

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-136726

(P2006-136726A)

(43) 公開日 平成18年6月1日(2006.6.1)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32 3 3 0	4 C 0 6 0
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 3 0	
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L 外国語出願 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2005-325186 (P2005-325186)	(71) 出願人	595057890 エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド Ethicon Endo-Surgery, Inc. アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545
(22) 出願日	平成17年11月9日 (2005.11.9)	(74) 代理人	100066474 弁理士 田澤 博昭
(31) 優先権主張番号	10/986,602	(74) 代理人	100088605 弁理士 加藤 公延
(32) 優先日	平成16年11月10日 (2004.11.10)	(74) 代理人	100123434 弁理士 田澤 英昭
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

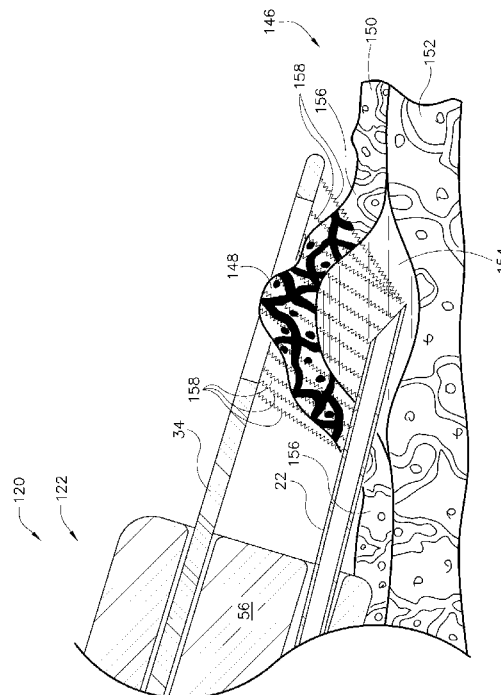
(54) 【発明の名称】 組織切除装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】患者に治療を施す医用装置の提供。

【解決手段】エネルギー158が針22と剥離ループ34との間に位置する患者146の標的組織148を通して伝搬することによりかかる標的組織を破壊することができる。増殖部148の剥離中、注入針22と剥離ループ34は、互いに逆の極性を備えるのがよい。針22と剥離ループ34の極性は、経時的に変化するのがよい。剥離中、内層150の健全な隣接組織156は、実質的に傷付けられない。エネルギー伝達は、疾患のある組織148が位置するが、健全な隣接の組織は存在しない針22と剥離ループ34との間に集中するからである。健全な下に位置する組織152も又、剥離中、実質的に傷付けられない。というのは、流体を管腔144内に注入することにより、筋組織152が標的組織148から間隔を空けられ、エネルギー伝達が、針22とプローブ56を患者146の体内の所定の場所まで移動させる。

【選択図】 図18



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者に治療手技を施す医用装置であって、

内視鏡の作業チャンネル内に摺動自在に受け入れられるような寸法形状のアプリータ端部まで延びる細長いプローブと、

前記プローブの前記アプリータ端部に隣接して位置決めされた注入針であって、前記患者に前記治療手技を施すとき、流体を前記注入針に供給する流体源及び電気エネルギーを前記注入針に供給する電気エネルギー源と導通可能であり、中心軸線を有する前記注入針と

、
前記プローブの前記アプリータ端部に隣接して位置決めされた剥離ループであって、
前記治療手技を施すとき、電気エネルギーを前記剥離ループに供給する前記電気エネルギー源と導通可能であり、前記注入針の前記中心軸線から間隔を置いて位置する中心軸線を有する前記剥離ループと、を有し、

前記装置の動作中、前記注入針と前記剥離ループは、前記患者の組織を剥離するために互いに逆の電荷を有する、医用装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の医用装置であって、

前記プローブの最大幅は、3 ミリメートルよりも小さい、医用装置。

【請求項 3】

請求項 1 記載の医用装置であって、

前記剥離ループは、前記剥離ループの互いに反対側の側部相互間に延びる導電性メッシュを有する、医用装置。

【請求項 4】

請求項 1 記載の医用装置であって、

前記注入針は、前記注入針が前記プローブ内に引っ込められる収納位置と、前記プローブから延び出る展開位置との間で動くことができるよう、前記細長いプローブ内に摺動自在に設けられている、医用装置。

【請求項 5】

請求項 1 記載の医用装置であって、

前記剥離ループは、前記ループが前記プローブ内に引っ込められる収納位置と、前記プローブから延び出る展開位置との間で動くことができるよう、前記細長いプローブ内に摺動自在に設けられている、医用装置。

【請求項 6】

請求項 1 記載の医用装置であって、

前記流体源は、生理食塩水を前記注入針に供給する生理食塩水源である、医用装置。

【請求項 7】

請求項 1 記載の医用装置であって、

電気エネルギー源は、超音波エネルギーを前記剥離ループ及び前記注入針に選択的に供給する超音波電気エネルギー源である、医用装置。

【請求項 8】

請求項 1 記載の医用装置であって、

前記電気エネルギー源は、高周波エネルギーを前記剥離ループ及び前記注入針に選択的に供給する高周波電気エネルギー源である、医用装置。

【請求項 9】

請求項 8 記載の医用装置であって、

前記装置の動作中、前記注入針及び前記剥離ループ上の電荷は、経時的に変化する、医用装置。

【請求項 10】

請求項 1 記載の医用装置であって、

前記プローブの前記アプリータ端部に隣接して位置決めされていて、前記患者から前

記組織を切断する切断ループを更に有する、医用装置。

【請求項 1 1】

患者に治療手技を施す医用装置であって、

作業端部まで延びる細長い内視鏡であって、前記作業端部に隣接した観察領域内に位置した物体を観察する光学系を有すると共に、前記内視鏡に沿って前記作業端部に隣接したポートまで延びる作業チャンネルを有する前記内視鏡と、

前記作業チャンネル内に摺動自在に設けられ、前記内視鏡の前記作業端部に対応するアプリケーション端部を備えた細長いプローブと、

前記観察領域内の前記プローブの前記アプリケーション端部に隣接して位置決めされた注入針であって、前記患者に前記治療手技を施すとき、流体を前記針に供給する流体源及び電気エネルギーを前記針に供給する電気エネルギー源と導通可能である、中心軸線を有する前記注入針と、

10

前記観察領域内の前記プローブの前記アプリケーション端部に隣接して位置決めされた剥離ループであって、前記治療手技を施すとき、電気エネルギーを前記剥離ループに供給する電気エネルギー源と導通可能であり、前記注入針の前記中心軸線から間隔を置いて位置する中心軸線を有する前記剥離ループと、

を有する、医用装置。

【請求項 1 2】

患者に治療手技を施す医用装置であって、

作業端部まで延びていて、外面を備えると共に、前記作業端部に隣接した観察領域内に位置する物体を観察する光学系を備えた細長い内視鏡と、

20

前記内視鏡の前記外面に連結されていて、前記内視鏡の前記作業端部に対応したアプリケーション端部を備える細長いプローブと、

前記観察領域内の前記プローブの前記アプリケーション端部に隣接して位置決めされた注入針であって、前記患者に前記治療手技を施すとき、流体を前記針に供給する流体源及び電気エネルギーを前記針に供給する電気エネルギー源と導通可能である前記注入針と、

前記観察領域内の前記プローブの前記アプリケーション端部に隣接して位置決めされた剥離ループであって、前記治療手技を施すとき、電気エネルギーを前記剥離ループに供給する電気エネルギー源と導通可能である前記剥離ループと、

を有する、医用装置。

30

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【0001】

〔発明の分野〕

本発明は、医用装置に関し、特に、患者に治療を施す剥離及び切除装置に関する。

【0002】

〔発明の背景〕

伝統的に、患者の腔内にある望ましくないポリープ、腫瘍、病変部及びこれらに類似した異常成長又は増殖部を剥離し又は除去するために種々の装置及び方法が用いられている。かかる異常増殖部の例は、結腸及び直腸を内張りする腺及び細胞中に通常生じる前癌ポリープ又は腫瘍である。異常増殖部の他の例としては、ポリープ状病変部又は食道扁平乳頭腫が挙げられ、これらは、上胃腸管の稀な良性腫瘍及び食道の新生物である。除去し又は破壊しなければ、かかる異常増殖部は、より重度の高い段階に進んで患者に合併症を生じさせる場合が多い。例えば、悪性腫瘍は、これらの元々の場所を越えて体内に広がって生命を脅かす状況を生じさせる場合がある。

40

【0003】

異常腔内性成長を治療する一般的な方法としては、切除法、凍結療法及び温度療法が挙げられる。切除術は、切採術とも呼ばれていて、患者からの望ましくない増殖部の切断である。患者から切除された組織の捕捉を含む切除法の場合、利点としては、患者から望ましくない組織が迅速に無くなること及び除去した組織を実験室で分析できることが挙げら

50

れる。凍結療法は、冷凍切除術とも呼ばれ、望ましくない組織を凍結させて破壊するための極度の低温の適用である。例えば、望ましくない組織を凍結させるために用いられるプローブを過冷却するために液体窒素又は液体アルゴンが用いられる。温度療法は、温度剥離（アブレーション）及び熱剥離（アブレーション）とも呼ばれ、疾患のある粘膜組織を凝固させ、焼灼し且つ（或いは）剥離するための熱の投与である。温度剥離の最も一般的な形態は、高周波エネルギーを望ましくない組織に投与する高周波剥離である。他の熱療法としては、マイクロ波凝固壊死療法、レーザー療法及び高強度集束超音波法が挙げられる。凍結療法及び温度療法では、それぞれ組織温度を十分に上昇させ又は低下させることにより、影響を受けた組織の壊死が生じる。便宜上、「剥離」という用語は、本明細書においては、これら温度療法のうち任意のもの及び全てを表すために用いられている。使用にあたり、これら装置を望ましくない組織に隣接して配置し、組織を剥離し、焼灼し、凝固させ、凍結させ、又は場合によっては装置から伝達されたエネルギーにより又は装置に伝達されたエネルギーによって焼く。

10

【0004】

伝統的な治療装置には3つの大きな欠点がある。第1に、伝統的な装置は、一度に患者組織の比較的僅かな部分しか剥離し又は除去することができない。例えば、表面を有して、この表面にエネルギーを伝達し又はこの表面からエネルギーを伝達することによりこの表面で患者組織を剥離するようになった剥離装置は、1回のエネルギー伝達で伝達表面の面積に実質的に等しい患者組織の面積を剥離することができるに過ぎない。

【0005】

伝統的な治療装置の第2の大きな欠点は、使用にあたってこれらが不正確なことである。望ましくない増殖部を治療する上で主要な課題は、健全な隣接の細胞又は下に位置する組織に悪影響を及ぼさないで標的組織を破壊し又は切除することである。特に剥離装置に関し、健全な下に位置する食道筋肉組織の損傷が原因となって、食道に狭窄部又は絞窄部が生じる場合が多い。多くの伝統的な剥離装置は、まず最初に標的組織を隣接の下に位置する健全組織から隔離しないで標的組織を剥離する。その結果、装置に伝達され又は装置から伝達されるエネルギーが大きすぎる場合、健全な隣接の細胞及び（又は）下に位置する細胞の剥離が生じる場合がある。他方、装置から伝達されるエネルギーが小さすぎる場合、治療される標的組織は全てに至らない。

20

【0006】

伝統的な装置の第3の大きな欠点は、切除能力を有する装置にある。従来型切除装置を用いることにより、患者から組織を切除することができるが、患者に焼灼されない又は焼灼が不十分な組織が残る。切除後に患者に残存している焼灼されなかった又は焼灼が不十分な組織は、感染又は出血の原因となる場合がある。

30

【0007】

管内組織の比較的少量の部分の正確な切除及び（又は）剥離を必要とする望ましくない且つ異常な増殖部を治療する従来方式は、これらの点で不十分である。かくして、場合によっては少量の管内患者組織の正確且つ低侵襲切除及び剥離を可能にする切除及び剥離装置並びにかかる装置を用いる方法が要望されている。

【0008】

〔発明の概要〕

本発明は、患者に治療手技を施す医用装置に関する。この医用装置は、内視鏡の作業チャンネル内に摺動自在に受け入れられるような寸法形状のアプリケーションタ端部まで延びる細長いプローブを有する。前記装置は、プローブの前記アプリケーションタ端部に隣接して位置決めされた注入針を更に有する。前記注入針は、前記患者に前記治療手技を施すとき、流体を供給する流体源及び電気エネルギーを前記針に供給する電気エネルギー源と導通可能である。前記針は、中心軸線を有する。前記装置は、前記プローブの前記アプリケーションタ端部に隣接して位置決めされた剥離ループを更に有する。前記剥離ループは、前記治療手技を施すとき、電気エネルギーを前記剥離ループに供給する前記電気エネルギー源と導通可能である。前記剥離ループは、前記注入針の前記中心軸線から間隔を置いて位置する中心軸線を有する

