

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5020497号
(P5020497)

(45) 発行日 平成24年9月5日 (2012.9.5)

(24) 登録日 平成24年6月22日 (2012.6.22)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 17/39

A 6 1 B 17/32 (2006.01)

A 6 1 B 17/32 3 3 0

A 6 1 B 18/00 (2006.01)

A 6 1 B 17/36 3 3 0

請求項の数 11 外国語出願 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2005-325186 (P2005-325186)
 (22) 出願日 平成17年11月9日 (2005.11.9)
 (65) 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)
 審査請求日 平成20年10月27日 (2008.10.27)
 (31) 優先権主張番号 10/986,602
 (32) 優先日 平成16年11月10日 (2004.11.10)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 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
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延
 (72) 発明者 ゲイリー・エル・ロング
 アメリカ合衆国、45227 オハイオ州、シンシナティ、プレザント・ストリート 3722

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 組織切除装置

(57) 【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し、前記剥離ループは、前記剥離ループの互いに対向する部分の間に延びる導電性メッシュを含む、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】

10

20

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 4】

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 5】

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 6】

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 7】

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 8】

請求項 7 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 9】

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。

【請求項 10】

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タ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、中心軸線を有する前記注入針と、

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、

前記剥離ループは、前記剥離ループの互いに対向する部分の間に延びる導電性メッシュを含む、医用装置

【請求項 11】

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ケーター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ケーター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ケーター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、

を有し、前記剥離ループは、前記剥離ループの互いに対向する部分の間に延びる導電性メッシュを含む、医用装置。

10

【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。

20

【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。

30

40

【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、表面を有していて、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】

50

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。

【0006】

10

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後に残る。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。

【0007】

管内組織の比較的多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、場合によっては多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】

20

〔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。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。

30

【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タ端部を備えている。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、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。

40

【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

50

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。

【 0 0 1 1 】

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。

【 0 0 1 2 】

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タ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タ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タ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。

【 0 0 1 3 】

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タ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。

【 0 0 1 4 】

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。
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。

【 0 0 1 5 】

〔 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、アプリケーションタ端部 14 まで延びる細長いプローブ 12 を有している。アプリケーションタ要素 16 が、プローブのアプリケーションタ端部 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。

【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）。

【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 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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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 の使用中、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。

【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 52, 54 内に摺動自在に設けられている。この実施形態では、針 22 及び剥離ループ 34 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 22 及び剥離ループ 34 を、針及び剥離ループがプローブ 56 内に引っ込められた収納位置で示している。図 8 は、針 22 及び剥離ループ 34 を、針及び剥離ループがプローブ 56 のアプリケーションタ端部 58 のフェース 60 を越えて延びる展開位置で示している。針 22 は、プローブのアプリケーションタ端部 58 のフェース 60 と角度 θ をなしてプローブ 56 から延び出ている。図 8 は、約 90° の角度 θ 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 22 は、約 60°～約 90° の角度 θ をなしてプローブから出てもよい。針 22 及び剥離ループ 34 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、これらについてこれ以上詳細には説明しない。

【0022】

図 9 は、本発明の医用装置 70 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、アプリケーションタ要素 72 は、プローブ 78 のアプリケーションタ端部 76 に取り付けられた切断ループ 74 を有している。一実施形態では、切断ループ 74 の直径 80 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 82 は、約 10 ミリメートル～約 30 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 74 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。アプリケーションタ要素 72 を、図 10 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要素端部 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。

【 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要素端部 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、リテーナ 1 0 2 の露出長さ 1 1 2 は、約 1 0 ミリメートル~約 3 0 ミリメートルであり、その本体厚さ 1 1 4 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 1 0 8 の深さ 1 1 6 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 1 0 8 を設けないで、リテーナ 1 0 2 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 1 0 2 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ブ 1 0 6 、針 2 2 、剥離ループ 3 4 及び切断ループ 7 4 は、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、これ以上詳細には説明しない。

【 0 0 2 4 】

図 1 3 は、内視鏡 1 2 2 を含む本発明の医用装置 1 2 0 の実施形態を示している。図 1 3 は、一形式の内視鏡 1 2 2 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 1 2 2 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 1 2 2 は、細長い主本体 1 2 4 及びこの本体 1 2 4 から作業端部 1 2 8 まで延びる細長い管状部分 1 2 6（例えば、フレキシブルシャフト）を有する。内視鏡 1 2 2 は、主本体 1 2 4 に設けられた入口オリフィス 1 3 2 のところで始まり、シャフト 1 2 6 の末端 1 3 6 のところに設けられた末端ポート 1 3 4 のところで終端す

10

20

30

40

50

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、プローブ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ブ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一なので、これ以上詳細には説明しない。

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

通するようにする。ユーザは又、剥離ループ 3 4 を展開してループ 3 4 が内視鏡 1 2 2 のポート 1 3 4 を貫通するようにする。ユーザは、針 2 2 を展開するのと同時に、その前に又はその後に剥離ループ 3 4 を展開することができる。次に、ユーザは、針 2 2 が異常増殖部 1 4 8 に隣接して患者 1 4 6 に接触するようにし、そして管腔 1 4 4 の内層又は粘膜層 1 5 0 の下に前進させる。一実施形態では、針 2 2 を図 1 6 に示すように内層 1 5 0 と内層 1 5 0 の下に位置する筋層 1 5 2 との間の位置に押しやるのが好ましい。針 2 2 を内層 1 5 0 の下に押しやった後、流体 1 5 4 を針 2 2 を通して管腔 1 4 4 内に注入し、それにより異常増殖部 1 4 8 に隣接した内層 1 5 0 が図 1 7 に示すように筋層 1 5 2 から遠ざかるようにする。次に、ユーザは、針 2 2 と剥離ループ 3 4 に同時に通電し、それによりエネルギー 1 5 8 が図 1 8 に示すように、針 2 2 と剥離ループ 3 4 との間に位置する患者 1 4 6 の標的組織 1 4 8 を通っ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 1 4 8 の剥離中、注入針 2 2 と剥離ループ 3 4 は、互いに逆の極性を備えるのがよい。さらに、針 2 2 と剥離ループ 3 4 の極性は、経時的に変化するのがよい。

