

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5220844号
(P5220844)

(45) 発行日 平成25年6月26日 (2013. 6. 26)

(24) 登録日 平成25年3月15日 (2013. 3. 15)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 18/12 (2006.01) A 6 1 B 17/39 3 2 O
A 6 1 B 18/04 (2006.01) A 6 1 B 17/38 3 1 O

請求項の数 8 (全 39 頁)

(21) 出願番号	特願2010-503298 (P2010-503298)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成20年7月31日 (2008. 7. 31)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(65) 公表番号	特表2010-536398 (P2010-536398A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公表日	平成22年12月2日 (2010. 12. 2)	(74) 代理人	100108855
(86) 国際出願番号	PCT/JP2008/064176		弁理士 蔵田 昌俊
(87) 国際公開番号	W02009/022614	(74) 代理人	100091351
(87) 国際公開日	平成21年2月19日 (2009. 2. 19)		弁理士 河野 哲
審査請求日	平成22年1月25日 (2010. 1. 25)	(74) 代理人	100088683
(31) 優先権主張番号	11/838, 403		弁理士 中村 誠
(32) 優先日	平成19年8月14日 (2007. 8. 14)	(74) 代理人	100109830
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 福原 淑弘
		(72) 発明者	高篠 智之
			日本国東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 治療用処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体組織を治療するための治療用処置具であって、
 前記生体組織を保持するために互いに対向する保持面を有する保持部材と、
 前記保持面に設けられ、前記生体組織を切断するためのカッターを進退移動可能とするカッター溝と、

前記カッター溝を囲うように前記保持面上に連続した状態で前記保持部材に設けられ、
 少なくとも2つの生体組織同士の所望の領域を接触させた状態でエネルギーを作用させたときに前記接触させた領域を継ぎ目なく接合して封止するための封止部と、

前記封止部に対して前記保持部材の外縁側に設けられ、前記生体組織にエネルギーを作用させたときに前記封止部で接合して封止する領域の周囲の生体組織同士を接触させた状態に維持するための維持部と

を具備し、

前記封止部および前記維持部は、前記保持部材の少なくとも一方に配設され、

前記維持部は、前記生体組織に物理的作用を与えるために互いに離間して配置された複数の部分を有し、

前記封止部および前記維持部は、高周波電極及びヒータの少なくとも一方からのエネルギーにより前記生体組織を封止させ、生体組織の接触を維持させる部分を備えていることを特徴とする治療用処置具。

【請求項 2】

10

20

前記保持部材は、前記保持部材により保持された生体組織から発生される流体を通過させるために前記封止部の内側の近傍及び維持部の外縁側の近傍の少なくとも一方に設けられた流路を備えていることを特徴とする請求項 1 に記載の治療用処置具。

【請求項 3】

生体組織を治療するための治療用処置具であって、

少なくとも 2 つの生体組織を保持するための保持面をそれぞれ有する 1 対の保持部材と

、
前記 1 対の保持部材の少なくとも一方が他方に対して相対的に移動するように操作させるハンドルと、

前記保持面に設けられ、前記生体組織を切断するためのカッターを進退移動可能とする
カッター案内溝と、

前記カッター案内溝を囲うように前記保持面上に継ぎ目なく連続した状態で前記保持部材に設けられて、前記少なくとも 2 つの生体組織に物理的作用を与えるために、前記少なくとも 2 つの生体組織同士の所望の領域を継ぎ目なく封止するための封止部と、

前記封止部に対して前記保持部材の外縁側に前記封止部と一体となって連設されて、その封止させた部位の近傍で生体組織同士の接触を維持させるための維持部と

を具備し、

前記封止部および前記維持部は、前記保持部材の少なくとも一方に配設され、

前記維持部は、前記生体組織に物理的作用を与えるために互いに離間して配置された複数の部分を有し、

前記封止部および前記維持部は、高周波電極及びヒータの少なくとも一方からのエネルギーにより前記生体組織を封止させ、前記生体組織の接触を維持させる部分を備えていることを特徴とする治療用処置具。

【請求項 4】

前記封止部は、前記保持面の少なくとも一方に配置された電極を備え、

前記維持部は、前記保持面の少なくとも一方に配置された複数の電極を備えていることを特徴とする請求項 3 に記載の治療用処置具。

【請求項 5】

前記封止部は、前記保持面の少なくとも一方に配置された電極を備え、

前記維持部は、前記封止部の電極から分岐した複数の電極を備えていることを特徴とする請求項 3 に記載の治療用処置具。

【請求項 6】

前記維持部の外縁側に隣接して設けられた少なくとも 1 つの障壁部をさらに具備し、

前記障壁部は、前記封止部及び前記維持部に対して同一またはそれよりも高い位置にあることを特徴とする請求項 3 に記載の治療用処置具。

【請求項 7】

前記保持部材は、前記保持部材により保持された生体組織から発生される流体を通過させるために前記封止部の内側の近傍及び維持部の外縁側の近傍の少なくとも一方に設けられた流路を備えていることを特徴とする請求項 3 に記載の治療用処置具。

【請求項 8】

前記封止部は、高周波電極及びヒータの少なくとも一方からのエネルギーにより前記生体組織を封止させる部材であり、

前記維持部は、高周波電極及びヒータの少なくとも一方からのエネルギーにより前記生体組織を離散的に接合させる部材であることを特徴とする請求項 3 に記載の治療用処置具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、治療用処置具に関する。

【背景技術】

【0002】

10

20

30

40

50

一般に、生体組織同士を接合する際に、その接合した近傍の生体組織同士が接触していると、その接触している生体組織の部分から組織が早期に再生及び／又は修復することが分かってきている。そして、接合された組織の近傍の組織同士が接触していると、その接触している組織同士から数日のうちに生体組織の再生及び／又は修復過程に入る。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】欧州特許第1474045号明細書

