

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2009-521278

(P2009-521278A)

(43) 公表日 平成21年6月4日(2009.6.4)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/00 3 2 0	4 C 1 6 0
A 6 1 B 17/08 (2006.01)	A 6 1 B 17/08	
A 6 1 B 17/10 (2006.01)	A 6 1 B 17/10	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 88 頁)

(21) 出願番号	特願2008-547592 (P2008-547592)	(71) 出願人	508188581
(86) (22) 出願日	平成18年12月21日 (2006.12.21)		ネオトラクト インコーポレイテッド
(85) 翻訳文提出日	平成20年8月21日 (2008.8.21)		アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4
(86) 国際出願番号	PCT/US2006/048962		5 8 8 プレザントン ウィロウ ロード
(87) 国際公開番号	W02007/075981		4 4 7 3
(87) 国際公開日	平成19年7月5日 (2007.7.5)	(74) 代理人	100082005
(31) 優先権主張番号	11/318, 246		弁理士 熊倉 禎男
(32) 優先日	平成17年12月22日 (2005.12.22)	(74) 代理人	100088694
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 弟子丸 健
		(74) 代理人	100103609
			弁理士 井野 砂里
		(74) 代理人	100095898
			弁理士 松下 満
		(74) 代理人	100098475
			弁理士 倉澤 伊知郎

最終頁に続く

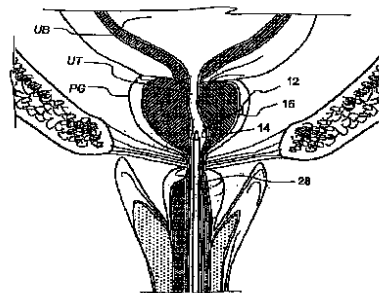
(54) 【発明の名称】 組織又は解剖学的構造の牽引、持ち上げ、圧縮、支持、又は復位を行うためのデバイス、システム、及び方法

(57) 【要約】

【課題】組織又は解剖学的構造の牽引、持ち上げ、圧縮、支持、又は復位を行うためのデバイス、システム、及び方法を提供する。

【解決手段】病気又は疾患の治療の目的、及び／又は美容又は再建の目的、及び／又は研究及び開発の目的、及び他の目的で、人間又は動物の被験者の体内で、組織、器官、解剖学的構造、移植組織又は他の構造を牽引し、持ち上げ、圧縮し、支持し、又は復位するためのデバイス、システム及び方法を提供する。

【選択図】図 1 J



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

人間や動物の被験者の体内の器官又は組織の牽引、持ち上げ、圧縮、支持、又は復位を行うためのシステムにおいて、

コネクタが取り付けられた第 1 アンカーと、

前記第 1 アンカーを被験者の体内の第 1 位置に送出し埋め込むのに使用できる第 1 導入器と、

前記コネクタ上で前進できる第 2 アンカーと、

前記第 2 アンカーを前記コネクタ上で第 2 位置まで前進し、前記第 2 アンカーを前記コネクタに取り付けるのに使用できる第 2 導入器とを含む、システム。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載のシステムにおいて、

前記コネクタは縫糸を含む、システム。

【請求項 3】

請求項 1 に記載のシステムにおいて、

前記第 1 アンカーは細長いチューブ状部材を含み、この細長いチューブ状部材は、長さ方向全長に亘って延びる内腔と、先端開口部と、基端開口部と、前記基端開口部から、前記基端開口部と前記先端開口部との間の所定の位置まで延びるスロットとを有する、システム。

20

【請求項 4】

請求項 3 に記載のシステムにおいて、

前記コネクタは、前記コネクタの先端が前記チューブ状部材の前記先端開口部を越えて外に延びるように前記チューブ状部材の前記内腔を通して延び、前記コネクタの前記先端は、前記先端開口部を通して引っ込めることができない、システム。

【請求項 5】

請求項 4 に記載のシステムにおいて、

前記コネクタが前記先端開口部を通して基端方向に引っ込められないようにするため、前記コネクタの前記先端に拡大領域が設けられている、システム。

【請求項 6】

請求項 4 に記載のシステムにおいて、

前記コネクタが前記先端開口部を通して基端方向に引っ込められないようにするため、前記コネクタの前記先端に結び目が結んである、システム。

30

【請求項 7】

請求項 3 に記載のシステムにおいて、

横部材が前記先端開口部を横切って延び、前記コネクタは、前記チューブ状部材の内腔から引き出されないように前記横部材に取り付けられている、システム。

【請求項 8】

請求項 3 に記載のシステムにおいて、

前記チューブ状部材は、前記チューブ状部材の前記内腔内に突出した一つ又はそれ以上の突出部を更に含み、前記突出部は、前記コネクタが前記チューブ状部材の内腔から引き出されないように前記コネクタと係合する、システム。

40

【請求項 9】

請求項 3 に記載のシステムにおいて、

前記コネクタは、前記体内への送出中、前記チューブ状部材の前記内腔を通して同軸に、その基端開口部の外に延び、

前記チューブ状部材を被験者の体内に送出した後、前記スロットを通して前記コネクタを引っ張り、前記チューブ状部材は、その長さ方向軸線が前記コネクタの隣接部分に対してほぼ垂直な位置をとる、システム。

【請求項 10】

請求項 1 に記載のシステムにおいて、

50

前記第 1 導入器は、被験者の体内に挿入できる細長いシャフトと、前記細長いシャフトから、組織を通して前記第 1 位置まで前進できる穿通子とを含み、前記穿通子を前記第 1 位置まで前進させた後、前記第 1 アンカー及びこのアンカーに取り付けられた前記コネクタを前記穿通子から展開できる、システム。

【請求項 1 1】

請求項 1 0 に記載のシステムにおいて、

前記細長いシャフトは前記被験者の尿道に挿入されるように形成されており、前記中空穿通子は、前記細長いシャフトから前立腺内に又は前立腺を通して前進できる、システム。

【請求項 1 2】

10

請求項 1 0 に記載のシステムにおいて、

前記穿通子は、尿道から前記前立腺を通して囊外の第 1 位置まで前進されるような大きさであり、前記第 1 アンカーは、前記前立腺の囊の外側と係合するように展開できる、システム。

【請求項 1 3】

請求項 1 0 に記載のシステムにおいて、

前記穿通子は、尿道から前記前立腺内に囊内の第 1 位置まで前進されるような大きさであり、前記第 1 アンカーは、前記前立腺の囊内に埋め込まれるように展開できる、システム。

【請求項 1 4】

20

請求項 1 0 に記載のシステムにおいて、

前記穿通子は、尿道から前立腺内に囊下の第 1 位置まで前進されるような大きさを備えており、第 1 アンカーは、前立腺内の囊内位置に埋め込まれるように展開できる、システム。

【請求項 1 5】

請求項 1 0 に記載のシステムにおいて、

前記第 1 アンカーは細長い部材を含み、この細長い部材は、最初は、穿刺経路を通して前進される際にコネクタの隣接部分と実質的に平行な第 1 方向で展開され、次いで、前記第 1 位置に埋め込まれた後、コネクタに対して実質的に垂直な第 2 配向に移動する、システム。

30

【請求項 1 6】

請求項 1 5 に記載のシステムにおいて、

前記第 1 導入器は、被験者の体内に挿入できる細長いシャフトと、穿通子内腔を持つ中空穿通子とを含み、前記中空穿通子は前記細長いシャフトから組織を通して前記第 1 位置まで前進でき、前記第 1 アンカーは、最初は前記中空穿通子の前記内腔内に前記第 1 配向で配置されており、次いで、前記中空穿通子の前記内腔の外に放出された後、前記第 2 配向に向きを変えることができる、システム。

【請求項 1 7】

請求項 1 に記載のシステムにおいて、

前記第 1 導入器は、更に、内視鏡を含む、システム。

40

【請求項 1 8】

請求項 1 7 に記載のシステムにおいて、

前記内視鏡は、前記穿通子の前進を見るために使用できる、システム。

【請求項 1 9】

請求項 1 に記載のシステムにおいて、

前記第 1 導入器は、更に、内視鏡を受け入れるためのチャンネルを含む、システム。

【請求項 2 0】

請求項 1 9 に記載のシステムにおいて、

内視鏡を受け入れるための前記チャンネルは、内視鏡を前記チャンネルに挿入でき、前記前記穿通子の前進を見るために前記内視鏡が使用されるように形成されている、システム。

50

ム。

【請求項 2 1】

請求項 1 9 に記載のシステムにおいて、

前記細長いシャフトは、尿道に挿入される大きさを備えており、前記チャンネルは膀胱鏡を受け入れる大きさを備えている、システム。

【請求項 2 2】

請求項 1 0 に記載のシステムにおいて、

前記穿通子は、前記細長いシャフト内に引っ込めることができ、組織を通る穿通路を残す、システム。

【請求項 2 3】

請求項 2 2 に記載のシステムにおいて、

前記穿通子を引っ込めた後、前記第 1 導入器を身体から取り外し、前記コネクタが取り付けられた前記第 1 アンカーを前記第 1 位置に埋め込まれたままにし、前記コネクタが前記穿通路を通して延びるようにすることができる、システム。

【請求項 2 4】

請求項 1 に記載のシステムにおいて、

前記第 1 導入器は、更に、前記細長いシャフトの前記基端にハンドピースが設けられている、システム。

【請求項 2 5】

請求項 2 4 に記載のシステムにおいて、

前記ハンドピースは、前記穿通子を前進するための第 1 アクチュエータと、前記第 1 アクチュエータを前記穿通子から展開するための第 2 アクチュエータとを含む、システム。

【請求項 2 6】

請求項 2 4 に記載のシステムにおいて、

前記第 1 導入器は、更に、内視鏡を挿入できるチャンネルを含み、前記ハンドピースは、更に、内視鏡チャンネル内の実質的に固定された位置に内視鏡に係止するために使用できる内視鏡ロックを含む、システム。

【請求項 2 7】

請求項 1 に記載のシステムにおいて、

前記第 2 アンカーは中空通路を持つ部材を含み、前記中空通路は、前記コネクタの基端を前記第 2 アンカーの前記中空通路に挿入できるように前記第 2 アンカーを貫通しており、前記第 2 アンカーは、前記第 2 アンカーが前記第 2 位置に達するまで、前記コネクタが前記中空通路を通して摺動するように前記コネクタ上で前進できる、システム。

【請求項 2 8】

請求項 2 7 に記載のシステムにおいて、

前記第 2 アンカーは、更に、前記コネクタが前記中空通路を通して摺動できるようにする非係止位置から、前記第 2 アンカーを前記コネクタ上の固定位置に係止する第 2 位置まで移動できる係止部材を含む、システム。

【請求項 2 9】

請求項 2 8 に記載のシステムにおいて、

前記係止部材は、係止ピンを含む、システム。

【請求項 3 0】

請求項 2 8 に記載のシステムにおいて、

前記係止部材は、前記コネクタと前記中空通路の内壁との間に食い込む楔エレメントを含む、システム。

【請求項 3 1】

請求項 3 0 に記載のシステムにおいて、

前記楔エレメントは細長いシャフトを含み、このシャフトから枝部即ちブリストルが延びている、システム。

【請求項 3 2】

10

20

30

40

50

請求項 28 に記載のシステムにおいて、

前記第 2 アンカーは、更に、係止位置まで前進させた後に前記係止部材と係合し、これによって前記係止部材をその係止位置に保持する係止部材係合面を含む、システム。

【請求項 33】

請求項 32 に記載のシステムにおいて、

前記係止部材係合面は、前記中空チャンネル内に延びるタブを含み、前記係止部材にはノッチが形成されており、前記係止部材をその係止位置まで前進させたとき、前記タブが前記ノッチに着座することによって前記係止部材をその係止位置に保持する、システム。

【請求項 34】

請求項 1 に記載のシステムにおいて、

前記第 2 導入器は、第 2 アンカー送出内腔を持つ細長いシャフトと、前記第 2 アンカーを前記第 2 アンカー送出内腔を通して及び前記コネクタ上で前進するためのブッシャとを含む、システム。

【請求項 35】

請求項 34 に記載のシステムにおいて、

前記第 2 導入器は、更に、前記第 2 アンカーを前記第 2 位置まで前進させた後、前記コネクタを前記第 2 アンカーの基端側の場所で切断するためのカッターを含む、システム。

【請求項 36】

請求項 34 に記載のシステムにおいて、更に、

前記細長いシャフトの前記基端にハンドピースが設けられており、該ハンドピースは、第 2 アンカーを前記コネクタ上で前進するための第 1 アクチュエータと、前記第 2 アンカーを前記コネクタ上に係止するための第 2 アクチュエータとを含む、システム。

【請求項 37】

請求項 35 に記載のシステムにおいて、更に、

前記細長いシャフトの前記基端にハンドピースが設けられており、該ハンドピースは、第 2 アンカーを前記コネクタ上で前進するための第 1 アクチュエータと、前記第 2 アンカーを前記コネクタ上に係止するための第 2 アクチュエータと、前記コネクタを切断するための第 3 アクチュエータとを含む、システム、システム。

【請求項 38】

請求項 27 に記載のシステムにおいて、

前記第 2 アンカーは、開放した基端及び側穴を持つ細長いチューブ状部材を含み、前記中空通路は、前記コネクタの前記基端を前記側穴に挿入でき、次いで前記第 2 アンカーを前記コネクタ上で前進できるように、少なくとも前記開放した基端から前記側穴まで延びており、前記第 2 アンカーを前記コネクタ上で前進させるとき、前記コネクタが前記第 2 アンカーの前記開放した基端の外に出る、システム。

【請求項 39】

請求項 1 に記載のシステムにおいて、

前記第 2 アンカーは、前記コネクタが通過する中空通路を含み、前記第 2 導入器は、更に、前記第 2 位置で、前記第 2 アンカーにクリンプ加工を施して前記第 2 アンカーを前記コネクタに係止するクリンプデバイスを含む、システム。

【請求項 40】

人間又は動物の被験者の組織に細長い部材を固定するのに使用できるデバイスにおいて、
フィラメントを通すことができる中空通路を持つアンカー本体と、
最初は、前記フィラメント上で前記アンカー本体を前進できる非係止位置に位置決めされ、前記フィラメントと係合することによって前記アンカー本体を前記フィラメント上の実質的に固定された位置に保持する係止位置に位置決めされる係止部材とを含む、デバイス。

【請求項 41】

請求項 40 に記載のデバイスにおいて、

10

20

30

40

50

前記細長い部材は、コネクタ部材、フィラメント、ストランド、糸、縫糸、ストリング、ワイヤ、半剛性部材、可撓性部材、弾性部材、非弾性部材、レジリエント部材、塑性変形可能な部材からなる群から選択される、デバイス。

【請求項 4 2】

請求項 4 0 に記載のデバイスにおいて、

前記係止部材は、係止ピンを含む、デバイス。

【請求項 4 3】

請求項 4 0 に記載のデバイスにおいて、

前記係止部材は、前記フィラメントと前記アンカー本体との間に食い込む楔エLEMENTを含む、デバイス。

10

【請求項 4 4】

請求項 4 3 に記載のデバイスにおいて、

前記楔エLEMENTは細長いシャフトを含み、このシャフトから枝部即ちブリストルが延びている、デバイス。

【請求項 4 5】

請求項 4 0 に記載のデバイスにおいて、

前記第 2 アンカー本体は、更に、係止位置まで前進させた後に前記係止部材と係合し、これによって前記係止部材をその係止位置に保持する係止部材係合面を含む、デバイス。

【請求項 4 6】

請求項 4 0 に記載のデバイスにおいて、

前記係止部材係合面は、前記中空チャンネル内に延びるタブを含み、前記係止部材にはノッチが形成されており、前記係止部材をその係止位置まで前進させたとき、前記タブが前記ノッチに着座することによって前記係止部材をその係止位置に保持する、デバイス。

20

【請求項 4 7】

請求項 4 0 に記載のデバイスにおいて、

体内に挿入でき且つ前記アンカー本体を前記フィラメント上で前記フィラメント上の所望の位置まで前進させるのに使用できる導入器と組み合わせ、前記係止部材をその非係止位置からその係止位置まで移動することによって前記アンカー本体を前記フィラメント上で前記所望の位置で係止する、デバイス。

【請求項 4 8】

請求項 4 7 に記載のデバイスにおいて、

前記導入器は、更に、前記アンカー本体を前記所望の位置まで前進させた後、前記フィラメントを前記アンカー本体の基端側の場所で切断するためのカッターを含む、デバイス。

30

【請求項 4 9】

請求項 4 7 に記載のデバイスにおいて、更に、

前記導入器の前記基端にハンドピースが設けられており、該ハンドピースは、前記アンカー本体を前記フィラメント上で前進するための第 1 アクチュエータと、前記係止部材をその非係止位置からその係止位置まで移動するための第 2 アクチュエータとを含む、デバイス。

40

【請求項 5 0】

請求項 4 8 に記載のデバイスにおいて、更に、

前記導入器の前記基端にハンドピースが設けられており、該ハンドピースは、前記アンカー本体を前記フィラメント上で前進するための第 1 アクチュエータと、前記係止部材をその非係止位置からその係止位置まで移動するための第 2 アクチュエータと、前記フィラメントを切断するための第 3 アクチュエータとを含む、デバイス。

【請求項 5 1】

請求項 4 0 に記載のデバイスにおいて、

前記アンカー本体は、開放した基端と側穴とを持つ細長い部材を含み、前記中空通路は、少なくとも前記開放した基端から前記側穴まで延びており、前記フィラメントの一端を

50

前記側穴に挿入でき、次いで、前記第 2 アンカーを前記フィラメント上で前進させたとき、前記フィラメントが前記第 2 アンカーの前記開放した基端の外に出るように、前記アンカー本体を、前記フィラメント上で前進できる、デバイス。

【請求項 5 2】

組織が、人間又は動物の被験者の身体の隣接した構造を狭窄したり、構造と干渉したりする状態を治療するためのシステムにおいて、

細長い張力部材と、

前記張力部材に第 1 位置で取り付けられた第 1 アンカーと、

とることができる複数の第 2 位置から選択された第 2 位置で前記張力部材に取り付けることができる第 2 アンカーとを含み、

前記第 2 位置の各々は、前記張力部材に加えられる張力量を変化させる、システム。

【請求項 5 3】

請求項 5 2 に記載のシステムにおいて、

前記張力部材は、縫糸を含む、システム。

【請求項 5 4】

請求項 5 2 に記載のシステムにおいて、

前記第 1 アンカーは、長さ方向に貫通した内腔と、先端開口部と、基端開口部と、前記基端開口部から前記基端開口部と前記先端開口部との間の所定の位置まで長さ方向に延びるスロットとを有する細長いチューブ状部材を含む、システム。

【請求項 5 5】

請求項 5 4 に記載のシステムにおいて、

前記張力部材は、前記張力部材の先端が前記チューブ状部材の前記先端開口部の外に延びるように前記チューブ状部材の前記内腔を通して延び、前記張力部材の前記先端は、前記先端開口部を通して引っ込めることができない、システム。

【請求項 5 6】

請求項 5 5 に記載のシステムにおいて、

前記張力部材が先端開口部を通して基端方向に引っ込められないように、前記張力部材の先端に拡大領域が設けられている、システム。

【請求項 5 7】

請求項 5 5 に記載のシステムにおいて、

前記張力部材が先端開口部を通して基端方向に引っ込められないように、前記張力部材の先端に結び目が結んである、システム。

【請求項 5 8】

請求項 5 5 に記載のシステムにおいて、

横部材が前記先端開口部を横切って延びており、前記張力部材は、前記チューブ状部材の前記内腔から引き出されないように前記横部材に取り付けられている、システム。

【請求項 5 9】

請求項 5 5 に記載のシステムにおいて、

前記チューブ状部材は、更に、一つ又はそれ以上の突出部を含み、これらの突出部は、前記チューブ状部材の前記内腔内に突出しており、前記張力部材が前記チューブ状部材の前記内腔から引き出されないように前記張力部材と係合する、システム。

【請求項 6 0】

請求項 5 5 に記載のシステムにおいて、

前記張力部材は、体内に送出されるとき、前記チューブ状部材の前記内腔を通して同軸にその基端開口部の外に延び、前記チューブ状部材を被験者の体内に送出した後、前記張力部材を前記スロットを通して引っ張り、前記チューブ状部材は、その長さ方向軸線が前記張力部材の隣接部分に対してほぼ垂直な場合に所定の位置をとる、システム。

【請求項 6 1】

請求項 5 2 に記載のシステムにおいて、

前記第 1 アンカーは細長い部材を含み、先ず最初に、前記細長い部材を、前記張力部材

10

20

30

40

50

の隣接部分と実質的に平行な第 1 配向で展開し、その後、前記張力部材の隣接部分と実質的に垂直な第 2 配向に移動する、システム。

【請求項 6 2】

請求項 5 2 に記載のシステムにおいて、

前記第 2 アンカーは中空貫通通路を持つ部材を含み、前記張力部材の基端を第 2 アンカーの前記中空通路に挿入でき、前記第 2 アンカーが前記第 2 位置に達するまで、前記張力部材が前記中空通路を通して摺動するように、前記第 2 アンカーを前記張力部材上で前進させることができる、システム。

【請求項 6 3】

請求項 6 2 に記載のシステムにおいて、

前記第 2 アンカーは、更に、前記中空通路を通して前記張力部材を摺動させることができる非係止位置から、前記第 2 アンカーを前記張力部材上の所定の固定位置に係止する第 2 位置まで移動できる係止部材を含む、システム。

【請求項 6 4】

請求項 6 3 に記載のシステムにおいて、

前記係止部材は、係止ピンを含む、システム。

【請求項 6 5】

請求項 6 3 に記載のシステムにおいて、

前記係止部材は、前記張力部材と前記中空通路の内壁との間に食い込む楔エレメントを含む、システム。

【請求項 6 6】

請求項 6 5 に記載のシステムにおいて、

前記楔エレメントは細長いシャフトを含み、このシャフトから枝部即ちブリストルが延びている、システム。

【請求項 6 7】

請求項 6 3 に記載のシステムにおいて、

前記第 2 アンカーは、更に、係止位置まで前進された後、前記係止部材と係合し、これによって前記係止部材をその係止位置に保持する係止部材係合面を含む、システム。

【請求項 6 8】

請求項 6 7 に記載のシステムにおいて、

前記係止部材係合面は、前記中空チャンネル内に延びるタブを含み、前記係止部材にノッチが形成されており、前記係止部材をその係止位置まで前進したときに前記タブが前記ノッチに着座し、これによって前記係止部材をその係止位置に保持する、システム。

【請求項 6 9】

請求項 5 2 に記載のシステムにおいて、

前記第 2 アンカーは、開放した基端と側穴とを持つ細長いチューブ状部材を含み、前記中空通路は、前記張力部材の前記基端を前記側穴に挿入できるように、少なくとも前記開放した基端から前記側穴まで延びており、前記第 2 アンカーを前記張力部材上で前進させるときに前記張力部材が前記第 2 アンカーの前記開放した基端の外に出るように前記第 2 アンカーを前記張力部材上で前進できる、システム。

【請求項 7 0】

人間又は動物の被験者の身体の内腔又はキャビティにステント治療を行うためのデバイスにおいて、

前記内腔又はキャビティ内に、又は前記内腔又はキャビティと隣接した組織に位置決めした少なくとも一つの支持部材と、

少なくとも一つの支持部材に取り付けた少なくとも一つの張力部材とを含み、前記少なくとも一つの張力部材には、前記少なくとも一つの支持部材により内腔にステント治療を行うのに十分な張力が加わっている、デバイス。

【請求項 7 1】

請求項 7 0 に記載のデバイスにおいて、

10

20

30

40

50

前記支持部材は、組織内に又は組織に対して固定されるアンカーを含む、デバイス。

【請求項 7 2】

縫系アンカー部材アッセンブリにおいて、

基端及び先端を持つ細長い縫系部材と、

前記縫系の前記先端に設けられた先端アンカーとを含み、前記アンカーは細長いバーを含み、このバーは、最初は、前記細長いバーが前記縫系の隣接部分と実質的に同軸の第 1 配向で、及び前記細長いバーが前記縫系の隣接部分に対して実質的に垂直な第 2 配向で配置できる、アッセンブリ。

【請求項 7 3】

請求項 7 2 に記載のアッセンブリにおいて、

10

前記先端アンカーは、開放した基端と、開放した先端と、前記開放した基端から前記開放した先端まで延びる内腔と、一方の側部に形成されたスロットとを持つチューブ状のバーを含み、前記スロットは、前記チューブ状のバーの前記基端から、前記バーの前記基端と前記先端との間の所定位置まで延びており、

前記縫系は、前記内腔を通して前記細長いバーの前記開放した先端の外に延び、前記縫系の前記先端には、前記縫系の前記先端が前記チューブ状のバーの前記内腔内に基端方向に引き戻されないようにする拡大部が形成されている、アッセンブリ。

【請求項 7 4】

請求項 7 3 に記載のアッセンブリにおいて、

20

前記先端アンカーがその第 1 配向にあるとき、前記縫系は、前記チューブ状のバーの前記内腔を通して同軸にその開放した基端の外に延び、

前記先端アンカーがその第 2 配向にあるとき、前記縫系は、前記チューブ状のバーの前記内腔を通して、その基端と先端との間の所定位置まで同軸に延び、次いでスロットの横方向に方向を変えて出る、アッセンブリ。

【請求項 7 5】

請求項 7 2、7 3、又は 7 4 に記載のアッセンブリにおいて、更に、

前記先端アンカーから所定距離離間された所望の位置で前記縫系部材に取り付けることができる基端アンカーを含む、アッセンブリ。

【請求項 7 6】

請求項 7 5 に記載のアッセンブリにおいて、

30

前記基端アンカーは、前記縫系部材が前記中空通路を通して延びるように中空通路が貫通した部材と、前記基端アンカーを前記縫系部材の前記所望の位置に係止するための係止部材とを含む、アッセンブリ。

【請求項 7 7】

請求項 7 6 に記載のアッセンブリにおいて、

先ず最初に、前記第 2 アンカーを前記縫系部材上で所望の位置まで移動できる非係止位置に前記係止部材を位置決めでき、次いで、前記基端アンカーを前記縫系部材に係止する係止位置まで前記係止部材を移動できる、アッセンブリ。

【請求項 7 8】

請求項 7 5 に記載のアッセンブリにおいて、

40

前記基端アンカーは、前記縫系部材の残りの基端部分を切断するための装置を追加に備えている、アッセンブリ。

【請求項 7 9】

人間の身体の内腔の形状を変更するためのシステムにおいて、

前記内腔に又は前記内腔の近くに配置された、前記内腔の少なくとも一つの領域に力を直接的に又は間接的に伝えることができる少なくとも一つの内腔連通エレメントと、

前記内腔の外側の一つ又はそれ以上の所定の位置に保持できる、前記内腔の外側に配置された少なくとも一つの反作用エレメントと、

前記内腔連通エレメントと、前記反作用エレメントとの間で力を伝達できる少なくとも一つの力伝達エレメントとを含み、前記内腔連通エレメント、前記反作用エレメント、及

50

び前記力伝達エレメントの各々のうちの少なくとも一つの存在により、前記内腔の前記形状を変化させる、システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本願は、2005年5月20日出願された「良性前立腺過形成等を治療するためのデバイス、システム、及び方法」という表題の、現在継続中の米国特許出願第11/134,870号の一部継続出願である。出典を明示することにより、この出願に開示された全ての内容は本明細書の開示の一部とされる。

本発明は、全体として、医療用デバイス及び方法に関し、更に詳細には、病気又は疾患の治療、又は美容又は再建の目的、及び/又は研究及び開発の目的、又は他の目的のため、組織、器官、解剖学的構造、移植片、又は他の構造を人間又は動物の被験者の体内で牽引し、持ち上げ、圧縮し、支持し、又は復位するためのシステム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

人間又は動物の被験者の体内の通常の又は異常な組織又は解剖学的構造（例えば器官、靱帯、腱、筋肉、腫瘍、嚢、脂肪パッド、等）を持ち上げ、圧縮し、又は他の方法で復位するのが望ましい様々な状況がある。こうした手順は、多くの場合、病気又は疾患の状態（例えば過形成状態、肥大状態、腫瘍形成、脱出症、ヘルニア、狭窄症、狭窄、圧縮、転移、先天性奇形、等）の治療又は寛解を目的として、及び/又は美容の目的（例えばフェースリフト、バストリフト、ブラウリフト、等）のため、及び/又は研究及び開発の目的（例えば様々な病理学的状態を再現する動物モデルの形成）のために行われる。こうした手順の多くでは、身体に手術で切開部を形成し、手術による手間のかかる剥離を行って疾患状態の組織又は解剖学的構造にアクセスし、露呈する。その後、場合によっては、疾患状態の組織又は解剖学的構造を除去し、即ち切除する。その他の場合では、様々な天然材料又は人工材料を使用し、疾患状態の組織の持ち上げ、スリング、復位、又は圧縮を行う。

【0003】

良性前立腺過形成（BPH）

病理学的に拡大した組織を持ち上げ、圧縮し又は他の方法で除去するのが望ましい状態の一例は、良性前立腺過形成（BPH）である。BPHは、男性、特に高齢の男性に悪影響を及ぼす最も一般的な病状の一つである。米国では、60歳の全ての男性の半分以上がBPHの組織病理学的な証拠を持っており、85歳では10人中9人がこのような病状を患っていると報告されている。更に、BPHの発生率及び離間率は、先進国の人口の平均年齢が高くなるに従って高くなるものと考えられている。

前立腺は、男性の生涯に亘って大きくなる。人によっては、前立腺の周囲の前立腺嚢により、前立腺が更に大きくなるのが防がれている。これにより、前立腺の内部領域により尿道が締め付けられる。尿道に及ぼされるこの圧力により、前立腺によって包囲された尿道の領域を通る尿の流れに対する抵抗が増大する。かくして、膀胱は、尿道の高い抵抗を通して尿を圧送するため、更に大きな圧力を及ぼさなければならない。過度の圧力が常に及ぼされるため、膀胱の筋肉壁が再建され、そして硬くなる。尿の流れに対する尿道の抵抗が高いこと、及び膀胱の壁の硬さ及び肥大が組み合わせられることにより、様々な下尿路症状（LUTS）が現れる。これは、患者の生活の質をひどく損ねてしまう。これらの症状には、排尿時の尿の流れが弱くなったり断続的になったりすること、排尿時の歪、尿流開始前の躊躇、排尿後の残尿管、尿切れの悪さ又は後の尿漏れ、特に夜間の排尿回数の増加、排尿に対する切迫感、等が含まれる。

【0004】

LUTSは、BPHの患者に加え、前立腺癌の患者、前立腺の感染症の患者、及び特定の薬剤（例えば、エフェドリン、偽性エフェドリン、フェニルプロパノールアミン、ジフェンヒドラミンやクロルフェニラミン等の抗ヒスタミン剤、等）を継続的に使用している

患者にも現れる。これらの薬剤は、特に前立腺が大きくなった男性で尿停留を生じる。

BPHが生命を脅かすことは稀であるが、尿停留、腎不全、再発性尿路感染症、失禁、血尿、膀胱結石を含む多くの臨床的状態をもたらす。

先進国では、患者人口の多くの割合が、BPH症状の治療を受けている。80歳代では、米国の男性人口の約25%が何らかのBPH治療を受けている。現在、BPHについて使用できる治療の選択肢には、注意深く見守ること、薬剤治療（薬用植物治療及び処方投薬）、手術、侵襲性が小さい手順が含まれる。

注意深く見守るという選択肢を選んだ患者については、患者に治療を直ちに施すのではなく、患者を定期的に検査し、疾患の進み方監視するのである。これは、通常は、症状が小さい患者について行われ、特に面倒ではない。

10

【0005】

BPH症状についての薬剤治療には、薬用植物治療及び処方投薬が含まれる。薬用植物治療では、ノコギリパルメット、アフリカピジューム、セレノアレペン（サゴヤシ）、及びサウスアフリカスターグラスが患者に投与される。処方投薬は、症状により日々の活動に支障をきたす症状の患者に最初に用いられる治療である。処方投薬には、 α -1a-アドレナリンレセプタブロッカー及び5- α -還元酵素インヒビターの二つの主要な等級がある。 α -1a-アドレナリンレセプタブロッカーは、前立腺の平滑筋を収縮させるように応答できる α -1a-アドレナリンレセプタの活性を阻害する。かくして、 α -1a-アドレナリンレセプタの活性を阻害することによって、前立腺の平滑筋を弛緩させる。これにより尿道の抵抗を減少することにより症状の苦しさを緩和する。5- α -還元酵素インヒビターは、テストステロンのジヒドロテストステロンへの変換を阻害する。ジヒドロテストステロンは、前立腺の上皮細胞を成長させる。かくして、5- α -還元酵素インヒビターは、前立腺の上皮細胞を退行させ、及び従って、前立腺の容積を減少し、これにより症状の苦しさを緩和する。

20

【0006】

BPH症状を治療するための手術には、経尿道前立腺切除術（TURP）、経尿道前立腺電氣的蒸発術（TVP）、経尿道前立腺切開術（TUIP）、レーザー前立腺切除術、及び開腹前立腺切除術が含まれる。

経尿道前立腺切除術（TURP）は、BPHの治療を行うために最も一般的に実施されている外科手術である。この手術では、前立腺尿道の大部分及びこれを取り囲む前立腺の適当な容積を除去することによって前立腺尿道閉塞を低減する。これは、全身麻酔又は脊椎麻酔下で行われる。この手術では、泌尿器科医が、ビデオカメラに繋がった光学レンズを収容した切除用内視鏡を、切除用内視鏡の先端領域が、前立腺によって取り囲まれた尿道の領域内にあるように尿道に挿入することによって尿道を視覚化する。切除用内視鏡の先端領域には、電流を流したときに前立腺の組織を切断できる電気切断ループが設けられている。切断回路を閉路するため、患者にアースパッドを配置する。電気切断ループを使用して前立腺の内側から組織を掻き取る。掻き取った組織を灌注液で濯ぎ落とす。凝結エネルギー設定を使用することにより、手術中に離断した血管の焼灼にループを使用する。

30

【0007】

BPH症状の治療を行うための手術の別の例は、経尿道前立腺電氣的蒸発術（TVP）である。この手術では、尿道を絞る前立腺組織の一部を乾燥させるか或いは蒸発させる。これは、全身麻酔又は脊椎麻酔下で行われる。この手術では、切除用内視鏡の先端領域が、前立腺によって取り囲まれた尿道の領域内にあるように、切除用内視鏡を尿道を介して挿入する。切除用内視鏡の先端領域には、ローラーボール又は溝付きローラー電極が設けられている。制御された量の電流を電極に通す。周囲組織を急速に加熱して蒸発させ、空間を形成する。かくして、周囲の前立腺によって閉塞された尿道の領域を開放する。

40

BPH症状の治療を行うための手術の別の例は、経尿道前立腺切開術（TUIP）である。この手術では、尿道が膀胱と出会う領域で前立腺に一つ又はそれ以上の切開部を形成することによって尿の流れに対する抵抗を低減する。この手術は、全身麻酔又は脊椎麻酔下で行われる。この手術では、尿道が膀胱と出会う領域である膀胱頸部の筋肉に一つ又は

50

それ以上の切開部を形成する。これらの切開部は、多くの場合、前立腺嚢を含む周囲前立腺組織を切るのに十分に深い。これにより膀胱頸部に作用する圧縮力を解放し、膀胱頸部をぱんと離す。切開部は、切除用内視鏡、レーザービーム、等を使用して形成できる。

【 0 0 0 8 】

B P H 症状の治療を行うための手術の別の例は、レーザー前立腺切除術である。レーザー前立腺切除術に使用される二つの一般的な技術は、前立腺の可視レーザーアブレーション (V L A P) 及び前立腺のホルミウムレーザー切除 / 摘出 (H o L E P) である。V L A P では、ネオジウム : イットリウム - アルミニウム - ガーネット (N d : Y A G) レーザーを使用し、壊死組織の凝結により組織のアブレーションを行う。この手術は、視覚的ガイド下で行われる。H o L E P では、ホルミウム : イットリウム - アルミニウム - ガーネットレーザーを使用し、組織の直接接触アブレーションを行う。これらの技術は両方とも、尿道の通路を閉塞する組織を除去し、B P H 症状の苦しさを軽減するのに使用される。

10

B P H 症状の治療を行うための手術の別の例は、光選択的前立腺蒸発法 (P V P) である。この手術では、レーザーエネルギーを使用して前立腺の組織を蒸発し、尿道の流れに対する障害を解消する。使用されるレーザーの種類は、カリウム - チタニル - ホスフェート (K T P) レーザーである。このレーザーの波長は、オキシヘモグロビンによって高度に吸収される。このレーザーは、細胞水を蒸発し、及び従って、尿道を閉塞している組織を除去するのに使用される。

【 0 0 0 9 】

B P H 症状の治療を行うための手術の別の例は、開腹前立腺切除術である。この手術では、開腹手術によって前立腺を外科的に除去する。これは全身麻酔下で行われる。下腹部又は会陰部の切開部を通して前立腺を除去する。手術は、多くの場合、大きな (約 1 0 0 g 以上) の前立腺を持つ患者で使用される。

20

B P H 症状の治療を行うための侵襲性が小さい手術には、経尿道マイクロ波温熱療法 (T U M T) 、経尿道ニードルアブレーション (T U N A) 、間質レーザー凝固術 (I L C) 、及び前立腺ステント術が含まれる。

経尿道マイクロ波温熱療法 (T U M T) では、マイクロ波を使用して熱を発生し、過形成前立腺組織を破壊する。この手術は局所麻酔で行われる。この手術では、マイクロ波アンテナを尿道に挿入する。直腸感熱ユニットを直腸に挿入し、直腸温を計測する。直腸温の計測値を使用し、解剖学的領域が過熱されないようにする。次いで、マイクロ波アンテナを使用し、マイクロ波を前立腺の外側葉に送出する。マイクロ波は、前立腺の組織を通過する際に吸収される。これにより熱を発生し、この熱により前立腺の組織を破壊する。前立腺の組織を破壊することにより、前立腺による尿道の絞りの程度を低減し、かくして、B P H 症状の苦しさを低減する。

30

【 0 0 1 0 】

B P H 症状の治療を行うための侵襲性が小さい手術の別の例は、経尿道ニードルアブレーション (T U N A) である。この手術では、熱による前立腺組織領域の凝固壊死により前立腺を収縮する。これは、局所麻酔及び経静脈又は経口鎮静を使用して行われる。この手術では、送出カテーテルを尿道に挿入する。送出カテーテルは、送出カテーテルから 9 0 ° の角度で出る二つの無線周波数ニードルを含む。二つの無線周波数ニードルを、これらのニードルが前立腺の外側葉を穿通するように、互いに対して 4 0 ° の角度で整合する。無線周波数ニードルを通して無線周波数の電流を送出し、外側葉の組織を、病変部位毎に約 4 5 6 K H の無線周波数出力で約 4 分間に亘って 7 0 ° 乃至 1 0 0 ° まで加熱する。これにより外側葉に凝固欠陥を形成する。これらの凝固欠陥により、前立腺の組織を収縮し、前立腺による尿道の絞りの程度を減少し、かくして B P H 症状の苦しさを低減する。

40

【 0 0 1 1 】

B P H 症状の治療を行うための侵襲性が小さい手術の別の例は、間質レーザー凝固術 (I L C) である。この手術では、レーザーによる前立腺組織領域の壊死により前立腺を収縮させる。これは、伝導麻酔、脊椎麻酔又は硬膜外麻酔、又は局所麻酔 (前立腺周囲ブロック) を使用して行われる。この手術では、膀胱鏡のシースを尿道に挿入し、前立腺によ

50

って取り囲まれた尿道の領域を視診観察する。レーザーファイバを尿道に挿入する。レーザーファイバは、前立腺組織へのレーザースコープの穿通を容易にするため、先が尖った先端チップを有する。レーザーファイバの先端チップは、レーザーファイバの3mmの末端に沿ってレーザーエネルギーを360°に亘って分配する先端拡散領域を有する。先端チップを前立腺中葉に挿入し、レーザーエネルギーを先端チップを通して所望の時間に亘って送出する。これにより中葉を加熱し、先端チップ周囲の組織をレーザーにより壊死させる。その後、先端チップを中葉から引っ込める。先端チップを葉部に挿入してレーザーエネルギーを送出する同じ手順を外側葉に関して繰り返す。これにより、前立腺の幾つかの領域の組織を壊死させることによって、前立腺を収縮させる。前立腺の収縮により、前立腺によって尿道が絞られる程度を減少し、BPH症状の苦しさを低減する。

10

【0012】

BPH症状の治療を行うための侵襲性が小さい手術の別の例は、前立腺ステントを埋め込む手術である。この手術では、前立腺によって取り囲まれた尿道の領域を機械的に支持し、前立腺の拡大によって生じた狭窄を低減する。前立腺ステントは可撓性のデバイスであり、尿道に挿入した後に拡張する。これらのステントは、障害となっている前立腺組織を尿道から押し離すことによって尿道を機械的に支持する。この手術は尿道の狭窄を低減し、前立腺を通過する尿の流れを改善し、これによってBPH症状の苦しさを低減する。

現在の治療法は、患者をBPH症状から或る程度解放するけれども、これらの方法には欠点があった。 α -1a-アドレナリンレセプタブロックアーには、眩暈、体位性低血圧、朦朧感、無力症、及び鼻詰まりといった副作用がある。退行射精が生じる場合もある。5- α -還元酵素インヒビターは副作用が最少であるが、BPH症状及び尿の流量に対する効果が穏やかである。更に、5- α -還元酵素等の抗男性ホルモン物質は、LUTSの改善が見られるまで数カ月の治療を要する。BPHの手術治療には、勃起不全、退行射精、尿失禁を含む合併症、麻酔に関連した合併症、陰茎や尿道に対する損傷、手術を繰り返す必要等の危険がある。BPH治療における最重要基準であるTURPでも、高い合併症の危険がある。この手術に関連した副作用には、退行射精（患者の65%）術後過敏状態（15%）、勃起不全（10%）、輸液の必要（8%）、膀胱頸部狭窄（7%）、感染症（6%）、顕著なヘルニア（6%）、急性尿停留（5%）、二次的手術の必要（5%）、失禁（3%）が含まれると報告されている。TURPからの代表的な回復には尿道カテーテルを入れたままで数日に亘る入院治療を必要とし、これに続く数週間に亘って閉塞症状が緩和するが、排尿中に痛みや不快感がある。

