

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3573751号

(P3573751)

(45) 発行日 平成16年10月6日(2004.10.6)

(24) 登録日 平成16年7月9日(2004.7.9)

(51) Int.Cl.⁷

F I

A 6 1 B 17/00

A 6 1 B 17/00 3 2 0

A 6 1 B 17/12

A 6 1 B 17/12

請求項の数 7 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願平8-502111	(73) 特許権者	ダベグラン・テクノロジーズ・インコーポレーテッド
(86) (22) 出願日	平成7年1月31日(1995.1.31)		アメリカ合衆国ミズーリ州63132, セント・ルイス, ベリー・ヒル・ドライブ 817
(65) 公表番号	特表平10-501165	(74) 代理人	弁理士 湯浅 恭三
(43) 公表日	平成10年2月3日(1998.2.3)		
(86) 国際出願番号	PCT/US1995/001305	(74) 代理人	弁理士 社本 一夫
(87) 国際公開番号	W01995/034244		
(87) 国際公開日	平成7年12月21日(1995.12.21)	(74) 代理人	弁理士 今井 庄亮
審査請求日	平成14年1月18日(2002.1.18)		
(31) 優先権主張番号	08/260,380	(74) 代理人	弁理士 増井 忠次
(32) 優先日	平成6年6月14日(1994.6.14)		
(33) 優先権主張国	米国(US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡結紮器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

中空の身体器官内の複数個の病変を結紮するための可撓性内視鏡器具であって、

(a) 前方挿入端部と後方端部とを有し、前記内視鏡を通して照明し目視する手段と、前記挿入端部に吸引力を与える手段と、作用チャンネルとを包含する可撓性ファイバーオプチック内視鏡と；

(b) 前方遠位端部と、後方端部と、長軸とを有し、前記後方端部が内視鏡の挿入端部に付着するために手段を有する管状要素と；

(c) 可撓性の実質的非弾性材料の複数個のひも状コードであって、各々が管状要素の遠位端部上に折り畳まれ、各々の第1部分が前記管状要素の外側要素の一部に重複し、その第2部分が前記管状要素の内側に配置され、前記管状要素の長軸の周囲に角度的に間隔をおいて配向される複数個のひも状コードと；

(d) 前記管状要素上にそれと共軸関係でかつ前記コードに重複した状態で延伸した状態で着脱可能に取り付けられた複数個の弾性結紮リングであって、管状要素の遠位端部から徐々に大きな異なる距離をおいて管状要素の長軸方向に相互から間隔をおいて配置された結紮リングと；

(e) 各リングが身体器官中に存在する多重病変の異なる1つに適用されて病変組織が前記吸引手段によって管状要素中に引き入れられるときに、各弾性リングが内視鏡から移動して、病変に対して結紮関係で配置されるように、前記コードと前記管状要素との間に相対的滑動を与えて、内視鏡の身体器官中への単回挿入中に制御された順序で各弾性リング

10

20

を移動させる手段であって、内視鏡の作用チャンネルに通され、前記管状要素内に配置された前記コードにその１端部において接続した可撓性ライン要素を含み、ライン要素の他方の端部に引張り力が及ぼされて、各隣接弾性リング対の間に緩い状態で配置されるコードを前記管状要素上に滑動させるように、その後方端部において内視鏡を出す手段とを含む可撓性内視鏡器具。

【請求項２】

各隣接弾性リング対の間の各コードの長さが、前記対の間の距離と、前記管状要素の遠位端部から該遠位端部に最も近い前記対のリングまでの距離とを足した距離に少なくとも等しいように、該弾性リングが前記管状要素上に配置される、請求項１記載の可撓性内視鏡器具。

10

【請求項３】

前記コードの各々が、前記剛性管状要素に重複するその部分上に、一定の間隔をおいた一連の、半径方向に伸びるショルダーを包含し、そのショルダーの各々に対して前記弾性リングの異なる１つが隣接係合してかつ前記剛性管状要素の遠位端部に面して配置され、コードの前記ショルダーの各々が他の前記コードの各々のショルダーと実質的に同一平面関係にある、請求項２記載の内視鏡結紮器具。

【請求項４】

前記コードの各々が、前記剛性管状要素に重複するその部分上に、一定の間隔をおいた一連の結節を包含し、その結節の各々に対して前記弾性リングの異なる１つが隣接係合してかつ前記剛性管状要素の遠位端部に面して配置され、コードの前記結節の各々が他の前記コードの各々の結節と実質的に同一平面関係にある、請求項２記載の内視鏡結紮器具。

20

【請求項５】

中空の身体器官内の複数個の病変を結紮するための可撓性内視鏡器具であって、

(a) 前方挿入端部と後方端部とを有し、前記内視鏡を通して照明し目視する手段と、前記挿入端部に吸引力を与える手段と、作用チャンネルとを包含する可撓性ファイバーオプチック内視鏡と；

(b) 前方遠位端部と、後方端部と、長軸とを有し、前記後方端部が内視鏡の挿入端部に付着するために手段を有する管状要素と；

(c) 可撓性の実質的非弾性材料の複数個のひも状コードであって、各々が管状要素の遠位端部上に折り畳まれ、各々の第１部分が前記管状要素の外側要素の一部に重複し、その第２部分が前記管状要素の内側に配置され、前記管状要素の長軸の周囲に角度的に間隔をおいて配向される複数個のひも状コードと；

30

(d) 前記管状要素上にそれと共軸関係でかつ前記コードに重複した状態で延伸した状態で着脱可能に取り付けられた複数個の弾性結紮リングであって、管状要素の長軸方向において相互から間隔をおいて配置され、隣接弾性リングの少なくとも１対の間で、前記コードの各々が、前記対の間の距離と、前記管状要素の遠位端部から該遠位端部に最も近い前記対のリングまでの距離とを足した距離に少なくとも等しい長さのコードの緩い区分を有する結紮リングと；

(e) 各リングが身体器官中に存在する多重病変の異なる１つに適用されて病変組織が前記吸引手段によって管状要素中に引き入れられるときに、各弾性リングが内視鏡から移動して、病変に対して結紮関係で配置されるように、前記コードと前記管状要素との間に相対的滑動を与えて、内視鏡の身体器官中への単回挿入中に制御された順序で各弾性リングを移動させる手段であって、内視鏡の作用チャンネルに通され、前記管状要素内に配置された前記コードにその１端部において接続した可撓性ライン要素を含み、ライン要素の他方の端部に引張り力が及ぼされて、各隣接弾性リング対の間に緩い状態で配置されるコードを前記管状要素上に滑動させるように、その後方端部において内視鏡を出す手段とを含む可撓性内視鏡器具。

