下にあるスポンジ体に導通されると、これによりスポンジ孔の詰まりは防止され、同時に創傷底に対する真空付加は維持することができる。ゾンデ、内視鏡的器具、ガイドワイヤまたは弾性挿入兼位置決め棒も液導通要素に導入することができる。特に内視鏡も導入することができる。特に内視鏡は真空システムに液導通要素を挿入するための挿入要素として利用することもできる。内視鏡自体がスポンジドレナージ装置用案内棒として利用できるので、操作はかなり容易となり、完全な内視鏡的点検と目視が得られ、集液要素の位置決め時に作業ステップが節約される。内視鏡は体外に取り去る必要がない。そのため内視鏡は主に直径が5～10 mmである。

#### 【0104】

この構造様式において食道内での応用時にスポンジ全長にわたって特別緊密に完全輪状に吸引するために密封が達成され、こうして食道内の欠損のきわめて良好かつ確実なカバーが創傷底で同時に効果的に排液して確実に可能であると、特別有利であると判明した。有利なことに同時に、この実施形態で生理的経口経腸栄養補給が可能である。このことは、外方への膨張力を介して欠損カバーを達成する自己膨張性被覆ステントを用いて先行技術で実践させている単独ステント挿入と比べて著しい利点である。

#### 【0105】

チューブは縫合、接着またはその他の仕方でスポンジ体内で固定しておくことができる。しかし、集液要素のチャンネル内でチューブを特別に固定する必要はない。その逆に、固定を行わない場合、そのことは特別に有利である。というのもその場合、チューブは取り去る操作のときスポンジ体に左右されることなくスポンジ体から取り去ることができるからである。このことが有利であるのは、特に、スポンジ体がきわめて強固に腸壁に付着し、機械的に内視鏡で壁から外されるときである。吸引印加時にチューブは真空吸引によってスポンジ体内で固定される。

#### 【0106】

このような液導通要素を備えた真空ドレナージシステム（すなわち、場合によってはオーバーチューブ付きのスポンジドレナージユニット）を位置決めするのにプッシャを使用することができる。プッシャが筒体を有し、この筒体内にやはり挿入兼位置決め棒または内視鏡を導入することができる。プッシャはこれらの挿入要素上を滑動することができる。プッシャでもって真空ドレナージシステムは遠位方向に摺動し、こうして位置決め箇所から切り離すことができる。有利にはプッシャも真空ドレナージシステムも縦スリットを備えており、プッシャと真空ドレナージシステムは各検査時点に内視鏡上に側方から装着しまたは取り去ることができる。

#### 【0107】

有利には液導通要素の遠位端と近位端は放射状に裂かれ、液導通要素の中間チューブ部分に対してヒンジ状または翼状に外方に運動可能である。プッシャを挿入要素上で摺動させるとき液導通要素のすべての部分がプッシャに密着している。スポンジ体に真空吸引が印加されるとスポンジ体は萎んで小さくなり、腸壁に吸着する。これにより同時に集液要素の可動末端がヒンジ状に広がり、チューリップ状に開く。これにより真空ドレナージ装置は吸着を補足して近位方向と遠位方向とで位置決め箇所に係着する。チューリップ状開きによって唾液および/または分泌物は一層容易に液導通要素内で集まり、吸引されることがなく集液要素内を導通させることができる。この実施形態は特別有利には、（応用箇所に応じて）唾液、小腸便または大腸便等の生理的に溜まる分泌物または空気を導通するのに応用することができる。真空治療による腸管腔の完全閉塞に比した利点としてこの実施

形態では食道を処置する場合、真空治療と同時に、生理的経口経腸栄養補給が可能であり、および／または栄養補給ゾンデまたは胃減圧ゾンデの挿入が可能である。大腸の処置時に、便を排出でき、人工的腸出口の設置を避けることが達成される。

#### 【0108】

液導通要素の末端は弾性フィルムまたは別の表面封止で構成することもできる。

#### 【0109】

チューブを使用する代わりに、スポンジ体内に設けるチャンネルに表面封止を施しておくことができる。有利には、この内部表面封止が縦輪郭化フィルムから作製されており、このフィルムに沿ってやはり毛管作用によって分泌物は優先的に排液され、こうして腸壁接触部でスポンジ体が詰まることは防止される。有利には表面封止がスポンジ体の近位端、10 遠位端へと延びている。

#### 【0110】

1実施形態においてオーバーチューブは近位側から遠位側に向かう方向（以下では縦方向）で内視鏡の縦広がりにも適合した可撓性プラスチックスリーブを形成し、このスリーブ内に内視鏡を導入することができる。長さは真空内視鏡検査の場合有利には、オーバーチューブが内視鏡よりも約20～80 cm短くなるように選択することができる。この長さ差を介してオーバーチューブと内視鏡は縦方向で互いに往復摺動することができる。オーバーチューブは異なる長さや直径とで構成することができる。オーバーチューブは有利には、例えば近位端および／または遠位端を切断することによってその長さを内視鏡の長さに個々に適合可能とする材料から構成することもできる。好ましくはオーバーチューブの長さが80～160 cmである。しかし別の長さも可能である。20

#### 【0111】

オーバーチューブの内径は主に内視鏡の外径よりも僅かに大きいだけであり、オーバーチューブと内視鏡は互いに摺動可能であり、全直径が過度に大きくはならない。好ましくは内径が8 mm～15 mmである。しかし別の内径も可能である。好ましくは外径が10～25 mmであるが、しかし別の外径も可能である。

#### 【0112】

滑動改善のために滑剤を利用することができる。好ましくは内視鏡の外被とオーバーチューブの内面、外面とは滑動性材料、特に付加的に親水性の材料で被覆されている。有利には、内視鏡を一層容易に挿入できるようにオーバーチューブは近位端に漏斗状拡張部を有する。有利には、内視鏡の導入を可能とする弁状栓がオーバーチューブの近位端に設けられており、この栓によって検査気体または分泌物の逃散が妨げられる。有利には遠位端で内腔が先細となっており、内腔は内視鏡に密着し、これにより、ユニット全体の押込みを困難とするような段差が生じるのを防止し、もしくは内視鏡に対する滑動を容易とする。30

#### 【0113】

1実施においてオーバーチューブは取り付けられた集液要素の直接的近位側と遠位側とに環状リップ状肉厚部を有し、スポンジの近位側と遠位側とに吸引を発生すると、リップから腸壁に至る結合部に緊密な結合部が成立し、こうしてスポンジでの真空発生を容易とする密封が改善される。好ましくは、リング状突起部は弾性に作製されている。好ましくは、突起部はオーバーチューブと同様にスリット付きである。40

#### 【0114】

1実施形態のスポンジドレナージ装置は支持スリーブを有する。支持スリーブは、オーバーチューブおよび／または内視鏡に装着し、また再び取り外すことができるように構成されている。支持スリーブは特に、オーバーチューブおよび／または内視鏡内に延設されたドレナージ管と集液要素、つまりスポンジドレナージ装置のスポンジとを導液結合するように構成されている。好ましくは、支持スリーブは集液要素と一緒に接着、粘着テープ、ゴムバンド、糸またはその他の固着手段で吸引孔の上でオーバーチューブ／内視鏡上に固着可能であり、またはその生産時に既に適宜固着されている。しかしオーバーチューブ／内視鏡の利用は用途に応じて選択的に集液要素と共にまたはそれ無しで可能である。50

## 【0115】

好ましくは、オーバーチューブと取り付けられた集液要素と支持スリーブはそれらの全長にわたって縦スリット付きである。縦スリットの利点として、オーバーチューブは内視鏡検査のどの時点でも内視鏡上に取り付け、また再び取り去ることができる。このスリットは接着、粘着テープ、糸、スライドファスナまたはその他の技術的手段で閉鎖することができる。好ましくは、ファスナ機構は繰り返し開閉できるように構成されている。

## 【0116】

特別好ましくは、支持スリーブがその近位端と遠位端とに環状リップ状突起部を有する。集液要素の近位端および/または遠位端にも環状リップを固着しておくことができる。好ましくは、このリップが接着によって集液要素に固着されている。好ましくは、環状リップ状突起部は持続的圧着と接着とによって集液要素から成形されている。集液要素はオーバーチューブ上に側方から装着可能である。

10

## 【0117】

特別な1実施において集液要素は薄い多孔質導液フィルムから成る。このフィルムの利点として特に、集液要素の領域でオーバーチューブの直径がさして拡大しておらず、集液要素内をオーバーチューブは支障なく滑動できる。しかし注意すべき点として多孔質フィルムは加えるべき吸引を、導液性を減らすことなく転送することができ、集液要素はしっかり吸着して固定される。

## 【0118】

1変更態様においてオーバーチューブは、複数の集液要素とドレナージ管とを異なる縦部分内で受容するように形成されている。これにより有利なことに、オーバーチューブの係着を遠位端で行うだけでなくオーバーチューブに沿ったなお別の局所でも行うことが達成される。

20

## 【0119】

近位側から遠位側へと縦にオーバーチューブ内に延設される他の作業チャンネルをオーバーチューブの内部または表面に設けておくことができる。これらの作業チャンネルはオーバーチューブと同様に縦スリット付きで開閉するように構成しておくことができる。これらの作業チャンネルは洗浄/吸引または器具導入に利用することができる。

## 【0120】

オーバーチューブは、そして内視鏡も、一方で侵入深さを特定できるように、しかし他方で両方がどの程度相互摺動したのかも測定できるように、主に測定マークを備えている。

30

## 【0121】

真空小腸内視鏡検査は従来の内視鏡で実施することができる。真空スポンジオーバーチューブを備えた従来の内視鏡を利用する場合、オーバーチューブの集液要素での真空による真空係着のみが利用される。

## 【0122】

オーバーチューブの長さは、内視鏡に対する摺動性が可能となるように内視鏡よりも短く選択することができる。好ましくは内視鏡の長さが120~220 cmであるが、別の長さも可能である。好ましくは内視鏡の外径が8~12 mmである。しかし別の外径も可能である。

40

## 【0123】

内視鏡のスポンジドレナージ装置の上で真空を利用するために、以下に述べる特殊構成の内視鏡が必要である。

## 【0124】

主に単数または複数の液連絡要素が内視鏡に一体化されている。主に、液連絡要素は陰圧安定性プラスチックチャンネルとして内視鏡の壁体に形成されている。特別好ましくは、これらのチャンネルは内視鏡の遠位端において単数または複数の穿孔穴で導液式に内視鏡の外被に穿孔されてそこで成端している。これらの陰圧安定性吸引チャンネルが陰圧安定性導液結合部でもって真空ポンプと結合されており、液体と気体は吸引によって導出することができる。好ましくは、内視鏡内の液連絡要素(チャンネル)は円筒形である。好ましくは

50

、チャンネルは集液要素の縦軸と平行に配置されている。

【 0 1 2 5 】

このような内視鏡は集液要素と共にまたはそれなしで利用することができる。この特殊な内視鏡で従来の検査も行うことができる。

【 0 1 2 6 】

集液要素を使用する場合集液要素は主に液連絡要素の穴の高さで接着、糸、締付けまたは選択的固着手段によって固着されている。好ましくは、集液要素のチャンネルは液連絡要素の穴の高さで内視鏡の周面全体を取り囲む。集液要素は内視鏡を部分的にのみ取り囲むこともできる。特別な1実施において集液要素は薄い多孔質導液フィルムから成る。このフィルムの利点として特に、集液要素の領域で内視鏡の直径がさして小さくなく、集液要素内を内視鏡は支障なく滑動することができる。注意すべき点として多孔質被覆は加えるべき吸引を導液的に減らすことなく導くことができ、集液要素はしっかり吸着して固定される。