【特許文献2】特許第3399651号公報

【特許文献3】特開2005-152663号公報

【特許文献4】特表2006-513787号公報

【特許文献5】特表2003-533319号公報

【特許文献6】米国特許出願公開2006/0064086号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

このため、接合された組織同士の近傍で生体組織同士を互いに接触させておくことができ、より早期に組織同士を再生及び／又は修復することが可能な処置具の創出が望まれている。

【0005】

この発明は、接合された組織同士の近傍で生体組織同士を互いに接触させた状態に維持し、より早期に組織同士を再生及び／又は修復することができる治療用処置具を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

この発明の第1の態様における、生体組織を治療するための治療用処置具は、前記生体組織を保持するために互いに対向する保持面を有する保持部材と、前記保持面に設けられ、前記生体組織を切断するためのカッターを進退移動可能とするカッター溝と、前記カッター溝を囲うように前記保持面上に連続した状態で前記保持部材に設けられ、少なくとも2つの生体組織同士の所望の領域を接触させた状態でエネルギーを作用させたときに前記接触させた領域を継ぎ目なく接合して封止するための封止部と、前記封止部に対して前記保持部材の外縁側に設けられ、前記生体組織にエネルギーを作用させたときに前記封止部で接合して封止する領域の周囲の生体組織同士を接触させた状態に維持するための維持部とを具備し、前記封止部および前記維持部は、前記保持部材の少なくとも一方に配設され、前記維持部は、前記生体組織に物理的作用を与えるために互いに離間して配置された複数の部分を有し、前記封止部および前記維持部は、高周波電極及びヒータの少なくとも一方からのエネルギーにより前記生体組織を封止させ、生体組織の接触を維持させる部分を備えている。

この発明の第2の態様における、生体組織を治療するための治療用処置具は、少なくとも2つの生体組織を保持するための保持面をそれぞれ有する1対の保持部材と、前記1対の保持部材の少なくとも一方が他方に対して相対的に移動するように操作させるハンドルと、前記保持面に設けられ、前記生体組織を切断するためのカッターを進退移動可能とするカッター案内溝と、前記カッター案内溝を囲うように前記保持面上に継ぎ目なく連続した状態で前記保持部材に設けられて、前記少なくとも2つの生体組織に物理的作用を与えるために、前記少なくとも2つの生体組織同士の所望の領域を継ぎ目なく封止するための封止部と、前記封止部に対して前記保持部材の外縁側に前記封止部と一体となって連設されて、その封止させた部位の近傍で生体組織同士の接触を維持させるための維持部とを具備し、前記封止部および前記維持部は、前記保持部材の少なくとも一方に配設され、前記維持部は、前記生体組織に物理的作用を与えるために互いに離間して配置された複数の部分を有し、前記封止部および前記維持部は、高周波電極及びヒータの少なくとも一方から

10

20

30

40

50

のエネルギーにより前記生体組織を封止させ、前記生体組織の接触を維持させる部分を備えている。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】図1(a)は本発明の第1の実施の形態に係る治療処置システムを示す概略図であり、図1(b)は第1の実施の形態に係る治療処置システムを用いてバイポーラ型の処置をする場合の概略図である。

【図2】図2(a)は第1の実施の形態に係る高周波処置具のシャフト、並びに保持部の閉じた状態の第1の保持部材および第2の保持部材を示す概略的な縦断面図であり、図2(b)は第1の実施の形態に係る高周波処置具のシャフト、並びに保持部の開いた状態の第1の保持部材および第2の保持部材を示す概略的な縦断面図である。

10

【図3】図3(a)は第1の実施の形態に係る高周波処置具の保持部のうち、第2の保持部材に近接する側の第1の保持部材を示す概略的な平面図であり、図3(b)は第1の実施の形態に係る高周波処置具の保持部のうち、図3(a)に示す3B-3B線に沿う、第1の保持部材を示す概略的な縦断面図であり、図3(c)は第1の実施の形態に係る高周波処置具の保持部のうち、図3(a)に示す3C-3C線に沿う、第1の保持部材を示す概略的な横断面図である。

【図4】図4(a)は小腸の2つの腸管を吻合した状態を示す概略的な斜視図であるとともに、後述する図4(c)に示す4A-4A線に沿う概略図であり、図4(b)は図4(a)中の符号4Bで示す部分を拡大して示す概略図であり、図4(c)は小腸の2つの腸管を吻合した後、これら腸管の端部を封止した状態を示す概略図であり、図4(d)は図4(a)中の符号4Bで示す部分を拡大して示す、図4Bの変形例としての概略図である。

20

【図5】図5(a)は第1の実施の形態の第1の変形例に係る高周波処置具の保持部のうち、第2の保持部材に近接する側の第1の保持部材を示す概略的な平面図であり、図5(b)は第1の実施の形態の第2の変形例に係る高周波処置具の保持部のうち、第2の保持部材に近接する側の第1の保持部材を示す概略的な平面図である。

【図6】図6(a)は第1の実施の形態に係る治療処置システムを用いてバイポーラ型の処置をする場合の概略図であり、図6(b)は第1の実施の形態に係る治療処置システムを用いてモノポーラ型の処置をする場合の概略図であり、図6(c)は第1の実施の形態に係る治療処置システムを用いてモノポーラ型の処置をする場合の概略図である。

30

【図7】図7は、第1の実施の形態に係る治療処置システムの変形例を示す概略図である。

【図8】図8は、本発明の第2の実施の形態に係る高周波処置具の保持部のうち、第2の保持部材に近接する側の第1の保持部材を示す概略的な平面図である。

【図9】図9(a)は第2の実施の形態の第1の変形例に係る高周波処置具の保持部のうち、第2の保持部材に近接する側の第1の保持部材を示す概略的な平面図であり、図9(b)は第2の実施の形態の第2の変形例に係る高周波処置具の保持部のうち、第2の保持部材に近接する側の第1の保持部材を示す概略的な平面図である。