40

【請求項６】

前記コードが、前記剛性管状要素に重複するその部分上に、一定の間隔をおいた一連のショルダーを包含し、そのショルダーの各々に対して前記弾性リングの異なる１つが隣接係

50

合してかつ前記剛性管状要素の遠位端部に面して配置され、コードの前記ショルダーの各々が他のコードの各々のショルダーと実質的に同一平面関係にある、請求項5記載の内視鏡結紮器具。

【請求項7】

前記コードの各々が、前記剛性管状要素に重複するその部分上に、一定の間隔をおいた一連の結節を包含し、その結節の各々に対して前記弾性リングの異なる1つが隣接係合してかつ前記剛性管状要素の遠位端部に面して配置され、コードの前記結節の各々が他の前記コードの各々の結節と実質的に同一平面関係にある、請求項5記載の内視鏡結紮器具。

【発明の詳細な説明】

本出願は1994年6月14日に発行された米国特許第5,320,630号の一部継続である。

10

発明の分野

本発明は病変を結紮するための器具に関し、さらに詳しくは、例えば消化管のような、身体の中空器官内の粘膜及び粘膜下組織の病変を結紮するための内視鏡器具に関する。

発明の背景

病変の内視鏡治療は現在、例えば電気焼灼、レーザー光凝固、及び内視鏡の作用チャンネルを貫通する針によって標的静脈瘤中に薬物を注入することを含む硬化療法のような、多様な技術を含む。広範囲に用いられ、ますます有望性を高めている他の技術は、粘膜及び粘膜下組織を弾性結紮系によって絞扼する、病変の結紮を含む。

弾性リングの適用によって身体組織の結紮を行うための多様な器具が先行技術において十分に知られている。これらの器具の一部は、それらの剛性とサイズとのために、身体の外 20
部領域又は浅い体腔に存在する病変の治療のみに適する。他の器具は、例えば、腹腔を手術によって開いたときの管の結紮のためのような、腹腔内の組織の結紮のために特に適する。

Van Hoornへの米国特許第3,760,810号は、2管を備え、一方の管が他方の内側に挿入され、内側管が外側管の前面から突出しているデバイスを含む内視鏡装備器具を開示する。外側管を内側管よりも前方に移動させて、弾性コードを動かして、結紮すべき組織の周囲に配置させるための手段も包含する。米国特許第4,257,419号では、痔核を結紮するための器具であって、フォトスコープの内側に嵌合した吸引管が、結紮リングが適用された場合に、吸引空隙中に痔核を吸引する手段を提供する器具が開示される。これらの器具の両方が外側領域に近い病変の治療に適した剛性デバイスであり、両方が単一病変を治療する 30
ための単一弾性リングのみを装備する。

先行技術には、例えば米国特許第4,257,420号と第4,471,766号に開示されるような、リング結紮のためにラパロスコープ補助手段を用いる器具であって、それぞれ単一弾性バンドを備え、組織をリング結紮に関して配置するために鉗子を用いる器具も存在する。

米国特許第3,870,048号には、ファローピウス管を掴むためにシリンダー中に滑動可能に取り付けられた鉗子を有し、組織結紮を行うために弾性リングを移動する手段を有するリングアプリータデバイスが開示される。このデバイスは複数の弾性リングを装備するが、その剛性が例えば消化管のような内部器官の深部の治療のために可撓性内視鏡と共にそれを用いることを妨げる。

米国特許第4,735,194号に開示された、結紮のために用いられる可撓性内視鏡器具は、外 40
側管とその中の往復移動可能な内側管とがその末端に固定された可撓性ファイバーオプティクス内視鏡を含む。内側管には後方移動を与え、内側管に内側管の周囲に固定された弾性リングを滑り離させて結紮を行わせるためにトリップワイヤー (trip wire) が固定される。この器具は消化管内の深部病変を結紮するために適するが、この器具の単回挿入中に1病変のみの治療に用いることができるに過ぎない。

しかし、多くの場合に、例えば食道、胃又は結腸のような、治療すべき器官には幾つかの病変が存在する。1個のみの弾性リングを装備した内視鏡器具を用いる場合には、同じ器官内の複数個の病変の治療は、病変の周囲に各弾性リングを配置した後に内視鏡を引き出し、各病変の周囲に弾性結紮リングを配置するようにこの操作を繰り返すために器官中に内視鏡を再挿入することを必要とする。

50

時間がかかる上に、出血性病変が存在する場合には血液損失という付随問題が生じることの他に、この操作の反復に付随する他の欠点も存在する。この器具は、体内から取り出したときに、血液及び粘液によって通常覆われている。さらに、器具を器官中に再挿入する度毎に、治療すべき病変の位置を再確認して、それに関して器具を配向することが必要になる。かなりの血液と粘液とが存在する幾つの場合には、器具の再配置が厄介で困難な仕事になる。

発明の概要

可撓性内視鏡器具は、内視鏡の挿入末端に共軸関係で固定された1対に管状要素の1つの管に取り付けられた複数個の弾性結紮リングを装備する。これらのリングは、身体器官中への内視鏡の単回挿入中に多重病変を治療するためには選択的に制御された時点において連続的に移動されるのに適する。内視鏡は、身体器官中の器具の配向を容易にするための照明/目視手段と、内視鏡の管状末端中に病変組織を抽出して、病変の結紮を促進する、物体が通されることができ、吸引力が与えられることができるチャンネルを含む長軸方向に伸びる管状通路と、可撓性作動ケーブルが挿入される作用チャンネルとを装備する。ケーブルは管状要素の1つに接続して、管状要素対の間に相互運動を与えて、制御された時間に弾性リングを連続的に内視鏡から移動させる(dislodge)ための手段として役立つ。弾性リングの各々は内視鏡から移動されて、病変と結紮関係に配置されることができ、このときに吸引チャンネルから与えられる吸引力によって病変組織が管状要素の最深部に引き込まれることができる、内視鏡の単回挿入中にリングの各々が身体器官内の多重病変の異なる1つに適用されることができる。

本発明の1実施態様では、管状要素はその内壁に螺旋状溝を備え、1端に内視鏡の挿入端部上に管状要素を取り付ける手段を備える。複数個の弾性結紮リングは延伸した状態で第2管状要素の周囲に取り付けられ、この第2管状要素は、第1管状要素中にねじり運動で挿入されたときに、各弾性リングの大きい部分を螺旋状溝のコイル中の異なるコイル内に配置させる。可撓性ケーブルと内側管状要素との間の駆動ギヤー結合によって、内側管状要素にケーブルの回転運動が与えられ、それによって、内視鏡の単回挿入中に多重病変を結紮するために弾性リングが1回に1つずつ移動されるのに適する。