10

【 0 1 2 7 】

好ましくは、集液要素の縦軸が内視鏡の縦軸と実質一致し、または少なくともそれと平行である。好ましくはさらに、チャンネルは集液要素の対称軸と平行に配置されている。

【 0 1 2 8 】

作業チャンネルを介して内視鏡内の内視鏡的器具は内視鏡の遠位端まで案内することができる。これらの器具でもって内視鏡で目視しながら手術治療、例えば組織除去を行うことができる。内視鏡は例えば1つまたは2つの作業チャンネルを有することができる。これらの内部作業チャンネルは、内視鏡用の機器直径を極力小さくするために内視鏡内部での配置によってごく小さな口径である。

20

【 0 1 2 9 】

好ましい1実施例では案内スリーブが内視鏡、例えば内視鏡の遠位端に固着されており、内視鏡的器具用の付加的的外部導入補助具または補助手段および/または洗浄兼吸引チャンネルを提供する。このスリーブは萎んだり折れたりすることのない形状安定性管または管状構造体である。スリーブは内視鏡の動きに追従できるように軟性である。内部にある案内チャンネルと比べて別の利点として、外部案内チャンネルは一層大きな直径を有することができる。この案内スリーブでもって内視鏡は付加的的外部作業チャンネルを備えており、これにより内視鏡的処置手段を拡充できるようにする。

30

【 0 1 3 0 】

検査気体の逃散を防止するために案内スリーブは例えば近位端を弁で閉鎖しておくことができる。

【 0 1 3 1 】

さまざまな実施形態において案内スリーブは単数または複数の外部案内チャンネルの同時固着を可能とする。案内スリーブはさまざまな直径で作製することができる。

【 0 1 3 2 】

内視鏡上の固着補助具は内視鏡を取り囲むスリーブ、ゴム、粘着テープまたはその他の固着装置の態様に形成しておくことができる。固着補助具は、内視鏡挿入時に外部案内補助具の取り去りも可能であるように構成しておくことができる。

40

【 0 1 3 3 】

案内スリーブを取り去る可能性によっても、新たな内視鏡的処置の可能性が得られる。例えば外部導入補助具は、別の内視鏡的補助手段用のガイドワイヤを押し込むのにも利用することができる。ガイドワイヤの位置決め後、外部作業チャンネルを取り去り、内在する内視鏡で目視点検しながらガイドワイヤを介して例えばステントを導入することができる。内視鏡は処理手順を実行するのに取り去る必要がない。真空ドレナージ装置の特別な1実施において真空ドレナージ装置は(内視鏡の内部作業チャンネルにおけると同様に)外部作業チャンネルの内腔を通して位置決め箇所 directly 挿入することもできる。

【 0 1 3 4 】

有利には外部作業チャンネルの内腔が内部作業チャンネルにおけるよりも広く、直接の内視

50

鏡的案内の諸利点を利用して真空ドレナージ装置は容積を一層大きくしておくことができる。

【0135】

特別な1実施形態において作業チャネルは遠位側に側部穿孔穴を備えて集液要素と結合されており、こうしてそれ自身スポンジドレナージ装置として利用される。

【0136】

導入スリーブは縦方向でもスリット付きで作製しておくことができる。これによって生じる可能性として、スリーブを通して導入された器具は内視鏡内在時にスリーブから側方に取り出すこともでき、他の着脱可能な器具はスリット付き導入補助具を介して挿入することができる。

10

【0137】

陰圧測定ゾンデを改良した実施例を以下に述べる。この陰圧測定ゾンデは本願の枠内で同じ意味をもって検出器とも称される。

【0138】

真空スポンジ治療時に検出器は、創傷に実際に印加される真空を測定するために目視可能な外部創傷にも外部から視認できない体内創傷にも当接させることができる。創傷ケア時にも検出器は集液要素と共に挿入することができる。

【0139】

単数または複数の検出器は有線または無線のいずれかで真空システムの圧調節ユニットと、1変更態様では真空ポンプと、直接結合されており、ポンプの予め設定された所要の発生すべき陰圧値は点検し調節することができる。特に、さまざまな実施形態において検出器はポリウレタンスポンジ上に載置し、スポンジ内に設け、またはスポンジとドレナージ装置との間に設けておくことができる。しかし検出器はドレナージ管の導液システムの内部に配置しておくこともできる。

20

【0140】

好ましくは、付与された陰圧を測定するための複数の検出器が設けられている。複数の検出器が設けられている場合、検出器はさまざまな箇所、例えばポンプの陰圧側出口で、分泌物容器内で、集液要素で、または液連絡要素内で、測定を実施して結果を引き出すことができる。

【0141】

1実施形態において検出器の少なくとも1つはポンプシステム内でしっかり一体化されている。選択的にまたは付加的に、少なくとも1つの検出器は追加的に例えば液連絡要素に導入可能に構成されている。

30

【0142】

その際ドレナージユニットは検出器が既に最初からシステムに一体化されているように設計しておくことができる。しかし検出器は、集液要素が創傷に挿入された後に追加的に集液要素の表面／内部に取り付けることもできる。このため検出器は液連絡要素内で集液要素または創傷にまで案内することができ、または第2液連絡要素内で個別に創傷箇所へと案内することができる。この目的のために液連絡要素は第2内腔を備えておくことも可能である。その際有利には、測定ゾンデがワイヤ状に構成されており、測定ゾンデは内視鏡的案内部材と同様に小さな内腔内に容易に押し込むこともできる。

40

【0143】

本発明の好ましい実施形態を以下で図に基づいて解説する。

【0144】

本発明のその他の好ましい実施形態を以下で添付図に基づいて構造および取り扱いの点で解説する。

【図面の簡単な説明】

【0145】

【図1a】真空システムの1実施例の略図である。

【図1b】図1aの真空システムの圧調節ユニットの細部ブロック線図である。

50

- 【図2】図1aの真空システムの部分縦断面図である。
- 【図3】真空システムの別の実施例の略図である。
- 【図4】集液要素の配置の略図である。
- 【図5】図4の配置の略部分縦断面図である。
- 【図6】2つの液連絡要素63と導液結合された集液要素64の縦断面図である。
- 【図7】液連絡要素もこれに載置されたワイヤ状陰圧測定ゾンデも導液式に内部に配置されている集液要素の縦断面図である。
- 【図8】縦スリット付きオーバーチューブの実施を示す。
- 【図9】図8の縦断面図である。
- 【図10】オーバーチューブの横断面図である。 10
- 【図11】オーバーチューブの別の変更態様の横断面図である。
- 【図12】オーバーチューブの他の実施を示す。
- 【図13】図12のオーバーチューブの横断面図である。
- 【図14】図12、図13の実施の別の図である。
- 【図15】図14の縦断面図である。
- 【図16】図12～図15のオーバーチューブの変更態様であるオーバーチューブの図である。
- 【図17】オーバーチューブの別の変更態様の図である。
- 【図18】図17のオーバーチューブの縦断面図である。
- 【図19】図17、図18の実施形態の図の変更態様を示す。 20
- 【図20】図18、図19のオーバーチューブの縦断面図である。
- 【図21】図18～図20のオーバーチューブの他の縦断面図である。
- 【図22】内視鏡遠位端の図である。
- 【図23】図22の内視鏡の縦断面図である。
- 【図24】図22の内視鏡の他の縦断面図である。
- 【図25】オーバーチューブ、内視鏡、支持スリーブで使用するのに適した集液要素の図である。
- 【図26】図25の集液要素の縦断面図である。
- 【図27】別の集液要素の図である。
- 【図28】図27の縦断面図である。 30
- 【図29】集液要素用支持スリーブの図である。
- 【図30】図29の支持スリーブの縦断面図である。
- 【図31】支持スリーブとリップ状リング間で支持スリーブ上に固着された縦スリット付き集液要素との図である。
- 【図32】図31の支持スリーブの縦断面図である。
- 【図33a-i】リップ状環状端部の横断面輪郭のさまざまな変更態様を示す。
- 【図34】軟性内視鏡がオーバーチューブの縦スリットを介してどのように挿入されまたは取り去られるのかを解説する図である。
- 【図35】他の実施例による内視鏡検査装置を示す。
- 【図36a-n】ビデオ内視鏡検査処置の検査手順の略図である。 40
- 【図37】真空ドレナージ装置とスポンジ体の部分的表面封止との図である。
- 【図38】図37の集液要素の縦断面図である。
- 【図39】別の実施形態の真空ドレナージ装置の図である。
- 【図40】図39の真空ドレナージ装置の縦断面図である。
- 【図41】真空ドレナージ装置と輪郭化表面封止との図である。
- 【図42】図41の真空ドレナージ装置の横断面図である。
- 【図43】真空ドレナージ装置とスポンジ体内で固着されたチューブとの図である。
- 【図44】別の実施形態の真空ドレナージ装置とスポンジ体内で固着されたチューブとの図である。
- 【図45】図43の真空ドレナージ装置の縦断面図である。 50

【図46】他の実施形態の真空ドレナージ装置とスポンジ体内のドレナージ管との図である。

【図47】他の真空ドレナージ装置とスポンジ体に挿入されたチューブとの縦断面図である。

【図48】図47の真空ドレナージ装置の図であり、この図ではドレナージ管に陰圧が印加されている。

【図49】他の実施形態のスポンジドレナージ装置の図である。

【図50】図49のスポンジドレナージ装置の縦断面図である。

【図51】他の実施形態のスポンジドレナージ装置の図である。

【図52】図51のスポンジドレナージ装置の縦断面図である。

【図53】他の実施形態のスポンジドレナージ装置の図である。

【図54】図53のスポンジドレナージ装置の縦断面図である。

【図55a-h】スポンジドレナージ装置の遠位端のさまざまな変更態様をそれぞれ縦断面図で示す。

【図56a-f】ドレナージ管と装着先端とのさまざまな図である。

【図57a-f】内視鏡的挿入器具のさまざまな図である。

【図58a-e】他の内視鏡的挿入器具のさまざまな図である。

【図59】導入補助具と内視鏡遠位端に固着するためのスリーブとの図である。

【図60】口径を異にする2つの導入補助具の図である。

【図61】導入補助具と併付し固着スリーブとの縦断面を示す。

【図62】導入補助具と内視鏡遠位端の固着スリーブとの図である。

【図63】導入補助具と内視鏡遠位端の固着スリーブとの図である。

【発明を実施するための形態】

【0146】

図1aに略図で示す実施例の真空システムは真空ポンプ11とこのポンプに接した分泌物容器12と液連絡要素13とを有し、液連絡要素は真空ポンプから集液要素14へと通じている。側部入口15を介して液連絡要素に陰圧測定ゾンデ16が導入されており、この陰圧測定ゾンデは圧調節ユニット17を介して調節、予設定、制御のために測定値を結線要素18を経由して真空ポンプに電子的に転送する。ここに詳しく示していないが（しかし図1b参照）、圧調節ユニットに利用者入力ユニットが結合されている。圧調節ユニット17は陰圧測定ゾンデ16の測定信号を受信するための測定信号入力端子を有し、作動時に真空ポンプ11を制御して、0.5～5秒の所定の排気時間範囲内にこの例において60～500 mmHg間の所定の陰圧で被処置中空容積に真空を付与させ維持させるように形成されている。このため真空ポンプ11が制御入力端子11.1を有する。

【0147】

図1bは図1aの真空システムの圧調節ユニット17の略細部ブロック線図である。この圧調節ユニット17は、プログラマブルマイクロプロセッサまたはマイクロコントローラまたは特定用途向け集積回路（ASIC）によって実現される制御ユニット17.1を有する。この制御ユニットは陰圧測定ゾンデ16によって発生される測定信号を受信する。さらに制御ユニットが利用者入力ユニットUIと結合されている。利用者入力ユニットUIを介して医師は、設定すべき陰圧、排気時間範囲、場合によって存在する死容積等のパラメータを入力することができる。この入力には必ずしも特定値で行う必要がない。選択的にまたは付加的に例えば、利用者入力ユニットUIを介してメニュー選択またはテキスト入力を通して、予め規定された治療または検査の種類を識別するように予定することもでき、それに加えて圧調節ユニットの記憶装置17.2内に陰圧（場合によってはその時間的推移）と排気時間範囲との予め規定されたパラメータが蓄えられており、入力を介して呼出可能である。接続された真空ポンプ11の吸引量を突き止めるために場合によって考慮に入れなければならない死容積は利用者入力によって、或いは選択的に符号の読み込みを介しても、いわば自動的に入力することができる。