【図10】図10は、本発明の第3の実施の形態に係る高周波処置具の保持部のうち、第2の保持部材に近接する側の第1の保持部材を示す概略的な平面図である。

40

【図11】図11(a)は第3の実施の形態の第1の変形例に係る高周波処置具の保持部のうち、第2の保持部材に近接する側の第1の保持部材を示す概略的な平面図であり、図11(b)は第3の実施の形態の第2の変形例に係る高周波処置具の保持部のうち、第2の保持部材に近接する側の第1の保持部材を示す概略的な平面図である。

【図12】図12(a)は本発明の第4の実施の形態に係る高周波処置具のシャフト、並びに保持部の閉じた状態の第1の保持部材および第2の保持部材を示す概略的な縦断面図であり、図12(b)は第4の実施の形態に係る高周波処置具のシャフト、並びに保持部の開いた状態の第1の保持部材および第2の保持部材を示す概略的な縦断面図である。

【図13】図13(a)は本発明の第4の実施の形態に係る高周波処置具の保持部のうち

50

、第2の保持部材に近接する側の第1の保持部材を示す概略的な平面図であり、図13(b)は第4の実施の形態に係る高周波処置具の保持部のうち、図13(a)に示す13B-13B線に沿う、第1の保持部材を示す概略的な縦断面図である。

【図14】図14(a)は本発明の第4の実施の形態の第1の変形例に係る高周波処置具の保持部のうち、第2の保持部材に近接する側の第1の保持部材を示す概略的な平面図であり、図14(b)は第4の実施の形態の第1の変形例に係る高周波処置具の保持部のうち、図14(a)に示す14B-14B線に沿う、第1の保持部材を示す概略的な縦断面図であり、図14(c)は第4の実施の形態の第2の変形例に係る高周波処置具の保持部のうち、図14(a)に示す14B-14B線に沿う、第1の保持部材を示す概略的な縦断面図である。

10

【図15】図15は本発明の第5の実施の形態に係る高周波処置具の保持部のうち、第2の保持部材に近接する側の第1の保持部材を示す概略的な平面図である。

【図16】図16(a)は本発明の第6の実施の形態に係る高周波処置具の保持部のうち、第2の保持部材に近接する側の第1の保持部材を示す概略的な平面図であり、図16(b)は第6の実施の形態に係る高周波処置具の保持部のうち、図16(a)に示す16B-16B線に沿う、第1の保持部材を示す概略的な縦断面図であり、図16(c)は第6の実施の形態の第1の変形例に係る高周波処置具の保持部のうち、図16(a)に示す16B-16B線に沿う、第1の保持部材を示す概略的な縦断面図であり、図16(d)は第6の実施の形態の第2の変形例に係る高周波処置具の保持部のうち、図16(a)に示す16B-16B線に沿う、第1の保持部材を示す概略的な縦断面図である。

20

【図17】図17(a)は本発明の第7の実施の形態に係る治療用処置具の保持部のうち、第2の保持部材に近接する側の、ステープルを放出するための第1の保持部材を示す概略的な平面図であり、図17(b)は第7の実施の形態に係る治療用処置具の保持部のうち、第1の保持部材に近接する側の、ステープルの脚部を折り曲げるための第2の保持部材を示す概略的な平面図である。

【図18】図18は第7の実施の形態に係る治療用処置具の保持部のうち、図17(a)に示す18A-18A線に沿う、第1の保持部材を示す概略的な縦断面図である。

【図19】図19は本発明の第8の実施の形態に係る治療用処置具の保持部のうち、第2の保持部材に近接する側の、ステープルを放出するための第1の保持部材を示す概略的な平面図である。

30

【図20】図20は本発明の第9の実施の形態に係る治療処置システムを示す概略図である。

【図21】図21(a)は第9の実施の形態に係る高周波処置具の本体側挟持部と離脱側挟持部とを係合し、本体側挟持部に対して離脱側挟持部を離隔させた状態を示す概略的な縦断面図であり、図21(b)は第9の実施の形態に係る高周波処置具の本体側挟持部と離脱側挟持部とを係合し、本体側挟持部に対して離脱側挟持部を近接させた状態を示す概略的な縦断面図であり、図21(c)は第9の実施の形態に係る高周波処置具の本体側挟持部の符号21Cに示す部分の概略的な拡大図であり、図21(d)は第9の実施の形態に係る高周波処置具の本体側挟持部の表面を示す概略図である。

【図22】図22(a)は本発明の第10の実施の形態に係る高周波処置具の本体側挟持部の表面を示す概略図であり、図22(b)は本発明の第11の実施の形態に係る高周波処置具の本体側挟持部の表面を示す概略図である。

40

【図23】図23(a)は本発明の第12の実施の形態に係る高周波処置具の本体側挟持部と離脱側挟持部とを分離した状態を示す概略図であり、図23(b)は第12の実施の形態に係る高周波処置具の本体側挟持部と離脱側挟持部とを係合した状態を示す概略的な縦断面図であり、図23(c)は第12の実施の形態に係る高周波処置具の本体側挟持部の表面を示す概略図である。

【図24】図24(a)は本発明の第13の実施の形態に係る高周波処置具の本体側挟持部と離脱側挟持部とを係合し、本体側挟持部に対して離脱側挟持部を離隔させた状態を示す概略的な縦断面図であり、図24(b)は第13の実施の形態に係る高周波処置具の本

50

体側挟持部の表面を示す概略図であり、図 24 (c) は第 13 の実施の形態の変形例に係る高周波処置具の本体側挟持部の表面を示す概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、図面を参照しながらこの発明を実施するための最良の形態について説明する。