第2態様では、第1剛性管状要素が内視鏡の挿入端部にそれと共軸関係で取り付けられている。可撓性材料の第2管状要素は剛性管状要素上に配置され、その第1外側部分は剛性管状要素上にスリーブ付けされ(sleeved)、第2部分は剛性管状要素の自由端部上に折り畳まれることによって剛性管状要素内に挿入される。弾性リングは可撓性管状要素の外側部分の周囲に延伸した状態で、相互に対して並列に間隔をおいた関係で配置される。可撓性ケーブルを可撓性管状要素の内側第2部分に直接結合することによって、ケーブルを引っ込めて、外側スリーブ部分の大部分を剛性管の自由端部上に引っ張って、剛性管状要素の内部に引き入れることができ、それによって、可撓性ケーブルを引っ込めることによって制御される時点に弾性リングが剛性管状要素の端部上を通過するにつれて1回に1つずつ弾性リングを内視鏡から移動させることができる。

第3実施態様では、剛性管状要素を内視鏡の挿入端部に取り付けて、管の内側の同じ箇所において一緒に結合した複数個のコードがその遠位端部上に折り畳まれ、その自由末端部分は管の長軸方向に伸び、管の軸に関して相互に対して角度的に間隔をおいて配置される。複数個の弾性リングは管の周囲に延伸した状態で管上に及び、管上に存在するコード上にも長軸方向に間隔をおいた位置に配置される。各コードはコード上の所定の間隔をおいた位置に結節を有し、各結節に対して弾性リングが配置される。内視鏡の作用チャンネルに通され、この相互結合点においてコードに結合するトリップワイヤー又はトリップラインによって、コードが引き込まれて、リングを管の遠位端部上に制御した順序で引っ張ることができる。隣接弾性リングの各対の間にコードの緩み長さを与え、この緩み長さが管の遠位端部からその対の最も遠いリングまでの距離に等しいか又はそれを越えることによって、小さい引っ張り力によって管からリングを移動させることができる。

【図面の簡単な説明】

図1は本発明の好ましい実施態様を表す内視鏡結紮器具の一部断面の縦断面図であり；

10

20

30

40

50

図2は図1の内視鏡結紮器具の挿入端部の前面平面図であり；

図3は図2の切断ライン3-3に沿って切断したときの器具の末端部分の断面図であり；

図4は、内視鏡の挿入端部に固定された管状要素アセンブリの管状要素内の遊星ギヤーとその結合点における可撓性作動ケーブルの末端部分の詳細を示す部分図であり；

図5は図3の切断ライン5-5に沿って切断したときの内視鏡の挿入端部の断面図であり；

図6は内視鏡の挿入端部に固定された管状アセンブリの分解組み立て図であり；

図7は、病変に施用された本発明の器具の挿入端部を示す一部断面の部分図であり、器具の末端上の内側管状要素中に吸引によって病変組織が引き込まれる。

図8は図7と同じであるが、本発明の内視鏡器具の前端からそれが移動した後の病変周囲に施用された弾性結紮リングを示す。 10

図9は病変に対して絞扼関係で弾性結紮リングが施用された病変を示す；

図10は可撓性ケーブルの回転を選択的かつ自動的に制御するためのステップ-モーターを備えた、図1に示す内視鏡器具を示すブロック平面図であり；

図11は本発明の内視鏡の挿入端部に結合可能な管状アセンブリの変形の縦断面の部分図であり；

図12は図11の切断ライン12-12に沿って切断した断面図であり；

図13は弾性結紮リングを放出するためにアセンブリの管状要素対の間に与えられる相対運動の性質と方向とを示す、図11の管状アセンブリの拡大部分図であり；

図14は図13と同じ図であるが、図11の管状アセンブリの管状要素の外面に与えられたリブの変形を示す； 20

図15は図11~14に説明する本発明の実施態様の平面図であり；

図16は内視鏡に固定された剛性管に変位可能に取り付けられた弾性リングを有する内視鏡の挿入端部を示す、本発明の他の実施態様の透視部分図であり；

図17は図16の内視鏡の挿入端部に取り付けた装置の正面図であり；

図18は図17の切断ライン18-18に沿って切断した内視鏡の縦断面図であり、内視鏡の端部に結合した剛性管上の弾性リングの配置を示す；

図19は図16の内視鏡の端部に固定した管状要素の遠位端部を示す拡大部分図であり；

図20は図18と同じ図であるが、管から移動された弾性リングによって結紮されて吸引された病変を示す。 30

発明の詳細な説明

図面をさらに詳しく説明すると、図1では例えば消化管のような中空の身体器官の深部へのアクセスを可能にする長さの可撓性内視鏡器具10を示す。器具10は剛性構造の操作コントロール（operating control）区分11と、それから伸びて、消化管の深部に達するほど十分な長さである可撓性区分12とを有する慣用的内視鏡を包含する。可撓性区分12の遠位端部は内視鏡の挿入端部であり、内視鏡の目視端部14は、剛性操作制御区分11の末端であり、可撓性区分12に接続する剛性操作制御区分11の端部から遠く離れる。

内視鏡は、その挿入端部13から内視鏡の目視端部近くの出口（exit port）まで長軸方向に伸びる通路16~21を装備する。これらの通路は、光源からの光を伝達するファイバーオプティックケーブルが挿入される照明チャンネル16と、目視のためのファイバーオプティックケーブルを備えた目視チャンネル17と、物体が通過するか又は吸引力が施用されるチャンネル18とを含む。照明チャンネルと吸引チャンネルとは、目視端部14近くの操作制御区分11上の箇所内で内視鏡の側壁の側方延長部22を通して側方に出る。チャンネル16とチャンネル18とからのファイバーオプティックケーブルは、それらの出口箇所、アンビリカルケーブル23によって制御デバイスに接続可能であり、この制御デバイス（図示せず）は伝達オプティックケーブルに照明を与えるために及びチャンネル18をそれを通して吸引力を与えるための適当な手段に接続させるために適合する。ファイバーオプティック目視チャンネル17は内視鏡の目視端部14に達し、この目視端部14は目視レンズと、必要な場合には、その上にカメラを装着するためのアダプターとを装備する。

内視鏡はまた、作用チャンネル19を備え、この作用チャンネルは内視鏡を通してその挿入 50

端部11から側方延長部22における出口まで伸びる。作用チャンネル19はブランチ19aを包含し、このブランチ19aは斜めに伸びる突出部24を通して内視鏡の目視端部近くの第2出口まで伸びる。