10

【 0 0 2 9 】

剥離中、内層 1 5 0 の健全な隣接組織 1 5 6 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 1 4 8 が位置するが、健全な隣接の組織は存在しない針 2 2 と剥離ループ 3 4 との間に集中するからである。健全な下に位置する組織 1 5 2 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 1 4 4 内に注入することにより、筋組織 1 5 2 が標的組織 1 4 8 から間隔を空けられ、エネルギー伝達が、針 2 2 と剥離ループ 3 4 との間に集中するからである。剥離後、ユーザは、図 1 9 に示すように針 2 2 を患者 1 4 6 から抜去するのがよい。手技後短期間で、破壊された組織 1 6 0 は、脱落し（即ち、通常の消化過程により）、健全な粘膜組織 1 5 0 は、その場所で成長する。切断ループ 7 4 を更に有する装置の実施形態では、破壊された組織 1 6 0 を剥離後切除することができる。切断ループ 7 4 及びリテーナ 1 0 2 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 7 4 により患者からの切断後、リテーナ 1 0 2 で捕捉して保持することができる。

20

【 0 0 3 0 】

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 1 4 8 は破壊されるが、内層 1 5 0 の健全な下に位置する筋組織 1 5 2 及び隣接の粘膜組織 1 5 6 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、エネルギー源 3 0 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 1 2 2 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。

30

【 0 0 3 1 】

図 2 0 は、内視鏡 1 2 2 を含む本発明の医用装置 1 7 0 の実施形態を示している。使用にあたり、ユーザは、針 2 2、剥離ループ 3 4、切断ループ 7 4 及びリテーナ 1 0 2 を有する細長いプローブ 1 0 6 を内視鏡 1 2 2 の作業チャンネル 1 3 0 内に位置決めする。注入針 2 2 及び剥離ループ 3 4 をエネルギー源 3 0 に連結し、注入針 2 2 を更に流体源 3 2 に連結する。内視鏡 1 2 2、プローブ 1 0 6、針 2 2、切断ループ 7 4、リテーナ 1 0 2、剥離ループ 3 4 及びエネルギー源 3 0 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 2 1 は、内視鏡 1 2 2 の作業チャンネル 1 3 0 内に摺動自在に設けられたプローブ 1 0 6 及び患者 1 4 6 の管腔 1 4 4 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 1 2 2 及びプローブ 1 0 6 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 1 4 8 に隣接した所定の場所まで移動させる。

40

【 0 0 3 2 】

医用装置 1 7 0 は上述したようにいったん位置決めすると、ユーザは、針 2 2 を展開して針が内視鏡 1 2 2 の作業端部 1 2 8 のところの作業チャンネル 1 3 0 のポート 1 3 4 を貫通するようにする。ユーザは又、切断ループ 7 4 を展開して切断ループ 7 4 が内視鏡 1 2

50

2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の上方に離隔させることにより、隣接した健全な組織156及び下に位置する健全な組織152に悪影響を及ぼさないので、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のかかる位置決めの例を示している。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を上記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を上記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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 3 5 】

図 3 1 は、内視鏡 1 7 4 を含む本発明の医用装置 1 7 2 の実施形態を示している。この実施形態では、プローブ 5 6 は、内視鏡 1 7 4 のシャフト 1 7 6 の外部に連結されている。図 3 1 及び図 3 2 は、内視鏡 1 7 4 に連結された本発明の第 2 の実施形態のプローブ 5 6 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 1 7 4 は、可撓性スリーブ 1 7 8 によりプローブ 5 6 に連結されるが、プローブ 5 6 を他の仕方で内視鏡 1 7 4 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 1 7 8 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 5 6 を剛性管により内視鏡 1 7 4 のシャフト 1 7 6 に連結してもよい。一実施形態では、プローブ 5 6 は、滑らかな外面 1 8 0 を有することが好ましい。プローブ 5 6 を内視鏡 1 7 4 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 1 8 2（図 3 2 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。

10

【 0 0 3 6 】

図 3 2 に示すように、内視鏡 1 7 4 は、観察領域（図示せず）内のシャフトの作業端部 1 8 6 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 1 8 4 を有するのがよい。内視鏡 1 7 4 は、物体を観察する観察光学系 1 8 8 及び光学系を洗浄する洗浄タブ 1 9 0 を更に有するのがよい。医用装置 1 7 2 及びその使用法は、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。

20

【 0 0 3 7 】

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。

【 0 0 3 8 】

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。

30

【 0 0 3 9 】

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。

【 0 0 4 0 】

〔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、

40

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、

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、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。

10

(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。

20

(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。

30

【0042】

(11) 前記実施態様(10)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。

(12) 前記実施態様(11)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。

(13) 患者に治療手技を施す医用装置であって、

40

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

50

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。

(14) 前記実施態様(13)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。

(15) 前記実施態様(14)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。

10

【0043】

(16) 前記実施態様(13)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。

(17) 前記実施態様(16)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。

(18) 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、

20

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。

(19) 前記実施態様(18)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荷が経時的に変化するように加える、方法。