40

50

。前記装置の動作中、前記注入針と前記剥離ループは、前記患者の組織を剥離するために互いに逆の電荷を有する。

【0009】

別の特徴では、本発明は、患者に治療手技を施す医用装置を含む。この装置は、作業端部まで延びる細長い内視鏡を有する。前記内視鏡は、前記作業端部に隣接した観察領域内に位置した物体を観察する光学系を有すると共に前記内視鏡に沿って前記作業端部に隣接したポートまで延びる作業チャンネルを有する。前記装置は、前記作業チャンネル内に摺動自在に設けられた細長いプローブを更に有する。前記細長いプローブは、前記内視鏡の前記作業端部に対応するアプリケーション端部を備えている。前記装置は、前記観察領域内の前記プローブの前記アプリケーション端部に隣接して位置決めされた注入針を更に有する。前記注入針は、中心軸線を有し、前記患者に前記治療手技を施すとき、流体を前記針に供給する流体源及び電気エネルギーを前記針に供給する電気エネルギー源と導通可能である。前記装置は、前記観察領域内の前記プローブの前記アプリケーション端部に隣接して位置決めされた剥離ループを更に有する。前記剥離ループは、前記治療手技を施すとき、電気エネルギーを前記剥離ループに供給する電気エネルギー源と導通可能である。前記剥離ループは、前記注入針の前記中心軸線から間隔を置いて位置する中心軸線を有する。前記装置の動作中、前記注入針と前記剥離ループは、前記患者の組織を剥離するために互いに逆の電荷を有する。

10

【0010】

さらに別の特徴では、本発明は、患者に手技を施す方法を含む。この方法は、内視鏡の作業端部を前記患者内の所定の場所まで案内する段階を有する。前記方法は、中心軸線を備えた剥離ループ及び中心軸線を備えた注入針を前記内視鏡の前記作業端部に隣接して位置決めして、前記剥離ループの前記中心軸線が前記注入針の前記中心軸線から間隔を置いて位置するようにする段階を更に有する。前記方法は、前記注入針を通して流体を前記患者内の前記所定の場所に隣接した前記患者の組織内に注入する段階を更に有する。前記方法は、電気エネルギーを前記注入針と前記剥離ループに同時に加えて、前記注入針と前記剥離ループが互いに逆の電荷を有し、それにより前記組織の少なくとも一部を剥離するようにする段階を更に有する。

20

【0011】

さらに別の特徴では、本発明は、患者に手技を施す方法を含む。この方法は、内視鏡の作業端部を前記患者内の所定の場所まで案内する段階を有する。前記方法は、切断ループ、注入針、リテーナ及び剥離ループを前記内視鏡の前記作業端部に隣接して位置決めする段階を更に有する。前記方法は、前記注入針を通して流体を前記患者内の前記所定の場所に隣接した前記患者の組織内に注入する段階と、前記患者から前記組織の少なくとも一部を切断する段階とを更に有する。加うるに、前記方法は、前記切断した組織を前記リテーナで捕捉する切断段階と、エネルギーを前記剥離ループに加えて前記切断段階後に前記患者内に残存している組織を剥離する段階とを更に有する。

30

【0012】

さらに別の特徴では、本発明は、患者に治療手技を施す医用装置を含む。この装置は、作業端部まで延びていて、外面を備えると共に前記作業端部に隣接した観察領域内に位置する物体を観察する光学系を備えた細長い内視鏡を有する。前記装置は、前記内視鏡の前記外面に連結されていて、前記内視鏡の前記作業端部に対応したアプリケーション端部を備える細長いプローブを更に有する。前記装置は、前記観察領域内の前記プローブの前記アプリケーション端部に隣接して位置決めされた注入針を更に有し、前記注入針は、前記患者に前記治療手技を施すとき、流体を前記針に供給する流体源及び電気エネルギーを前記針に供給する電気エネルギー源と導通可能である。前記装置は、前記観察領域内の前記プローブの前記アプリケーション端部に隣接して位置決めされた剥離ループを有し、該剥離ループは、前記治療手技を施すとき、電気エネルギーを前記剥離ループに供給する電気エネルギー源と導通可能である。

40

【0013】

別の特徴では、本発明は、患者に手技を施す方法を含む。この方法は、内視鏡の作業端

50

部を前記患者内の所定の場所まで案内する段階を有し、前記内視鏡は、前記作業端部に隣接して前記内視鏡の外面に連結された細長いプローブを有する。前記方法は、剥離ループ及び注入針を前記内視鏡の前記作業端部に対応する前記プローブのアプリケーション端部に隣接して位置決めする段階を更に有する。前記方法は、前記注入針を通して流体を前記患者内の前記所定の場所に隣接した前記患者の組織内に注入する段階を更に有する。前記方法は、電気エネルギーを前記注入針及び前記剥離ループに同時に加えて、前記注入針と前記剥離ループが互いに逆の電荷を有し、それにより前記組織の少なくとも一部を剥離するようにする段階を有する。

【0014】

本発明の他の特徴は、部分的に明らかであり、部分的に以下に指摘されよう。

10

対応の参照符号は、図面の幾つかの図にわたり対応の部分を示している。

【0015】

〔発明の詳細な説明〕

本発明は、患者に治療手技を施す医用装置に関し、特に、患者の体内の所定の場所の望ましくない組織を剥離したり切除したりする医用装置に関する。次に図面を参照し、特に図1を参照すると、本発明の第1の実施形態としての医用装置が、全体を参照符号10で示されている。医用装置10は、アプリケーション端部14まで延びる細長いプローブ12を有している。アプリケーション要素16が、プローブのアプリケーション端部14に隣接してプローブ12に連結されている。一実施形態では、プローブ12は、柔軟性があり且つ熱的及び（又は）電氣的に絶縁性の材料、例えばシリコン、ポリエチレン又はポリプロピレンで作られているが、プローブを他の材料で作ってもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。一実施形態では、プローブ12は、全体として管状であるが、プローブは他の形状のものであってもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。さらに、一実施形態では、プローブ12の最大幅18は、約1ミリメートル～5ミリメートルであるが、プローブは、他の寸法を有してもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。最大幅18を約3ミリメートル以下にすることにより、プローブ12は、標準型内視鏡（図1～図12には示さず）の作業チャンネル内に嵌ることができる。プローブは、1個あるいは1個以上の牽引要素20を有するのがよく、かかる牽引要素により、ユーザが装置10を制御する能力が高められる。

20

【0016】

図2に示すように、アプリケーション要素16は、プローブのアプリケーション端部14に隣接してプローブ12に連結された注入針22を有している。針22は、中心軸線24に沿ってプローブ12から遠ざかって延びている。一実施形態では、針22の最大長さ26は、約10ミリメートル～約20ミリメートル、その外径28は、約0.5ミリメートル～約2ミリメートルであるが、針は、他の寸法を有してもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。また、一実施形態では針22は、医用針を製造するために伝統的に用いられている任意の材料、例えば23ゲージステンレス鋼で作られるが、針は、他の材料で作られてもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。さらに、針22は実質的に真っ直ぐなものとして示されているが、針は、他の形状を有してもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。例えば、一変形実施形態では、針は、湾曲していてもよい（図示せず）。

30

40

【0017】

針22は、図1に示すようにエネルギー源30と導通可能である。エネルギー源30は、治療手技中、エネルギーを針22に供給する。一実施形態では、エネルギー源30は、電流を針22に供給する電気発生器であるが、他のエネルギー源を用いてもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。一実施形態では、かかる電気発生器は、電圧が約10ボルト～約500ボルト、周波数が約0.3メガヘルツ～約1.0メガヘルツの電流を発生させるが、かかる電気発生器は、他の特性を持つ電流を発生させてもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。別の実施形態では、エネルギー源30は、高周波エネルギーを針22に供給する高周波発生器である。一実施形態では、かかる高周波発生器は、振幅が約10

50

ボルト～約500ボルト、周波数が約0.3メガヘルツ～約1.0メガヘルツの信号を発生させるが、かかる高周波発生器は、他の特性を持つ信号を発生させてもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。さらに別の実施形態では、エネルギー源30は、超音波エネルギーを注入針22に供給する。一実施形態では、超音波発生器は、周波数が約10キロヘルツ～約100キロヘルツの信号を発生させるが、かかる超音波発生器は、他の周波数を持つ信号を発生させてもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。

【0018】

針22は、図1に示すように流体源32にも導通する。流体源32は、治療手技中導電性流体を針22に供給する。一実施形態では、流体源32は、生理食塩水を針22に供給する従来型生理食塩水源であるが、他の流体源を用いてもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。変形例として、流体源32は、硬化療法剤、例えば病院で一般に用いられている無水エタノールを針22に供給する硬化療法剤（例えば、無水エタノール）源であってもよい。

10

【0019】

アプリケーション要素16は、プローブ12のアプリケーション端部14に隣接して位置決めされた剥離ループ34を更に有する。剥離ループ34は、中心軸線36に沿ってプローブ12から遠ざかって延びている。一実施形態では、針22の中心軸線24と剥離ループ34の中心軸線36は、約2ミリメートル～約5ミリメートルの距離38だけ離れているが、これら軸線をこれとは異なる距離だけ離してもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。図4に示すように、剥離ループ34及び針22は、中心がプローブ12の水平方向中心に実質的に一致している。一実施形態では、剥離ループ34の長さ40は、約10ミリメートル～約30ミリメートルであり、その直径42は、約0.5ミリメートル～約1.5ミリメートルであるが、剥離ループ34は、これとは異なる寸法を有してもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。さらに、一実施形態では、剥離ループ34は、ニチノールで作られるが、剥離ループは、これとは異なる材料で作られてもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。剥離ループ34は、図5に示すようにネット又は目の細かいメッシュ48を形成するループの側部44, 46相互間に位置決めされた導電性材料を含むのがよい。一実施形態では、メッシュ48は、ステンレス鋼で作られるが、メッシュは、これとは異なる材料で作られてもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。メッシュ48により、剥離ループ34から標的組織（図1～図14には示さず）に加えられたエネルギーが、標的組織周りにより一様に分布されるようになる。剥離ループ34は、メッシュ48との連結を容易にするように形作られているのがよい。例えば、剥離ループ34は、メッシュ48をループに連結するフック又は開口部（図示せず）を有するのがよい。変形例として、剥離ループ34とメッシュ50を一部品として一緒に製作してもよい。剥離ループ34は又、治療手技中、エネルギーを剥離ループに供給するエネルギー源30にも連結されている。

20

30

【0020】

本発明の一実施形態では、注入針22と剥離ループ34は、医用装置10が用いられているとき、互いに逆の極性を有する。高周波又は電力発生器30のいずれの場合においても、針22は、剥離ループ34の電荷とは逆の電荷を有するのがよい。かかる双極エネルギー伝達方式は一般に、深すぎる凝固ゾーンを作る場合がある単極エネルギー用途よりも安全である。また、針22と剥離ループ34の特性は、交換可能である。即ち、針22と剥離ループ34の特性は、医用器械10の使用時、経時的に交番変化し又は違ったやり方で変化することができる。かかる信号特性の変化又は多重化の結果として、針と剥離ループ相互間の種々の信号の相互作用が生じ、その結果、針22及び剥離ループ34のところに集中され、そして針22及び剥離ループ34から送り出されるエネルギーのレベルが高くなる。

40

【0021】

図6～図8は、本発明の医用装置50の第2の実施形態を示しており、この第2の実施形態では、注入針22及び剥離ループ34は、細長いプローブ56のそれぞれのチャンネル

50

5 2 , 5 4 内に摺動自在に設けられている。この実施形態では、針 2 2 及び剥離ループ 3 4 を多数の位置相互間で動かすことができる。例えば、図 7 は、針 2 2 及び剥離ループ 3 4 を、針及び剥離ループがプローブ 5 6 内に引っ込められた収納位置で示している。図 8 は、針 2 2 及び剥離ループ 3 4 を、針及び剥離ループがプローブ 5 6 のアプリケーション端部 5 8 のフェース 6 0 を越えて延びる展開位置で示している。針 2 2 は、プローブのアプリケーション端部 5 8 のフェース 6 0 と角度 をなしてプローブ 5 6 から延び出ている。図 8 は、約 9 0 ° の角度 を示しているが、針は、これとは異なる角度でプローブフェースから延びてもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。例えば、針 2 2 は、約 6 0 ° ~ 約 9 0 ° の角度 をなしてプローブから出てもよい。針 2 2 及び剥離ループ 3 4 は、その他の点においては、第 1 の実施形態の針及び剥離ループと同一であり、従って、これら

10

【 0 0 2 2 】

図 9 は、本発明の医用装置 7 0 の第 3 の実施形態を示しており、この第 3 の実施形態では、アプリケーション要素 7 2 は、プローブ 7 8 のアプリケーション端部 7 6 に取り付けられた切断ループ 7 4 を有している。一実施形態では、切断ループ 7 4 の直径 8 0 は、約 0 . 5 ミリメートル ~ 約 1 . 5 ミリメートルであり、その露出長さ 8 2 は、約 1 0 ミリメートル ~ 約 3 0 ミリメートルであるが、切断ループは、これらとは異なる寸法を有してもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。さらに一実施形態では、切断ループ 7 4 は、ステンレス鋼で作られているが、切断ループは、これとは異なる材料で作られてもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。アプリケーション要素 7 2 を、図 1 0 に示すように、プローブ 7 8 に設けられたそれぞれのチャンネル 8 4 内に摺動自在に設けるのがよい。かくして、アプリケーション要素 7 2 の各々を、要素 7 2 がプローブ 7 8 の端部 7 6 のフェース 8 6 を越えて延びる図 1 0 に示す展開位置と、要素 7 2 がプローブ 7 8 内に完全に収められる収納位置（図示せず）との間で動かすことができる。さらに、要素 7 2 の各々をこれらのそれぞれの収納及び展開位置相互間で別個独立に動かすことができる。図 9 は、針 2 2 を剥離ループ 3 4 と切断ループ 7 4 との間に位置決めした状態で示しているが、これら要素は、他のやり方で配置してもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。例えば、図 1 1 は、切断ループ 7 4 が針 2 2 と剥離ループ 3 4 との間にプローブ 9 4 のアプリケーション端部 9 2 に隣接して位置決めされた本発明の医用装置 9 0 の第 4 の実施形態を示している。また、図 9 は、プローブ 7 8 にしっかりと連結されたアプリケーション要素 7 2 の各々を示し、図 1 0 及び図 1 1 は、プローブ内に摺動自在に設けられたアプリケーション要素の各々を示しているが、これら要素 7 2 の各々は、プローブ 7 8 , 9 4 にいずれのやり方で関連してもよい。例えば、本発明の一実施形態（図示せず）では、針 2 2 は、プローブ 7 8 , 9 4 にしっかりと連結され、剥離ループ 3 4 及び切断ループ 7 4 は、プローブ 7 8 , 9 4 内に摺動自在に設けられる。この段落で説明している実施形態のプローブ 9 4 、針 2 2 及び剥離ループ 3 4 は、その他の点においては、先に説明した実施形態のものと同一なので、これらについてこれ以上詳細には説明しない。

