

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4282869号
(P4282869)

(45) 発行日 平成21年6月24日 (2009. 6. 24)

(24) 登録日 平成21年3月27日 (2009. 3. 27)

(51) Int. Cl.

F 1

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 3 2 0

請求項の数 12 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2000-95657 (P2000-95657)
 (22) 出願日 平成12年3月30日 (2000. 3. 30)
 (65) 公開番号 特開2000-308644 (P2000-308644A)
 (43) 公開日 平成12年11月7日 (2000. 11. 7)
 審査請求日 平成19年3月29日 (2007. 3. 29)
 (31) 優先権主張番号 282710
 (32) 優先日 平成11年3月31日 (1999. 3. 31)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

前置審査

(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 スコット・ディー・ワンプラー
 アメリカ合衆国、45069 オハイオ州、ウェストチェスター、ドックサイド・ウェイ 9349

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 高周波および超音波組合せ式外科手術装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

エネルギー供給型外科手術装置において、

(a) ハウジングと、

(b) 前記ハウジングの中に配置されて超音波エネルギーを発生する、音響組立体であって、当該音響組立体が、導電性で前記ハウジングから延出している導波管を含み、当該導波管が、固体コアを有する、音響組立体と、

前記導波管に連結されたフロントマウント部であって、前記音響組立体を前記ハウジングから吊り下げて振動を絶縁するための、弾性取付リングを有する、フロントマウント部と、

(c) 前記導波管に動作可能に連結されて当該導波管に高周波エネルギーを伝達する、導電性素子と、

(d) 前記音響組立体の遠位端部に配置されて超音波エネルギーまたは高周波エネルギーを当該遠位端部に伝達する、エンドイフェクタと、を具備しており、

前記エンドイフェクタが、湾曲した部材を有する湾曲したエンドイフェクタであり、当該湾曲した部材が、当該湾曲した部材の遠位端部に少なくとも1個の埋め込み表面部、および当該埋め込み表面部から近位側に湾曲して延びる少なくとも1個の凝固表面部、を有し、前記少なくとも1個の凝固表面部が、前記湾曲した部材の前記湾曲部分の外面上に配置されている、外科手術装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の外科手術装置において、
電氣的信号を発生する発生器組立体、を含み、
当該電氣的信号が、前記音響組立体により超音波エネルギーに変換可能である、外科手術装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の外科手術装置において、
前記発生器組立体が、高周波エネルギーを発生する、外科手術装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の外科手術装置において、
前記発生器組立体が、高周波エネルギー、および超音波電氣的信号を同時に発生する、
外科手術装置。 10

【請求項 5】

請求項 4 に記載の外科手術装置において、
前記発生器組立体を作動させるために当該発生器組立体に取り付け可能な制御部材、を
有する、外科手術装置。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の外科手術装置において、
前記制御部材が、足踏み式に作動される、外科手術装置。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の外科手術装置において、
前記ハウジング上に取り付けられて前記発生器組立体から前記エンドイフェクタに供給
可能なエネルギーの種類を選択するためのスイッチ、を含み、
当該スイッチが、
(a) 超音波エネルギーに対応する第 1 の位置、
(b) 高周波エネルギーに対応する第 2 の位置、ならびに、
(c) 高周波エネルギーおよび超音波エネルギーの組み合わせに対応する第 3 の位置、
から移動可能である、外科手術装置。 20

【請求項 8】

請求項 1 に記載の外科手術装置において、
前記フロントマウント部に動作可能に連結されたフロントベル部、を含み、
当該フロントベル部および当該フロントマウント部は、当該フロントベル部と当該フロ
ントマウント部との間で前記導電性素子を動作可能に捕らえる、外科手術装置。 30

【請求項 9】

請求項 8 に記載の外科手術装置において、
前記フロントベル部に動作可能に連結されたトランスデューサスタック、を含み、
当該トランスデューサスタックが、電氣的信号を受信すると前記エンドイフェクタに超
音波エネルギーを発生して伝達する、外科手術装置。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の外科手術装置において、
前記フロントベル部に動作可能に連結された端部ベル部、を含み、
当該端部ベル部および当該フロントベル部が、前記トランスデューサスタックを動作可
能に拘束している、外科手術装置。 40

【請求項 11】

請求項 9 に記載の外科手術装置において、
前記発生器組立体から前記トランスデューサスタックに電氣的信号を伝達するための電
力配管、を含む、外科手術装置。

【請求項 12】

請求項 1 に記載の外科手術装置において、
前記導波管に高周波エネルギーを伝達する前記導電性素子が、前記音響組立体における
活性要素である、外科手術装置。 50

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、一般に、エネルギー供給型の外科手術装置に関し、特に、プロテーゼを使用し超音波エネルギーおよび高周波エネルギーの両方を適用する単径ヘルニアのような組織患部を治療するための新規かつ有用な高周波および超音波組合せ式外科手術装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

外科手術分野において、例えばPROLENE(商標)メッシュ(ニュージャージー州、ソマービルのEthicon社により製造販売されている)を使用する単径ヘルニアのような組織患部を治療する方法が確立されている。一般に、このメッシュは所望の大きさに切り取られて単径ヘルニア上に配置される。さらに、切り取ったメッシュを患部上に配置した後に、このメッシュは幾つかの既知の取り付け手段により周囲の単径組織に取り付けられる。

【0003】

メッシュの配置後は、患者の下腹部における内臓が患部から突出しないように患部上の障壁として作用するのがこのメッシュの重要な役割である。従って、このメッシュを単径組織に固定するのに使用される取り付け手段は引張および剪断方向の両方において数ポンドの力の初期的な強度を有することが必要である。さらに、自然な接着作用によりメッシュが十分に組織に係留されることが確実になるように数日間メッシュがその配置状態に保たれることが重要である。

【0004】

このメッシュを組織に取り付けるための一般的な方法の一つとして縫合線および針の使用による方法が挙げられる。この手法における縫合技法は、容易に予想されるように、極めて高い熟練度を必要とし、特に最小の侵襲性手術または腹腔鏡手術の場合には、経験を積んだ医者により行われるのが通常である。しかしながら、この腹腔鏡式縫合技法を会得するのは極めて難しく、医者がこの技法を使いこなすのに多くの時間を要する場合が多い。

【0005】

縫合技法に係る試みと共に、多の固定技法が開発されている。すなわち、ENDOSCOPIC MULTI-FIRE STAPLER(商標)のような外科手術ステープラの使用が現在において一般的になっている。米国特許第5,470,010号(Rothfuss他)は廃棄可能な内視鏡式ステープラを開示しており、このステープラはメッシュを組織に適正に固定するために配置したメッシュの手術の場所に多数のステープラを配置するために使用される。この内視鏡式ステープラは外科医が使用するのに効率的で容易であるが、この種の処理においてこの装置を使用する場合の費用が問題となっている。

【0006】

そこで、この廃棄可能なマルチプルファイアステープラに伴う費用を軽減するために、一部の医者は米国特許第5,246,156号(Rothfuss他)に開示されるような再使用可能な「シングルショット型(single shot)」ステープラを好んで使用している。この方法は使用者にかかるコストを軽減でき、この種のステープラを使用する場合の処理時間は上記の廃棄可能なマルチプルファイアステープラよりも多くかかる。

【0007】

さらに、ヘルニアを治療するために単径組織にメッシュを固定する外科手術ステープラの使用の他に、別の種類のファスナが開発されている。このようなファスナの一例が米国特許第5,258,000号(Gianturco)に開示されるような螺旋状ファスナである。この種のファスナはPCT国際公開第WO 96/03925号(Bolduc他)にも開示されている。しかしながら、これらのファスナは使用が容易で処理時間を軽減するが、費用の問題が依然として残る。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

現在において、組織患部を治療するための既知の装置または取付手段が内視鏡式ステープ

10

20

30

40

50

ラ、ファスナまたは単純な針および縫合線のような機械的な装置であることを認識することが重要である。すなわち、現状では、上記のような組織治療を行なえるエネルギー供給型装置またはエネルギー供給型の方法が全く知られていない。

【 0 0 0 9 】

【課題を解決するための手段】

そこで、本発明は新規なエネルギー供給型の外科手術装置を提供する。この外科手術装置はハウジングおよび超音波エネルギーを発生するための音響組立体を有している。さらに、この音響組立体はハウジングから延出する導電性の導波管を備えており、この導波管は固体コアを有している。導電性の要素が高周波エネルギーを導波管に伝達するために当該導波管に動作可能に連結されている。さらに、エンドイフェクタ（端部効果器）が音響組

10

立体の先端部に配置されていて、超音波エネルギーまたは高周波エネルギーを当該先端部に伝達する。

【 0 0 1 0 】

本発明の新規な超音波および高周波外科手術装置により、組織患部上にプロテーゼを取り付けるための顕著に改善された方法が提供できる。すなわち、外科医はプロテーゼおよび当該プロテーゼを埋め込むための周囲組織に対してまず超音波エネルギーを供給し、次に高周波エネルギーを供給してプロテーゼをその場所に溶着する。この結果、外科医は組織にプロテーゼを取り付けるための時間を削減した方法を得ることができる。特に、この組織治療が単径ヘルニアのような組織患部上にパッチ（布片）を取り付けることである場合に、この時間削減が顕著である。なお、本発明において好ましいプロテーゼはメッシュパ