30

(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、

40

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、

50

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。

(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。

【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。

【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。

【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。

10

【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。

20

【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

22 注入針

24, 36 中心軸線

30 エネルギー源

32 流体源

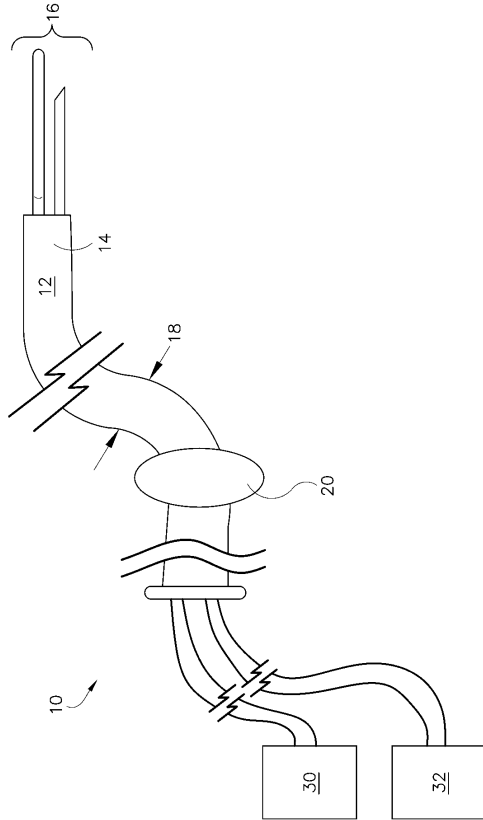
34 剥離ループ

48 メッシュ

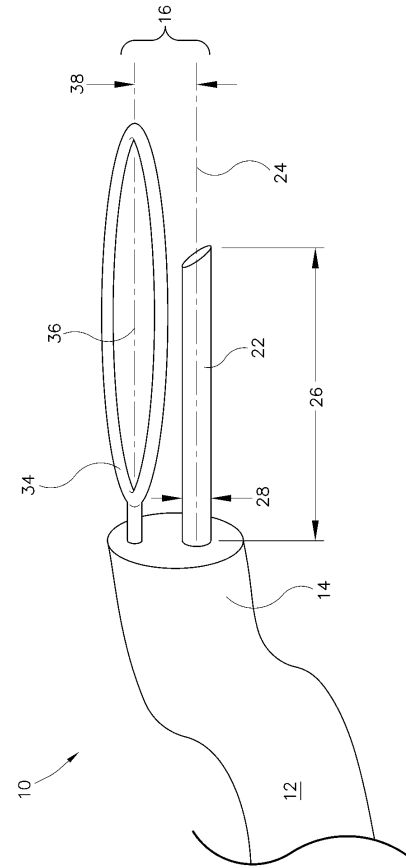
52, 54 チャンネル

30

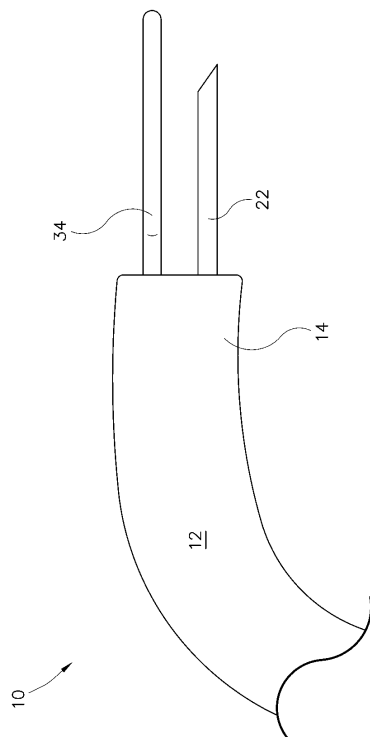
【図 1】



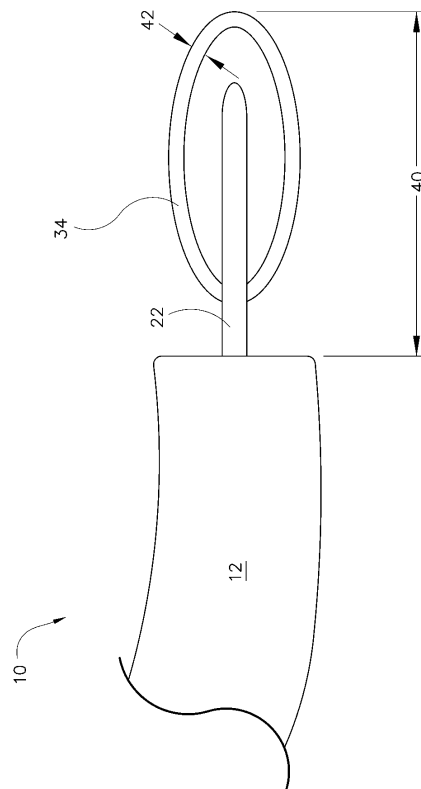
【図 2】



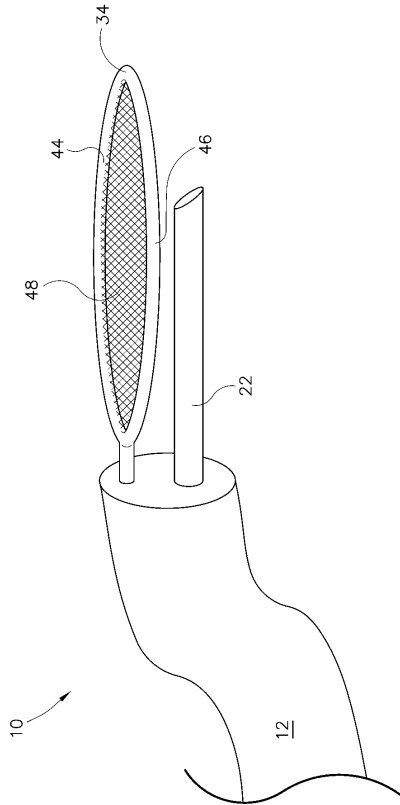
【図 3】



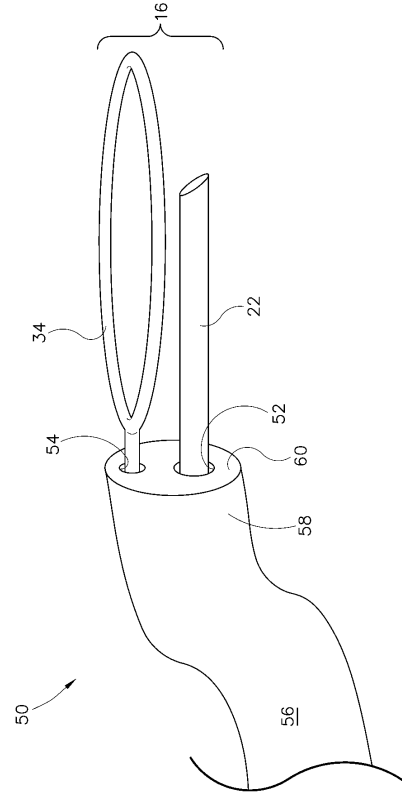
【図 4】



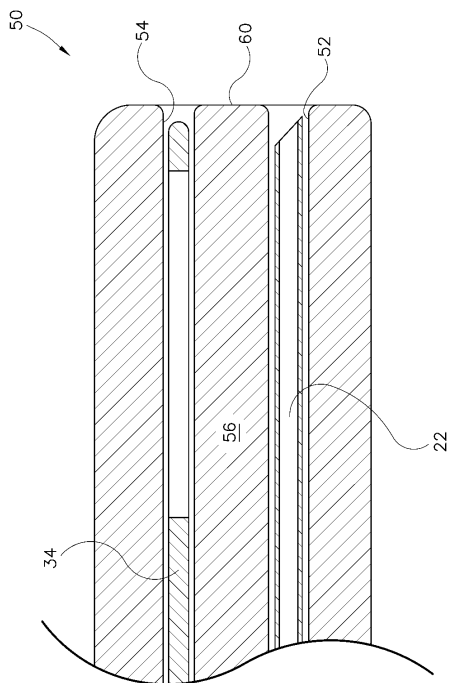
【図 5】



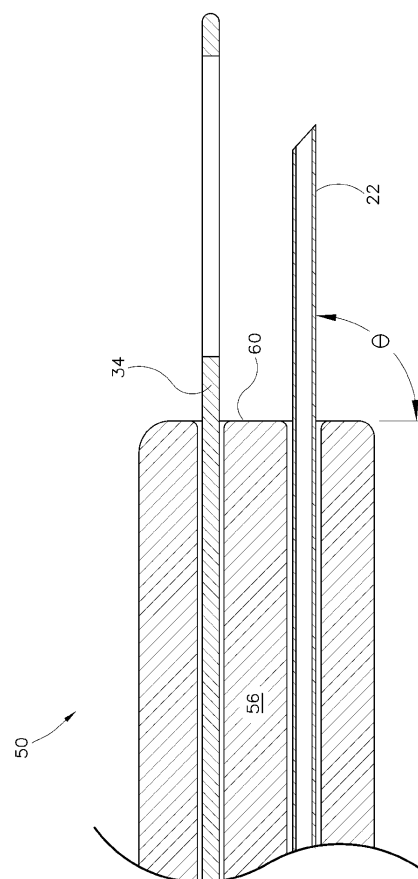
【図 6】



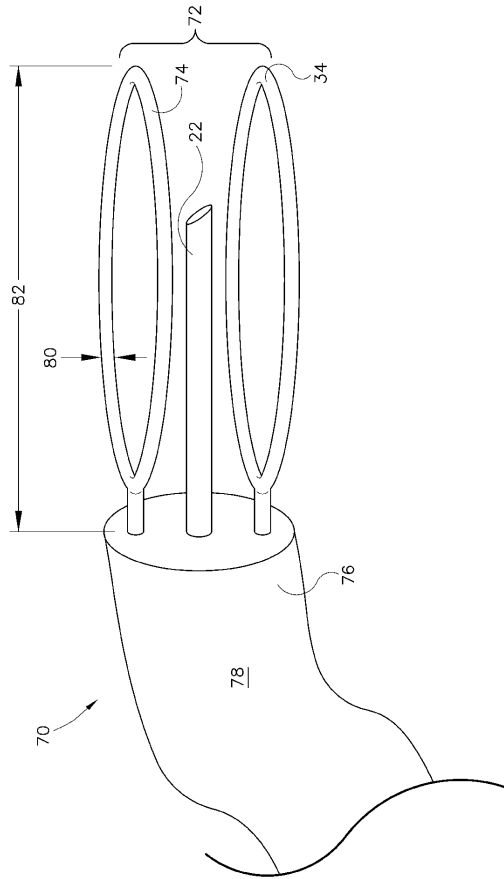