20

30

【 0 0 2 3 】

図 1 2 は、患者から切断された組織（図 1 ~ 図 1 4 には図示せず）を捕捉してこれを保持するようプローブ 1 0 6 のアプリケーション端部 1 0 4 に取り付けられたリテーナ 1 0 2 を有する本発明の医用装置 1 0 0 の第 5 の実施形態を示している。アプリケーション要素 1 1 0 を図 1 2 に示すようにプローブ 1 0 6 内に摺動自在に設けることができる。かくして、アプリケーション要素 1 1 0 の各々を、アプリケーション要素がプローブ 1 0 6 の端部 1 0 4 を越えて延びる展開位置と、アプリケーション要素がプローブ 1 0 6 内に引っ込められる収納位置（図 2 1 に示す）との間で動かすことができる。針 2 2 及び切断ループ 7 4 は、図 1 2 においては、収納位置と展開位置との間の中間位置で示されており、剥離ループ 3 4 及びリテーナ 1 0 2 は、展開位置で示されている。さらに、要素 1 1 0 の各々をこれらのそれぞれの収納位置と展開位置との間で別個独立に動かすことができる。一実施形態では、リテーナ 1 0 2 は、リテーナ 1 0 2 の本体に取り付けられたネット 1 0 8 を有するが、リテーナは、別様に構成してもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。一実施形態では

40

50

、リテーナ102の露出長さ112は、約10ミリメートル～約30ミリメートルであり、その本体厚さ114は、約0.5ミリメートル～約1.5ミリメートルであるが、リテーナは、これらとは異なる寸法を有してもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。さらに、一実施形態では、ネット108の深さ116は、約1ミリメートル～約5ミリメートルであるが、ネットは、これとは異なる深さを有してもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。ネット108を設けないで、リテーナ102は、別な仕方で切除された組織を捕捉して保持するよう構成されたものであってよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。例えば、一実施形態（図示せず）では、リテーナ102は、吸引により切除組織を引き付けて保持するよう吸引源（図示せず）に連結してもよい。この実施形態のプロープ106、針22、剥離ループ34及び切断ループ74は、他の点においては、先に説明した実施形態のものと同ーなので、これ以上詳細には説明しない。 10

【0024】

図13は、内視鏡122を含む本発明の医用装置120の実施形態を示している。図13は、一形式の内視鏡122を示しているが、任意の従来形式の内視鏡を用いてもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。内視鏡122は、フレキシブル型内視鏡、例えば、上胃腸内視鏡検査又は食道胃十二指腸内視鏡検査法（EGD）で一般に用いられる内視鏡であるのがよい。内視鏡122は、細長い主本体124及びこの本体124から作業端部128まで延びる細長い管状部分126（例えば、フレキシブルシャフト）を有する。内視鏡122は、主本体124に設けられた入口オリフィス132のところで始まり、シャフト126の末端136のところに設けられた末端ポート134のところで終端する作業チャンネル130を更に有している。従来型内視鏡の作業チャンネルの直径又は最小幅は、もし円形でなければ、約3ミリメートルである。本発明の一実施形態では、プロープ56、針22及び剥離ループ34は、内視鏡122の作業チャンネル130内に摺動自在に受け入れられるような寸法形状のものである。この実施形態のプロープ56、針22及び剥離ループ34は、他の点においては、先に説明した実施形態のものと同ーなので、これ以上詳細には説明しない。 20

【0025】

図14に示すように、医用装置120は、内視鏡122の作業端部128に隣接して観察領域（図示せず）内に位置する物体（図示せず）を観察する観察光学系138を有するのがよい。観察領域は、観察光学系138を介して見ることができる物体の全てを含み、かかる物体は、アプリケーション要素16及び隣接の患者組織（図1～図14には示さず）を含む。一実施形態では、この観察領域は、円形であるが、観察領域はこれとは異なる形状を有してもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。光学系138は、ユーザが画像を受け取ることができる主本体124に隣接した場所（図示せず）で始まって、光学系のオリフィス140に隣接して終端する状態で内視鏡122内に設けられる。内視鏡122は、内視鏡の作業端部128に隣接した光学系の端部を覆うレンズ（図示せず）に流体を掛けることにより光学系138を洗浄する洗浄タブ141を更に有するのがよい。一実施形態では、洗浄タブ141は、金属で作られるが、この洗浄タブは、他の材料で作られてもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。洗浄タブ141を針22に連結された同一流体源32又は装置120の動作中、流体を洗浄タブに供給する別個の流体源（図示せず）に連結するのがよい。一実施形態では、洗浄タブ141は、水をレンズに掛けるが、この洗浄タブは、他の流体を光学系138のレンズに掛けてもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。内視鏡122は、光をシャフト126の作業端部128に隣接して位置する物体（図示せず）に差し向ける照明器142を更に有している。光学系138の場合と同様、照明器142は、主本体124に隣接した場所（図示せず）のところで始まって、シャフト126の末端136に隣接したところで終端する。 40

【0026】

医用装置の主目的は、望ましくない異常組織増殖部を剥離すると共に（或いは）除去することにある。医用装置をヒトの異常胃腸ポリープ及び病変部を剥離して除去するものとして説明するが、この医用装置は、本発明の範囲から逸脱することなく、他の組織、他の 50

動物の組織又は組織以外の物を剥離することができる。

【0027】

作用を説明すると、医用装置120のユーザは、まず最初に、細長いプローブ56を内視鏡122の作業チャンネル130内に位置決めする。注入針22及び剥離ループ34をエネルギー源30に連結し、注入針22を更に流体源32に連結する。プローブ56、針22、剥離ループ34及びエネルギー源30は、先に説明した実施形態のいずれかと同一であるのがよく、従ってこれ以上詳細には説明しない。図15は、内視鏡122の作業チャンネル130内に摺動自在に設けられたプローブ56及び患者146の腔又は管腔144、例えば食道内に設けられた内視鏡/プローブ組合せを示している。ユーザは、内視鏡122及びプローブ56を患者146の体内の所定の場所まで移動させる。所望ならば、ユーザは、患者146及びプローブ56の端部58のところに位置決めされたアプリケーション要素16を視認することによりプローブ56及び内視鏡122が正しく位置決めされたかどうかを確認することができる。所定の場所は、異常組織増殖部148、例えば病変部又はポリープに隣接した場所である。内視鏡122及びプローブ56を位置決めすることは、内視鏡122のシャフト126を関節連結し、内視鏡122を並進させ、プローブ56を内視鏡122に対して回転させると共に（或いは）プローブ56を内視鏡122に対して並進させる段階を含むのがよい。

10

【0028】

医用装置120を説明したようにいったん位置決めすると、ユーザは、針22を展開して針が内視鏡122の作業端部128のところで作業チャンネル130のポート134を貫通するようにする。ユーザは又、剥離ループ34を展開してループ34が内視鏡122のポート134を貫通するようにする。ユーザは、針22を展開すると同時に、その前に又はその後に剥離ループ34を展開することができる。次に、ユーザは、針22が異常増殖部148に隣接して患者146に接触するようにし、そして管腔144の内層又は粘膜層150の下に前進させる。一実施形態では、針22を図16に示すように内層150と内層150の下に位置する筋層152との間の位置に押しやるのが好ましい。針22を内層150の下に押しやった後、流体154を針22を通して管腔144内に注入し、それにより異常増殖部148に隣接した内層150が図17に示すように筋層152から遠ざかるようにする。次に、ユーザは、針22と剥離ループ34に同時に通電し、それによりエネルギー158が図18に示すように、針22と剥離ループ34との間に位置する患者146の標的組織148を通して伝搬することによりかかる標的組織を破壊することができる。増殖部148の剥離中、注入針22と剥離ループ34は、互いに逆の極性を備えるのがよい。さらに、針22と剥離ループ34の極性は、経時的に変化するのがよい。

20

30

【0029】

剥離中、内層150の健全な隣接組織156は、実質的に傷付けられない。というのは、エネルギー伝達は、疾患のある組織148が位置するが、健全な隣接の組織は存在しない針22と剥離ループ34との間に集中するからである。健全な下に位置する組織152も又、剥離中、実質的に傷付けられない。というのは、流体を管腔144内に注入することにより、筋組織152が標的組織148から間隔を空けられ、エネルギー伝達が、針22と剥離ループ34との間に集中するからである。剥離後、ユーザは、図19に示すように針22を患者146から抜去するのがよい。手技後短期間で、破壊された組織160は、脱落し（即ち、通常の消化過程により）、健全な粘膜組織150は、その場所で成長する。切断ループ74を更に有する装置の実施形態では、破壊された組織160を剥離後切除することができる。切断ループ74及びリテーナ102を有する装置の実施形態では、破壊された組織を、切断ループ74により患者からの切断後、リテーナ102で捕捉して保持することができる。

40

【0030】

この局所的且つ正確な剥離法により、疾患のある粘膜組織148は破壊されるが、内層150の健全な下に位置する筋組織152及び隣接の粘膜組織156は、実質的に傷付けられない。通電方式は、任意の従来方式のものであってよく、かかる方式としては、エネ

50

ルギ源 30 に関して上述した方式、例えば高周波方式、電気方式及び超音波方式が挙げられる。本発明の治療方法のこの実施形態を医用装置 122 と関連して説明したが、当業者であれば、この方法を本発明の範囲から逸脱することなく、他の開示した実施形態を用いて実質的に類似した仕方を実施できることは理解されよう。

【0031】

図 20 は、内視鏡 122 を含む本発明の医用装置 170 の実施形態を示している。使用にあたり、ユーザは、針 22、剥離ループ 34、切断ループ 74 及びリテーナ 102 を有する細長いプローブ 106 を内視鏡 122 の作業チャンネル 130 内に位置決めする。注入針 22 及び剥離ループ 34 をエネルギー源 30 に連結し、注入針 22 を更に流体源 32 に連結する。内視鏡 122、プローブ 106、針 22、切断ループ 74、リテーナ 102、剥離ループ 34 及びエネルギー源 30 は、先に説明した実施形態のいずれかと同一であるのがよく、従ってこれ以上詳細には説明しない。図 21 は、内視鏡 122 の作業チャンネル 130 内に摺動自在に設けられたプローブ 106 及び患者 146 の管腔 144 内に位置した内視鏡 / プローブの組合せを示している。ユーザは次に、内視鏡 122 及びプローブ 106 を先の実施形態と関連して説明したように異常組織成長 148 に隣接した所定の場所まで移動させる。

10

【0032】

医用装置 170 は上述したようにいったん位置決めすると、ユーザは、針 22 を展開して針が内視鏡 122 の作業端部 128 のところの作業チャンネル 130 のポート 134 を貫通するようにする。ユーザは又、切断ループ 74 を展開して切断ループ 74 が内視鏡 122 のポート 134 を貫通するようにする。さらに、ユーザは、リテーナ 102 を展開してリテーナ 122 も又内視鏡 122 のポート 134 を貫通するようにする。ユーザは、アプリケーション要素 110 を任意の順序で展開することができ、しかも要素 110 のうちの幾つか又は全てを同時に展開することができる。例えば、剥離ループ 34 を展開する前に、針 22、切断ループ 74 及びリテーナ 122 を同時に展開してもよい。次に、ユーザは、針 22 が異常増殖部 148 に隣接して患者 146 に接触するようにし、そして管腔 144 の内層 150 の下に前進させる。一実施形態では、針 22 を図 22 に示すように内層 150 と内層 150 の下に位置する筋層 152 との間の位置に押しやるのが好ましい。針 22 を内層 150 の下に押しやった後、流体 154 を針 22 を通して管腔 144 内に注入し、それにより異常増殖部 148 に隣接した内層 150 が図 23 に示すように筋層 152 から遠ざかるようにする。流体 154 を注入することにより異常増殖部を筋層 152 の上方に隔離させることにより、隣接した健全な組織 156 及び下に位置する健全な組織 152 に悪影響を及ぼさず、異常組織 148 の正確な切除が容易になる。また、望ましくない組織 148 を健全な組織 156、152 から隔離することにより、ユーザは、かかる隔離を行わないで安全に切除する場合よりも多量の組織を切除することができる。流体 154 を管腔 144 内に注入した後、ユーザは、針を管腔 144 の組織から抜去し、切断ループ 74 を患者から異常増殖部 148 を切断するよう位置決めし、リテーナ 102 を増殖部 148 が切断された後に増殖部 148 を捕捉して保持するよう位置決めすることができる。図 24 は、切断ループ 74 及びリテーナ 102 のかかる位置決め例を示している。増殖部 148 を切断するために切断ループ 74 を位置決めすることは、増殖部 148 を切断ループ 74 で包囲する段階を含む。増殖部 148 を捕捉するようリテーナ 102 を位置決めすることは、増殖部 148 が患者 146 から切断された後にこれがリテーナのネット 108 内に自然に落下し又はリテーナ 102 を操作して増殖部 148 が患者 146 から切断された後に増殖部 148 を捕捉することができるようにリテーナ 102 を位置決めすることを含む。切断ループ 74 及びリテーナ 102 を上述したように切断及び捕捉のために位置決めした後、切断ループ 74 をプローブ 106 内に引っ込め、それにより異常増殖部 148 を図 25 に示すように患者 146 から切断する。切断後、増殖部 148 がリテーナ 102 のネット 108 内へ落下しなかった場合、リテーナを操作して図 26 及び図 27 に例示するように増殖部 148 を捕捉するのがよい。増殖部 148 を上述したようにリテーナ 102 のネット 108 内にいったん捕捉すると、リテーナを図 27 及び図 28 に示すように