【0148】

圧調節ユニットは、予め規定された陰圧値範囲から（予め記憶された限界値を援用して入力後に値の許容性を自動点検して）選択可能な被処置中空容積の陰圧値と0.5～5秒間にあるその値を選択可能な排気時間範囲とを援用して所要のポンプ吸引量を突き止めるように形成されている。このため、状況に応じて他のパラメータが考慮される：

i) 真空ポンプに接続可能な真空ドレナージ装置の所定の死容積を計算に入れて、所定の排気時間範囲内に被処置中空容積に所定の陰圧を付与するのに必要な真空ポンプの第1吸引量が突き止められ、相応する第1制御信号が真空ポンプ11の制御入力端子11.1に供給される。

ii) 被処置中空容積に所定の陰圧を付与後に圧測定信号が監視され、所定の陰圧を維持するのに必要な真空ポンプ11の第2吸引量が実際の圧測定信号に応じて突き止められ、相応する第2制御信号が真空ポンプ11の制御入力端子11.1に供給される。

10

iii) 被処置中空容積に所定の陰圧を付与後、測定された圧または陰圧と所定の陰圧との偏差が予め規定された閾値を上まわって存在するとき、所定の排気時間範囲内に所定の陰圧を付与するのに必要な第3吸引量が突き止められ、相応する第3制御信号が真空ポンプ11の制御入力端子11.1に供給される。

#### 【0149】

事例ii)と事例iii)では死容積を基本的に同じように考慮に入れなければならない。1変更態様において真空を単純に維持するのに死容積は無視することができる。しかし事例ii)では好ましくは死容積を考慮に入れなければならない。

#### 【0150】

20

利用者入力ユニットUIに直接一体化しておくことのできるスイッチSを介して、内視鏡検査モードから治療モードおよびその逆へと切り換えることが可能である。モード間の違いは利用可能な陰圧値範囲にある。患者は治療モードのとき、医師の同意なくして高い陰圧値に曝されるべきでない。それゆえに、このように高い陰圧値は内視鏡検査モードのときにのみ利用可能である。他の違いは利用者入力ユニットUIを介して入力する可能性にある。これらの可能性は治療モードのとき限定されており、望ましくない有害なパラメータ変更を患者が行うことはできない。スイッチは鍵で保護されており、処置する医師によってのみ操作することができる。

#### 【0151】

図2は図1の真空システムの部分縦断面図である。側部入口15を介して液連絡要素に陰圧測定ゾンデ16が導入されており、この陰圧測定ゾンデは圧調節ユニット17を介して調節、予設定、制御のために測定値を結線要素18経由で真空ポンプに転送する。

30

#### 【0152】

図3は、一層迅速に吸引を発生するための分泌物予備容器39と分泌物容器32とを有する真空システムの別の実施例の略図である。分泌物予備容器はフィルタ/弁310を介して分泌物容器と結合されている。陰圧値、時間設定、排気時間、警報機能用の圧調節ユニット37は結線要素38によって真空ポンプ31と結合されている。集液要素34は液連絡要素33によってポンプユニットに接続されている。

#### 【0153】

図4は、液連絡要素43と導液結合された集液要素44の配置の略図である。ワイヤ状陰圧測定ゾンデ46が側部入口から弁411を介して液連絡要素に導入されて集液要素44内にまで押し込まれている。陰圧測定ゾンデが測定兼圧調節ユニット47と結合されており、このユニットは電子結線48を介して陰圧測定ゾンデの測定信号を転送することができる。

40

#### 【0154】

図5は図4の配置の略部分縦断面図である。集液要素44が液連絡要素43と結合されており、吸引のための導液穴412が液連絡要素の遠位端に設けられている。ワイヤ状陰圧測定ゾンデ46が液連絡要素に導入されて集液要素まで前方案内されている。ゾンデの陰圧検出器413が遠位端に取り付けられている。この検出器が測定兼圧調節ユニット47と結合されており、このユニットは電気結線48を介して情報を転送することができる。

#### 【0155】

50

図6は、2つの液連絡要素63と導液結合された集液要素64の縦断面図である。液連絡要素の1つにワイヤ状陰圧測定ゾンデ66が導入されて集液要素にまで前方案内されている。陰圧測定ゾンデの遠位端に陰圧検出器613が取り付けられている。他の陰圧検出器613aが集液要素内に設けられている。

【0156】

図7は液連絡要素73もこれに載置されたワイヤ状陰圧測定ゾンデ76も導液式に内部に配置されている集液要素74の縦断面図である。陰圧測定ゾンデ76は測定兼圧調節ユニット77と結合され、集液要素内にある陰圧検出器713を遠位端に備えている。圧調節ユニットは警報機能を備えている。電子制御信号は陰圧調節のため特に真空ポンプに転送される。誤機能に関する警報を発生することができる。

10

【0157】

図8は縦スリット付きオーバーチューブ81の実施を示す図である。オーバーチューブ81は導入時の損傷を防止するために遠位端が円錐状に先細となっている。全長にわたって完全スリット86Vが設けられている。オーバーチューブ81は内視鏡の導入を容易とするために近位端83が漏斗状に構成されている。オーバーチューブは壁に一体化されたドレナージ管路の態様の液連絡要素84Vを備えており、この液連絡要素は近位側から遠位側まで延びている。液連絡要素は遠位端が側部穴85V内で成端し、オーバーチューブの壁にこれらの穴で穿孔されている。液連絡要素は近位端で管状に導出(84V)され、ここで真空装置と結合することができる。

20

【0158】

図9は図8のオーバーチューブ81の縦断面図であり、図示されたオーバーチューブ81は遠位端82が先細であり、近位端83は漏斗状に拡張されており、液連絡要素84Vは遠位端が導液壁穴85V内で成端し、近位側では管状に壁から導出されている。

【0159】

図10は別の実施例のオーバーチューブ101と壁に一体化された液連絡要素104Vとの横断面図である。オーバーチューブ101は縦スリット106V付きで図示されている。

【0160】

図11はオーバーチューブ111の別の変更態様の横断面図であり、壁に一体化された液連絡要素114Vを有し、この液連絡要素は穴115Vで導液式に壁に穿孔され、オーバーチューブ111の外壁と導液結合されている。横断面は壁穴115Vの高さで描かれている。オーバーチューブは縦スリット116V付きで図示されている。

30

【0161】

図12はオーバーチューブ121の1実施の図である。全長にわたって縦スリット126Vが設けられている。オーバーチューブ121は壁に一体化された作業チャネルの態様の液連絡要素124Vを備えており、この液連絡要素はオーバーチューブの近位側壁穴127から遠位先端まで延び、そこで遠位壁穴128で成端している。

【0162】

図13は図12のオーバーチューブ121の横断面図であり、チャネル状液連絡要素124Vが縦スリット1210を備えている。液連絡要素はオーバーチューブ121の壁に一体化されている。オーバーチューブは縦スリット126V付きでも図示されている。

40

【0163】

図14は図12、図13の実施の別の図であり、液連絡要素124Vに近位穴127を介して医療器具1220、ここではガイドワイヤが導入されており、ガイドワイヤは遠位穴128を通して導出されている。

【0164】

図15はオーバーチューブ121の縦断面図であり、オーバーチューブ121の壁に一体化された作業チャネル129と近位壁穴127と遠位壁穴128とを示している。

【0165】

図16は、図12～図15のオーバーチューブの変更態様であるオーバーチューブ161の図である。オーバーチューブ161の壁に一体化された作業チャネルは近位壁穴167と遠位壁穴16

50

8との間の全長にわたって縦スリット1610を有する。この実施においてオーバーチューブ161はやはり全長にわたって縦スリット166Vを有する。

【0166】

図17はその全長にわたって完全スリット176Vが設けられたオーバーチューブ171の図である。オーバーチューブ171はオーバーチューブの壁に一体化されたドレナージ管路の態様の2つの液連絡要素174Vを備えている。液連絡要素はオーバーチューブ遠位端の側部穴175V内で成端している。液連絡要素の近位端1711は真空ユニットと導液結合される。液連絡要素の側部穴175Vの近位側と遠位側とで環状リップ状突起部1712Vがオーバーチューブ上に固着されている。

【0167】

10

図18は図17のオーバーチューブ171の縦断面図であり、壁に一体化された2つの液連絡要素174Vを示しており、液連絡要素はオーバーチューブの遠位端において側部穴175Vで導液式に成端している。これらの穴の近位側と遠位側とで環状リップ状突起部1712Vがオーバーチューブ上に固着されている。

【0168】

図19は図17、図18の実施形態の図の変更態様を示しており、ここではなお遠位壁穴175Vの高さで環状突起部1712Vの間に集液要素1713Vが固着されている。集液要素もオーバーチューブ171の縦軸上に縦スリット176Vを備えている。

【0169】

図20は図18、図19のオーバーチューブ171の縦断面図であり、導液壁穴175Vを有する液連絡要素174Vとその上に固着された集液要素1713Vと近位側、遠位側リップ状突起部1712Vとをはっきり示している。

20

【0170】

図21は図18～図20のオーバーチューブの他の縦断面図であり、導液壁穴175Vを有する液連絡要素174Vと近位側、遠位側リップ状突起部1712Vとを示している。付加的にここではなおワイヤ状測定ゾンデ1719が示してあり、この測定ゾンデは液連絡要素の1つに導入され、遠位側末端は陰圧測定ユニット1721となっている。測定ゾンデ1719は弁1722を介して液連絡要素174Vに導入されている。

【0171】

図22は内視鏡2214の遠位端の図である。内視鏡2214内に設けられた液連絡要素の側部導液壁穴225Eが内視鏡の遠位端に図示されている。これらの壁穴225Eの近位側と遠位側とでリップ状リング2212Eが内視鏡2214上に固着されている。

30

【0172】

図23は図22の内視鏡2214の縦断面図であり、内側にある液連絡要素224Eと、液連絡要素224Eの側部穴225Eの近位側と遠位側とにリップ状リング2212Eとを示している。

【0173】

図24は図22の内視鏡2214の他の縦断面図である。この図ではリップ状リング2212Eの間に液連絡要素224Eの導液穴の上に集液要素2213Eが嵌着されている。

【0174】

図25は、オーバーチューブ、内視鏡、支持スリーブで使用するのに適した集液要素2513V、2513E、2513Tの図である。この実施では集液要素がその末端に円錐状先細部2515を有する。集液要素の縦軸に沿って中心にチャンネル2516が配置されている。

40

【0175】

図26は図25の集液要素2513V、2513E、2513Tの縦断面図である。末端の円錐状先細部2515と縦軸に沿った中央チャンネル2516とを認めることができる。

【0176】

図27はオーバーチューブ、内視鏡、支持スリーブ用の別の集液要素2513V、2513E、2513Tの図であり、集液要素の末端に各1つのリップ状リング2712V、2712E、2712Tが固着されている。共通する中央チャンネル2716が集液要素内を延びている。

【0177】

50

図28は集液要素2713V、2713E、2713Tを有する図27の縦断面図であり、末端に各1つのリップ状リングが固着されている（2712V、2712E、2712T）。

【0178】

図29は集液要素用支持スリーブ2917の図であり、縦スリット296Tと導液壁穿孔穴295Tと壁穿孔穴295Tの近位側、遠位側のリップ状リング2912Tとを図示している。リングはやはりスリット付きである。

【0179】

図30は図29の支持スリーブの縦断面図であり、導液壁穿孔穴295Tと壁穿孔穴295Tの近位側、遠位側のリップ状リング2912Tとを示している。

【0180】

図31は支持スリーブ3117とリップ状リング3112Tの間で支持スリーブ上に固着された縦スリット付き集液要素3113Tとの図である。支持スリーブの壁穿孔穴315Tは破線で示唆してある。