20

【 0 0 1 1 】

本発明の特に目的とするところは、単径ヘルニアのような組織患部を治療するために単径床部にプロテーゼパッチを取り付ける等の組織にプロテーゼを取り付けるのに特に適するエンドイフェクタを提供することである。特に、このようなエンドイフェクタはエネルギーを供給することによりプロテーゼメッシュパッチを組織に取り付けるのに適している。さらに、本発明の目的は、組織を乳化して乳化した組織の中にプロテーゼメッシュパッチを押し込むことのできる先端側埋め込み表面部を有するエンドイフェクタを提供することである。本発明の別の目的は、プロテーゼを組織に取り付けるために乳化した組織を迅速に凝固するための凝固表面部を提供することである。

30

【 0 0 1 2 】

本発明による３種類のエンドイフェクタの実施形態を開示する。まず、本発明による第１のエンドイフェクタの実施形態は先端部に埋め込み表面部を有する円錐台形状のエンドイフェクタを備えている。さらに、この円錐台形状の部分の周りに外周凝固表面部が配置されていて、埋め込み表面部に対して傾斜している。

【 0 0 1 3 】

第２の実施形態は湾曲した部材と少なくとも１個の先端側埋め込み表面部を有する湾曲形状のエンドイフェクタである。凝固表面部がこの湾曲部材の湾曲面に沿って延在していて、最も好ましい実施形態においては、この凝固表面部が湾曲部材の外側湾曲面上にある。

【 0 0 1 4 】

さらに、本発明によるエンドイフェクタの第３の実施形態は円筒形の軸部を有する傾斜面状のエンドイフェクタにより構成されている。埋め込み表面部は円筒形の軸部の先端部に配置されており、傾斜した凝固表面部が埋め込み表面部よりも先端側に延在している。この傾斜した凝固表面部は円筒形の軸部の長手軸から傾斜して埋め込み表面部から外側に延出している。

40

【 0 0 1 5 】

本発明によるプロテーゼの３種類の実施形態の全てにおいて、外科医に組織を乳化するための埋め込み表面部と組織を凝固するための凝固表面部が提供される。これらの表面部によって、外科医はプロテーゼを組織に迅速に取り付けることができ、手術室において要する時間を削減できる。

50

【 0 0 1 6 】

本発明のさらに別の目的は、音響組立体により超音波エネルギーに変換可能な電気的信号、高周波エネルギー、および高周波エネルギーと超音波電気信号との組合せを発生するための発生器組立体を提供することである。

【 0 0 1 7 】

本発明のさらに別の目的は、上記の発生器組立体からエンドイフェクタに供給可能なエネルギーの種類を選択するためにハウジングに取り付けられるスイッチを提供することである。このスイッチは超音波エネルギーに対応する第 1 の位置から、高周波エネルギーに対応する第 2 の位置、および高周波エネルギーと超音波エネルギーとの組合せに対応する第 3 の位置に移動可能である。

10

【 0 0 1 8 】

本発明を特徴づける種々の新規性の部分が特に特許請求の範囲により定められ開示の一部を形成している。本発明およびその動作上の利点およびその使用により達成される特定の目的をさらに理解するために、以下、本発明の好ましい実施形態を添付図面に基いて詳細に説明する。

【 0 0 1 9 】

【 発明の実施の形態 】

本発明の新規な特徴を特許請求の範囲に記載する一方で、本発明の構成および動作に関する説明、ならびに、その目的および利点を添付図面に基いて以下に詳細に説明する。

【 0 0 2 0 】

20

本発明は人間の患者における組織患部の治療のための新規なエネルギー供給型外科手術装置に関し、特に、本発明は単径ヘルニアの治療用プロテーゼと組み合わせて使用する改善された超音波エネルギーおよび R F エネルギー供給型外科手術装置に関する。

【 0 0 2 1 】

例示的な目的で、本発明を図示し単径ヘルニアの治療について説明する。しかしながら、本発明は組織における患部の治療を必要とする種々の別の外科処理にも適用できると理解するべきである。

【 0 0 2 2 】

解剖学的構造

図 1 において、本発明の典型的な用途の一例は単径床部のような単径組織 4 0 における単径ヘルニアのような患部 4 5 の治療である。本発明の有用性を具体的に説明するために、人間の患者の左単径部の傷つきやすい解剖学的構造が示されている。

30

【 0 0 2 3 】

一般に、単径ヘルニア 4 5 は腸骨筋 2 0 を通して接近できる。当業者により理解できるように、極端に傷つきやすい導管および神経の網状組織が典型的な単径ヘルニア患部 4 5 の領域内に存在していて、このことにより医者はヘルニア治療を行なうのに多大な経験と注意を必要とする。

【 0 0 2 4 】

例えば、横腹腱膜 2 4 において、深単径輪部 2 6 を介して胃管 3 0 および精管 3 3 が単径靱帯 2 8 の端部上に延出している。さらに、大腿管 3 4 がクーパー靱帯 (Cooper's ligament) 2 2 の近くにあって外部腸骨管 3 6 および下部上胃管 3 8 を収容している。

40

【 0 0 2 5 】

多くの場合において、単径靱帯 2 8 およびクーパー靱帯 2 2 の端部は上述したような外科手術ファスナを支持するための解剖構造学的な目標および支持構造として作用する。また、外部腸骨管 3 6 および精管 3 3 を収容する領域は一般に医者により「運命の三角形 (the Triangle of Doom)」として知られている。従って、医者はこの領域を切開、縫合またはステーブル処理する場合にこれらの導管を傷つけないように最大の注意を払うことが必要である。

【 0 0 2 6 】

装置

50

この装置は単径床部内の単径ヘルニアのような組織患部４５を治療するための新規な外科手術方法において使用される。特に、この新規な外科手術方法において用いられる装置は組織治療用のプロテーゼであり、圧力およびエネルギーを加えることにより組織にプロテーゼを取り付けるための本発明のエネルギー供給型外科手術装置である。

【００２７】

図２は単径ヘルニア患部４５の治療用のプロテーゼすなわちメッシュパッチ５５を示している図である。このメッシュパッチ５５は任意の所望の形態、構造および材料により構成できる。しかしながら、このパッチ５５はＰＲＯＬＥＮＥ（商標）（繊維により形成された既知のポリマー）により形成されているのが好ましく、メッシュの形態に形成されているのが好ましい。なお、胃管３０や精管３３に適合するサイドスロット５７を作成する等の処理はＰＲＯＬＥＮＥ（商標）パッチ５５が容易に切り取れるために、医者にとってこのメッシュパッチを使用することは簡単容易な処理である。

10

【００２８】

図示のように、パッチ５５は、このパッチを施さない場合に患部４５から内臓（図示せず）が突出して患者に多大な痛みと不快感を与えることになる腹部の内臓に対して十分な障壁部を形成するように配備できる。

【００２９】

メッシュパッチ５５は新規な２段階の方法により単径床部４０に取り付け可能である。まず、以下エネルギー装置１００（図１９および図２０）と称するエネルギー供給型外科手術装置によりパッチ５５に対して圧力およびエネルギーの第１の供給を行なうことによりパッチ５５を周囲組織内に埋め込む。次に、同一の場所にエネルギーの第２の供給を行なって組織をメッシュパッチ５５に溶着する。すなわち、メッシュパッチ５５および周囲組織への最初のエネルギー供給によって周囲組織が液化または乳化して、圧力によりメッシュパッチが乳化した組織内に押し込まれ、または、埋め込まれる。次に、第１のエネルギー供給よりも高い強度の第２のエネルギー供給によって、乳化した組織を凝固してメッシュパッチおよび周囲組織に溶着する。このことにより、パッチ５５を患部４５の周囲組織に対して保持するための十分な強度の溶着部が形成できる。なお、本明細書における用語の「エネルギー」は高周波（ＲＦ）電気、超音波（音響／機械的）エネルギーまたはこれらの組合せを供給することを言う。さらに、用語の「圧力」は任意の形態の器具または物体により当該器具または物体の接触面の断面積当たりのパッチ５５に対して加えられる力を言う。

20

30

【００３０】

従って、パッチ５５および周囲組織に対するエネルギーと圧力の二重の供給によって、これらが互いに接着してプロテーゼパッチ５５が組織に対して溶着または係留される。この方法は、パッチ５５が患部４５の領域におけるたいていの構造に取り付け可能であるために、パッチ５５の配備形態を容易に選択可能にしている。すなわち、医者はメッシュパッチ５５のメッシュを通して見ることができ、傷つきやすい解剖学的構造を損傷することなく溶着部を意図的に選定できる。加えて、凝固した組織は経時的に人間の結合組織に置換されていく。

【００３１】

40

図１９および図２０は圧力とエネルギーの二重の供給によりパッチ５５を組織に固定するための本発明によるエネルギー供給型外科手術装置１００の実施形態を示している図である。この本発明によるエネルギー装置１００は圧力と超音波エネルギーを供給することができ、一部の実施形態においては、高周波（ＲＦ）エネルギーも供給できる。