20

30

40

50

プローブ106内へ引っ込める。このように、異常増殖部148を分析のために患者から取り出すことができる。

【0033】

異常増殖部148を患者146から取り出した後、ユーザは、患者の体内に残っている少なくとも組織150の縁162を剥離したいと思う場合がある。患者146の体内に残っている組織の縁162を剥離するため、ユーザは、剥離ループ34を伸長させ、ループ34を図29に示すように縁162に隣接して位置決めする。次に、ユーザは、エネルギーを剥離ループ34から組織の縁162に伝えて縁162を剥離する。剥離ループ34から組織150に伝えられるエネルギーの量を増やすため、剥離ループを図30に示すように縁162に隣接して組織150に直接接触させるのがよい。

10

【0034】

この局所的且つ正確な剥離法により、分析のために疾患のある粘膜組織148を切除して除去できるが、内層150の健全な下に位置する筋組織152及び隣接の粘膜組織156は、実質的に傷付けられない。さらに、切除後に患者146の体内に残っている組織150の縁162を、これにエネルギーを加えることにより剥離することができる。通電方式は、任意の従来方式のものであってよく、かかる方式としては、エネルギー源30に関して上述した方式、例えば高周波方式、電気方式及び超音波方式が挙げられる。本発明の治療方法のこの実施形態を医用装置170と関連して説明したが、当業者であれば、この方法を本発明の範囲から逸脱することなく、他の開示した実施形態を用いて実質的に類似した仕方で実施できることは理解されよう。さらに、医用装置を用いるために開示した段階を選択的に且つ種々の順序で実施することができる。例えば、一実施形態が剥離段階前に切断段階を含むが、ユーザは、切断段階前及び（又は）後に剥離を行うことができる。

20

【0035】

図31は、内視鏡174を含む本発明の医用装置172の実施形態を示している。この実施形態では、プローブ56は、内視鏡174のシャフト176の外部に連結されている。図31及び図32は、内視鏡174に連結された本発明の第2の実施形態のプローブ56を示しているが、プローブの他の実施形態を本発明の範囲から逸脱することなく内視鏡に連結することができる。一実施形態では、内視鏡174は、可撓性スリーブ178によりプローブ56に連結されるが、プローブ56を他の仕方で内視鏡174に連結してもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。一実施形態ではスリーブは、ゴムで作られるが、スリーブ178を他の材料で作ってもよく、このことは、本発明の範囲から逸脱しない。別の実施形態では、プローブ56を剛性管により内視鏡174のシャフト176に連結してもよい。一実施形態では、プローブ56は、滑らかな外面180を有することが好ましい。プローブ56を内視鏡174の外部に連結した場合の利点の1つは、プローブを作業チャンネル182（図32に示す）内に嵌るよう寸法決めする必要がないということにある。

30

【0036】

図32に示すように、内視鏡174は、観察領域（図示せず）内のシャフトの作業端部186に隣接して位置する物体（図示せず）に光を差し向ける複数個の照明器184を有するのがよい。内視鏡174は、物体を観察する観察光学系188及び光学系を洗浄する洗浄タブ190を更に有するのがよい。医用装置172及びその使用方法は、先に説明した実施形態のいずれかと同一であり、従ってこれ以上詳細には説明しない。

40

【0037】

医用装置の好ましい使用法は、患者の組織を剥離して切除することにあるが、医用装置は又、組織以外の物質について用いることができる。上記のことに鑑みて、本発明の幾つかの目的が達成されていることが理解されよう。

【0038】

本発明又はその好ましい実施形態の構成要素を紹介する場合、原文における冠詞“a”、“an”、“the”、“said”は、当該要素が1つあるいは1つ以上存在することを意味することを意図している。用語“comprising”、“including”、“having”は、包含的

50

であり、列記した要素以外の追加の要素が存在する場合があることを意味することを意図している。

【0039】

本発明の範囲から逸脱しないで上記構成に関して種々の変更を行うことができるので、上述の説明に含まれ又は添付の図面に示された技術事項の全ては、例示として解釈されるべきであって、本発明を限定するものとして解釈されてはならない。

【0040】

〔実施の態様〕

本発明の具体的な実施態様は、以下の通りである。

(1) 患者に治療手技を施す医用装置であって、

内視鏡の作業チャンネル内に摺動自在に受け入れられるような寸法形状のアプリケーションタ端部まで延びる細長いプローブと、

前記プローブの前記アプリケーションタ端部に隣接して位置決めされた注入針であって、前記患者に前記治療手技を施すとき、流体を前記注入針に供給する流体源及び電気エネルギーを前記注入針に供給する電気エネルギー源と導通可能であり、中心軸線を有する前記注入針と

、
前記プローブの前記アプリケーションタ端部に隣接して位置決めされた剥離ループであって、前記治療手技を施すとき、電気エネルギーを前記剥離ループに供給する前記電気エネルギー源と導通可能であり、前記注入針の前記中心軸線から間隔を置いて位置する中心軸線を有する前記剥離ループと、を有し、

前記装置の動作中、前記注入針と前記剥離ループは、前記患者の組織を剥離するために互いに逆の電荷を有する、医用装置。

(2) 前記実施態様(1)記載の医用装置であって、

前記プローブの最大幅は、3ミリメートルよりも小さい、医用装置。

(3) 前記実施態様(1)記載の医用装置であって、

前記剥離ループは、前記剥離ループの互いに反対側の側部相互間に延びる導電性メッシュを有する、医用装置。

(4) 前記実施態様(1)記載の医用装置であって、

前記注入針は、前記注入針が前記プローブ内に引っ込められる収納位置と、前記プローブから延び出る展開位置との間で動くことができるよう、前記細長いプローブ内に摺動自在に設けられている、医用装置。

(5) 前記実施態様(1)記載の医用装置であって、

前記剥離ループは、前記ループが前記プローブ内に引っ込められる収納位置と、前記プローブから延び出る展開位置との間で動くことができるよう、前記細長いプローブ内に摺動自在に設けられている、医用装置。

【0041】

(6) 前記実施態様(1)記載の医用装置であって、

前記流体源は、生理食塩水を前記注入針に供給する生理食塩水源である、医用装置。

(7) 前記実施態様(1)記載の医用装置であって、

電気エネルギー源は、超音波エネルギーを前記剥離ループ及び前記注入針に選択的に供給する超音波電気エネルギー源である、医用装置。

(8) 前記実施態様(1)記載の医用装置であって、

前記電気エネルギー源は、高周波エネルギーを前記剥離ループ及び前記注入針に選択的に供給する高周波電気エネルギー源である、医用装置。

(9) 前記実施態様(8)記載の医用装置であって、

前記装置の動作中、前記注入針及び前記剥離ループ上の電荷は、経時的に変化する、医用装置。

(10) 前記実施態様(1)記載の医用装置であって、

前記プローブの前記アプリケーションタ端部に隣接して位置決めされていて、前記患者から前記組織を切断する切断ループを更に有する、医用装置。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 2 】

(1 1) 前記実施態様 (1 0) 記載の医用装置であって、

前記プローブの前記アプリケーション端部に隣接して位置決めされていて、前記切断ループにより前記患者から取り出された組織を捕捉するリテーナを更に有する、医用装置。

(1 2) 前記実施態様 (1 1) 記載の医用装置であって、

前記切断ループ及び前記リテーナは、前記切断ループ及び前記リテーナが、前記プローブ内に引っ込められる相対的収納位置と、前記プローブから延び出る相対的展開位置との間で、別個独立に動くことができるよう前記細長いプローブ内に摺動自在に設けられている、医用装置。

(1 3) 患者に治療手技を施す医用装置であって、

作業端部まで延びる細長い内視鏡であって、前記作業端部に隣接した観察領域内に位置した物体を観察する光学系を有すると共に、前記内視鏡に沿って前記作業端部に隣接したポートまで延びる作業チャンネルを有する前記内視鏡と、

前記作業チャンネル内に摺動自在に設けられ、前記内視鏡の前記作業端部に対応するアプリケーション端部を備えた細長いプローブと、

前記観察領域内の前記プローブの前記アプリケーション端部に隣接して位置決めされた注入針であって、前記患者に前記治療手技を施すとき、流体を前記針に供給する流体源及び電気エネルギーを前記針に供給する電気エネルギー源と導通可能である、中心軸線を有する前記注射針と、

前記観察領域内の前記プローブの前記アプリケーション端部に隣接して位置決めされた剥離ループであって、前記治療手技を施すとき、電気エネルギーを前記剥離ループに供給する電気エネルギー源と導通可能であり、前記注入針の前記中心軸線から間隔を置いて位置する中心軸線を有する前記剥離ループと、

を有する、医用装置。

(1 4) 前記実施態様 (1 3) 記載の医用装置であって、

前記装置の動作中、前記注入針と前記剥離ループは、前記患者の組織を剥離するために互いに逆の電荷を有する、医用装置。

(1 5) 前記実施態様 (1 4) 記載の医用装置であって、

前記装置の動作中、前記注入針と前記剥離ループの前記電荷は、経時的に変化する、医用装置。

【 0 0 4 3 】

(1 6) 前記実施態様 (1 3) 記載の医用装置であって、

前記プローブ内に摺動自在に設けられていて、前記患者から前記組織を切断する切断ループを更に有する、医用装置。

(1 7) 前記実施態様 (1 6) 記載の医用装置であって、

前記プローブの前記アプリケーション端部に隣接して位置決めされていて、前記切断ループにより前記患者から取り出された組織を捕捉するリテーナを更に有する、医用装置。

(1 8) 患者に手技を施す方法であって、

内視鏡の作業端部を前記患者内の所定の場所まで案内する段階と、

中心軸線を備えた剥離ループ及び中心軸線を備えた注入針を前記内視鏡の前記作業端部に隣接して位置決めして、前記剥離ループの前記中心軸線が前記注入針の前記中心軸線から間隔を置いて位置するようにする段階と、

前記注入針を通して流体を前記患者内の前記所定の場所に隣接した前記患者の組織内に注入する段階と、

電気エネルギーを前記注入針と前記剥離ループに同時に加えて、前記注入針と前記剥離ループが互いに逆の電荷を有し、それにより前記組織の少なくとも一部を剥離するようにする段階と、

を有する、方法。

(1 9) 前記実施態様 (1 8) 記載の手技を施す方法であって、

電気エネルギーを加える前記段階では、前記エネルギーを前記注入針と前記剥離ループの電

10

20

30

40

50

荷が経時的に変化するように加える、方法。

(20) 前記実施態様(18)記載の手技を施す方法であって、

切断ループを前記作業端部に隣接して位置決めし、前記切断ループを用いて前記患者から前記組織の一部を切断する段階を更に有する、方法。

【0044】

(21) 前記実施態様(20)記載の手技を施す方法であって、

リテーナを前記作業端部に隣接して位置決めし、前記切断された組織を前記患者から取り出すために前記リテーナで捕捉する段階を更に有する、方法。

(22) 患者に手技を施す方法であって、

内視鏡の作業端部を前記患者内の所定の場所まで案内する段階と、

切断ループ、注入針、リテーナ及び剥離ループを前記内視鏡の前記作業端部に隣接して位置決めする段階と、

前記注入針を通して流体を前記患者内の前記所定の場所に隣接した前記患者の組織内に注入する段階と、

前記患者から前記組織の少なくとも一部を切断する段階と、

前記切断した組織を前記リテーナで捕捉する段階と、

エネルギーを前記剥離ループに加えて前記切断段階後に前記患者内に残存している組織を剥離する段階と、

を有する、方法。

(23) 前記実施態様(22)記載の手技を施す方法であって、

前記切断段階の実施前に、前記所定の場所の前記患者の組織を剥離する段階を更に有する、方法。

(24) 患者に治療手技を施す医用装置であって、

作業端部まで延びていて、外面を備えると共に、前記作業端部に隣接した観察領域内に位置する物体を観察する光学系を備えた細長い内視鏡と、

前記内視鏡の前記外面に連結されていて、前記内視鏡の前記作業端部に対応したアプリケーションータ端部を備える細長いプローブと、

前記観察領域内の前記プローブの前記アプリケーションータ端部に隣接して位置決めされた注入針であって、前記患者に前記治療手技を施すとき、流体を前記針に供給する流体源及び電気エネルギーを前記針に供給する電気エネルギー源と導通可能である前記注入針と、