【0181】

図32は図31の支持スリーブの縦断面図であり、集液要素3113Tがリップ状リング3112Tの間で支持スリーブ3117上に固着されて壁穿孔穴315Tと導液結合されている。

【0182】

図33a~iは、オーバーチューブ、内視鏡または支持スリーブの外壁3118V、3118E、3118T上に取り付けられたリップ状環状端部3112V、3112E、3112Tの横断面輪郭のさまざまな変態様を示す。

【0183】

図34は、軟性内視鏡3414がオーバーチューブ341の縦スリット346Vを介して挿入されまたは取り去られる段階の軟性内視鏡を示す。集液要素3413E、3413Vが内視鏡とオーバーチューブのそれぞれ遠位端に取り付けられている。液連絡要素344Vがオーバーチューブ3413Vの集液要素と導液結合されている。

【0184】

図35は他の実施例による内視鏡検査装置を示す。真空ポンプユニット3521と分泌物捕集容器3522が図示されており、真空ポンプユニットにオーバーチューブ351と内視鏡3514が接続されている。オーバーチューブ351の遠位端と内視鏡3514の遠位端とに固着された集液要素3513V、3513Eは（オーバーチューブ側が）液連絡要素354Vと結合され、354E（内視鏡側）は真空ポンプユニット3521と結合されている。

【0185】

図36a~nは真空内視鏡検査の検査手順の略図である。処置は以下のステップを含む：

- a) 集液要素3613Eを有する内視鏡3614を患者の腸3625に導入する；
- b) 集液要素3613Vを有するオーバーチューブ361を内視鏡上で追従案内する；
- c) 集液要素3613Vに真空を付加する；
- d) 内視鏡3614を腸に押し込む；
- e) 内視鏡3614の集液要素3613Eに真空を付加する。但しオーバーチューブ361上の集液要素3613Vには真空を付加しない；
- f) 軟性内視鏡3614上でオーバーチューブ361を押し進める；
- g) 両方の集液要素3613E、3613Vに真空を付加する；
- h) 必要なら選択的に集液要素3613Eと集液要素3613Vとに真空を付加しながら一緒に引き戻すことによって直線化操作する；
- i) 集液要素3613Vの真空付加を維持して集液要素3613Eの真空付加を遮断する；
- j) オーバーチューブ361を真空によって固定して内視鏡3614を押し込む；
- k) 集液要素3613Eの真空付加を維持して集液要素3613Vの真空付加を遮断する；
- l) 内視鏡3614を真空によって固定してオーバーチューブ361を押し進める；
- m) 両方の集液要素3613E、3613Vに真空を付加する；
- n) 集液要素3613Eと集液要素3613Vとを真空下に一緒に引き戻すことによって直線化操作する；

10

20

30

40

50

その後、検査はさらにステップi)以下を実行して継続することができる。

【0186】

図37はスポンジ体371の態様の（真空ドレナージ装置の）集液要素とスポンジ体371の部分的表面封止374との図である。この図では、スポンジ体371に導入されたドレナージ管372にガイドワイヤ373が挿入されている。

【0187】

図38は図37の集液要素371の縦断面図である。スポンジ体371の表面封止374と、側面に穿孔穴372aを有するドレナージ管372が図示されており、ドレナージ管にガイドワイヤ373が挿入されている。

【0188】

10

図39は別の実施形態の真空ドレナージ装置391とドレナージ管392と内在するガイドワイヤ393との図である。スポンジ体391の外面上に殻状封止395が取り付けられており、この封止は近位端に漏斗状拡張部395aを有する。

【0189】

図40は図39の真空ドレナージ装置391の縦断面図であり、真空ドレナージ装置391のスポンジ体の外面に殻状封止395をやはり示しており、この封止は近位端が漏斗状に拡張（395a）されている。やはり図示されているドレナージ管392は側部穿孔穴392aを有し、ドレナージ管内にガイドワイヤ393がある。

【0190】

図41はスポンジ体411の態様の真空ドレナージ装置とスポンジ体411の輪郭化表面封止416との図である。ドレナージ管412にガイドワイヤ413が挿入されている。表面封止416はスポンジ体411の縦方向で並走する縦溝を備えた溝輪郭416aを有する。

20

【0191】

図42は図41の真空ドレナージ装置の横断面図である。ドレナージ管412内にガイドワイヤ413がある。表面封止がその溝輪郭416aを示している。

【0192】

図43は真空ドレナージ装置とスポンジ体431内で固着されたチューブ437との図である。スポンジ体431にドレナージ管432が挿入されており、ドレナージ管内にガイドワイヤ433がある。真空ドレナージ装置の近位端に漏斗状拡張部437aが設けられている。チューブ437に導入された挿入棒438は遠位端438aが円錐状となっている。挿入棒438に他のガイドワイヤが挿入されている。挿入棒の近位端にプッシャ439が装着されている。

30

【0193】

図44は別の実施形態の真空ドレナージ装置とスポンジ体441内で固着されたチューブ447との図であり、このチューブは近位端に漏斗状拡張部447aを有する。チューブに内視鏡4410が導入されている。内視鏡4410の近位端にプッシャ449が装着されている。チューブ447とスポンジ体441とプッシャ449は側部完全縦スリット4412を備えている。スポンジ体4411にドレナージ管442が挿入されており、ドレナージ管内にガイドワイヤ443がある。

【0194】

図45は図43の真空ドレナージ装置の縦断面図である。スポンジ体431内にあるチューブ437は近位端にその漏斗状拡張部437aを有する。チューブ437内に挿入棒438がある。挿入棒438にガイドワイヤ433が挿入されている。挿入棒上にプッシャ439が装着されている。スポンジ体431内にあるドレナージ管432が側部穴432aを有する。ドレナージ管432内に他のガイドワイヤ433aがある。

40

【0195】

図46は他の実施形態の真空ドレナージ装置とスポンジ体461内のドレナージ管462との図である。真空ドレナージ装置のスポンジ体内にあるチューブ467は縦に裂かれた近位側、遠位側末端467bを有する。矢印は、縦に裂かれた末端467bがいずれの方向で開口できるのかを示唆している。

【0196】

図47は他の真空ドレナージ装置とスポンジ体471に挿入されたチューブとの縦断面図で

50

あり、チューブはその末端477bが吸引下に外方に開口できる。チューブ477に内視鏡4710が導入されている。スポンジ体471内にあるドレナージ管472が側部穴472aを有する。真空ドレナージ装置が腸部分内にあり、腸部分のうち腸壁4713が示唆してある。

【0197】

図48は図47の真空ドレナージ装置の図であり、この図ではドレナージ管472に陰圧が印加されている。それゆえにスポンジ体471が萎んでおり、腸壁4713がスポンジ体471に当接している。チューブ477の可動末端477bは矢印方向で外方に開いている。

【0198】

図49は他の実施形態の真空ドレナージ装置の図であり、この真空ドレナージ装置は本願の枠内で同じ意味をもってスポンジドレナージ装置とも称される。スポンジ体491がドレナージ管492a上に固着されている。ドレナージ管492aは近位側と遠位側とでスポンジ体から進出している。ドレナージ管492aにガイドワイヤ493が導入されている。

10

【0199】

図50は図49のスポンジドレナージ装置の縦断面図である。スポンジ体491は穿孔穴494の上でドレナージ管492a上に固着されている。ガイドワイヤ493がドレナージ管に導入されている。

【0200】

図51は他の実施形態のスポンジドレナージ装置の図である。2つのスポンジ体511が間隔を置いてドレナージ管512a上に固着されている。ドレナージ管512aにガイドワイヤ513が導入されている。この実施は、例えばフィステルを有する腸部分を機能上遮断すべきである場合に有利である。

20

【0201】

図52は図51のスポンジドレナージ装置の縦断面図である。認めることができるように2つのスポンジ体が間隔を置いて穿孔穴514の上でドレナージ管512a上に固着されている。ガイドワイヤ513がドレナージ管に導入されている。

【0202】

図53は他の実施形態のスポンジドレナージ装置の図である。スポンジ体531がドレナージ管532a上に固着されている。ドレナージ管532aは先細りにして小内腔のドレナージ管53bとされている。ドレナージ管にガイドワイヤ533が導入されている。

【0203】

30

図54は図53のスポンジドレナージ装置の縦断面図である。スポンジ体531は穿孔穴534の上でドレナージ管532a上に固着されている。ドレナージ管532aは先細りにして小内腔ドレナージ管532bとされている。ガイドワイヤ533がドレナージ管に導入されている。

【0204】

図55a~hはスポンジドレナージ装置551の遠位端のさまざまな変更態様をそれぞれ縦断面図で示す。スポンジ体551は穿孔穴554の上でドレナージ管552a上に固着されている。ドレナージ管552aは先端555で成端している。図55aでは先端555に糸556が固着されている。図55bでは先端555に糸輪またはワイヤ輪557が固着されている。図55cでは先端555に糸556が固着されている。しかし先端はこの場合チャンネル558を有し、このチャンネルにガイドワイヤ553を挿通することができる。図55dではスポンジ体551がその遠位端を先端として形成されている。スポンジ体がここでもチャンネル558を有し、このチャンネルにガイドワイヤ553が挿入されている。図55eではスポンジ体551が遠位端をやはり先端として形成されている。スポンジ体551がチャンネル558を有し、このチャンネルにガイドワイヤ553が挿入されている。スポンジ体に糸輪またはワイヤ輪57が固着されている。図55fでは先端555に把持玉559が固着されている。図55gでは先端にハト目5510が固着されており、このハト目に糸5511が通されている。図55hでは把持玉559がスポンジ体551内にある。

40

【0205】

図56a~fはドレナージ管562aと装着先端5612とのさまざまな図である。図56aはドレナージ管562aと装着先端5612との図である。装着先端は遠位端に把持玉569を有し、近位端にねじ5612aを有する。図56bは装着先端5612がドレナージ管562aにねじ込まれた図である

50

。図56cはドレナージ管562aと装着先端5612とを有する図56aの縦断面図である。図56dはドレナージ管562aに装着先端5612をねじ込んだ図56cの縦断面図である。図56eはドレナージ管562aにねじ込まれた装着先端5612の縦断面図であり、この装着先端は横方向通路5612bを備えている。図56fはドレナージチャネル562aにねじ込まれた装着先端5612の変更態様の縦断面図である。この装着先端はチャネル5612cを備えている。チャネル5612cとドレナージ管とにガイドワイヤ563が導入されている。

【0206】

真空内視鏡検査に適した新規な挿入器具を以下で述べる。

【0207】

内視鏡的挿入器具または把持器具は真空ドレナージ装置を位置決めするのに役立つ。位置決めは直立歩行式押込み技術または引張（貫通）技術のいずれかで行うことができる。直立歩行式位置決めの場合、内視鏡的挿入器具は内視鏡の作業チャネルまたは外部作業チャネルに導入されている。挿入器具は内視鏡の遠位端で導出される。引張（貫通）技術でのドレナージ装置の位置決めが応用されるのは、ケアすべき創傷が一方で内視鏡で内部から生理的または人工的接近路を介して到達でき、他方でなお他の外部接近路が例えば外側フィステルの態様で存在するときである。

【0208】

引張（貫通）技術は、内視鏡的真空治療が開放手術または腹胸腔鏡下手術と組合せて応用される（ランデブー法）ときにも応用され、腹腔鏡検査時に従来のドレナージ装置を挿入するのににも応用することができる。

【0209】

食道漏出時に外方へとフィステル形成して治療する例で引張技術を説明する。ガイドワイヤまたは内視鏡を用いて挿入器具は外部からフィステル開口を介して食道内にまで送られる。同時に内視鏡は口から食道に導入され、漏出部位にまで前進案内される。挿入器具が食道の漏出部位に達すると、挿入器具は係蹄でつかまれ、逆行式に口から再び導出される。挿入器具はその固着機構が液連絡要素の遠位端、装着先端またはスポンジ体に連結して固着される。次に内視鏡で目視しながら挿入器具が引っ張られ、ドレナージ装置は引張下に口から食道内に入り込む。厳密な位置決めは内視鏡的に食道を介して点検される。挿入器具は再びドレナージ装置との連結から外され、引き続き引っ張って取り去られる。液連絡要素の先端、装着先端またはスポンジ体が糸で補強されている場合、上記技術を利用して糸で上記操作を行うことができる。