【図 7】



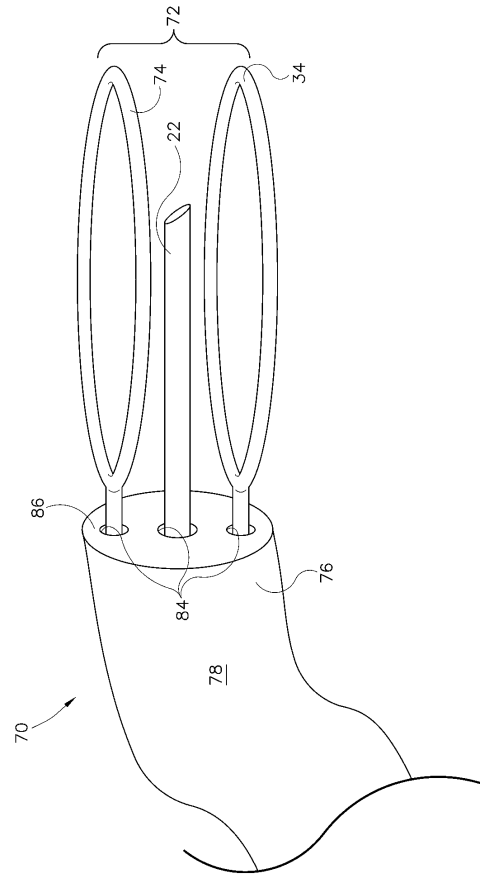
【図 8】



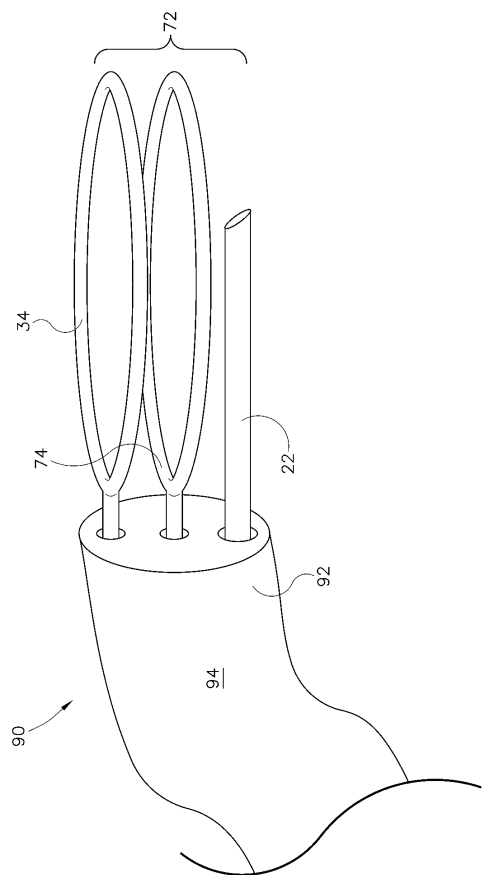
【図 9】



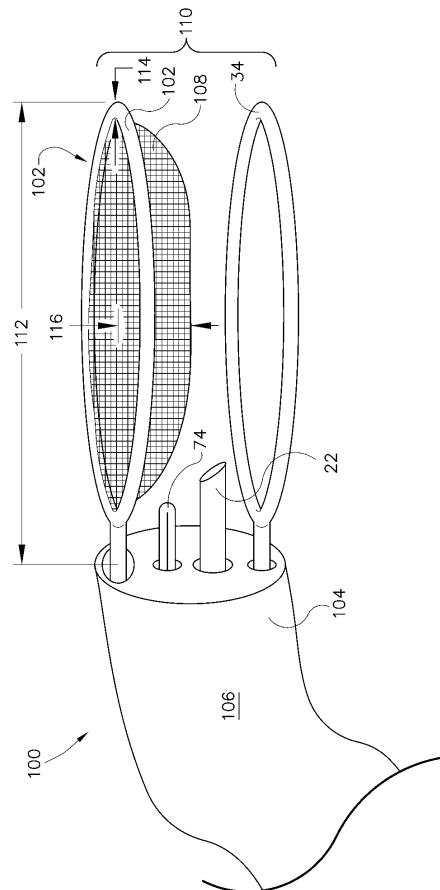
【図 10】



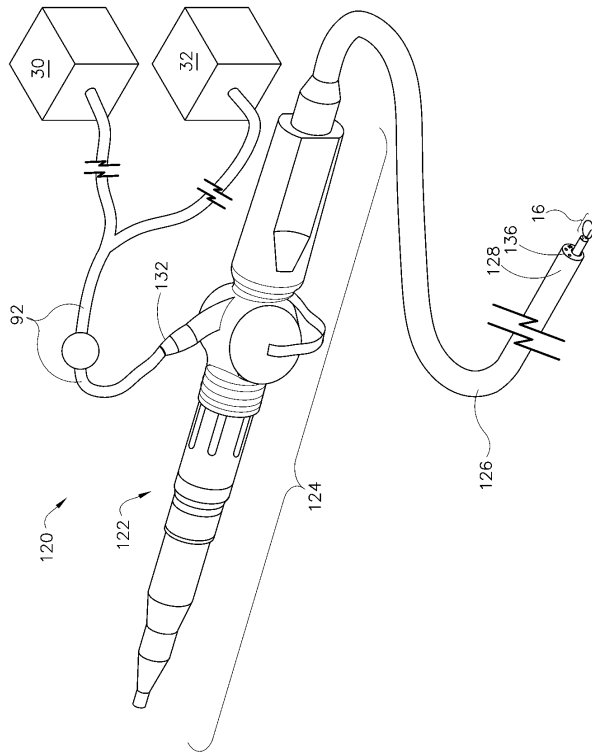
【図 11】



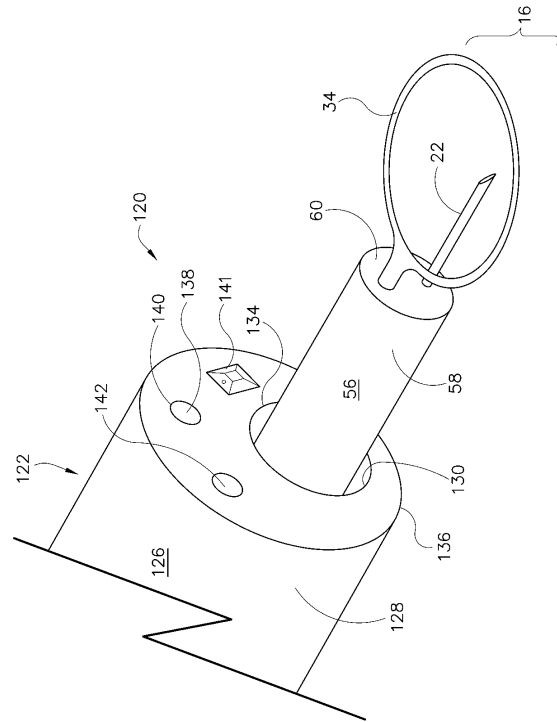
【図 12】



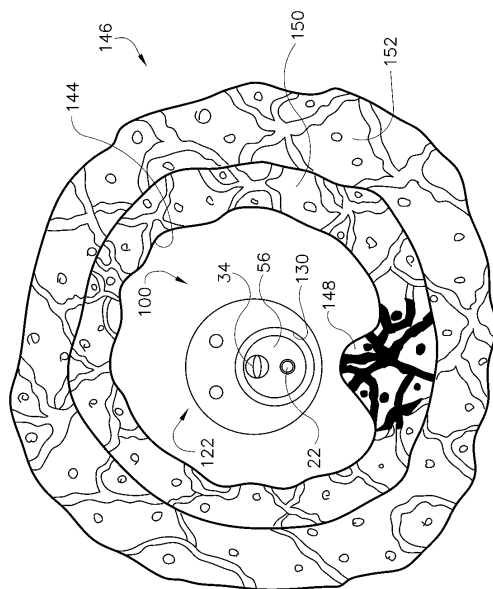
【図 13】



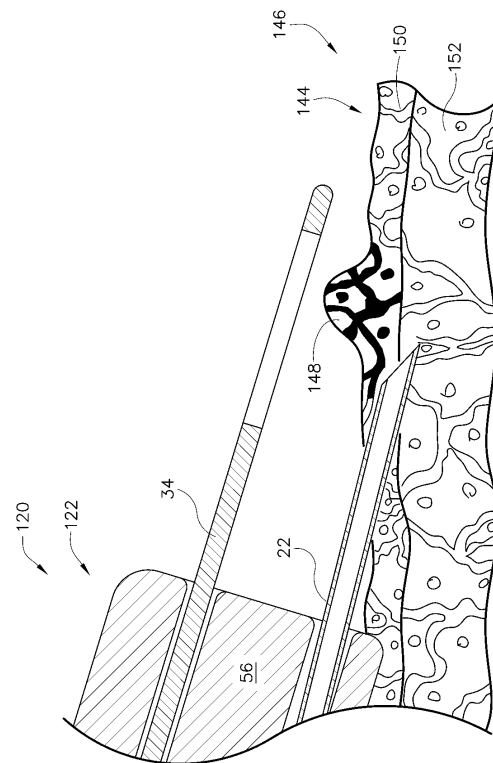
【図 14】



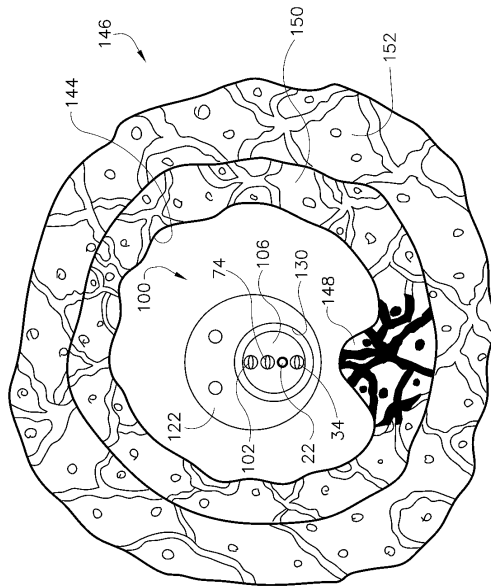
【図 15】



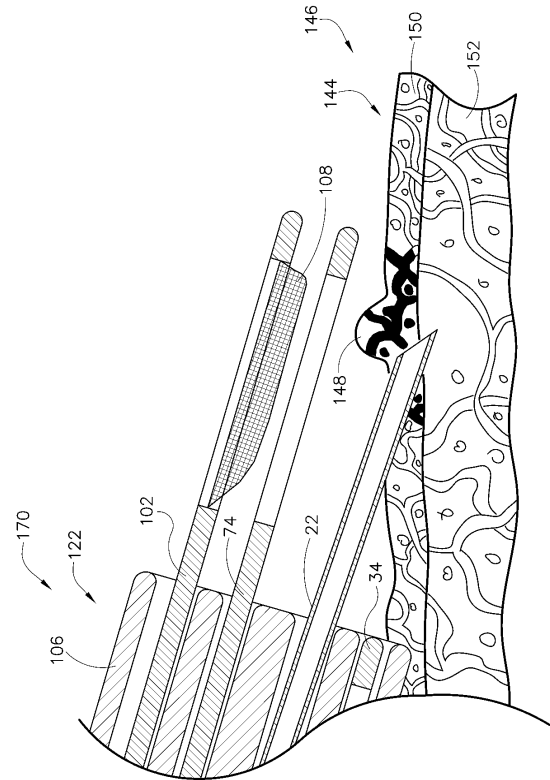
【図 16】



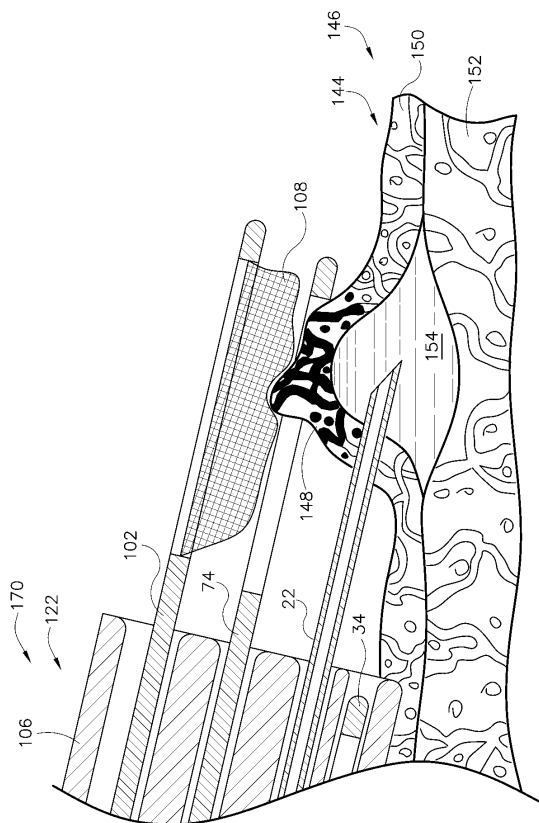