前記観察領域内の前記プローブの前記アプリケーションータ端部に隣接して位置決めされた剥離ループであって、前記治療手技を施すとき、電気エネルギーを前記剥離ループに供給する電気エネルギー源と導通可能である前記剥離ループと、

を有する、医用装置。

(25) 患者に手技を施す方法であって、

作業端部に隣接して内視鏡の外面に連結された細長いプローブを有する前記内視鏡の前記作業端部を前記患者内の所定の場所まで案内する段階と、

剥離ループ及び注入針を前記内視鏡の前記作業端部に対応する前記プローブのアプリケーションータ端部に隣接して位置決めする段階と、

前記注入針を通して流体を前記患者内の前記所定の場所に隣接した前記患者の組織内に注入する段階と、

電気エネルギーを前記注入針及び前記剥離ループに同時に加えて、前記注入針と前記剥離ループが互いに逆の電荷を有し、それにより前記組織の少なくとも一部を剥離するようにする段階と、

を有する、方法。

【図面の簡単な説明】

【0045】

【図1】本発明の医用装置の第1の実施形態の斜視図である。

【図2】図1に示す装置の一部の斜視図である。

【図3】図1に示す装置の側面図である。

10

20

30

40

50

【図 4】図 1 に示す装置の底面図である。

【図 5】図 2 に示す装置に似ているが、ループを横切って延びるメッシュを有する装置の斜視図である。

【図 6】本発明の医用装置の第 2 の実施形態の斜視図である。

【図 7】収納された針及び剥離ループを有する図 6 に示す医用装置の実施形態の断面側面図である。

【図 8】展開された針及び剥離ループを有する図 6 に示す医用装置の実施形態の断面側面図である。

【図 9】本発明の医用装置の第 3 の実施形態の斜視図である。

【図 10】プローブ内に摺動自在に設けられたアプリケーション要素を有する図 9 の実施形態の斜視図である。 10

【図 11】本発明の医用装置の第 4 の実施形態の斜視図である。

【図 12】本発明の医用装置の第 5 の実施形態の斜視図である。

【図 13】従来型内視鏡と組み合わされた本装置の第 2 の実施形態の斜視図である。

【図 14】図 13 に示す組合せの一部の斜視図である。

【図 15】アプリケーション要素がプローブ内に収納された状態で患者内に位置決めされた図 14 に示す組合せの断面正面図である。

【図 16】針を組織に刺入した後の状態で示された図 15 の断面側面図である。

【図 17】流体を針から組織内へ注入した後の状態で示された図 16 の断面側面図である。 20

【図 18】標的組織の剥離中で示された図 17 の断面側面図である。

【図 19】標的組織の剥離及び患者組織からの針の抜去後において示された図 18 の断面側面図である。

【図 20】従来型内視鏡と組み合わされた本発明の第 5 の実施形態の斜視図である。

【図 21】アプリケーション要素がプローブ内に収納された状態で患者内に位置決めされた図 20 の断面正面図である。

【図 22】リテーナ、切断ループ及び針を展開し、針を患者の組織に刺入した後の状態で示された図 21 に示す組合せの断面側面図である。

【図 23】流体を針から組織内へ注入した後の状態で示された図 22 の断面図である。

【図 24】針をプローブ内に引っ込め、切断ループ及びリテーナを標的組織の切除及び捕捉のために位置決めした状態後の状態で示された図 23 の断面図である。 30

【図 25】標的組織を切断ループで患者から切断した後の状態で示された図 24 の断面図である。

【図 26】リテーナ内への標的組織の捕捉中で示された図 25 の断面図である。

【図 27】標的組織をリテーナ内に捕捉した後の状態で示された図 26 の断面図である。

【図 28】リテーナを捕捉状態の組織と共にプローブ内に引っ込められた後の状態で示された図 27 の断面図である。

【図 29】剥離ループを患者の体内に残っている組織の縁に隣接して位置決めした後の状態で示された図 28 の断面図である。

【図 30】剥離ループが患者の体内に残っている組織の縁に直接接触した状態で示された図 29 の断面図である。 40

【図 31】従来型内視鏡と組み合わされた本装置の第 2 の実施形態の斜視図である。

【図 32】図 31 に示す組合せの正面図である。

【符号の説明】

【0046】

10, 50 医用装置

12, 56 プローブ

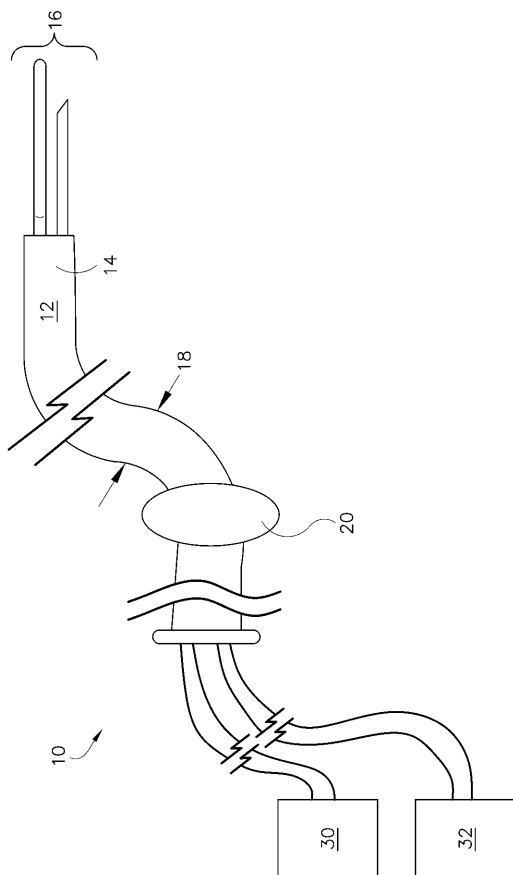
14 アプリケータ端部

16 アプリケータ要素

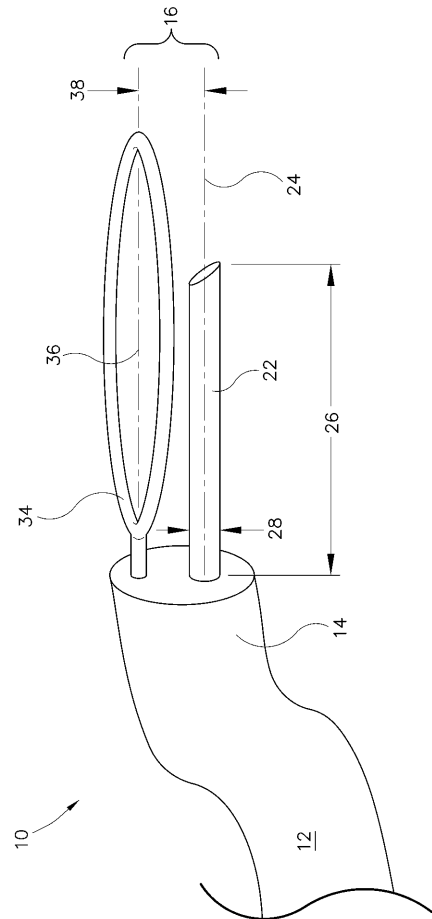
20 牽引要素

- 2 2 注入針
- 2 4 , 3 6 中心軸線
- 3 0 エネルギー源
- 3 2 流体源
- 3 4 剥離ループ
- 4 8 メッシュ
- 5 2 , 5 4 チャンネル