【0210】

特別有利には引張（貫通）技術は、液連絡要素の中間部分にスポンジ体があるドレナージ構造が選択された場合にも応用可能である。その場合、スポンジ体は液連絡要素の末端の1つで引張によって位置決めすることができる。その場合、液連絡要素の1つの脚部のみを介しても、同時に両方の脚部を介しても、または交互にでも、吸引することができる。

【0211】

挿入器具は玉把持具から成る。金属製またはプラスチック製のコアがプラスチックスリーブに導入されている。このコアはその遠位端が2葉または多葉に裂かれている。コアの遠位端で外方への葉の張力が生じ、コアはスリーブ遠位端から進出すると花状に開き、スリーブ内に引き戻すと閉じる。葉は末端がスプーン状に成形されており、コアを閉じると玉状またはレンズ状空洞が生じる。閉じた後、遠位端に小さな穴が残る。装着先端、液連絡要素または集液要素の把持玉は花状に開いたコアに挿入することができる。コアが閉じていると玉はしっかり着座する。コアは開くと再び容易に解放され、挿入器具と把持玉が外れる。

【0212】

特別有利には、挿入器具はガイドワイヤを受容するように形成されている。玉把持具は内視鏡の作業チャネルに導入することができる。挿入器具は長さが特に80 cm～250 cmである。

【0213】

他の挿入器具は鉤から成る。金属製またはプラスチック製のワイヤ状コアがプラスチックスリーブに導入されている。コアが遠位端に鉤を備えており、この鉤で糸輪またはハト目はつかむことができる。鉤をスリーブから進出させた後、装着先端、液連絡要素または集液要素の糸輪またはハト目は鉤を引き戻すことによって固着することができる。鉤を開くと結合は再び解除される。特別有利には挿入器具にガイドワイヤを挿入することができる。鉤は内視鏡の作業チャンネルに導入することができる。

【0214】

さらに、耐引張性に固着された把持玉、糸輪、ワイヤ輪、ハト目および／または糸を先端に設け、糸の場合糸を導入できる横方向通路を先端が有すると有益であると実証された。

10

【0215】

図57a～fは把持玉579を把持することのできる内視鏡的挿入器具5713a/bのさまざまな図である。図57aは開いた器具の図である。開いた2葉コア5713bがスリーブ5713aから引き出されている。さらに、ガイドワイヤ573がスリーブから進出している。図57bではガイドワイヤ573が引き戻されており、把持玉579がコア5713bで把持される。図57cには把持玉がどのように把持されるのかが示してある。コア5713bがスリーブ5713a内に引き戻され、コア5713bが閉じている。図57dに示してあるコア5713bは把持玉579を把持して閉じられてスリーブ5713a内に引き戻されている。図57eはスリーブ5713aと開いたコア5713bとガイドワイヤ573と把持玉579とを有する図57aの縦断面図である。図57fは図57dの縦断面図である。閉じたコア5713bは把持された把持玉579と共にスリーブ5713a内に引き戻されている。

20

【0216】

図58a～eはハト目5810を把持することのできる他の内視鏡的挿入器具のさまざまな図である。図58aは開いた器具の図である。スリーブ5814aから鉤5814bが引き出されている。さらに、ガイドワイヤ583がスリーブから進出している。図58bではガイドワイヤ583が引き戻されており、ハト目5810が鉤5814bで把持される。図58cには、把持されたハト目5810と共に鉤がスリーブ5814a内にどのように引き戻されたのかが示してある。図58dはスリーブ5814aと鉤5814bとガイドワイヤ583とハト目5810とを有する図58aの挿入器具の縦断面図である。図58eは図58cの縦断面図である。鉤5814bは開いたハト目5810と共にスリーブ5814a内に引き戻されている。

【0217】

30

図59は導入補助具591と内視鏡遠位端に固着するためのスリーブ592との図である。導入補助具591は遠位端が斜面にされており、内視鏡導入時に損傷を防ぐために斜面の長い方の側面が内視鏡に接触する。検査気体の流出を防止するために近位端に弁593がある。

【0218】

図60は口径を異にする2つの導入補助具601の図である。

【0219】

図61は弁613を有する導入補助具611と固着スリーブ612との縦断面を示す。

【0220】

図62は導入補助具621と内視鏡624の遠位端の固着スリーブ622との図である。

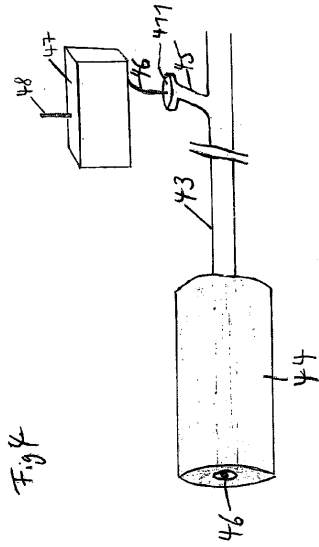
【0221】

40

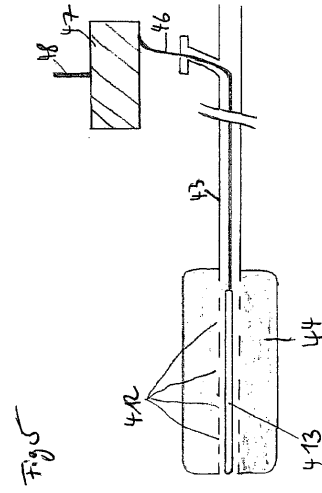
図63は導入補助具631と内視鏡634の遠位端の固着スリーブ632との図である。内視鏡的鉗子635が導入補助具に導入されている。