【００３２】

本発明のエネルギー装置１００は発生器組立体１４０およびハンドピース組立体１５０を備えている。さらに、ハンドピース組立体１５０は超音波エネルギーを発生するための音響組立体１７０を備えている。一方、本発明の発生器組立体１４０は単極ＲＦエネルギーおよび音響組立体１７０により超音波エネルギーに変換される電氣的信号の両方を発生する。この電氣的信号は発生器組立体１４０の制御システムにより決定された一定の振幅、

50

周波数および位相で生成され、当該電氣的信号は発生器 140 から電力配管 158 により音響組立体 170 に伝達される。後に詳述するように、この電氣的信号は音響組立体 170 内の圧電素子により機械的な動作（共鳴周波数において）に変換される。すなわち、音響組立体 170 はこの機械的な動作により生じる超音波エネルギーの高周波縦波により一定の周波数および振幅で振動する。この音響組立体 170 は超音波エネルギーの伝達用の導波管 181 を備えている。さらに、音響組立体 170 の導波管 181 の先端部に配置される円錐台形状のエンドイフェクタ 200 が患者の組織に接触した時に圧力と超音波エネルギーを供給する。この超音波エネルギーの組織に対する伝達効果はエンドイフェクタ 200 の振動振幅、使用者により加えられる力の大きさ、エンドイフェクタの形状、およびエネルギー供給の持続時間によって異なる。また、高周波エネルギーの組織に対する伝達効果は接触力（適当な電氣的接続を確実にするための）、およびエネルギー供給の持続時間により異なる。

10

【0033】

この超音波エネルギーはハンドピース組立体 150 の長手軸に対してエンドイフェクタ 200 を基端側および先端側に振動させる。この円錐台形状のエンドイフェクタ 200 は、図 15 乃至図 18 および図 19 に最良に示すように、その長手軸に垂直な、先端側の平面状の埋め込み表面部 211 と、当該エンドイフェクタ 200 の円錐形状部分の外周に配置された凝固表面部 212 を有している。埋め込み表面部 211 が組織に接触すると、エンドイフェクタ 200 の埋め込み表面部 211 の移動または出入動作によって組織の機械的な引裂き、空洞化、細胞破壊、および乳化が生じる。このようにして、埋め込み表面部 211 からの超音波の供給によって組織が乳化または液化される。この結果、乳化した組織がペースト状の物質になり、細胞構造内における空洞化気泡の形成により分裂または乳化した細胞により形成される。エンドイフェクタ 200 における振動する埋め込み表面部 211 がメッシュパッチ 55 のような目的物を押圧して組織に接触させると、このメッシュがエンドイフェクタ 200 と共に振動して当該エンドイフェクタ 200 の埋め込み表面部 211 の延長部分として効果的に作用する。これにより、振動するメッシュパッチ 55 はその直下および近傍にある組織を乳化し、圧力を加えることにより当該メッシュを乳化した組織内に埋め込むことができる。

20

【0034】

次に、超音波エンドイフェクタ 200 の凝固表面部 212 を組織に接触させることにより第 2 の効果が得られる。すなわち、エンドイフェクタ 200 の迅速な移動によりブレード裏側の凝固表面部 212 が擦られて組織が押圧されることにより、細胞内に摩擦または熱エネルギーが生じる。この熱エネルギーは組織を変性または凝固するのに十分な大きさである。それゆえ、超音波エンドイフェクタ 200 の凝固表面部 212 が乳化した状態の組織に接触すると、この乳化した組織が凝固または組織溶着する。

30

【0035】

図 20 に示すように、発生器組立体 140 は、好ましくはケーブルまたはコードにより当該発生器 140 に着脱自在に連結する足踏式制御部 142 を有しており、当該足踏式制御部 142 は、一実施形態において、発生器組立体 140 を駆動してエネルギーをハンドピース組立体 150 に供給するように作用する。さらに、トグルスイッチ 163 がハンドピース上に配置されており（図 19）、第 1 の実施形態において、例えば発生器 140 が高周波エネルギーのような 1 種類のエネルギー生成から超音波エネルギーまたは高周波エネルギーと超音波エネルギーとの組合せを選択するように駆動するのではなく切り替えるために使用される。このトグルスイッチは超音波エネルギーに対応する第 1 の位置、高周波エネルギーに対応する第 2 の位置、および超音波エネルギーおよび高周波エネルギーの組合せに対応する第 3 の位置を有している。また、別の実施形態においては、このトグルスイッチ 163 はエネルギーの種類を選択しかつ発生器組立体 140 を駆動して、足踏式制御部 142 をバイパス動作することができる。

40

【0036】

動作時において、発生器組立体 140 は電氣的エネルギーを電氣的信号の形態で音響組立

50

体 170 に供給する。発生器組立体 140 はこの電氣的信号の周波数を調節して音響組立体 170 の共鳴周波数に整合するための位相ロックス制御システムを有している。さらに、発生器組立体 140 は一定の電流レベルを維持してエンドイフェクタ 200 の先端部における一定の振動振幅または移動を維持するための第 2 のフィードバックループを有している。それゆえ、この第 2 のフィードバックループはエンドイフェクタが組織に接触している時または負荷がかけられている時に一定の移動を維持する。この結果、音響組立体 170 に供給される電氣的信号が、好ましくは 20 kHz 乃至 250 kHz、さらに好ましくは 54 kHz 乃至 56 kHz の周波数領域においてエンドイフェクタ 200 を振動させる。

【0037】

パッド 141 が発生器組立体 140 の最も右側のコネクタに接続していて、単極の高周波信号供給用の帰還接地経路を形成している。すなわち、このパッド 141 は患者の下に置かれて帰還接地経路を形成して、導電性のペーストまたはゲルで被覆して患者との電氣的接続を高めることができる。正極 RF リード線 165 (図 19) が導電性材料により形成された導波管 181 を介して発生器組立体 140 を音響組立体 170 およびエンドイフェクタ 200 に動作可能に接続している。エンドイフェクタ 200 が患者と接触している時に、発生器組立体 140 は起動して、高周波回路が完成して高周波エネルギーが患者に供給される。RF リード線 165 は電力配管 158 の中に配置される多くのリード線の内の 1 本である。この電力配管 158 は発生器組立体 140 の最も左側のコネクタに接続されていて、配管 155 に連結している。このエアライン 155 はハンドピース組立体 150 の先端部に取り付けられていて、多数個の通路を内部に備える柔軟なエンジニアリングプラスチックにより形成されており、この特定の実施形態においては、シリコン押出成形により形成されている。エアライン 155 内の 1 個の通路には電力配管 158 がハンドピース組立体 150 まで担持されている。さらに、エアライン 155 内の 2 個の別の通路は、ハンドピース組立体 150 を冷却するために発生器組立体 140 内の冷却ポンプからの空気の通路用の空気導管と、加温された冷却空気を大気中に排気するために発生器に帰還させる空気導管を形成している。

【0038】

図 19 におけるハンドピース組立体 150 の断面に示されるように、エアライン 155 はハンドピース組立体 150 のハウジング 151 の基端部に取り付けられている。さらに、供給空気通路 157 および帰還空気通路 156 が冷却用にハンドピース組立体 150 に配置されている。また、電力配管 158 がエアライン 155 の中央に配置されていて、多数の電線またはリード線が電力配管 158 から右側に延出している。図示のように、多数のスイッチリード線 164 の先端部がトグルスイッチ 163 に接続している。また、これらのスイッチリード線 164 の各基端部は発生器組立体 140 に接続していて、発生器組立体 140 を切り替えてエネルギー生成の種類を変更するための信号を伝達する。さらに、正極リード線 161 および接地リード線 162 が電力配管 158 から延出していて、音響組立体 170 のトランスデューサスタック 175 に電氣的に連結している。これらの正極リード線 161 および接地リード線 162 は電氣的信号を発生器組立体 140 からトランスデューサスタック 175 に伝達し、このトランスデューサスタック 175 においてこれらの電氣的信号は機械的動作 (共鳴周波数において) および超音波エネルギーに変換される。また、RF リード線 165 は発生器型音響組立体およびエンドイフェクタ 200 に高周波エネルギーを伝達するための導電性素子 166 により音響組立体 170 に電氣的に接続されている。これらのリード線は非導電性の絶縁リング部材 152 によって囲まれている。

【0039】

音響組立体 170 は一般に超音波エネルギーを発生するためのトランスデューサスタック 175 と、フロントベル 178 および超音波エネルギーをトランスデューサスタック 175 から伝送するためのフロントマウント 179 を備えている。導波管 181 はこのフロントマウント 179 に動作可能に連結していて超音波エネルギーを組織に伝達するためのエ

10

20

30

40

50

ンドイフェクタ 200 に超音波エネルギーを伝達する。フロントマウント 179 はハンドピース組立体 150 から音響組立体 170 を吊るして振動を絶縁するための好ましくはシリコンにより形成した柔軟性取付リング部材 180 を有している。音響組立体 170 は上述したように所定の振動周波数で動作し、これを実行するためには、当該振動周波数の所定システム波長の $1/2$ の整数に上記各構成要素の長さを音響的に調整することが好ましい。トランスデューサスタック 175 を除いて、音響組立体 170 の各構成要素は一般にチタン合金（すなわち Ti - 6 Al - 4 V）またはアルミニウム合金のような超音波エネルギーを伝搬する固体コア材により形成されている。なお、この場合に、音響組立体 170 におけるこれらの構成要素（トランスデューサスタック 175 以外）に用いられる材料が導電性であることが重要である。