図2に示す付加的チャンネル20と21はレンズを洗浄するために圧縮空気又は水のジェット流を与えるために用いられることができる。

図1～6に示す本発明の実施態様では、内視鏡の挿入端部は共軸に配置された管25、26のアセンブリを装備し、その外側管26は内視鏡に好ましくは、図3に示すように、摩擦はめあいを与える管状アダプター27によって共軸関係で固定されるが、例えばねじ込み結合のような他の固定手段も適当に使用することができる。管26は照明と内視鏡の挿入端部からの視界とを強化するために透明なプラスチック材料製であることが好ましいが、例えばステンレス鋼のような、他の不活性な材料も適当である。管26はその取り付け端部に、その上への管状アダプター27の配置を容易にするためにフラストコニカル斜面 (frusto-conical bevel surface) 28を備える。アダプター27は例えばプラスチックのような可撓性材料であり、管26上に気密にスリーブ付けされることを可能にする内径を有することが好ましい。結合をさらに強化するために、アダプター27は内側環状フランジ31を装備し、このフランジは管26の外部の表面の周囲からの適応 (accommodating) 環状溝中に嵌合するのに適合し、それによってアダプター27を管26に固定する。

アダプター27の内壁は、その他方の端部において、内視鏡の端部上にスリーブ付けされたときに内視鏡へのそのグリップを強化するために歯のような縁を形成する、一連の外方へ分岐する (outwardly diverging) フラスト - コニカル溝付き表面34を有して形成される。さらに、アダプター27は内側環状ラッチフランジ (latching flange) 36を装備し、このラッチフランジは内視鏡の外面の周囲に形成されたラッチ溝37に嵌合するのに適合する。

外側管26の内壁は、その遠位端部からその長さの大部分にわたって伸びる螺旋状溝40を有して形成される。その取り付け端部近くで、外側管26の内壁は内側環状フランジ41を有して形成される。

内側管状要素25は前方端部42と後方端部43とを有し、細長い (elongate) 第1部分44と、環状シリンダー形状で半径の大きい、短い隣接部分45とを含む。環状要素25は細長い管状区分44と大きい直径区分45との接合点に形成された外側環状ショルダー46を有する。管状要素25は内側環状ショルダー47をも備え、これは区分45の孔と細長い区分44のより小さい孔との接合点に形成される。

細長い区分44はセグメント化円の形状の放射状断面と、管状要素25の前方端部42から放射状ショルダー46まで伸びる細長い平らな表面部分の特徴とする外側シリンダー表面とを有する。

内側管状要素25は複数の弾性結紮リング50のキャリアとして役立ち、リングは延伸した状態で細長い区分44の周囲に、相互に対して並列関係でかつ区分44に関してスリーブ付け関係で取り付けられる。弾性リング50は典型的にはゴム材料製又は不活性で無毒なプラスチック組成物製である。

管状要素25はまた環状遊星ギヤー52も装備し、これは環状区分45の孔中にそれと共軸関係で嵌合する。ギヤー52は管状要素25の一体部分として製造することも、別々に形成して、適当な接着剤によって、放射状ショルダー47及び環状区分45の内側シリンダー壁に結合することもできるが、他の固定手段も使用可能である。管状要素25、26の内部と吸引チャンネル18との完全な連通を保証するために、放射状ショルダー47に開口49も形成される。

図3に示すように、完全に組み立てたときに、遊星ギヤーの歯は、内視鏡の作用チャンネル19に挿入される可撓性鋼ケーブル55 (好ましくは、単一ワイヤー) の端部上に結合アダプター54によって取り付けられた駆動ギヤー53とかみあい係合する。ケーブル55は作用チャンネル区分19aを通して伸び、そこでケーブル55の軸方向の回転を手動で行うために例えばノブ (knob) 56のような回転制御手段を備えられる。

アダプター54は、ケーブル55の方形端部を受容する長方形横断面のソケットキャビティを特徴とするソケット58を装備する、1端部において拡大したシャフト57を含む。他方の端

10

20

30

40

50

部では、シャフト57は管25の内側に嵌合した横方向サポート60上に回転のためにジャーナルされる。シャフト57は駆動ギヤー53ともかみあい、駆動ギヤー53はシャフト57にそれと共軸関係に圧力ばめによって又は任意の適当な結合手段によって固定される。弾性スペーサー59もシャフト57の周囲にスリーブ付けされ、スペーサー59は駆動ギヤー53及びソケット58の1端部と隣接係合する。

図3に示すように、保持リング61が内側管状要素25の末端にそれと共軸関係で、かつ管状要素25の後方端部と遊星ギヤー52との両方と隣接係合して装備される。保持リング61はその外面に周囲溝62を備え、この周囲溝62は管状要素25の環状フランジ41を受容し、適所において保持リング61をラッチする(latch)。

器具10の組み立て時に、内側管状要素25を外側管状要素26に挿入する前に、弾性結紮リング50は内側管状要素25上に配置しなければならない。これは管状要素25,26を内視鏡に取り付ける前にも行われる。弾性結紮リング50は弛緩状態にあるときに、典型的な内視鏡では約9mm~13mmの範囲内である、内視鏡の挿入端部の直径よりも小さい直径を有する。リング50は延伸した状態で管状要素25の細長い区分44上に相互に対して並列関係でかつ区分44に対してスリーブ付け関係で配置される。次に、管状要素25は軸方向に外側管状要素26の取り付け端部に通してねじり運動で挿入され、それによって内側管状要素25の平面の頂上に存在するその一部を除いて、各弾性リングは螺旋状溝の次の隣接コイル中の隣接弾性コイルに対して間隔をおいた関係で螺旋状溝40のコイル中に配置される。

要素26に固定された管状アダプター27と共に管状要素25、26を含む管状アセンブリを次に内視鏡の挿入端部にスリーブ付けして、遊星ギヤー52と駆動ギヤー53とが相互とかみあい駆動係合し、管状要素26の取り付け端部は内視鏡の挿入端部に隣接するようにする。

患者を治療するときには本発明の内視鏡器具を最初に例えば消化管のような罹患器官に挿入し、内視鏡の挿入端部を消化管内の病変の近くに配置する。しかし、場合によっては、器具の挿入の前に内視鏡オーバーチューブ(overtube)(図示せず)を消化管に挿入してから、器具をオーバーチューブに通して挿入する。いずれの場合にも、次に、例えば図7に示す病変77のような、標的病変を検出するために器具を配向させて、管状要素25の遠位端部が病変部位に接触するまで操作者の制御下で器具を進めて、標的病変に対して囲む関係に配置する。

次に、吸引力を吸引チャンネル18を通して加えて、図7に示すように、病変組織を内側管状要素25中に完全に引き入れる。次に、操作者が手動で、ケーブル55と内側管状要素25とを螺旋状溝40の螺旋状の前方方向に回転運動させ、それによって弾性リング50の1つが器具から移動されて、図8に示すように、標的病変の基部の周囲に結紮関係に置かれるまで、弾性リング50が螺旋状溝40の壁によって管状要素25の表面に沿って駆動されるようにする。次に、図9に示すように、病変組織の周囲から器具10の端部を引き離す。