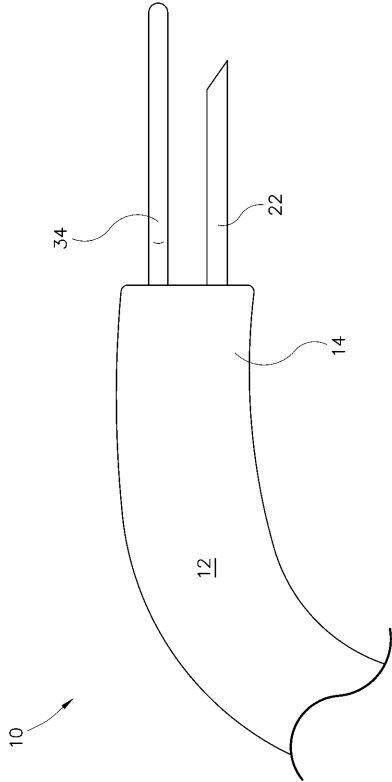
【 図 1 】



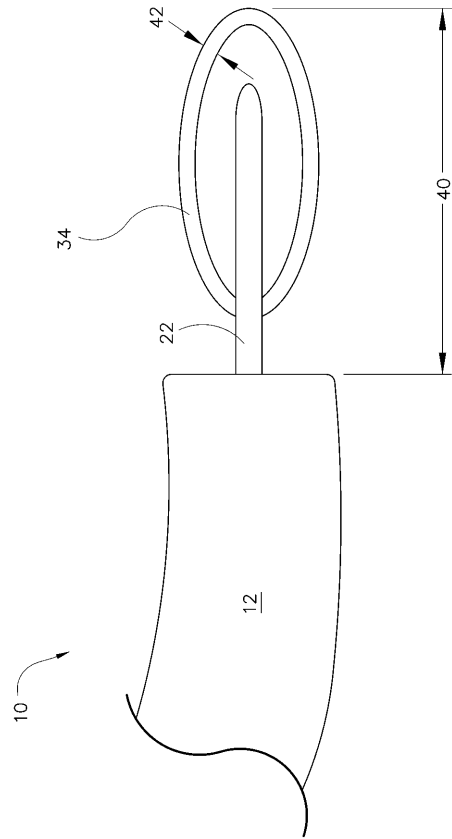
【 図 2 】



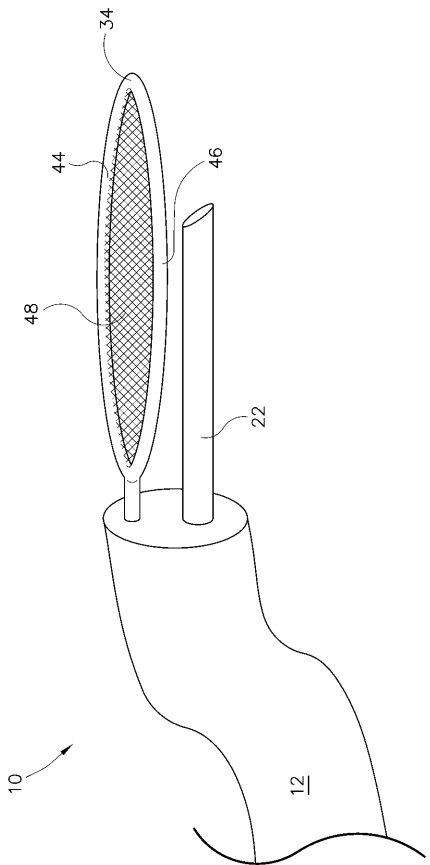
【 図 3 】



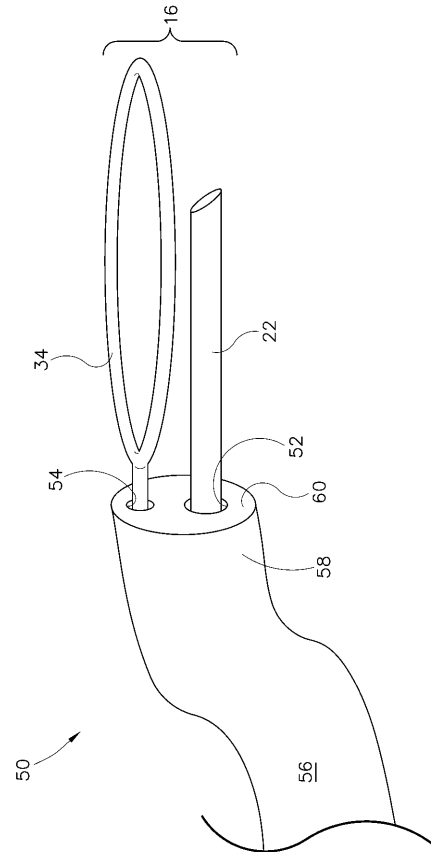
【 図 4 】



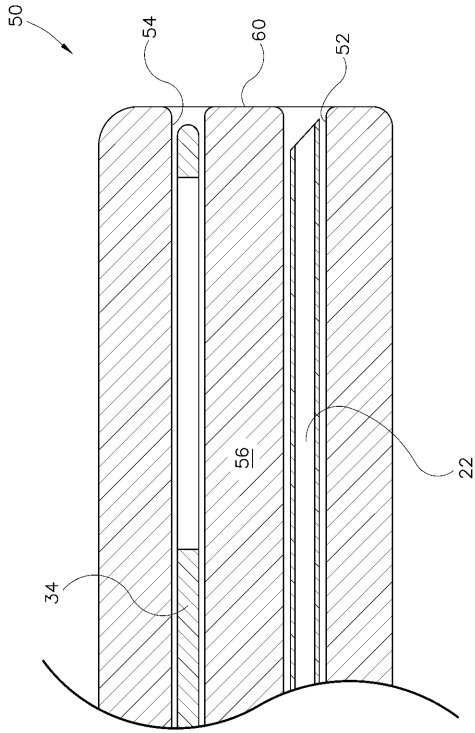
【 図 5 】



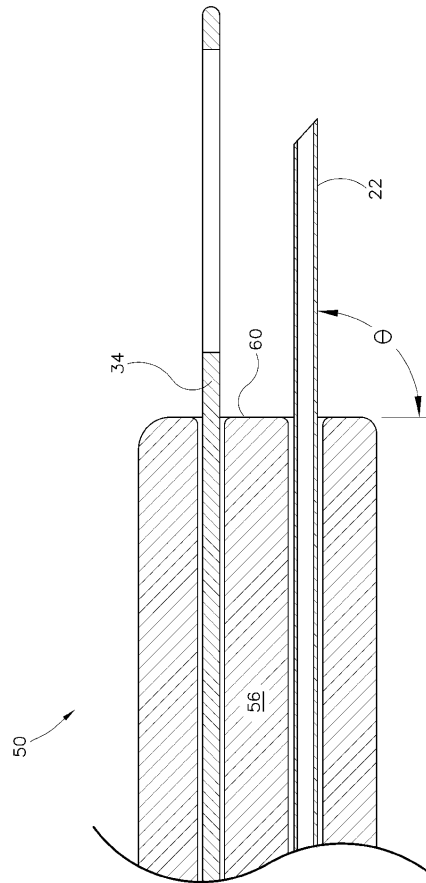
【 図 6 】



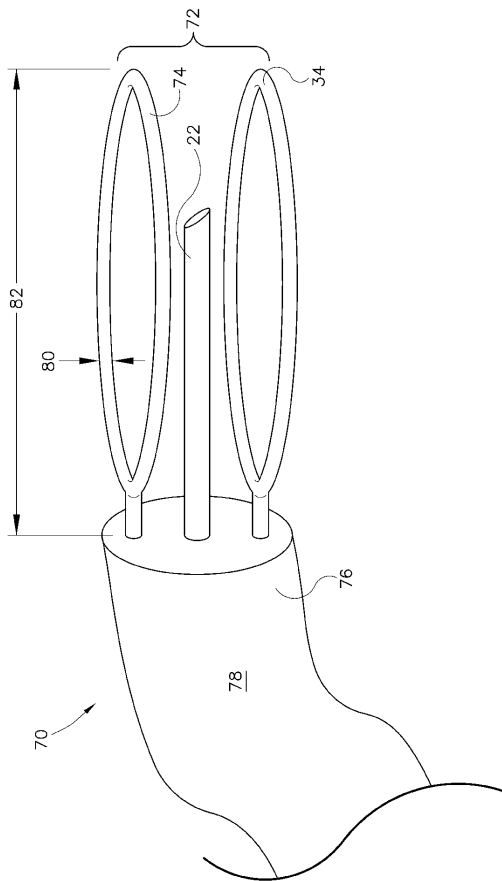
【 図 7 】



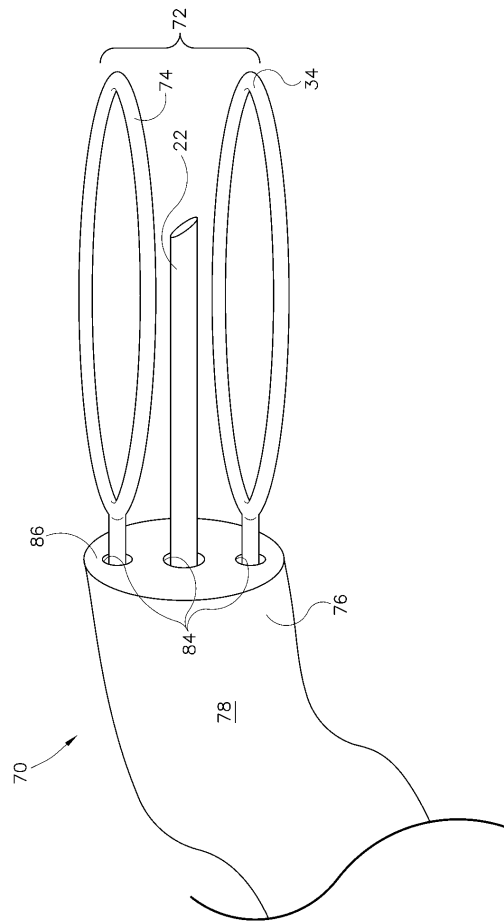
【 図 8 】



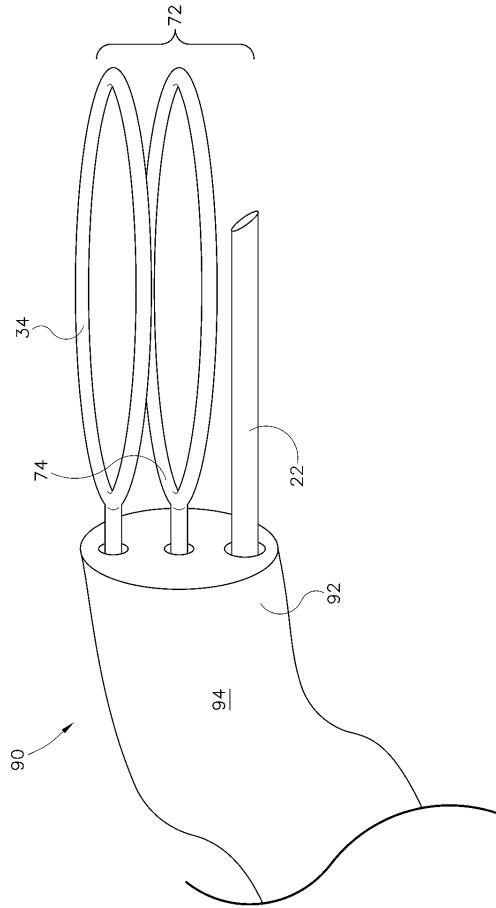
【 図 9 】



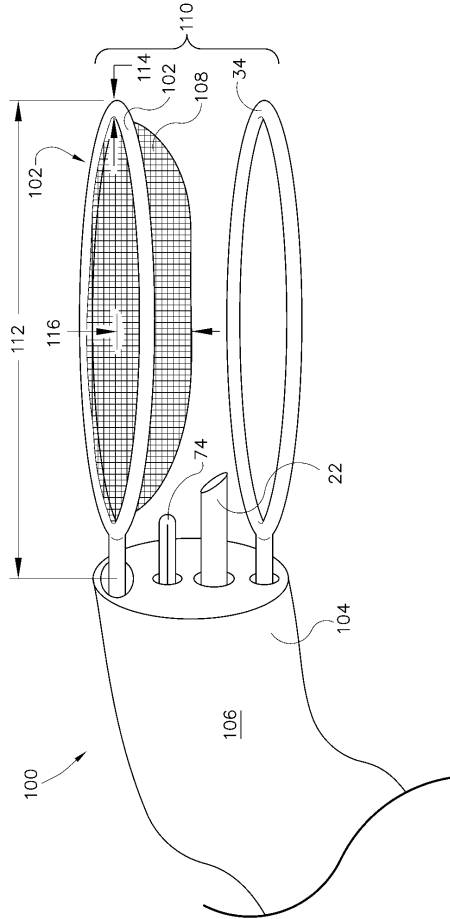
【 図 10 】



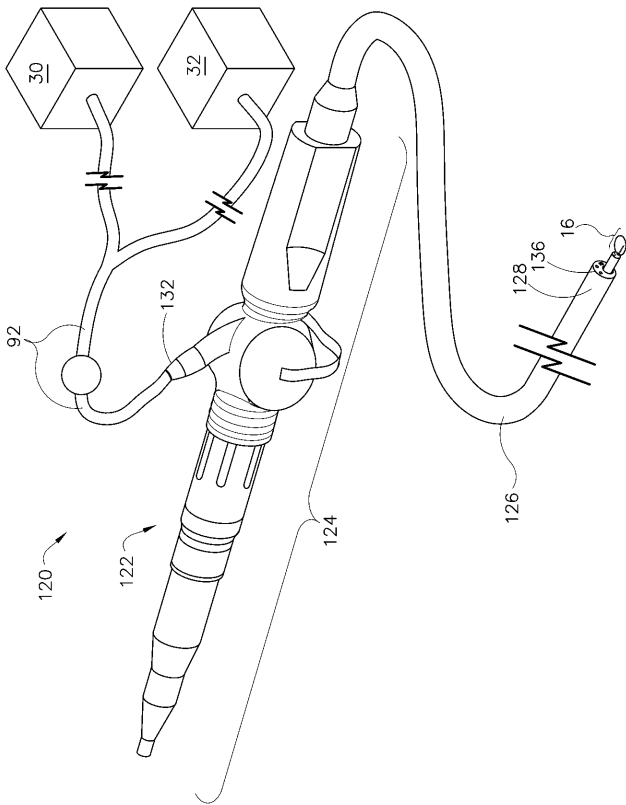
【 図 1 1 】



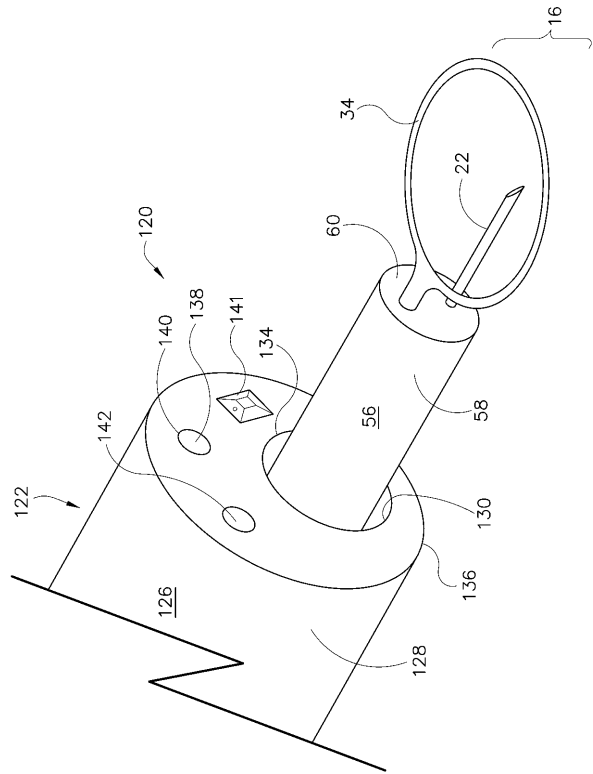
【 図 1 2 】



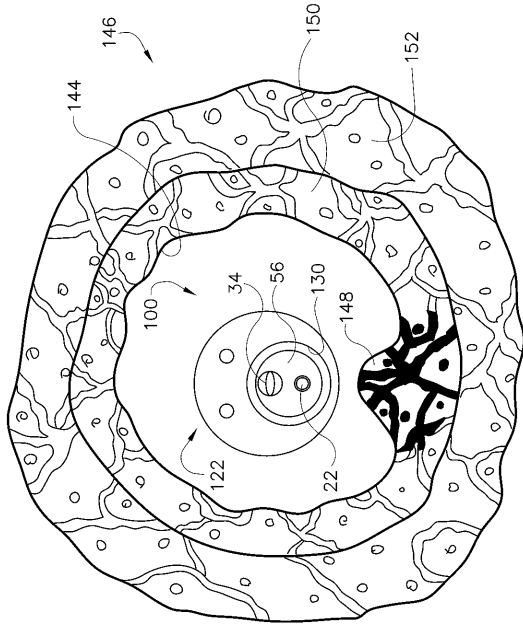
【 図 1 3 】



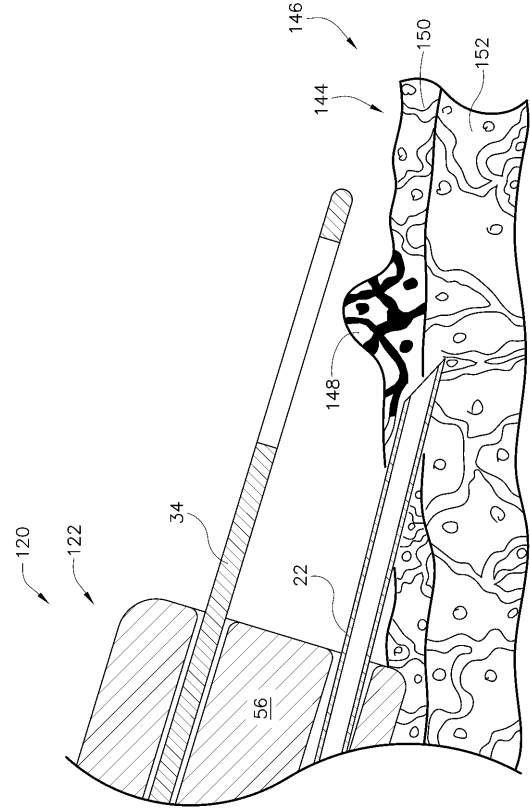
【 図 1 4 】



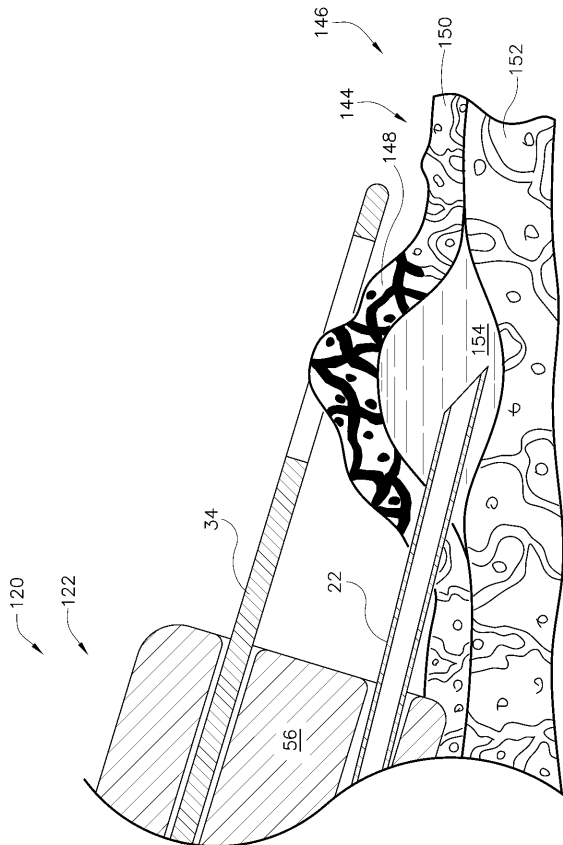
【 図 1 5 】



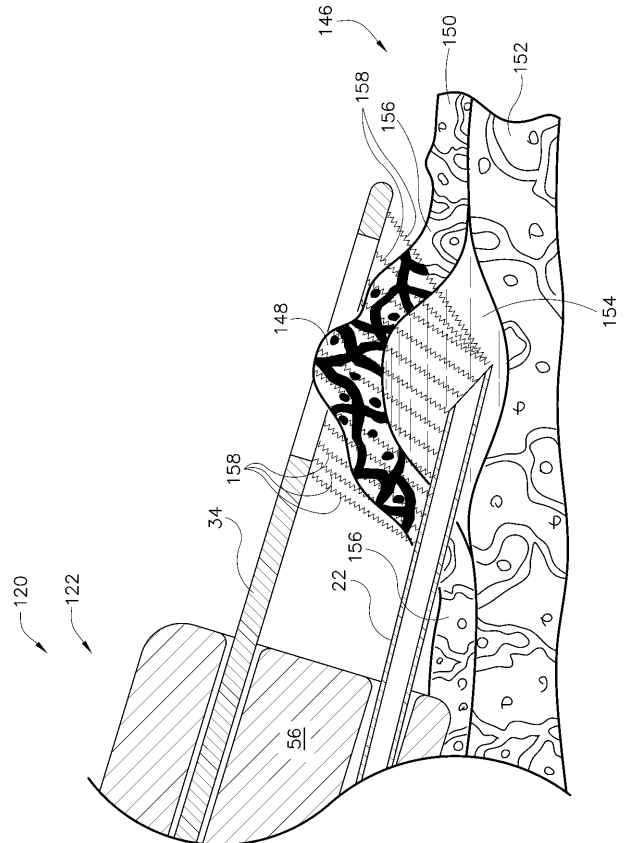
【 図 1 6 】



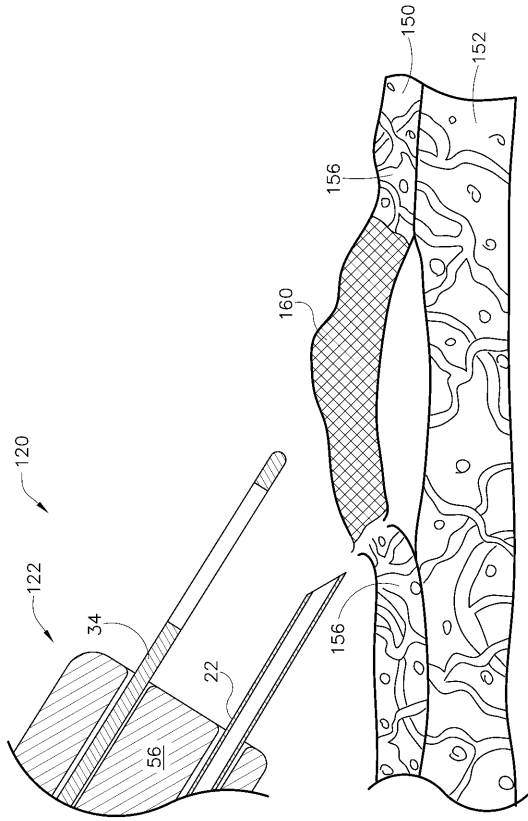
【 図 1 7 】



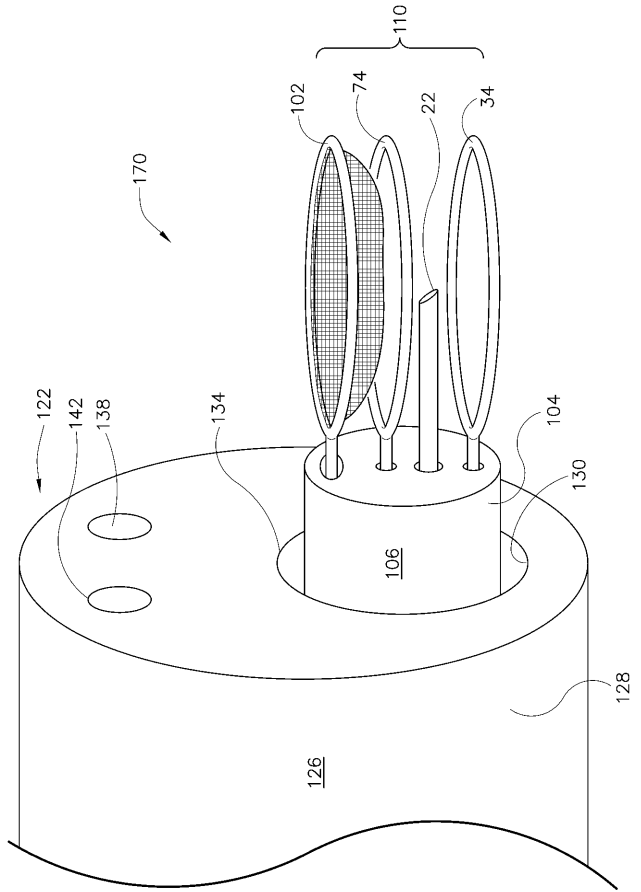
【 図 1 8 】



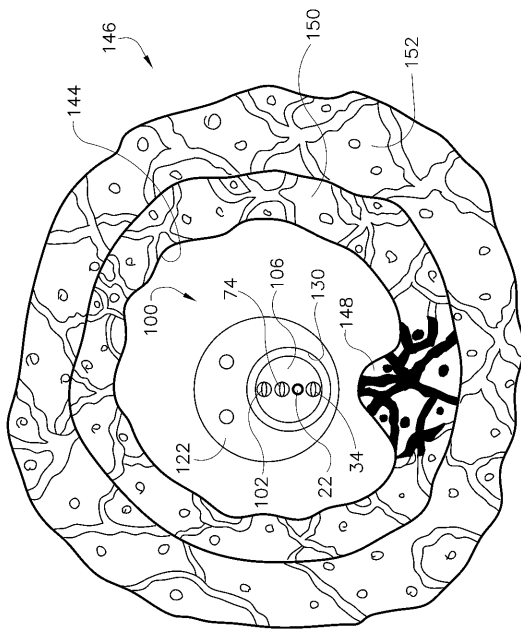