20

30

【0013】

侵襲性が小さい手術を実施した後の症状の緩和の成績は、TURP後の症状の緩和の成績程芳しくない。侵襲性が小さいこれらの手術を受けた患者の最大25%が、最終的には、2年以内にTURPを受けているのである。症状の緩和の成績の改善は、一般的には、術後直ちには生じない。例えば、患者がTUMT後に症状の改善を感じるまで平均で1カ月を要し、ILT後に症状の改善を感じるまで平均で1.5カ月を要するのである。実際、組織を加熱するこれらの治療については、症状は、代表的には、比較的好くない。これは、術後数週間で膨潤及び壊死が起るためである。前立腺ステントは、多くの場合、比較的早期に閉塞状態の緩和をもたらすが、副作用の割合が高いため、現在では使用されることは稀である。ステントには、元々埋め込んだ場所から移動してしまう危険があり（患者の最大12.5%）、痂皮形成（最大27.5%）、失禁（最大3%）、及び反復痛及び不快感の危険がある。公開されている研究では、これらの副作用のため、8%乃至47%でステントを取り外すことが余儀なくされている。組織がステントを通して過剰成長するため、及びステントの形状が複雑であるため、ステントの取り外しは極めて困難であり、侵襲的である。

40

【0014】

かくして、BPHを治療するための現在の最も効果的な方法には、高い副作用の危険が伴う。これらの方法及びデバイスは、全身麻酔や脊椎麻酔を必要とするか或いは、手術室で手術を行った後に患者が病院にとどまらなくてはならない潜在的副作用があるかのいず

50

れかである。副作用の危険が小さいBPH治療方法は、症状緩和成績も低い。これらの手術の幾つかは、診察室で局所麻酔で行うことができるけれども、患者の症状が直ちに緩和することはなく、実際には、手術後に身体が治癒を開始するまで、数週間に亘って症状が悪化する。更に、デバイスを用いる全てのアプローチは、場合によっては数週間に亘って尿道カテーテルを膀胱に配置することを必要とする。場合によっては、カテーテル治療を行う。これは、実際には、治療によって、実際には、術後所定期間に亘って閉塞を生じるためである。術後に出血したり、閉塞をもたらす凝血塊が形成される場合もある。薬剤治療は容易であるけれども、効果がいま一つであり、効果を得るのにかなりの時間を要し、多くの場合、望ましくならぬ副作用が生じる。

【0015】

尿失禁（UI）

出産や加齢により膀胱の制御を失うことを多くの女性が経験している。この状況を広い意味で尿失禁（UI）と呼ぶ。尿失禁の程度は様々であり、ひどい場合には、疾患により全身が衰弱し、患者がほとんど家に閉じこもったままとなる。通常は、膀胱瘤が形成され、これにより膀胱頸部が腔内に又は場合によっては腔の外に脱出してしまう。

UIの治療には、行動療法、筋肉強化運動（例えばケーゲル運動）、薬剤治療、骨盤神経の電気刺激、経腔デバイス及び手術が含まれる。

重大なUIの場合には、一般的には、外科手術が最良の治療選択肢である。一般的には、UIの治療に使用される外科手術は、膀胱を持ち上げて支持し、膀胱及び尿道を骨盤腔内でのその通常の位置に戻そうとするものである。これらの手術を行うための最も一般的な二つの方法は、腹壁又は腔壁に形成した切開部を通して行われる。

UIの治療に多くの様々な外科手術が使用されてきた。これらの手術には、バーチ術、マーシャル・マルシェッティ手術、MMK、恥骨・腔スリング、経腔テープ術、尿道懸架術、膀胱尿道懸架術が含まれる。これらの手術は、一般的には、a) 恥骨後方懸架術及びb) スリング術の二つの範疇に分類される。

【0016】

恥骨後方懸架術では、代表的には、臍下数インチのところで腹壁に切開部を形成し、縫系のネットワークを配置し、膀胱頸部を支持する。縫系を恥骨及び骨盤内の他の構造に固定し、膀胱を支持するクレードルを形成する。

スリング術では、代表的には、腔の壁に切開部を形成し、天然組織又は合成（人工）材料のいずれかでスリングを作成し、膀胱頸部を支持する。スリングの両端は、骨盤に取り付けてもよいし、恥骨直上の腹部前側で結索してもよい。幾つかのスリング術では、合成テープを使用してスリングを形成し、合成テープの両端部を結ぶのではなく骨盤骨の上方に引き上げる。

UIの治療に使用される手術は、一般的には、切開部の治癒に従って大きな不快感を伴い、少なくとも術後数日に亘ってフォーリーカテーテル又は恥骨上尿カテーテルを所定の場所に入れておくこと必要とする。かくして、当該技術分野において、術後の不快感や術後の尿カテーテル治療の必要性がほとんどない、侵襲性が小さい（例えば切開部がない）UI治療手術を開発することが必要とされている。

【0017】

美容又は再建を行うための組織の持ち上げ及び復位

多くの美容的又は再建的外科手術には、天然組織、天然組織及び人工移植片、又は異常組織の持ち上げ、圧縮、又は復位が含まれる。例えば、フェースリフト、ブラウリフト、ネックリフト、タミータック(tummy tuck)が一般的になってきている。多くの場合、これらの手術は、皮膚を通して切開部を形成し、筋肉及び筋膜の下を平面を剥離し、筋肉、筋膜、及びその上側にある皮膚を下側の構造（例えば骨又は他の筋肉）から自由にし、自由になった筋肉、筋膜、及びその上側にある皮膚を持ち上げ又は復位し、次いで復位した組織を下側の又は近くの構造（例えば骨、筋膜、他の筋肉）に取り付け、復位した組織を新たな（例えば持ち上げた）位置に保持することによって行われる。幾つかの場合では、手術中に余分の皮膚を除去してもよい。

10

20

30

40

50

美容のために組織の持ち上げ及び復位を行う侵襲性が小さいデバイス及び方法が開発されてきた。例えば、縫糸懸架リフト術が開発されてきた。縫糸懸架リフト術は、標準的な又は他の態様の縫糸の一端を筋肉に取り付け、他端を骨、骨膜、又は他の構造に固定し、組織を所望の通りに復位する。これらの縫糸懸架技術の幾つかは、比較的小さな切開部又は刺し傷を通して挿入したカニューレ又はニードルを通して行われた。

【 0 0 1 8 】

例えば、アプトス (A p t o s) 系として周知の返しが設けられた系を中空トロカールに挿入し、フェザーリフト (フェザーリフト (F e a t h e r l i f t) は登録商標である) の名称で商業的に実施されている手術 (9 2 8 0 4 カリフォルニア州アナハイムウェストローランド 2 5 5 0 の K M I 社) で顔の組織を持ち上げるのに使用する。

侵襲性が小さい美容リフト手術で利用できる、返しが設けられた別の系が、コントアスレッド (コントアスレッド (C o n t o u r t h r e a d) は登録商標である) の名称で販売されている (ペンシルバニア州デニルドライブリーディング 1 0 0) のサージカルスペシャリティ社) 。

【 0 0 1 9 】

【特許文献 1】米国特許出願第 1 1 / 1 3 4 , 8 7 0 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 2 0 】

組織又は器官を体内で持ち上げ、圧縮し、支持し、又は復位するのが所望の場合に、手術による外傷がほとんどなく、術後不快感がほとんどなく、及び / 又は回復時間が比較的短い、様々な手術に使用できる新たなデバイス及び方法を開発する必要がある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 2 1 】

本発明は、人間や動物の被験者の体内の器官又は組織の牽引、持ち上げ、圧縮、支持、又は復位を行うためのシステム及び方法を提供する。これらのシステム及び方法では、第 1 アンカー部材 (例えば先端アンカー) を第 1 位置に位置決めし、第 2 アンカー部材 (例えば基端アンカー) を第 2 位置に位置決めし、コネクタ (例えば細長いコネクタ、張力部材、フィラメント、ストランド、糸、縫糸、ストリング、ワイヤ、半剛性部材、可撓性部材、弾性部材、非弾性部材、レジリエント部材、塑性変形可能な部材、等) が第 1 及び第 2 のアンカー部材間を十分な距離で又は張力が加わった状態で延び、器官又は組織の牽引、持ち上げ、圧縮、支持、又は復位を所望の通りに行う。本発明の幾つかの用途では、本発明は、体腔を通る随意的又は不随意的体液の流れを容易にするため、体腔又はキャビティの大きさ又は形状を変更するため、前立腺の拡大を治療するため、尿失禁の治療を行うため、組織、器官、又は組織片の位置を支持し又は維持するため、美容のリフティング術又は復位術を行うため、吻合部の形成、及び / 又は天然の又は病理学的な組織又は器官が隣接した解剖学的構造に押し付けられたり干渉した様々な他の疾患の治療を行うために使用してもよい。更に、本発明には、組織、器官、移植片、又は他の材料の牽引、持ち上げ、復位、圧縮、又は支持を必要とする、この他の手術、治療、美容、又は再建の用途がある。

【 0 0 2 2 】

更に、本発明によれば、幾つかの実施例では、コネクタが取り付けられた第 1 アンカー (例えば先端アンカー) を被験者の体内の第 1 位置に埋め込む。次いで、第 2 アンカー (例えば基端アンカー) をコネクタ上で第 2 位置まで前進し、ここでコネクタに張力が加わるようにコネクタに連結し、これによって前記器官又は組織を牽引し、持ち上げ、圧縮し、又は支持する。次いで、コネクタの余分の部分即ち残った部分を切除する。本発明のこの実施例は、例えば、前立腺の拡大の治療に使用してもよい。前立腺の拡大の治療に使用する場合、第 1 導入器を被験者の尿道に挿入し、穿通子 (例えばニードル) を第 1 導入器から尿道の壁を通して前立腺内に又は前立腺を通して (例えば、前立腺の連結組織嚢の外側の嚢外位置に、前立腺嚢内の嚢間位置に、又は前立腺のバリエーセル細胞栄養液 (p a r y e n c h y m a)

10

20

30

40

50

内の囊下位置に)前進する。次いで、第1アンカー(コネクタが取り付けられている)を穿通子から展開し、所望の第1位置に埋め込む。穿通子を第1導入器に引っ込めて第1導入器を被験者の尿道から取り外し、コネクタが、埋め込んだ第1アンカーから、穿通子によって形成した穿通路を通して被験者の尿道内に(又は尿道の外に)延びる状態にする。次いで、第2アンカーを支持する第2導入器を、コネクタの外に延びる部分上で第2位置まで前進し、ここでコネクタに取り付け、前立腺組織を第1及び第2のアンカー間で圧縮するか或いは、尿道に加わる圧縮力を減少するように前立腺組織を復位し、これによって、排尿を通常に戻し又は改善する。この際、前立腺の尿道壁には切除も切断も実質的に行わない。用途によっては、前立腺の葉部を復位するため、多数の組織アンカー組を様々な位置に配置してもよい。その他の場合では、コネクタ上に二つ以上の固定位置を形成するように、二つのアンカーを一つのコネクタに取り付けてもよい。

10

【0023】

更に、本発明によれば、上文中に説明した特徴を持つ、組織の牽引、持ち上げ、圧縮、支持、又は復位を行うシステムを設置するのに使用できる導入器送出デバイスが提供される。幾つかの実施例では、第1アンカー(例えば先端アンカー)を送出するためのデバイスは、被験者の身体の内腔又はキャビティに挿入できる細長いシャフトと、組織内に又は組織を通して穿通するように細長いシャフトから前進させることができる穿通子(例えばニードル)を含んでいてもよい。穿通子を前進させた後、被験者の体内の所望の第1位置に埋め込まれるように、第1アンカー(例えば先端アンカー)を穿通子から展開する。細長いシャフトの基端にハンドピースが組み込んであってもよい。このようなハンドピースは、a)穿通子の前進/引っ込めを行うため、及びb)第1アンカー(例えば先端アンカー)を穿通子から展開するため、一つ又はそれ以上のアクチュエータ(例えばトリガー又は他の制御装置)が組み込んであってもよい。幾つかの実施例では、第2アンカー(例えば基端アンカー)を送出するための送出デバイスは、第2アンカー(例えば基端アンカー)を保持する機構を持つ細長いシャフトを含んでいてもよい。コネクタの自由端を第2アンカーの通路に挿入した後、第2アンカーを支持する細長いシャフトを、第2アンカー(例えば基端アンカー)がコネクタに沿って移動し、所望の第2位置で固定されるように体腔内又はキャビティ内に前進する。次いで、第2アンカーを第2位置でコネクタに取り付け、細長いシャフトから外す。残った又は突出部したコネクタを切断してもよく、次いで、細長いシャフトを体腔又はキャビティから取り外し、第1アンカー(例えば先端アンカー)、コネクタ、及び第2アンカー(例えば基端アンカー)を所定の場所に残してもよい。ハンドピースは、この細長い部材の基端に設けられていてもよい。このようなハンドピースには、一つ又はそれ以上のアクチュエータ(例えばトリガー又は他の制御装置)が組み込まれていてもよい。これらのアクチュエータは、a)第2アンカーをコネクタに取り付ける(例えば係止する)ためのアクチュエータ、b)第2アンカーを細長いシャフトから解放するためのアクチュエータ、及びc)随意であるが、コネクタの残りの部材を切除するためのアクチュエータである。

20

30

本発明のこの他の特徴及びエレメントは、以下に説明する詳細な説明及び例を読むことにより、当業者に明らかになるであろう。

【発明を実施するための最良の形態】

40

【0024】

以下の詳細な説明及び添付図面は、本発明に含まれる例又は実施例のうちの幾つかを説明しようとするものであるが、必ずしもこれらの全てを説明しようとするものではない。

本特許出願の多くの図面は、男性の生殖器系及び/又は泌尿器系の解剖学的構造を示す。一般的には、これらの解剖学的構造には、以下の参照符号が付される。

尿道	U T
膀胱	U B
前立腺	P G
ターゲット組織	T T
尿道壁	U W

50

靱帯	L i
骨	B o
恥骨	P B
軟口蓋	S P
舌	T o
直腸	R
膣	V
血管	B V

【 0 0 2 5 】

図 1 A は、B P H を患っている男性の下腹の冠状断面（即ち、ほぼ冠状縫合の平面を又はそれと平行に切った断面）を示し、前立腺肥大を示す。図 1 A に示すように、膀胱 U B は、尿を一時的に貯留する中空の筋肉器官である。これは、恥骨 P B の後方に配置されている。膀胱の下領域は、筋肉でできた狭い開口部を有する。これは膀胱頸部と呼ばれ、尿道 U T と呼ばれる軟質で可撓性のチューブ状器官に開放している。膀胱頸部周囲の筋肉は、内部尿道括約筋と呼ばれる。内部尿道括約筋は、通常は、尿が漏れないように収縮している。膀胱は、容量一杯に達するまで、尿で徐々に充填される。尿で一杯になったとき、括約筋が弛緩する。これにより、膀胱頸部が開放し、これによって膀胱内に収容された尿を尿道に放出する。尿道は、尿を膀胱から身体の外部に導出する。尿道は、膀胱頸部で開始し、陰茎の端部で終端する。前立腺 P G は、尿道の周囲に、尿道と膀胱との結合部のところに配置されている。図 1 A では、前立腺が肥大している（大きくなっている）。これにより、前立腺が尿道領域を圧迫している。これにより、尿道を通る尿の流れに対し、望ましからぬ障害が生じる。

【 0 0 2 6 】

図 1 B は、B P H を患っている男性の下腹の冠状断面を示し、本発明のデバイスの一実施例で治療を行った肥大した前立腺を示す。肥大した前立腺を圧縮し引っ込め、尿道から圧力を解放できることがわかった。本発明の一実施例によれば、尿道に作用する圧力を解放するため、前立腺を通して牽引子(retractor) デバイスを配置できる。図 1 B では、牽引子 1 0 が前立腺に埋め込んである。牽引子 1 0 は、先端アンカー 1 2 及び基端アンカー 1 4 を含む。先端アンカー 1 2 及び基端アンカー 1 4 は、コネクタ 1 6 によって連結されている。尿道から先端アンカー 1 2 までの半径方向距離は、尿道から基端アンカー 1 4 までの半径方向距離よりも大きい。これらのアンカー間の距離又は張力は、先端アンカー 1 2 と基端アンカー 1 4 との間の解剖学的領域を圧縮し、変位し、又は配向を変化するのに十分である。コネクタ 1 6 は、基端アンカーと先端アンカーとの間に一定の力又は距離を維持するように非弾性であってもよいし、基端アンカー及び先端アンカーを互いに近付けるように引っ張ろうとするように弾性であってもよい。図 1 B に示す実施例では、先端アンカー 1 2 は、前立腺囊 C P の外面に配置されており、囊アンカーとして作用する。別の態様では、先端アンカー 1 2 は、前立腺 P G の組織内部に、又は骨盤の骨膜、骨自体内、骨盤筋膜、クーバー靱帯、骨盤や膀胱壁を横切る筋肉等の前立腺周囲構造に埋め込まれていてもよい。更に、図 1 に示す実施例では、基端アンカー 1 4 は、尿道 U T の内壁に配置されており、尿道アンカーとして作用する。別の態様では、基端アンカー 1 4 は、前立腺 P G の組織又は上掲の周囲構造に埋め込まれていてもよい。先端アンカー 1 2 及び基端アンカー 1 4 は、コネクタ 1 6 に所望の距離又は張力が提供されるように解剖学的に埋め込まれる。これにより、先端アンカー 1 2 及び基端アンカー 1 4 で前立腺 P G の一領域を牽引し又は圧縮し、図 1 A に示す障害を解放する。図 1 B では、二つの牽引子 1 0 が前立腺 P G に埋め込んである。各牽引子 1 0 は、前立腺 P G の外側葉（側葉）に埋め込まれる。前立腺又は他の解剖学的構造の単一の葉部又は多数の葉部の治療に本明細書中に開示した様々な方法及びデバイスを使用してもよい。同様に、本明細書中に開示した二つ又はそれ以上のデバイスを使用して単一の解剖学的構造を治療してもよい。例えば、前立腺 P G の外側葉を二つの牽引子 1 0 を使用して治療してもよい。前立腺の一つ又はそれ以上の外側葉及び / 又は中葉をターゲットとして一つ又はそれ以上の牽引子を尿道の軸線に対して

特定の角度で展開してもよい。一実施例では、前立腺の左外側葉をターゲットとして牽引子 10 を尿道の軸線に対して 1 時の位置と 3 時の位置との間で展開する。別の実施例では、前立腺の右外側葉をターゲットとして牽引子 10 を尿道の軸線に対して 9 時の位置と 11 時の位置との間で展開する。更に別の実施例では、前立腺の中葉をターゲットとして牽引子 10 を尿道の軸線に対して 4 時の位置と 8 時の位置との間で展開する。

【0027】

図 1 C は、図 1 B に示す牽引子の一実施例の側面図である。図 1 C は、先端アンカー 12 及び基端アンカー 14 を含む牽引子 10 を示す。先端アンカー 12 及び基端アンカー 14 はコネクタ 16 によって連結されている。図 1 C に示す実施例では、先端アンカー 12 は内腔を持つチューブ 18 を含む。チューブ 18 は、金属やポリマー等を含むがこれらに限定されない適当な弾性材料又は非弾性材料で形成できる。このような材料の代表的な例には、ステンレス鋼 304、ステンレス鋼 316、ニッケル - チタニウム合金、チタニウム、ペバックス、ポリイミド、編成ポリイミド、ポリウレタン、ナイロン、PVC、ハイトレル、HDPE、PEEK、PTFE、PFA、FEP、ePTFE、及びポリエステルウレタン、ポリエーテルウレタン、ポリエーテルポリエステル、ポリエーテルポリアミン等の形状記憶ポリマー、又はオリゴ e - カプロラクトースジオールポリマー、オリゴ p - ジオキサノジオールポリマー、等が含まれるが、これらの材料に限定されない。コネクタ 16 がチューブ 18 に取り付けられている。一実施例では、コネクタ 16 は、USP サイズ 0 のポリプロピレンモノフィラメント縫糸である。図 1 C に示す実施例では、コネクタ 16 の先端領域は、先端チップがチューブ 18 の内腔の一端の外に出るようにチューブ 18 の内腔内に配置される。コネクタ 16 の先端チップは拡張してあり、コネクタ 16 の拡張先端チップの直径は、チューブ 18 の内径よりも大きい。一実施例では、コネクタ 16 の直径は、0.356 mm (0.014 インチ) であり、コネクタ 16 の拡張先端チップの直径は 0.635 mm (0.025 インチ) である。一実施例では、コネクタ 16 の拡張先端チップは、コネクタ 16 の先端チップを制御下で溶融することによって形成される。これによりコネクタ 16 をチューブ 18 に取り付ける。チューブ 18 は、コネクタ 16 の先端領域をチューブ 18 に取り付ける一つ又はそれ以上の追加の取り付け機構を含んでいてもよい。一実施例では、コネクタ 16 の先端領域は、適当な生体親和性接着剤によってチューブ 18 に取り付けられる。図 1 C に示す実施例では、コネクタ 16 の先端領域は、チューブ 18 の材料に切り込んだ内方に開放した一つ又はそれ以上のフラップ 20 によってチューブ 18 に取り付けられる。フラップ 20 がコネクタをグリップし及びかくしてコネクタ 16 及びチューブ 18 が相対的に移動しないようにする。一つのフラップ 20 とコネクタ 16 との間の角度は、1°乃至 90°である。チューブ 18 は、更に、長さ方向スロット 22 を含む。長さ方向スロット 22 は、チューブ 18 の一端からほぼ中程まで延びている。コネクタ 16 は、この長さ方向スロット 22 から出る。かくして、コネクタ 16 を基端方向に引っ張ると、先端アンカー 12 が T 字形状をとり、これにより先端アンカー 12 を解剖学的構造に固定するのを補助する。先端アンカー 12 は、解剖学的構造を通して先端アンカー 12 を貫通させるのを補助する鋭い縁部を備えていてもよい。好ましい実施例では、先端アンカー 12 は、電解研磨したニッケル - チタニウム合金 (例えば ニチノール) 製チューブをレーザー切断することによって形成される。この合金は、ニッケルを 50.8% 含有し、チタニウムを 49.2% 含有する。好ましい実施例では、チューブ 18 の外径は 0.662 mm (0.026 インチ) であり、チューブ 18 の内径は 0.381 mm (0.015 インチ) であり、チューブ 18 の長さは 8.001 mm (0.315 インチ) であり、長さ方向スロットの長さは 4.318 mm (0.170 インチ) である。

【0028】

図 1 C に示す実施例では、基端アンカー 14 は、内腔を持つチューブ 24 でできている。チューブ 24 は、金属やポリマーを含むがこれらの材料に限定されない適当な弾性材料又は非弾性材料で形成されていてもよい。このような材料の代表的な例には、ステンレス鋼 304、ステンレス鋼 316、ニッケル - チタニウム合金、チタニウム、ペバックス、ポ

10

20

30

40

50

リイミド、編成ポリイミド、ポリウレタン、ナイロン、PVC、ハイトレル、HDPE、PEEK、PTFE、PFA、FEP、ePTFE、及びポリエステルウレタン、ポリエーテルウレタン、ポリエーテルポリエステル、ポリエーテルポリアミン等の形状記憶ポリマー、又はオリゴe-カプロラクトースジオールポリマー、オリゴp-ジオキサノンジオールポリマー、等が含まれる。外方に開放したフラップ26がチューブ24の材料を通して切っている。フラップ26は、図1Cに示すようにチューブ18の外面上に折り畳みである。これにより、折り畳んだフラップ26の非外傷性縁部によってライニングされた、チューブ24の内腔への開口部が形成される。コネクタ16は、この開口部を通してチューブ24の内腔に進入する。コネクタ16は、チューブ24の内腔に通じるこの開口部を通してチューブ24に進入する。基端アンカー14は、更に、コネクタをチューブ24に取り付ける、取り付け機構を含む。コネクタ16は、金属やポリマーを含むがこれらの材料に限定されない適当な弾性材料又は非弾性材料で形成されていてもよい。このような材料の代表的な例には、ステンレス鋼304、ステンレス鋼316、ニッケル-チタニウム合金、縫糸材料、チタニウム、シリコン、ナイロン、ポリアミド、ポリグリコール酸、ポリプロピレン、ペバックス、PTFE、ePTFE、絹、腸線(gut)、又は任意の他の編成材料又はモノフィラメント材料が含まれるが、これらの材料に限定されない。好ましい実施例では、チューブ24は、長さが5.994mm(0.236インチ)であり、外径が0.686mm(0.027インチ)であり、内径が0.508mm(0.020インチ)である。チューブ24の内腔への開口部の長さは、約1.397mm(約0.055インチ)である。好ましい実施例では、取り付け機構は、コネクタ16をチューブ24に摩擦によって取り付け係止クピンを含む。係止ピン及びチューブ24は、ステンレス鋼316Lで形成されている。好ましい実施例では、チューブ24をレーザー切断した後、電解研磨する。係止ピンは、EDM(放電加工)を使用して形成した後、不動態化する。

10

20

30

40

50

【0029】

図1D乃至図1Jは、図1Cに示す牽引子による前立腺治療方法の様々な工程を示す。他の解剖学的構造でも同様の方法を使用して牽引子又は圧縮デバイスを展開してもよい。図1Dに示す工程では、標準的な切除用内視鏡のシース等のシース28を尿道に(経尿的に)導入する。肥大した前立腺PGによって閉塞した尿道UTの領域の近くにシース28の先端が位置決めされるように、シース28を尿道UTを通して前進する。先端アンカー送出デバイス30を、シース28を通して導入する。先端アンカー送出デバイス30は、閉塞した尿道UTの領域の近くにシース28の先端が位置決めされた後にシース28内に配置してもよいし、又はシース28の位置決め前に先端アンカー送出デバイス30をシース28内に予備装填してもよい。先端アンカー送出デバイス30の先端がシース28の先端の外に出るようにシース28を通して先端アンカー送出デバイス30を前進する。先端アンカー送出デバイス30は、その作用チャンネル開口部が前立腺PGの外側葉に向かって差し向けられるように配向される。

【0030】

図1Eに示す工程では、先端アンカー送出デバイス30を通してニードル32を導入する。ニードル32は、シース28を通して先端アンカー送出デバイス30を前進した後、先端アンカー送出デバイス30に配置してもよいし、ニードル32が先端アンカー送出デバイス30内に予備装填されていてもよい。一実施例では、ニードル32は、20ゲージのニードルである。ニードル32を先端アンカー送出デバイス30を通して前進し、作用チャンネル開口部を通して出す。ニードル32を更に前進することにより前立腺PGの組織を貫通し、ニードル32の先端が前立腺PGの囊の外に出る。

図1Fに示す工程では、コネクタ16に連結された先端アンカー12を、ニードル32を通して前進させる。先端アンカー12は、ニードル32に予備装填されていてもよいし、先端アンカー送出デバイス30を通してニードル32を前進した後、ニードル32に装填してもよい。先端アンカー12は、ニードル32の先端の外に出るように、ニードル32を通して前進される。

【 0 0 3 1 】

図 1 G に示す工程では、ニードル 3 2 を基端方向に引っ張ることによってニードル 3 2 を先端アンカー送出デバイス 3 0 から取り外した。

図 1 H に示す工程では、先端アンカー送出デバイス 3 0 を基端方向に引っ張ることによって先端アンカー送出デバイス 3 0 をシース 2 8 から取り外した。更に、コネクタ 1 6 を引っ張ることによって先端アンカー 1 2 をコネクタ 1 6 に対して垂直方向に差し向ける。

図 1 I に示す工程では、基端アンカー送出デバイス 3 4 に配置された基端アンカー 1 4 にコネクタ 1 6 を通す。基端アンカー送出デバイス 3 4 の先端がシース 2 8 の先端の外に出るように、基端アンカー送出デバイス 3 4 をシース 2 8 を通して前進する。先端アンカー 1 2 がコネクタ 1 6 によって所望の力で引っ張られるように、所望の張力をコネクタ 1 6 に導入する。別の態様では、内視鏡又は X 線透視検査法によって基端アンカーを視覚化でき、組織が所望の通りに牽引力されるまでコネクタに沿って前進する。

10

【 0 0 3 2 】

図 1 J に示す工程では、コネクタ 1 6 を基端アンカー 1 4 に取り付ける。更に、基端アンカー 1 4 を基端アンカー送出デバイス 3 4 から放出し、かくして基端アンカー 1 4 を解剖学的構造内で展開する。基端アンカー送出デバイス 3 4 及びシース 2 8 を解剖学的構造から取り出す。先端アンカー 1 2、基端アンカー 1 4、及びコネクタ 1 6 を含む牽引子 1 0 を使用し、先端アンカー 1 2 と基端アンカー 1 4 との間に配置された前立腺 P G の領域を牽引し、持ち上げ、支持し、復位し、又は圧縮する。この方法は、前立腺 P G の多くの領域又は葉部の牽引、持ち上げ、支持、復位、又は圧縮に使用してもよい。図 1 D 乃至図 1 J に示す方法では、先端アンカー 1 2 を前立腺囊 C P の外面上で展開する。かくして先端アンカー 1 2 は、囊アンカーとして作用する。別の態様では、先端アンカー 1 2 を前立腺 P G の組織内部で展開してもよいし、上文中に説明したように前立腺を越えて展開してもよい。同様に、図 1 D 乃至図 1 J に示す方法では、基端アンカー 1 4 を尿道 U T の内壁上で展開し、尿道アンカーとして作用する。別の態様では基端アンカー 1 4 を前立腺 P G の組織内部で展開してもよい。

20

【 0 0 3 3 】

図 2 A は、図 1 C に示す先端アンカーの実施例の断面図である。図 2 A に示す実施例では、先端アンカー 1 2 は、内腔を持つチューブ 1 8 を含む。チューブ 1 8 をコネクタ 1 6 に取り付ける。図 2 A に示す実施例では、コネクタ 1 6 の先端領域は、コネクタ 1 6 の先端チップがチューブ 1 8 の内腔の一端の外に出るようにチューブ 1 8 の内腔内に配置される。先端アンカー 1 2 及び / 又はコネクタ 1 6 は、先端アンカー 1 2 をコネクタ 1 6 に取り付ける一つ又はそれ以上のアタッチメント機構を含む。図 2 A に示す実施例では、アタッチメント機構は、コネクタ 1 6 の拡張先端チップを含む。一実施例では、拡張先端チップは、コネクタ 1 6 の先端チップを制御下で溶融することによって形成される。拡張先端チップは、コネクタ 1 6 をチューブ 1 8 に固定する。別の実施例では、アタッチメント機構は、コネクタ 1 6 の先端領域をチューブ 1 8 に取り付ける適当な生体親和性接着剤を含む。アタッチメント機構のこの他の例には、コネクタ 1 6 に設けた一つ又はそれ以上の結び目、コネクタ 1 6 に設けた一つ又はそれ以上のターンバックル、先端アンカー 1 2 のクリンプ領域、コネクタ 1 6 の外面にクリンプ止めした追加のクリンプエレメント、又はチューブ内部に嵌着したクリンプエレメント、等が含まれるが、これらに限定されない。チューブ 1 8 は、長さ方向スロット 2 2 を更に含む。この長さ方向スロットは、一端からチューブ 1 8 のほぼ中央まで延びる。コネクタ 1 6 は、この長さ方向スロット 2 2 の外に出る。かくして、コネクタ 1 6 を基端方向に引っ張ると、先端アンカー 1 2 が T 字形状をとり、これにより解剖学的構造への先端アンカー 1 2 の固定を補助する。先端アンカー 1 2 は、解剖学的構造を通した先端アンカー 1 2 の貫通を補助する鋭い縁部を備えていてもよい。一実施例では、先端アンカー 1 2 は、ニッケル - チタニウム合金（例えばニチノール）チューブで形成され、コネクタ 1 6 はポリプロピレン縫糸で形成される。

30

40

【 0 0 3 4 】

先端アンカー 1 2 の製造方法の一実施例では、半径方向で整合したレーザーでチューブ

50

をレーザー切断する。レーザー切断パターンの形状は、チューブの外周にマッピングした平らなパターン線を使用して特定される。図 2 B は、図 2 A の先端アンカー 1 2 の製造に使用できる平らなパターンの第 1 実施例を示す。図 2 B では、平らなパターン 3 6 は矩形領域を含む。矩形領域の長さは、チューブの長さを示す。矩形領域の幅 OC は、チューブの外周を表す。一実施例では、矩形領域の長さは、 $8.001\text{ mm} \pm 0.127\text{ mm}$ ($0.315\text{ インチ} \pm 0.005\text{ インチ}$) であり、矩形領域の幅は、 $2.235\text{ mm} \pm 0.025\text{ mm}$ ($0.088\text{ インチ} \pm 0.001\text{ インチ}$) である。平らなパターン 3 6 は、更に、平らなパターン 3 6 の基端に図 2 B に示すように切った U 形状スロット 3 8 を含む。スロット 3 8 の幅は、 $10.262\text{ mm} \pm 0.508\text{ mm}$ ($0.404\text{ インチ} \pm 0.002\text{ インチ}$) である。スロット 3 8 の直線状領域の長さは、 $4.420\text{ mm} \pm 0.127\text{ mm}$ ($0.174\text{ インチ} \pm 0.005\text{ インチ}$) である。スロット 3 8 の先端は、図 2 B に示すように、半円形領域を含む。スロット 3 8 の基端には、半径が $5.08\text{ mm} \pm 0.127\text{ mm}$ ($0.2\text{ インチ} \pm 0.005\text{ インチ}$) の丸みのある縁部が設けられている。平らなパターン 3 6 の先端領域は、内方に開放したフラップ 2 0 を形成する一つ又はそれ以上の半円形のノッチ 4 0 を含んでいてもよい。図 2 B に示す実施例では、平らなパターン 3 6 は三つのノッチ 4 0 を含む。この実施例では、ノッチ 4 0 の幅は、 $0.254\text{ mm} \pm 0.025\text{ mm}$ ($0.010\text{ インチ} \pm 0.001\text{ インチ}$) である。ノッチ 4 0 の直線状領域の長さは、 $0.254\text{ mm} \pm 0.025\text{ mm}$ ($0.010\text{ インチ} \pm 0.001\text{ インチ}$) である。ノッチ 4 0 の先端は、図 2 B に示す半円形領域を含む。適当なコネクタ 1 6 をニッケル - チタニウム合金 (例えばニチノール) チューブの先端に取り付ける。内方に開放したフラップ 2 0 をコネクタ 1 6 の外面にクリンプ止めする。このクリンプ止めにより、ニッケル - チタニウム合金 (例えばニチノール) チューブ上に追加の固定場所を形成し、コネクタ 1 6 をニッケル - チタニウム合金 (例えばニチノール) チューブに固定する。次いで、ニッケル - チタニウム合金 (例えばニチノール) チューブは先端アンカー 1 2 として作用する。コネクタ 1 6 の一部がスロット 3 8 を通って先端アンカーの外に出る。スロット 3 8 の直径は、スロット 3 8 の縁部がコネクタ 1 6 の外面と正確に接触できるように設計されていてもよい。

【0035】

図 2 C は、図 2 A の先端アンカー 1 2 の設計に使用できる平らなパターンの第 2 実施例を示す。図 2 C では、平らなパターン 4 2 は矩形領域を含む。一実施例では、矩形領域の長さは、 $8.992\text{ mm} \pm 0.127\text{ mm}$ ($0.354\text{ インチ} \pm 0.005\text{ インチ}$) であり、矩形領域の幅 OC は、 $22.352\text{ mm} \pm 0.025\text{ mm}$ ($0.88\text{ インチ} \pm 0.001\text{ インチ}$) である。平らなパターン 4 2 は、更に、図 2 C に示すように平らなパターン 4 2 の基端に切った W 形状スロット 4 4 を含む。スロット 4 4 の先端は、図 2 C に示すように二つの半円形領域を含む。図 2 C に示す実施例では、半円形領域の半径は、約 0.0381 mm (約 0.0015 インチ) である。平らなパターン 4 2 の長さに沿って、平らなパターン 4 2 の基端から半円形領域の基端縁部まで計測したスロット 4 4 の長さは、 $4.420\text{ mm} \pm 0.127\text{ mm}$ ($0.174\text{ インチ} \pm 0.005\text{ インチ}$) である。スロット 4 4 は、中央折り畳みタブ 4 6 を包囲する。図 2 C に示す実施例では、折り畳みタブ 4 6 は直線状基端領域及びテーパ先端領域を含む。折り畳みタブ 4 6 の直線状基端領域の長さは、 $2.794\text{ mm} \pm 0.254\text{ mm}$ ($0.11\text{ インチ} \pm 0.010\text{ インチ}$) である。折り畳みタブ 4 6 のテーパ先端領域の長さは、 $1.016\text{ mm} \pm 0.127\text{ mm}$ ($0.040\text{ インチ} \pm 0.005\text{ インチ}$) である。スロット 4 4 の基端には、半径が $0.508\text{ mm} \pm 0.127\text{ mm}$ ($0.020\text{ インチ} \pm 0.005\text{ インチ}$) の丸みのある縁部が設けられている。平らなパターン 4 2 の先端領域には、一つ又はそれ以上の半円形ノッチ 4 0 が設けられていてもよい。図 2 C に示す実施例では、平らなパターン 4 2 は、内方に開放したフラップ 2 0 を形成する三つのノッチ 4 0 を含む。この実施例では、ノッチ 4 0 の幅は、 $0.254\text{ mm} \pm 0.025\text{ mm}$ ($0.010\text{ インチ} \pm 0.001\text{ インチ}$) である。ノッチ 4 0 の直線状領域の長さは、 $0.254\text{ mm} \pm 0.025\text{ mm}$ ($0.010\text{ インチ} \pm 0.001\text{ インチ}$) である。ノッチ 4 0 の先端は、図 2 C に示すように半円形領域を

含む。適当なコネクタ 16 をニッケル - チタニウム合金 (例えばニチノール) チューブの内腔に通す。コネクタ 16 は、ニッケル - チタニウム合金 (例えばニチノール) チューブの先端に取り付けられている。内方に開放したフラップ 20 をコネクタ 16 の外面にクリンプ止めする。このクリンプ止めにより、コネクタ 16 をニッケル - チタニウム合金 (例えばニチノール) チューブに固定するための、ニッケル - チタニウム合金 (例えばニチノール) チューブでの追加の固定箇所を形成する。この場合、ニッケル - チタニウム合金 (例えばニチノール) チューブは、先端アンカー 12 として作用する。コネクタ 16 の一領域が、スロット 44 を通って先端アンカー 12 の外に出る。コネクタ 16 がスロット 44 の先端縁部によって擦れないようにするため、先が尖っていない縁部がスロット 44 の先端縁部のところに形成される。この先が尖っていない縁部は、折り畳みタブ 46 を先端アンカー 12 の長さに沿って折り曲げることによって形成される。折り畳みタブ 46 の様々な長さ及び / 又は折り畳み又は曲げを行うための様々な方法によって、これとは態様が異なる、先が尖っていない縁部の幾つかの設計を提供できる。

10

【0036】

図 2 A に示す例では、コネクタ 16 の拡張先端チップを含む取り付け機構によって先端アンカー 12 をコネクタ 16 に取り付けた。幾つかの変形例又は相補的取り付け機構を図 2 D 乃至図 2 J に示す。

図 2 D は、コネクタにクリンブループによって取り付けられた先端アンカーの一実施例の長さ方向断面図である。図 2 D では、コネクタ 16 の先端がループ状にしてある。コネクタ 16 のこのループ状先端を先端アンカー 12 に挿入する。コネクタ 16 のループ状先端を先端アンカー 12 に取り付けるため、先端アンカー 12 をクリンプ加工する。

20

図 2 E は、多クリンブループによってコネクタに取り付けた先端アンカーの一実施例の長さ方向断面図である。図 2 E では、コネクタ 16 の先端は、多数のループを形成するために何回も折り畳んである。コネクタ 16 のこれらの多数のループを先端アンカー 12 に挿入する。コネクタ 16 の多数のループを先端アンカー 12 に取り付けるため、先端アンカー 12 をクリンプ加工する。

【0037】

図 2 F は、バックルによってコネクタに取り付けた先端アンカーの一実施例の斜視図である。図 2 F では、コネクタ 16 の先端を先端アンカー 12 に通した。コネクタ 16 の先端をバックル 47 に通し、ループを形成した。コネクタ 16 の先端を先端アンカー 12 に再び挿入する。コネクタ 16 の先端を、本明細書中に開示した一つ又はそれ以上の機構によって先端アンカー 12 に取り付けてもよい。図 2 F に示す実施例では、コネクタ 16 の先端は、適当な生体親和性接着剤によって先端アンカー 12 に取り付けられる。コネクタ 16 を先端アンカー 12 に取り付けるため、先端アンカー 12 をクリンプ加工してもよい。

30

図 2 G は、コネクタに張力が加わった条件で取り付けられた図 2 F の先端アンカーの実施例の側面図である。バックル 47 により、コネクタ 16 のループ状先端が先端アンカー 12 内から解れないようにする。

図 2 H は、コネクタに結び目によって取り付けられた先端アンカーの一実施例の斜視図である。図 2 H では、コネクタ 16 の先端が先端アンカー 12 に通してある。コネクタ 16 の先端に結び目を形成する。この結び目により、コネクタ 16 の先端を先端アンカー 12 に取り付ける。

40

【0038】

図 2 I は、コネクタに接着剤で取り付けられた先端アンカーの一実施例の長さ方向断面図である。図 2 I では、コネクタ 16 の先端が先端アンカー 12 に通してある。コネクタ 16 の先端を適当な生体親和性接着剤によって先端アンカー 12 に取り付ける。コネクタ 16 を先端アンカー 12 に取り付けるのに使用できる生体親和性接着剤の例には、エポキシ、シアノアクリレート、及び熱可塑性接着剤が含まれるが、これらに限定されない。先端アンカー 12 の内面は、コネクタ 16 と先端アンカー 12 との間の取り付け強度を向上するため、粗くしてあってもよいし、一つ又はそれ以上の突出部又は窪みが設けられていても

50

よい。

本明細書中に開示した様々な先端アンカーは、一つ又はそれ以上の先端アンカー送出デバイスによって送出できる。このような先端アンカー送出デバイスは、人間や動物の身体に様々なアクセス経路を通して導入できる。例えば、経尿道的に導入した先端アンカー送出デバイスによって、BPHの患者の前立腺の治療を行ってもよい。