管状要素25の軸方向回転を続けることによって、さらに多くの弾性リングが器具から移動されることができると理解すべきである。したがって、本発明の内視鏡器具は器具の単回挿入中に多重病変の連続結紮を可能にする。出血していない患者では、消化管の最深部で結紮治療を開始し、次にその最も近くで続け、病変組織の周囲に配置された弾性バンドが器具の運動によって妨害されないようにする。それ故、この器具は多重病変の治療を容易にし、器具の取り出し、再挿入及び各病変の治療のための弾性リングの再装填の必要性を軽減する。

場合によっては、特に視界が不明瞭である場合には、器具の操作者は1個の弾性リングを、単一標的病変を結紮する場合には1個のみの弾性リングを移動させるために必要である、可撓性ケーブル55の正確な回転量を確認するのが困難である可能性がある。これに関して、正確な量での数段階のケーブル55の軸方向回転を可能にする本発明の変形は、図10に概略的に示すような、内視鏡器具70によって表される。器具70は、可撓性ケーブル55に軸方向回転を与える手段を除いてあらゆる点で器具10と同じであり、同じ要素には同じに番号を付ける。ケーブル55の手動回転を可能にするノブ56の代わりに、器具70はステッピングモーター72と、正確に制御された量でのケーブル55の回転の制御装置74とによって表される自動手段を備える。制御装置74とモーター72とは電源76から電力を受容するように接

10

20

30

40

50

続する。正確な時間間隔にわたってステッピングモーター72に動力を与えるように、足ペダル式トリガースイッチ75が操作者によって用いられて、この時間中に最も遠位の弾性リング50が管状要素25の端部から押し出されるように管状要素25に沿って正確な距離、弾性リングを移動させる量だけ可撓性ケーブル55が軸方向に回転し、次に残りのリングが管状要素25の端部から押し出され、残留リングは管状要素上に保持される。実際に、モーター操作の正確な時間間隔は弾性リングを螺旋状溝40の隣接コイル間の距離に相当する距離だけ移動させる。

それ故、内視鏡器具70が操作者に弾性リング50が器具から移動される時間を正確に制御し、標的病変を結紮するときに1個のみの弾性リングが移動されることを保証する手段を与えることを理解すべきである。それ故、操作者は連続的に他の弾性リングを、操作者が制御した時点において移動させることができ、それによって、多重の病変を器具の単回挿入中に結紮することができる。

10

内視鏡器具80によって表される、本発明の他の実施態様は図11～15に開示する。内視鏡器具80は器具10及び70とは、内視鏡の挿入端部に固定された管状アセンブリの性質と操作において異なるが、他の点では同じである。図11に示すように、剛性管81は内視鏡の挿入端部と共軸関係で、好ましくはスリーブアダプター82によって固定される。例えば商業的製品のKevlar又は他の非弾性材料のような非弾性材料の管状テキスタイル(textile)要素83を剛性管81に取り付けて、要素83が管81の遠位端部上に折り畳まれ、その第1部分83aは管81上にスリーブ付けされ、その第2部分83bは管81の内側に、管81と実質的に共軸で配置される。

20

図11に示すように、複数個の弾性結紮リング50aが管状要素83の部分83aの周囲に一周する関係で延伸した状態で配置される。部分83aのテキスタイル材料はそれを一周する関係で、好ましくは、それぞれが弾性リング50aを受容するのに適した、複数個の均一間隔環状くぼみ又は溝85を画定するように対をなして配置された、複数個の隆起84を有する外面を備える。それ故、弾性リング50aは管状部分83a上に均一な並列で間隔をおいて維持される。

テキスタイル管状要素83の第2部分83bの端部は剛性環状リングクランピングアセンブリ86を装備し、これに管状要素83のテキスタイル布帛が固定される。クランピングアセンブリ86は外側保持リング86aと、外側保持リング86aの内径よりは小さい外径であり、管81の遠位端部からその中へ挿入可能である内側クランピング86bとを含み、それらの間でテキスタイル管状要素83の部分83bをクランプすることができる。好ましくは、外側リング86aの内壁は環状共軸溝87を有して形成され、内側リング86bの外壁は例えば内壁との間にテキスタイル要素83を保持するのに役立つような順応する形態と位置の環状隆起88を有して形成される。外側リング86aは少なくとも3個のセンタリング突起90を備え、これらは均一な角度間隔で配置され、リング86aを管81と共軸関係にかつ管81内に緊密な摩擦はめあいで維持するのに役立つ。

30

図11に最も良く見られるように、アダプター82は管81の取り付け端部上の環状ベベル表面89上にスリーブ付けされ、剛性管81の外面周囲に形成される環状溝92中でラッチする内側環状フランジ91を装備する。その他方の端部では、アダプターは図1の実施態様におけるアダプター27に関して述べたと同様に内視鏡の挿入端部と圧力ばめ結合するように設計されるか又は、必要な場合には、ねじを備えられることができる。

40

図1の実施態様に示したケーブル55と同様でありかつ同様に内視鏡の作用チャンネルに通される可撓性ケーブル55aは、クランピングリング86aの内壁に内側フランジ93に取り付けられる。図11と12に最も良く見られるように、ケーブル55aの1端部は、それと係合してスウェーピングする(swaged)スリーブ要素94の1端部から内側に形成される軸方向ブライン孔に配置される。

その他方の端部において外面にねじ山を形成されるスリーブ要素94はフランジ93の開口に挿入されて、そのねじ山付き端部上でナット95によって固定される。したがって、図11に示すように、ケーブル55を右方向に引っ張ることによって、剛性管81の内部に存在する、テキスタイル管状要素83の部分83bは増大し、管81の外部に存在する部分83aは減少する。

50

剛性管81に対する可撓性管83の相対的運動は図13の矢印によって説明する、この矢印は管81の遠位端部上を滑動するテキスタイル管状要素83を示す。この運動が増加すると、弾性結紮リング50aの最大遠位リングが管81の遠位端部上を通して、管81から放出される。管81、83のアセンブリが標的病変を囲む関係で配置され、病変組織が前述したような方法で吸引によって管83中に引き込まれると、図9に示したような病変の結紮が容易に達成されることを認識すべきである。

単一結紮リング50aのみが各病変の治療のために器具80から放出されることが重要であり、これに応じて、ケーブル50aの移動を測定しなければならない。1病変を処理した後に、他の病変を囲む関係に器具を再配向させて、操作を繰り返すことができる。したがって、器具の単回挿入中に多重の病変を結紮することができる。大抵の適用では、器具に少なくとも6個の弾性リング50aを装備すべきである。

10

図15では、リール96に取り付けたケーブル55aを示す、これによってケーブル55aを所定距離だけ移動させて、単一結紮リング50aのみを放出させるように、ケーブル55aの指標付き(indexed)回転を設計する。明らかに、この移動は手動でも、ケーブル55aの正確な軸方向移動を制御するために用いられる他の方法によっても制御されることができる。