【 図 1 9 】



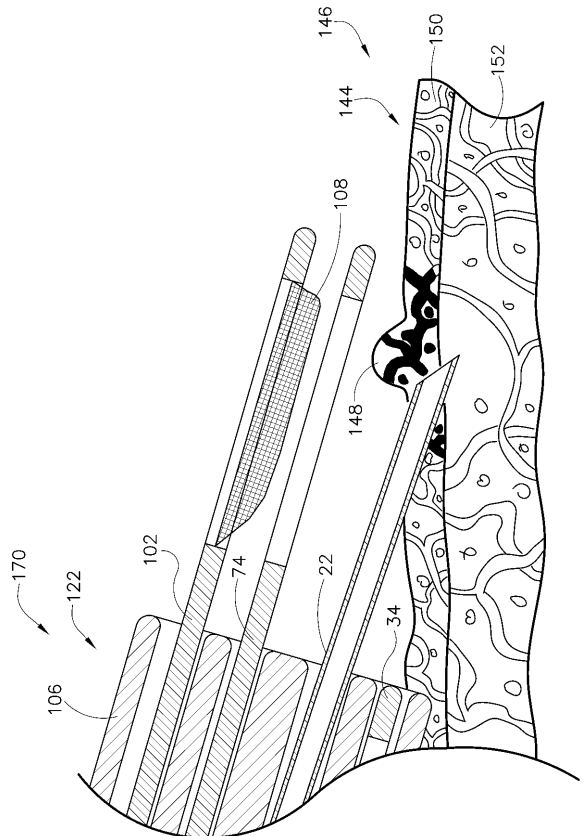
【 図 2 0 】



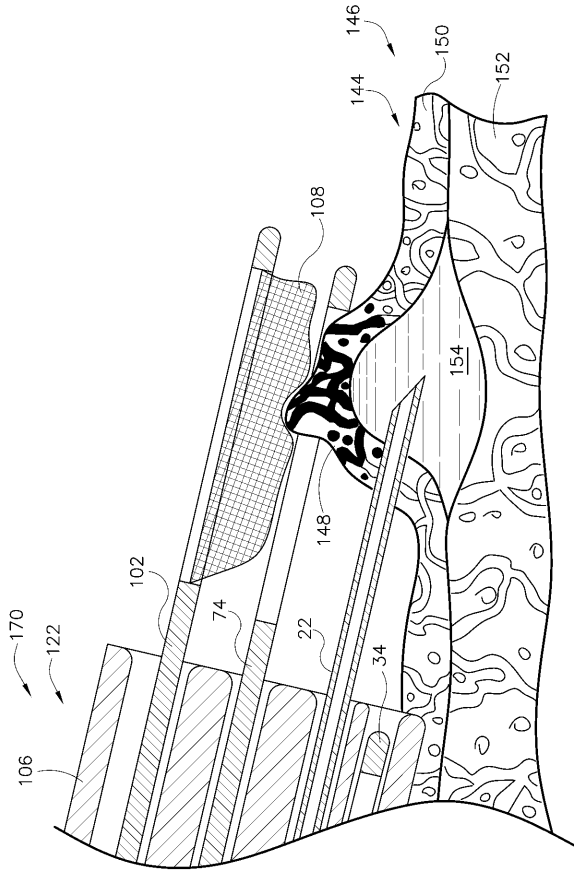
【 図 2 1 】



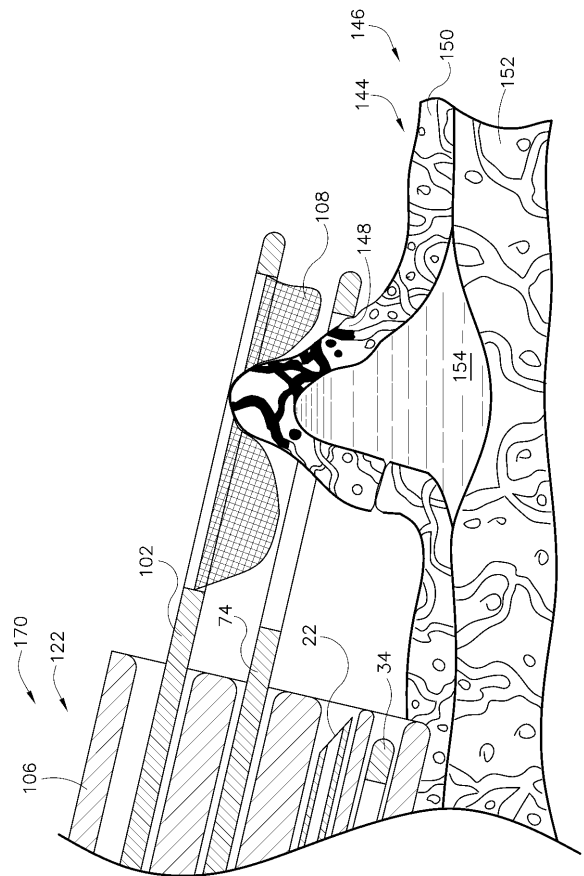
【 図 2 2 】



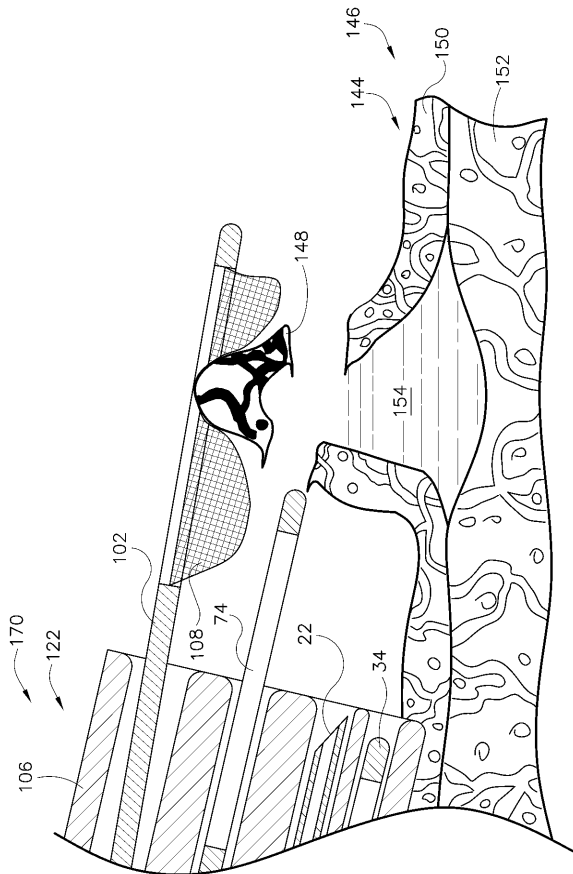
【 図 2 3 】



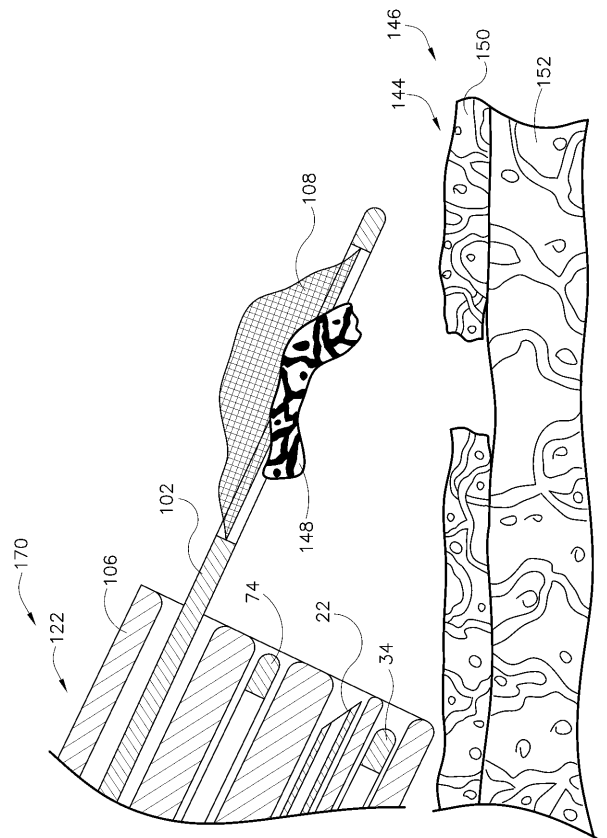
【 図 2 4 】



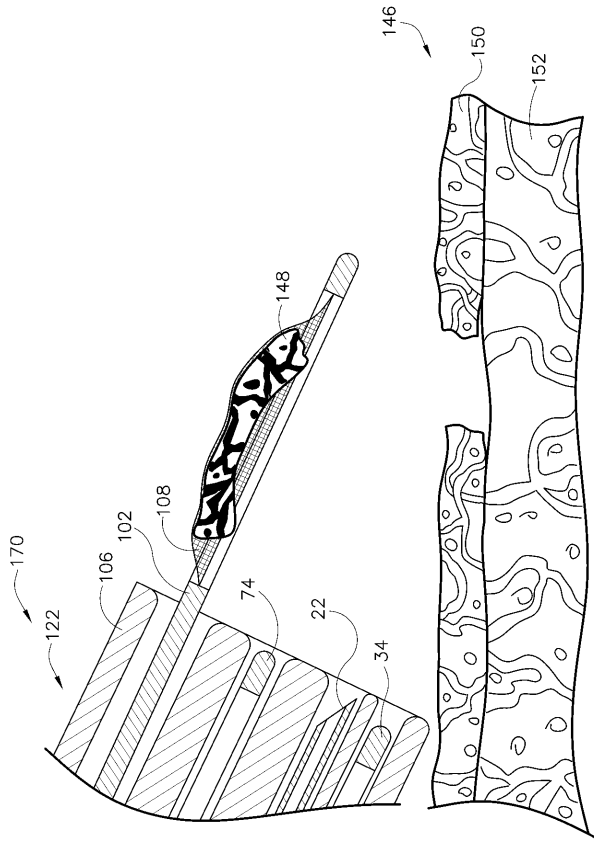
【 図 2 5 】



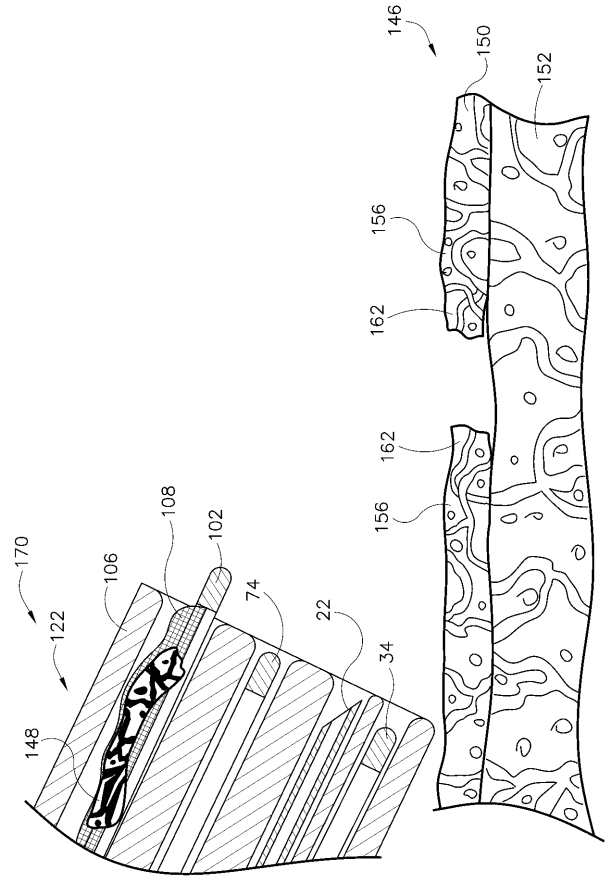
【 図 2 6 】



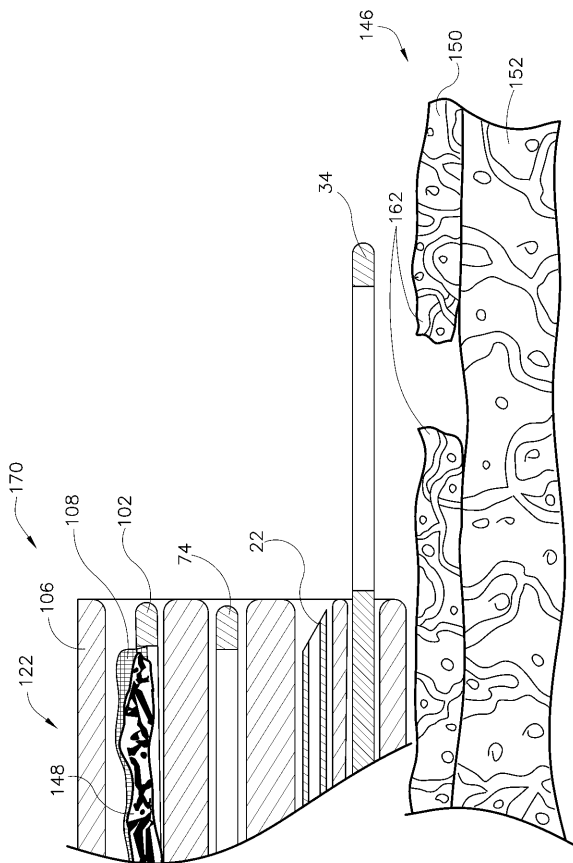
【 図 2 7 】



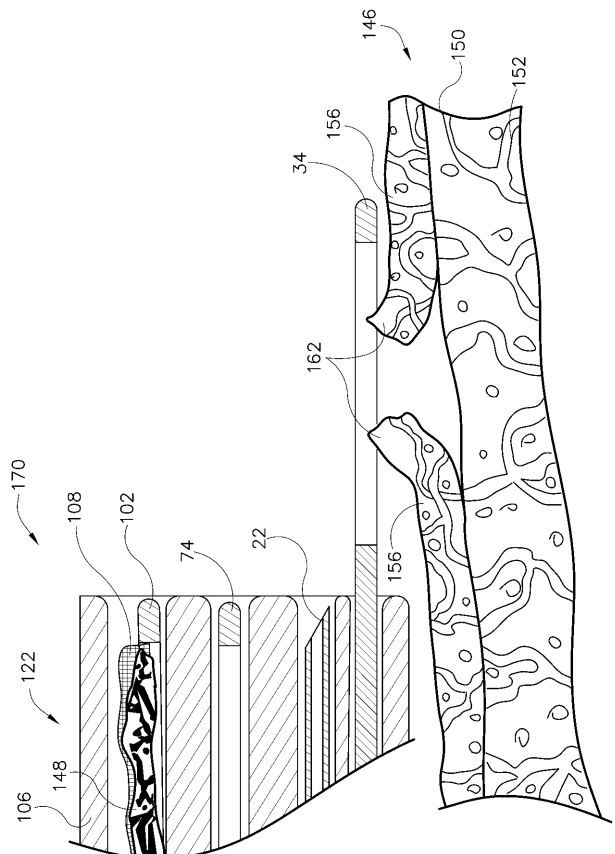
【 図 2 8 】



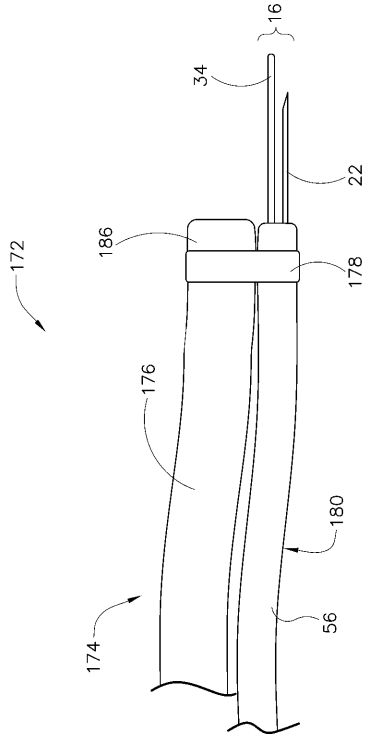
【 図 2 9 】



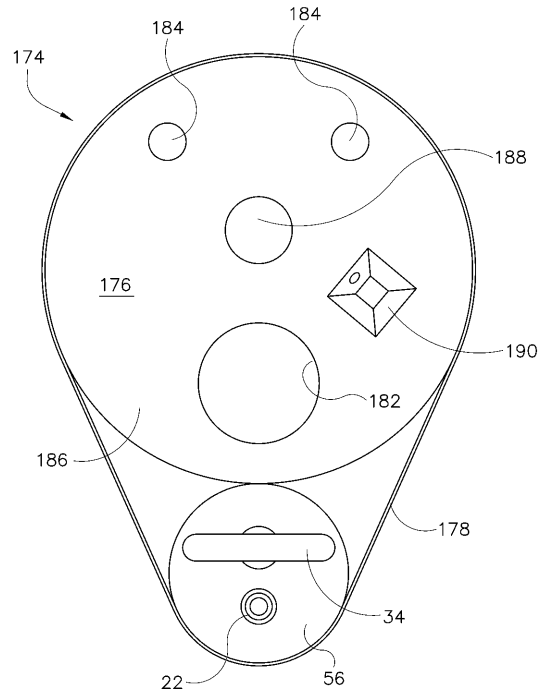
【 図 3 0 】



【 図 3 1 】



【 図 3 2 】



フロントページの続き

(74)代理人 100101133

弁理士 濱田 初音

(72)発明者 ゲイリー・エル・ロング

アメリカ合衆国、4 5 2 2 7 オハイオ州、シンシナティ、プレザント・ストリート 3 7 2 2

Fターム(参考) 4C060 EE22 JJ12 KK03 KK06 KK16 KK20 KK43

【外国語明細書】

2006136726000001.pdf

专利名称(译)	组织切除装置		
公开(公告)号	JP2006136726A	公开(公告)日	2006-06-01
申请号	JP2005325186	申请日	2005-11-09
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
[标]发明人	ゲイリーエルロング		