図3Aは、先端アンカー送出デバイス30の第1実施例の側面図である。先端アンカー送出デバイス30は、細長い内視鏡導入チューブ48を含む。内視鏡導入チューブ48の長さは、20.32cm乃至33.02cm(8インチ乃至13インチ)の範囲内にある。一実施例では、内視鏡導入チューブ48はステンレス鋼製である。内視鏡導入チューブ48の基端は、内視鏡を内視鏡導入チューブ48に係止する内視鏡ハブ50を備えていてもよい。本明細書において、内視鏡は、視覚化を提供する任意の円筒状拡大光学器械、カメラ、又は光学系を意味するために使用される。一実施例では、円筒状拡大光学器械は、4mm内視鏡である。内視鏡導入チューブ48の一領域が、先端ハンドルアッセンブリ52に取り付けられている。一実施例では、先端ハンドルアッセンブリ52は、アルマイト、ステンレス鋼、及びニッケルめっきした真鍮製構成要素で形成されている。これらの構成要素は、ハンダ付け、鐳付け、溶接、又はステンレス鋼製ファスナによって互いに取り付けられている。図3Aに示す実施例では、先端ハンドルアッセンブリ52は、内視鏡導入チューブ48を包囲する先端アタッチメント54を含む。先端アタッチメント54は、更に、先端ハンドル56に取り付けられている。先端ハンドルアッセンブリ52の手前の内視鏡導入チューブ48の領域が基端ハンドルアッセンブリ58を通過する。一実施例では、基端ハンドルアッセンブリ58は、機械加工を施したアセタール樹脂エンジニアリングプラスチック(例えば、デラウェア州ウィルミントンのE.I.デュポン社のデルリン(デルリン(Delrin)は登録商標である)、ポリテトラフルオロエチレン(PTFE)、及びニッケルめっきした真鍮製構成要素で形成されている。これらの構成要素は、ステンレス鋼製ファスナによって互いに取り付けられていてもよい。基端ハンドルアッセンブリ58は、内視鏡導入チューブ48の外面に亘って摺動させることができる。図3Aに示す実施例では、先端アンカー送出デバイス30は、更に、一つ又はそれ以上のガイドレール60を含む。これらのガイドレール60の先端は、先端アタッチメント54の基端表面に取り付けられている。ガイドレール60は、基端ハンドルアッセンブリ58がガイドレール60の外面上を摺動できるように基端ハンドルアッセンブリ58を通して延びている。ガイドレール60は、先端ハンドルアッセンブリ52に対する基端ハンドルアッセンブリ58の相対的移動中、基端ハンドルアッセンブリ58の配向を先端ハンドルアッセンブリ52に対して安定させるのを補助する。先端アンカー送出デバイス30は、更に、細長いニードル導入チューブ62を含む。ニードル導入チューブ62は、内視鏡導入チューブ48に図3Aに示すように取り付けられている。一実施例では、ニードル導入チューブ62はステンレス鋼製である。ニードル導入チューブ62は先端ハンドルアッセンブリ52を通して延び、先端ハンドルアッセンブリ52の一領域に取り付けられる。ニードル導入チューブ62の先端チップは、湾曲領域を含んでいてもよい。ニードル導入チューブ62の湾曲した先端チップは、ニードル導入チューブ62を通して摺動する細長いニードル32の出口軌道を差し向けるのに使用される。一実施例では、ニードル32は、ニッケル-チタニウム合金(例えばニチノール)で形成されており、研削したベベルチップを含む。ニードル32の基端は、基端ハンドルアッセンブリ58に取り付けられている。かくして、使用者は、基端ハンドルアッセンブリ58を内視鏡導入チューブ48に沿って移動することによって、ニードル32をニードル導入チューブ62を通して移動できる。先端アンカー送出デバイス30は、内視鏡導入チューブ48に沿った基端ハンドルアッセンブリ58の最大移動を制御するため、ニードルストップを含んでいてもよい。これにより、組織内へのニードル32の最大穿通深さを制御する。ニードル32は、先端アンカー展開システムを解剖学的構造に導入するための内腔を含む。先端アンカー展開システムを使用し、先端アンカー12を解剖学的構造内で展開する。先端アンカー展開システムは、先端アンカー12をニードル32の外に解剖学的構造に押し込むブッシャ64を含む。一実施

10

20

30

40

50

例では、プッシャ 64 はニッケル - チタニウム合金（例えばニチノール）で形成される。図 3 A に示す一実施例では、プッシャ 64 の基端は、基端ハンドルアッセンブリ 58 の基端ハンドピース 68 に取り付けられたトリガー 66 に取り付けられている。トリガー 66 は、枢軸 70 によって基端ハンドピース 68 に取り付けられている。かくして、使用者は、トリガー 66 を動かすことによってプッシャ 64 をニードル 32 に対して移動できる。基端ハンドルアッセンブリ 58 は、更に、トリガー 66 の望ましからぬ移動を阻止する安全システム 72 を含む。図 3 A に示す実施例では、安全システム 72 は、トリガー 66 を基端ハンドピース 68 に係止する係止ピンを含む。一実施例では、安全システムの構成要素は、ステンレス鋼製である。

一実施例では、先端アンカー送出デバイス 30 は、25 フレンチの膀胱鏡シースを通して導入される大きさを備えている。シース内の先端アンカー送出デバイス 30 の長さは、15 . 24 cm 乃至 25 . 4 cm（6 インチ乃至 10 インチ）である。この実施例では、内視鏡導入チューブ 48 及び内視鏡ハブ 50 は、4 mm の円筒状拡大光学器械に嵌着するように設計されている。この実施例では、内視鏡導入チューブ 48 の外径は、4 . 318 mm 乃至 5 . 08 mm（0 . 174 インチ乃至 0 . 200 インチ）の範囲内にあり、内視鏡導入チューブ 48 の内径は、4 . 064 mm 乃至 4 . 572 mm（0 . 16 インチ乃至 0 . 180 インチ）の範囲内にある。この実施例では、ニードル導入チューブ 62 の外径は、1 . 499 mm 乃至 2 . 108 mm（0 . 059 インチ乃至 0 . 83 インチ）であり、ニードル導入チューブ 62 の内径は、1 . 041 mm 乃至 1 . 829 mm（0 . 041 インチ乃至 0 . 072 インチ）である。この実施例では、ニードル 32 の外径は、0 . 864 mm 乃至 1 . 092 mm（0 . 034 インチ乃至 0 . 043 インチ）であり、ニードル 32 の内径は、0 . 686 mm 乃至 0 . 889 mm（0 . 027 インチ乃至 0 . 035 インチ）である。この実施例では、プッシャ 64 の外径は、0 . 508 mm 乃至 0 . 660 mm（0 . 020 インチ乃至 0 . 026 インチ）の範囲内にあり、プッシャ 64 の内径は、0 . 356 mm 乃至 0 . 483 mm（0 . 014 インチ乃至 0 . 019 インチ）の範囲内にある。この実施例では、ニードル導入チューブ 62 の湾曲した先端チップの半径は、6 . 35 mm 乃至 12 . 7 mm（0 . 25 インチ乃至 0 . 50 インチ）の範囲内にある。この実施例では、基端ハンドルアッセンブリ 58 が内視鏡導入チューブ 48 の外面上で摺動できる距離は、25 . 4 mm 乃至 50 . 8 mm（1 インチ乃至 2 インチ）の範囲内にある。この実施例では、プッシャ 64 がニードル 32 に対して移動する最大距離は、5 . 08 mm 乃至 20 . 32 mm（0 . 2 インチ乃至 0 . 8 インチ）の範囲内にある。好ましい実施例では、先端アンカー送出デバイス 30 は、25 フレンチの膀胱鏡シースを通して導入される大きさを備えている。シース内の先端アンカー送出デバイス 30 の長さは、24 . 13 cm（9 . 5 インチ）である。この好ましい実施例では、内視鏡導入チューブ 48 及び内視鏡ハブ 50 は、4 mm の円筒状拡大光学器械に嵌着するように設計されている。この好ましい実施例では、内視鏡導入チューブ 48 の外径は 4 . 572 mm（0 . 18 インチ）であり、内視鏡導入チューブ 48 の内径は 4 . 064 mm（0 . 16 インチ）である。この好ましい実施例では、ニードル導入チューブ 62 の外径は 2 . 108 mm（0 . 083 インチ）であり、ニードル導入チューブ 62 の内径は 1 . 829 mm（0 . 072 インチ）である。この好ましい実施例では、ニードル 32 の外径は 0 . 940 mm（0 . 037 インチ）であり、ニードル 32 の内径は 0 . 762 mm（0 . 030 インチ）である。この好ましい実施例では、プッシャ 64 の外径は 0 . 635 mm（0 . 025 インチ）であり、プッシャ 64 の内径は 0 . 508 mm（0 . 020 インチ）である。この好ましい実施例では、ニードル導入チューブ 62 の湾曲した先端チップの半径は 7 . 62 mm（0 . 3 インチ）である。この好ましい実施例では、基端ハンドルアッセンブリ 58 が内視鏡導入チューブ 48 の外面に亘って摺動できる最大距離は、43 . 18 mm（1 . 7 インチ）である。この好ましい実施例では、プッシャ 64 がニードル 32 に対して移動する最大距離は、10 . 16 mm（0 . 4 インチ）である。

【0039】

図 3 B は、先端領域の一部を除去した図 3 A の先端アンカー送出デバイスを示す。

図 3 C は、図 3 B の先端領域 3 C の拡大図である。図 3 C は、細長い内視鏡導入チューブ 4 8 及びニードル導入チューブ 6 2 を含む先端アンカー送出デバイス 3 0 の先端を示す。

図 3 D 乃至図 3 K は、図 3 A の先端アンカー送出デバイス 3 0 によって、先端アンカー 1 2 を解剖学的構造内で展開する様々な方法を示す。図 3 D 乃至図 3 K に関して以下に説明するため、手順を前立腺に適用するものとして説明するが、その他の解剖学的領域にも使用できる。図 3 D では、細長いシース 2 8 を尿道に導入する。一実施例では、シース 2 8 は、2 5 フレンチの膀胱鏡切除用内視鏡シースである。シース 2 8 の先端チップが、前立腺によって閉鎖された尿道の領域の近くにあるようにシース 2 8 の位置を調節する。図 3 E では、先端アンカー送出デバイス 3 0 をシース 2 8 を通して尿道に導入した。この工程は、先端アンカー送出デバイス 3 0 の内視鏡導入チューブ 4 8 に内視鏡 7 4 を挿入することによって内視鏡で見ながら行ってもよい。先端アンカー送出デバイス 3 0 を回転し、ニードル導入チューブ 6 2 の先端を前立腺等の解剖学的組織に関して所望の配向にしてもよい。図 3 F では、基端ハンドルアッセンブリ 5 8 を内視鏡導入チューブ 4 8 上で先端ハンドルアッセンブリ 5 2 に対して先端方向に移動した。これにより、ニードル 3 2 をニードル導入チューブ 6 2 を通して前進する。ニードル 3 2 の先端チップがニードル導入チューブ 6 2 の先端チップの外に出る。ニードル 3 2 が一つ又はそれ以上の解剖学的領域を穿通する。方法の一実施例では、ニードル 3 2 の先端チップが前立腺の嚢の外に出て周囲骨盤空間に進入する。方法の一実施例では、前立腺の寸法を計測する。次いで、この情報を使用し、ニードル導入チューブ 6 2 を通してニードル 3 2 を前進する距離を決定する。図 3 G では、安全システム 7 2 を解放する。この工程により、トリガー 6 6 を基端ハンドピース 6 8 から係止解除する。図 3 H では、トリガー 6 6 を持ち上げる。これによりプッシャ 6 4 をニードル 3 2 を通して先端方向に前進する。これにより先端アンカー 1 2 をニードル 3 2 の外に出し、解剖学的領域に入れる。方法の一実施例で先端アンカー 1 2 がニードル 3 2 を出て周囲骨盤空間に進入する。図 3 I でコネクタ 1 6 を基端方向に引っ張る。これにより先端アンカー 1 2 をコネクタ 1 6 に対して垂直に配向する。図 3 J では、基端ハンドルアッセンブリ 5 8 を内視鏡導入チューブ 4 8 上で基端方向に引っ張ることによってニードル 3 2 を解剖学的領域から取り外す。図 3 K では、先端アンカー送出デバイス 3 0 を解剖学的領域から取り外す。

10

20

30

40

50

【0040】

図 3 L は、先端アンカー送出デバイス 3 0 の第 2 実施例の側面図である。先端アンカー送出デバイス 3 0 は、内視鏡導入チューブ 4 8 を含む。内視鏡導入チューブ 4 8 の基端は、内視鏡 7 4 を内視鏡導入チューブ 4 8 に対して係止する内視鏡ハブ 5 0 を含んでいてもよい。内視鏡導入チューブ 4 8 の内腔を通して内視鏡 7 4 を解剖学的領域に導入してもよい。先端アンカー送出デバイス 3 0 は、ニードル導入チューブ 6 2 を含む。ニードル導入チューブ 6 2 の先端が内視鏡 7 4 の先端近くに配置されるように内視鏡導入チューブ 4 8 を通して内視鏡 7 4 を導入する。ニードル導入チューブ 6 2 の先端は、ニードル 3 2 を解剖学的領域に、内視鏡 7 4 の軸線に対して所定角度で導入する湾曲した又はテーパー状の領域を備えていてもよい。ニードル導入チューブ 6 2 を内視鏡導入チューブ 4 8 に連結エレメント 7 6 によって取り付け。適当なシース 2 8 を通して先端アンカー送出デバイス 3 0 を解剖学的領域に導入してもよい。このようなシースは、フラッシングポート又は呼吸ポートを含んでいてもよい。フラッシングポート又は呼吸ポートは、シースの内腔と連通しており、これにより、使用者は、流体を解剖学的領域に導入したり除去したりできる。

【0041】

図 3 M 乃至図 3 T は、図 3 L の先端アンカー送出デバイス 3 0 の斜視図であり、アンカーを解剖学的領域で展開する方法の一実施例の工程を示す。先端アンカー送出デバイス 3 0 は、内腔を取り囲む内視鏡導入チューブ 4 8 を含む。内視鏡 7 4 は、内視鏡導入チューブ 4 8 の内腔内に配置される。図 3 M に示す工程では、先端アンカー送出デバイス 3 0 を細長いシース 2 8 を通して尿道等の解剖学的領域に導入する。先端アンカー送出デバイス 3 0 を回転し、ニードル導入チューブ 6 2 の先端チップを所望の方向に配向してもよい。

ニードル 3 2 をニードル導入チューブ 6 2 を通して導入する。図 3 N に示す工程では、ニードル 3 2 の先端がニードル導入チューブ 6 2 の先端の外に出て解剖学的領域に進入するように、ニードル導入チューブ 6 2 を通してニードル 3 2 を前進する。方法の一実施例では、ニードル 3 2 の先端が前立腺を穿通し、周囲骨盤空間に進入するようにニードル 3 2 を前進する。この実施例では、前立腺の寸法を計測してもよい。次いで、この情報を使用し、ニードル 3 2 の先端が前立腺を穿通する距離を決定する。図 3 O に示す工程では、コネクタ 1 6 に取り付けられた先端アンカー 1 2 をニードル 3 2 に導入する。先端アンカー 1 2 をプッシャ 6 4 によってニードル 3 2 を通して先端方向に押す。図 3 P に示す工程では、先端アンカー 1 2 がニードル 3 2 の先端の外に出るように、先端アンカー 1 2 をプッシャ 6 4 によってニードル 3 2 を通して先端方向に更に押す。図 3 Q に示す工程では、コネクタ 1 6 を基端方向に引っ張る。これによって先端アンカー 1 2 をコネクタ 1 6 に対して自動的に垂直方向に配向する。図 3 R に示す工程では、ニードル 3 2 及びプッシャ 6 4 を基端方向に沿って更に引っ張り、プッシャ 6 4 及びニードル 3 2 を先端アンカー送出デバイス 3 0 から取り外す。図 3 T に示す工程では、先端アンカー送出デバイス 3 0 を基端方向に沿って引っ張り、先端アンカー送出デバイス 3 0 を解剖学的領域から取り外す。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 2 】

図 3 U は、本明細書中に開示した一つ又はそれ以上の先端アンカーの導入に使用できるニードルの一実施例の先端チップの第 1 側面図である。図 3 U は、先の尖った先端チップを持つニードル 3 2 を示す。ニードル 3 2 は、ニッケル - チタニウム合金（例えばニチノール）やステンレス鋼等を含むがこれらの材料に限定されない適当な生体親和性材料で形成されていてもよい。ニードル 3 2 は一つ又はそれ以上の湾曲した又は角度をなした領域を含んでいてもよい。ニードル 3 2 の外径は、 0.864 mm 乃至 1.092 mm (0.034 インチ乃至 0.043 インチ) である。ニードル 3 2 は内腔を形成し、その内径は、 0.686 mm 乃至 0.889 mm (0.027 インチ乃至 0.035 インチ) の範囲内にある。好ましい実施例では、ニードル 3 2 の外径は約 0.945 mm (約 0.037 インチ) であり、内径は 0.749 mm 約 (約 0.0295 インチ) である。ニードル 3 2 の長さは、 25.4 cm 乃至 38.1 cm (10 インチ乃至 15 インチ) の範囲内であってもよい。好ましい実施例では、ニードル 3 2 の長さは、 $33.02\text{ cm} \pm 0.508\text{ cm}$ (13 インチ ± 0.2 インチ) である。図 3 U に示す実施例では、ニードル 3 2 の先端チップは、第 1 ベベル 7 8 及び第 2 ベベル 8 0 を有する。好ましい実施例では、第 1 ベベル 7 8 とニードル 3 2 の軸線との間の角度は 17° である。この実施例では、第 1 ベベル 7 8 の基端からニードル 3 2 の先端までのニードル 3 2 の軸線に沿った距離は約 3.048 mm (約 0.12 インチ) である。第 2 ベベル 8 0 は、図 3 U に示すように湾曲している。図 3 U に示す実施例では、第 2 ベベル 8 0 の基端からニードル 3 2 の先端までのニードル 3 2 の軸線に沿った距離は約 1.778 mm (約 0.07 インチ) である。

【 0 0 4 3 】

図 3 V は、図 3 U に示すニードルの実施例の先端チップの第 2 側面図である。図 3 V はニードル 3 2 の側面図であり、第 1 ベベル 7 8 及び第 2 ベベル 8 0 を示す。

変形例では、ニードル 3 2 の外径は、 $1.27\text{ mm} \pm 0.203\text{ mm}$ (0.050 インチ ± 0.008 インチ) である。ニードル 3 2 は内腔を形成し、ニードル 3 2 の内径は、 0.965 mm 乃至 0.889 mm (0.038 インチ ± 0.008 インチ) である。ニードル 3 2 の長さは、 $30.48\text{ cm} \pm 10.16\text{ cm}$ (12 インチ ± 4 インチ) である。第 1 ベベル 7 8 とニードル 3 2 の軸線との間の角度は、 20° 乃至 24° の範囲内であってもよい。

【 0 0 4 4 】

先端アンカー送出デバイス 3 0 の先端チップは、ニードル 3 2 が先端アンカー送出デバイス 3 0 の先端チップから出るとき、ニードル 3 2 の軌道を正確に案内するための一つ又はそれ以上のガイド機構を含んでいてもよい。このようなガイド機構は、先端アンカー送出デバイス 3 0 の内面がニードル 3 2 の先の尖った先端によって擦られることがないようにするか或いは少なくするのに使用してもよい。例えば、図 3 W は、先端アンカー送出デ

バイス 30 を通るニードル 32 の軌道を案内するためのブッシュ 82 を含む先端アンカー送出デバイス 30 の先端チップの長さ方向断面図を示す。ブッシュ 82 は、ステンレス鋼やニッケル - チタニウム合金（例えばニチノール）等の生体親和性金属、及び / 又はポリマー等を含むがこれらの材料に限定されない適当な生体親和性材料で形成されていてもよい。図 3 W に示す実施例では、ブッシュ 82 は湾曲した円筒形部材で形成されている。ブッシュ 82 は、先端アンカー送出デバイス 30 の内面をライニングしている。一実施例では、ブッシュ 82 は先端アンカー送出デバイス 30 の内面に適当な接着剤によって取り付けられる。ブッシュ 82 の先端は、図示のように、先端アンカー送出デバイス 30 の先端チップの近くに配置されている。これにより、ニードル 32 の先の尖った先端チップを、先端アンカー送出デバイス 30 の内面を実質的に擦ることなく、先端アンカー送出デバイス 30 の先端チップから出すことができる。

10

【0045】

図 3 X は、先端アンカー送出デバイス 30 を通るニードル 32 の軌道を案内する先端クリンプ 84 即ちディンプルを含む先端アンカー送出デバイス 30 の先端チップの長さ方向断面図を示す。先端クリンプ 84 は、先端クリンプ 84 の一領域が先端アンカー送出デバイス 30 の内腔内に延びるように、先端アンカー送出デバイス 30 の先端領域にクリンプ加工又はディンプル加工を行うことによって形成されてもよい。先端クリンプ 84 は、図示のように、先端アンカー送出デバイス 30 の先端チップの近くに配置されている。先端クリンプ 84 は、ニードル 32 用の傾斜部として作用する。かくしてニードル 32 は、先端アンカー送出デバイス 30 の内面を実質的に擦ることなく、先端アンカー送出デバイス 30 の先端チップから出る。先端アンカー送出デバイス 30 は、一つ又はそれ以上の先端クリンプ 84 又はディンプルを含んでいてもよい。

20

【0046】

先端アンカー送出デバイス 30 の先端チップは、湾曲した又は角度をなしたチップを含んでいてもよい。このような湾曲した又は角度をなしたチップは、ニードル 32 等の一つ又はそれ以上のデバイスを、解剖学的領域に、先端アンカー送出デバイス 30 の軸線に対して所定角度で導入するように設計されていてもよい。変形例では、先端アンカー送出デバイス 30 の先端チップは、一つ又はそれ以上の湾曲した又は角度をなした内腔を含む。例えば、図 3 Y は、湾曲した又は角度をなしたニードル導入内腔 86 を含む先端アンカー送出デバイス 30 の先端チップの斜視図である。ニードル導入内腔 86 は、ニードル 32 又は他のデバイスを解剖学的領域に導入するのに使用してもよい。図 3 Y に示す実施例では、ニードル導入内腔 86 は、直線状基端領域と、湾曲した又は角度をなした先端領域とを含む。ニードル導入内腔 86 の最も先端側の領域は、先端アンカー送出デバイス 30 の長さ方向軸線に対して 30° 乃至 70° の範囲の所定角度で配向されていてもよい。図 3 Y に示す実施例では、先端アンカー送出デバイス 30 は、更に、湾曲した又は角度をなした内視鏡導入内腔 88 を含む。内視鏡導入内腔 88 は、内視鏡 74 又は他のデバイスを解剖学的領域に導入するのに使用してもよい。図 3 Y に示す実施例では、内視鏡導入内腔 88 は、直線状基端領域と、湾曲した又は角度をなした先端領域とを含む。内視鏡導入内腔 88 の最も先端側の領域は、先端アンカー送出デバイス 30 の長さ方向軸線に対して所定角度で配向されていてもよい。かくして、ニードル 32 及び内視鏡 74 の両方を、先端アンカー送出デバイス 30 を通して解剖学的領域に所望の角度で導入できる。

30

40

【0047】

一実施例では、ニードル導入内腔 86 は、先端アンカー送出デバイス 30 の先端領域を通して内腔をドリル加工することによって形成されていてもよい。別の実施例では、ニードル導入内腔 86 は、溝を備えた二つの細長い部品で形成される。これらの部品は、溝を備えた二つの細長い部品がニードル導入内腔 86 を形成するように互いに取り付けられる。例えば、図 3 Y に示す先端アンカー送出デバイス 30 の先端チップは、細長い第 1 部品 90 及び細長い第 2 部品 92 の二つの細長い部品で形成されている。図 3 Y' は、先端アンカー送出デバイス 30 の一実施例の先端を形成するのに使用された細長い第 1 部品 90 の一実施例の斜視図である。細長い第 1 部品 90 は第 1 溝 94 を含む。この第 1 溝 94 は

50

、D字形状断面を有する。第1溝94の半円形領域の直径は、約1.143mm乃至0.127mm(約0.045インチ±0.005インチ)である。細長い第1部品90は更に、第2溝96を含む。この第2溝96もまた、D字形状断面を有する。第2溝96の半円形領域の直径は、約4.369mm乃至0.254mm(約0.172インチ±0.010インチ)である。図3Zは、先端アンカー送出デバイス30の一実施例の先端の形成に使用される細長い第2部品92の一実施例の斜視図である。細長い第2部品92は、第3溝98を含む。この第3溝98は、D字形状断面を有する。細長い第1部品90及び細長い第2部品92は、第2溝96及び第3溝98が内視鏡導入内腔88を形成するように互いに取り付けられる。更に、第1部品90及び第2部品92が互いに取り付けられたとき、第1溝94及び細長い第2部品92の外面がD字形状ニードル導入内腔86を形成する。

10

【0048】

図4A及び図4Bは、基端アンカーをコネクタに取り付ける方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの第1実施例の長さ方向断面図である。図4Aに示す実施例では、基端アンカー14は、中空チューブを含む。この中空チューブは、チューブの端部間のほぼ中央に配置されたコネクタ開口部100を含む。このコネクタ開口部100は、外方に開放したフラップ26をチューブの材料に切ることによって形成される。外方に開放したフラップ26を図4Aに示すように折り畳み、コネクタ開口部100に対して丸みのある縁部を形成する。基端アンカー14は、更に、係止タブ102を含む。係止タブ102は、基端アンカー14の材料にフラップを切り、フラップを基端アンカー14の内腔内に図示のように曲げることによって形成される。コネクタ16は、コネクタ開口部100を通して基端アンカー14に進入する。コネクタ16は、基端アンカー14の先端を通して基端アンカー14の外に出る。コネクタ16は、係止ピン104によって基端アンカー14に取り付けることができる。係止ピン104は、先端チップがテーパした細長い本体を含む。係止ピン104は、係止スロット106を含む。係止スロット106は、係止タブ102が係止スロット106に嵌着するように設計されている。これにより、係止ピン104を、図4Aに示すように基端アンカー14に一時的に係止する。図4Bでは、使用者が係止ピン104を先端方向に押す。これにより係止タブ102が係止スロット106から外れる。これにより、係止ピン104が基端アンカー14から外れる。次いで、係止ピン104が先端方向に移動する。次いで、係止ピン104のテーパした先端チップが、コネクタ16と基端アンカー14との間にきつく食い込む。これによりコネクタ16を基端アンカー14に取り付ける。係止ピン104及び基端アンカー14は、コネクタ16を基端アンカー14に取り付けた後、係止ピンと基端アンカー14との間で相対的な移動が生じないようにするための別の機構を備えていてもよい。

20

30

【0049】

コネクタ開口部100の一つ又はそれ以上の縁部が滑らかにしてあってもよい。一実施例では、コーティングを施すことによってこれらの縁部を滑らかにする。別の実施例では、コネクタ開口部100を中心として材料を折り畳むことによってこれらの縁部を滑らかにする。

基端アンカー14の製造方法の一実施例では、半径方向に整合したレーザーによってチューブをレーザー切断する。レーザー切断パターンの形状は、チューブの外周にマッピングした平らなパターンを使用して特定される。図4Cは、図4Aの基端アンカー14の製造に使用できる平らなパターンの第1実施例を示す。矩形領域の長さは、チューブの長さを表す。矩形領域の幅OCは、チューブの外周を表す。図4Cでは、第3の平らなパターン108は矩形領域を含む。一実施例では、矩形領域の長さは、5.994mm±0.127mm(0.236インチ±0.005インチ)であり、矩形領域の幅OCは、2.235mm±0.051mm(0.088インチ±0.002インチ)である。第3の平らなパターン108は、更に、図4Cに示すように第3の平らなパターン108の基端に切ったU字形状スロット110を含む。スロット110の最大幅は、1.27mm±0.051mm(0.050インチ±0.002インチ)である。スロット110の基端は、図

40

50

4 C に示すように、矩形領域を形成する。矩形領域を折り畳み、外方に開放したフラップ 26 を形成する。スロット 110 の先端は、半径が約 0.356 mm (約 0.014 インチ) の丸みのある縁部を含む。第 3 の平らなパターン 108 の先端領域は、図 4 C に示すように、第 2 U 字形状スロット 112 を含む。基端アンカー 14 の製造方法の一実施例では、ニッケル - チタニウム合金 (例えばニチノール) 又はステンレス鋼製のチューブを第 3 の平らなパターン 108 に従って切断する。スロット 110 の矩形領域を外方に折り畳み、外方に開放したフラップ 26 を形成する。第 2 U 字形状スロット 112 によって包囲された領域を内方に曲げて係止タブ 102 を形成する。

【0050】

図 4 D 及び図 4 E は、基端アンカーをコネクタに取り付ける方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの第 2 実施例の長さ方向断面図を示す。図 4 D に示す実施例では、基端アンカー 14 は中空チューブを含む。この中空チューブの端部間のほぼ中央にコネクタ開口部 100 が設けられている。図 4 D に示す実施例では、コネクタ開口部 100 は、チューブの材料に外方に開放したフラップ 26 を切ることによって形成される。外方に開放したフラップ 26 を図 4 D に示すように折り畳み、コネクタ開口部 100 に丸みのある縁部を形成する。コネクタ開口部 100 を通してコネクタ 16 を基端アンカー 14 に進入する。コネクタ 16 は、基端アンカー 14 の第 1 切断開口部 114 を通って基端アンカー 14 の外に出る。コネクタ 16 は、係止ピン 104 によって基端アンカー 14 に取り付けることができる。係止ピン 104 は、基端チップがテーバした細長い本体を含む。基端アンカー 14 は、更に、係止ピン 104 が基端アンカー 14 から分離しないようにする固定機構を含む。図 4 D に示す実施例では、固定機構は、係止クリンプ 103 を含む。この係止クリンプ 103 は、基端アンカー 14 の壁の一領域にクリンプ加工を施すことによって形成される。係止クリンプ 103 により、係止ピン 104 が誤って基端アンカー 14 の先端から出ないようにする。図 4 D に示す実施例では、基端アンカーは、更に、第 2 固定機構を含む。第 2 固定機構は、係止タブ 102 を含む。係止タブ 102 は、係止ピン 104 に設けられた係止スロット 106 に嵌着する。これにより、図 4 D に示すように、係止ピン 104 を基端アンカー 14 に一時的に係止する。係止ピン 104 は、更に、先端係止ノッチ 118 を含む。先端係止ノッチ 118 は、係止スロット 106 の先端側に配置されている。コネクタ 16 は、基端アンカー送出デバイス 34 に配置したアクチュエータ 120 を引っ張ることによって、基端アンカー 14 に取り付けられる。アクチュエータ 120 は、図 4 D に示すように、先端湾曲領域を含む。アクチュエータ 120 の先端湾曲領域により係止ピン 104 の先端を基端方向に引っ張る。アクチュエータ 120 は、更に、第 2 切断開口部 122 を含み、コネクタ 16 がこの第 2 切断開口部 122 を通って延びる。基端アンカーは、基端アンカー送出デバイス 34 に配置されたホルダ 124 によって、基端方向に移動しないようにされている。

【0051】

図 4 E では、使用者はアクチュエータ 120 を基端方向に引っ張る。アクチュエータ 120 は、係止ピン 104 を基端方向に引っ張る。これにより係止タブ 102 が係止スロット 106 から外れる。これにより、係止ピン 104 を基端アンカー 14 から外す。係止ピン 104 は、次いで、基端方向に移動する。次いで、係止ピン 104 のテーバした基端チップがコネクタ 16 と基端アンカー 14 との間にきつく食い込む。これによりコネクタ 16 を基端アンカー 14 に取り付ける。更に、係止タブ 102 が係止ノッチ 118 に係止し、これによって係止ピン 104 を基端アンカー 14 に対して更に固定する。更に、基端方向での係止ピン 104 の移動により、コネクタ 16 を第 1 切断開口部 114 と第 2 切断開口部 122 との間で切断する。これによりコネクタ 16 を切断し、基端アンカー 14 を基端アンカー送出デバイス 34 から外す。

【0052】

コネクタ 16 は、一つ又はそれ以上のコネクタ開口部を通して基端アンカー 14 に進入し、又は基端アンカー 14 から出る。このような開口部の壁には一つ又はそれ以上の湾曲したタブが設けられていてもよい。このような湾曲したタブは、基端アンカー内に内方に

10

20

30

40

50

曲げられていてもよいし、係止ピン 104 をコネクタ 16 に食い込ませるのに使用してもよい。例えば、図 4 F 及び図 4 G は、基端アンカーをコネクタに取り付ける方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの第 3 実施例の長さ方向断面図である。図 4 F に示す実施例では、基端アンカー 14 は中空チューブを含む。この中空チューブの端部間のほぼ中央にコネクタ開口部 100 が設けられている。図 4 F に示す実施例では、コネクタ開口部 100 はチューブの材料に H 字形状スロットを切ることによって形成される。H 字形状スロットにより外方に開放したフラップ 26 を形成する。外方に開放したフラップ 26 を図 4 F に示すように折り畳み、コネクタ開口部 100 に続く丸みのある縁部を形成する。H 字形状スロットは、更に、図 4 F に示すように、内方に開放した楔タブ 126 を形成する。基端アンカー 14 は、更に、係止タブ 102 を形成する。係止タブ 102 は、基端アンカー 14 の材料にフラップを形成し、このフラップを基端アンカー 14 の内腔内に図示のように曲げることによって形成される。コネクタ 16 は、コネクタ開口部 100 を通って基端アンカー 14 に進入する。コネクタ 16 は、基端アンカー 14 の端部を通して基端アンカー 14 の外に出る。コネクタ 16 は、係止ピン 104 によって基端アンカー 14 に取り付けられることができる。係止ピン 104 は、チップがテーパした細長い本体を含む。係止ピン 104 は、係止スロット 106 を含む。係止スロット 106 は、この係止スロット 106 に係止タブ 102 が嵌着するように設計されている。これにより、図 4 F に示すように、係止ピン 104 を基端アンカー 14 に一時的に係止する。図 4 G では、使用者が係止ピン 104 を移動する。これにより係止タブ 102 を係止スロット 106 から外す。これにより係止ピン 104 を基端アンカー 14 から外す。係止ピン 104 は、次いで、係止ピン 104 のテーパしたチップがコネクタ 16 と基端アンカー 14 との間にきつく食い込むように、基端アンカー 14 内で移動する。更に、楔タブ 126 が係止ピン 104 とコネクタ 16 との間に食い込む。これによりコネクタ 16 を基端アンカー 14 に取り付ける。係止ピン 104 及び基端アンカー 14 は、コネクタ 16 を基端アンカー 14 に取り付けた後、係止ピン 104 と基端アンカー 14 との間で相対的な移動が生じないようにするための機構を備えていてもよい。

【0053】

図 4 F 及び図 4 G の基端アンカー製造方法の一実施例では、半径方向に整合したレーザーによってチューブをレーザー切断する。レーザー切断パターンの形状は、チューブの外周にマッピングした平らなパターンを使用して特定される。図 4 H は、図 4 F 及び図 4 G の基端アンカー 14 の設計で利用できる平らなパターンの一実施例を示す。図 4 H では、第 4 の平らなパターン 128 は、矩形領域を含む。一実施例では、矩形領域の長さは、 $5.994\text{ mm} \pm 0.127\text{ mm}$ ($0.236\text{ インチ} \pm 0.005\text{ インチ}$) であり、矩形領域の幅 OC は、 $2.235\text{ mm} \pm 0.051\text{ mm}$ ($0.088\text{ インチ} \pm 0.002\text{ インチ}$) である。第 4 の平らなパターン 128 の基端領域は、図 4 H に示すように、U 字形状スロット 112 を含む。第 4 の平らなパターン 128 は、更に、図 4 H に示すように、H 字形状スロット 130 を含む。スロット 110 の最大幅は、 $0.711\text{ mm} \pm 0.025\text{ mm}$ ($0.028\text{ インチ} \pm 0.001\text{ インチ}$) である。スロット 110 の全長は、 $1.27\text{ mm} \pm 0.051\text{ mm}$ ($0.050\text{ インチ} \pm 0.002\text{ インチ}$) である。図 4 F 及び図 4 G の基端アンカー 14 の製造方法の一実施例では、ニッケル - チタニウム合金 (例えばニチノール) 又はステンレス鋼製のチューブを第 4 の平らなパターン 128 に従って切断する。H 字形状スロット 130 が形成する矩形の基端領域を外方に曲げて外方に開放したフラップ 26 を形成する。H 字形状スロット 130 が形成する矩形の先端領域を内方に曲げ、楔タブ 126 を形成する。U 字形状スロット 112 が形成する領域を内方に曲げ、係止タブ 102 を形成する。

【0054】

図 4 I 及び図 4 J は、基端アンカーをコネクタに取り付ける方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの第 4 実施例の長さ方向断面図を示す。基端アンカー 14 は中空チューブを含む。このチューブは、基端開口部及び先端開口部を含む。基端アンカー 14 は、更に、多数のコネクタ開口部 198 を含む。図 4 I 及び図 4 J に示すように、コネクタ 16

を一つのコネクタ開口部 100 を通して導入し、多数のコネクタ開口部 198 に編み込む。これらのコネクタ開口部 198 の縁部は、基端アンカー 14 をコネクタ 16 上で簡単に滑らかに移動できるように、コーティングが施してあるか或いは研磨してある。基端アンカー 14 は、更に、基端アンカー 14 の内腔に配置した係止ピン 104 を含む。基端アンカー 14 は、基端アンカー 14 内での係止ピン 104 の移動を制限する一つ又はそれ以上の制限エレメントを含んでいてもよい。図 4 I 及び図 4 J に示す実施例では、基端アンカー 14 は、制限エレメントとして作用する二つのクリンプ 132 を含む。クリンプ 132 は、係止ピン 104 が基端アンカー 14 の内腔から抜けないようにする。図 4 I に示す工程で、基端アンカー 14 をコネクタ 16 上で前進し、基端アンカー 14 を所望の位置に配置する。図 4 J に示す工程では、基端アンカー 14 を通して係止ピン 104 を前進する。係止ピン 104 がコネクタ 16 と基端アンカー 14 との間に食い込む。これによりコネクタ 16 を基端アンカー 14 に係止する。コネクタ 16 の余分の長さを切断し、整えてもよい。

10

【0055】

コネクタ 16 を基端アンカー 14 に係止するため、係止ピン 104 の幾つかの実施例を使用できる。このような係止ピン 104 は、コネクタ 16 と基端アンカー 14 の領域との間に食い込む一つ又はそれ以上のテーパ領域を含んでいてもよい。更に、コネクタ 16 を基端アンカー 14 の領域に取り付けるため、楔エレメントの幾つかの変形例を使用してもよい。例えば、図 4 K 及び図 4 L は、多数の枝部即ちブリストルを含む細長い楔デバイスによってコネクタを基端アンカーに固定する方法の一実施例の工程を示す、基端アンカー 14 の長さ方向断面図を示す。図 4 K に示す実施例では、基端アンカー 14 は、コネクタ 16 を通すコネクタ開口部 100 を含む。更に、細長い楔エレメント 134 が基端アンカー 14 を通る。これは、楔エレメント 134 の一端を使用者が引っ張ることができるように行われる。図 4 K に示す楔エレメント 134 の実施例は、細長い楔シャフト 136 を含む。一つ又はそれ以上の枝部即ちブリストル 138 が楔シャフト 136 に連結されている。一実施例では、楔シャフト 136 及びブリストル 138 は、適当なポリマー材料で形成されている。このようなポリマー材料の例には、ポリエステル、ポリイミド、PEEK、ポリウレタン、等が含まれるが、これらに限定されない。一実施例では、一つ又はそれ以上のブリストル 138 が互いに連結されており、ウェブを形成する。基端アンカー 14 の移動は、ストッパー 140 によって制限される。図 4 K に示す工程では、基端アンカー 14 をコネクタ 16 上で前進し、基端アンカー 14 を所望の位置に位置決めする。図 4 L に示す工程で、使用者が楔エレメント 134 を引っ張る。これにより、一つ又はそれ以上のブリストル 138 を含む楔エレメント 134 の領域を基端アンカー 14 とコネクタ 16 との間に食い込ませる。これによりコネクタ 16 を基端アンカー 14 に係止する。コネクタ 16 及び / 又は楔エレメント 134 の余分の長さを切断して整えるのがよい。

20

30

【0056】

一つ又はそれ以上の可撓性引っ張りシャフトを使用して本明細書中に開示した様々な楔エレメントや係止ピン等を使用してもよい。例えば、図 4 M 及び図 4 N は、可撓性引っ張りシャフトによって引っ張った係止ピンによってコネクタを基端アンカーに固定する方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの一実施例の長さ方向断面図である。図 4 M では、基端アンカー 14 は、コネクタ 16 を通すコネクタ開口部 100 を持つ細長い中空部材を含む。基端アンカー 14 は、基端がテーパした細長い係止ピン 104 を包囲する。使用者は、細長い可撓性引っ張りシャフト 142 を引っ張ることによって係止ピン 104 を基端方向に引っ張る。可撓性引っ張りシャフト 142 は、係止ピン 104 に取り外し自在に取り付けられている。基端アンカー 14 の移動は、ストッパー 140 によって制限されている。図 4 M に示す工程では、基端アンカー 14 をコネクタ 16 上で前進し、基端アンカー 14 を所望の位置に位置決めする。図 4 N に示す工程では、使用者は可撓性引っ張りシャフト 142 を基端方向に引っ張る。これにより係止ピン 104 を基端方向に引っ張る。係止ピン 104 がコネクタ 16 と基端アンカー 14 との間に食い込む。これによりコネクタを基端アンカー 14 に係止する。可撓性引っ張りシャフト 142 を係止ピン 104 から