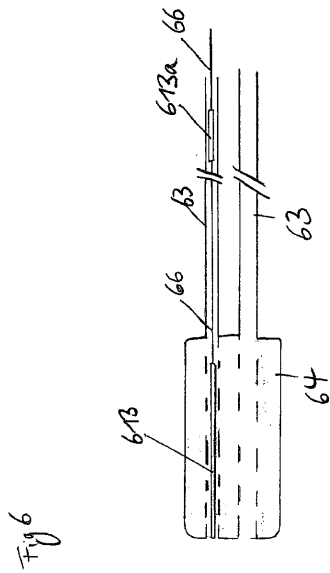
【図 4】



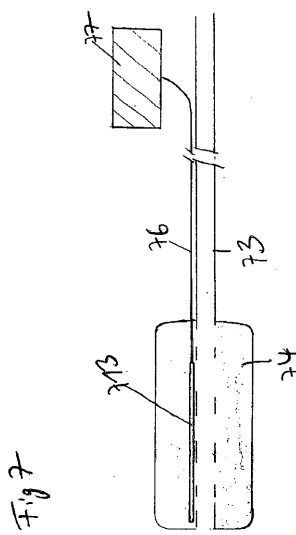
【図 5】



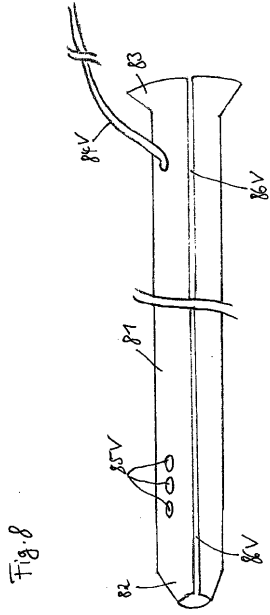
【図 6】



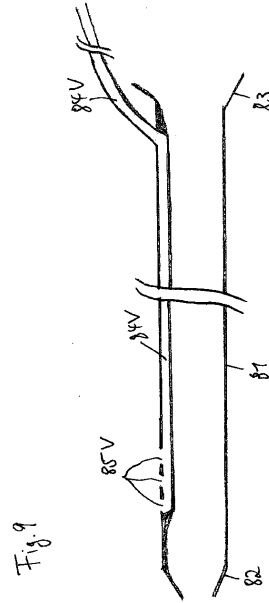
【図 7】



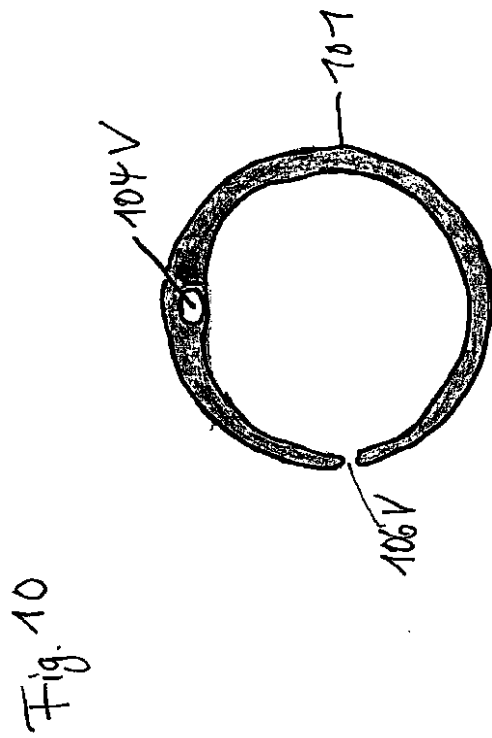
【図 8】



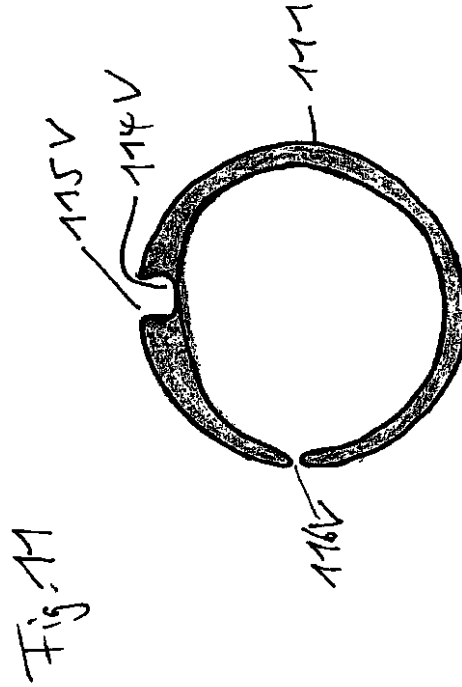
【図 9】



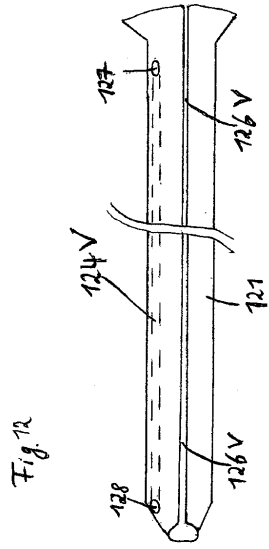
【図 10】



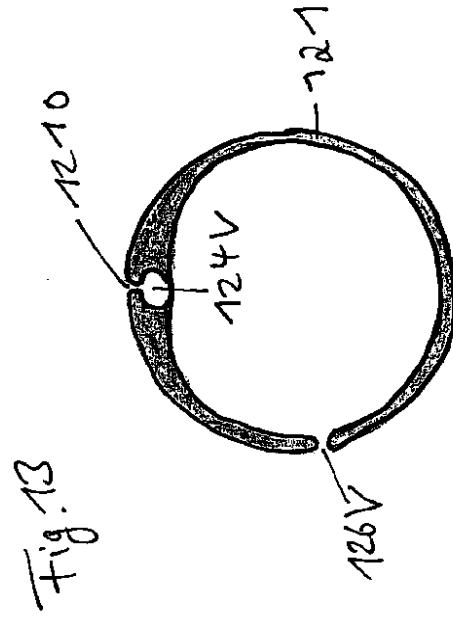
【図 11】



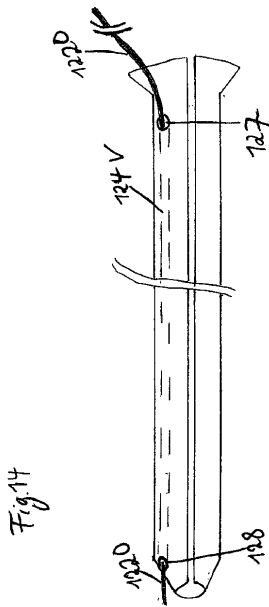
【図 12】



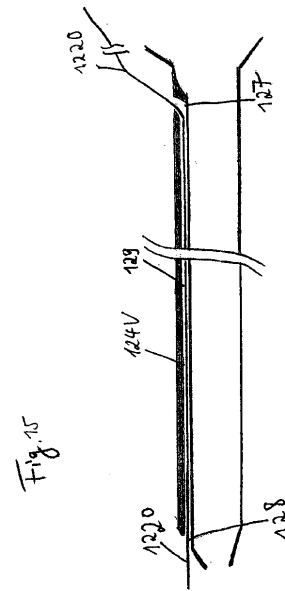
【図 13】



【図 14】

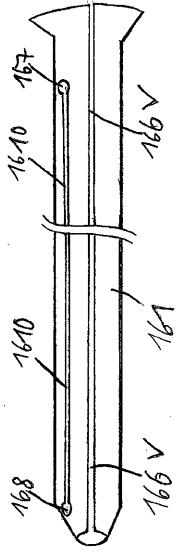


【図 15】



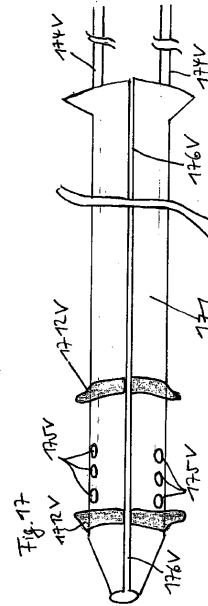
【図 16】

Fig. 16



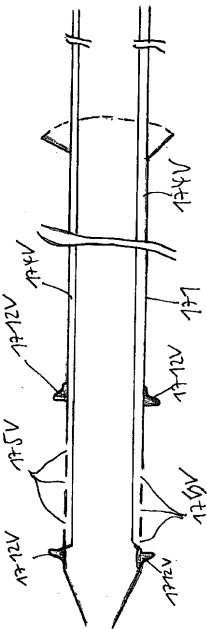
【図 17】

Fig. 17



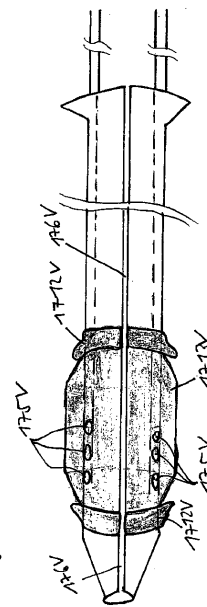
【図 18】

Fig. 18

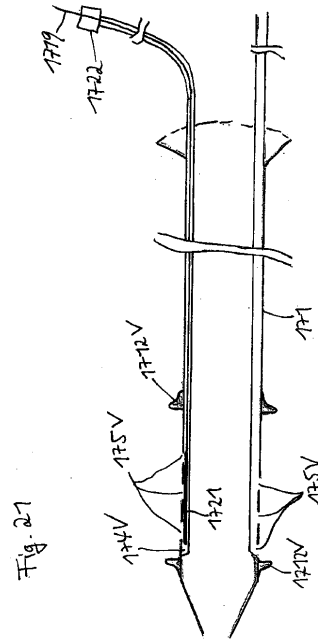


【図 19】

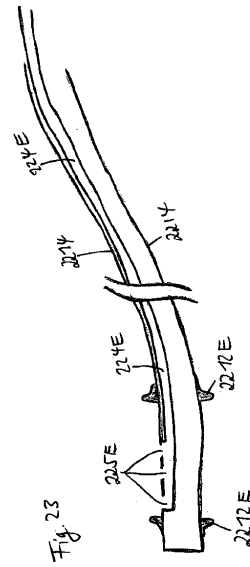
Fig. 19



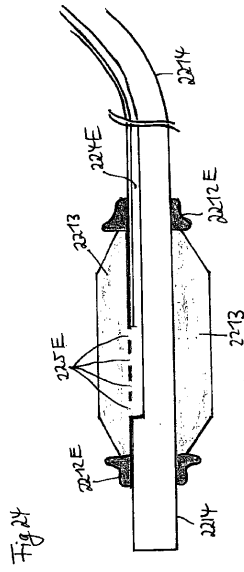
【 図 2 1 】



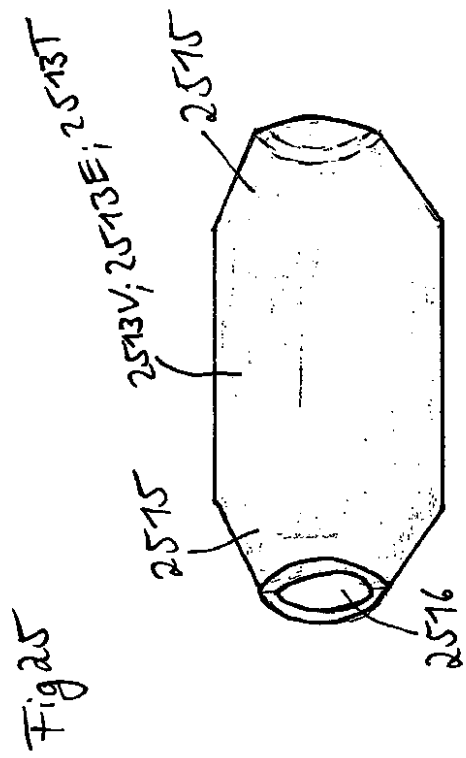
【 図 2 3 】