10

【0040】

音響組立体 170 におけるトランスデューサ組立体 175 は発生器組立体 140 からの電氣的信号を機械的動作および超音波エネルギーに変換する。図 19 に示すように、トランスデューサ組立体 175 は「ランゲピンスタック（Langevin stack）」として知られており、導電性コンタクトワッシャ 177 の交互の積重ねまたは重ね合せとこれらの間の環状の圧電素子 176 とによって形成されている。コンタクトワッシャ 177 は電力ケーブル 158 から延出する正極リード線 161 および接地リード線 162 に交互に電氣的に連結していて、各コンタクトワッシャ 177 が反対の電極のコンタクトワッシャ 177 にそれぞれ続いている構成になっている。

【0041】

20

圧電変換作用は周知の物理的作用であり、電氣的エネルギーの供給形態の変更または圧縮時の電気エネルギーの発生のいずれかを行なう特定種類の材料における特性である。圧電素子 176 はジルコン酸鉛、チタン酸鉛またはセラミック結晶材のような「圧電変換作用」を呈する任意の適当な材料により形成できる。これらの圧電素子 176 はプレロードボルト 172 により基端部ベル 171 および先端側フロントベル 178 の間に圧縮されて動作可能に保持されている。従って、発生器組立体 140 から電氣的信号が圧電素子 176 に供給されると、これらの圧電素子 176 に力が加わって迅速な一連の膨張および収縮動作が生じる。さらに、このような迅速な膨張および収縮動作によって、超音波エネルギーの一連の機械的パルスまたは高周波縦波が音響組立体 170 からエンドイフェクタ 225 に送られる。このトランスデューサスタック 175 の動作は熱を発生するので、供給空気

30

【0042】

先端側フロントベル 178 は内部ネジ接続部材によりフロントマウント 179 に動作可能に連結していて、本発明の導電性素子 166 がこれらの間に圧縮されている。この導電性素子 166 はネジ接続部材を中に延在させるための通路用のクリアランス穴を有するワッシャ形状をしており、チタン合金やアルミニウム合金のような導電性で振動伝達性の材料により形成されている。この導電性素子 166 は音響組立体 170 における活性要素であり、高周波電気エネルギーを発生器組立体 140 から音響組立体 170 の各導電性要素に伝達するための導管として作用する。この高周波エネルギー伝達素子 166 はワッシャであるが、この RF リード線 166 の音響組立体 170 への取り付けには多数の異なる方法があることは当業者により理解できることである。

40

【0043】

音響組立体 170 は取付リング部材 180 によりハンドピース組立体 150 の中に弾性的に吊り下げられて拘束されており、このリング部材 180 はハウジング 151 とリテナー 154 との間に保持されている。さらに、フロントマウント 179 および取付リング部材 180 は音響組立体 170 のハウジング 150 内における軸方向および回転方向の移動を概ね拘束している。ハウジング 150 はポリカーボネート、ポリアミド等の十分な剛性および強度を有するエンジニアリングプラスチックまたは熱可塑性樹脂により形成された中空の細長い外殻部材である。このハウジング 150 は目的の機能を果たすことのできる単一の部材または多数の構成要素のいずれによっても形成できる。また、ハウジング 15

50

0 はエアライン 1 5 5 およびシール 1 5 3 を中に受容するためにその基端部において開口している。さらに、トグルスイッチ 1 6 3 がハウジング 1 5 0 の上部に延在している。また、先端部において、フロントハウジング 1 5 1 a がハウジング 1 5 1 にネジにより接続している。さらに、このフロントハウジング 1 5 1 a に取り付けられたチューブ 1 8 5 が先端側に延出している。このフロントハウジング 1 5 1 a を取り外してフロントマウント 1 7 9 および導波管 1 8 1 を露出させることができる。

【 0 0 4 4 】

導波管 1 8 1 は音響組立体 1 7 0 における固体コアの超音波伝達素子であり、その基端部にネジ付きコネクタ（図示せず）を有して、その先端部からエンドイフェクタ 2 0 0 が延出している。この導波管 1 8 1 はアルミニウム合金やチタン合金のような電氣的にかつ振動的に伝達性の材料により形成されている。多数の弾性で環状の絶縁ブッシュ 1 8 2 が導波管 1 8 1 の長手方向に沿う各節部において離間して設けられていて、導波管 1 8 1 が振動によってフロントハウジング 1 5 1 a のチューブ 1 8 5 に接触しないようにしている。このように導波管 1 8 1 が構成されているので、音響組立体 1 7 0 による導波管 1 8 1（およびこれに取り付けられたエンドイフェクタ 2 0 0）の迅速な内部変更が可能になっている。それゆえ、オペレータはフロントハウジング 1 5 1 a を取り外して、ハンドピース組立体 1 5 0 に取り付けした導波管 1 8 1 を除去して、新しい導波管を異なるエンドイフェクタと共に備えて、フロントハウジング 1 5 1 a を再び取り付けることにより、簡単に異なるエンドイフェクタをエネルギー装置 1 0 0 に備えることができる。

【 0 0 4 5 】

図 4 乃至図 9 にパッチ 5 5 を組織患部に取り付けるためのエンドイフェクタの第 2 の実施形態を示す。すなわち、湾曲形状のエンドイフェクタ 2 1 5 が湾曲部材 2 1 5 a を有して示されており、この部材 2 1 5 a は湾曲した外側表面部 2 1 6、湾曲した内側表面部 2 1 7、および先端表面部 2 1 8 を備えている。上記のエンドイフェクタ 2 0 0 の使用と同様に、先端表面部 2 1 8 は埋め込み表面部として作用し、湾曲した外側表面部 2 1 6 は凝固表面部として作用する。この実施形態におけるエンドイフェクタ 2 1 5 は超音波エネルギーまたは高周波エネルギーを組織に供給するために使用できる。すなわち、既に説明したように、埋め込み表面部 2 1 8 は、超音波エネルギーと共に使用される場合には、組織の機械的引裂き、空洞化および細胞破壊、および乳化（図 6 乃至図 7）を生じる。また、凝固表面部 2 1 6 が超音波または高周波エネルギーと共に使用される場合には、組織を凝固および乾燥させる。このエンドイフェクタ 2 1 5 の凝固表面部 2 1 6 は組織の凝固および乾燥に特に適している。超音波エネルギーと共に使用されると、この湾曲した外側表面部 2 1 6 は組織を凝固する熱エネルギーを供給する。この湾曲形状の部材 2 1 5 a は大面積の湾曲した外側表面部 2 1 6 を組織に接触させることができるので、大面積の組織の凝固に要する時間を削減できる（図 8 乃至図 9）。同様に、この湾曲した外側表面部 2 1 6 が高周波エネルギーと共に使用される場合も同一接触面積が有効に作用する。

【 0 0 4 6 】

さらに、図 1 0 乃至図 1 4 においてメッシュパッチ 5 5 を周囲組織に取り付けるためのエンドイフェクタの第 3 の実施形態を示す。この新規なエンドイフェクタは傾斜した表面を有するエンドイフェクタ 2 2 0 であり、円筒形軸部 2 2 2 および当該円筒形軸部 2 2 2 の長手軸に垂直な概ね円形の先端面すなわち埋め込み表面部 2 2 3 を有している。さらに、傾斜したベベル状の表面部すなわち凝固表面部 2 2 4 が埋め込み表面部 2 2 3 から基端側に延在している（図 1 0）。このベベル状の表面部 2 2 4 は凝固表面部であり、傾斜表面型エンドイフェクタ 2 2 0 の長手軸から傾斜していて、先端面または埋め込み表面部 2 2 3 から基端側方向に外側に傾斜している。湾曲状のエンドイフェクタ 2 1 5 の先端部 2 1 8 と同様に、この傾斜表面型エンドイフェクタ 2 2 0 の埋め込み表面部 2 2 3 は組織の乳化に特に適している（図 1 1 乃至図 1 2）。また、傾斜した凝固表面部 2 2 4 は広い平坦な組織接触部を備えており、ハンドピース組立体 1 5 0 をエンドイフェクタ 2 2 0 における組織表面（図 1 3 乃至図 1 4）に対して傾斜させることにより上述した溶着工程を行なうことができる。

【 0 0 4 7 】

方法

本発明は組織患部の治癒または治療を含む種々の外科処置に適用できるが、本発明による異なるエンドイフェクタを用いた３種類の方法を、人間の患者の左単径部における単径ヘルニア４５の治療について図１乃至図３、図５乃至図９および図１１乃至図１８に基いて説明する。