テキスタイル管状要素83の外面上の隆起84の配置の変化を図14に示す。要素83のこの変形では、弾性リング50aを要素83上に均一な間隔をおいて配列するために単一隆起84のみを用いる。リング50aは、各々が管状アセンブリの遠位端部方向に面する、隆起84の側と隣接係合するように設置され、器具が身体器官中へ挿入されるにつれて、リングの移動は妨げられるか又は混乱される。

20

図11~15に開示される本発明の実施態様では、スリーブ要素83を管81の遠位端部上に引っ張り上げるために要する力は弾性リングの数に比例して増加するので、内視鏡の挿入端部上に取り付ける部品と、スリーブ83と管81との間に滑動を与え、1度に1個のみのリングが放出されることを保証する正確な滑動量を得るための要素部品とに関しては強くて丈夫な構成を用いなければならない。スリーブと全ての弾性リングとを管の遠位端部方向に引っ張るほど強力でなければならない、第1リングを放出させる力は、管から最後の残留弾性リングを放出させるために要する力よりかなり大きい。

図16~19に開示する内視鏡器具100によって表される本発明の第3実施態様は、図11~15に開示したスリーブ変形(version)の最後のリングの放出に要する力に匹敵するような、弾性リング放出に要する引っ張り力を必要とする。図16に最も良く見られるように、透明な剛性管101を内視鏡100の挿入端部に、内視鏡の挿入端部との摩擦はめあいを生じるアダプター区分102によって取り付ける。内視鏡100は複数個の可撓性の実質的に非弾性ひも状コード103を装備し、これらのコードの各々は管101の遠位端部上に折り畳まれ、管の外面上に置かれる第1部分と、管の内部に配置される第2部分とを包含する。管の内側のコード103の端部は可撓性ライン105の1端部にその上に置かれることによって又はアダプターコネクタ106の使用によって固定される。可撓性ライン105は、コード103とのその結合から、内視鏡の作用チャンネル19に通され、ライン105の出口末端部分にハンドルを装備するとができるように、内視鏡の後方端部近くから出る。

30

図17に最も良く見ることができるよう、コード103は管101の長軸107の周囲に好ましくは均一な角度間隔を置いて配置される。複数個の弾性結紮リング50は管101の周囲にスリーブ付き関係で(in the sleeved relationship)でかつ複数個のコード103に関しては重複関係で延伸した状態でそれぞれ配置され、コードをそれによって管101に対して維持する。

40

リング50が管状要素の長軸方向において相互から、遠位端部108から徐々に大きくなる距離で間隔を置いて配置されることを図16、18及び20において注目すべきである。各コード103は一連の、長軸方向に間隔を置いた結節109をも装備し、各結節に対して弾性リング50が結節の前方側に配置される。前記コードと管状要素との間に滑動を与える手段は可撓性要素105によって与えられ、この要素によって、この要素が管状要素101内のコード103の端部に結合するために、その外側端部に引っ張り力が及ぼされて、望ましく制御された順序で各弾性リングを放出させるようにコードと管状要素の間の滑動が生じる。引っ張り力

50

が与えられるときに、管状要素の遠位端部からリングが放出されるまで、結節109は弾性リングとコードとの間に相対運動を妨げるショルダーとして作用する。

図16に最も良く示されるように、各コード103は各隣接弾性リング対の間のコードセグメントを包含し、これは緩い状態で前記対の間の距離プラス管101の遠位端部から遠位端部108に最も近い対のリングまでの距離に等しい長さである。それ故、コードが対の前方リングを管の遠位端部まで移動させ、管から放出させる距離だけ引っ張られるときに、コードのこの緩い長さは残留弾性リングの移動を阻止するために充分であることが認められるであろう。それ故、リングを放出させるために必要な引っ張り力は、単一リングを移動させるために必要な力であり、この必要な力は追加のリングを放出するときに増大しないことに注目すべきである。

10

図16と18に示すように、コード03と弾性リング50とを剛性管101上に負荷させて、剛性管101上に配置した後に、コード103と管101との上に緩く適合させるためにプラスチック又はテキスタイル材料の可撓性スリーブを配置することは望ましい選択である。このようなスリーブは、内視鏡の可撓性区分12に1端部において取り付け、コード103と弾性リングとの上を管101のほぼ遠位端部まで伸ばす場合に、内視鏡の使用し又は使用の準備をしたときのリング間の緩いセグメント又はコードのループの“スナッキング（snagging）”を防止するために役立つ。

本発明の好ましい実施態様の上記記載が例示と説明のために提供されたものであり、本発明を開示された正確な形に限定しようと意図されたものでないことを理解すべきである。例えば、ケーブル55aの移動を正確な数段階で制御するためにモーター制御装置を装備することができ、また弾性結紮リング50又は50aの数は本明細書に説明した数よりも多いことも少ないことも可能である。幾つかの場合には、リング50aを隆起84の無いテキスタイル管状要素上に配列することもできる。それ故、種々な材料及び構造の変化が当業者によって、本発明の要旨から逸脱せずになされうることを理解すべきである。