40

50

取り外す。一実施例では、可撓性引っ張りシャフト 142 と係止ピン 104 との間の取り付けは、所定の高い力で壊れるように設計されている。この実施例では、コネクタ 16 を基端アンカー 14 に係止する工程の後、可撓性引っ張りシャフト 142 を所定の高い力で基端方向に引っ張る。これにより可撓性引っ張りシャフト 142 を係止ピン 104 から取り外す。別の実施例では可撓性引っ張りシャフト 142 と係止ピン 104 との間の取り付け部を電解により取り外してもよい。この実施例では、コネクタ 16 を基端アンカー 14 に係止する工程の後、可撓性引っ張りシャフト 142 と係止ピン 104 との間の取り付け部に電流を通す。これにより、可撓性引っ張りシャフト 142 と係止ピン 104 との間の取り付け部を電解により溶解する。これにより、可撓性引っ張りシャフト 142 を係止ピン 104 から取り外す。

10

【0057】

図 4 O 及び図 4 P は、コネクタを基端アンカーに中空楔エlementによって固定する方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの一実施例の長さ方向断面図である。図 4 O では、基端アンカー 14 は、コネクタ 16 を通すコネクタ開口部 100 を持つ細長い中空本体を含む。基端アンカー 14 は、先端がテーパした細長い中空楔エlement 144 を含む。中空楔エlement 144 は引張強度が高い適当な材料で形成されており、中空楔エlement 144 をコネクタ 16 上で押すことができる。このような材料の例には、高剛性ポリイミドや PEEK 等の材料が含まれるが、これらの材料に限定されない。基端アンカー 14 の移動はストッパー 140 によって制限される。図 4 O に示す工程では、基端アンカー 14 をコネクタ 16 上で前進し、基端アンカー 14 を所望の位置に位置決めした。コネクタ 16 を基端方向に引っ張りながら中空楔エlement 144 をコネクタ 16 上で前進する。これにより、図 4 P に示すように、中空楔エlement 144 をコネクタ 16 と基端アンカー 14 との間に食い込ませる。これにより、基端アンカー 14 をコネクタ 16 に取り付ける。一実施例では、中空楔エlement 144 の内腔に一つ又はそれ以上の返し又は突出部が設けられていてもよい。一つ又はそれ以上の返し又は突出部により、コネクタ 16 が中空楔エlement 144 の内腔を通して一方向に移動できるようにし且つコネクタ 16 が中空楔エlement 144 の内腔を通して逆方向に移動しないようにし即ちこれに対して大きな抵抗を示す。変形例では、楔エlement 144 は、コネクタ 16 と同軸でなくてもよい。別の変形例では、楔エlement 144 をコネクタ 16 と基端アンカー 14 との間で基端方向に引っ張ってもよい。

20

30

【0058】

コネクタ 16 及び / 又は楔エlementの余分の長さを、様々な機構を使用して切断又は調整してもよい。例えば図 4 Q 及び図 4 R は、コネクタ 16 及び楔エlementの余分の長さを切断するために圧縮カッターを使用する方法の一実施例を示す。図 4 Q に示す実施例では、コネクタ 16 は中空楔エlement 144 によって基端アンカー 14 に取り付けられている。これは、図 4 O 及び図 4 P に示す工程によって行ってもよい。圧縮カッター 146 を中空楔エlement 144 上に前進させる。圧縮カッター 146 は、二つ又はそれ以上の先端切断縁を有する。先端切断縁の外面には、図 4 Q に示すように拡大領域が設けられている。この拡大領域は、先端切断縁近くの圧縮カッター 146 の半径方向輪郭を増大する。圧縮シャフト 148 を圧縮カッター 146 上に前進させる。図 4 R に示す工程では、圧縮シャフト 148 を圧縮カッター 146 の先端上に前進させる。これにより先端切断縁に半径方向内方に力を及ぼす。これにより先端切断縁を押圧し、これらの先端切断縁によって、先端切断縁によって包囲されたコネクタ 16 の領域及び中空楔エlement 144 を切断する。

40

【0059】

図 4 S 及び図 4 T は、コネクタを基端アンカーに固定する方法の一実施例の工程を示す、クリンプゾーンを含む基端アンカーの第 1 実施例の長さ方向断面図である。図 4 S では、基端アンカー 14 は、コネクタ開口部 100 を持つ細長い中空本体を含む。コネクタ開口部 100 を通してコネクタ 16 を基端アンカー 14 に入れる。コネクタ 16 は、基端アンカー 14 の一端を通して基端アンカー 14 を出る。基端アンカー 14 の基端にはクリン

50

ブゾーン 150 が設けられている。このクリンプゾーン 150 は、適当な半径方向圧縮力を及ぼすことによってクリンプ加工できる。クリンプゾーン 150 は、図 4 S に示すように細長いクリンプデバイス 152 によって包囲されている。クリンプデバイス 152 の先端を使用して基端アンカー 14 の位置を維持してもよい。圧縮シャフト 148 によってクリンプデバイス 152 の先端を圧縮する。図 4 S に示す工程では、基端アンカー 14 をコネクタ 16 上で前進し、基端アンカー 14 を所望の位置に位置決めする。図 4 T に示す工程では、圧縮シャフト 148 を、クリンプデバイス 152 上で、圧縮シャフト 148 がクリンプデバイス 152 の拡大先端を越えるまで先端方向に前進する。これにより、クリンプデバイス 152 の先端に半径方向圧縮力を及ぼす。クリンプデバイス 152 は、クリンプゾーン 150 に圧縮力を及ぼす。この力によりクリンプゾーン 150 を圧縮し、コネクタ 16 上にクリンプ加工する。これにより基端アンカー 14 をコネクタ 16 に取り付ける。様々な切断機構又はトリミング機構を使用してコネクタ 16 の余分の長さを切断し、整えてもよい。

10

20

30

【0060】

図 4 U 及び図 4 V は、コネクタを基端アンカーに固定する方法の一実施例の工程を示す、クリンプゾーンを持つ基端アンカーの第 2 実施例の長さ方向断面図である。基端アンカー 14 は、コネクタ開口部 100 を持つ細長い中空本体を含む。コネクタ開口部 100 を通してコネクタ 16 を基端アンカー 14 に入れる。コネクタ 16 は、基端アンカー 14 の一端を通して基端アンカー 14 を出る。基端アンカー 14 の基端を、適当な半径方向圧縮力によってクリンプ加工する。基端アンカー 14 の基端を、図 4 U に示すように細長いクリンプシャフト 154 によって包囲する。クリンプシャフト 154 は内腔を有する。クリンプシャフト 154 の内腔の先端は、図 4 U に示すようにテーパしており、内腔の直径は、基端方向に沿って所定距離まで徐々に減少する。図 4 U に示すように、コネクタ 16 をクリンプシャフト 154 の内腔に通す。クリンプシャフト 154 の先端及び基端アンカー送出デバイス 34 の領域を使用し、基端アンカー 14 の位置を維持する。図 4 U に示す工程では、基端アンカー 14 をコネクタ 16 上で前進し、基端アンカー 14 を所望の位置に位置決めする。図 4 V に示す工程では、クリンプシャフト 154 を先端方向に前進する。基端アンカー 14 の基端をクリンプシャフト 154 の内腔に押し込む。クリンプシャフト 154 のテーパした内腔が、基端アンカー 14 の基端に半径方向圧縮力を及ぼす。この力が基端アンカー 14 の基端を圧縮し、コネクタ 16 にクリンプ止めする。これにより、基端アンカー 14 をコネクタ 16 に取り付ける。様々な切断機構又はトリミング機構を使用してコネクタ 16 の余分の長さを切断して整えてもよい。

使用者が圧縮シャフト 148 及びクリンプシャフト 154 を制御下でできるように圧縮シャフト 148 及びクリンプシャフト 154 をトリガー機構に連結してもよい。

【0061】

図 4 W 及び図 4 X は、多数のクリンプゾーンを持つ基端アンカーの第 3 実施例を示し、コネクタを基端アンカーに固定する方法の一実施例の工程を示す。図 4 W では、基端アンカー 14 は、コネクタ開口部を持つ細長い中空本体を含む。コネクタ 16 は、コネクタ開口部を通して基端アンカー 14 に入る。コネクタ 16 は、基端アンカー 14 の一端を通して基端アンカー 14 を出る。基端アンカー 14 は、多数のクリンプゾーン 150 を含む。これらのクリンプゾーン 150 は適当な半径方向圧縮力によってクリンプ加工できる。図 4 W に示す基端アンカーの実施例では、基端アンカー 14 は三つのクリンプゾーン 150 を含む。クリンプゾーン 150 は、基端アンカー 14 の材料に U 字形状レーザー切断部を形成することによって形成される。各 U 字形状切断部は、クリンプゾーン 150 として作用するフラップを包囲する。図 4 W に示す実施例では、U 字形状切断部は、周方向で整合している。変形例では U 字形状レーザー切断部は、基端アンカー 14 の軸線に沿って整合している。クリンプゾーン 150 を含む基端アンカー 14 の領域を、図 4 W に示すように、細長いクリンプデバイス 152 によって包囲する。クリンプデバイス 152 の内腔は、クリンプゾーン 150 と一致する一つ又はそれ以上の突出部を備えていてもよい。クリンプデバイス 152 の先端は、クリンプデバイス 152 の外径が先端方向に沿って増大する

40

50

ように、図 4 W に示すように、テーパ領域を備えていてもよい。クリンプデバイス 1 5 2 の先端を圧縮シャフト 1 4 8 によって圧縮する。図 4 W に示す工程では、基端アンカー 1 4 をコネクタ 1 6 上で前進させ、基端アンカー 1 4 を所望の位置に位置決めする。図 4 X に示す工程では、圧縮シャフト 1 4 8 を、クリンプデバイス 1 5 2 のテーパした先端を越えるまで、クリンプデバイス 1 5 2 上で先端方向に前進させる。これにより、クリンプデバイス 1 5 2 の先端に半径方向圧縮力を及ぼす。クリンプデバイス 1 5 2 は、これにより、クリンプゾーン 1 5 0 に圧縮力を及ぼす。この力によりクリンプゾーン 1 5 0 を圧縮し、コネクタ 1 6 にクリンプ止めする。これにより、基端アンカー 1 4 をコネクタ 1 6 に取り付ける。様々な切断機構又はトリミング機構を使用してコネクタ 1 6 の余分の長さを切断し、整えてもよい。

10

【 0 0 6 2 】

図 4 Y は、テーパした外面を持つ基端アンカーの一実施例の側面図である。図 4 Y に示す実施例では、基端アンカー 1 4 は、一端の有効直径「 d 」が他端の有効直径「 D 」よりも小さい細長いテーパした本体を含む。基端アンカー 1 4 は、更に、その外面に外溝即ちスロット 1 5 6 を備えている。基端アンカー 1 4 の形成に使用できる適当な生体親和性材料の例には、ニッケル - チタニウム合金（例えばニチノール）、ステンレス鋼、チタニウム、ポリマー（例えばポリエステル、ポリイミド、P E E K、ポリウレタン、等）が含まれるが、これらの材料に限定されない。

【 0 0 6 3 】

図 4 Z 乃至図 4 A B は、コネクタを基端アンカーに固定リングによって固定する方法の一実施例の工程を示す、図 4 Y の基端アンカーの実施例の側面図である。図 4 Z に示す工程では、コネクタ 1 6 の一部がスロット 1 5 6 を通るように、基端アンカー 1 4 を解剖学的領域の所望の位置に、コネクタ 1 6 に沿って位置決めした。固定リング 1 5 8 を基端アンカー 1 4 上で前進する。固定リング 1 5 8 の形成に使用できる適当な生体親和性材料の例には、ニッケル - チタニウム合金（例えばニチノール）、ステンレス鋼、チタニウム、等、例えばポリエステル、ポリイミド、P E E K、ポリウレタン、等のポリマーが含まれるが、これらの材料に限定されない。適当なプッシュデバイスによって固定リング 1 5 8 を基端アンカー 1 4 で前進させる。一実施例では、プッシュデバイスは、細長い中空プッシュロッドである。固定リング 1 5 8 を基端アンカー 1 4 上で前進すると、固定リング 1 5 8 によって包囲された基端アンカー 1 4 の領域の直径が増大する。固定リング 1 5 8 を基端アンカー 1 4 に沿って所定距離前進させた後、固定リング 1 5 8 が基端アンカー 1 4 の外面をしっかりと把持する。これによりコネクタ 1 6 の一領域を固定リング 1 5 8 と基端アンカー 1 4 の一領域との間で圧縮する。これにより、基端アンカー 1 4 をコネクタ 1 6 に取り付ける。様々な切断機構又はトリミング機構を使用してコネクタ 1 6 の余分の長さを切断し、整えてもよい。コネクタ 1 6 の切断又はトリミングを行うための方法の一実施例では、図 4 A A に示すように、切断リング 1 6 0 を基端アンカー 1 4 上で前進する。切断リング 1 6 0 の形成に使用できる適当な生体親和性材料の例には、ニッケル - チタニウム合金（例えばニチノール）、ステンレス鋼、チタニウム、等、例えばポリエステル、ポリイミド、P E E K、ポリウレタン、等のポリマーが含まれるが、これらの材料に限定されない。切断リング 1 6 0 は円形の本体を含み、この本体が切断ブレード 1 6 2 に取り付けられる。切断リング 1 6 0 を基端アンカー 1 4 上で前進させるとき、切断リング 1 6 0 によって包囲された基端アンカー 1 4 の領域の直径が増大する。切断リング 1 6 0 を基端アンカー 1 4 に沿って所定距離前進させると、切断ブレード 1 6 2 がコネクタ 1 6 の領域と接触する。切断リング 1 6 0 を更に前進させ、コネクタ 1 6 を図 4 A B に示すように切断ブレード 1 6 2 によって切断する。

20

30

40

【 0 0 6 4 】

図 4 A C は、図 4 A A 及び図 4 A B の切断リングの一実施例の断面図である。図 4 A C に示す実施例では、切断リング 1 6 0 は、半径方向内方に突出した切断ブレード 1 6 2 に取り付けられた円形の本体を含む。

【 0 0 6 5 】

50

図 4 A D は、熱形状記憶合金製の基端アンカーの第 1 実施例の側面図である。図 4 A D では、基端アンカー 1 4 は、適当な形状記憶材料でできた細長い中空本体を含む。このような形状記憶材料の例には、ニッケル - チタニウム合金、銅 - 亜鉛 - アルミニウム合金、鉄 - マンガン - 珪素合金、等が含まれるが、これらの材料に限定されない。図 4 A D に示す実施例では、基端アンカー 1 4 は、ニッケル - チタニウム合金（例えばニチノール）で形成されている。基端アンカー 1 4 は内腔を有する。基端アンカー 1 4 の一端は、内腔プラグ 1 6 4 によって塞がれていてもよい。図 4 A D に示す実施例では、基端アンカー 1 4 は、更に、長さ方向スリットを含む。この長さ方向スリットは、基端アンカー 1 4 の内腔と基端アンカー 1 4 の外部との間を流体連通する。基端アンカー 1 4 は、コネクタ開口部 1 0 0 を含む。このコネクタ開口部 1 0 0 を通してコネクタ 1 6 を基端アンカー 1 4 に入れる。コネクタ 1 6 は、基端アンカー 1 4 の一端を通して基端アンカー 1 4 を出る。使用者は、基端アンカー 1 4 の温度を変化させることによって、基端アンカー 1 4 の内腔の直径を制御できる。基端アンカー 1 4 をコネクタ 1 6 に固定する方法の一実施例では、基端アンカー 1 4 の形状記憶材料がマルテンサイト相にある状態で、基端アンカー 1 4 を解剖学的領域に導入する。マルテンサイト状態の基端アンカー 1 4 の内腔の直径は、基端アンカー 1 4 をコネクタ 1 6 上で前進させる上で十分に大きい。マルテンサイト相は、例えば、基端アンカー 1 4 を冷却し、冷却した基端アンカー 1 4 を解剖学的領域に導入することによって得ることができる。基端アンカー 1 4 の温度が体温まで上昇した後、形状記憶材料は、プログラムされた形状を取り戻し、超弾性になる。プログラムされた形状では、基端アンカー 1 4 の内腔の直径は、基端アンカー 1 4 をコネクタ 1 6 に取り付けの上で十分に小さい。様々な切断機構又はトリミング機構を使用してコネクタ 1 6 の余分の長さを切断し、整えてもよい。方法の一実施例では、使用者が基端アンカー 1 4 と接触させる塩水等の液体の温度を制御することによって基端アンカー 1 4 の温度を維持し又は変化させる。一実施例では、基端アンカー 1 4 の内腔を一つ又はそれ以上の返し又は突出部でライニングしてもよい。一つ又はそれ以上の返し又は突出部により、コネクタ 1 6 を基端アンカー 1 4 の内腔を通して一方の方向に移動でき、コネクタ 1 6 が基端アンカー 1 4 の内腔を通して逆方向に移動しないようにし即ちこれに対して大きな抵抗を示す。

【 0 0 6 6 】

図 4 A E は、基端アンカーの形状記憶材料がマルテンサイト相にある場合の図 4 A D の基端アンカーの 4 A E - 4 A E 線での断面図である。図 4 A E では、基端アンカー 1 4 の内腔の直径は、コネクタ 1 6 の外径よりも大きい。これにより、使用者は基端アンカー 1 4 をコネクタ 1 6 上で前進できる。図 A E ' は、基端アンカーの形状記憶材料がプログラムされた形状にある場合の、図 4 A D の基端アンカーの 4 A E - 4 A E 線に沿った断面を示す。図 A E ' では、基端アンカー 1 4 の内腔の直径は、コネクタ 1 6 の外径よりも小さい。これにより、基端アンカー 1 4 の一領域でコネクタ 1 6 の一領域を圧縮できる。これにより、基端アンカー 1 4 をコネクタ 1 6 に取り付ける。

図 4 A F は、基端アンカーの形状記憶材料がマルテンサイト相にある場合の、4 A F - 4 A F 線に沿った図 4 A D の基端アンカーの断面図である。図 4 A F では、基端アンカー 1 4 の内腔の直径は、内腔プラグ 1 6 4 の外径よりも大きい。図 4 A F ' は、基端アンカーの形状記憶材料がプログラムされた形状にある場合の、4 A F - 4 A F 線に沿った図 4 A D の基端アンカーの断面図である。図 4 A F ' では、基端アンカー 1 4 の内腔の直径は、内腔プラグ 1 6 4 の外径よりも小さい。これにより、内腔プラグ 1 6 4 で基端アンカー 1 4 の内腔の一端を実質的に塞ぐ。

【 0 0 6 7 】

図 4 A G は、熱形状記憶合金製の基端アンカーの第 2 実施例の側面図である。図 4 A G では、基端アンカー 1 4 は、適当な形状記憶材料でできた細長い中空本体を含む。このような形状記憶材料の例には、ニッケル - チタニウム合金（例えばニチノール）、銅 - アルミニウム - ニッケル合金、銅 - 亜鉛 - アルミニウム合金、鉄 - マンガン - 珪素合金、等が含まれるが、これらの材料に限定されない。図 4 A G に示す実施例では、基端アンカー 1 4 はニッケル - チタニウム合金（例えばニチノール）で形成されている。基端アンカー 1

10

20

30

40

50

4は内腔を有する。基端アンカー14の一端が塞がれていてもよい。図4AGに示す実施例では、基端アンカー14は、二つ又はそれ以上の形状記憶アーム166を含む。基端アンカー14は、コネクタ開口部100を含む。コネクタ16がコネクタ開口部100を通過して基端アンカー14に入る。コネクタ16は、形状記憶アーム166によって取り囲まれた領域を通過して基端アンカー14を出る。使用者は、基端アンカー14の温度を変化させることによって、形状記憶アーム166によって取り囲まれた領域の大きさを制御できる。基端アンカー14をコネクタ16に固定する方法の一実施例では、基端アンカー14は、形状記憶アーム166の形状記憶材料がマルテンサイト相にある状態で解剖学的領域に導入される。マルテンサイト相の形状記憶アーム166によって取り囲まれた領域の大きさは、基端アンカー14をコネクタ16上で前進させることができる上で十分に大きい。マルテンサイト相は、例えば、基端アンカー14を冷却し、冷却した基端アンカー14を解剖学的領域に導入することによって達成できる。基端アンカー14の温度が体温まで上昇した後、形状記憶材料は、プログラムされた形状を取り戻し、超弾性になる。プログラムされた形状では、形状記憶アーム166によって包囲された領域の大きさは、形状記憶アーム166でコネクタ16の領域を圧縮するのに十分に小さい。これにより基端アンカー14をコネクタ16に取り付ける。様々な切断機構又はトリミング機構を使用してコネクタ16の余分の長さを切断し、整えてもよい。方法の一実施例では、使用者が基端アンカー14と接触させる塩水等の液体の温度を制御することによって基端アンカー14の温度を維持し又は変化させる。一実施例では、基端アンカー14の内腔を一つ又はそれ以上の返し又は突出部でライニングしてもよい。一つ又はそれ以上の返し又は突出部により、コネクタ16を基端アンカー14の内腔を通して一方の方向に移動でき、コネクタ16が基端アンカー14の内腔を通して逆方向に移動しないようにし即ちこれに対して大きな抵抗を示す。

10

20

30

40

50

【0068】

図4AHは、基端アンカーの形状記憶材料がマルテンサイト相にある場合の4AH-4AH線に沿った図4AGの基端アンカーの断面図である。図4AHでは、形状記憶アーム166によって包囲された領域の大きさは、コネクタ16の外径よりも大きい。これにより、使用者は、基端アンカー14をコネクタ16上で前進させることができる。図4AH'は、基端アンカーの形状記憶材料がプログラムされた形状にある場合の、4AH'-4AH線に沿った図4AGの基端アンカーの断面図である。図4AH'では、形状記憶アーム166によって包囲された領域の大きさは、コネクタ16の外径よりも小さい。これにより、形状記憶アーム166によって包囲されたコネクタ16の領域を圧縮できる。これにより、基端アンカー14をコネクタ16に取り付ける。

【0069】

図4AI及び図4AJは、コネクタのループ状領域即ち折り畳んだ領域を基端アンカーに固定する方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの一実施例の長さ方向断面図である。基端アンカー14は細長い中空本体を含む。引っ張りワイヤ168が中空基端アンカー14に通してある。図4AIに示すように、引っ張りワイヤ168はコネクタ16の周囲でループをなしており、基端アンカー14に再び入る。かくして、引っ張りワイヤ168のループがコネクタ16を基端アンカー14に向かって引っ張り、図4AIでは、引っ張りワイヤ168のループは、コネクタ16上で前進させてある。これにより、基端アンカー14をコネクタ16上で前進させることができる。基端アンカー14を前進させ、基端アンカー14を所望の位置に配置する。図4Jに示す工程では、引っ張りワイヤ168が使用者が引っ張る。これにより、コネクタ16のループを基端アンカー14に引き込む。基端アンカー14に引き込まれたコネクタ16のループは、基端アンカー14の内腔に食い込む。これにより、コネクタ16を基端アンカー14に取り付ける。様々な切断機構又はトリミング機構を使用してコネクタ16の余分の長さを切断し、整えてもよい。

【0070】

図4AKは、適当な弾性材料、超弾性材料、又は形状記憶材料で形成された、内方に開放した一つ又はそれ以上のフラップを含む基端アンカーの一実施例の側面図である。図4

A Kでは、基端アンカー 1 4 はチューブ状中空本体を含む。このチューブ状中空本体は、適当な弾性材料、超弾性材料、又は形状記憶材料で形成されている。このような材料の例には、ニッケル - チタニウム合金（例えばニチノール）、ステンレス鋼、チタニウム、等、及び形状記憶ポリマー等のポリマーが含まれるが、これらの材料に限定されない。チューブ状本体は、内方に開放した一つ又はそれ以上のフラップ 2 0 を含む。図 4 A K に示す実施例では、内方に開放したフラップ 2 0 は、基端アンカー 1 4 の軸線に沿って配向されている。内方に開放したフラップ 2 0 により、基端アンカー 1 4 に通したコネクタ 1 6 を、これらの内方に開放したフラップ 2 0 の配向方向に沿って移動できる。更に、内方に開放したフラップ 2 0 により、基端アンカー 1 4 に通したコネクタ 1 6 を、内方に開放したフラップ 2 0 の配向方向と逆方向に沿って移動しないようにする。これにより、基端アンカー 1 4 を、コネクタ 1 6 上で、一方の方向に沿って前進させることができる。一実施例では、基端アンカー 1 4 は、弾性材料又は超弾性材料で形成されている。この実施例では、基端アンカー 1 4 を、コネクタ 1 6 上で、内方に開放したフラップ 2 0 の配向方向に摺動することによって、基端アンカー 1 4 を、解剖学的領域に導入する。基端アンカー 1 4 が所望の位置に配置されるまで、基端アンカー 1 4 をコネクタ 1 6 上で前進させる。内方に開放したフラップ 2 0 により、基端アンカー 1 4 がコネクタ 1 6 上で、内方に開放したフラップ 1 0 6 の配向方向と逆方向に移動しないようにする。別の実施例では、基端アンカー 1 4 は、ニッケル - チタニウム合金（例えばニチノール）等の形状記憶材料で形成される。この実施例では、基端アンカー 1 4 は、ニッケル - チタニウム合金（例えばニチノール）のマルテンサイト相で解剖学的領域に導入される。この状態では、内方に開放したフラップ 2 0 は、基端アンカー 1 4 の表面と実質的に平行に整合している。これにより、基端アンカー 1 4 をコネクタ 1 6 上で前進させることができる。マルテンサイト相は、例えば、基端アンカー 1 4 を冷却し、冷却した基端アンカー 1 4 を解剖学的領域に導入することによって達成できる。基端アンカー 1 4 の温度が体温まで上昇した後、ニッケル - チタニウム合金（例えばニチノール）は、プログラムされた形状を取り戻し、超弾性になる。プログラムされた形状では、内方に開放したフラップ 2 0 が基端アンカー 1 4 の内腔内に内方に曲がる。これにより、基端アンカー 1 4 をコネクタ 1 6 に取り付ける。

【 0 0 7 1 】

図 4 A L は、図 4 A K の基端アンカーの実施例の長さ方向断面図である。基端アンカー 1 4 は、内方に開放した一つ又はそれ以上のフラップ 2 0 を含むチューブ状中空本体を含む。内方に開放したフラップ 2 0 は、内方に開放したフラップ 2 0 の配向方向と逆方向に沿ってコネクタ 1 6 が移動しないようにする。

変形例では、生体親和性接着剤を使用して基端アンカー 1 4 をコネクタ 1 6 に取り付ける。生体親和性接着剤は、接着剤注入チューブを含む適当な基端アンカー送出デバイス 3 4 によって導入されてもよい。基端アンカー 1 4 をコネクタ 1 6 に取り付ける方法の一実施例では、基端アンカー 1 4 をコネクタ 1 6 に対して所望の位置に位置決めする。適当な生体親和性接着剤を導入し、接着剤で基端アンカー 1 4 をコネクタ 1 6 上の所定の位置に取り付ける。一実施例では、接着剤は、アクチュエータ 1 2 0 の内腔を通して導入される。

【 0 0 7 2 】

図 5 A は、一つ又はそれ以上のフィンガ作動式トリガーを含む、基端アンカー送出デバイスの第 1 実施例の側面図である。図 5 A に示す基端アンカー送出デバイス 3 4 の実施例は、細長い内視鏡チャンネル 1 7 0 を含む。この細長い内視鏡チャンネル 1 7 0 は適当な生体親和性材料で形成されていてもよい。このような材料の例には、ガラス又は強化繊維等を充填した、例えばポリエステル、ポリイミド、P E E K、ポリウレタン、ポリスルホン、ポリエーテルイミド、ポリカーボネート等のポリマー、例えばステンレス鋼やチタニウム等の金属が含まれるが、これらの材料に限定されない。一実施例では、内視鏡チャンネル 1 7 0 は、3 1 6 ステンレス鋼で形成される。内視鏡チャンネル 1 7 0 の基端には、内視鏡アダプタハブ 1 7 2 が設けられている。内視鏡アダプタハブ 1 7 2 により、使用者は、内視鏡チャンネル 1 7 0 の基端を通して内視鏡を導入できる。内視鏡チャンネル 1 7

0の基端領域にはハンドル174が取り付けられている。基端アンカー送出デバイス34は、更に、細長いアンカーチューブ176を含む。アンカーチューブ176は、適当な生体親和性材料で形成されていてもよい。このような材料の例には、ガラス又は強化繊維等を充填した、例えばポリエステル、ポリイミド、PEEK、ポリウレタン、ポリスルホン、ポリエーテルイミド、ポリカーボネート等のポリマー、例えばステンレス鋼、チタニウム、ニッケル-チタニウム合金(例えばニチノール)等の金属が含まれるがこれらの材料に限定されない。一実施例では、アンカーチューブ176は、316ステンレス鋼で形成される。アンカーチューブ176の先端は、丸みのある非外傷性チップを含んでいてもよい。アンカーチューブ176は、図5Aに示すように、アンカーチューブ176が内視鏡チャンネル170と実質的に平行であるように、内視鏡チャンネル170に取り付けられる。アンカーチューブ176は、基端アンカー14を包囲する内腔を有する。アンカーチューブ176の先端領域を通して、基端アンカー14を解剖学的領域内で展開する。アンカーチューブ176の先端領域は、湾曲した又は角度をなした領域を備えていてもよい。基端アンカー送出デバイス34を使用し、基端アンカー14をコネクタ16上の所望の位置に取り付ける。基端アンカー14をコネクタ16に取り付ける工程の前に適当な張力をコネクタ16に導入してもよい。この所望の張力を導入するため、基端アンカー送出デバイス34は、更に、張力機構を含む。図5Aに示す実施例では、張力機構は、引っ張り機構を含む。この引っ張り機構は、コネクタ16を、摺動ラック178と縫糸トラップ180との間で引っ張る。縫糸トラップ180は、図5Aに示すように、摺動ラック178に対してヒンジ止めされている。摺動ラック178は、ハンドル174に配置された摺動スロット182上で移動する。一実施例では、引っ張り機構の様々な構成要素は、ステンレス鋼304及びニッケル-チタニウム合金(例えばニチノール)から形成される。摺動ラック178を摺動スロット182上で移動する工程は、ハンドル174に取り付けられた第1トリガー184を引っ張ることによって行われる。ハンドル174は、第1トリガー184の望ましからぬ移動を阻止するため、第1トリガー安全装置186を備えていてもよい。コネクタ16に所望の張力を発生させた後、基端アンカーを第2トリガー188によって解剖学的領域内で展開してもよい。図5Aに示す実施例では、第2トリガー188は細長いレバーを含む。この細長いレバーの一端は、ハンドル174にヒンジ止めされている。細長いレバーの他端は、アクチュエータブロック190に枢着されている。アクチュエータブロック190は、内視鏡チャンネル170の外面上で摺動する。アクチュエータブロック190は、細長いアクチュエータに連結されている。細長いアクチュエータの移動により、コネクタ16を切断し、更に、基端アンカー14をコネクタ16に取り付ける。ハンドル174は、第2トリガー188の望ましからぬ移動を阻止するため、第2トリガー安全装置192を備えていてもよい。

10

20

30

40

50

【0073】

図5Aに示す実施例では、コネクタ16の一部がアンカーチューブ176を通して延びる。変形例では、基端アンカー送出デバイス34は、更に、細長い縫糸チューブを含む。この縫糸チューブは、内視鏡チャンネル170の外面上に取り付けられている。縫糸チューブの先端は、第2アンカーチューブ開口部196の周囲でアンカーチューブ176に取り付けられており、コネクタ16が第2アンカーチューブ開口部196の外に出て縫糸チューブを通過する。コネクタ16は、縫糸チューブの基端の外に出て、更に張力機構を通過する。

【0074】

一実施例では、基端アンカー送出デバイス34は、25フレンチの膀胱鏡シースを通して導入される大きさを備えている。シース内での基端アンカー送出デバイス34の長さは、15.24cm乃至35.56cm(6インチ乃至14インチ)である。この実施例では、内視鏡チャンネル170及び内視鏡アダプタハブ172は、4mm内視鏡を装着するように設計されている。この実施例では、内視鏡チャンネル170の外径は、4.318mm乃至5.08mm(0.174インチ乃至0.200インチ)の範囲内にあり、内視鏡チャンネル170の内径は、4.064mm乃至4.572mm(0.16インチ乃至

0.180インチ)の範囲内にある。この実施例では、アンカーチューブ176の外径は、1.27mm乃至1.829mm(0.050インチ乃至0.072インチ)であり、アンカーチューブ176の内径は、0.762mm乃至1.600mm(0.030インチ乃至0.063インチ)である。好ましい実施例では、基端アンカー送出デバイス34は、25フレンチの膀胱鏡シースを通して導入される大きさを備えている。シース内の基端アンカー送出デバイス34の長さは、約25.4cm(約10インチ)程度である。好ましい実施例では、内視鏡チャンネル170及び内視鏡アダプタハブ172は、ストーツ(Storz)4mm内視鏡を装着するように設計されている。この好ましい実施例では、内視鏡チャンネル170の外径は約4.572mm(約0.180インチ)であり、内視鏡チャンネル170の内径は約4.064mm(約0.160インチ)である。この好ましい実施例では、アンカーチューブ176の外径は、約1.499mm(約0.059インチ)であり、アンカーチューブ176の内径は、約1.168mm(約0.046インチ)である。この好ましい実施例では、アクチュエータが移動する最大距離は、約6.096mm(約0.240インチ)である。

【0075】

図5B乃至図5Dは、基端アンカーを解剖学的領域内で展開する方法の工程を示す、図5Aの基端アンカー送出デバイスの先端チップの長さ方向断面図である。図5Bに示す工程では、基端アンカー14は、アンカーチューブ176の先端領域に包囲されている。図5Bに示す実施例では、アンカーチューブ176は、第1アンカーチューブ開口部194及び第2アンカーチューブ開口部196を含む。コネクタ16は、第1アンカーチューブ開口部194を通してアンカーチューブ176に入り、基端アンカー14を通過し、第2アンカーチューブ開口部196を通してアンカーチューブ176の外に出る。図5Bに示す実施例では、基端アンカー14は中空チューブを含む。基端アンカー14は係止クリンプ103を含む。この中空チューブは、更に、チューブの端部間のほぼ中央に配置されたコネクタ開口部100を含む。コネクタ開口部100の一つの縁部が、外方に開放したフラップ26でライニングされている。外方に開放したフラップ26を図5Bに示すように折り畳み、コネクタ開口部100に丸みのある縁部を形成する。コネクタ開口部の反対側の縁部は、第2係止タブ198を含む。この第2係止タブ198は、基端アンカー14の材料にフラップを切り、フラップを図示のように基端アンカー14の内腔内に曲げることによって形成される。コネクタ16は、係止ピン104を基端アンカー14に打ち込むことによって基端アンカー14に係止される。図5Bでは、係止ピン104は、係止ピン104及び基端アンカー14の組み合わせの長さ、第1アンカーチューブ開口部194の長さよりも大きいように、基端アンカー14に部分的に挿入してある。これにより、基端アンカー14が、アンカーチューブ176から第2アンカーチューブ開口部196を通して望みからぬように分離することがないようにする。図5Bに示す実施例では、係止ピン104には係止スロット106が設けられている。係止スロット106により、係止ピン104を基端アンカー14に係止クリンプ103によって係止できる。係止ピン104は、更に、第2係止スロット200を含む。一実施例では、係止ピン104の長さに沿った係止スロット106から第2係止スロット200までの距離は、係止ピン104の長さに沿った第2係止タブ198から係止クリンプ103までの距離と同じである。別の実施例では、係止ピン104の長さに沿った係止スロット106から第2係止スロット200までの距離は、係止ピン104の長さに沿った第2係止タブ198から係止クリンプ103までの距離よりも僅かに大きい。好ましい実施例では、基端アンカー14及び係止ピン104はステンレス鋼316Lで形成されている。好ましい実施例では、チューブ24をレーザー切断した後、電解研磨する。係止ピン104は、EDM(放電加工)を使用して形成した後、不動態化する。基端アンカー14、コネクタ16、及び係止ピン104の形状により、係止ピン104でコネクタ16を基端アンカー14に係止できる。好ましい実施例では、基端アンカー14の長さは、5.994mm(0.236インチ)である。基端アンカー14の外径は、0.686mm(0.027インチ)である。基端アンカー14の内径は、0.508mm(0.020インチ)である。係止ピン104の長さは、5

10

20

30

40

50

． 9 9 4 m m (0 . 2 3 6 インチ) である。係止ピン 1 0 4 の外径は、 0 . 4 8 3 m m (0 . 0 1 9 インチ) である。

【 0 0 7 6 】

図 5 B に示す実施例では、アクチュエータ 1 2 0 によって係止ピン 1 0 4 を基端アンカー 1 4 に打ち込む。図 5 B に示す実施例では、アクチュエータ 1 2 0 は湾曲した先端チップを含む。湾曲した先端チップは、係止ピン 1 0 4 の先端と接触した先端縁部を形成する。アクチュエータ 1 2 0 は、更に、アクチュエータ開口部 2 0 2 を含む。アクチュエータ開口部 2 0 2 の先端縁部は、先が尖っている。アクチュエータ開口部 2 0 2 は、コネクタ 1 6 がアクチュエータ開口部 2 0 2 及び第 2 アンカーチューブ開口部 1 9 6 の両方を通して第 2 アンカーチューブ開口部 1 9 6 の近くに配置されている。図 5 B に示す工程では、コネクタ 1 6 に所望の張力を発生する。

10

図 5 C に示す工程では、使用者がアクチュエータ 1 2 0 を基端方向に引っ張る。これによりアクチュエータ 1 2 0 の湾曲した先端チップにより係止ピン 1 0 4 を基端アンカー 1 4 に向かって駆動する。これにより、係止クリンプ 1 0 3 を、係止スロット 1 0 6 と係止した状態から外す。次いで、係止クリンプ 1 0 3 が第 2 係止スロット 2 0 0 に係止し、第 2 係止タブ 1 9 8 が係止スロット 1 0 6 に係止するまで、係止ピン 1 0 4 を基端方向に移動する。これにより、係止ピン 1 0 4 を基端アンカー 1 4 に係止する。この形態では、係止ピン 1 0 4 及び基端アンカー 1 4 の組み合わせの長さが第 1 アンカーチューブ開口部 1 9 4 の長さよりも小さいように係止ピンが基端アンカー 1 4 に挿入されている。係止ピン 1 0 4 を基端方向に沿って移動することにより、係止ピン 1 0 4 の基端テーパ端を基端アンカー 1 4 とコネクタ 1 6 との間に食い込ませる。かくして、基端アンカー 1 4 をコネクタ 1 6 に係止する。更に、アクチュエータ 1 2 0 を基端方向に引っ張ることにより、コネクタ 1 6 をアクチュエータ開口部 2 0 2 及び第 2 アンカーチューブ開口部 1 9 6 の縁部間に捕捉する。これによりコネクタ 1 6 を切断する。

20

【 0 0 7 7 】

図 5 D に示す工程では、コネクタ 1 6 の張力により基端アンカー 1 4 を引っ張る。係止ピン 1 0 4 及び基端アンカー 1 4 の組み合わせ長さは、第 1 アンカーチューブ開口部 1 9 4 の長さよりも小さいため、基端アンカー 1 4 は、第 1 アンカーチューブ開口部 1 9 4 を通ってアンカーチューブ 1 7 6 の外に出る。かくして、基端アンカー 1 4 が解剖学的領域内で展開される。

30

図 5 E は、係止ピンが未展開状態で基端アンカーに部分的に挿入してある、図 5 B 乃至図 5 D の基端アンカーと同様の基端アンカーの側面図である。

【 0 0 7 8 】

図 5 F 乃至図 5 H は、係止ピンを使用して基端アンカーをコネクタに取り付ける方法の工程を示す、図 5 E の基端アンカー及び係止ピンの長さ方向断面図である。図 5 E では、基端アンカー 1 4 は、係止タブ 1 0 2 及び第 2 係止タブ 1 9 8 を含む。係止ピン 1 0 4 は、係止スロット 1 0 6 及び第 2 係止スロット 2 0 0 を含む。図 5 E では、基端アンカー 1 4 の係止タブ 1 0 2 が係止ピン 1 0 4 の係止スロット 1 0 6 に係止している。かくして、係止ピン 1 0 4 が基端アンカー 1 4 に未展開形態で一時的に係止されている。図 5 G に示す工程では、コネクタ 1 6 を基端アンカー 1 4 に通す。図 5 G に示す実施例では、コネクタ 1 6 は、コネクタ開口部 1 0 0 を通って基端アンカー 1 4 に入り、基端アンカー 1 4 の基端を通して基端アンカー 1 4 を出る。図 5 H に示す工程では、使用者が係止ピン 1 0 4 を基端方向に沿って基端アンカー 1 4 内に移動した。係止タブ 1 0 2 が第 2 係止スロット 2 0 0 に係止し、第 2 係止タブ 1 9 8 が係止スロット 1 0 6 に係止するまで係止ピン 1 0 4 を移動する。これにより係止ピン 1 0 4 を基端アンカー 1 4 に係止する。更に、係止ピン 1 0 4 の基端テーパ端が基端アンカー 1 4 とコネクタ 1 6 との間に食い込む。かくして、基端アンカー 1 4 をコネクタ 1 6 に取り付ける。コネクタ 1 6 の余分の長さを切断し、整えてもよい。

40

【 0 0 7 9 】

コネクタ 1 6 を基端アンカー 1 4 に係止するため、係止ピン 1 0 4 の幾つかの実施例を

50

使用してもよい。図 5 I は、図 5 B 乃至図 5 D の方法に示すようにコネクタ 1 6 を基端アンカー 1 4 に係止するのに使用できる係止ピンの一実施例の側面図である。図 5 I に示す実施例では、係止ピン 1 0 4 は適当な生体親和性材料製の円筒体から形成される。このような生体親和性材料の例には、例えばニッケル - チタニウム合金（例えばニチノール）、ステンレス鋼、チタニウム、等の金属、又はポリマー例えば E X A M P L E S 等が含まれるが、これらの材料に限定されない。係止ピン 1 0 4 は係止スロット 1 0 6 を含む。係止スロット 1 0 6 により、係止ピン 1 0 4 を基端アンカー 1 4 の係止タブ 1 0 2 に係止できる。係止ピン 1 0 4 は、更に、係止スロット 1 0 6 の近くにテーパ領域を備えている。テーパ領域は、基端アンカー 1 4 の内面とコネクタ 1 6 との間で楔として作用する。これによって、コネクタ 1 6 を基端アンカー 1 4 に係止する。一実施例では、係止ピン 1 0 4 の全長は、約 5 . 9 9 4 mm（約 0 . 2 3 6 インチ）である。この実施例では、係止ピン 1 0 4 は直径が約 0 . 4 8 3 mm（約 0 . 0 1 9 インチ）のステンレス鋼 3 1 6 L 製円筒体で形成される。この実施例では、係止ピン 1 0 4 の基端チップから係止スロット 1 0 6 の基端縁部までの長さは約 3 . 0 9 9 mm（約 0 . 1 2 2 インチ）である。この実施例では、係止ピン 1 0 4 の基端チップから第 2 係止スロット 2 0 0 までの長さは、約 5 . 2 3 2 mm（約 0 . 2 0 6 インチ）である。係止ピン 1 0 4 を製造するための方法の一実施例では、係止ピン 1 0 4 は、適当な生体親和性材料製の円筒体をレーザー切断することによって形成される。