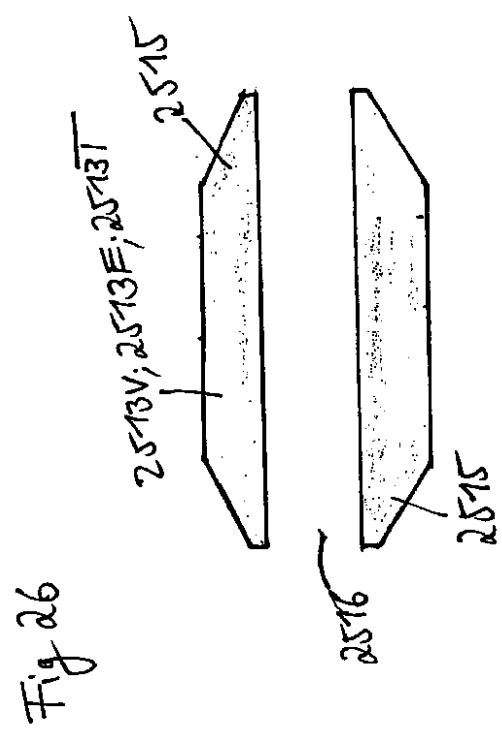
【図 24】



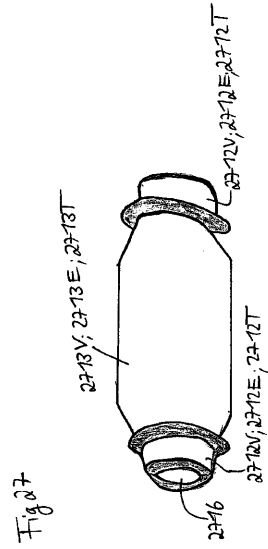
【図 25】



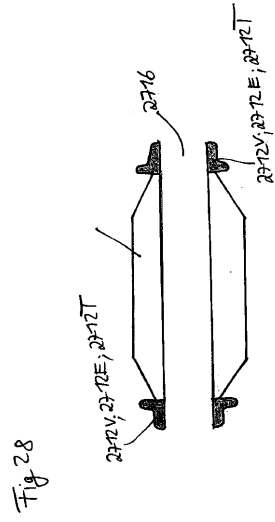
【図 26】



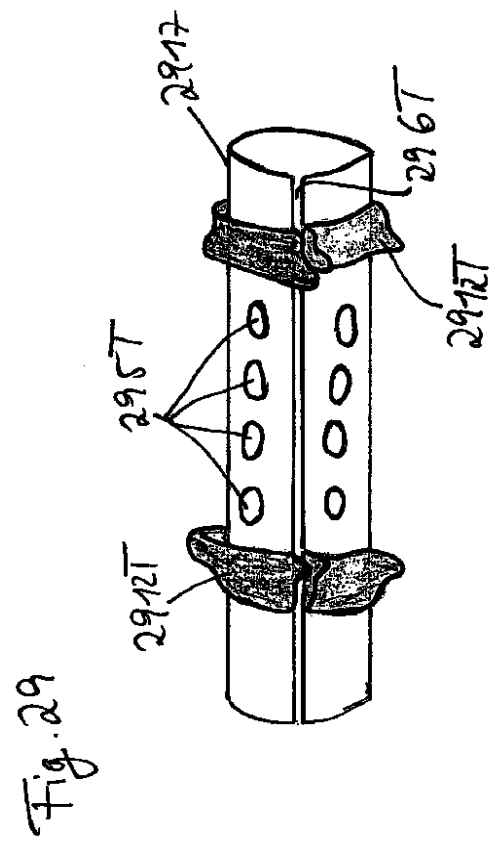
【図 27】



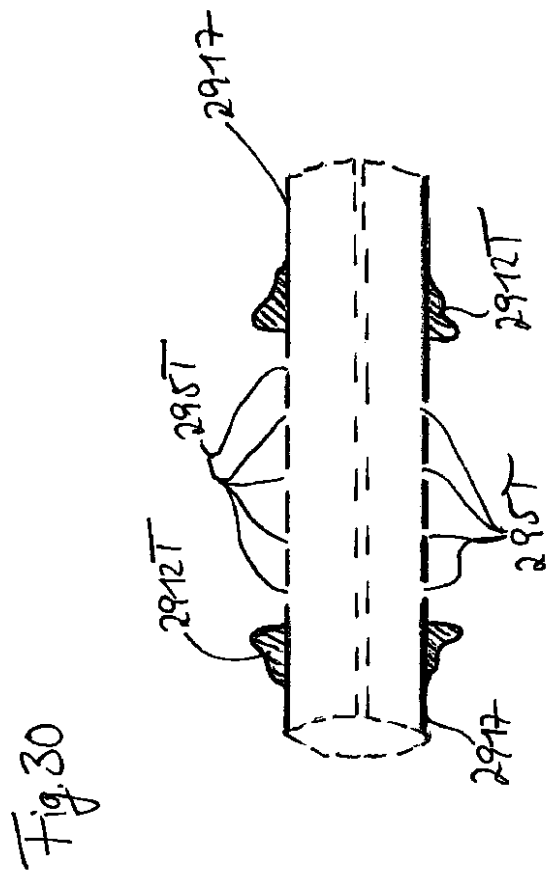
【図28】



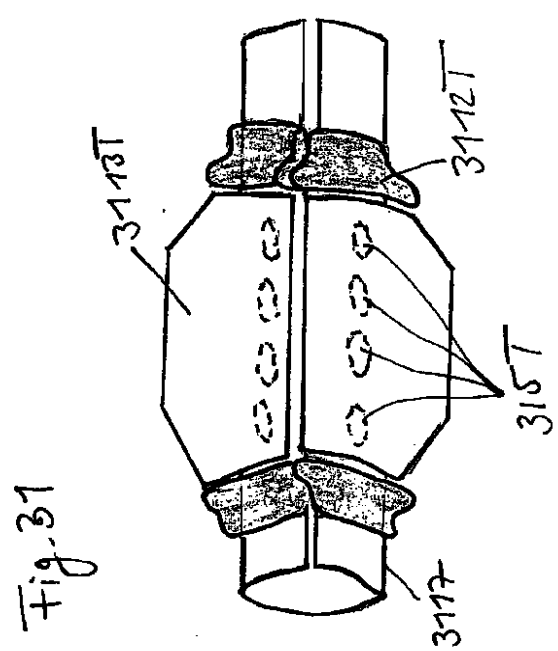
【図29】



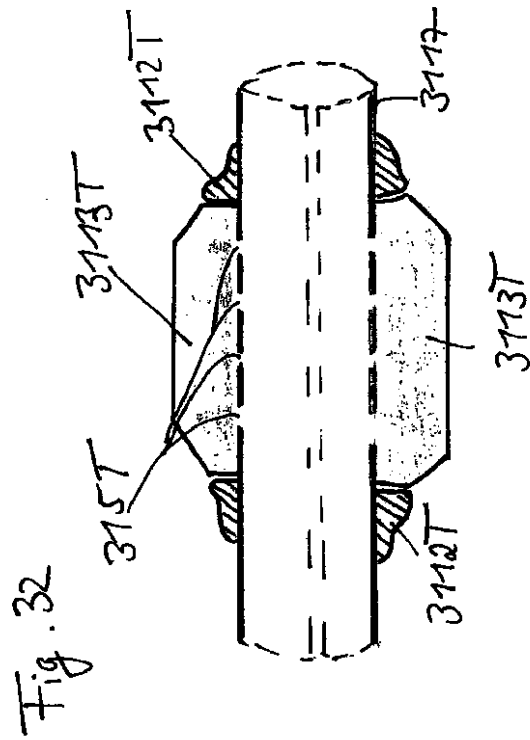
【図30】



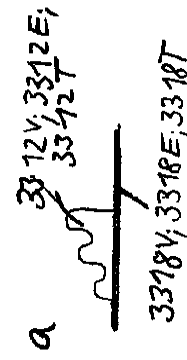
【図31】



【図 3 2】



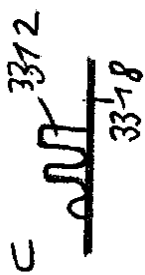
【図 3 3 a】



【図 3 3 b】



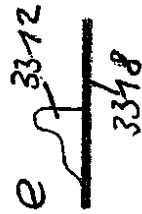
【図 3 3 c】



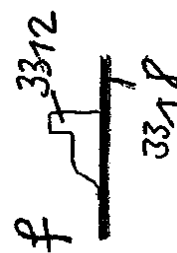
【図 3 3 d】



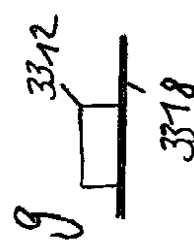
【図 3 3 e】



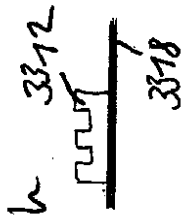
【図 3 3 f】



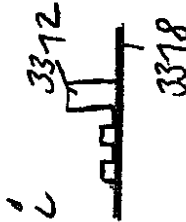
【図 3 3 g】



【図 33 h】



【図 33 i】



【図 34】

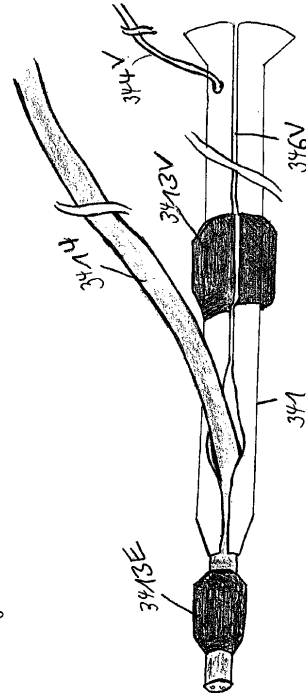


Fig. 34

【図 35】

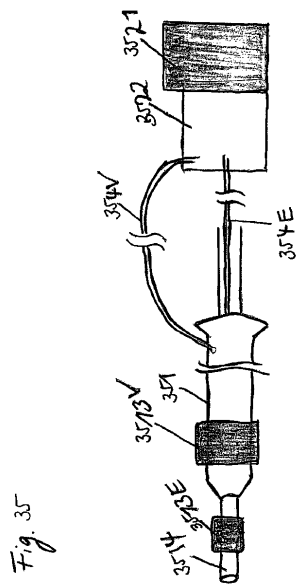
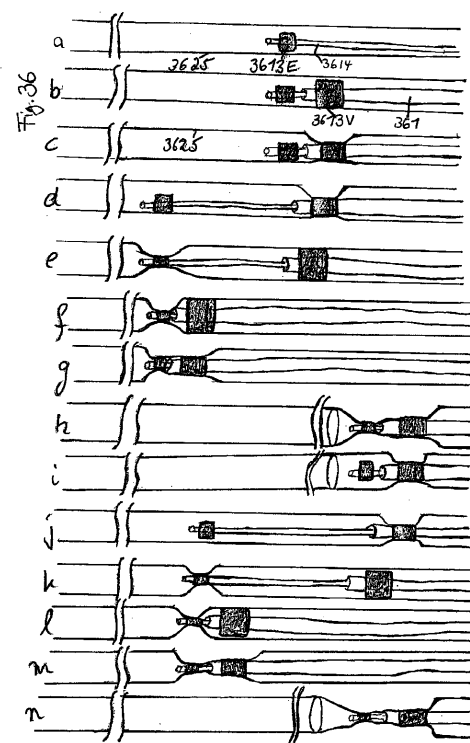
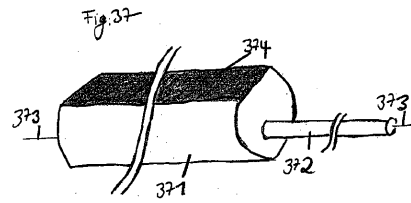