【図 2 1】



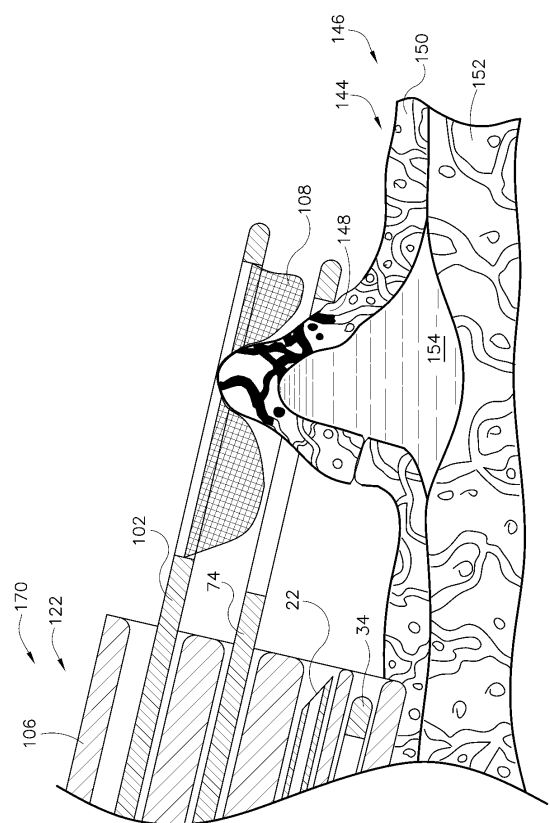
【図 2 2】



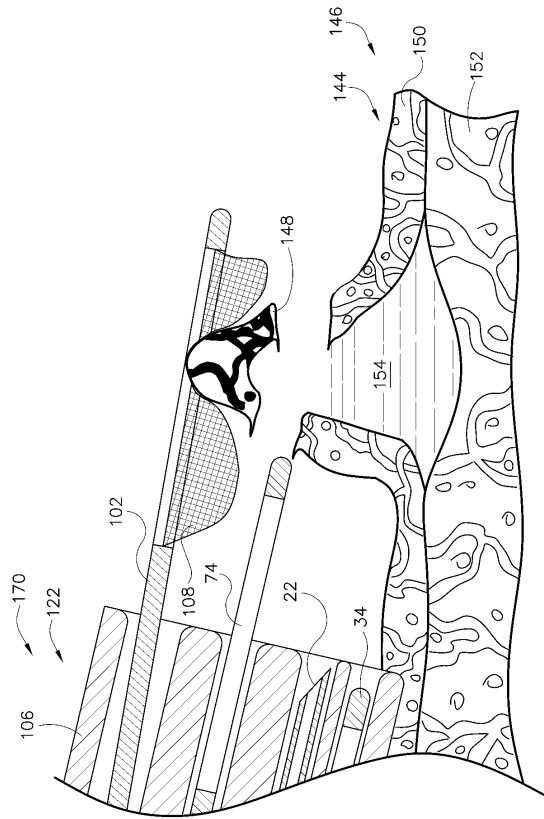
【図 2 3】



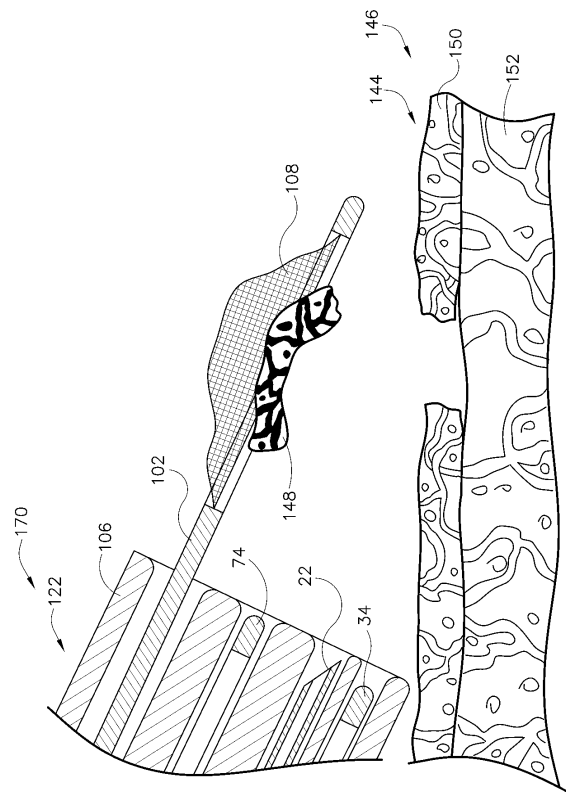
【図 2 4】



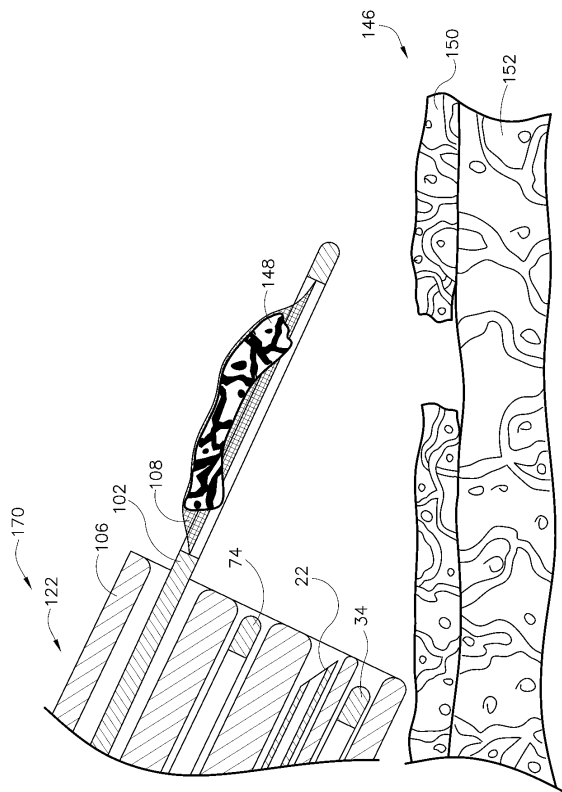
【図 25】



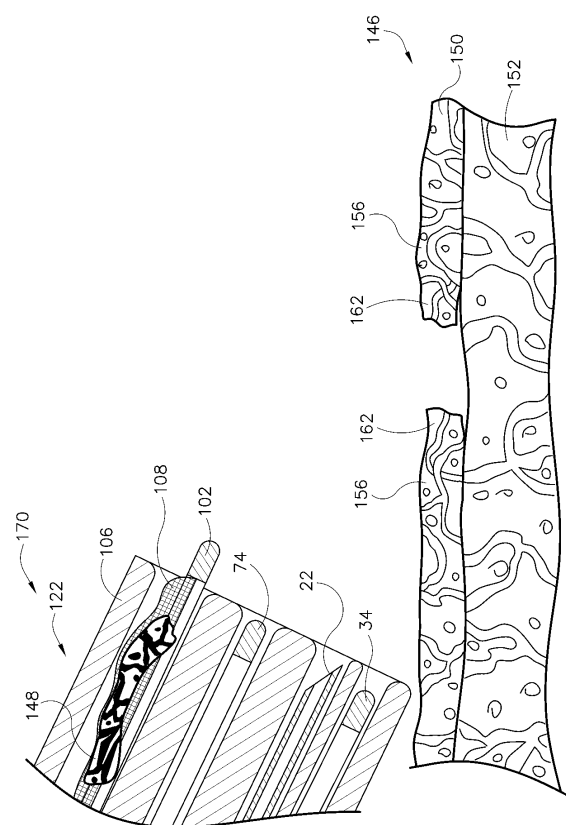
【図 26】



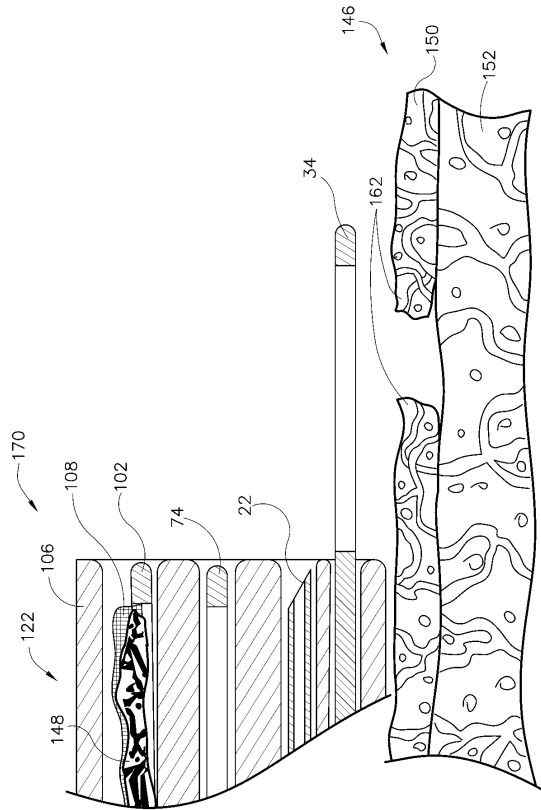
【図 27】



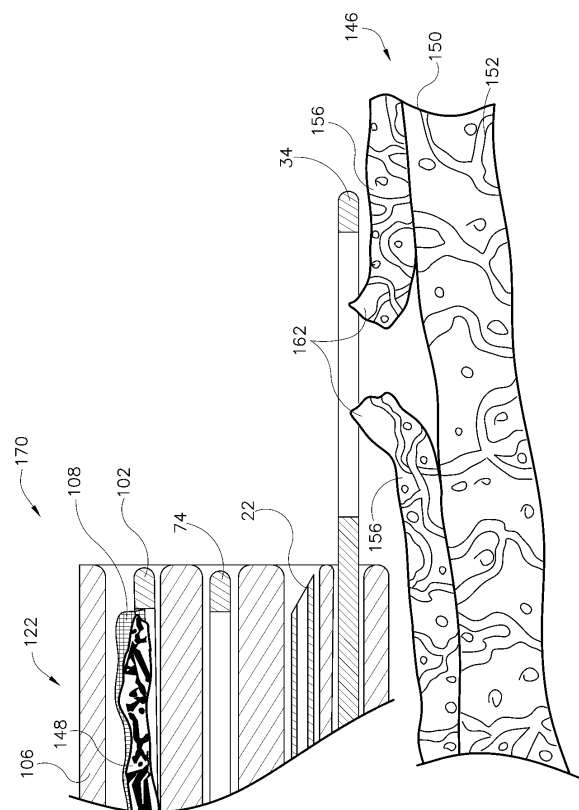
【図 28】



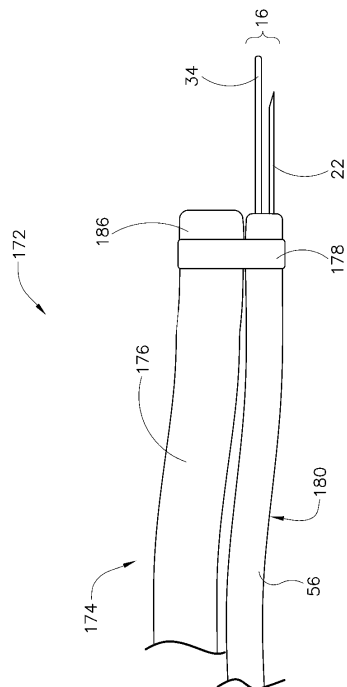
【図 29】



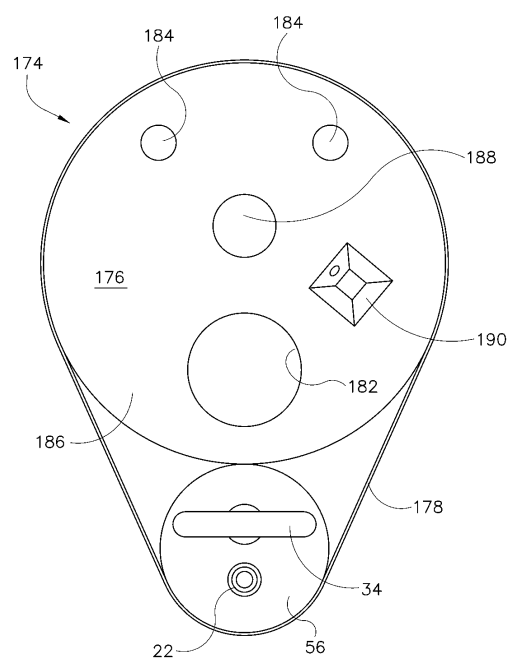
【図 30】



【図 31】



【図 32】



フロントページの続き