【 0 0 4 8 】

図１，図２および図３に示すように、組織患部４５を治療する場合に、外科医は注意して患部４５に接近して、注意深く解剖学的構造および目標部位ならびに単径床部４０、腱膜２４およびクーパー靱帯２２等のような患部４５を囲む組織を特定する。加えて、患部４５から何らかの内臓が延出している場合は、外科医は慎重にその内臓を患部４５に押し戻して腹腔の中にいれる。次に、外科医は患部４５を囲む組織上にプロテーゼまたはメッシュパッチ５５を配置する場所を決定する。このパッチ５５は標準的なPROLENE(商標)メッシュでよく、所定の部位に適合する大きさおよび形状に切り取られる。その後、図２に示すように、パッチ５５を標準的な鉗子や腹腔鏡処理の一部として内視鏡により治療を行なう場合の腹腔鏡把持装置のような器具５０(図２および図３)を用いて患部４５の周囲の組織上に配置する。この場合、サイドスロット部５７は脈管部３０および３３に対して安全かつ簡便に適應するために使用される。従って、胃管３０および精管３３はこのサイドスロット５７の中に配置されてメッシュパッチ５５の残部により囲まれる。

【 0 0 4 9 】

パッチ５５が患部４５上に配置されると、外科医は圧力およびエネルギーのパッチ５５および周囲組織すなわち単径床部に対する第１の供給を行なって装置１００の使用によりメッシュパッチ５５を埋め込む。好ましくは、この圧力およびエネルギーの第１の供給はエンドイフェクタ２００，２１５および２２０の埋め込み表面部２１１，２１８および２２３によってそれぞれ行われて、パッチ５５のメッシュの直下の組織または単径床部を乳化または液化する。さらに、エンドイフェクタ２００，２１５および２２０のそれぞれの埋め込み表面部２１１，２１８および２２３による押圧力によってパッチ５５が乳化された組織内に埋め込まれる。次に、外科医はエンドイフェクタ２００，２１５および２２０のそれぞれの凝固表面部２１２，２１６および２２４により第２のエネルギーの供給を行なって、埋め込まれたパッチ５５の周りの乳化した組織を凝固してパッチ５５を周囲組織に溶着する。この時、外科医が第２の供給の際に第１の供給と同一種のエネルギーを使用すると、このエネルギー強度を変える必要がある。すなわち、第２のエネルギー供給は第１のエネルギー供給よりも高いエネルギー強度で行なって凝固作用を確実にするのが望ましい。圧力は第２のエネルギー供給の間は特に限定しないが、エネルギーが乳化した組織に確実に伝達する程度のものにするべきである。さらに、パッチ５５および周囲組織上の好ましいメッシュ取り付け場所に対して圧力とエネルギーの供給を多数回にわたって行なうことにより患部４５上に確実にパッチ５５を係留することができる。従って、十分な障壁が患部４５に形成されて内臓が患部４５からはみ出ることが防止できる。

【 0 0 5 0 】

図４乃至図９は第２の実施形態の超音波式湾曲エンドイフェクタ２１５の使用方法を示している図である。図６に最良に示すように、外科医は湾曲状部材２１５aの先端部すなわち埋め込み表面部２１８により超音波エネルギー供給の直前にパッチ５５を単径床部４０に対して押し当てる。その後、外科医は圧力と超音波エネルギーを３ヶ所の別の好ましい取付位置にも供給する。この圧力およびエネルギーの供給によって各取付位置の下方の組織が乳化し、パッチ５５が乳化した組織９１の中に押し込まれて図示のような埋め込み領域９０が形成される。図７は埋め込み領域９０およびエンドイフェクタ２１５の湾曲状部材２１５aの側面図であり、エンドイフェクタ２１５がその埋め込み表面部２１８においてパッチ５５の下方の単径床部４０の組織を乳化している。その後、パッチ５５は埋め込み表面部２１８により乳化した組織９１の中に埋め込まれる。次に、図８に示すように、外科医はエネルギーおよび圧力の第２の供給を行なってメッシュパッチ５５を単径床部４

0に溶着する。このパッチ55を単径床部40に溶着する処理において、凝固領域95がエンドイフェクタ215により形成される。この溶着処理はエンドイフェクタ215の外側表面部216においてメッシュパッチ55を単径床部40に凝固または溶着できるエネルギーを供給しながら、湾曲状エンドイフェクタ215の凝固表面部216を上部左側の埋め込み領域90の乳化した組織91に接触させることにより完了する。この第2のエネルギー供給に要する圧力は低いがエンドイフェクタ215と組織との間の接触を維持してエネルギーが伝達できる程度の大きさが必要である。この第2のエネルギー供給は超音波エネルギー、高周波エネルギーまたは高周波エネルギーと超音波エネルギーとの組合せにより行なうことができる。図9は湾曲状エンドイフェクタ215および凝固領域95の側面図であり、外科医は凝固表面部216を用いて埋め込み領域90から凝固領域95を形成している。

10

【0051】

図10乃至図14はエンドイフェクタの第3の実施形態すなわち傾斜表面のエンドイフェクタ220(図10)の使用法を示している図である。図11に示すように、外科医は傾斜表面のエンドイフェクタ220の埋め込み表面部223を用いてパッチ55を超音波エネルギーの供給の前に単径床部40に押し当てる。その後、外科医は圧力および超音波エネルギーの第1の供給をおこなって埋め込み領域90を形成する。図12は埋め込み表面部223においてメッシュパッチ55および単径床部40に超音波エネルギーを供給することによって単径床部40の乳化した組織91内にパッチ55を埋め込む処理を示す側面図である。さらに、図13において、外科医は傾斜表面のエンドイフェクタ220の傾斜した凝固表面部224からエネルギーを供給して凝固領域または溶着部95を形成する。既に説明したように、この第2の工程は高周波エネルギー、超音波エネルギー、または高周波エネルギーと超音波エネルギーとの組合せにより行なうことができる。図14は傾斜した表面部224による乳化した組織の凝固処理を示す側面図である。

20

【0052】

さらに、図15乃至図18において円錐台形状のエンドイフェクタ225およびその使用方法が示されている。図15に示すように、外科医は埋め込み表面部211を用いてエネルギー供給して下層組織を乳化する前にメッシュ55を単径床部40に押し当てる。その後、外科医はこの乳化工程により埋め込み領域90を形成する。図16は第1のエネルギーおよび圧力の供給を行なってメッシュパッチ55が単径床部40に埋め込まれている埋め込み領域が形成された状態を示している図である。次に、図17に示すように、外科医は埋め込み領域90(図15)において組織を凝固させる。この場合、円錐台形状のエンドイフェクタ225は、第1のエネルギー供給の直前にその埋め込み表面部211によりメッシュパッチ55を単径床部に押し当てるように使用される。さらに、メッシュパッチ55を埋め込むための第1のエネルギー供給の後に、外科医は円錐台形状のエンドイフェクタを突き立ててその先端部の周りに回動してその外周の凝固表面部212を乳化した組織91に接触させてエンドイフェクタ215および220の場合と同様の方法で第2のエネルギー供給を行なう。図18は凝固領域95の1個の中の凝固組織96の側面図であり、パッチ55が単径床部40上に溶着された状態が示されている図である。この第2のエネルギー供給は、既に述べた2個のエンドイフェクタの場合と同様に、超音波エネルギー、高周波エネルギー、または高周波エネルギーと超音波エネルギーとの組合せとすることができる。

30

40

【0053】

以上、本発明の好ましい実施形態を図示し説明したが、当該技術分野における熟練者であればこれらの実施形態は例示のみの目的により説明されていることが明らかに理解できる。すなわち、多数の変形、変更ならびに置換が本発明を逸脱しない限りにおいて当該熟練者により行なうことが可能である。従って、本発明の趣旨およびその範囲は特許請求の範囲およびその実施態様によってのみ制限されるものと理解すべきである。

【0054】

本発明の実施態様は以下の通りである。

50

(A) (a)ハウジングと、

(b)前記ハウジングの中に配置されて超音波エネルギーを発生する音響組立体とから成り、当該音響組立体が導電性でハウジングから延出している導波管を備えており、当該導波管が固体コアを有しており、さらに、

(c)前記導波管に動作可能に連結されて当該導波管に高周波エネルギーを伝達する導電性素子と、

(d)前記音響組立体の先端部に配置されて超音波エネルギーまたは高周波エネルギーを当該先端部に伝達するエンドイフェクタとから成るエネルギー供給型外科手術装置。

(1)前記エンドイフェクタが湾曲形状の部材を有する湾曲形状のエンドイフェクタであり、当該湾曲形状の部材が先端に少なくとも 1 個の埋め込み表面部と、その湾曲部分に沿って少なくとも 1 個の凝固表面部を有している実施態様 (A) に記載の外科手術装置。