【0009】

[第 1 の実施の形態]

第 1 の実施の形態について図 1 (a) ないし図 7 を用いて説明する。ここでは、治療用処置具として、例えば腹壁を通して処置を行うための、リニアタイプのバイポーラ型高周波処置具 12 を例にして説明する。

図 1 (a) および図 1 (b) に示すように、治療処置システム 10 は、高周波処置具 (治療用処置具) 12 と、エネルギー源 14 とを備えている。

高周波処置具 12 は、ハンドル 22 と、シャフト 24 と、開閉可能な保持部 26 とを備えている。ハンドル 22 には、ケーブル 28 を介してエネルギー源 14 が接続されている。エネルギー源 14 には、図示しないが、フットスイッチやハンドスイッチが接続されている。このため、これらフットスイッチやハンドスイッチを術者が操作することにより、エネルギー源 14 から高周波処置具 12 へのエネルギーの供給の ON/OFF が切り換えられる。

【0010】

ハンドル 22 は略 L 字状に形成されている。ハンドル 22 の一端には、シャフト 24 が配設されている。このシャフト 24 と同軸上のハンドル 22 の基端からは、上述したケーブル 28 が延出されている。

一方、ハンドル 22 の他端側は、術者に把持される把持部である。ハンドル 22 は、その他端側に並設されるように、保持部開閉ノブ 32 を備えている。この保持部開閉ノブ 32 は、ハンドル 22 の略中央の部分でシャフト 24 の後述するシース 44 (図 2 (a) および図 2 (b) 参照) の基端に連結されている。この保持部開閉ノブ 32 をハンドル 22 の他端に対して近接および離隔させると、シース 44 がその軸方向に沿って移動する。ハンドル 22 は、さらに、保持部開閉ノブ 32 に並設された状態で、後述するカッタ 84 を移動させるためのカッタ駆動ノブ 34 を備えている。

【0011】

図 2 (a) および図 2 (b) に示すように、シャフト 24 は、筒体 42 と、この筒体 42 の外側に摺動可能に配設されたシース 44 とを備えている。筒体 42 は、その基端部でハンドル 22 に固定されている (図 1 (a) 参照)。シース 44 は、筒体 42 の軸方向に沿ってスライド可能である。

筒体 42 の外側には、その軸方向に沿って凹部 46 が形成されている。この凹部 46 には、後述する第 1 の高周波電極 (出力部) 56 に接続される第 1 の通電ライン 92a が配設されている。筒体 42 の内部には、後述する第 2 の高周波電極 (出力部) 58 に接続される第 2 の通電ライン 92b が挿通されている。

【0012】

なお、第 1 の高周波電極 56 は、第 1 の電極コネクタ 88a に電氣的に接続されている。この第 1 の電極コネクタ 88a は、第 1 の通電ライン 92a を介してハンドル 22 から延出されたケーブル 28 に接続されている。第 2 の高周波電極 58 は、第 2 の電極コネクタ 88b に電氣的に接続されている。この第 2 の電極コネクタ 88b は、第 2 の通電ライン 92b を介してハンドル 22 から延出されたケーブル 28 に接続されている。

【0013】

シャフト 24 の筒体 42 の内部には、駆動ロッド 82 がその軸方向に沿って移動可能に配設されている。この駆動ロッド 82 の先端には、薄板状のカッタ (治療補助具) 84 が配設されている。このため、カッタ駆動ノブ 34 を操作すると、駆動ロッド 82 を介してカッタ 84 が移動する。

【0014】

カッタ 84 は、その先端に刃 84a が形成され、基端に駆動ロッド 82 の先端が固定さ

10

20

30

40

50

れている。このカッタ 8 4 の先端と基端との間には、長溝 8 4 b が形成されている。この長溝 8 4 b には、シャフト 2 4 の軸方向に対して直交する方向に延びた移動規制ピン 8 6 がシャフト 2 4 の筒体 4 2 に固定されている。このため、カッタ 8 4 の長溝 8 4 b が移動規制ピン 8 6 に沿って移動する。そうすると、カッタ 8 4 は真っ直ぐに移動する。このとき、カッタ 8 4 は、第 1 の保持部材 5 2 および第 2 の保持部材 5 4 の後述するカッタ案内溝（流路、流体放出溝）9 4, 9 6 に配設される。

なお、カッタ 8 4 の長溝 8 4 b の一端、他端および一端と他端の間には、移動規制ピン 8 6 を係止し、カッタ 8 4 の移動を制御するための係止部 8 4 c が形成されている。

【0015】

図 1 (a)、図 2 (a) および図 2 (b) に示すように、保持部 2 6 は、シャフト 2 4 の先端に配設されている。図 2 (a) および図 2 (b) に示すように、この保持部 2 6 は、第 1 の保持部材 5 2 と、第 2 の保持部材 5 4 と、出力部材やエネルギー放出部としての第 1 の高周波電極 5 6 と、出力部材やエネルギー放出部としての第 2 の高周波電極 5 8 とを備えている。

第 1 の保持部材 5 2 および第 2 の保持部材 5 4 は、それぞれ全体的に絶縁性を有することが好適である。第 1 の保持部材 5 2 は、第 1 の高周波電極 5 6 が配設される第 1 の保持部材本体（以下、主に本体という）6 2 と、この本体 6 2 の基端部に設けられた基部 6 4 とを一体的に備えている。第 2 の保持部材 5 4 は、第 2 の高周波電極 5 8 が配設される第 2 の保持部材本体 6 6 と、この本体 6 6 の基端部に設けられた基部 6 8 とを一体的に備えている。