審査官 菅家 裕輔

- (56)参考文献 特開平09-173348(JP,A)
特表平11-503631(JP,A)
特開2000-126192(JP,A)
特開平10-099342(JP,A)
特開平11-047154(JP,A)
特表2002-503510(JP,A)
米国特許第5336227(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	18/00	-	18/14
A61B	17/00	-	17/32

专利名称(译)	组织切除装置		
公开(公告)号	JP5020497B2	公开(公告)日	2012-09-05
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		
当前申请(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	A61B18/12 A61B17/32 A61B18/00		
CPC分类号	A61B18/14 A61B18/1477 A61B2017/00269 A61B2018/1407		
FI分类号	A61B17/39 A61B17/32.330 A61B17/36.330 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		
审查员(译)	菅谷佑介		
优先权	10/986602 2004-11-10 US		
其他公开文献	JP2006136726A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 要解决的问题：提供治疗患者的医疗设备。摘要：能量158可以通过传播通过位于针22和剥离环34之间的患者146的目标组织148而被破坏。在剥离增殖部分148期间，注射针22和剥离环34应具有相反的极性。针22和剥离环34的极性应随时间改变。在剥离期间，内层150的健康相邻组织156基本上没有被刮擦。能量转移集中在针22和释放环34之间，其中患病组织148位于其中，但不存在健康的相邻组织。在消融期间，健康的下层组织152也基本上没有受伤。由于通过将流体注入内腔144，肌肉组织152与目标组织148间隔开，并且能量传播使针22和探针56移动到患者146体内的预定位置。。 .The 18

图 1