【 0 0 8 0 】

図 5 J は、図 5 I に示すコネクタの係止ピンの別の側面図を示す。

コネクタ 1 6 を基端アンカー 1 4 に係止するため、アクチュエータ 1 2 0 の幾つかの実施例を使用し、係止ピン 1 0 4 を基端アンカー 1 4 に打ち込んでもよい。図 5 K は、係止ピン 1 0 4 を基端アンカー 1 4 に打ち込むのに使用できるアクチュエータ 1 2 0 の一実施例の斜視図である。図 5 K に示す実施例では、アクチュエータ 1 2 0 は、細長い円筒形の又は平らな引っ張りロッド 2 0 3 を含む。この引っ張りロッド 2 0 3 の基端領域は、図 5 K に示すように拡大してある。アクチュエータ 1 2 0 の先端領域には、基端突出部 2 0 4 及び先端突出部 2 0 6 の二つの突出部が設けられている。基端突出部 2 0 4 及び先端突出部 2 0 6 は、これらの間に基端アンカー 1 4 を一時的に保持するのに使用される。基端突出部 2 0 4 と先端突出部 2 0 6 との間のアクチュエータ 1 2 0 の領域には、アクチュエータ開口部 2 0 2 が設けられている。

【 0 0 8 1 】

図 5 L は、図 5 K に示すアクチュエータの実施例の側面図を示す。図 5 L は、基端突出部 2 0 4 及び先端突出部 2 0 6 を含むアクチュエータ 1 2 0 を示す。基端アンカー 1 4 と先端突出部 2 0 6 との間のアクチュエータ 1 2 0 の領域には、アクチュエータ開口部 2 0 2 が設けられている。

図 5 M は、図 5 L のアクチュエータの長さ方向断面図を示す。アクチュエータ開口部 2 0 2 の先端縁部は、アクチュエータ切断縁 2 0 8 を形成するように賦形されている。図 5 M に示す実施例では、アクチュエータ切断縁 2 0 8 とアクチュエータ 1 2 0 の長さ方向軸線との間の角度は、約 4 5 ° である。一実施例では、アクチュエータ 1 2 0 の全長は、3 5 . 5 6 c m（1 4 インチ）である。先端突出部 2 0 6 の基端縁部と基端突出部 2 0 4 の最先端領域との間の距離は、約 9 . 4 7 4 mm（約 0 . 3 7 3 インチ）である。この実施例では、引っ張りロッド 2 0 3 の拡大基端領域の先端からアクチュエータ 1 2 0 の先端までの長さは約 3 . 7 8 5 c m（約 1 . 4 9 インチ）である。

【 0 0 8 2 】

図 5 N は、基端アンカー送出デバイス 3 4 の第 2 実施例の側面図である。基端アンカー送出デバイス 3 4 は、内視鏡導入チューブ 4 8 を含む。内視鏡導入チューブ 4 8 の基端は、内視鏡 7 4 を内視鏡導入チューブ 4 8 に係止するための内視鏡ハブ 5 0 を含んでいてもよい。内視鏡導入チューブ 4 8 は内腔を有し、この内腔を通して適当な内視鏡 7 4 を解剖学的領域内に導入できる。基端アンカー送出デバイス 3 4 は、アンカーチューブ 1 7 6 を含む。アンカーチューブ 1 7 6 の先端には、図 5 B に示すように、第 1 アンカーチューブ

開口部 194 及び第 2 アンカーチューブ開口部 196 が設けられている。アンカーチューブ 176 の内腔は、アクチュエータ 120 によって保持された基端アンカー 14 を包囲する。アクチュエータ 120 は、基端アンカー 14 を、図 5 B 乃至図 5 D に示す方法と同様の方法でアンカーチューブ 176 の先端領域の外に、及び解剖学的領域内に展開するのに使用される。アンカーチューブ 176 の先端を内視鏡 74 の先端の近くに配置するため、内視鏡導入チューブ 48 を通して導入した内視鏡 74 によって、解剖学的領域内での基端アンカー 14 の展開を視覚化する。アンカーチューブ 176 の先端には、湾曲した即ちテーパーした領域が設けられている。アンカーチューブ 176 を、連結エレメント 76 によって内視鏡導入チューブ 48 に取り付ける。基端アンカー送出デバイス 34 を適当なシースを通して解剖学的領域に導入してもよい。このようなシースは、フラッシングポート又は呼吸ポートを含んでいてもよい。フラッシングポート又は呼吸ポートは、シースの内腔と連通しており、これにより、使用者は、流体を解剖学的領域に導入したり除去したりできる。

10

【0083】

図 5 N に示す基端アンカー送出デバイス 34 の実施例は、コネクタ 16 に装着した基端アンカー 14 を解剖学的領域に導入するのに使用できる。基端アンカー 14 はコネクタ 16 に取り付けられており、コネクタの余分の長さを切断して整える。例えば、図 5 O 乃至図 5 S は、図 5 N の基端アンカー送出デバイス 34 を使用してアンカーを解剖学的領域内で展開する方法の一実施例の工程を示す。図 5 O に示す工程では、コネクタ 16 に取り付けられた先端アンカー 12 が解剖学的領域に固定してある。方法の一つの実施例では、先端アンカー 12 は、図 3 M 乃至図 3 T に示す方法で前立腺嚢の近くに経尿道的に固定される。この実施例では、先端アンカー 12 は、尿道に挿入したシース 28 を通して挿入した一つ又はそれ以上のデバイスによって固定されている。この工程の実施後、一つ又はそれ以上のデバイスを取り外し、シース 28 を尿道に残す。

20

図 5 P に示す工程では、コネクタ 16 をアンカーチューブ 176 の先端領域の開口部に挿入する。アンカーチューブ 176 によって包囲された基端アンカー 14 にコネクタ 16 を通す。コネクタ 16 をアンカーチューブ 176 の基端領域から取り外す。アンカーチューブ 176 の先端がシース 28 の先端の外に出るように、基端アンカー送出デバイス 34 をシース 28 に挿入し、コネクタ 16 に被せる。

30

【0084】

図 5 Q に示す工程では、基端アンカー 14 をコネクタ 16 に取り付ける。更に、コネクタ 16 の余分の長さを切断して整える。これは、例えば、図 5 B 乃至図 5 D に示す機構と同様の機構によって行ってもよい。かくして、基端アンカー 14 をアンカーチューブ 176 から外し、図 5 Q に示すように解剖学的領域内で展開する。方法の一つの実施例では、前立腺によって包囲された尿道の領域で基端アンカー 14 を展開する。

図 5 R に示す工程では、基端アンカー送出デバイス 34 及び内視鏡 74 をシース 28 から取り外す。

図 5 S に示す工程では、シース 28 を解剖学的領域から取り外し、コネクタ 16 によって連結された基端アンカー 14 及び先端アンカー 12 を残す。

40

基端アンカー 14 を基端アンカー送出デバイス 34 の軸線に対して所定角度で送出するため、様々な基端アンカー送出デバイス 34 の先端は、湾曲していてもよいし、角度をなしていてもよいし、賦形されていてもよい。例えば、図 5 T は、湾曲した又は角度をなした先端を持つアンカーチューブを持つ基端アンカー送出デバイスの一実施例の先端を示す。図 5 T の基端アンカー送出デバイス 34 を解剖学的領域にシース 28 を通して導入する。基端アンカー送出デバイス 34 は、湾曲した又は角度をなした先端を持つアンカーチューブ 176 を含む。アンカーチューブ 176 の湾曲した又は角度をなした先端により、使用者は、基端アンカー 14 を、解剖学的領域内で、基端アンカー送出デバイス 34 の軸線に対して所定角度で展開できる。

【0085】

図 5 U は、図 5 T の基端アンカー送出デバイスによって基端アンカーを解剖学的領域に

50

展開する工程を示す。図 5 U に示す工程では、基端アンカー 14 を、基端アンカー送出デバイス 34 の軸線に対して所定角度で、解剖学的領域内で展開する。

本明細書中に開示した基端アンカー又は先端アンカーを展開するための様々な機構は、基端アンカー送出デバイス及び先端アンカー送出デバイスの様々な実施例を設計するのに使用してもよい。例えば、先端アンカー展開デバイスの幾つかの実施例を設計する上で、図 3 D 乃至図 3 K に示す機構と同様の先端アンカー展開機構を使用してもよい。同様に、基端アンカー展開デバイスの幾つかの実施例を設計する上で、図 5 B 乃至図 5 D に示す機構と同様の基端アンカー展開基端アンカーを使用してもよい。

【0086】

症状発現前試験

前立腺の一領域を圧縮する方法の実施例の症状発現前試験を行い、方法の安全性を評価した。図 3 A 及び図 5 A に示すデバイスを使用し、図 1 C に示す牽引子 10 をイヌの前立腺内で展開した。27 kg 乃至 35 kg の 6 匹の雑種犬に対し、前立腺によって包囲された尿道領域の内腔を修復するため、経尿道手順を実施した。各動物で単一の牽引子 10 を展開した。全ての手順は、悪影響を生じることなく成功した。シース 28 を経尿道的に導入した時点から、シース 28 を取り出すまでの手順の全時間は、27 分乃至 55 分の範囲内にある。全ての動物を膀胱鏡で追跡調査した。代表的な急性の結果を図 5 V に示す。図 5 V は、膀胱鏡で見た、図 1 D 乃至図 1 J に示す手順と同様の手順によって治療した、前立腺で包囲されたイヌの尿道の領域の画像を示す。図 5 V は、図 1 C に示す牽引子 10 の基端アンカー 14 を示す。牽引子 10 は、前立腺の一領域の圧縮に使用される。

【0087】

図 6 A は、先端アンカー送出デバイスの一実施例の側面図である。図 6 A に示す実施例では、先端アンカー送出デバイス 30 は、内腔を持つ細長い穿通エレメント、例えばニードル 32 を含む。ニードル 32 の基端は、ハンドル 174 に連結されている。図 6 A に示す実施例では、ハンドル 174 は、使用者が片手で握ることができる湾曲したハンドピースを含む。細長いプッシャ 64 をニードル 32 の内腔を通して摺動する。プッシャ 64 の基端は拡大してあり、これにより使用者はプッシャ 64 を片手で押すことができる。使用者がプッシャ 64 を押すと、コネクタ 16 に取り付けられた先端アンカーがニードル 32 の先端から押し出される。

図 6 B は、先端アンカー送出デバイスによって先端アンカーを展開する工程を示す、図 6 A の先端アンカー送出デバイスの先端領域の拡大図である。先端アンカー 12 を展開する方法の実施例では、ニードル 32 の先端チップが所望の位置にくるまで、先端アンカー送出デバイス 30 を解剖学的領域に押し込む。使用者がプッシャ 64 を押す。これにより、プッシャ 64 の先端チップにより、コネクタ 16 に取り付けられた先端アンカー 12 をニードル 32 の先端から押し出す。先端アンカー送出デバイス 30 をコネクタ 16 上で摺動させることにより、先端アンカー送出デバイス 30 を解剖学的領域から取り出す。コネクタ 16、及びコネクタ 16 に取り付けられた基端アンカー 14 に所望の張力を発生し、基端アンカー 14 と先端アンカー 12 との間の解剖学的領域を圧縮する。

【0088】

図 6 C は、基端アンカー送出デバイスの一実施例の側面図である。図 6 C に示す基端アンカー送出デバイスの実施例を使用し、図 6 B に示す工程の後、コネクタ 16 に所望の張力を発生し、基端アンカー 14 をコネクタ 16 に取り付け。図 6 C に示す実施例では、基端アンカー送出デバイス 34 は、内腔を持つ細長いアンカーチューブ 176 を含む。図示の実施例では、アンカーチューブ 176 の先端チップは、湾曲した又は角度をなした領域を含む。アンカーチューブ 176 の基端はハンドル 174 に連結されている。図 6 C に示す実施例では、ハンドル 174 は、使用者が片手で握ることができる湾曲したハンドピースを含む。細長いアクチュエータ 120 がアクチュエータチューブ 176 の内腔を通して摺動する。アクチュエータ 120 の基端は拡大してあってもよく、これにより、使用者は、アクチュエータ 120 を片手で引っ張ることができる。使用者がアクチュエータ 120 を引っ張ったとき、基端アンカー 14 がコネクタ 16 に取り付けられる。更に、使用者

10

20

30

40

50

がアクチュエータ 120 を引っ張ると、図 5 B 乃至図 5 D に示す機構と同様の機構によって、コネクタ 16 の余分の長さが切断され、整えられる。

【0089】

図 6 D は、図 6 C の基端アンカー送出デバイスの先端領域の拡大図である。基端アンカー 14 を展開する方法の一実施例では、図 6 C の基端アンカー送出デバイス 34 をコネクタ 16 上で解剖学的領域に挿入する。これは、アンカーチューブ 176 内に配置された基端アンカー 14 がコネクタ 16 に通されるように行われる。アンカーチューブ 176 の先端が所望の位置に達するまで、基端アンカー送出デバイス 34 を解剖学的領域内で前進する。使用者がコネクタ 16 を引っ張り、コネクタ 16 に所望の張力を導入する。使用者は、アクチュエータ 120 を引っ張る。これにより、図 5 B 乃至図 5 D に示す機構と同様の機構によって基端アンカー 14 をコネクタ 16 に取り付ける。更に、図 5 B 乃至図 5 D に示す機構と同様の機構によってコネクタ 16 の余分の長さを切断し、整えてもよい。先端アンカー送出デバイス 30 を解剖学的領域から取り出す。この工程により、基端アンカー 14 及び先端アンカー 12 がコネクタ 16 によって互いに連結された状態に残す。

10

本明細書中に開示したアンカー送出デバイスは、解剖学的組織内にアンカーを埋め込むのに使用してもよい。例えば、図 6 E は、湾曲した穿通先端チップを持つ基端アンカー送出デバイス 34 は、湾曲した穿通先端チップを持つアンカーチューブ 176 を含む。穿通先端チップは、解剖学的組織を穿通するのに使用される。基端アンカー 14 を解剖学的組織内で展開し、これによって基端アンカー 14 を解剖学的組織内に埋め込む。

20

【0090】

図 6 F は、図 6 E の基端アンカー送出デバイスによって解剖学的組織内に埋め込んだ基端アンカーを含む。方法の一実施例では、コネクタ 16 に取り付けられた先端アンカー 12 を解剖学的組織内で展開する。基端アンカー送出デバイス 34 をコネクタ 16 上で解剖学的領域に挿入する。これは、アンカーチューブ 176 内に配置した基端アンカー 14 にコネクタ 16 を通して行われる。アンカーチューブ 176 の湾曲した先端チップが解剖学的組織の壁を接線方向に穿通するように、基端アンカー送出デバイス 34 を解剖学的領域内に前進する。アンカーチューブ 176 の湾曲した先端チップが所望位置にくるように、基端アンカー送出デバイス 34 を前進する。使用者がコネクタ 16 を引っ張り、コネクタ 16 に所望の張力を導入する。基端アンカー 14 をコネクタ 16 に取り付ける。これは、基端アンカー送出デバイス 34 に設けられた、図 5 B 乃至図 5 D に示す機構と同様の機構によって行ってもよい。更に、コネクタ 16 の余分の長さを切断し、整えてもよい。これは、基端アンカー送出デバイス 34 に設けられた、図 5 B 乃至図 5 D に示す機構と同様の機構によって行ってもよい。先端アンカー送出デバイス 30 を解剖学的組織から取り出す。この工程により、解剖学的組織に埋め込んだ基端アンカー 14 を、コネクタ 16 によって先端アンカー 12 に連結された状態に残す。

30

図 6 G は、直線状穿通先端チップを持つ基端アンカー送出デバイスの一実施例の先端領域を示す。図 6 G に示す実施例では、基端アンカー送出デバイス 34 は、直線状穿通先端チップを持つアンカーチューブ 176 を含む。穿通チップを使用して解剖学的組織を穿通する。基端アンカー 14 を解剖学的組織内で展開することによって、基端アンカー 14 を解剖学的組織に埋め込む。

40

【0091】

図 6 H は、図 6 G の基端アンカー送出デバイスによって基端アンカーを解剖学的組織に埋め込んだ牽引子の一実施例を示す。方法の一実施例では、コネクタ 16 に取り付けられた先端アンカー 12 が解剖学的組織内で展開されている。基端アンカー送出デバイス 34 をコネクタ 16 上で解剖学的組織に挿入する。これは、コネクタ 16 をアンカーチューブ 176 内に配置された基端アンカー 14 に通すように行われる。解剖学的組織の壁をアンカーチューブ 176 の直線状先端チップが解剖学的組織の壁に対してほぼ垂直に穿通するように、基端アンカー送出デバイス 34 を解剖学的組織内で前進する。アンカーチューブ 176 の直線状先端チップが所望の位置にくるまで、基端アンカー送出デバイス 34 を前

50

進する。使用者がコネクタ 16 を引っ張り、コネクタ 16 に所望の張力を加える。基端アンカー 14 をコネクタ 16 に取り付ける。これは、基端アンカー送出デバイス 34 に設けられた、図 5 B 乃至図 5 D に示す機構と同様の機構によって行われる。更に、コネクタ 16 の余分の長さを切断し、整えてもよい。これは、基端アンカー送出デバイス 34 に設けられた、図 5 B 乃至図 5 D に示す機構と同様の機構によって行われる。先端アンカー送出デバイス 30 を解剖学的組織から取り出す。この工程により、基端アンカー 14 を、コネクタ 16 によって先端アンカー 12 に連結された状態で解剖学的組織内に埋め込まれたままにする。コネクタ 16 の張力により、基端アンカー 14 を展開し、コネクタ 16 に対して垂直方向に配向する。

【0092】

先端アンカー送出デバイス 30 の様々な実施例及び基端アンカー送出デバイス 34 の様々な実施例を、先端アンカー 12 及び基端アンカー 14 の両方を送出する単一のデバイスで組み合わせてもよい。例えば、図 6 I は、コネクタによって基端アンカーに連結された先端アンカーを送出できる組み合わせデバイスの第 1 実施例の先端チップの断面図を示す。図 6 I では、組み合わせデバイス 210 を細長いシース 28 によって解剖学的組織に導入する。組み合わせデバイス 210 の先端チップは、基端アンカー 14 を保持するための構成を含む。基端アンカー 14 を、使用者により、組み合わせデバイス 210 から、解放機構によって、制御下で、解剖学的組織に送出する。基端アンカー 14 はコネクタ 16 に連結されている。コネクタ 16 は、更に、先端アンカー 12 に連結されている。先端アンカー 12 は、先端アンカー 12 を保持する構成によって、組み合わせデバイス 210 の先端領域に取り付けられている。先端アンカー 12 を、使用者により、組み合わせデバイス 210 から、解放機構によって、制御下で、解剖学的組織に送出してもよい。基端アンカー 14 を送出する工程及び / 又は先端アンカー 12 を送出する工程は、内視鏡 74 によって視覚化してもよい。

【0093】

図 6 J は、コネクタによって互いに連結された先端アンカー及び基端アンカーを送出できる組み合わせデバイスの第 2 実施例の側面図である。図 6 J では、組み合わせデバイス 210 は細長いアンカーチューブ 176 を含み、このアンカーチューブを通して基端アンカー 14 及び先端アンカー 12 を送出できる。組み合わせデバイス 210 は、更に、内視鏡 74 を導入するための構成を含む。基端アンカー 14 を送出する工程及び / 又は先端アンカー 12 を送出する工程を内視鏡 74 によって視覚化してもよい。組み合わせデバイス 210 は、ハンドル 174 を更に含み、このハンドルにより、使用者は、この組み合わせデバイス 210 を保持できる。基端アンカー 14 及び先端アンカー 12 は、ハンドル 174 に連結されたアンカー送出トリガー 216 を移動することによって、解剖学的組織に送出される。先端アンカー送出モードでは、アンカー送出トリガー 216 を使用して先端アンカー 12 を送出する。基端アンカー送出モードでは、アンカー送出トリガー 216 を使用し、基端アンカー 14 を送出する。一実施例では、アンカー送出トリガー 216 の移動により、ニードルを所望のアンカー送出モードで移動する。先端アンカー 12 を、ニードルを通して解剖学的組織内に送出する。一実施例では、アンカー送出トリガー 216 の移動により、基端アンカー 14 をコネクタ 106 に係止する。更に、アンカー送出トリガー 216 の移動により、基端アンカー 14 に取り付けられたコネクタ 16 の余分の長さを切断する。これにより、基端アンカー 14 を解剖学的領域に送出する。モード選択スイッチ 218 によって、アンカー送出トリガー 216 を先端アンカー送出モードと基端アンカー送出モードとの間で切り換える。

【0094】

図 6 K は、コネクタによって互いに連結された先端アンカー及び基端アンカーを送出できる組み合わせデバイスの第 3 実施例の側面図である。この実施例では、組み合わせデバイス 210 は、更に、組み合わせデバイス 210 の先端領域を制御下で曲げたり逸らしたりするのに使用できる逸らしレバー 212 を含む。

一実施例では、組み合わせデバイスを使用して第 1 アンカーを組織の先端側の領域に送

10

20

30

40

50

出し、第2アンカーを組織の基端側の領域に送出する。方法の別の実施例では、組み合わせデバイスを使用し、第1アンカーを組織の基端側の領域に送出し、第2アンカーを組織の先端側の領域に送出する。例えば、図6L乃至図6Qは、基端アンカー14及び先端アンカー12を解剖学的組織に送出する組み合わせデバイスによって解剖学的組織を圧縮する方法の工程を示す。図6Lに示す工程では、組み合わせデバイス210を解剖学的組織に導入する。組み合わせデバイス210は、解剖学的組織を穿通するための先が尖った先端を含む。組み合わせデバイス210の先端チップが組織の基端側の所望の位置に配置されるまで、解剖学的組織を通して組み合わせデバイス210を前進する。組み合わせデバイス210によって先端アンカー12を組織の基端側の所望の位置まで送出する。図6Mに示す工程では、組み合わせデバイス210を前進し、先が尖った組み合わせデバイス210の先端で組織を穿通する。組み合わせデバイス210の先端チップが組織の先端側の所望の位置に配置されるまで、組織を通して組み合わせデバイス210を前進する。図6Nに示す工程では、組み合わせデバイス210によって、基端アンカー14を、組織の先端側の所望の位置まで送出する。基端アンカー14は、先端アンカー12に取り付けられており且つ基端アンカー14を通過したコネクタ16によって先端アンカー12に連結されている。基端アンカー14は、コネクタ16が基端アンカー14を一方向にしか通過できないようにする一方向性機構を含む。この一方向性機構は、コネクタ16が基端アンカー14を通過して逆方向に移動しないようにする。図6Oに示す工程では、組み合わせデバイス210を基端方向に引っ張り、組み合わせデバイス210を組織から部分的に引き出す。図6Pに示す工程では、基端アンカー14を通してコネクタ16を移動するのに十分な力でコネクタ16を引っ張る。この工程で先端アンカー12を基端アンカー14に向かって引っ張り、これによって基端アンカー14と先端アンカー12との間の組織を圧縮する。図6Qに示す工程でコネクタ16を切断する。この工程は、組み合わせデバイス210の切断機構によって行ってもよいし、本特許明細書又は本明細書中に参考のために組み込んだ他の文献に開示の別体のカッターデバイスによって行ってもよい。コネクタ16の切断後、基端アンカー14に設けられた一方向性機構により、コネクタ16が基端アンカー14を通過して移動しないようにする。これにより、基端アンカー14と先端アンカー12との間でコネクタ16に張力を維持する。

【0095】

図6R及び図6Wは、基端アンカーを通して先端アンカーを送出する、基端アンカー及び先端アンカーを含む牽引子を送出する方法の工程を示す、組み合わせデバイスの一実施例の先端領域を示す。図6Rに示す工程では、組み合わせデバイス210を解剖学的組織に導入する。方法の一実施例では、前立腺によって包囲された尿道の領域に、組み合わせデバイス210を経尿道的に挿入する。他の変形例の方法の実施例では、腸、胃、食道、気管、気管支、気管支通路、静脈、動脈、リンパ管、尿管、膀胱、心房、又は心室を含むがこれらに限定されない解剖学的領域に、組み合わせデバイス210を導入してもよい。図6Rに示す実施例では、組み合わせデバイス210の先端領域は、細長いアクチュエータ120を包囲している。アクチュエータ120の表面は、係止ピン104を基端アンカー14に打ち込むのに使用できる。基端方向に沿った基端アンカー14の移動は、ストッパー140によって制限される。ニードル32が基端アンカー14を通過する。図6Rに示す実施例では、ニードル32は、基端アンカー14の基端を通過して基端アンカー14に進入する。ニードル32は、基端アンカー14の側方開口部を通過して基端アンカー14を出る。図6Sに示す工程では、基端アンカー14を通してニードル32を前進し、ニードル32の先端チップを組み合わせデバイス210から出す。ニードル32がターゲット組織TTを穿通するようにニードル32を更に前進する。図6Tに示す工程では、ニードル32を通して先端アンカー12を送出する。先端アンカー12は、ニードル32に通したコネクタ16に連結されている。図6Uに示す工程では、ニードル32を組み合わせデバイス210から引っ込める。この工程により、先端アンカー12をコネクタ16に連結されたままにする。コネクタ16を基端方向に引っ張る。この工程により、先端アンカー12をコネクタ16に対して垂直方向に配向する。更に、この工程により、ターゲット組織

10

20

30

40

50

の一領域を組み合わせデバイス 2 1 0 と先端アンカー 1 2 との間で圧縮する。図 6 V に示す工程では、使用者がアクチュエータ 1 2 0 を基端方向に引っ張る。これにより、アクチュエータ 1 2 0 で係止ピン 1 0 4 を基端アンカー 1 4 に打ち込む。係止ピン 1 0 4 がコネクタの一領域を基端アンカー 1 4 の表面と係止ピン 1 0 4 との間で圧縮する。これにより基端アンカー 1 4 をコネクタ 1 6 に係止する。組み合わせデバイス 2 1 0 は、更に、コネクタ 1 6 の余分の長さを切断し、整えるための機構を含んでもよい。一実施例では、この機構は、図 5 B 乃至図 5 D に示す切断機構と同様である。図 6 W に示す工程では、組み合わせデバイス 2 1 0 を解剖学的組織から引っ込める。この工程により、先端アンカー 1 2 が基端アンカー 1 4 にコネクタ 1 6 によって連結された牽引子 1 0 を残す。

【 0 0 9 6 】

本明細書中に開示した様々なデバイス及び方法又はその変形例を使用し、尿道等の解剖学的チューブ状器官の領域を牽引し、持ち上げ、支持し、復位し、又は圧縮する。このような方法は、例えば、解剖学的チューブ状器官の内腔の断面積を減少するのに使用してもよい。失禁、特に緊張性尿失禁を治療するため、例えば、本明細書中に開示した様々なデバイス及び方法又はその変形例を使用し、尿道の内腔の断面積を減少してもよい。これは、様々なアプローチで尿道に導入できる様々なデバイスによって行うことができる。このようなアプローチの幾つかの例には、経尿道的アプローチ、経膣的アプローチ、経会陰的アプローチ、等が含まれるが、これらに限定されない。

【 0 0 9 7 】

図 7 A 乃至図 7 H は、チューブ状器官の長さ方向の断面積を減少する工程を示す、チューブ状器官の長さ方向断面図である。図 7 A に示す実施例では、細長い先端アンカー送出デバイス 3 0 を尿道等のチューブ状器官に挿入する。1 つの特定の実施例では、先端アンカー送出デバイス 3 0 を経尿道的に尿道に導入する。ニードル 3 2 を先端アンカー送出デバイス 3 0 に導入する。ニードル 3 2 の先端領域は湾曲領域を備えていてもよい。ニードル 3 2 を、先端アンカー送出デバイス 3 0 から、先端アンカー送出デバイス 3 0 の軸線に対して 0 ° 乃至 1 8 0 ° の所定の出口角度で出す。チューブ状器官を通してニードル 3 2 を前進し、チューブ状器官の壁をニードル 3 2 で穿通する。図 7 B に示す工程では、先端アンカー送出デバイス 3 0 を回転する。これにより、ニードル 3 2 でチューブ状器官の壁を取り囲む組織を、先端アンカー送出デバイス 3 0 の回転方向に沿って、引っ張る。図 7 C に示す工程では、先端アンカー送出デバイス 3 0 を更に回転する。これによりチューブ状器官を取り囲む組織の領域を、図 7 C に示すように、チューブ状器官の周囲に重ねる。図 7 D に示す工程では、ニードル 3 2 を通して先端アンカー 1 2 を解剖学的組織に送出する。図 7 E に示す工程では、先端アンカー送出デバイス 3 0 を通してニードル 3 2 を解剖学的組織から引っ込める。図 7 E に示すように、先端アンカー 1 2 は、先端アンカー送出デバイス 3 0 に通した細長いコネクタ 1 6 に取り付けられている。図 7 F に示す工程では、先端アンカー送出デバイス 3 0 をコネクタ 1 6 上でチューブ状器官から取り外す。細長い基端アンカー送出デバイス 3 4 をコネクタ 1 6 上でチューブ状器官に導入する。これは、基端アンカー送出デバイス 3 4 に配置された基端アンカー 1 4 にコネクタ 1 6 を通すように行われる。ニードル 3 2 がチューブ状器官の壁を穿通した場所に基端アンカー送出デバイス 3 4 の先端チップが配置されるように、チューブ状器官を通して基端アンカー送出デバイス 3 4 を前進する。図 7 G に示す工程では、使用者がコネクタ 1 6 を引っ張り、コネクタ 1 6 に所望の張力を加える。図 7 H に示す工程では、基端アンカー 1 4 をコネクタ 1 6 に取り付ける。これは、基端アンカー送出デバイス 3 4 に設けられた、図 5 B 乃至図 5 D に示す機構と同様の機構によって行ってもよい。更に、コネクタ 1 6 の余分の長さを切断し、整えてもよい。これは、基端アンカー送出デバイス 3 4 に設けられた、図 5 B 乃至図 5 D に示す機構と同様の機構によって行ってもよい。先端アンカー送出デバイス 3 0 を解剖学的組織から取り外す。この工程により、基端アンカー 1 4 がコネクタ 1 6 によって先端アンカー 1 2 に連結されたままにする。コネクタ 1 6 のこの張力により、基端アンカー 1 4 と先端アンカー 1 2 との間の組織を図 7 H に示すように折り畳む。これにより、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 8 】

図 7 I は、図 7 A 乃至図 7 H に示す方法を実施する前のチューブ状器官の形態を示す、チューブ状器官の概略図である。図 7 A 乃至図 7 H に示す方法によって治療できるチューブ状器官の例には、尿道、腸、胃、食道、気管、気管支、気管支通路、静脈、動脈、リンパ管、尿管、膀胱、心房、又は心室、子宮、卵管、等が含まれるがこれらの器官に限定されない。図 7 J は、図 7 A 乃至図 7 H に示す方法を実施した後に得られる可能な形態を示す、図 7 I のチューブ状器官の概略図である。図 7 J では、コネクタ 1 6 の張力により、基端アンカー 1 4 と先端アンカー 1 2 との間の組織を挟む。これによりチューブ状器官の内腔の断面積を減少する。

【 0 0 9 9 】

図 7 A 乃至図 7 H に示す方法は、螺旋状ニードルを持つ先端アンカー送出デバイスを使用して行ってもよい。例えば、図 7 K は、螺旋状ニードル 3 2 を持つ先端アンカー送出デバイス 3 0 の一実施例を示す。方法の一実施例では、先端アンカー送出デバイス 3 0 をチューブ状器官に挿入する。先端アンカー送出デバイス 3 0 を通して螺旋状ニードル 3 2 を前進し、ニードル 3 2 の先端領域を先端アンカー送出デバイス 3 0 の外に出す。ニードル 3 2 が先端アンカー送出デバイス 3 0 から出て、チューブ状器官の壁を穿通する。一実施例では、チューブ状器官は、尿道壁 U W を持つ尿道 U T である。ニードル 3 2 が螺旋状であるため、螺旋状ニードル 3 2 の少なくとも一部をチューブ状器官の内腔の周囲で湾曲させる。更に、ニードル 3 2 が螺旋状であるため、ニードル 3 2 の先端チップを、このニードル 3 2 がチューブ状器官の壁を穿通する場所から軸線方向に離間する。先端アンカー 1 2 をニードル 3 2 の先端チップから解剖学的組織に送出してもよい。かくして、先端アンカー 1 2 は、ニードル 3 2 の穿通場所から軸線方向に離間した位置で送出されてもよい。基端アンカー 1 4 は、図 7 F 乃至図 7 H に示す方法と同様の方法によってコネクタ 1 6 に取り付けられていてもよい。

【 0 1 0 0 】

図 7 L 乃至図 7 N は、チューブ状器官の壁に内腔の周囲に沿って一つ又はそれ以上の折り目線即ちプリーツを形成することによって、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の工程を示す、チューブ状器官の断面図である。図 7 L は、チューブ状器官の断面図である。図 7 L 乃至図 7 N に示す方法によって治療がなされるチューブ状器官の例には、尿道 U T、腸、胃、食道、気管、気管支、気管支通路、静脈、動脈、リンパ管、尿管、膀胱、心房又は心室、子宮、卵管、等が含まれるがこれらの器官に限定されない。図 7 M に示す工程では、湾曲したニードル 3 2 を持つアンカー送出デバイスをチューブ状器官の内腔に導入する。ニードル 3 2 の先端チップがチューブ状器官の壁を穿通するように、アンカー送出デバイスを通してニードル 3 2 を前進する。先端アンカー 1 2 をニードル 3 2 を通して前進し、ニードル 3 2 の先端チップを通して周囲組織内に送出する。先端アンカー 1 2 に取り付けられたコネクタ 1 6 に所望の張力を発生する。基端アンカー 1 4 をコネクタ 1 6 上の所望の位置に取り付け、図 7 N に示すように、組織を基端アンカー 1 4 と先端アンカー 1 2 との間で圧縮する。この圧縮により、図 7 N に示すように、一つ又はそれ以上の折り目線又はプリーツをチューブ状器官の壁に形成する。これにより、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する。一実施例では、湾曲したニードル 3 2 を持つ先端アンカー送出デバイス 3 0 を、尿失禁の患者の尿道に経尿道的に導入する。先端アンカー送出デバイス 3 0 によって、先端アンカー 1 2 を、尿道を取り囲む組織に展開する。先端アンカー送出デバイス 3 0 を尿道から取り外す。基端アンカー送出デバイス 3 4 を、コネクタ 1 6 上で尿道に経尿道的に導入する。基端アンカー 1 4 は、尿道の内腔内に配置されるように、基端アンカー送出デバイス 3 4 によってコネクタ 1 6 に取り付けられる。本明細書中に亘り、アンカーを身体の内腔内に配置したというのは、このようなアンカーを内腔自体内に位置決めできるということ、又は特段の記載がない限り、内腔内又は内腔周囲に位置決めできるということであると理解されるべきである。コネクタ 1 6 の適当な張力により、基端アンカー 1 4 及び先端アンカー 1 2 間の組織をこれらのアンカーによって圧縮する。この圧縮により、図 7 N に示すように、尿道壁に一つ又はそれ以上の折り目線又はプリー

10

20

30

40

50

ツを形成する。一つ又はそれ以上の折り目線又はブリーツは、好ましくは、尿道括約筋と隣接した尿道の領域に形成される。これにより、尿道括約筋で更に効率的に閉鎖を行うことができる。これにより、患者の尿道を通る望ましからぬ尿漏れを減少し、失禁の苦しさを低減する。

【 0 1 0 1 】

図 7 O は、チューブ状器官と隣接した組織を圧縮し、組織の一つ又はそれ以上の領域によりチューブ状器官の壁を変位し、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の第 1 実施例を示す、チューブ状器官の断面図である。図 7 O では、この方法を使用して治療がなされるチューブ状器官の一例として尿道を使用する。図 7 O に示す方法によって治療が行われるチューブ状器官のこの他の例には、腸、胃、食道、気管、気管支、気管支通路、静脈、動脈、リンパ管、尿管、膀胱、心房及び心室、子宮、卵管、等が含まれるがこれらの器官に限定されない。図 7 O に示す方法では、基端アンカー 1 4 がチューブ状器官の内腔内に配置されている。基端アンカー 1 4 は、所望の張力が作用したコネクタ 1 6 の一端に連結されている。コネクタ 1 6 の他端は、先端アンカー 1 2 に連結されている。先端アンカー 1 2 は、チューブ状器官の内腔の外側に埋め込まれる。一実施例では、先端アンカー 1 2 は、チューブ状器官と隣接して配置された組織内に埋め込まれる。別の実施例では、先端アンカー 1 2 は、チューブ状器官と隣接して配置された組織を越えて埋め込まれる。コネクタ 1 6 の張力により、チューブ状器官と隣接して配置された組織の領域を基端アンカー 1 4 及び先端アンカー 1 2 によって圧縮する。これにより、チューブ状器官と隣接して配置された組織の一つ又はそれ以上の領域を膨出させ、チューブ状器官の壁の一つ又はそれ以上の領域を変位する。これによりチューブ状器官の内腔の断面積を減少する。

10

20

【 0 1 0 2 】

図 7 P は、チューブ状器官と隣接した組織を圧縮し、この組織の一つ又はそれ以上の領域によりチューブ状器官の壁を変位することによってチューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の第 2 実施例を示す、チューブ状器官の断面図である。図 7 P では、この方法を使用して治療がなされるチューブ状器官の一例として尿道を使用する。図 7 P に示す方法によって治療が行われるチューブ状器官のこの他の例には、腸、胃、食道、気管、気管支、気管支通路、静脈、動脈、リンパ管、尿管、膀胱、心房及び心室、子宮、卵管、等が含まれるがこれらの器官に限定されない。図 7 P に示す方法では、チューブ状器官と隣接して配置された組織の一方の側に基端アンカー 1 4 を配置する。コネクタ 1 6 の他端は、先端アンカー 1 2 に連結されている。先端アンカー 1 2 は、チューブ状器官と隣接して配置された組織の他方の側に埋め込まれる。コネクタ 1 6 の張力により、基端アンカー 1 4 及び先端アンカー 1 2 によって組織の領域を圧縮する。これにより、チューブ状器官と隣接して配置された組織の一つ又はそれ以上の領域を膨出させ、チューブ状器官の壁の一つ又はそれ以上の領域を図 7 P に示すように変位する。これによりチューブ状器官の内腔の断面積を減少する。

30

【 0 1 0 3 】

図 7 Q 乃至図 7 V は、チューブ状器官の壁にチューブ状器官の軸線に沿って一つ又はそれ以上の折り目線又は膨出部を形成することによってチューブ状器官の長さ方向の断面積を減少する方法の工程を示す、チューブ状器官の長さ方向断面図を示す。図 7 Q に示す工程では、先端アンカー送出デバイス 3 0 をチューブ状器官に導入する。図 7 Q 乃至図 7 V では、この方法を使用して治療がなされるチューブ状器官の一例として尿道を使用する。図 7 P 乃至図 7 V に示す方法によって治療が行われるチューブ状器官のこの他の例には、腸、胃、食道、気管、気管支、気管支通路、静脈、動脈、リンパ管、尿管、膀胱、心房及び心室、子宮、卵管、等が含まれるがこれらの器官に限定されない。先端アンカー送出デバイス 3 0 は、曲げることができる先端チップを含む。曲げることができる先端チップは、使用者によって制御下で曲げることができる。先端アンカー送出デバイス 3 0 をチューブ状器官を通して前進し、所望の位置に配置する。図 7 R に示す工程では、先端アンカー送出デバイス 3 0 の先端チップを、使用者によって制御下で曲げることができる。図 7 S に示す工程では、先端アンカー送出デバイス 3 0 を通してニードル 3 2 を前進する。ニ

40

50

ドル 32 は、図 7 S に示すように、先端アンカー送出デバイス 30 の軸線に対して所定角度で先端アンカー送出デバイス 30 の外に出る。チューブ状器官の壁の一領域を穿通するようにニードル 32 を前進する。ニードル 32 を更に前進し、チューブ状器官の内腔に再進入させる。この工程は、チューブ状器官の内腔内に配置した内視鏡によって視覚化してもよい。図 7 T に示す工程では、ニードル 32 の先端を通して先端アンカー 12 を展開する。先端アンカー送出デバイス 30 をチューブ状器官から引き出し、先端アンカー 12 をコネクタ 16 に連結された状態に残す。図 7 U に示す工程では、基端アンカー送出デバイス 34 をコネクタ 16 上で前進する。基端アンカー展開デバイス 34 の先端領域がニードル 32 の穿通場所と隣接するまで、基端アンカー送出デバイス 34 を前進する。コネクタ 16 を引っ張ってコネクタ 16 に所望の張力を発生する。基端アンカー 14 を、チューブ状器官の内腔でコネクタ 16 に取り付ける。コネクタ 16 の張力により、基端アンカー 14 及び先端アンカー 12 で、チューブ状器官の壁の基端アンカー 14 と先端アンカー 12 との間に配置された領域を圧縮する。これによりチューブ状器官の壁の一つ又はそれ以上の領域を折り畳み、図 7 V に示すように、チューブ状器官の内腔内に膨出させる。これにより、チューブ状器官の壁に、チューブ状器官の軸線に沿って一つ又はそれ以上の折り目線又は膨出部を形成する。これらの一つ又はそれ以上の折り目線又は膨出部により、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する。この方法を繰り返してチューブ状器官の壁の多数の領域を圧縮し、チューブ状器官の壁に多数の膨出部を形成してもよい。方法の一つの実施例では、一つ又はそれ以上の折り目線又は膨出部は、好ましくは、尿失禁の患者の尿道括約筋と隣接した尿道の領域に形成される。これにより、尿道括約筋が更に効率的に閉鎖を行うことができるようにする。これにより、患者の尿道を通る望ましくぬ尿漏れを減少し、失禁の苦しさを低減する。