发明人	ゲイリー・エル・ロング		
IPC分类号	A61B17/32 A61B18/00 A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/14 A61B18/1477 A61B2017/00269 A61B2018/1407		
FI分类号	A61B17/32.330 A61B17/36.330 A61B17/39 A61B17/22.528 A61B17/32.510 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/EE22 4C060/JJ12 4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK16 4C060/KK20 4C060/KK43 4C160/EE22 4C160/JJ12 4C160/JJ43 4C160/JJ44 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK17 4C160/KK20 4C160/KK39 4C160/KK47 4C160/KK57 4C160/KK58 4C160/KL01 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/MM43 4C160/NN01		
优先权	10/986602 2004-11-10 US		
其他公开文献	JP5020497B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于治疗患者的医疗设备。能量158可以通过使能量158通过位于针头22与消融环34之间的患者146的目标组织148传播而被破坏。在生长部分148的剥落期间，注射针22和剥落环34可具有相反的极性。针头22和剥离环34的极性可以随时间变化。在消融期间，内层150的健康相邻组织156基本上是完整的。这是因为能量传递集中在针22和消融环34之间，在消融环34中，患病组织148位于其中，但是不存在健康的相邻组织。消融期间，健康的基础组织152也基本上是完整的。将流体注入内腔144导致肌肉组织152与目标组织148间隔开并且能量传播以将针头22和探针56移动到患者146内的预定位置。。[选择图]图18