(2)前記少なくとも 1 個の凝固表面部が前記湾曲形状の部材の湾曲部分の外側に配置されている実施態様 (1) に記載の外科手術装置。

(3)電気的信号を発生する発生器組立体を備えていて、当該電気的信号が前記音響組立体により超音波エネルギーに変換可能である実施態様 (2) に記載の外科手術装置。

(4)前記発生器組立体が高周波エネルギーを発生する実施態様 (3) に記載の外科手術装置。

(5)前記発生器組立体が高周波エネルギーと超音波エネルギーの電気的信号を同時に発生する実施態様 (4) に記載の外科手術装置。

【 0 0 5 5 】

(6)前記発生器組立体を起動するために当該発生器に取り付け可能な制御部材を有する実施態様 (5) に記載の外科手術装置。

(7)前記制御部材が足踏み式に駆動される実施態様 (6) に記載の外科手術装置。

(8)前記ハウジング上に取り付けられて前記発生器組立体から前記エンドイフェクタに供給可能なエネルギーの種類を選択するためのスイッチを備えており、当該スイッチが、(a)超音波エネルギーに対応する第 1 の位置と、(b)高周波エネルギーに対応する第 2 の位置と、(c)高周波エネルギーおよび超音波エネルギーの組み合わせに対応する第 3 の位置に移動可能である実施態様 (7) に記載の外科手術装置。

(9)前記導波管に動作可能に連結されたフロントマウント部を備える実施態様 (A) に記載の外科手術装置。

(1 0)前記音響組立体が当該音響組立体を前記ハウジングから吊り下げて振動を絶縁するための弾性的取付リング部材を有している実施態様 (6) に記載の外科手術装置。

【 0 0 5 6 】

(1 1)前記音響組立体に動作可能に連結されたフロントベル部を備えており、当該フロントベル部と音響組立体との間に前記導電性素子が動作可能に備えられている実施態様 (7) に記載の外科手術装置。

(1 2)前記フロントベル部に動作可能に連結されたトランスデューサスタックを備えており、当該トランスデューサスタックが電気的信号を受信すると前記エンドイフェクタに超音波エネルギーを発生して伝達する実施態様 (8) に記載の外科手術装置。

(1 3)前記フロントベル部に動作可能に連結された端部ベル部を備えており、当該端部ベル部およびフロントベル部が前記トランスデューサスタックを動作可能に拘束している実施態様 (9) に記載の外科手術装置。

(1 4)前記発生器組立体から前記トランスデューサスタックに電気的信号を伝達するための電力配管を備えている実施態様 (1 0) に記載の外科手術装置。

(1 5)前記エンドイフェクタが円筒形状の軸部を有する傾斜した表面のエンドイフェクタであり、当該軸部がその先端部に埋め込み表面部と、当該埋め込み表面部から基端側に延在する傾斜した凝固表面部を有しており、当該傾斜した凝固表面部が前記円筒形状の軸部の長手軸に対して傾斜しており、さらに前記埋め込み表面部から外側に向って傾斜している実施態様 (A) に記載の外科手術装置。

【 0 0 5 7 】

(1 6) 電氣的信号を発生する発生器組立体を備えており、当該電氣的信号が前記音響組立体により超音波エネルギーに変換可能である実施態様 (1 5) に記載の外科手術装置。

(1 7) 前記発生器組立体が高周波エネルギーを発生する実施態様 (1 6) に記載の外科手術装置。

(1 8) 前記発生器組立体が高周波エネルギーと超音波エネルギーの電氣的信号を同時に発生する実施態様 (1 7) に記載の外科手術装置。

(1 9) 前記発生器組立体を起動するために当該発生器組立体に取り付け可能な制御部材を有する実施態様 (1 8) に記載の外科手術装置。

(2 0) 前記制御部材が足踏み式に駆動される実施態様 (1 9) に記載の外科手術装置。

10

【 0 0 5 8 】

(2 1) 前記ハウジング上に取り付けられて前記発生器組立体から前記エンドイフェクタに供給可能なエネルギーの種類を選択するためのスイッチを備えており、当該スイッチが、超音波エネルギーに対応する第 1 の位置と、高周波エネルギーに対応する第 2 の位置と、高周波エネルギーおよび超音波エネルギーの組み合わせに対応する第 3 の位置に移動可能である実施態様 (2 0) に記載の外科手術装置。

(2 2) 前記導波管に動作可能に連結されたフロントマウント部を備える実施態様 (2 1) に記載の外科手術装置。

(2 3) 前記音響組立体が当該音響組立体を前記ハウジングから吊り下げて振動を絶縁するための弾性的取付リング部材を有している実施態様 (2 2) に記載の外科手術装置。

20

(2 4) 前記音響組立体に動作可能に連結されたフロントベル部を備えており、当該フロントベル部と音響組立体との間に前記導電性素子が動作可能に備えられている実施態様 (2 3) に記載の外科手術装置。

(2 5) 前記フロントベル部に動作可能に連結されたトランスデューサスタックを備えており、当該トランスデューサスタックが電氣的信号を受信すると前記エンドイフェクタに超音波エネルギーを発生して伝達する実施態様 (2 4) に記載の外科手術装置。

【 0 0 5 9 】

(2 6) 前記フロントベル部に動作可能に連結された端部ベル部を備えており、当該端部ベル部およびフロントベル部が前記トランスデューサスタックを動作可能に拘束している実施態様 (2 5) に記載の外科手術装置。

30

(2 7) 前記発生器組立体から前記トランスデューサスタックに電氣的信号を伝達するための電力配管を備えている実施態様 (2 6) に記載の外科手術装置。

(2 8) 前記エンドイフェクタが円錐台形状の軸部を有する円錐台形状のエンドイフェクタであり、当該軸部が埋め込み表面部を形成しており、さらに、当該軸部がその埋め込み表面部から傾斜して離間する外周凝固表面部を有している 実施態様 (A) に記載の外科手術装置。

(2 9) 電氣的信号を発生する発生器組立体を備えており、当該電氣的信号が前記音響組立体により超音波エネルギーに変換可能である実施態様 (2 8) に記載の外科手術装置。

40

(3 0) 前記発生器組立体が高周波エネルギーを発生する実施態様 (2 9) に記載の外科手術装置。

【 0 0 6 0 】

(3 1) 前記発生器組立体が高周波エネルギーと超音波エネルギーの電氣的信号を同時に発生する実施態様 (3 0) に記載の外科手術装置。

(3 2) 前記発生器組立体を起動するために当該発生器組立体に取り付け可能な制御部材を有する実施態様 (3 1) に記載の外科手術装置。

(3 3) 前記制御部材が足踏み式に駆動される実施態様 (3 2) に記載の外科手術装置。

(3 4) 前記ハウジング上に取り付けられて前記発生器組立体から前記エンドイフェク

50

タに供給可能なエネルギーの種類を選択するためのスイッチを備えており、当該スイッチが、超音波エネルギーに対応する第1の位置と、高周波エネルギーに対応する第2の位置と、高周波エネルギーおよび超音波エネルギーの組み合わせに対応する第3の位置に移動可能である実施態様(33)に記載の外科手術装置。

(35)前記導波管に動作可能に連結されたフロントマウント部を備える実施態様(34)に記載の外科手術装置。

【0061】

(36)前記音響組立体が当該音響組立体を前記ハウジングから吊り下げて振動を絶縁するための弾性的取付リング部材を有している実施態様(35)に記載の外科手術装置。

(37)前記音響組立体に動作可能に連結されたフロントベル部を備えており、当該フロントベル部と音響組立体との間に前記導電性素子が動作可能に備えられている実施態様(36)に記載の外科手術装置。

(38)前記フロントベル部に動作可能に連結されたトランスデューサスタックを備えており、当該トランスデューサスタックが電気的信号を受信すると前記エンドイフェクタに超音波エネルギーを発生して伝達する実施態様(37)に記載の外科手術装置。

(39)前記フロントベル部に動作可能に連結された端部ベル部を備えており、当該端部ベル部およびフロントベル部が前記トランスデューサスタックを動作可能に拘束している実施態様(38)に記載の外科手術装置。

(40)前記発生器組立体から前記トランスデューサスタックに電気的信号を伝達するための電力配管を備えている実施態様(39)に記載の外科手術装置。

【0062】

【発明の効果】

従って、本発明によれば、組織患部の治療を行なえる新規なエネルギー供給型装置とその使用方法が提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】下腹部の単径床部、特に左単径部における患部の部分的斜視図である。

【図2】本発明による図1の患部上にメッシュパッチを配備するための外科手術器具の部分的斜視図である。

【図3】図2における下腹部の単径床部の側断面図であり、本発明による患部治療のために組織上にメッシュパッチを配備する方法が示されている図である。

【図4】本発明による湾曲形状のエンドイフェクタの部分的斜視図である。

【図5】図4の湾曲状エンドイフェクタの部分的側面図である。

【図6】図4の湾曲状エンドイフェクタによりプロテーゼを単径床部内に埋め込む初期的な工程を示す部分的斜視図であり、本発明によりエネルギーを供給する直前の状態を示している図である。

【図7】図3の単径床部およびメッシュパッチの側断面図であり、本発明による湾曲状エンドイフェクタによるメッシュパッチの単径床部への埋め込みの方法を示している図である。