【0016】

第 1 の保持部材 5 2 は、その基部 6 4 が、シャフト 2 4 の筒体 4 2 の先端部に固定されている。一方、第 2 の保持部材 5 4 は、その基部 6 8 が、シャフト 2 4 の軸方向に対して直交する方向に配設された支持ピン 7 2 によってシャフト 2 4 の筒体 4 2 の先端部に回転可能に支持されている。第 2 の保持部材 5 4 は、支持ピン 7 2 の軸回りに回転することにより第 1 の保持部材 5 2 に対して開閉可能である。そして、この第 2 の保持部材 5 4 は、第 1 の保持部材 5 2 に対して開くように、例えば板バネなどの弾性部材 7 4 により付勢されている。

【0017】

これら第 1 の保持部材 5 2 および第 2 の保持部材 5 4 の本体 6 2, 6 6 の外表面は、滑らかな曲面状に形成されている。同様に、これら第 1 の保持部材 5 2 および第 2 の保持部材 5 4 の基部 6 4, 6 8 の外表面も、滑らかな曲面状に形成されている。第 1 の保持部材 5 2 に対して第 2 の保持部材 5 4 が閉じた状態では、それぞれの保持部材 5 2, 5 4 の本体 6 2, 6 6 の断面は、略円形または略楕円状に形成されている。第 1 の保持部材 5 2 に対して第 2 の保持部材 5 4 が閉じた状態では、第 1 および第 2 の保持部材 5 2, 5 4 の本体 6 2, 6 6 の保持面 6 2 a, 6 6 a が互いに対して対向し、基部 6 4, 6 8 は、円筒状に形成されている。この状態では、第 1 の保持部材 5 2 および第 2 の保持部材 5 4 の本体 6 2, 6 6 の基端部の径の方が、基部 6 4, 6 8 の径よりも大きく形成されている。そして、本体 6 2, 6 6 と基部 6 4, 6 8 との間には、それぞれ段差 7 6 a, 7 6 b が形成されている。

【0018】

ここで、第 1 の保持部材 5 2 および第 2 の保持部材 5 4 は、第 2 の保持部材 5 4 が第 1 の保持部材 5 2 に対して閉じた状態で、その基部 6 4, 6 8 を合わせた略円形または略楕円状の外周面が、筒体 4 2 の先端部の外周面に対して略面一または僅かに大径に形成されている。このため、シース 4 4 を筒体 4 2 に対してスライドさせて、シース 4 4 の先端で第 1 の保持部材 5 2 および第 2 の保持部材 5 4 の基部 6 4, 6 8 を覆うことが可能である。この状態では、図 2 (a) に示すように、弾性部材 7 4 の付勢力に抗して第 1 の保持部材 5 2 および第 2 の保持部材 5 4 が閉じる。一方、シース 4 4 の先端で第 1 の保持部材 5 2 および第 2 の保持部材 5 4 の基部 6 4, 6 8 を覆った状態からシース 4 4 を筒体 4 2 の基端側にスライドさせると、図 2 (b) に示すように、弾性部材 7 4 の付勢力によって第

1の保持部材52に対して第2の保持部材54が開く。

【0019】

図3(a)ないし図3(c)に示すように、第1の保持部材52の本体62には、第1の高周波電極56が配設されている。図3(a)および図3(c)に示すように、第1の高周波電極56は、切れ目なく連続的に形成された連続電極(封止部材、第1の接合部材)56aと、この連続電極56aの外側に離散的に配設された複数の離散電極(維持部材、第2の接合部材)56bとを備えている。

連続電極56aは、例えば略U字状に、第1の保持部材52の本体62の基端部に2つの端部を有するように連続的に形成されている。なお、この実施の形態では、連続電極56aの基端部の間隔は、後述するカッタ案内溝94の幅程度である(図3(a)および図3(c)参照)が、連続電極56aの基端部の間隔は、適宜に設定可能である。すなわち、カッタ案内溝94の縁部から離れた位置に連続電極56aが設けられていても良い。

一方、複数の離散電極56bは、略U字型の仮想的な軌跡に沿って、略等間隔に同形状のものが配設されている。離散電極56bは、例えば円形状に形成されている。離散電極56b同士は、互いに対して略所定の間隔に配設され、かつ、各離散電極56bは、連続電極56aに対しても適当な距離だけ離間した位置に配設されている。離散電極56bの位置は、処置を行ったときに、後述する離散電極58b間との間の生体組織が熱により変性することを許容するが、離散電極56b同士の間の生体組織が熱により変性することを極力防止するとともに、離散電極56bと連続電極56aとの間の生体組織の熱による変性を極力防止した位置にある。

【0020】

第1の保持部材52の本体62および基部64には、カッタ84を通すカッタ案内溝94が形成されている。このカッタ案内溝94は、シャフト24の軸方向に沿って形成されている。このため、カッタ84は、カッタ案内溝94に沿って第1の保持部材52の内部を移動可能である。同様に、カッタ84は、カッタ案内溝96に沿って第2の保持部材54の内部を移動可能である。

【0021】

また、第2の保持部材54にも、第1の保持部材52と対称的に、第2の高周波電極58が配設されているものとする。これについての詳細な説明は省略する。

なお、図示しないが、第2の高周波電極58の連続電極には便宜的に符号58aを付し、離散電極には符号58bを付して以下の作用について説明する。

【0022】

次に、この実施の形態に係る治療処置システム10の作用について説明する。

図2(a)に示すように、第1の保持部材52に対して第2の保持部材54を閉じた状態で、例えば、腹壁を通して腹腔内に高周波処置具12の保持部26およびシャフト24を挿入する。高周波処置具12の保持部26を処置対象の生体組織に対して対峙させる。