【0104】

図 7 W 乃至図 7 Y は、チューブ状器官の壁を摘んで凹所を形成するデバイスを埋め込むことによって、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の第 1 実施例の工程を示す、チューブ状器官の断面図である。図 7 W 乃至図 7 Y では、この方法を使用して治療がなされるチューブ状器官の一例として尿道を使用する。図 7 W 乃至図 7 Y に示す方法によって治療が行われるチューブ状器官のこの他の例には、尿道、血管、腸、胃、食道、気管、気管支、気管支通路、静脈、動脈、リンパ管、尿管、膀胱、心房及び心室、子宮、卵管、等が含まれるがこれらの器官に限定されない。先端アンカー送出デバイスを解剖学的組織に導入する。先端アンカー送出デバイスを使用し、チューブ状器官の内腔を穿通し、図 7 W に示すように先端アンカー 12 をチューブ状器官の壁又は解剖学的周囲組織内で展開する。先端アンカー 12 は、チューブ状器官の内腔に通したコネクタ 16 に連結されている。図 7 X に示す工程では、基端アンカー 14 をコネクタ 16 上で前進する。基端アンカー 14 がチューブ状器官の内腔の基端側にあるように、基端アンカー 14 をコネクタ 16 上で前進する。基端アンカー 14 をチューブ状器官の壁又は解剖学的周囲組織内に配置してもよい。コネクタ 16 を引っ張ってコネクタ 16 に所望の張力を発生する。コネクタ 16 の張力により、基端アンカー 14 及び先端アンカー 12 で、これらのアンカー間に配置されたチューブ状器官の一部を摘む。これによりチューブ状器官の壁に、図 7 Y に示すように、凹所又は折り目線を形成する。チューブ状器官の内腔内で基端アンカー 14 をコネクタ 16 に取り付ける。コネクタ 16 の余分の長さを切断し、整えてもよい。チューブ状器官の凹所又は折り目線により、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する。図 7 W 乃至図 7 Y に示す工程を繰り返し、チューブ状器官の壁に多数の凹所又は折り目線を形成してもよい。このような方法は、失禁、肺気腫、肥満、子宮脱、動脈瘤、憩室炎、等を含むがこれらの疾患に限定されない様々な疾患の治療に使用できる。

【0105】

図 7 Z 乃至図 A D は、チューブ状器官の壁を摘んで凹所を形成するデバイスを埋め込むことによって、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の第 2 実施例の工程を示す、チューブ状器官の断面図である。図 7 Z 乃至図 A D では、この方法を使用して治療がなされるチューブ状器官の一例として尿道を使用する。図 7 Z 乃至図 A D に示す方法によ

て治療が行われる器官のこの他の例には、腸、胃、食道、気管、気管支、気管支通路、静脈、動脈、リンパ管、尿管、膀胱、心房及び心室、子宮、卵管、等が含まれるがこれらの器官に限定されない。先端アンカー送出デバイスを解剖学的組織に導入する。先端アンカー送出デバイスは、例えば、チューブ状器官の内腔を通して経腔的に導入してもよい。先端アンカー送出デバイスは、チューブ状器官の壁を穿通するのに使用される。先端アンカー送出デバイスは、図 7 Z に示すように、先端アンカー 12 をチューブ状器官の壁で、又は解剖学的周囲組織内で展開するのに使用される。先端アンカー 12 は、チューブ状器官の内腔に通したコネクタ 16 に連結されている。同様に、図 7 A A に示す工程では、第 2 先端アンカー 12 をチューブ状器官の壁で、又は解剖学的周囲組織内で展開する。更に、チューブ状器官の内腔に通した第 2 コネクタ 16 には、第 2 先端アンカー 12 が連結されている。図 7 A B に示す工程では、連結デバイス 214 を二つのコネクタ 106 上でチューブ状器官の内腔に導入する。連結デバイス 214 は、例えば、チューブ状器官の内腔を通して経腔的に導入される。二つのコネクタ 106 を引っ張ってこれらの二つのコネクタ 106 に所望の張力を発生する。二つのコネクタ 106 の張力により、二つの先端アンカー 102 で、これらのアンカー間のチューブ状器官の領域を摘む。これにより、図 7 A C に示すように、チューブ状器官の壁に凹所又は折り目線を形成する。連結デバイス 214 によって、第 1 コネクタの所望の領域を第 2 コネクタ 16 の所望の領域に連結する。この連結は、図 7 A D に示すように、チューブ状器官の内腔内で行われる。コネクタ 106 の余分の長さを切断し、整えてもよい。チューブ状器官の壁の凹所即ち折り目線がチューブ状器官の内腔の断面積を減少する。図 7 Z 乃至図 7 A D に示す工程を繰り返し、チューブ状器官の壁に多数の凹所又は折り目線を形成してもよい。このような方法は、失禁、肺気腫、肥満、子宮脱、動脈瘤、憩室炎、等を含むがこれらの疾患に限定されない様々な疾患の治療に使用できる。

【0106】

本明細書中に開示した方法及びデバイスは、多数の折り目線、膨出部、又は凹所をチューブ状器官の壁に形成し、チューブ状器官の内腔の断面積を減少するのに使用できる。例えば、図 7 A E は、チューブ状器官の壁を摘んで二つの凹所を形成するデバイスを埋め込むことによって、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の第 1 実施例を示す、チューブ状器官の断面図である。図 7 A E では、コネクタ 16 によって連結された基端アンカー 14 及び先端アンカー 12 を含む第 1 アンカーシステムを図示のように展開する。コネクタ 16 の張力により、先端アンカー 12 及び基端アンカー 14 で、これらのアンカー間に配置されたチューブ状器官の領域を摘む。これにより、チューブ状器官の壁に第 1 凹所又は折り目線を図示のように形成する。基端アンカー 14、先端アンカー 12、及びコネクタ 16 は、例えば図 7 W 乃至図 7 Y に示す方法によって、解剖学的組織内で展開してもよい。別の態様では、基端アンカー 14、先端アンカー 12、及びコネクタ 16 は、例えば図 7 Z 乃至図 7 A D に示す方法によって、解剖学的組織内で展開してもよい。コネクタ 16 によって連結された基端アンカー 14 及び先端アンカー 12 を含む第 2 アンカーシステムを図示のように展開してもよい。第 2 アンカーシステムは、図示のように、チューブ状器官の壁に第 2 凹所又は折り目線を形成する。図 7 A E に示す実施例では、第 2 凹所又は折り目線を、ほぼ第 1 凹所又は折り目線の直径方向反対側の位置に形成する。

【0107】

図 7 A F は、チューブ状器官の壁を摘んで二つの凹所を形成するデバイスを埋め込むことによって、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の第 2 実施例を示す、チューブ状器官の断面図である。図 7 A F では、コネクタ 16 によって連結された基端アンカー 14 及び先端アンカー 12 を含む第 1 アンカーシステムを図示のように展開する。コネクタ 16 の張力により、先端アンカー 12 及び基端アンカー 14 で、これらのアンカー間に配置されたチューブ状器官の領域を摘む。これにより、チューブ状器官の壁に第 1 凹所又は折り目線を図示のように形成する。例えば図 7 W 乃至図 7 Y に示す方法によって、基端アンカー 14、先端アンカー 12、及びコネクタ 16 を解剖学的組織内で展開する。別の実施例では、基端アンカー 14、先端アンカー 12、及びコネクタ 16 を図 7 Z 及び図 7

A Dに示す方法によって解剖学的組織内で展開してもよい。更に、コネクタ 16 によって連結された基端アンカー 14 及び先端アンカー 12 を含む第 2 アンカーシステムもまた、図示のように展開する。第 2 アンカーシステムは、図示のように、チューブ状器官の壁に凹所又は折り目線を形成する。図 7 A F に示す実施例では、第 1 凹所又は折り目線とは直径方向反対側でない所定の位置に第 2 凹所又は折り目線を形成した。

【0108】

チューブ状器官の壁で折り目線、膨出部、又は凹所を強化するため、本明細書中に開示した方法及びデバイスを使用し、チューブ状器官の内腔の断面積を更に減少してもよい。例えば、図 7 A G は、チューブ状器官の壁に凹所を形成し、凹所領域を強化することによってチューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法を示す、チューブ状器官の断面図である。図 7 A G では、コネクタ 16 によって連結された基端アンカー 14 及び先端アンカー 12 を含む第 1 アンカーシステムをチューブ状器官内で展開する。コネクタ 16 の張力により、先端アンカー 12 及び基端アンカー 14 で、これらのアンカー間に配置されたチューブ状器官の領域を摘む。これにより、チューブ状器官の壁に凹所又は折り目線を図示のように形成する。例えば図 7 W 乃至図 7 Y に示す方法によって、基端アンカー 14、先端アンカー 12、及びコネクタ 16 を解剖学的組織内で展開してもよい。別の実施例では、基端アンカー 14、先端アンカー 12、及びコネクタ 16 を図 7 Z 及び図 7 A D に示す方法によって解剖学的組織内で展開してもよい。更に、コネクタ 16 によって連結された基端アンカー 14 及び先端アンカー 12 を含む第 2 アンカーシステムを図示のように展開する。第 2 アンカーシステムを、図示のように、第 1 アンカーシステムによってチューブ状器官の壁に形成した凹所又は折り目線で展開する。第 2 アンカーシステムは、第 1 アンカーシステムによって形成された凹所又は折り目線を強化する。更に、第 2 アンカーシステムは、第 1 アンカーシステムによって形成された凹所又は折り目線の大きさを増大する。これにより、チューブ状器官の内腔の断面積を更に減少する。更に、チューブ状器官の内腔の形状を繊細に変化させるため、又は内腔内の変形やポケットをなくするため、例えば憩室や動脈瘤の形態を閉鎖したり圧縮したりするため、手順を変化させてもよいということは理解されるべきである。

【0109】

様々な解剖学的システムの病気又は疾患をなくするため、又は治療するため、本明細書中に開示した様々なデバイス及び方法を使用してもよい。このような解剖学的システムの例には、筋骨格系、胃腸系、泌尿器系、等が含まれるがこれらに限定されない。例えば、図 8 A は、肥満を治療するために胃の容積を減少するために胃に埋め込んだアンカーシステムを示す。アンカーシステムは、コネクタ 16 によって先端アンカー 12 に連結された基端アンカー 14 を含む。基端アンカー 14 は、胃の壁の外面上に配置されていてもよいし、胃壁内に配置されていてもよい。同様に、先端アンカー 12 は、肥満の患者の胃の壁の外面上に配置されていてもよいし、胃壁内に配置されていてもよい。コネクタ 16 が胃の内腔を通過する。コネクタ 16 の張力により、基端アンカー 14 及び先端アンカー 12 で、これらのアンカー間に配置された胃の領域を圧縮する。これにより胃の内容容積を減少する。これにより、患者が摂取する食品の容積を制限し、これによって体重を減少させる。

【0110】

図 8 B は、胃の容積を減少するためにアンカーシステムを埋め込む前の胃の断面図である。図 8 C は、胃の容積を減少するためにアンカーシステムを埋め込んだ後の図 8 B の胃の断面図である。図 8 C では、アンカーシステムを埋め込むことによって胃の容積を減少した。アンカーシステムは、コネクタ 16 によって先端アンカー 12 に連結された基端アンカー 14 を含む。

本明細書中に開示した様々なデバイス及び方法は、外傷を閉じるため、即ち修復するために使用してもよい。例えば、図 8 D は、第 1 形態のアンカーシステムによって閉じた外傷の縁部の断面図である。図 8 D では、二つの外傷縁部を持つ外傷を、コネクタ 16 によって先端アンカー 12 に連結された基端アンカー 14 を含むアンカーシステムによって閉じる。コネクタ 16 の張力により、基端アンカー 14 及び先端アンカー 12 で外傷の縁部

を圧縮する。これにより外傷の縁部を互いに閉じ、これによって外傷を閉鎖する。図 8 D に示す実施例では、外傷縁部は、側部と側部とを向き合わせた形態で閉鎖される。図 8 D に示すアンカーシステムは、例えば、図 6 A 及び図 6 C の夫々の先端アンカー送出デバイス 30 及び基端アンカー送出デバイス 34 によって展開できる。コネクタ 16 の全体又は一部が生分解性又は生吸収性であってもよい。

【0111】

図 8 E は、第 2 形態のアンカーシステムによって閉鎖した外傷縁部の断面図である。図 8 E では、二つの外傷縁部を持つ外傷を、コネクタ 16 によって先端アンカー 12 に連結された基端アンカー 14 を含むアンカーシステムによって閉じる。コネクタ 16 の張力により、基端アンカー 14 及び先端アンカー 12 で外傷の縁部を圧縮する。これにより外傷の縁部を互いに閉じ、これによって外傷を閉鎖する。図 8 D に示す実施例では、外傷縁部は、端部と端部とを向き合わせた形態で閉鎖される。図 8 D に示すアンカーシステムは、例えば、図 6 A 及び図 6 C の夫々の先端アンカー送出デバイス 30 及び基端アンカー送出デバイス 34 によって展開できる。先端アンカー送出デバイス 30 は、湾曲した先端チップを備えていてもよい。コネクタ 16 の全体又は一部が生分解性又は生吸収性であってもよい。

【0112】

図 8 F は、筋骨格系の切れた組織の再連結に使用される固定デバイスを示す。図 8 F では、切れた靱帯 Li の再連結にアンカーシステムを使用する。通常の解剖学的組織では、一方の片の靱帯 Li を骨 Bo に連結し、他方の片の靱帯 Li を筋肉に連結する。アンカーシステムは、コネクタ 16 によって先端アンカー 12 に連結された基端アンカー 14 を含む。コネクタ 16 の張力により、基端アンカー 14 及び先端アンカー 12 で靱帯 Li の二つの片の端部を圧縮する。かくして、二片の靱帯 Li を互いに閉鎖し、これによって切れた靱帯 Li を図 8 F に示すように繋ぐ。同様に、切れた筋肉等の筋骨格系の他の切れた組織を、アンカーシステムによって再連結できる。

図 8 G は、睡眠時無呼吸の患者の頭部の矢状断面を示す。図 8 G では、患者の軟口蓋 SP が、外鼻孔から肺までの空気の流れを遮断している。更に、図 8 G では、患者の舌 TO が、口から咽頭までの流体経路を塞いでいる。かくして、患者は通常通りに呼吸できない。

【0113】

図 8 H は、軟口蓋 SP 及び舌 TO の閉塞部分を変位する二つのアンカーデバイスによる治療を行った睡眠時無呼吸の患者の頭部の矢状断面を示す。図 8 H では、コネクタ 16 によって先端アンカー 12 に連結された基端アンカー 14 を含むアンカーシステムを軟口蓋 SP の後方領域に埋め込む。コネクタ 16 の張力により、基端アンカー 14 及び先端アンカー 12 で軟口蓋 SP の領域を圧縮する。これにより、軟口蓋 SP の閉塞領域を図示のように変位する。かくして、外鼻孔から肺までの空気の流れが軟口蓋 SP によって塞がれないようにする。これに加え、又は変形例として、舌 TO の領域をアンカーシステムによって変位してもよい。図 8 H では、アンカーシステムは、コネクタ 16 によって先端アンカー 12 に連結された基端アンカー 14 を含む。コネクタ 16 の張力により、基端アンカー 14 及び先端アンカー 12 で舌 TO の後方の領域を圧縮する。これにより、舌 TO の閉塞領域を図示のように変位する。かくして、口から肺までの流路が舌 TO によって塞がれないようにする。軟口蓋 SP の閉塞領域及び / 又は舌 TO の閉塞領域を変位させるのに多数のアンカーシステムを使用してもよい。

【0114】

本明細書中に開示したデバイス及びシステムは、様々な美容術に使用してもよい。例えば、図 8 I は、人間の顔の弛んだ皮膚を持ち上げるために埋め込んだアンカーシステムを示す。このようなアンカーシステムは、例えば、皺のある皮膚を持ち上げて皺をなくすのに使用してもよい。図 8 I では、コネクタ 16 によって先端アンカー 12 に連結した基端アンカー 14 を含むアンカーシステムを、顔に図示のように埋め込む。図 8 I に示す実施例では、先端アンカーを患者の耳の後ろに埋め込む。顔の皮膚に皺がある患者の頬の領域

に基端アンカー１４を埋め込む。コネクタ１６の張力により、基端アンカー１４及び先端アンカー１２で、皮膚に皺がある顔の頬の領域を変位する。これにより、皺がある顔の皮膚を伸ばし、人間の美容的外観を改善する。垂れ下がった顔の皮膚を持ち上げるのに同様の方法を使用して人間の美容的外観を改善してもよい。

【０１１５】

図８Ｊに示す方法と同様の方法によって、顔の様々な領域の治療を行うことができる。例えば、図８Ｊは、人間の美容的外観を改善するため、図８Ｉに示す方法と同様の方法によって治療を施してもよい人間の顔の領域を示す。図８Ｉに示す方法と同様の方法によって治療を施すことができる顔の領域の一例は、眉ゾーンである。基端アンカー１４を領域ＥＢに埋め込んでもよく、先端アンカー１２を領域ＥＢ'に埋め込んでもよい。領域ＥＢを領域ＥＢ'に連結するラインに通したコネクタ１６によって基端アンカー１４を先端アンカー１２に連結した。変形例では、基端アンカー１４を領域ＥＢ'に埋め込んでもよく、先端アンカー１２を領域ＥＢに埋め込んでもよい。図８Ｉに示す方法と同様の方法によって治療を行うことができる顔の領域の別の例は、側頭ゾーンである。基端アンカー１４を領域ＴＥに埋め込み、先端アンカー１２を領域ＴＥ'に埋め込む。領域ＴＥを領域ＴＥ'に繋ぐラインを通るコネクタ１６によって基端アンカー１４を先端アンカー１２に連結する。変形例では、基端アンカー１４を領域ＴＥ'に埋め込み、先端アンカー１２を領域ＴＥに埋め込んでもよい。図８Ｉに示す方法と同様の方法によって治療を施すことができる顔の領域の別の例は、頬骨ゾーンである。基端アンカー１４を領域ＭＡに埋め込み、先端アンカー１２を領域ＭＡ'に埋め込む。領域ＭＡを領域ＭＡ'に繋ぐラインを通るコネクタ１６によって基端アンカー１４を先端アンカー１２に連結する。変形例では、基端アンカー１４を領域ＭＡ'に埋め込み、先端アンカー１２を領域ＭＡに埋め込んでもよい。図８Ｉに示す方法と同様の方法によって治療を施すことができる顔の領域の別の例は、下顎骨ゾーンである。基端アンカー１４を領域ＭＤに埋め込み、先端アンカー１２を領域ＭＤ'に埋め込む。領域ＭＤを領域ＭＤ'に繋ぐラインを通るコネクタ１６によって基端アンカー１４を先端アンカー１２に連結する。変形例では、基端アンカー１４を領域ＭＤ'に埋め込み、先端アンカー１２を領域ＭＤに埋め込んでもよい。図８Ｉに示す方法と同様の方法によって治療を施すことができる顔の領域の別の例は、ネッカチーフゾーンである。基端アンカー１４を領域ＮＫに埋め込み、先端アンカー１２を領域ＮＫ'に埋め込む。領域ＮＫを領域ＮＫ'に繋ぐラインを通るコネクタ１６によって基端アンカー１４を先端アンカー１２に連結する。変形例では、基端アンカー１４を領域ＮＫ'に埋め込み、先端アンカー１２を領域ＮＫに埋め込んでもよい。図８Ｊに示す顔の領域は、例えば、顔の皮膚に皺や弛みがある人の美容的外観を改善するために治療を施してもよい領域である。

【０１１６】

図８Ｋは、アンカーデバイスによって解剖学的組織に取り付けたスリングによって女性の尿失禁を治療する方法の一実施例を示す、女性の下腹部の矢状断面を示す。図８Ｋは女性の下腹部を示し、この図には、膀胱ＵＢ、子宮Ｕ、及び直腸Ｒが示してある。図８Ｋに示す方法は、妊娠、出産、閉経、等による身体的変化により生じる緊張性失禁の治療に特に適している。身体的変化により、尿道括約筋がぴったりと閉鎖しないようになる。これにより、身体的緊張時に尿漏れが生じる。図８Ｋに示す方法は、無緊張膣テープ(Tension-Free Vaginal Tape:TVT)術と同様の方法である。図８Ｋに示す方法では、スリング２２０を尿道ＵＴの周囲に挿入する。スリング２２０を、恥骨後方アプローチ又は経膣アプローチによって尿道ＵＴの周囲に挿入してもよい。スリング２２０は、適当な生体親和性材料で形成されている。このような材料の例には、筋肉、靱帯、腱等の自己移植組織、豚等の動物からの動物移植組織、生分解性又は非生分解性の合成ポリマー等が含まれるが、これらの材料に限定されない。スリング２２０の二つの端部は、恥骨、恥骨の開口部周囲膜(perioistial membrane)、クーパー靱帯、腹壁、横骨盤壁、膀胱外壁、骨盤筋膜等の解剖学的周囲領域にアンカーデバイスによって固定される。図８Ｋに示す実施例では、スリング２２０の二つの端部は、二つのアンカーデバイスによって解剖学的周囲構造に取り付けられている。各アンカーデバイスは、基端アンカー１４と、この基端アンカーにコネクタ

によって連結された先端アンカー 12 とを含む。コネクタ 16 は、基端アンカー 14 がスリング 220 の材料に固定されるように、スリング 220 の端部を貫通している。先端アンカー 12 は、解剖学的周囲構造に固定され、これによってスリング 220 の端部解剖学的周囲構造に取り付ける。スリング 220 は、尿道 UT を支持し、尿道 UT を部分的に圧縮する。スリング 220 により、尿道括約筋をぴったりと閉鎖できるのに十分に尿道 UT を圧縮する。これらの手順は、全ての場合ではないけれども、尿道に圧縮力を発生させるが、その他の状況では、周囲構造を支持するのに使用され、又は特定の構造が、運動機能亢進の場合等の特定の状況で移動しないようにするのに使用されるということは理解されるべきである。この場合、デバイスは、通常は「緊張が加わっておらず」、アンカー / 緊張部材アセンブリに関して組織が動いた場合にしか緊張が加わらない。

10

【0117】

図 8 L は、通常の尿道 UT の断面図である。図 8 M は、緊張性尿失禁を患っている女性の尿道 UT の断面図である。図 8 M では、尿道 UT は、解剖学的周囲構造からの支持が小さい。このため、尿道括約筋がぴったりと閉鎖せず、失禁を生じるのである。図 8 N は、スリングにより尿道 UT を支持した、緊張性尿失禁を患っている女性の尿道 UT の断面図である。図 8 N では、スリング 220 は、尿道 UT を支持しており且つ尿道を部分的に圧縮している。スリング 220 により、尿道括約筋がぴったりと閉鎖できるのに十分に尿道 UT を圧縮する。これにより、失禁の苦しさを軽減する。

図 8 O は、緊張性尿失禁を患っている女性の下腹の冠状断面図である。別々の組織平面を互いに繋ぐため、二つのアンカーデバイスが埋め込んである。これらの平面を繋ぐことによって、これらの平面が相対的に移動しないようにし、かくして、過剰運動性を低減する。各アンカーデバイスは、基端アンカー 14 と、別々の組織平面に通したコネクタによって基端アンカー 14 に連結された先端アンカー 12 とを含む。組織平面は尿道 UT を支持し、尿道 UT を部分的に圧縮する。この組織支持平面を所定の場所に固定することにより、失禁をもたらす膀胱の不随意の下垂を生じる力に抗する。

20

【0118】

本明細書中に開示した一つ又はそれ以上のアンカーデバイス又は緊張デバイスを使用し、解剖学的第 1 領域を解剖学的第 2 領域に固定してもよい。例えば、本明細書中に開示した一つ又はそれ以上のアンカーデバイス又は緊張デバイスを使用し、膣懸垂術の様々な実施例又は変形例を実施してもよい。標準的な膣懸垂術（パッチ膣懸垂術）では、外科医は、膣壁の領域をクーパー靱帯に縫合する。これは、尿道の各側に、二つの非吸収性縫糸を、膀胱が尿道に繋がる切断部の下に配置された膣壁のセグメントを部分的に通過して、配置することによって行われる。次いで、各側に二つの縫糸（全部で四本）をクーパー靱帯に取り付ける。この手順を行う上で重要な困難は、特に腹腔鏡下で行う場合、結び目を結ぶ工程である。縫糸を腹腔鏡で見ながら結ぶのは、標準的な技術を使用する場合には非常に時間がかかり、多くの場合に縫糸に所望の張力を加えるのが困難である。例えば、図 8 P は、失禁を患っている患者の膣壁の一つ又はそれ以上の領域を、一つ又はそれ以上のアンカーデバイスによってクーパー靱帯に対して吊り下げる膣懸垂術を示す、下腹部の断面図である。図 8 P に示す実施例では、一つ又はそれ以上の先端アンカー 12 を、膣 V を通して導入したデバイスによって、クーパー靱帯の所望の領域で展開した。一つ又はそれ以上の先端アンカー 12 は、膣を通して導入したデバイスを通して出るニードルにより展開してもよい。ニードルは、膣壁を穿通して所望の位置に達する。一つ又はそれ以上の先端アンカー 12 を、図 8 P に示すように、尿道の各側で展開する。各先端アンカー 12 はコネクタ 16 に連結されている。基端アンカー 14 を、膣内に配置された各コネクタ 16 の所望の領域に取り付ける。各基端アンカー 14 が、各コネクタ 16 の一端を膣壁に固定する。コネクタ 16 の張力により膣壁をクーパー靱帯によって吊り下げる。膣壁をクーパー靱帯によって吊り下げることにより、失禁の苦しさを和らげる。上述の方法は、骨盤領域に挿入した腹腔鏡によって視覚化できる。

30

40

【0119】

変形例では、基端アンカー 14 及び / 又は先端アンカー 12 を展開するためのデバイス

50

を腹腔鏡によって骨盤領域に挿入する。一実施例では、臍を通して腹腔鏡を導入する。基端アンカー１４及び／又は先端アンカー１２を展開するためのデバイスを下腹部の二つの他の切開口を通して導入する。

栓子エレメントをチューブ状器官に取り付けてチューブ状器官の開口部又は穿刺箇所をシールするため、本明細書中に開示した一つ又はそれ以上のデバイス又は方法を使用してもよい。例えば、図８Ｑは、血管ＢＶの穿刺箇所にシールを取り付けて穿刺箇所をシールするために使用したアンカーデバイスを示す。図８Ｑでは、血管の穿刺箇所をシール２２２によって塞ぐ。シール２２２は、適当な生体親和性材料で形成される。このような材料の例には、コラーゲン、ゲルフォーム、他の吸収性ポリマー材料、等が含まれるが、これらの材料に限定されない。シール２２２を、このシール２２２に通したアンカーデバイスで穿刺箇所に取り付ける。アンカーデバイスは、先端アンカー１２と、基端アンカー１４と、先端アンカー１２と基端アンカー１４とを連結するコネクタ１６とを含む。先端アンカー１２は、血管の内腔内に配置される。基端アンカー１４は血管の外側に配置され、コネクタ１６が穿刺箇所を通過する。先端アンカー１２及び基端アンカー１４が穿刺箇所の縁部をシール２２２に対して圧縮するように、コネクタ１６に十分な張力を発生する。これにより、シール２２２を穿刺箇所にしっかりと取り付け、穿刺箇所をシールする。

【０１２０】

本明細書中に開示した一つ又はそれ以上のアンカーデバイス又は緊張デバイスを使用し、解剖学的第１領域を解剖学的第２領域に対して吊り下げてもよい。例えば、乳房領域を、筋肉、皮下脂肪組織、靱帯、等の上方の解剖学的領域に対して吊り下げるのに、本明細書中に開示した一つ又はそれ以上のアンカーデバイス又は緊張デバイスを使用してもよい。これは、乳房の美容的変更を行うのに使用してもよい。特定の実施例では、乳房の皮下脂肪組織を、筋肉、皮下脂肪組織、靱帯、等の脂肪組織の上方の解剖学的領域に対して吊り下げてもよい。別の特定の実施例では、乳房組織を、筋肉、皮下脂肪組織、靱帯、等の脂肪組織の乳房組織の上方の解剖学的領域に対して吊り下げる。アンカー送出デバイスを、カニュレを通して解剖学的領域に導入してもよい。別の態様では、アンカー送出デバイスは、組織を穿通するための先の尖った先端チップを含んでもよい。例えば、図８Ｒは、女性の胸部領域の図を示す。本明細書中に開示したアンカーデバイスを使用して、乳房領域を、この乳房領域の上方にある解剖学的領域に対して吊り下げてもよい。これは、例えば、美容的乳房固定術に使用してもよい。アンカーデバイスは、アンカーデバイスのコネクタが図８Ｒに示す破線を通るように展開してもよい。図８Ｓは、本明細書中に開示したアンカーデバイスを使用して乳房の一つ又はそれ以上の領域に乳房固定術を行った女性の胸部領域を示す。

【０１２１】

本明細書中に開示した任意のアンカーは、弾性又は非弾性の生体親和性材料で形成されていてもよい。このような材料の例には、ステンレス鋼３０４、ステンレス鋼３１６、ニッケル-チタニウム合金、チタニウム、等の金属、及びペバックス、ポリイミド、編成ポリイミド、ポリウレタン、ナイロン、ＰＶＣ、ハイトレル、ＨＤＰＥ、ＰＥＥＫ、ＰＴＦＥ、ＰＦＡ、ＦＥＰ、ＥＰＴＦＥ、形状記憶ポリマー等のポリマーが含まれるがこれらの材料に限定されない。

本明細書中に開示したコネクタ１６は、幾つかの生体親和性材料で形成されていてもよい。例えば、コネクタ１６は、例えば様々な等級のナイロン、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリエステル、アラミド、形状記憶ポリマー等の合成繊維、例えば様々な等級のステンレス鋼、チタニウム、ニッケル-チタニウム合金、コバルト-クロム合金、タンタル等の金属、例えば綿や絹等の天然繊維、例えば様々な等級のシリコンゴム等のゴム材料から形成されていてもよい。特定の実施例では、コネクタは、弾性縫糸材料で形成されている。コネクタ１６は、一つ又はそれ以上の鋸歯状部又はノッチを備えていてもよい。これらの鋸歯状部又はノッチは、外本体をコネクタ１６に沿って一方向に比較的容易に移動でき且つコネクタ１６に沿って逆方向への外本体の移動に対して大きな抵抗を示すように特定の方向で整合していてもよい。コネクタ１６は、一つ又はそれ以上の材料で形成され

た単フィラメント又は多フィラメントを含んでいてもよい。例えば、コネクタ 16 は、輪郭を小さくし且つ強度を高めるため、プラスチック / 金属形態又はプラスチック / プラスチック形態の複合編成構造を備えていてもよい。このような複合材料は、所定の弾性レベルを備えていてもよい。コネクタ 16 には、コーティングが施してあってもよい。このようなコーティングの例には、潤滑性コーティングや抗生物質コーティング等が含まれるが、これらのコーティングに限定されない。

【0122】

本明細書中に開示したデバイスのうちの一つ又はそれ以上は、様々なマーカーを備えていてもよい。一実施例では、マーカーは、一つ又はそれ以上のデバイスの表面に配置した視覚的マーカーである。使用者は、一つ又はそれ以上のデバイスの相対的位置の絶対値を、このようなマーカーにより、又は膀胱鏡等の器具によって決定できる。別の実施例では、マーカーは、ラジオグラフィックマーカーであってもよい。同様に、本明細書中に開示したデバイスのうちの一つ又はそれ以上は、様々な電磁マーカー、超音波マーカー、又は MRI マーカー、又は多モードマーカーを含んでいてもよい。

本明細書中に開示した手順のうちの一つ又はそれ以上を完了した後、適当な尿カテーテルを尿道に所望の期間に亘って挿入してもよい。例えば、患者に出血や急性の尿道障害の危険がある場合、尿カテーテルを使用してもよい。

【0123】

本明細書中に開示した一つ又はそれ以上のアンカーデバイスは、必要な場合には、アンカーデバイスによる解剖学的変化を使用者が元に戻すことができるように設計されていてもよい。方法の一実施例では、コネクタ 16 を基端アンカー 14 の近くで切断することによって、解剖学的変化を元に戻してもよい。方法の別の実施例では、コネクタ 16 を先端アンカー 12 の近くで切断することによって、解剖学的変化を元に戻してもよい。

本明細書中に開示した一つ又はそれ以上のアンカーデバイスの先端アンカー 12、基端アンカー 14、コネクタ 16、等の一つ又はそれ以上の構成要素は、一部又は全部が生分解性又はであるように設計されていてもよい。

本明細書中に開示したデバイス及び方法は、様々なチューブ状器官又はキャビティや壁を持つ器官の様々な病気の治療に使用できる。このような器官の例には、尿道、腸、胃、食道、気管、気管支、気管支通路、静脈（例えば静脈瘤や弁閉鎖不全症を治療するため）、動脈、リンパ管、尿管、膀胱、心房及び心室、子宮、卵管、等が含まれるがこれらの器官に限定されない。

【0124】

本発明を上文中に本発明の特定の例又は実施例に関して説明したが、これらの例及び実施例に対し、本発明の精神及び範囲を逸脱することなく、様々な追加、削除、変化、及び変更を行ってもよいということは理解されるべきである。例えば、実施例又は例を、その所期の使用について、特許性がない又は適していないものとししない限り、一実施例又は例の任意のエレメント又は特徴を別の実施例又は例に組み込んでもよいしこれらの実施例又は例で使用してもよい。更に、例えば方法の工程を特定の順序で説明し、即ち列挙する場合、これらの工程の順序を変更することが、その所期の使用について、その方法を特許性がない又は適していないものとししない限り、このような工程の順序を変更してもよい。全ての妥当な追加、削除、変化、及び変更は、上述の例及び実施例の等価物であると考えられるべきであり、特許請求の範囲の範疇に含まれる。

【図面の簡単な説明】

【0125】

【図 1 A】図 1 A は、肥大した前立腺を示す、BPH を患っている男性の下腹の冠状断面図である。

【図 1 B】図 1 B は、本発明のデバイスの一実施例で治療した肥大した前立腺を示す、BPH を患っている男性の下腹の冠状断面図である。

【図 1 C】図 1 C は、図 1 B に示す牽引子の一実施例の側面図である。

【図 1 D】図 1 D は、図 1 C に示す牽引子によって前立腺を治療する方法の工程を示す図

である。

【図 1 E】図 1 E は、図 1 C に示す牽引子によって前立腺を治療する方法の工程を示す図である。

【図 1 F】図 1 F は、図 1 C に示す牽引子によって前立腺を治療する方法の工程を示す図である。

【図 1 G】図 1 G は、図 1 C に示す牽引子によって前立腺を治療する方法の工程を示す図である。

【図 1 H】図 1 H は、図 1 C に示す牽引子によって前立腺を治療する方法の工程を示す図である。

【図 1 I】図 1 I は、図 1 C に示す牽引子によって前立腺を治療する方法の工程を示す図である。

10

【図 1 J】図 1 J は、図 1 C に示す牽引子によって前立腺を治療する方法の工程を示す図である。

【 0 1 2 6 】

【図 2 A】図 2 A は、図 1 C に示す先端アンカーの実施例の断面図である。

【図 2 B】図 2 B は、図 2 A の先端アンカーの設計に使用できる平らなパターンの第 1 実施例の図である。

【図 2 C】図 2 C は、図 2 A の先端アンカーの設計に使用できる平らなパターンの第 2 実施例の図である。

【図 2 D】図 2 D は、クリンプ止めしたループによってコネクタに取り付けた先端アンカーの一実施例の長さ方向断面図である。

20

【図 2 E】図 2 E は、クリンプ止めした多数のループによってコネクタに取り付けた先端アンカーの一実施例の長さ方向断面図である。

【図 2 F】図 2 F は、コネクタにバックルで取り付け付けた先端アンカーの一実施例の斜視図である。

【図 2 G】図 2 G は、張力が加わった状態でコネクタに取り付けた図 2 F の先端アンカーの実施例の側面図である。

【図 2 H】図 2 H は、コネクタに結び目によって取り付け付けた先端アンカーの一実施例の斜視図である。

【図 2 I】図 2 I は、コネクタに接着剤で取り付け付けた先端アンカーの一実施例の長さ方向断面図である。

30

【 0 1 2 7 】

【図 3 A】図 3 A は、先端アンカー送出デバイスの第 1 実施例の側面図である。

【図 3 B】図 3 B は、先端領域の一部を取り外した、図 3 A の先端アンカー送出デバイスの図である。

【図 3 C】図 3 C は、図 3 B の先端領域 3 C の拡大図である。

【図 3 D】図 3 D は、図 3 A の先端アンカー送出デバイスによって先端アンカーを解剖学的構造内で展開する方法の工程を示す図である。

【図 3 E】図 3 E は、図 3 A の先端アンカー送出デバイスによって先端アンカーを解剖学的構造内で展開する方法の工程を示す図である。

40

【図 3 F】図 3 F は、図 3 A の先端アンカー送出デバイスによって先端アンカーを解剖学的構造内で展開する方法の工程を示す図である。

【図 3 G】図 3 G は、図 3 A の先端アンカー送出デバイスによって先端アンカーを解剖学的構造内で展開する方法の工程を示す図である。

【図 3 H】図 3 H は、図 3 A の先端アンカー送出デバイスによって先端アンカーを解剖学的構造内で展開する方法の工程を示す図である。

【図 3 I】図 3 I は、図 3 A の先端アンカー送出デバイスによって先端アンカーを解剖学的構造内で展開する方法の工程を示す図である。

【図 3 J】図 3 J は、図 3 A の先端アンカー送出デバイスによって先端アンカーを解剖学的構造内で展開する方法の工程を示す図である。

50

【図 3 K】図 3 K は、図 3 A の先端アンカー送出デバイスによって先端アンカーを解剖学的領域内で展開する方法の工程を示す図である。

【0128】

【図 3 L】図 3 L は、先端アンカー送出デバイスの第 2 実施例の側面図である。

【図 3 M】図 3 M は、図 3 L のアンカーを解剖学的領域内で展開するための方法の一実施例の工程を示す図である。

【図 3 N】図 3 N は、図 3 L のアンカーを解剖学的領域内で展開するための方法の一実施例の工程を示す図である。

【図 3 O】図 3 O は、図 3 L のアンカーを解剖学的領域内で展開するための方法の一実施例の工程を示す図である。

10

【図 3 P】図 3 P は、図 3 L のアンカーを解剖学的領域内で展開するための方法の一実施例の工程を示す図である。

【図 3 Q】図 3 Q は、図 3 L のアンカーを解剖学的領域内で展開するための方法の一実施例の工程を示す図である。

【図 3 R】図 3 R は、図 3 L のアンカーを解剖学的領域内で展開するための方法の一実施例の工程を示す図である。

【図 3 S】図 3 S は、図 3 L のアンカーを解剖学的領域内で展開するための方法の一実施例の工程を示す図である。

【図 3 T】図 3 T は、図 3 L のアンカーを解剖学的領域内で展開するための方法の一実施例の工程を示す図である。

20

【図 3 U】図 3 U は、本明細書中に開示した一つ又はそれ以上の先端アンカーの導入に使用できるニードルの一実施例の先端チップの第 1 側面図である。

【図 3 V】図 3 V は、図 3 U に示すニードルの実施例の先端チップの第 2 側面図である。

【図 3 W】図 3 W は、先端アンカー送出デバイスを通るニードルの軌道を案内するためのプッシュを含む先端アンカー送出デバイスの先端チップの長さ方向断面図である。

【図 3 X】図 3 X は、先端アンカー送出デバイスを通るニードルの軌道を案内するための先端クリンプ又はディンプルを含む先端アンカー送出デバイスの先端チップの長さ方向断面図である。

【図 3 Y】図 3 Y は、湾曲した又は角度をなしたニードル導入内腔を含む先端アンカー送出デバイスの先端チップの斜視図である。

30

【図 3 Z】図 3 Z は、図 3 Y の先端アンカー送出デバイスの実施例の先端を形成するのに使用される細長い第 1 部分の一実施例の斜視図である。

【図 3 A - 2】図 3 A' は、図 3 Y の先端アンカー送出デバイスの実施例の先端を形成するのに使用される細長い第 2 部分の一実施例の斜視図である。

【0129】

【図 4 A】図 4 A は、基端アンカーをコネクタに取り付ける方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの第 1 実施例の長さ方向断面図である。

【図 4 B】図 4 B は、基端アンカーをコネクタに取り付ける方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの第 1 実施例の長さ方向断面図である。

【図 4 C】図 4 C は、図 4 A の基端アンカーの設計に使用できる平らなパターンの第 1 実施例の図である。

40

【図 4 D】図 4 D は、基端アンカーをコネクタに取り付ける方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの第 2 実施例の長さ方向断面図である。

【図 4 E】図 4 E は、基端アンカーをコネクタに取り付ける方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの第 2 実施例の長さ方向断面図である。

【図 4 F】図 4 F は、基端アンカーをコネクタに取り付ける方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの第 3 実施例の長さ方向断面図である。

【図 4 G】図 4 G は、基端アンカーをコネクタに取り付ける方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの第 3 実施例の長さ方向断面図である。

【図 4 H】図 4 H は、図 4 F 乃至図 4 G の基端アンカーの設計に使用できる平らなパター

50

ンの一実施例の図である。

【図 4 I】図 4 I は、基端アンカーをコネクタに取り付ける方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの第 4 実施例の長さ方向断面図である。

【図 4 J】図 4 J は、基端アンカーをコネクタに取り付ける方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの第 4 実施例の長さ方向断面図である。

【図 4 K】図 4 K は、多数の枝部即ちプリストルを含む細長い楔デバイスによってコネクタを基端アンカーに固定する方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの長さ方向断面図である。

【図 4 L】図 4 L は、多数の枝部即ちプリストルを含む細長い楔デバイスによってコネクタを基端アンカーに固定する方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの長さ方向断面図である。

10

【0130】

【図 4 M】図 4 M は、可撓性引っ張りシャフトによって係止ピンを引っ張ることによってコネクタを基端アンカーに固定する方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの一実施例の長さ方向断面図である。