20

【図2】

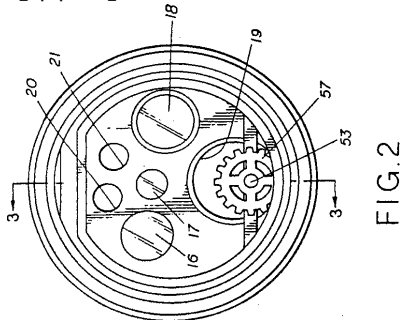


FIG. 2

【図4】

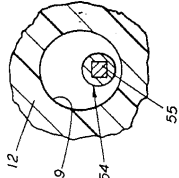


FIG. 4

【図1】

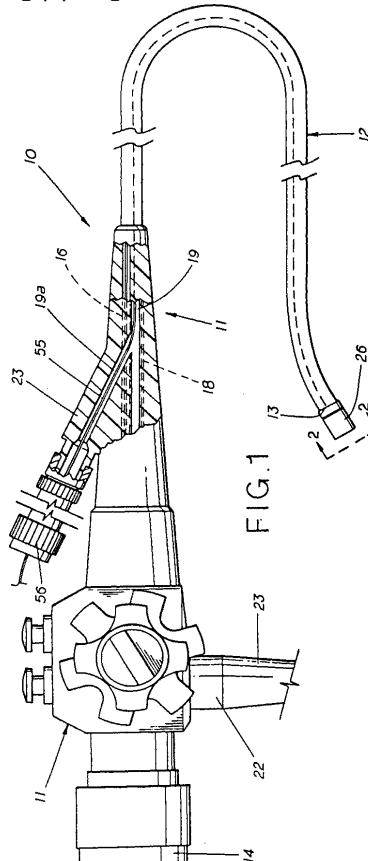
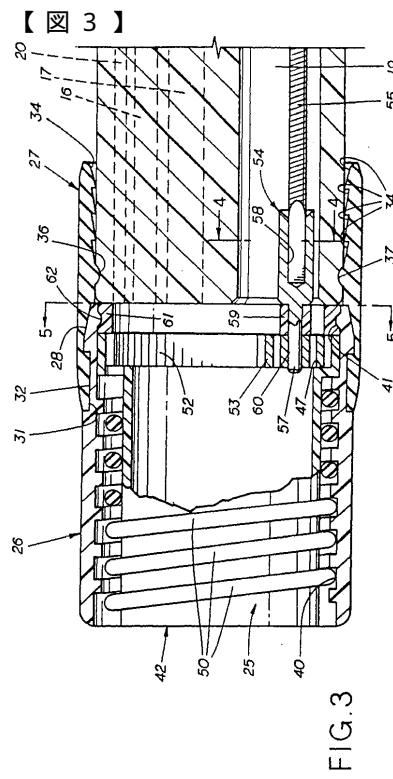
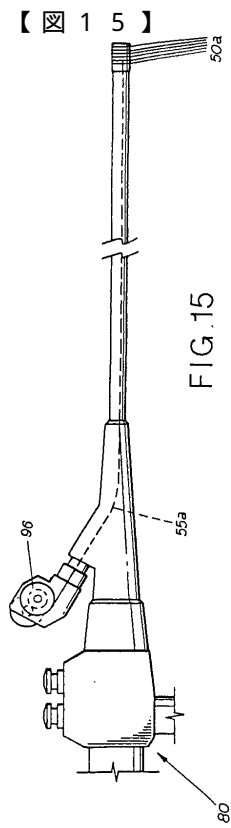
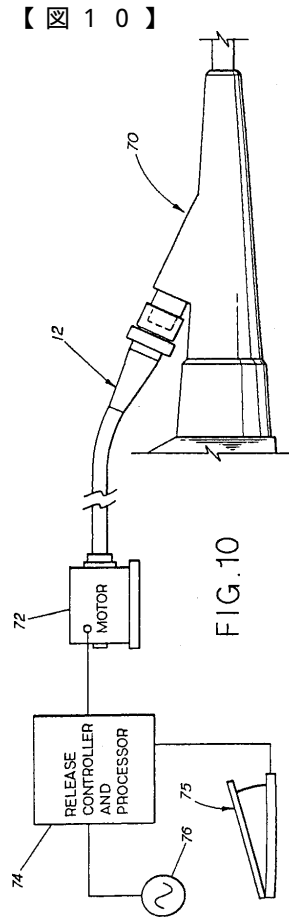
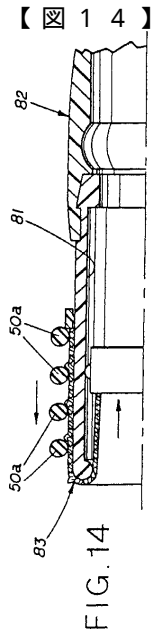
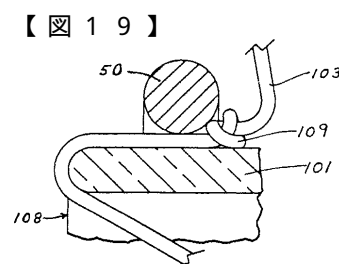
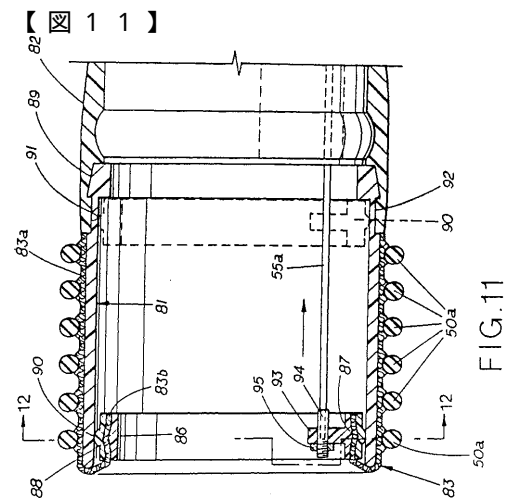
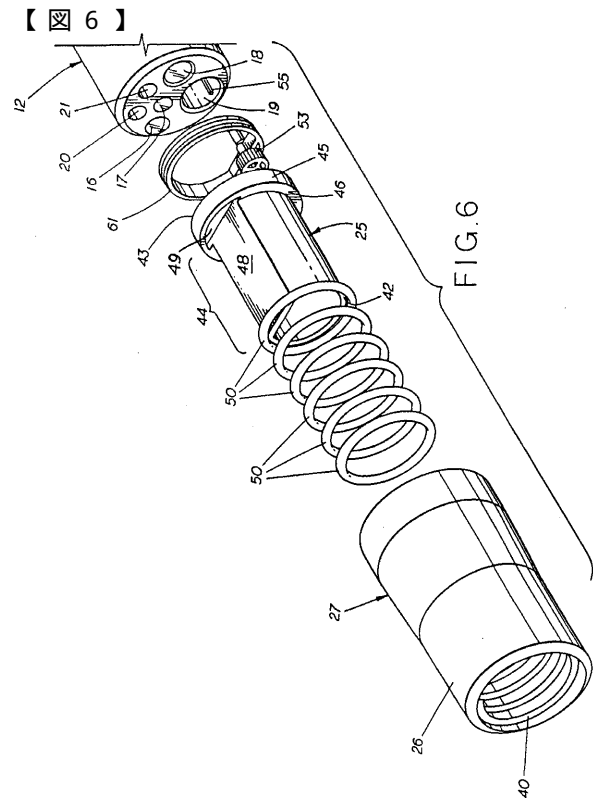
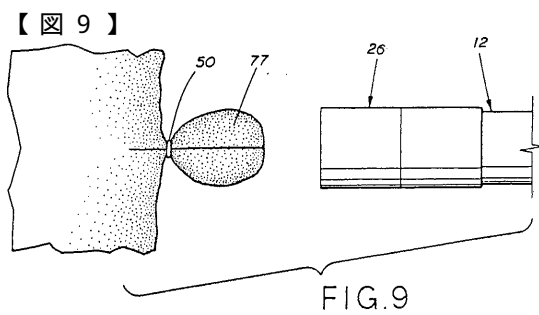
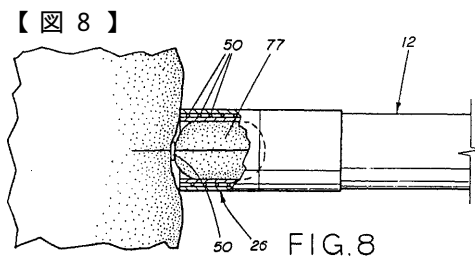
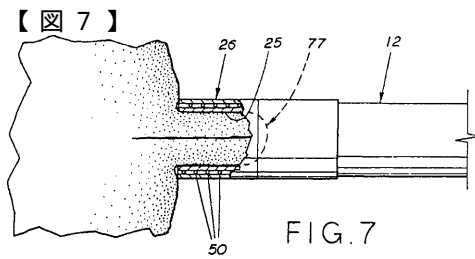
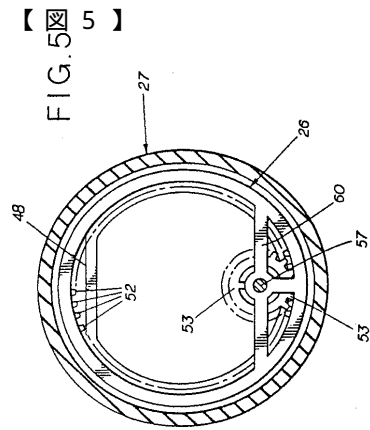