Fig. 35

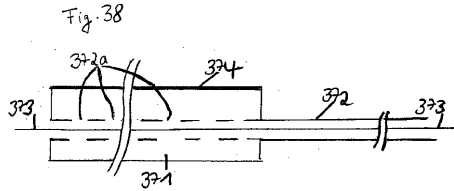
【図 36】



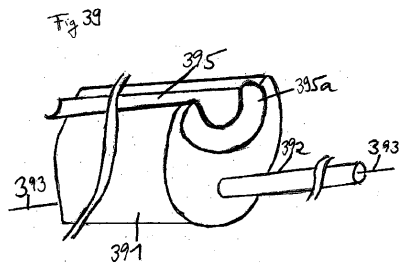
【図 37】



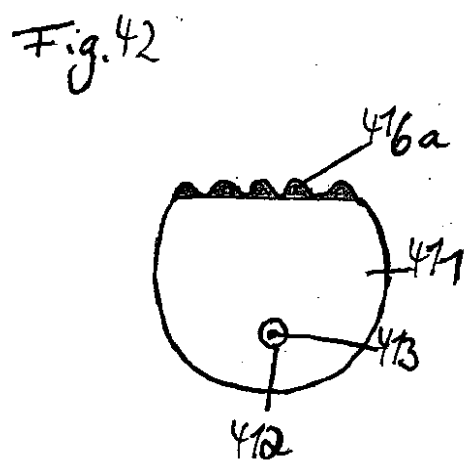
【図 38】



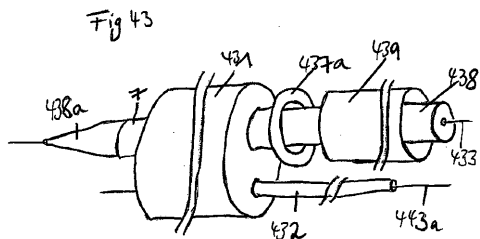
【図 39】



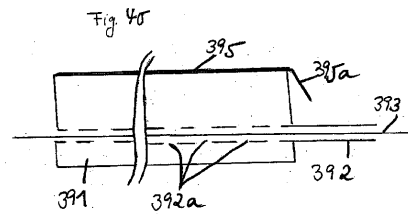
【図 42】



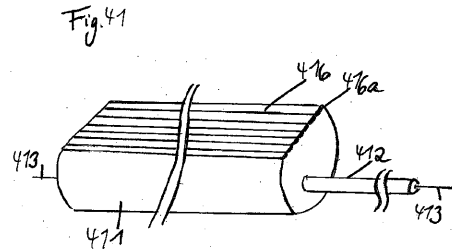
【図 43】



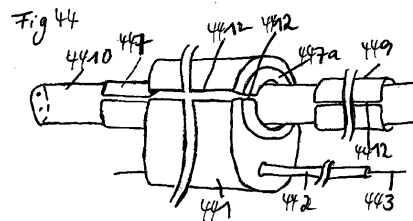
【図 40】



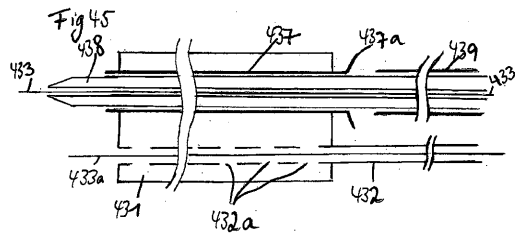
【図 41】



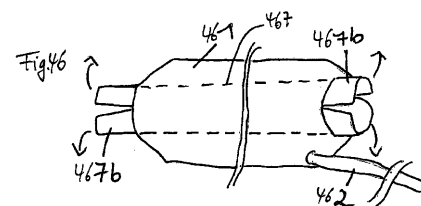
【図 44】



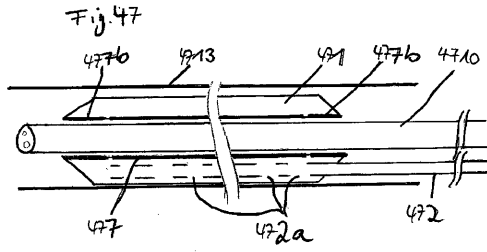
【図 45】



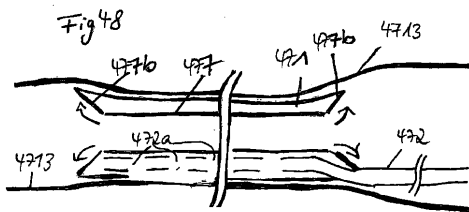
【図 46】



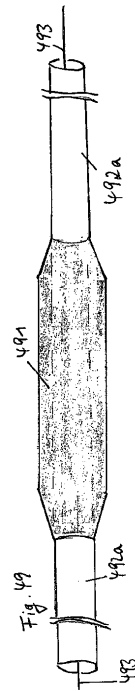
【図 47】



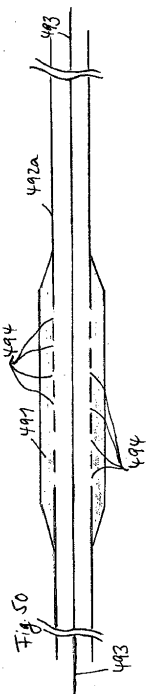
【図 48】



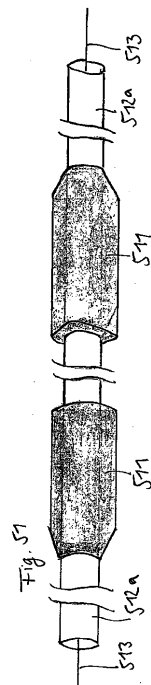
【図 49】



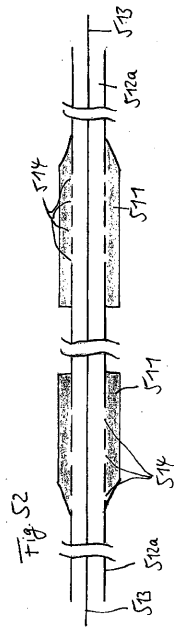
【図 50】



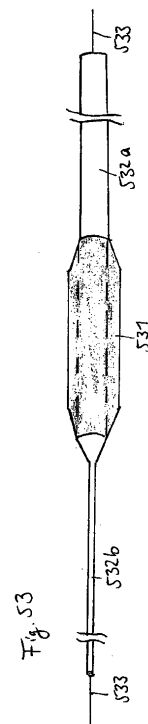
【図 51】



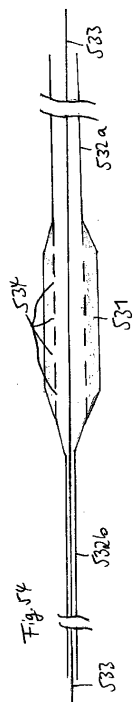
【図 5 2】



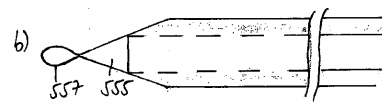
【図 5 3】



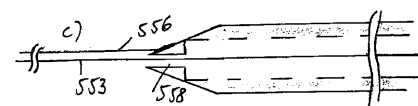
【図 5 4】



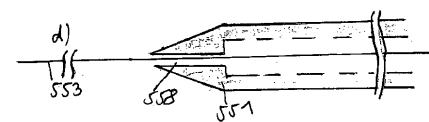
【図 5 5 b )】



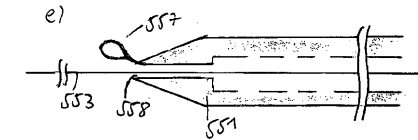
【図 5 5 c )】



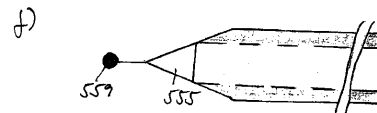
【図 5 5 d )】



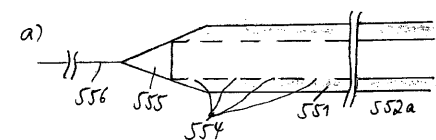
【図 5 5 e )】



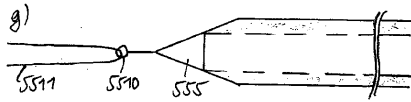
【図 5 5 f )】



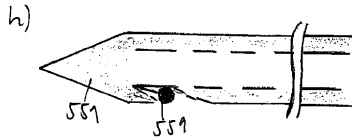
【図 5 5 a )】



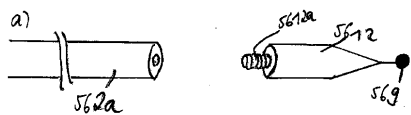
【図 55 g)】



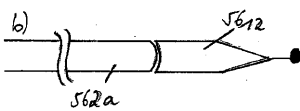
【図 55 h)】



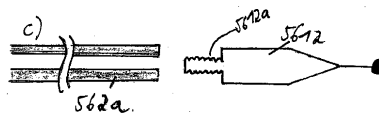
【図 56 a)】



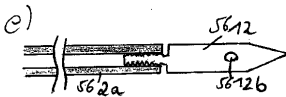
【図 56 b)】



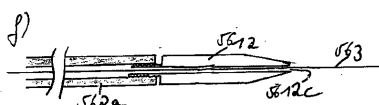
【図 56 c)】



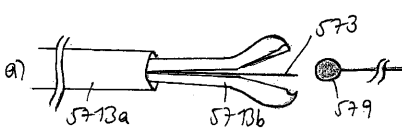
【図 56 e)】



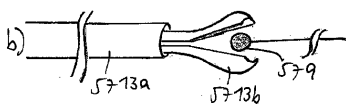
【図 56 f)】



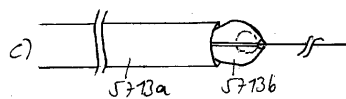
【図 57 a)】



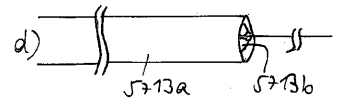
【図 57 b)】



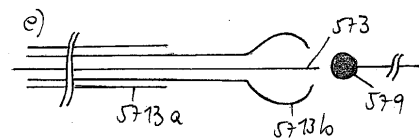
【図 57 c)】



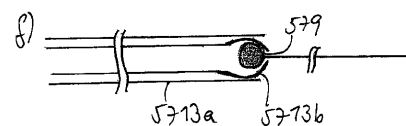
【図 57 d)】



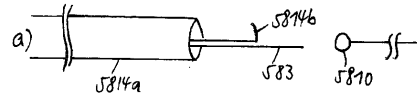
【図 57 e)】



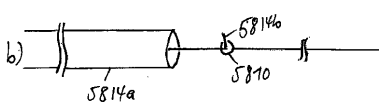
【図 57 f)】



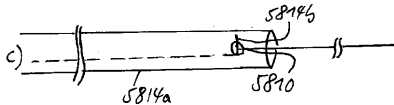
【図 58 a)】



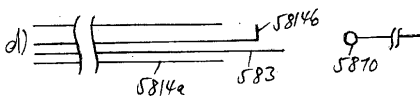
【図 58 b)】



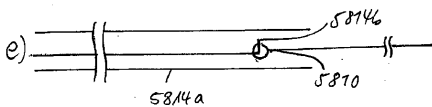
【図 58 c)】



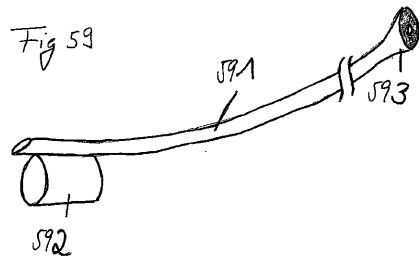
【図 58 d)】



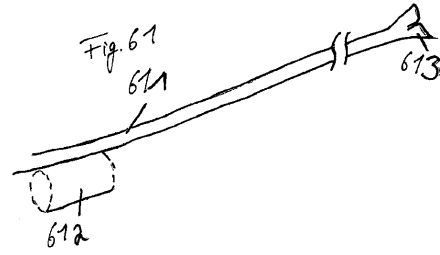
【図 58 e)】



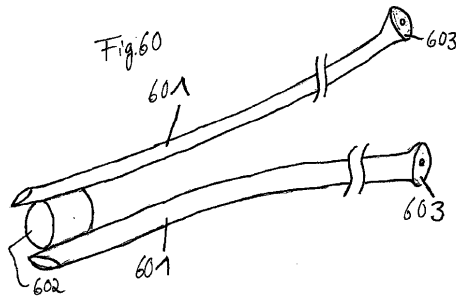
【図 59】



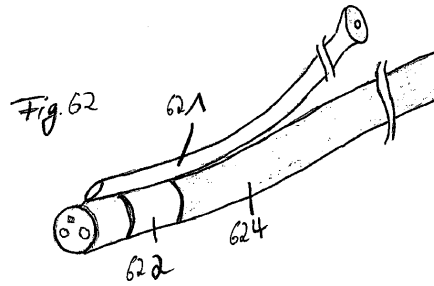
【図 61】



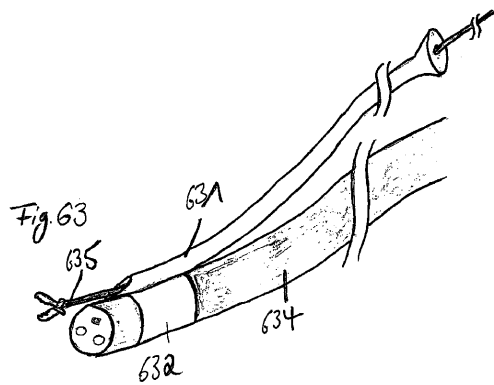
【図 60】



【図 62】



【図 63】



---

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 102011120411.7  
(32)優先日 平成23年12月8日(2011.12.8)  
(33)優先権主張国 ドイツ(DE)  
(31)優先権主張番号 102012003129.7  
(32)優先日 平成24年2月17日(2012.2.17)  
(33)優先権主張国 ドイツ(DE)

(56)参考文献 特表2006-505316(JP,A)  
米国特許出願公開第2004/0093026(US,A1)  
米国特許出願公開第2010/0049166(US,A1)  
米国特許出願公開第2003/0109855(US,A1)  
米国特許出願公開第2013/0023840(US,A1)  
特表2010-517681(JP,A)  
米国特許出願公開第2008/0234641(US,A1)  
特表2012-529340(JP,A)  
米国特許出願公開第2010/0318071(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)  
A61B 1/00  
A61M 27/00

|                |                                                                                                                      |         |            |
|----------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 用于内窥镜真空治疗的真空系统和内窥镜检查装置                                                                                               |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP5923122B2</a>                                                                                          | 公开(公告)日 | 2016-05-24 |
| 申请号            | JP2013558394                                                                                                         | 申请日     | 2012-03-12 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 罗曼劳氏股份有限公司                                                                                                           |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 罗马UND GESELLSCHAFT Rauseru手套Beshurenkuteru GMBH UND Cie的命令日期GESELLSCHAFT                                             |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 罗马UND GESELLSCHAFT Rauseru手套Beshurenkuteru GMBH UND Cie的命令日期GESELLSCHAFT                                             |         |            |
| [标]发明人         | ロスケグンナー                                                                                                              |         |            |
| 发明人            | ロスケ, グンナー                                                                                                            |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/00 A61M27/00                                                                                                   |         |            |
| CPC分类号         | A61B1/00135 A61B1/015 A61M1/0025 A61M1/0088 A61M2210/1042 F04C2270/0421                                              |         |            |
| FI分类号          | A61B1/00.332.D A61B1/00.320.A A61M27/00                                                                              |         |            |
| 优先权            | 102011013744 2011-03-11 DE<br>102011013743 2011-03-11 DE<br>102011120411 2011-12-08 DE<br>102012003129 2012-02-17 DE |         |            |
| 其他公开文献         | JP2014512896A5<br>JP2014512896A                                                                                      |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                            |         |            |

# 摘要(译)

描述了用于内窥镜腔内，腔内或体内真空治疗的真空系统，用于从中空容积（例如体腔，中空器官，组织脓肿或肠腔）中吸出体液，伤口分泌物或气体，特别是在生产肠腔的临时内窥镜闭合。基于此，描述了内窥镜装置的许多实施例。

|               |                               |           |                          |
|---------------|-------------------------------|-----------|--------------------------|
| (21) 出願番号     | 特願2013-558394 (P2013-558394)  | (73) 特許権者 | 507182874                |
| (86) (22) 出願日 | 平成24年3月12日 (2012. 3. 12)      |           | ローマン ウント ラウシェ ル ゲゼルシ     |
| (65) 公表番号     | 特表2014-512896 (P2014-512896A) |           | ャフト ミット ベシュレンクテル ハフ      |
| (43) 公表日      | 平成26年5月29日 (2014. 5. 29)      |           | ツング ウント コンパニ ー コマンディ     |
| (86) 国際出願番号   | PCT/EP2012/054276             |           | トゲゼルシャフト                 |
| (87) 国際公開番号   | W02012/123414                 |           | ドイツ 5 6 5 6 7 ノイウィー ド イル |
| (87) 国際公開日    | 平成24年9月20日 (2012. 9. 20)      |           | リヘル ストラッセ 5 5            |
| 審査請求日         | 平成27年1月21日 (2015. 1. 21)      | (74) 代理人  | 110000556                |
| (31) 優先権主張番号  | 102011013744.0                |           | 特許業務法人 有古特許事務所           |
| (32) 優先日      | 平成23年3月11日 (2011. 3. 11)      | (72) 発明者  | ロスケ, グンナー                |
| (33) 優先権主張国   | ドイツ (DE)                      |           | ドイツ連邦共和国 2 2 9 2 6 アーレン  |
| (31) 優先権主張番号  | 102011013743.2                |           | スブルク ヴァルデマルー ボンゼルスーヴ     |
| (32) 優先日      | 平成23年3月11日 (2011. 3. 11)      |           | エグ 8アー                   |
| (33) 優先権主張国   | ドイツ (DE)                      |           |                          |
|               |                               | 審査官       | 安田 明央                    |
|               |                               | 最終頁に続く    |                          |