【図 4 N】図 4 N は、可撓性引っ張りシャフトによって係止ピンを引っ張ることによってコネクタを基端アンカーに固定する方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの一実施例の長さ方向断面図である。

【図 4 O】図 4 O は、中空楔エレメントによってコネクタを基端アンカーに固定する方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの一実施例の長さ方向断面図である。

20

【図 4 P】図 4 P は、中空楔エレメントによってコネクタを基端アンカーに固定する方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの一実施例の長さ方向断面図である。

【図 4 Q】図 4 Q は、コネクタの余分の長さを切断するための圧縮カッター及び楔エレメントの使用法の一実施例を示す図である。

【図 4 R】図 4 R は、コネクタの余分の長さを切断するための圧縮カッター及び楔エレメントの使用法の一実施例を示す図である。

【図 4 S】図 4 S は、コネクタを基端アンカーに固定する方法の一実施例の工程を示す、クリンプゾーンを含む基端アンカーの第 1 実施例の長さ方向断面図である。

【図 4 T】図 4 T は、コネクタを基端アンカーに固定する方法の一実施例の工程を示す、クリンプゾーンを含む基端アンカーの第 1 実施例の長さ方向断面図である。

30

【図 4 U】図 4 U は、コネクタを基端アンカーに固定する方法の一実施例の工程を示す、クリンプゾーンを持つ基端アンカーの第 2 実施例の長さ方向断面図である。

【図 4 V】図 4 V は、コネクタを基端アンカーに固定する方法の一実施例の工程を示す、クリンプゾーンを持つ基端アンカーの第 2 実施例の長さ方向断面図である。

【図 4 W】図 4 W は、コネクタを基端アンカーに固定する方法の一実施例の工程を示す、多数のクリンプゾーンを持つ基端アンカーの第 3 実施例の長さ方向断面図である。

【図 4 X】図 4 X は、コネクタを基端アンカーに固定する方法の一実施例の工程を示す、多数のクリンプゾーンを持つ基端アンカーの第 3 実施例の長さ方向断面図である。

【図 4 Y】図 4 Y は、テーパした外面を持つ基端アンカーの一実施例の側面図である。

【図 4 Z】図 4 Z は、コネクタを基端アンカーにアンカーリングによって固定する方法の一実施例の工程を示す、図 4 Y の基端アンカーの実施例の側面図である。

40

【0131】

【図 4 A A】図 4 A A は、コネクタを基端アンカーにアンカーリングによって固定する方法の一実施例の工程を示す、図 4 Y の基端アンカーの実施例の側面図である。

【図 4 A B】図 4 A B は、コネクタを基端アンカーにアンカーリングによって固定する方法の一実施例の工程を示す、図 4 Y の基端アンカーの実施例の側面図である。

【図 4 A C】図 4 A C は、図 4 A A 及び図 4 A B の切断リングの一実施例の断面図である。

【図 4 A D】図 4 A D は、熱形状記憶合金で形成された基端アンカーの第 1 実施例の側面図である。

50

【図 4 A E】図 4 A E は、基端アンカーの形状記憶材料がマルテンサント相にある場合の図 4 A D の基端アンカーの 4 A E - 4 A E 線での断面図である。

【図 4 A E - 2】図 4 A E ' は、基端アンカーの形状記憶材料がプログラム形状にある場合の図 4 A D の基端アンカーの 4 A E - 4 A E 線での断面図である。

【図 4 A F】図 4 A F は、基端アンカーの形状記憶材料がマルテンサント相にある場合の図 4 A D の基端アンカーの 4 A F - 4 A F 線での断面図である。

【図 4 A F - 2】図 4 A F ' は、基端アンカーの形状記憶材料がプログラム形状にある場合の図 4 A D の基端アンカーの 4 A F - 4 A F 線での断面図である。

【図 4 A G】図 4 A G は、熱形状記憶合金で形成された基端アンカーの第 2 実施例の側面図である。

【図 4 A H】図 4 A H は、基端アンカーの形状記憶材料がマルテンサント相にある場合の図 4 A G の基端アンカーの 4 A H - 4 A H 線での断面図である。

【図 4 A H - 2】図 4 A H ' は、基端アンカーの形状記憶材料がプログラム形状にある場合の図 4 A G の基端アンカーの 4 A H - 4 A H 線での断面図である。

【図 4 A I】図 4 A I は、コネクタのループ状領域即ち折り畳んだ領域を基端アンカーに固定する方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの一実施例の長さ方向断面図である。

【図 4 A J】図 4 A J は、コネクタのループ状領域即ち折り畳んだ領域を基端アンカーに固定する方法の一実施例の工程を示す、基端アンカーの一実施例の長さ方向断面図である。

【図 4 A K】図 4 A K は、一つ又はそれ以上の内方に開放したフラップを持つ、適当な弾性材料又は超弾性材料又は形状記憶材料で形成された基端アンカーの一実施例の側面図である。

【図 4 A L】図 4 A L は、図 4 A K の基端アンカーの実施例の長さ方向断面図である。

【 0 1 3 2 】

【図 5 A】図 5 A は、一つ又はそれ以上の指作動式トリガーを持つ基端アンカー送出デバイスの第 1 実施例の側面図である。

【図 5 B】図 5 B は、基端アンカーを解剖学的領域内で展開する方法の工程を示す、図 5 A の基端アンカー送出デバイスの先端チップの長さ方向断面図である。

【図 5 C】図 5 C は、基端アンカーを解剖学的領域内で展開する方法の工程を示す、図 5 A の基端アンカー送出デバイスの先端チップの長さ方向断面図である。

【図 5 D】図 5 D は、基端アンカーを解剖学的領域内で展開する方法の工程を示す、図 5 A の基端アンカー送出デバイスの先端チップの長さ方向断面図である。

【図 5 E】図 5 E は、未展開状態の係止ピンが基端アンカーに部分的に挿入された、図 5 B 乃至図 5 D の基端アンカーと同様の基端アンカーの側面図である。

【図 5 F】図 5 F は、基端アンカーをコネクタに係止ピンで取り付ける方法の工程を示す、図 5 E の基端アンカー及び係止ピンの長さ方向断面図である。

【図 5 G】図 5 G は、基端アンカーをコネクタに係止ピンで取り付ける方法の工程を示す、図 5 E の基端アンカー及び係止ピンの長さ方向断面図である。

【図 5 H】図 5 H は、基端アンカーをコネクタに係止ピンで取り付ける方法の工程を示す、図 5 E の基端アンカー及び係止ピンの長さ方向断面図である。

【図 5 I】図 5 I は、図 5 B 乃至図 5 D の方法に示すようにコネクタを基端アンカーに係止するのに使用できる係止ピンの一実施例の側面図である。

【図 5 J】図 5 J は、図 5 I に示すコネクタの係止ピンの別の側面図である。

【 0 1 3 3 】

【図 5 K】図 5 K は、係止ピンを基端アンカーに打ち込むのに使用できるアクチュエータの一実施例の斜視図である。

【図 5 L】図 5 L は、図 5 K に示すアクチュエータの実施例の側面図である。

【図 5 M】図 5 M は、図 5 L のアクチュエータの長さ方向断面図である。

【図 5 N】図 5 N は、基端アンカー送出デバイスの第 2 実施例の側面図である。

10

20

30

40

50

【図 5 O】図 5 O は、図 5 N の基端アンカー送出デバイスを使用してアンカーを解剖学的領域内で展開する方法の一実施例の工程を示す図である。

【図 5 P】図 5 P は、図 5 N の基端アンカー送出デバイスを使用してアンカーを解剖学的領域内で展開する方法の一実施例の工程を示す図である。

【図 5 Q】図 5 Q は、図 5 N の基端アンカー送出デバイスを使用してアンカーを解剖学的領域内で展開する方法の一実施例の工程を示す図である。

【図 5 R】図 5 R は、図 5 N の基端アンカー送出デバイスを使用してアンカーを解剖学的領域内で展開する方法の一実施例の工程を示す図である。

【図 5 S】図 5 S は、図 5 N の基端アンカー送出デバイスを使用してアンカーを解剖学的領域内で展開する方法の一実施例の工程を示す図である。

【図 5 T】図 5 T は、湾曲した又は角度をなした先端を持つアンカーチューブを含む基端アンカー送出デバイスの一実施例の先端の図である。

【図 5 U】図 5 U は、図 5 T の基端アンカー送出デバイスによって基端アンカーを解剖学的領域内で展開する工程を示す図である。

【図 5 V】図 5 V は、図 1 D 乃至図 1 J に示す手順と同様の手順で治療した前立腺で包囲されたイヌの尿道の領域を膀胱鏡で見た図である。

【0134】

【図 6 A】図 6 A は、基端アンカー送出デバイスの一実施例の側面図である。

【図 6 B】図 6 B は、先端アンカー送出デバイスによって先端アンカーを展開する工程を示す、図 6 A の先端アンカー送出デバイスの先端領域の拡大図である。

【図 6 C】図 6 C は、基端アンカー送出デバイスの一実施例の側面図である。

【図 6 D】図 6 D は、図 6 C の基端アンカー送出デバイスの先端領域の拡大図である。

【図 6 E】図 6 E は、湾曲した穿通先端チップを持つ基端アンカー送出デバイスの一実施例の先端領域の図である。

【図 6 F】図 6 F は、図 6 E の基端アンカー送出デバイスによって解剖学的組織に埋め込んだ基端アンカーを含む牽引子の一実施例の図である。

【図 6 G】図 6 G は、直線状の穿通先端チップを持つ基端アンカー送出デバイスの一実施例の先端領域の図である。

【図 6 H】図 6 H は、図 6 G の基端アンカー送出デバイスによって解剖学的組織に埋め込んだ基端アンカーを含む牽引子の一実施例の図である。

【図 6 I】図 6 I は、基端アンカーにコネクタによって連結された先端アンカーを送出できる組み合わせデバイスの第 1 実施例の先端チップの断面図である。

【図 6 J】図 6 J は、コネクタによって互いに連結された先端アンカー及び基端アンカーを送出できる組み合わせデバイスの第 2 実施例の側面図である。

【図 6 K】図 6 K は、コネクタによって互いに連結された先端アンカー及び基端アンカーを送出できる図 6 J に示す組み合わせデバイスの実施例の別の図である。

【0135】

【図 6 L】図 6 L は、基端アンカー及び先端アンカーを解剖学的領域に送出する組み合わせデバイスによって、解剖学的組織を圧縮する方法の工程を示す図である。

【図 6 M】図 6 M は、基端アンカー及び先端アンカーを解剖学的領域に送出する組み合わせデバイスによって、解剖学的組織を圧縮する方法の工程を示す図である。

【図 6 N】図 6 N は、基端アンカー及び先端アンカーを解剖学的領域に送出する組み合わせデバイスによって、解剖学的組織を圧縮する方法の工程を示す図である。

【図 6 O】図 6 O は、基端アンカー及び先端アンカーを解剖学的領域に送出する組み合わせデバイスによって、解剖学的組織を圧縮する方法の工程を示す図である。

【図 6 P】図 6 P は、基端アンカー及び先端アンカーを解剖学的領域に送出する組み合わせデバイスによって、解剖学的組織を圧縮する方法の工程を示す図である。

【図 6 Q】図 6 Q は、基端アンカー及び先端アンカーを解剖学的領域に送出する組み合わせデバイスによって、解剖学的組織を圧縮する方法の工程を示す図である。

【図 6 R】図 6 R は、基端アンカー及び先端アンカーを持つ牽引子を送出する、先端アン

10

20

30

40

50

カーは基端アンカーを通して送出される方法の工程を示す、組み合わせデバイスの一実施例の先端領域の図である。

【図 6 S】図 6 S は、基端アンカー及び先端アンカーを持つ牽引子を送出する、先端アンカーは基端アンカーを通して送出される方法の工程を示す、組み合わせデバイスの一実施例の先端領域の図である。

【図 6 T】図 6 T は、基端アンカー及び先端アンカーを持つ牽引子を送出する、先端アンカーは基端アンカーを通して送出される方法の工程を示す、組み合わせデバイスの一実施例の先端領域の図である。

【図 6 U】図 6 U は、基端アンカー及び先端アンカーを持つ牽引子を送出する、先端アンカーは基端アンカーを通して送出される方法の工程を示す、組み合わせデバイスの一実施例の先端領域の図である。

【図 6 V】図 6 V は、基端アンカー及び先端アンカーを持つ牽引子を送出する、先端アンカーは基端アンカーを通して送出される方法の工程を示す、組み合わせデバイスの一実施例の先端領域の図である。

【図 6 W】図 6 W は、基端アンカー及び先端アンカーを持つ牽引子を送出する、先端アンカーは基端アンカーを通して送出される方法の工程を示す、組み合わせデバイスの一実施例の先端領域の図である。

【0 1 3 6】

【図 7 A】図 7 A は、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の工程を示す、チューブ状器官の長さ方向断面図である。

【図 7 B】図 7 B は、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の工程を示す、チューブ状器官の長さ方向断面図である。

【図 7 C】図 7 C は、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の工程を示す、チューブ状器官の長さ方向断面図である。

【図 7 D】図 7 D は、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の工程を示す、チューブ状器官の長さ方向断面図である。

【図 7 E】図 7 E は、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の工程を示す、チューブ状器官の長さ方向断面図である。

【図 7 F】図 7 F は、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の工程を示す、チューブ状器官の長さ方向断面図である。

【図 7 G】図 7 G は、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の工程を示す、チューブ状器官の長さ方向断面図である。

【図 7 H】図 7 H は、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の工程を示す、チューブ状器官の長さ方向断面図である。

【図 7 I】図 7 I は、図 7 A 乃至図 7 H に示す方法を実施する前のチューブ状器官の形態を示す、チューブ状器官の概略図である。

【図 7 J】図 7 J は、図 7 A 乃至図 7 H に示す方法を実施した後得られた可能な形態を示す、図 7 I のチューブ状器官の概略図である。

【0 1 3 7】

【図 7 K】図 7 K は、螺旋状ニードルを持つ先端アンカー送出デバイスの一実施例の図である。

【図 7 L】図 7 L は、チューブ状器官の壁に内腔の周囲に沿って一つ又はそれ以上の折り目線又はプリーツを形成することによって、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の工程を示す、チューブ状器官の断面図である。

【図 7 M】図 7 M は、チューブ状器官の壁に内腔の周囲に沿って一つ又はそれ以上の折り目線又はプリーツを形成することによって、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の工程を示す、チューブ状器官の断面図である。

【図 7 N】図 7 N は、チューブ状器官の壁に内腔の周囲に沿って一つ又はそれ以上の折り目線又はプリーツを形成することによって、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の工程を示す、チューブ状器官の断面図である。

10

20

30

40

50

【図 7 O】図 7 O は、チューブ状器官と隣接した組織を圧縮し、組織の一つ又はそれ以上の領域によりチューブ状器官の壁を変位し、これによってチューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の第 1 実施例を示す、チューブ状器官の断面図である。

【図 7 P】図 7 P は、チューブ状器官と隣接した組織を圧縮し、組織の一つ又はそれ以上の領域によりチューブ状器官の壁を変位し、これによってチューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の第 2 実施例を示す、チューブ状器官の断面図である。

【図 7 Q】図 7 Q は、チューブ状器官の壁にチューブ状器官の軸線に沿って一つ又はそれ以上の折り目又は膨出部を形成することによって、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の工程を示す、チューブ状器官の長さ方向断面図である。

【図 7 R】図 7 R は、チューブ状器官の壁にチューブ状器官の軸線に沿って一つ又はそれ以上の折り目又は膨出部を形成することによって、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の工程を示す、チューブ状器官の長さ方向断面図である。

【図 7 S】図 7 S は、チューブ状器官の壁にチューブ状器官の軸線に沿って一つ又はそれ以上の折り目又は膨出部を形成することによって、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の工程を示す、チューブ状器官の長さ方向断面図である。

【図 7 T】図 7 T は、チューブ状器官の壁にチューブ状器官の軸線に沿って一つ又はそれ以上の折り目又は膨出部を形成することによって、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の工程を示す、チューブ状器官の長さ方向断面図である。

【図 7 U】図 7 U は、チューブ状器官の壁にチューブ状器官の軸線に沿って一つ又はそれ以上の折り目又は膨出部を形成することによって、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の工程を示す、チューブ状器官の長さ方向断面図である。

【図 7 V】図 7 V は、チューブ状器官の壁にチューブ状器官の軸線に沿って一つ又はそれ以上の折り目又は膨出部を形成することによって、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の工程を示す、チューブ状器官の長さ方向断面図である。

【図 7 W】図 7 W は、チューブ状器官の壁を摘んで凹所を形成するデバイスを埋め込むことによってチューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の第 1 実施例の工程を示す、チューブ状器官の断面図である。

【図 7 X】図 7 X は、チューブ状器官の壁を摘んで凹所を形成するデバイスを埋め込むことによってチューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の第 1 実施例の工程を示す、チューブ状器官の断面図である。

【図 7 Y】図 7 Y は、チューブ状器官の壁を摘んで凹所を形成するデバイスを埋め込むことによってチューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の第 1 実施例の工程を示す、チューブ状器官の断面図である。

【図 7 Z】図 7 Z は、チューブ状器官の壁を摘んで凹所を形成するデバイスを埋め込むことによってチューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の第 2 実施例の工程を示す、チューブ状器官の断面図である。

【0138】

【図 7 A A】図 7 A A は、チューブ状器官の壁を摘んで凹所を形成するデバイスを埋め込むことによってチューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の第 2 実施例の工程を示す、チューブ状器官の断面図である。

【図 7 A B】図 7 A B は、チューブ状器官の壁を摘んで凹所を形成するデバイスを埋め込むことによってチューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の第 2 実施例の工程を示す、チューブ状器官の断面図である。

【図 7 A C】図 7 A C は、チューブ状器官の壁を摘んで凹所を形成するデバイスを埋め込むことによってチューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の第 2 実施例の工程を示す、チューブ状器官の断面図である。

【図 7 A D】図 7 A D は、チューブ状器官の壁を摘んで凹所を形成するデバイスを埋め込むことによってチューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の第 2 実施例の工程を示す、チューブ状器官の断面図である。

【図 7 A E】図 7 A E は、チューブ状器官の壁を摘んで二つの凹所を形成するデバイスを

10

20

30

40

50

埋め込むことによってチューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の第 1 実施例の工程を示す、チューブ状器官の断面図である。

【図 7 A F】図 7 A F は、チューブ状器官の壁を摘んで二つの凹所を形成するデバイスを埋め込むことによってチューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法の第 2 実施例の工程を示す、チューブ状器官の断面図である。

【図 7 A G】図 7 A G は、チューブ状器官の壁に凹所を形成し、凹所をなした領域を強化することによって、チューブ状器官の内腔の断面積を減少する方法を示す、チューブ状器官の断面図である。

【 0 1 3 9 】

【図 8 A】図 8 A は、胃の容積を減少して肥満を治療するため、胃に埋め込んだアンカーシステムを示す図である。 10

【図 8 B】図 8 B は、胃の容積を減少するためにアンカーシステムを埋め込む前の胃の断面図である。

【図 8 C】図 8 C は、胃の容積を減少するためにアンカーシステムを埋め込んだ後の図 8 B の胃の断面図である。

【図 8 D】図 8 D は、第 1 形態のアンカーシステムによって閉じた傷の縁部の断面図である。

【図 8 E】図 8 E は、第 2 形態のアンカーシステムによって閉じた傷の縁部の断面図である。

【図 8 F】図 8 F は、筋骨格系の切れた組織を再連結するために使用したアンカーデバイスを示す図である。 20

【図 8 G】図 8 G は、睡眠時無呼吸の患者の頭部の矢状断面を示す図である。

【図 8 H】図 8 H は、二つのアンカーデバイスによって治療し、軟口蓋 S P 及び舌 T o の閉塞部分を変位した睡眠時無呼吸の患者の頭部の矢状断面を示す図である。

【図 8 I】図 8 I は、人間の顔の弛んだ皮膚を持ち上げるために埋め込んだアンカーシステムを示す図である。

【図 8 J】図 8 J は、人間の美容的外観を改善するために図 8 I に示す方法と同様の方法によって治療が施される顔の領域を示す、人間の顔の図である。

【図 8 K】図 8 K は、アンカーデバイスによって解剖学的組織に取り付けたスリングによって女性の尿失禁を治療する方法の一実施例を示す、女性の下腹部の矢状断面の図である 30

【 0 1 4 0 】

【図 8 L】図 8 L は、通常の尿道 U T の断面図である。

【図 8 M】図 8 M は、緊張性尿失禁を患っている女性の尿道 U T の断面図である。

【図 8 N】図 8 N は、尿道 U T をスリングで支持した、緊張性尿失禁を患っている女性の尿道 U T の断面図である。

【図 8 O】図 8 O は、尿道 U T をスリングで支持した、緊張性尿失禁を患っている女性の下腹部の断面図である。

【図 8 P】図 8 P は、失禁症の患者の膈壁の一つ又はそれ以上の領域を一つ又はそれ以上のアンカーデバイスによってクーパー靱帯に対して吊り下げた膈懸垂術の一実施例を示す、下腹部の断面図である。 40

【図 8 Q】図 8 Q は、穿刺箇所をシールするために血管 B V の穿刺箇所にシールを取り付けるのに使用したアンカーデバイスを示す図である。

【図 8 R】図 8 R は、女性の胸部領域の図である。

【図 8 S】図 8 S は、乳房の一つ又はそれ以上の領域に、本明細書中に開示したアンカーデバイスによって乳房固定術を行った女性の胸部領域の図である。

【符号の説明】

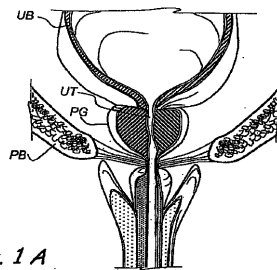
【 0 1 4 1 】

1 0 牽引子

1 2 先端アンカー

- 1 4 基端アンカー
- 1 6 コネクタ
- 1 8 チューブ

【図 1 A】

Fig. 1 A
(Prior Art)

【図 1 B】

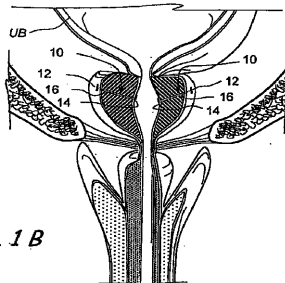


Fig. 1 B

【図 1 C】

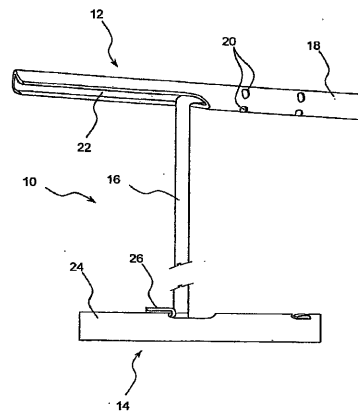


Fig. 1 C

【図 1 D】

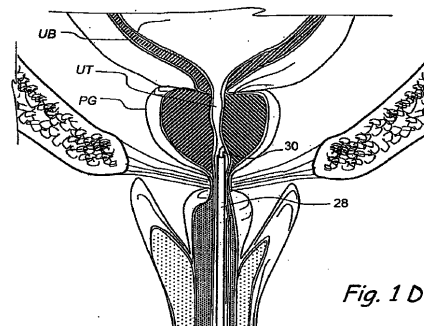


Fig. 1 D

【図 1 E】

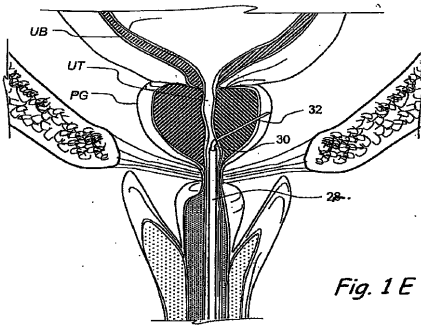


Fig. 1 E

【図 1 G】

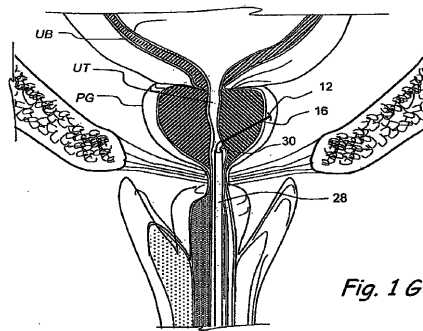


Fig. 1 G

【図 1 F】

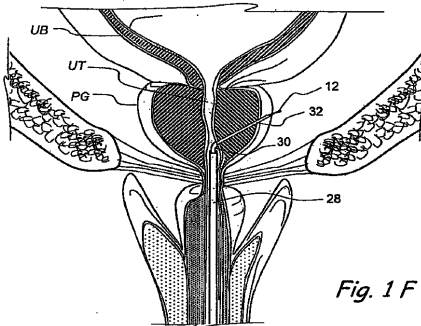


Fig. 1 F

【図 1 H】

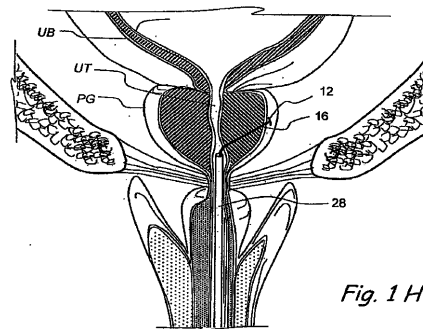


Fig. 1 H

【図 1 I】

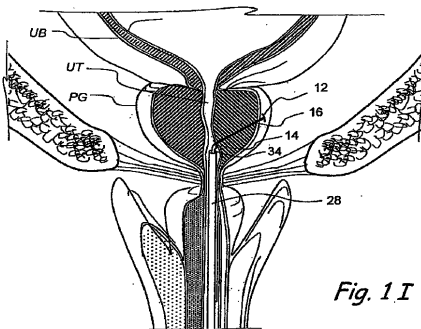


Fig. 1 I

【図 1 J】

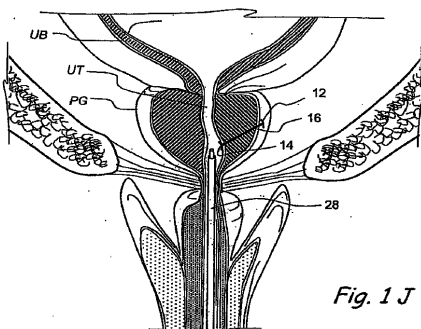


Fig. 1 J

【図 2 A】

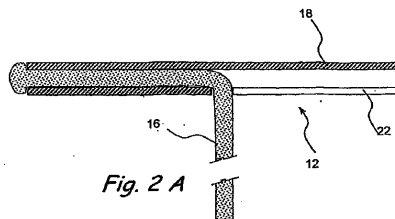


Fig. 2 A

【図 2 B】

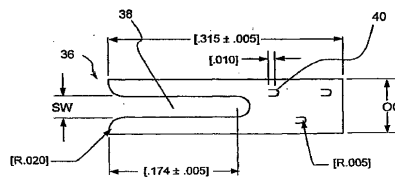


Fig. 2 B

【図 2 C】

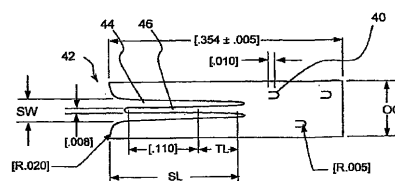


Fig. 2 C

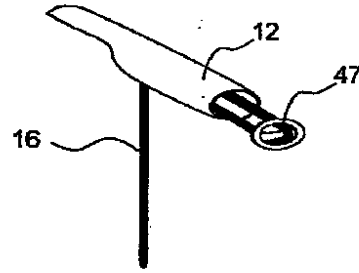
【図 2 D】

*Fig. 2 D*

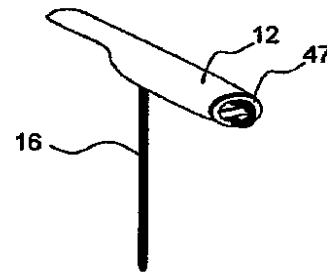
【図 2 E】

*Fig. 2 E*

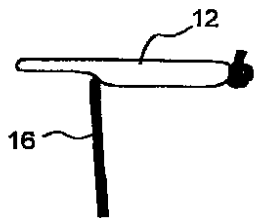
【図 2 F】

*Fig. 2 F*

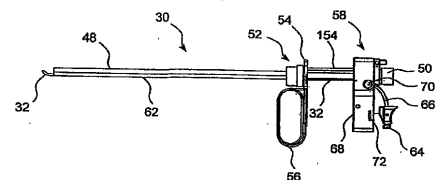
【図 2 G】

*Fig. 2 G*

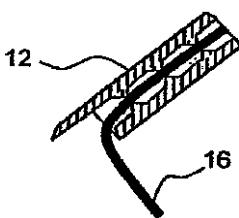
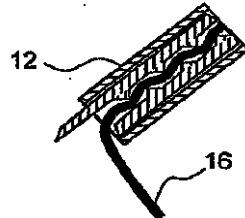
【図 2 H】

*Fig. 2 H*

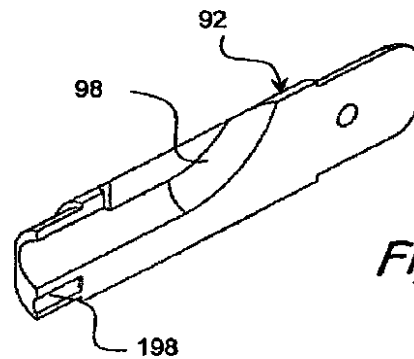
【図 3 A】

*Fig. 3 A*

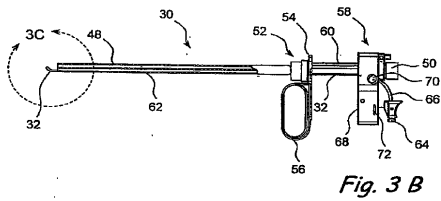
【図 2 I】

*Fig. 2 I**Fig. 2 I*

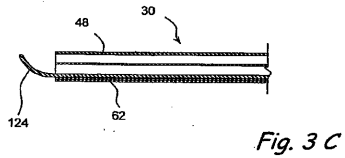
【図 3 A - 2】

*Fig. 3 A'*

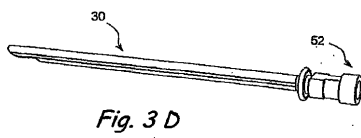
【図 3 B】



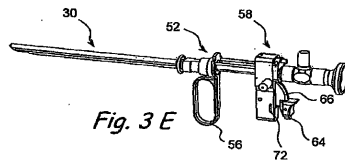
【図 3 C】



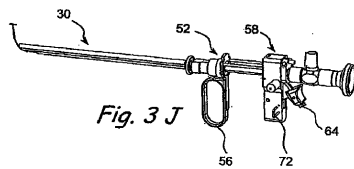
【図 3 D】



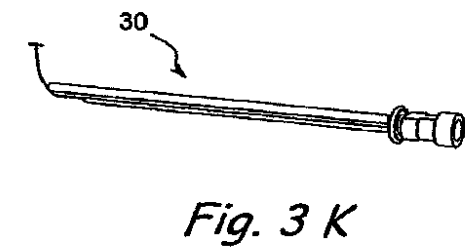
【図 3 E】



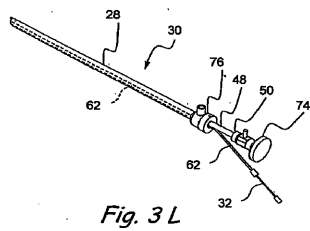
【図 3 J】



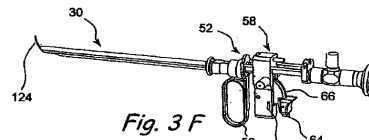
【図 3 K】



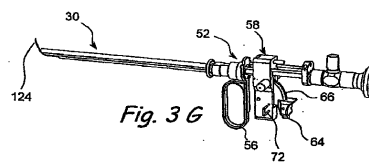
【図 3 L】



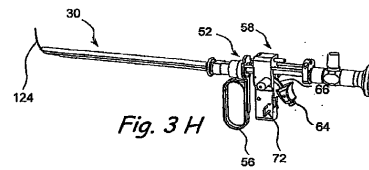
【図 3 F】



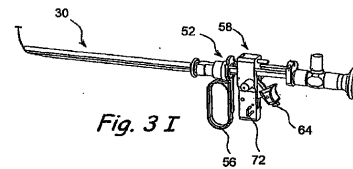
【図 3 G】



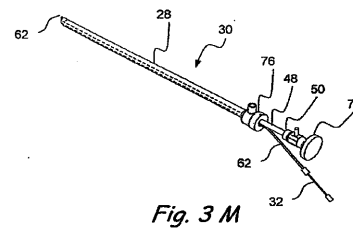
【図 3 H】



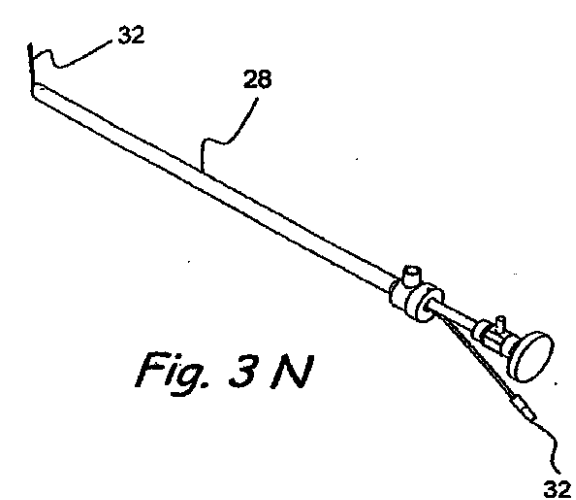
【図 3 I】



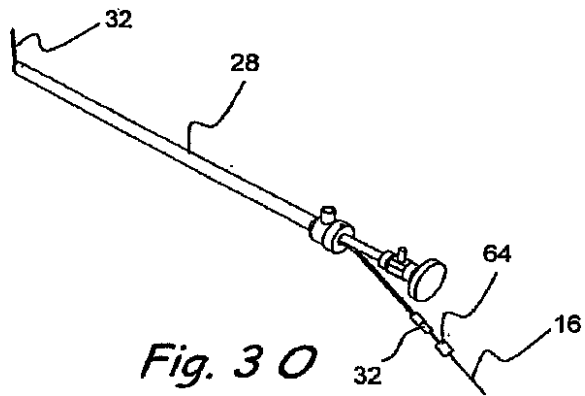
【図 3 M】



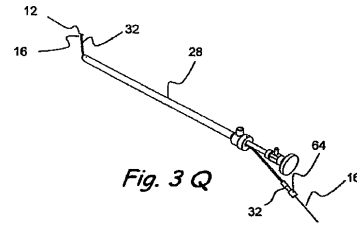
【図 3 N】



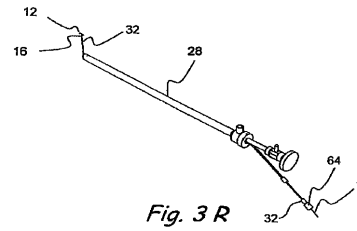
【図 3 O】



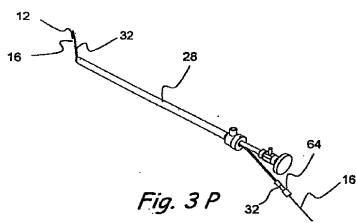
【図 3 Q】



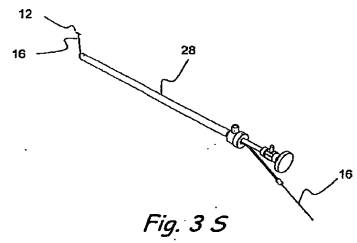
【図 3 R】



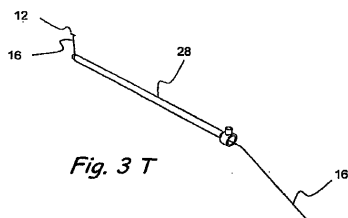
【図 3 P】



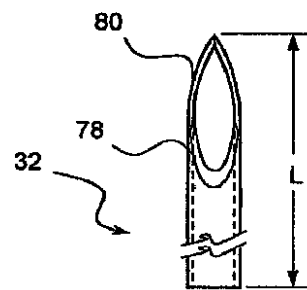
【図 3 S】



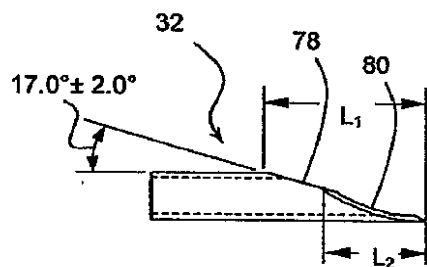
【図 3 T】



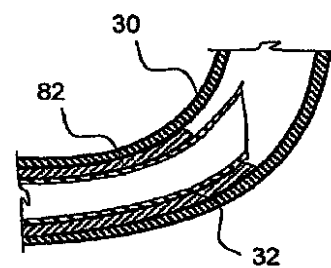
【図 3 V】



【図 3 U】



【図 3 W】



【図 3 X】

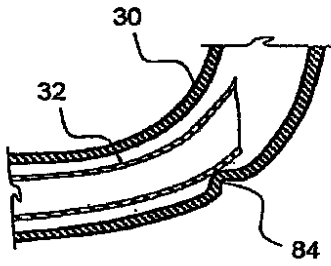


Fig. 3 X

【図 3 Y】

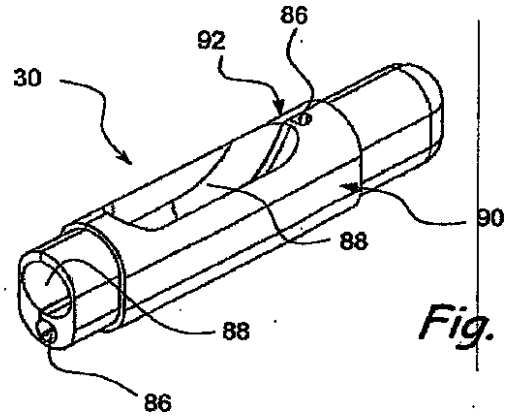


Fig. 3 Y

【図 3 Z】

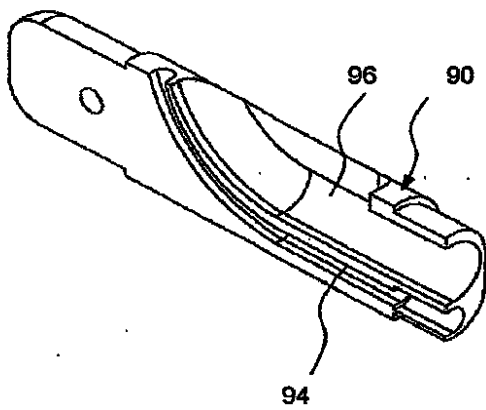


Fig. 3 Z

【図 4 C】

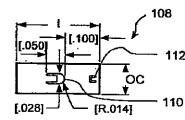


Fig. 4 C

【図 4 D】

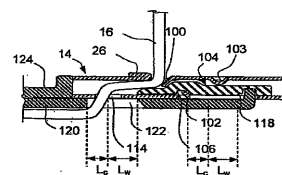


Fig. 4 D

【図 4 E】

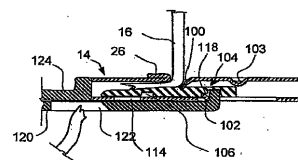


Fig. 4 E

【図 4 F】

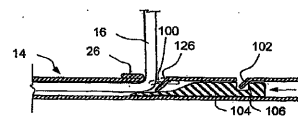


Fig. 4 F

【図 4 A】

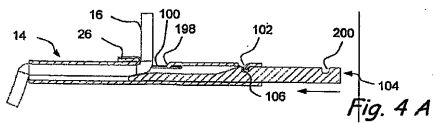


Fig. 4 A

【図 4 B】

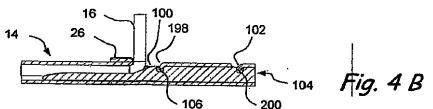


Fig. 4 B

【図 4 G】

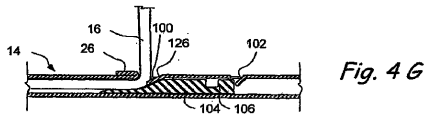


Fig. 4 G

【図 4 H】

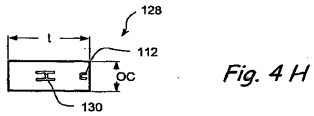


Fig. 4 H

【図 4 I】

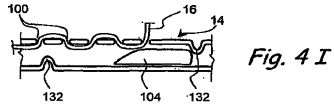


Fig. 4 I

【図 4 J】

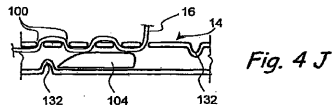


Fig. 4 J

【図 4 O】

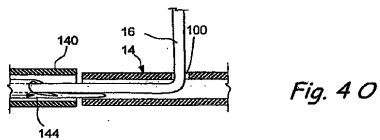


Fig. 4 O

【図 4 P】

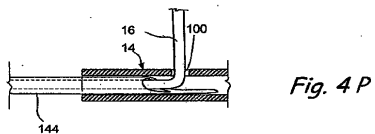


Fig. 4 P

【図 4 Q】

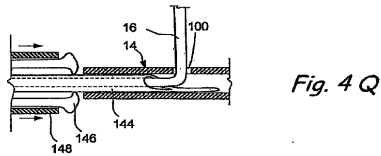


Fig. 4 Q

【図 4 R】

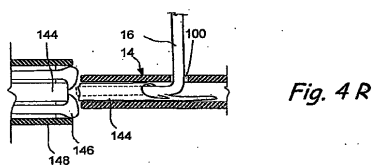


Fig. 4 R

【図 4 K】

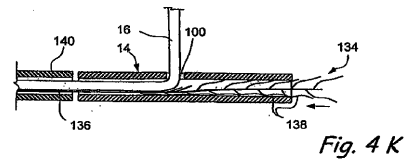


Fig. 4 K

【図 4 L】

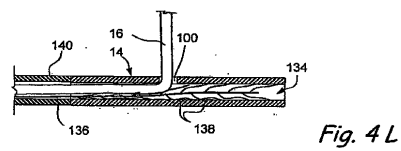


Fig. 4 L

【図 4 M】

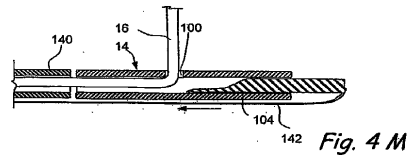


Fig. 4 M

【図 4 N】

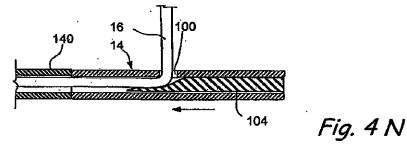


Fig. 4 N

【図 4 S】

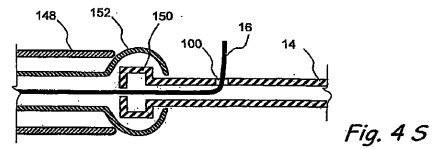


Fig. 4 S

【図 4 T】

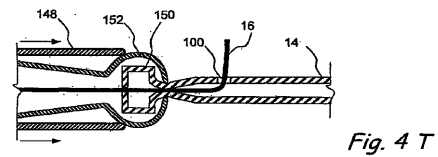


Fig. 4 T

【図 4 U】

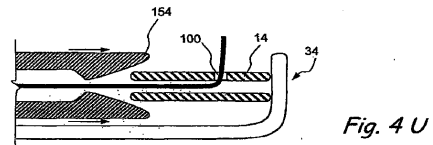


Fig. 4 U

【図 4 V】

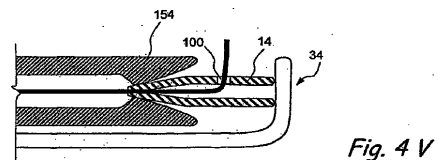


Fig. 4 V

【図 4 W】

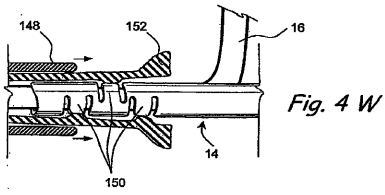


Fig. 4 W

【図 4 X】

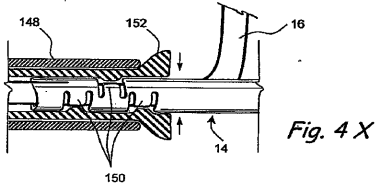


Fig. 4 X

【図 4 Y】

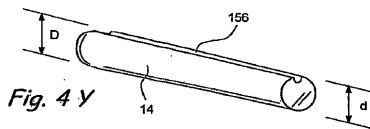


Fig. 4 Y

【図 4 Z】

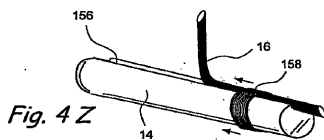


Fig. 4 Z

【図 4 A E】

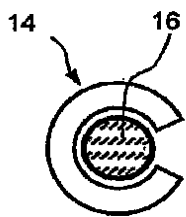


Fig. 4 A E

【図 4 A E - 2】

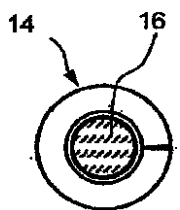


Fig. 4 A E'