保持部26の第1および第2の保持部材52, 54で処置対象の生体組織を保持する(挟持する)ため、ハンドル22の保持部開閉ノブ32を操作する。このとき、筒体42に対してシース44をシャフト24の基端部側に移動させる。弾性部材74の付勢力によって、基部64, 68間を筒状に維持することができなくなり、第1の保持部材52に対して第2の保持部材54が開く。

【0023】

そして、処置対象の生体組織を第1の保持部材52の第1の高周波電極56と第2の保持部材54の第2の高周波電極58との間に配置する。この状態で、ハンドル22の保持部開閉ノブ32を操作する。このとき、筒体42に対してシース44をシャフト24の先端部側に移動させる。弾性部材74の付勢力に抗してシース44によって、基部64, 68間を閉じて筒状にする。このため、基部64に一体的に形成された第1の保持部材本体62と、基部68に一体的に形成された第2の保持部材本体66とが閉じる。すなわち、第1の保持部材52に対して第2の保持部材54が閉じる。このようにして、処置対象の

生体組織 L_T を第1の保持部材52と第2の保持部材54との間で挟持する。

【0024】

このとき、第1の保持部材52に設けられた第1の高周波電極56と第2の保持部材54に設けられた第2の高周波電極58との両方に、処置対象の生体組織が接触している。第1の保持部材52の本体62の保持面62aと第2の保持部材54の本体66の保持面66aとの両方に、処置対象の生体組織 L_T の周辺組織が密着している。

【0025】

この状態で、フットスイッチやハンドスイッチを操作する。エネルギー源14からケーブル28、第1および第2の通電ライン92a、92b、第1および第2の通電コネクタ88a、88bを介して第1の高周波電極56および第2の高周波電極58にそれぞれエネルギーが供給される。

10

【0026】

第1の高周波電極56は処置対象の生体組織 L_T を介して第2の高周波電極58との間に高周波電流を通電する。このため、第1の高周波電極56と第2の高周波電極58との間の生体組織 L_T が加熱される。そうすると、第1および第2の高周波電極56、58の連続電極56a、58aによって生体組織 L_T が連続的（略U字状の状態）に変性される。さらに、第1および第2の高周波電極56、58の離散電極56b、58bによって、これら離散電極56b、58b間の生体組織 L_T が離散的に変性される。

【0027】

処置を終了する際には、フットスイッチやハンドスイッチの操作を止める。すると、エネルギー源14から第1の高周波電極56および第2の高周波電極58へのエネルギーの供給が停止する。

20

【0028】

ここで、このような作用を有する治療処置システム10を用いて、図4(a)から図4(c)に示すように、例えば小腸の腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士を吻合させる場合について説明する。

第1および第2の保持部材52、54の保持面62a、66aで、並設させた状態の1対の腸管 I_{C1} 、 I_{C2} を、両腸管 I_{C1} 、 I_{C2} の壁面を挟み込むように保持する。この状態で、第1および第2の高周波電極56、58にそれぞれエネルギーを供給する。すると、第1の保持部材52の連続電極56aと第2の保持部材54の連続電極58aとの間に挟持した腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士を加熱して変性させる。このため、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} の壁面同士が連続的に変性される。したがって、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士が接合される。

30

【0029】

さらに、連続電極56a、58aによる生体組織の変性による接合と同時に、第1の保持部材52の離散電極56bと第2の保持部材54の離散電極58bとの間の腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士を変性させて接合させる。このため、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士の生体組織が離散的に変性されて接合される。

【0030】

そして、第1および第2の高周波電極56、58へのエネルギーの供給を止めた後、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士を把持したままで、図1に示すカッタ駆動ノブ34を操作して、図2(a)に示す状態からカッタ案内溝94、96に沿ってカッタ84を前進させる。カッタ84が前進するにつれて、連続電極56a、58aにより変性されて接合された部位が切断される。そして、カッタ84は、連続電極56a、58aにより略U字型に変性された部位の内側を、その先端部近傍まで切断する。このため、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} の壁面の略U字状に封止された間の部分が切断され、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} の壁面同士が連通する。すなわち、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} の壁面同士が吻合される。

40

【0031】

この状態で第1および第2の保持部材54を開く。このとき、腸間膜M側の第1の吻合部 A_{N1} 、腸間膜Mがある側に対して反対側の第2の吻合部 A_{N2} が形成されている。例

50

えば図4 (b) に示すように、第2の吻合部 A_{N2} の連続的に接合された外側の部分は、離散的に変性されている。

【0032】

さらに、第1および第2の保持部材54を閉じて腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士の端部を保持した状態でエネルギーを与える。このため、図4 (c) に示すように、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士の端部が高周波電極56、58により熱により変性されてシールされる。すなわち、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士の端部には、シール部 S_P が形成される。このとき、図4 (c) 中の4A-4A線に沿う断面は、概略的には、図4 (a) に示すような状態にある。このため、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士は、端部がシール部 S_P で密封された状態で吻合されている。

10

【0033】

なお、シール部 S_P の余分な部位は、例えばカッター84により切断される。このとき、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士の封止された端部（シール部 S_P ）のうち、連続的に接合された周囲の部分は、図4 (b) に示すのと同様に、離散的に変性されている。すなわち、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} のうち、離散電極56b、58bで変性させて接合させた部位の間の生体組織は、変性されていない。このため、離散電極56b、58bで生体組織を接合した部分の周囲（近傍）は、変性されていない腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士の生体組織が接触（密着）した状態にある。

【0034】

したがって、腸間膜M側の第1の吻合部 A_{N1} は、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士が密着する方向に力が働く。そうすると、離散電極56b、58bで生体組織を変性させた部位が、より確実に生体組織同士を密着させるように力を発揮する。さらに、腸間膜Mがある側に対して反対側の第2の吻合部 A_{N2} は、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士が開く方向に力 F_1 が働くが、離散電極56b、58bで生体組織を変性させた部位が、生体組織同士を密着させるように力を発揮する。したがって、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} の変性されていない生体組織同士の相互ネットワークが生じ、生体組織の組織再生力を発揮して、より早期に腸管 I_{C1} 、 I_{C2} の生体組織が再生される。