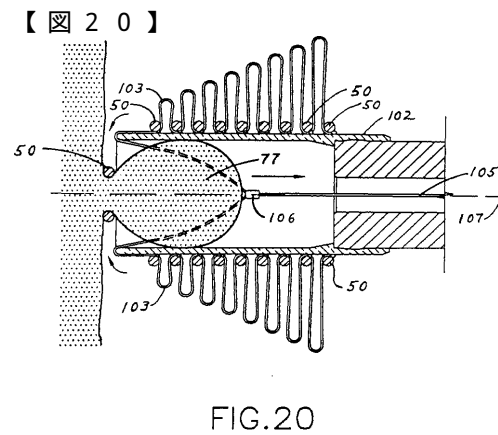
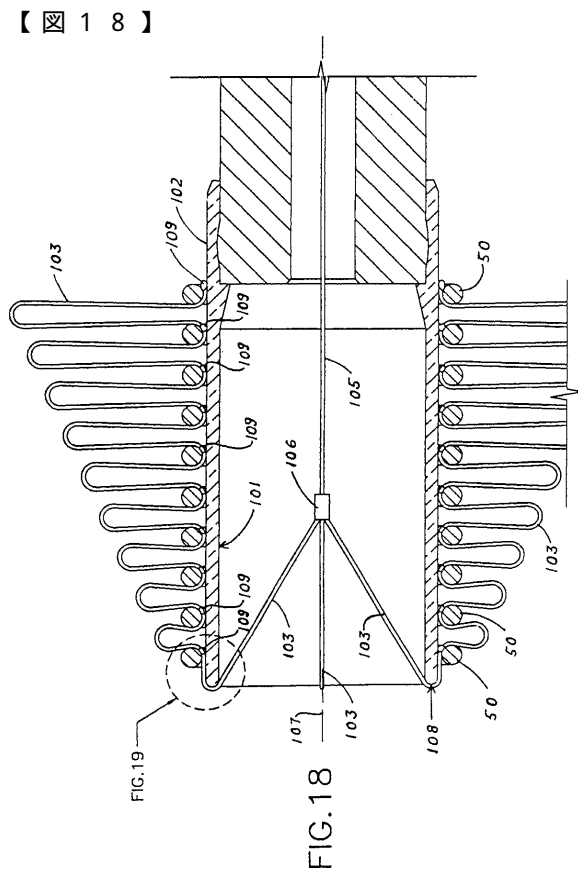
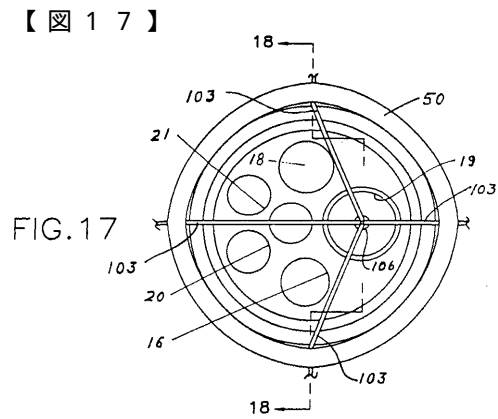
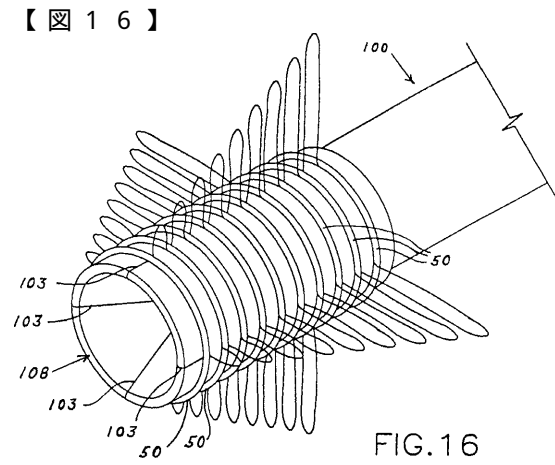
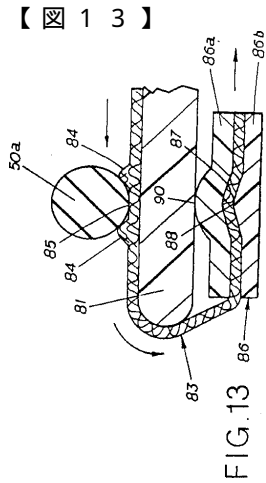
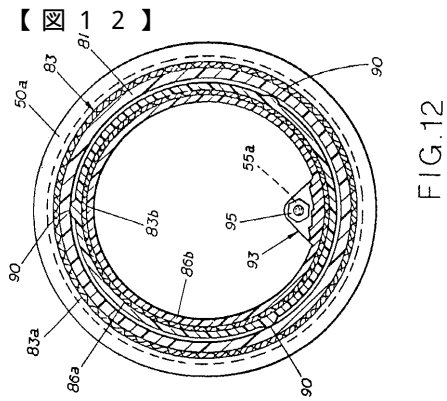


FIG. 1







フロントページの続き

(74)代理人

弁理士 栗田 忠彦

(74)代理人

弁理士 小林 泰

(74)代理人

弁理士 佐久間 滋

(72)発明者 アメド, ムニール

アメリカ合衆国サウス・カロライナ州 2 9 6 4 9 , グリーンウッド, ハルティワンガー・ロード
5 0 1

審査官 岡崎 克彦

(56)参考文献 米国特許第 5 3 9 8 8 4 4 (U S , A)

米国特許第 5 2 6 9 7 8 9 (U S , A)

米国特許第 5 1 0 0 4 1 9 (U S , A)

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, D B 名)

A61B 17/00 - 18/28