【図8】本発明による図4の湾曲状エンドイフェクタにより図7の埋め込み領域を凝固することによって単径床部にメッシュパッチを溶着する部分的斜視図である。

【図9】図8の部分的に凝固した領域の側断面図であり、本発明の図4の湾曲状エンドイフェクタによる単径床部へのメッシュパッチの溶着を示している図である。

【図10】本発明の傾斜した表面部を有するエンドイフェクタの部分的斜視図である。

【図11】図10のエンドイフェクタの部分的斜視図であり、本発明による単径床部内にプロテーゼを埋め込む工程を行なう方法を示している図である。

【図12】図11の単径床部およびメッシュパッチの側断面図であり、図10のエンドイフェクタにより単径床部にメッシュパッチを埋め込む状態を示している図である。

【図13】図10のエンドイフェクタの部分的斜視図であり、本発明による単径床部へのメッシュパッチの溶着方法を示している図である。

【図14】図13の部分的に凝固した領域の側断面図であり、図10のエンドイフェクタ

10

20

30

40

50

による単径床部へのメッシュパッチの溶着方法を示している図である。

【図 1 5】周囲組織内に埋め込まれたプロテーゼに初期的なエネルギー供給を行なっている本発明の円錐台形状のエンドイフェクタの部分的斜視図である。

【図 1 6】図 1 5 の単径床部およびメッシュパッチの側断面図であり、本発明による図 1 5 のエンドイフェクタによる単径床部へのメッシュパッチの埋め込み方法を示している図である。

【図 1 7】図 1 5 の部分的斜視図であり、3 個の溶着領域において組織にプロテーゼが溶着されており、図 1 5 のエンドイフェクタが本発明による第 4 の部位において埋め込まれたプロテーゼに第 1 のエネルギー供給を行なっている図である。

【図 1 8】単径床部における部分的に凝固された領域の側断面図であり、本発明による図 1 5 のエンドイフェクタが周囲組織にメッシュパッチを溶着している図である。