20

【0035】

以上説明したように、この実施の形態によれば、以下の効果が得られる。

第1および第2の保持部材52、54の保持面62a、66aに連続電極56a、58aおよび離散電極56b、58bをそれぞれ配置した。そして、第1の保持部材52の連続電極56aと第2の保持部材54の連続電極56aとの間の生体組織（例えば腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士）を加熱して変性させて連続的に接合させることができる。このため、例えば管状などの生体組織を密着させたりシールすることができる。さらに、第1の保持部材52の離散電極56bと第2の保持部材54の離散電極58bとの間の生体組織（例えば腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士）を加熱して変性させて生体組織同士を接合させることができる。すなわち、生体組織同士を離散的に接合することができる。

30

【0036】

このとき、例えば図4 (b) に示すように、生体組織同士を連続的に変性させて接合した部位と、離散的に変性させて接合した部位とは、近接した位置にある。そして、離散的に変性させて接合した部位の周囲の生体組織間は、変性されていない。このため、離散的に変性させて接合した部位の周囲の変性されていない生体組織を、互いに接触（密着）させた状態に維持することができる。すなわち、離散電極56b、58bは、例えば離れる方向の力 F_1 が加えられる生体組織同士を密着させた状態に維持するのに大きな役割を果たす。

40

【0037】

例えば2つの腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士を吻合させる場合、図4 (a) および図4 (c) に示す腸間膜Mがある側に対して反対側は、互いの腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士が離れる方向に力 F_1 が働く。しかし、離散電極56bにより腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士が離散的に接合されているので、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士を離散的に接合することができる。このため、

50

腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士を、互いに密着させた状態に維持することができる。

【0038】

したがって、離散電極 56b、58b により接合した生体組織同士の部位は、生体組織同士を互いに対して引き寄せて密着させた状態を維持する役割を果たす。すなわち、離散電極 56b、58b により接合した生体組織同士の部位は、生体同士の癒着を維持する役割を果たす。このため、密着（癒着）した生体組織同士の相互ネットワークを生じさせ、生体組織の組織再生力をより発揮し易くして、より早期に生体組織を再生させることができる。

【0039】

なお、この実施の形態では、第1の保持部材52の離散電極56bは、略等間隔に配置され、かつ、それぞれ略同じ面積を有するものとして説明したが、隣接する離散電極56b同士の間隔が異なっていたり、離散電極56bの面積がそれぞれ異なっていたりすることも好適である。離散電極56bで組織を離散的に処置した場合、その離散電極56bに接触した部位は変性されるが、その離散電極56bと、その離散電極56bに隣接する離散電極56bとの間の生体組織の一部が変性されずに生体組織同士を接触させた状態に維持することができるのであれば、離散電極56bは種々の変更が許容される。

【0040】

なお、この実施の形態では、カッタ84を設ける場合について説明したが、カッタ84は治療対象によっては設けられていなくても良い。この場合、後述するように、カッタ案内溝94は、例えば生体組織から生じる蒸気や液体などの流体を高周波処置具12のハンドル22側に導く流体放出溝（流路）として機能し得る。または、カッタ案内溝94自体が設けられていなくても良い。

【0041】

次に、離散電極56bの第1の変形例について図5（a）を用いて説明する。

この実施の形態では、図3（a）に示すように、略U字型の連続電極56aの外側の、略U字型の仮想的な軌跡上に、離散電極56bを等間隔に配置する例について説明した。離散電極56bは、その他、図5（a）に示すように、ジグザグ状の頂点の位置に配置されていることも好適である。すなわち、離散電極56bは、2列に配設されていることも好適である。この場合の離散電極56b間の配置や距離も、連続電極56aの出力の大きさや、離散電極56b自体の生体組織に対する面積などにより適宜に決められる。

【0042】

次に、離散電極56bの第2の変形例について図5（b）を用いて説明する。この第2の変形例は、第1の変形例の更なる変形例である。

図5（b）に示すように、矩形状の離散電極56bを円形状の電極の代わりにジグザグ状に配置することも好適である。その他、離散電極56bの配置は、ランダムなど、種々の変更が許容される。離散電極56bの形状も、楕円状や菱形、多角形など、種々の変更が許容される。

【0043】

また、第1の実施の形態では、第1の保持部材52の本体62および第2の保持部材54の本体66の構造が対称的（同一）である場合の保持部26を用いて説明した。その他、図6（a）に示すように、第1の保持部材52の本体62に上述した構造を用い、第2の保持部材54の本体66のうち、第1の保持部材52に近接する側の保持面66aに全体的に露出された平面状（板状）の第2の高周波電極58を用いることも好適である。

【0044】

この実施の形態では、バイポーラ型の高周波処置具12を用いることについて説明したが、図6（b）および図6（c）に示すように、モノポーラ型の高周波処置具を用いることも好適である。この場合、処置される患者Pには、対極板60が装着される。この対極板60は、通電ライン92cを介してエネルギー源14に接続されている。さらに、第1の保持部材52の本体62に配設された第1の高周波電極56と、第2の保持部材54の本体66に配設された第2の高周波電極58とは、第1および第2の通電ライン92a、9

10

20

30

40

50

2 bが電氣的に接続された同電位の状態にある。この場合、第1および第2の高周波電極56, 58に接触する生体組織 L_T の面積はそれぞれ小さいため、電流密度が高いが、対極板60の電流密度は低くなる。このため、保持部26で挟持される生体組織 L_T は加熱されるのに対して、対極板60に接触した生体組織 L_T の加熱は無視できる程度に小さい。したがって、保持部26で挟持した部分のうち、電極56, 58に接触した生体組織 L_T のみ加熱されて変性される。