【図 4 A A】

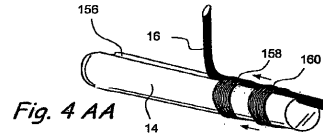


Fig. 4 A A

【図 4 A B】

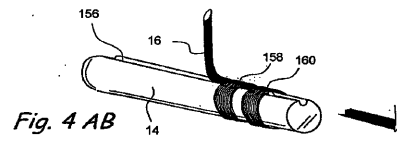


Fig. 4 A B

【図 4 A C】



Fig. 4 A C

【図 4 A D】

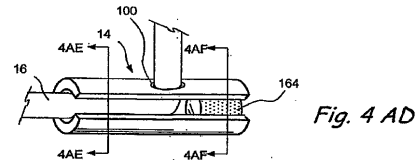


Fig. 4 A D

【図 4 A F】

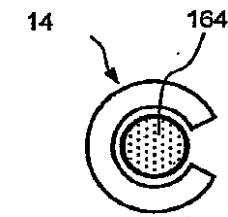


Fig. 4 A F

【図 4 A F - 2】

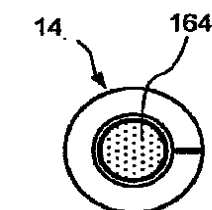
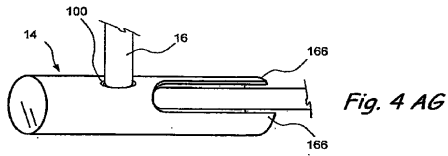
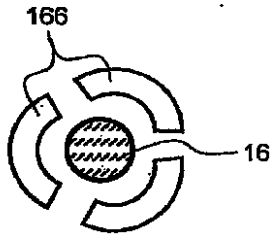


Fig. 4 A F'

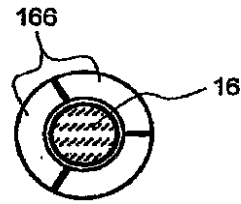
【 図 4 A G 】



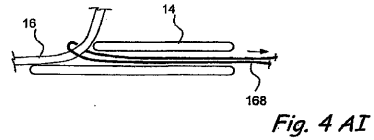
【 図 4 A H 】



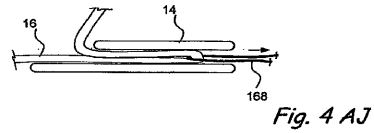
【 図 4 A H - 2 】



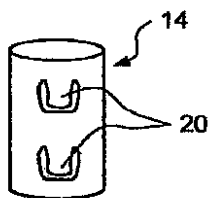
【 図 4 A I 】



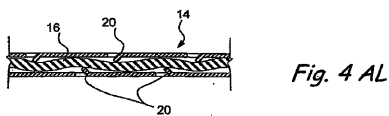
【 図 4 A J 】



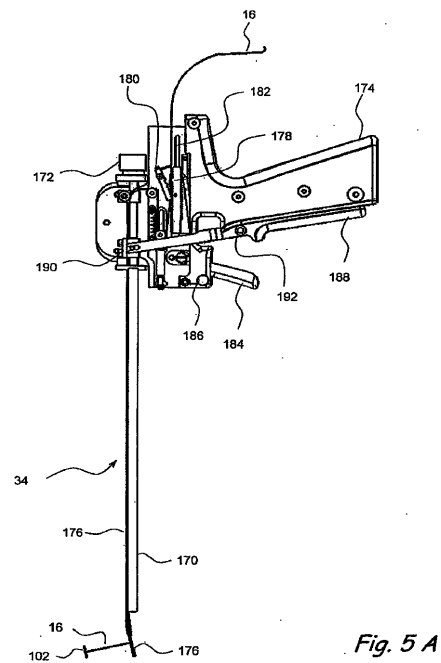
【 図 4 A K 】



【 図 4 A L 】



【 図 5 A 】



【図 5 B】

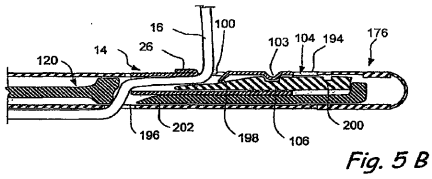


Fig. 5 B

【図 5 C】

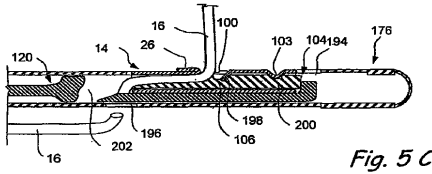


Fig. 5 C

【図 5 D】

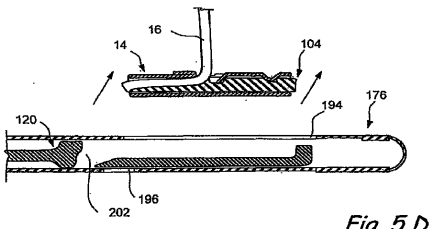


Fig. 5 D

【図 5 J】

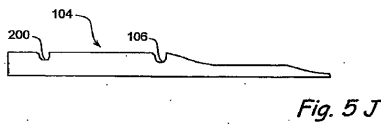


Fig. 5 J

【図 5 K】

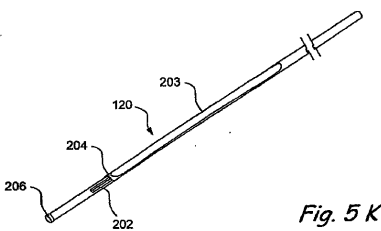


Fig. 5 K

【図 5 L】

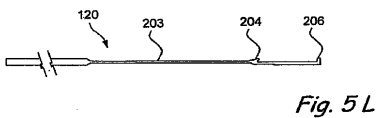


Fig. 5 L

【図 5 M】

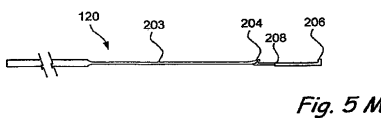


Fig. 5 M

【図 5 E】

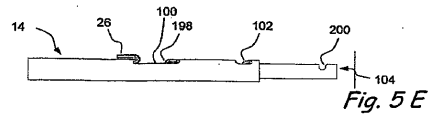


Fig. 5 E

【図 5 F】

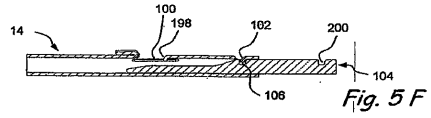


Fig. 5 F

【図 5 G】

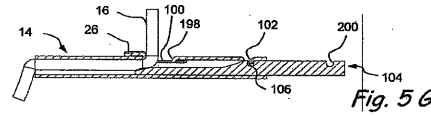


Fig. 5 G

【図 5 H】

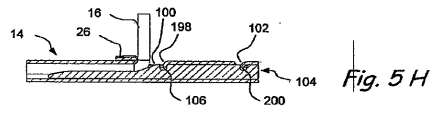


Fig. 5 H

【図 5 I】

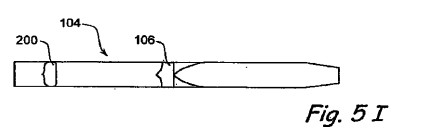


Fig. 5 I

【図 5 N】

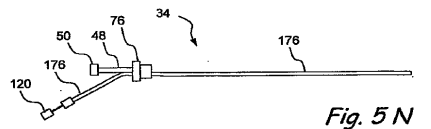


Fig. 5 N

【図 5 O】

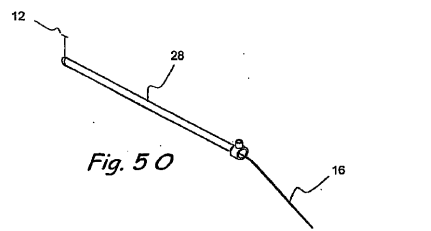


Fig. 5 O

【図 5 P】

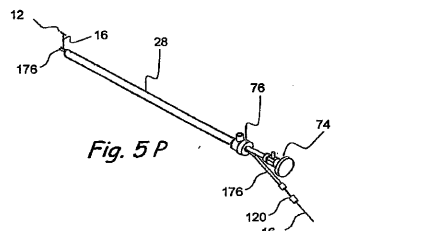


Fig. 5 P

【図 5 Q】

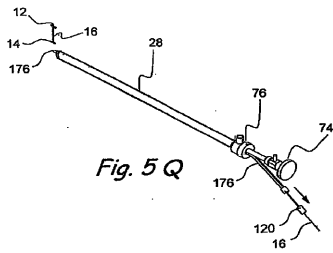


Fig. 5 Q

【図 5 R】

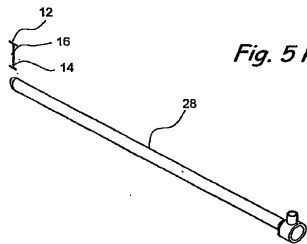


Fig. 5 R

【図 5 S】

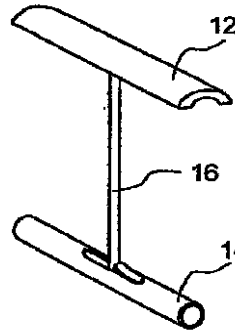


Fig. 5 S

【図 5 T】

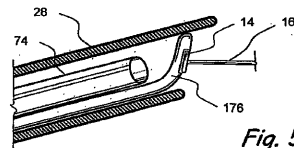


Fig. 5 T

【図 5 U】

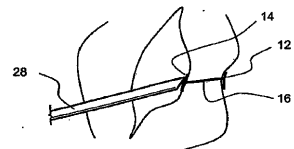


Fig. 5 U

【図 5 V】

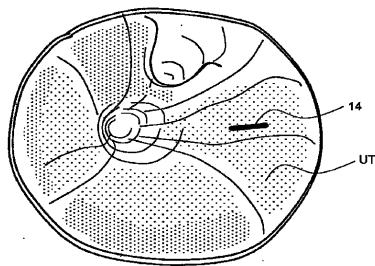


Fig. 5 V

【図 6 C】

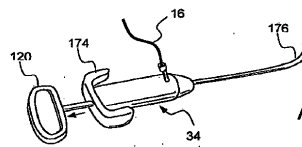


Fig. 6 C

【図 6 D】

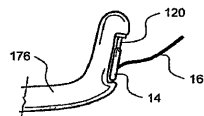


Fig. 6 D

【図 6 E】

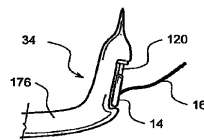


Fig. 6 E

【図 6 F】

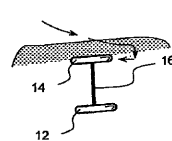


Fig. 6 F

【図 6 A】

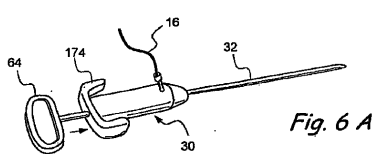


Fig. 6 A

【図 6 B】

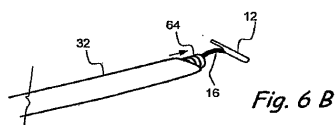
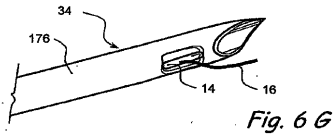
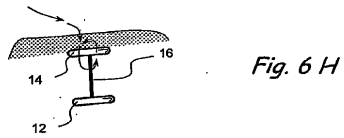


Fig. 6 B

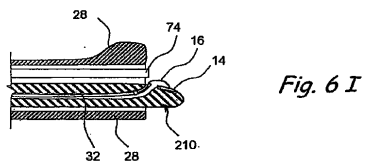
【図 6 G】



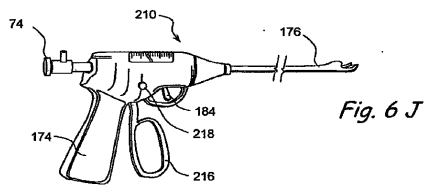
【図 6 H】



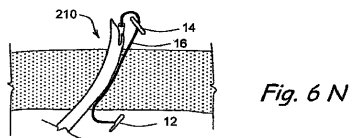
【図 6 I】



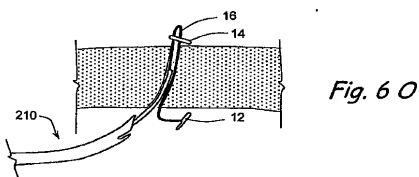
【図 6 J】



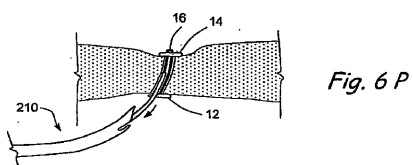
【図 6 N】



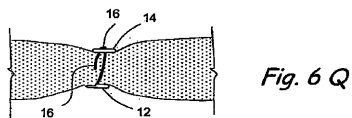
【図 6 O】



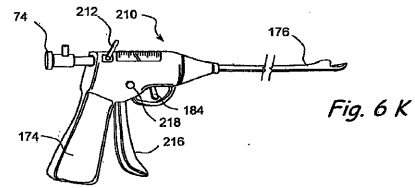
【図 6 P】



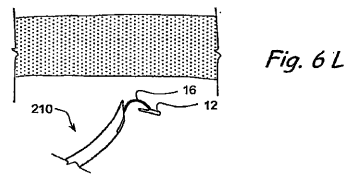
【図 6 Q】



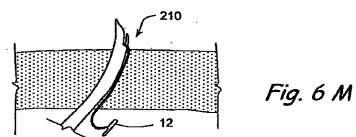
【図 6 K】



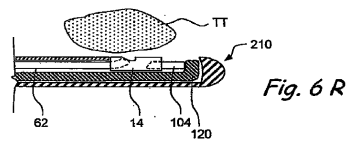
【図 6 L】



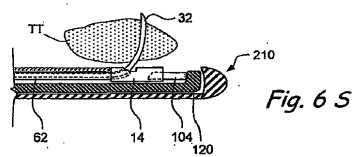
【図 6 M】



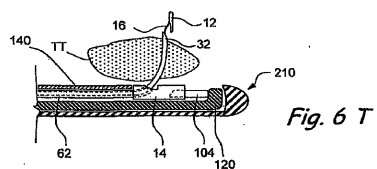
【図 6 R】



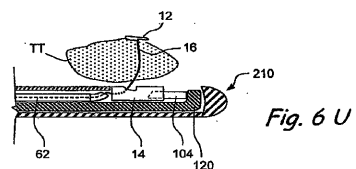
【図 6 S】



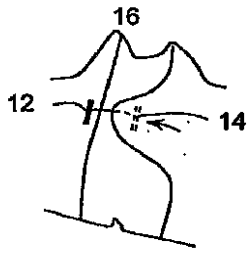
【図 6 T】



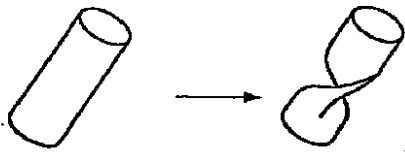
【図 6 U】



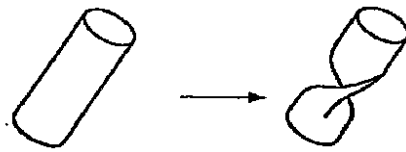
【図 7 H】

*Fig. 7 H*

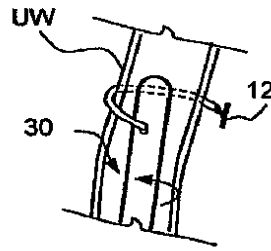
【図 7 I】

*Fig. 7 I**Fig. 7 J*

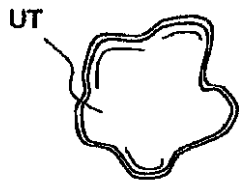
【図 7 J】

*Fig. 7 I**Fig. 7 J*

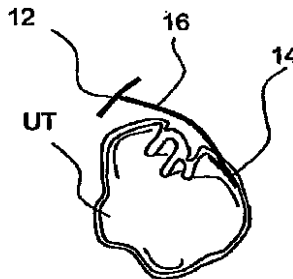
【図 7 K】

*Fig. 7 K*

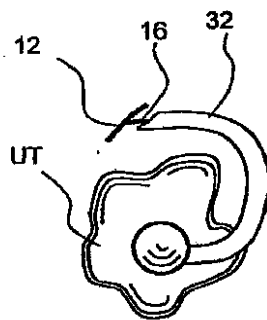
【図 7 L】

*Fig. 7 L*

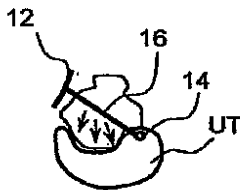
【図 7 N】

*Fig. 7 N*

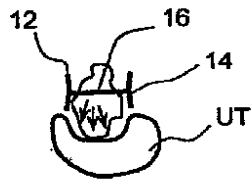
【図 7 M】

*Fig. 7 M*

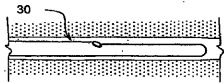
【図 7 O】

*Fig. 7 O*

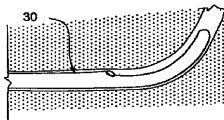
【図 7 P】

*Fig. 7 P*

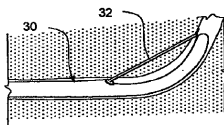
【図 7 Q】

*Fig. 7 Q*

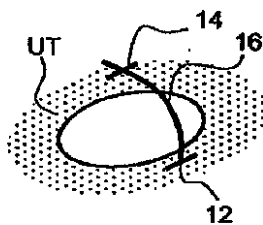
【図 7 R】

*Fig. 7 R*

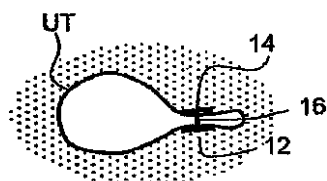
【図 7 S】

*Fig. 7 S*

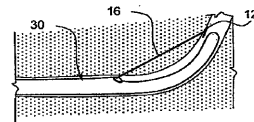
【図 7 X】

*Fig. 7 X*

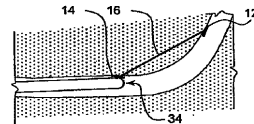
【図 7 Y】

*Fig. 7 Y*

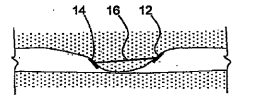
【図 7 T】

*Fig. 7 T*

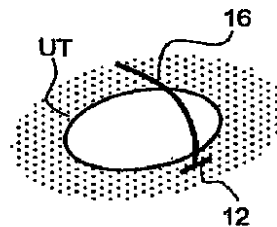
【図 7 U】

*Fig. 7 U*

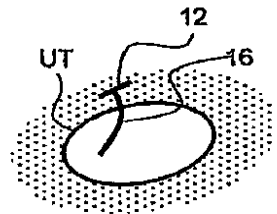
【図 7 V】

*Fig. 7 V*

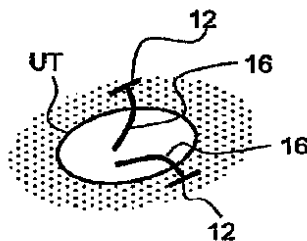
【図 7 W】

*Fig. 7 W*

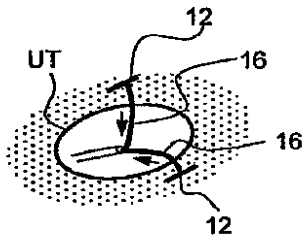
【図 7 Z】

*Fig. 7 Z*

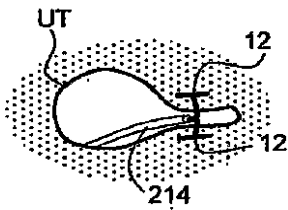
【図 7 A A】

*Fig. 7 A A*

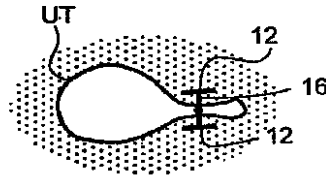
【図 7 A B】

*Fig. 7 AB*

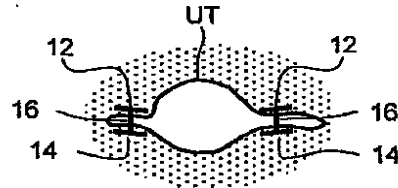
【図 7 A C】

*Fig. 7 AC*

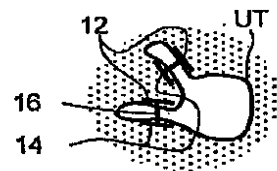
【図 7 A D】

*Fig. 7 AD*

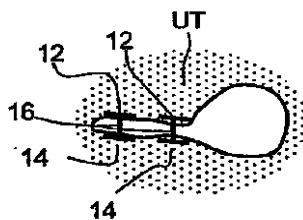
【図 7 A E】

*Fig. 7 AE*

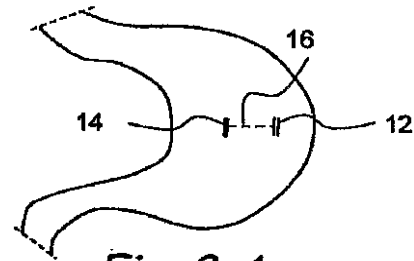
【図 7 A F】

*Fig. 7 AF*

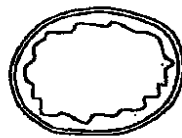
【図 7 A G】

*Fig. 7 AG*

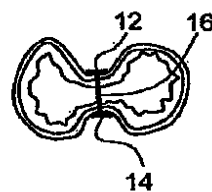
【図 8 A】

*Fig. 8 A*

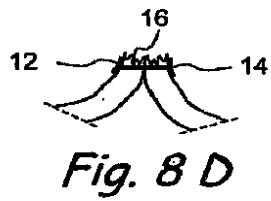
【図 8 B】

*Fig. 8 B*
(Prior Art)

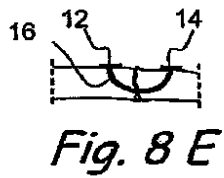
【図 8 C】

*Fig. 8 C*

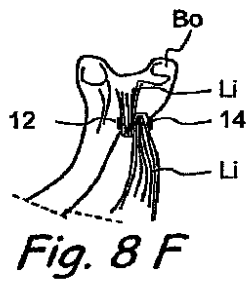
【図 8 D】



【図 8 E】



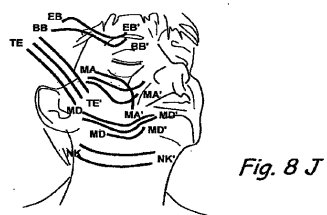
【図 8 F】



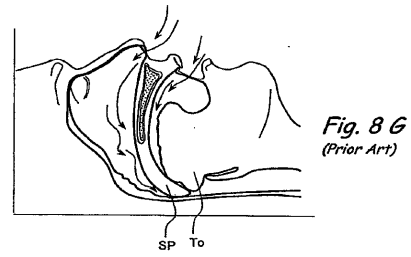
【図 8 I】



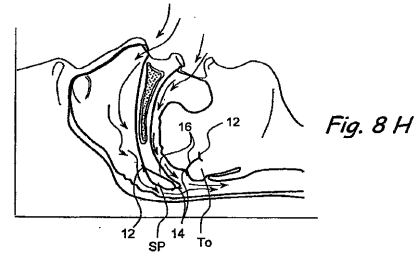
【図 8 J】



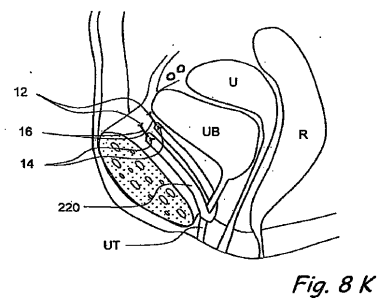
【図 8 G】



【図 8 H】



【図 8 K】



【図 8 L】

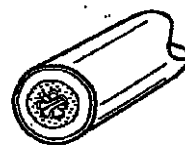


Fig. 8 L
(Prior Art)

【図 8 M】

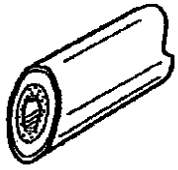


Fig. 8 M
(Prior Art)

【図 8 N】

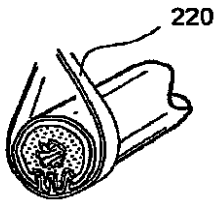


Fig. 8 N

【図 8 O】

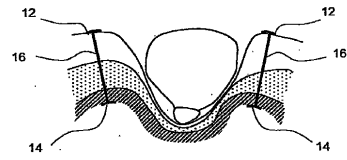


Fig. 8 O

【図 8 P】

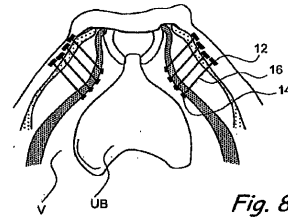


Fig. 8 P

【図 8 Q】

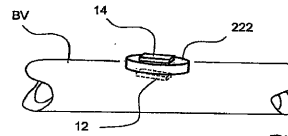


Fig. 8 Q

【図 8 R】

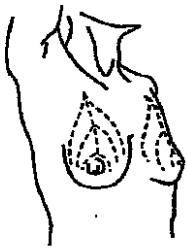


Fig. 8 R

【図 8 S】

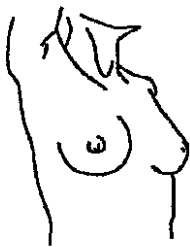


Fig. 8 S

【手続補正書】

【提出日】平成20年9月10日(2008.9.10)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

人間や動物の被験者の体内の器官又は組織の牽引、持ち上げ、圧縮、支持、又は復位を行うためのシステムにおいて、

コネクタが取り付けられた第 1 アンカーと、

前記第 1 アンカーを被験者の体内の第 1 位置に送出し埋め込むのに使用できる第 1 導入器と、

前記コネクタ上で前進できる第 2 アンカーと、

前記第 2 アンカーを前記コネクタ上で第 2 位置まで前進し、前記第 2 アンカーを前記コネクタに取り付けるのに使用できる第 2 導入器とを含む、システム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載のシステムにおいて、

前記第 1 アンカーは細長いチューブ状部材を含み、この細長いチューブ状部材は、内腔と、先端と、基端開口部と、前記基端開口部から、前記基端開口部と前記先端との間の所定の位置まで延びるスロットとを有する、システム。

【請求項 3】

請求項 2 に記載のシステムにおいて、

前記チューブ状部材は、前記チューブ状部材の前記内腔内に突出した一つ又はそれ以上の突出部を更に含み、前記突出部は、前記コネクタが前記チューブ状部材の内腔から引き出されないように前記コネクタと係合する、システム。

【請求項 4】

請求項 2 に記載のシステムにおいて、

前記コネクタは、前記体内への送出中、前記チューブ状部材の前記内腔を通して同軸に、その基端開口部の外に延び、

前記チューブ状部材を被験者の体内に送出した後、前記スロットを通して前記コネクタを引っ張り、前記チューブ状部材は、その長さ方向軸線が前記コネクタの隣接部分に対してほぼ垂直な位置をとる、システム。

【請求項 5】

請求項 1 に記載のシステムにおいて、

前記第 1 導入器は、被験者の体内に挿入できる細長いシャフトと、前記細長いシャフトから、組織を通して前記第 1 位置まで前進できる穿通子とを含み、前記穿通子を前記第 1 位置まで前進させた後、前記第 1 アンカー及びこのアンカーに取り付けられた前記コネクタを前記穿通子から展開できる、システム。

【請求項 6】

請求項 5 に記載のシステムにおいて、

前記細長いシャフトは前記被験者の尿道に挿入されるように形成されており、前記中空穿通子は、前記細長いシャフトから前立腺内に又は前立腺を通して前進できる、システム。

【請求項 7】

請求項 5 に記載のシステムにおいて、

前記穿通子は、尿道から前記前立腺を通して囊外の第 1 位置まで前進されるような大きさであり、前記第 1 アンカーは、前記前立腺の囊の外側と係合するように展開できる、システム。

【請求項 8】

請求項 5 に記載のシステムにおいて、

前記穿通子は、尿道から前記前立腺内に囊内の第 1 位置まで前進されるような大きさであり、前記第 1 アンカーは、前記前立腺の囊内に埋め込まれるように展開できる、システム。

【請求項 9】

請求項 5 に記載のシステムにおいて、

前記穿通子は、尿道から前立腺内に囊下の第 1 位置まで前進されるような大きさを備えており、第 1 アンカーは、前立腺内の囊内位置に埋め込まれるように展開できる、システム。

【請求項 10】

請求項 5 に記載のシステムにおいて、

前記第 1 アンカーは細長い部材を含み、この細長い部材は、最初は、穿刺経路を通して前進される際にコネクタの隣接部分と実質的に平行な第 1 方向で展開され、次いで、前記第 1 位置に埋め込まれた後、コネクタに対して実質的に垂直な第 2 配向に移動する、システム。

【請求項 11】

請求項 10 に記載のシステムにおいて、

前記第 1 導入器は、被験者の体内に挿入できる細長いシャフトと、穿通子内腔を持つ中空穿通子とを含み、前記中空穿通子は前記細長いシャフトから組織を通して前記第 1 位置まで前進でき、前記第 1 アンカーは、最初は前記中空穿通子の前記内腔内に前記第 1 配向で配置されており、次いで、前記中空穿通子の前記内腔の外に放出された後、前記第 2 配向に向きを変えることができる、システム。

【請求項 12】

請求項 1 に記載のシステムにおいて、

前記第 1 導入器は、更に、内視鏡を受け入れるチャンネルを含む、システム。

【請求項 13】

請求項 12 に記載のシステムにおいて、

前記細長いシャフトは、尿道に挿入される大きさを備えており、前記チャンネルは膀胱鏡を受け入れる大きさを備えている、システム。

【請求項 14】

請求項 5 に記載のシステムにおいて、

前記穿通子は、前記細長いシャフト内に引っ込めることができ、組織を通る穿通路を残す、システム。

【請求項 15】

請求項 14 に記載のシステムにおいて、

前記穿通子を引っ込めた後、前記第 1 導入器を身体から取り外し、前記コネクタが取り付けられた前記第 1 アンカーを前記第 1 位置に埋め込まれたままにし、前記コネクタが前記穿通路を通して延びるようにすることができる、システム。

【請求項 16】

請求項 1 に記載のシステムにおいて、

前記第 2 アンカーは中空通路を持つ部材を含み、前記中空通路は、前記コネクタの基端を前記第 2 アンカーの前記中空通路に挿入できるように前記第 2 アンカーを貫通しており、前記第 2 アンカーは、前記第 2 アンカーが前記第 2 位置に達するまで、前記コネクタが前記中空通路を通して摺動するように前記コネクタ上で前進できる、システム。

【請求項 17】

請求項 16 に記載のシステムにおいて、

前記第 2 アンカーは、更に、前記コネクタが前記中空通路を通して摺動できるようにする非係止位置から、前記第 2 アンカーを前記コネクタ上の固定位置に係止する第 2 位置まで移動できる係止部材を含む、システム。

【請求項 18】

請求項 17 に記載のシステムにおいて、

前記第 2 導入器は、更に、前記第 2 アンカーを前記第 2 位置まで前進させた後、前記コネクタを前記第 2 アンカーの基端側の場所で切断するためのカッターを含む、システム。

【請求項 19】

人間又は動物の被験者の組織に細長い部材を固定するのに使用できるデバイスにおいて、

フィラメントを通すことができる中空通路を持つアンカー本体と、

最初は、前記フィラメント上で前記アンカー本体を前進できる非係止位置に位置決めされ、前記フィラメントと係合することによって前記アンカー本体を前記フィラメント上の実質的に固定された位置に保持する係止位置に位置決めされる係止部材とを含む、デバイス。

【請求項 20】

請求項 19 に記載のデバイスにおいて、

前記係止部材は、前記フィラメントと前記アンカー本体との間に食い込む楔エレメントを含む、デバイス。

【請求項 21】

請求項 19 に記載のデバイスにおいて、

前記第 2 アンカー本体は、更に、係止位置まで前進させた後に前記係止部材と係合し、これによって前記係止部材をその係止位置に保持する係止部材係合面を含む、デバイス。

【請求項 22】

請求項 19 に記載のデバイスにおいて、

前記アンカー本体は、開放した基端と側穴とを持つ細長い部材を含み、前記中空通路は、少なくとも前記開放した基端から前記側穴まで延びており、前記フィラメントの一端を前記側穴に挿入でき、次いで、前記第 2 アンカーを前記フィラメント上で前進させたとき、前記フィラメントが前記第 2 アンカーの前記開放した基端の外に出るように、前記アンカー本体を、前記フィラメント上で前進できる、デバイス。

【請求項 23】

組織が、人間又は動物の被験者の身体の隣接した構造を狭窄したり、構造と干渉したりする状態を治療するためのシステムにおいて、

細長い張力部材と、

前記張力部材に第 1 位置で取り付けられた第 1 アンカーと、

とることができる複数の第 2 位置から選択された第 2 位置で前記張力部材に取り付けることができる第 2 アンカーとを含み、

前記第 2 位置の各々は、前記張力部材に加えられる張力量を変化させる、システム。

【請求項 24】

請求項 23 に記載のシステムにおいて、

前記第 1 アンカーは、長さ方向に貫通した内腔と、先端開口部と、基端開口部と、前記基端開口部から前記基端開口部と前記先端開口部との間の所定の位置まで長さ方向に延びるスロットとを有する細長いチューブ状部材を含む、システム。

【請求項 25】

請求項 23 に記載のシステムにおいて、

前記第 2 アンカーは中空貫通通路を持つ部材を含み、前記張力部材の基端を第 2 アンカーの前記中空通路に挿入でき、前記第 2 アンカーが前記第 2 位置に達するまで、前記張力部材が前記中空通路を通過して摺動するように、前記第 2 アンカーを前記張力部材上で前進させることができる、システム。

【請求項 26】

請求項 25 に記載のシステムにおいて、

前記第 2 アンカーは、更に、前記中空通路を通して前記張力部材を摺動させることができる非係止位置から、前記第 2 アンカーを前記張力部材上の所定の固定位置に係止する第

２位置まで移動できる係止部材を含む、システム。

【請求項 ２ ７】

請求項 ２ ６ に記載のシステムにおいて、

前記第 ２ アンカーは、更に、係止位置まで前進された後、前記係止部材と係合し、これによって前記係止部材をその係止位置に保持する係止部材係合面を含む、システム。

【請求項 ２ ８】

人間又は動物の被験者の身体の内腔又はキャビティにステント治療を行うためのデバイスにおいて、

前記内腔又はキャビティ内に、又は前記内腔又はキャビティと隣接した組織に位置決めした少なくとも一つの支持部材と、

少なくとも一つの支持部材に取り付けた少なくとも一つの張力部材とを含み、前記少なくとも一つの張力部材には、前記少なくとも一つの支持部材により内腔にステント治療を行うのに十分な張力が加わっている、デバイス。

【請求項 ２ ９】

請求項 ２ ８ に記載のデバイスにおいて、

前記支持部材は、組織内に又は組織に対して固定されるアンカーを含む、デバイス。

【請求項 ３ ０】

人間の身体の内腔の形状を変更するためのシステムにおいて、

前記内腔に又は前記内腔の近くに配置された、前記内腔の少なくとも一つの領域に力を直接的に又は間接的に伝えることができる少なくとも一つの内腔連通エレメントと、

前記内腔の外側の一つ又はそれ以上の所定の位置に保持できる、前記内腔の外側に配置された少なくとも一つの反作用エレメントと、

前記内腔連通エレメントと、前記反作用エレメントとの間で力を伝達できる少なくとも一つの力伝達エレメントとを含み、前記内腔連通エレメント、前記反作用エレメント、及び前記力伝達エレメントの各々のうちの少なくとも一つの存在により、前記内腔の前記形状を変化させる、システム。

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,LY,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 カタニーズ ジョセフ ザ サード
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 5 7 7 サン レオナルド ケニルワース アベニュー
5 5 3

(72)発明者 ラムソン セオドア チャールズ
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 5 6 6 プレザントン カミノ ブラゾス 2 1 7 2

(72)発明者 マコーワー ジョシュア
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 2 2 ロス アルトス ユニヴァーシティー アベ
ニュー 6 6 1

(72)発明者 ナグブアカー アミック
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 1 0 5 サンフランシスコ ハリソン ストリート 2
0 1 ナンバー 2 0 9

(72)発明者 ウォーク アムリシュ ジェイプラカシュ
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 5 0 5 4 サンタ クララ オーク グローヴ ドライヴ
4 5 0 アpartment 2 1 1

(72)発明者 ヴィダル クロード
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 3 1 1 1 サンタ バーバラ サン パトリシオ ドライ
ヴ 5 4 2 6

(72)発明者 レドモンド ラッセル ジェイ
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 3 1 1 7 ゴレタ ノース フェアビュー アベニュー
1 1 4 8

(72)発明者 コリンソン マイケル
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 3 1 1 7 ゴレタ ウィンチェスター ドライヴ 2 3 0

(72)発明者 ウェルシュ ジャクリーン ナーニー
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 4 4 パシフィカ ロジータ ロード 1 2 8 9

Fターム(参考) 4C160 CC06 CC12 DD55 MM06 MM32 MM33 MM45 MM53 NN04 NN09

NN14

专利名称(译)	用于牵引，提升，压缩，支撑或重新定位组织或解剖结构的装置，系统和方法		
公开(公告)号	JP2009521278A	公开(公告)日	2009-06-04
申请号	JP2008547592	申请日	2006-12-21
[标]申请(专利权)人(译)	新城公司		
申请(专利权)人(译)	Neotorakuto公司		
[标]发明人	カタニーズジョセフザサード ラムソンセオドアチャールズ マコーワージョシュア ナグプアカーアミック ウォークアムリシュジェイプラカシュ ヴィダルクロード レドモンドラッセルジェイ コリンソンマイケル ウェルシュジャクリーンナーニー		
发明人	カタニーズ ジョセフ ザ サード ラムソン セオドア チャールズ マコーワー ジョシュア ナグプアカー アミック ウォーク アムリシュ ジェイプラカシュ ヴィダル クロード レドモンド ラッセル ジェイ コリンソン マイケル ウェルシュ ジャクリーン ナーニー		
IPC分类号	A61B17/00 A61B17/08 A61B17/10 A61F2/04		
CPC分类号	A61B17/0401 A61B17/00234 A61B17/0218 A61B17/0467 A61B17/0469 A61B17/0482 A61B17/0487 A61B17/06109 A61B17/0625 A61B17/3468 A61B17/3478 A61B17/42 A61B2017/00022 A61B2017/ /00274 A61B2017/00792 A61B2017/00796 A61B2017/00805 A61B2017/0404 A61B2017/0409 A61B2017/0417 A61B2017/0419 A61B2017/042 A61B2017/0451 A61B2017/0454 A61B2017/0456 A61B2017/0458 A61B2017/0462 A61B2017/0464 A61B2017/0488 A61B2017/0496 A61B2017/06052 A61B2017/06176 A61B2018/00547 A61F2002/041		
FI分类号	A61B17/00.320 A61B17/08 A61B17/10		
F-TERM分类号	4C160/CC06 4C160/CC12 4C160/DD55 4C160/MM06 4C160/MM32 4C160/MM33 4C160/MM45 4C160/MM53 4C160/NN04 4C160/NN09 4C160/NN14		
优先权	11/318246 2005-12-22 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种用于牵引，提升，压缩，支撑或重新定位组织或解剖结构的装置，系统和方法。 解决方案：在人体或动物体内，用于治疗疾病或疾病和/或用于美容或重建，和/或用于研究和开发，以及用于其他目的，组织，器官，解剖的目的用于牵引，提升，压缩，支撑或重新定位建筑结构，植入物结构或其他结构的系统和方法。 点域1J