【図 1 9】本発明によるハンドピース組立体の側断面図である。

【図 2 0】図 1 9 のハンドピースにエネルギーを供給するための本発明による発生器組立体の正面図である。

【符号の説明】

5 5 メッシュパッチ

1 0 0 エネルギー装置（エネルギー供給型外科手術装置）

1 4 0 発生器組立体

1 5 0 ハンドピース組立体

1 5 1 ハウジング

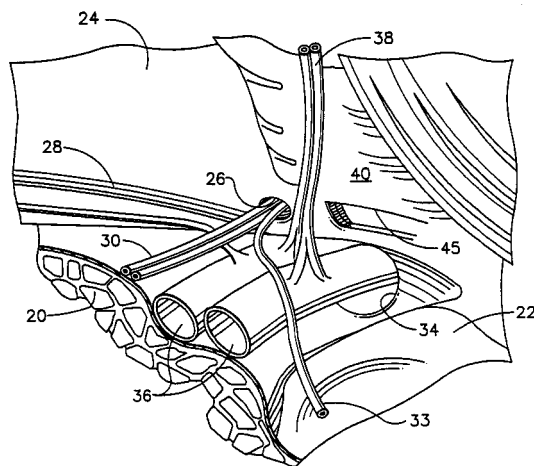
1 6 6 導電性要素

1 7 0 音響汲組立体

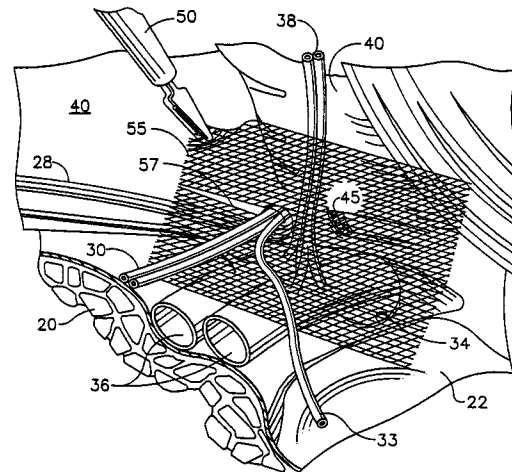
1 8 1 導波管

2 0 0 , 2 2 0 , 2 2 5 エンドイフェクタ

【図 1】



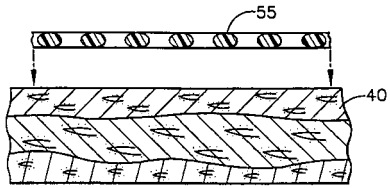
【図 2】



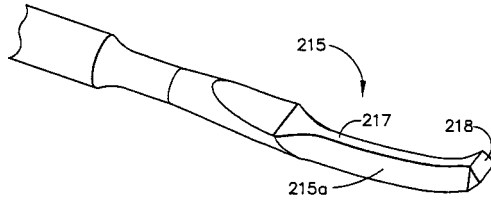
10

20

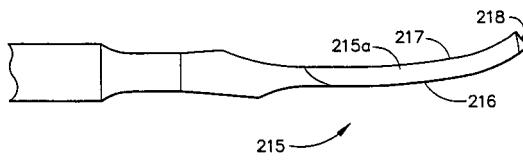
【図 3】



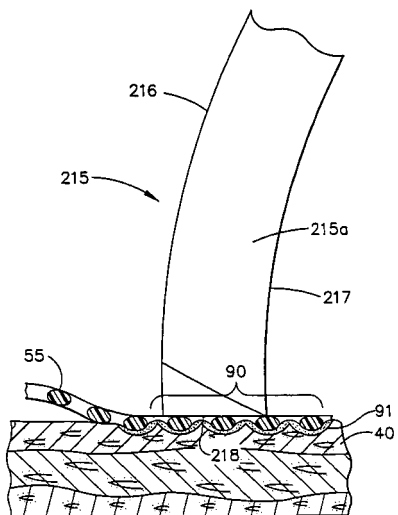
【図 4】



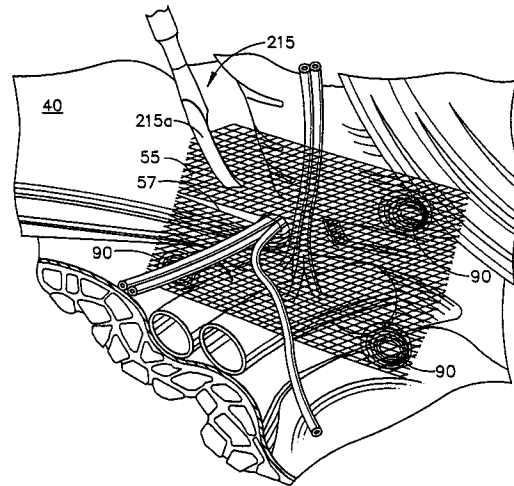
【図 5】



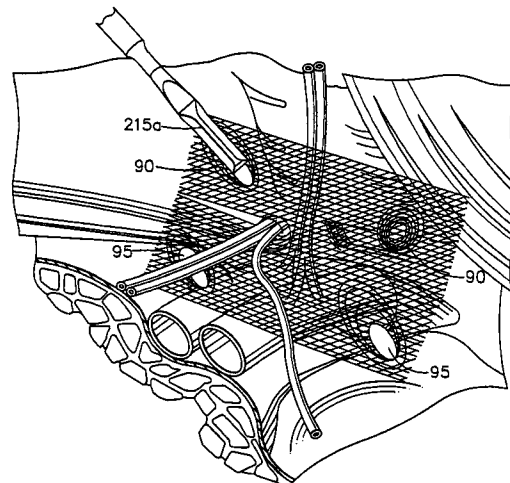
【図 7】



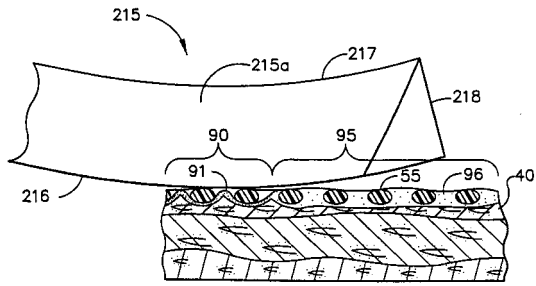
【図 6】



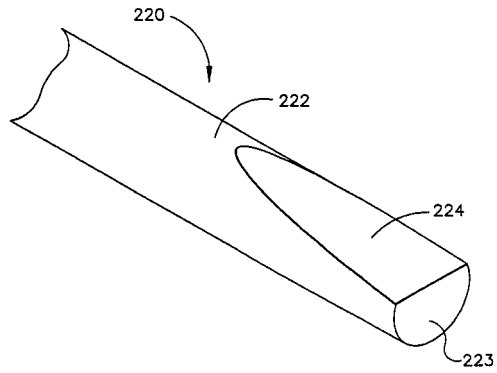
【図 8】



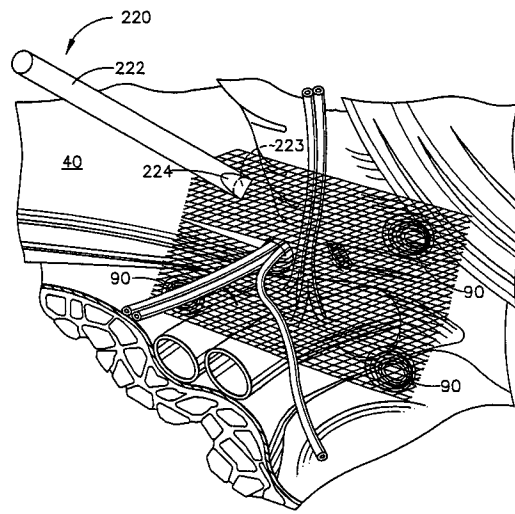
【図 9】



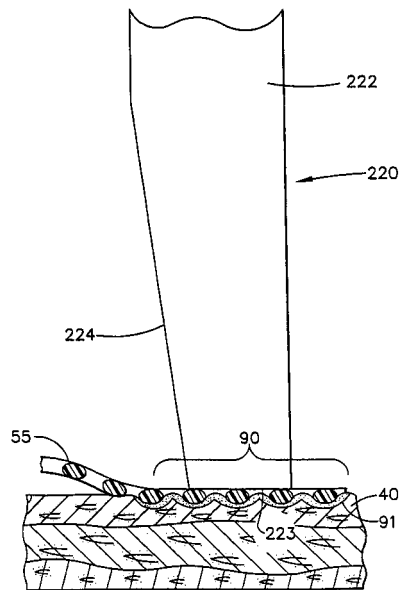
【図 10】



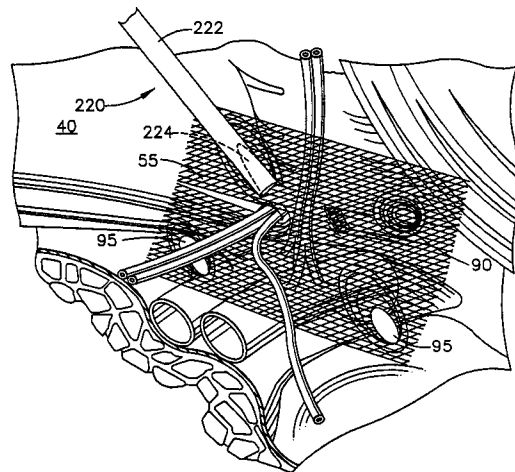
【図 11】



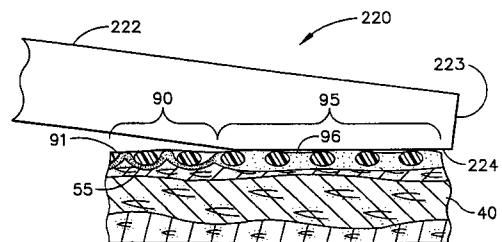
【図 12】



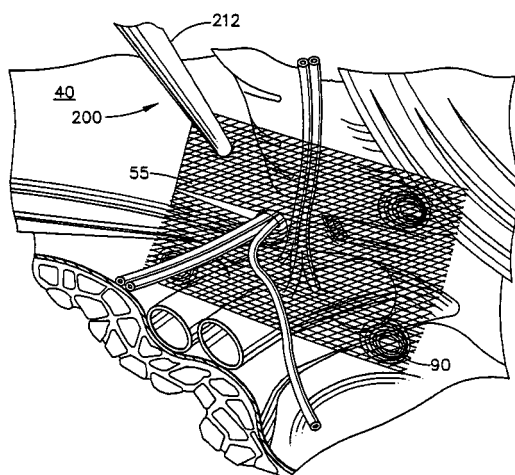
【図 13】



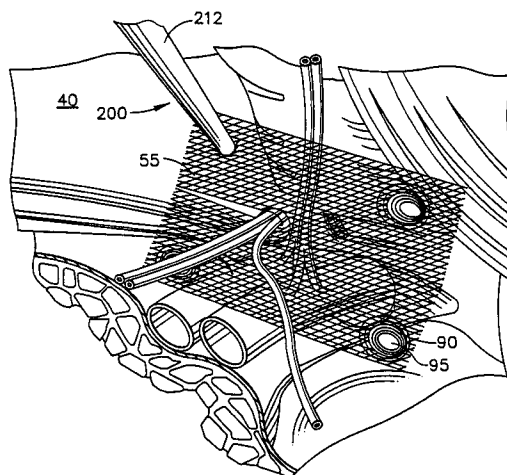
【図 14】



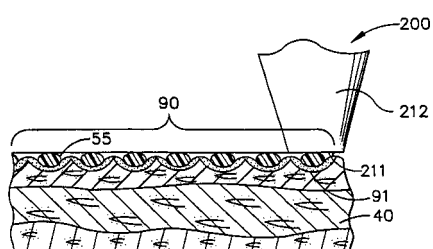
【 図 1 5 】



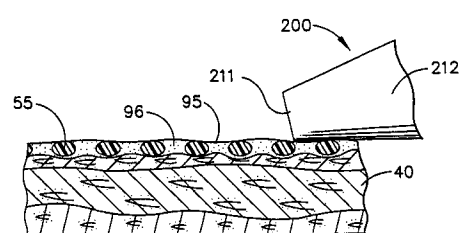
【圖 17】



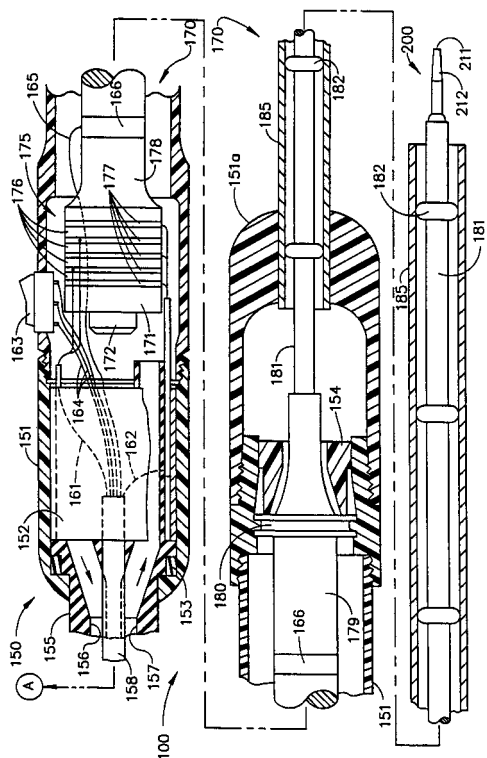
【 図 1 6 】



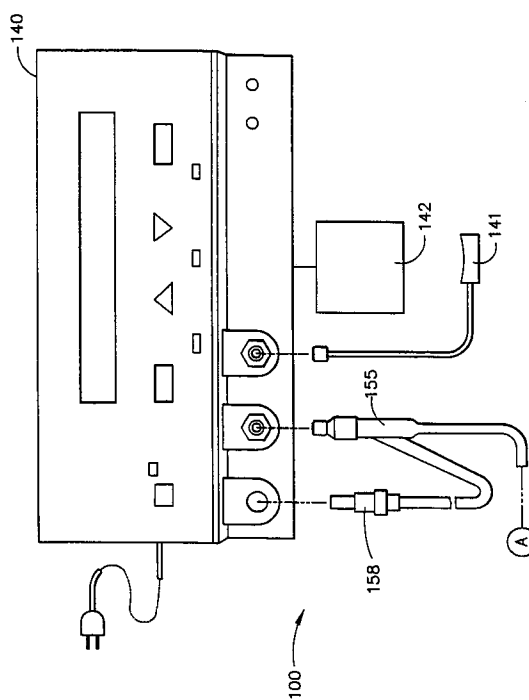
【 図 1 8 】



【 图 19 】



【 図 20 】



フロントページの続き

審査官 内山 隆史

- (56)参考文献 特開平07-095985(JP,A)
特開平06-343647(JP,A)
特開平05-212048(JP,A)
特開平05-192345(JP,A)
特表平09-500812(JP,A)
特表平08-504643(JP,A)
国際公開第98/027874(WO,A1)
米国特許第05626560(US,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/00-18/16

专利名称(译)	高频和超声波组合手术器械		
公开(公告)号	JP4282869B2	公开(公告)日	2009-06-24
申请号	JP2000095657	申请日	2000-03-30
[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	スコットディーワンプラー		
发明人	スコット・ディー・ワンプラー		
IPC分类号	A61B18/00 A61B18/12 A61B17/32 A61B18/14		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B18/1402 A61B2017/320069 A61B2017/320071 A61B2017/320089		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/39.320 A61B17/32.510 A61B18/12 A61B18/14 A61B18/16		
F-TERM分类号	4C060/EE04 4C060/EE06 4C060/JJ13 4C060/JJ17 4C060/JJ23 4C060/JJ25 4C060/KK04 4C060/KK13 4C060/KK22 4C160/JJ13 4C160/JJ17 4C160/JJ23 4C160/JJ25 4C160/KK04 4C160/KK13 4C160/KK25 4C160/KK32 4C160/KK36 4C160/KL01 4C160/KL02 4C160/KL03 4C160/LL38 4C160/MM32		
审查员(译)	内山隆		
优先权	09/282710 1999-03-31 US		
其他公开文献	JP2000308644A5 JP2000308644A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能量供应型手术设备，以提供超声能量和高频能量。解决方案：手术装置100设置有声学组件170，声学组件170具有壳体151和导电波导181。该波导181具有实心核心，并且从壳体151延伸。此外，导电元件166传输高到波导181的频率能量以可操作的方式连接到波导181。用于传输超声能量或高频能量的末端执行器200设置在声学组件170中的波导181的前端上。大量新颖的效应器200用于组织的乳化和烧灼。