また、図示しないが、モノポーラ型の高周波処置具を用いる場合、第1の保持部材52および第2の保持部材54の一方だけに高周波電極が配設されていることも好適である。

【0045】

この実施の形態では、第1および第2の高周波電極56, 58を用いる場合について説明したが、第1および第2の高周波電極56, 58の代わりにヒータ（図面としては例えば図3(a)、図5(a)、図5(b)等と同じであるから特には図示せず）を用いることも好適である。その他、連続電極56aをそのまま用い、離散電極56bの代わりにヒータを用いることも好適である。さらに、離散電極56bをそのまま用い、連続電極56aの代わりにヒータを用いることも好適である。このように、高周波電極56, 58の代わりに例えばスポット状のヒータを用いる場合、それらのヒータを発熱させることによって、ヒータの表面に接触する生体組織 L_T に対して高周波電極で処置を行う場合と同様に処置を行うことができる。

【0046】

また、この実施の形態では、腹壁を通して腹腔内（体内）の生体組織 L_T を処置するための、リニアタイプの高周波処置具12（図1(a)参照）を例にして説明したが、例えば図7に示すように、腹壁を通して体外に処置対象組織を取り出して処置を行うオープン用のリニアタイプの高周波処置具（治療用処置具）12aを用いることもできる。

【0047】

この高周波処置具12aは、ハンドル22と、保持部26とを備えている。すなわち、腹壁を通して処置するための高周波処置具12とは異なり、シャフト24（図1(a)参照）が除去されている。一方、シャフト24と同様の作用を有する部材がハンドル22内に配設されている。このため、上述した図1(a)に示す高周波処置具12と同様に使用することができる。

【0048】

[第2の実施の形態]

次に、第2の実施の形態について図8ないし図9(b)を用いて説明する。この実施の形態は第1の実施の形態の変形例であって、第1の実施の形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

図8に示すように、略U字状の連続電極56aの外側には、連続電極56aから枝分かれた複数の枝電極（維持部材、第2の接合部材）56cが一体的に形成されている。これら枝電極56cは、連続電極56aの軸方向に対して直交する方向に延出されている。すなわち、この実施の形態では、第1の実施の形態で説明した離散電極56bの代わりに枝電極56cが配設されている。

【0049】

枝電極56cは、それぞれ略同じ長さ、略同じ幅に形成されている。すなわち、枝電極56cは、連続電極56aからそれぞれ略同じ面積だけ延出されている。さらに、枝電極56c同士の間隔は略等間隔である。

【0050】

なお、枝電極56cは、その枝電極56cに接触する生体組織 L_T を変性させるが、隣接する枝電極56c同士の間隔の生体組織 L_T の変性を防止する程度の出力である。

【0051】

この実施の形態に係る治療処置システム10の作用および効果については、第1の実施の形態で説明した作用および効果と同様であるので、説明を省略する。

なお、各枝電極56cの長さや幅（太さ）、更には、枝電極56c同士の間隔や数は、

10

20

30

40

50

適宜に設定される。図8中では、連続電極56aの太さは、枝電極56cの太さに比べて太く描かれているが、同じ太さであったり、枝電極56cの方が太かったりすることも許容される。

【0052】

次に、枝電極56cの第1の変形例について図9(a)を用いて説明する。

図9(a)に示すように、第1の保持部材52の本体62の最も先端側(基部64に対して離隔した側)の枝電極(維持部材、第2の接合部材)56dは、図8に示す第1の保持部材52の本体62の最も先端側の枝電極56cに対して変形されている。すなわち、第1の変形例における図9(a)に示す枝電極56dは、図8に示す第1の保持部材52の本体62の最も先端側の枝電極56cに比べて長く形成されている。

10

【0053】

また、図8に示す最も先端側の枝電極56cは、一方向にのみ(真っ直ぐに)延出されている。これに対して、図9(a)に示す枝電極56dは、それぞれ、延出された角度が途中で変化(途中で屈曲)している。これは、例えば図4(c)に示すように腸管 I_{C1} 、 I_{C2} を吻合したときに、連続電極56aで変性させた部位の先端、すなわち、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士が二股に分かれる部位 B_i から腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士の吻合を解除するように力 F_2 が働いた場合に、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士を接合する接合力を増して、その吻合の解除を防止するためである。

【0054】

図9(a)に示す枝電極56dは、それぞれ少なくとも2方向に延出されている。これら枝電極56dの場合、連続電極56aに一体的であり連続電極56aの略U字型の仮想的な軌跡に対して直交する方向に延出された第1の部分56d₁と、第1の部分56d₁に一体的であり第1の部分56d₁からさらに延出された第2の部分56d₂とを備えている。このうち、第2の部分56d₂は、枝電極56cに平行な方向に延出されている。そして、このような構成において、枝電極56dに第1の部分56d₁および第2の部分56d₂を有することで、二股に分かれる部位 B_i で生じる力 F_2 に対応する接合面積を増加することができる。すなわち、第1の部分56d₁および第2の部分56d₂は、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士の接合を剥がれ難くしている。

20

したがって、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} に加えられる力 F_2 に対する耐性を増加させることができるので、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} の吻合が解除され難い状態にすることができる。

30

【0055】

次に、枝電極56cの第2の変形例について図9(b)を用いて説明する。

図9(b)に示すように、第1の保持部材52の枝電極(維持部材、第2の接合部材)56eは、図8に示す第1の保持部材52の枝電極56cに対して変形されている。第2の変形例における枝電極56eは、連続電極56aの軸方向(略U字型の仮想的な軌跡)に対して直交する方向ではなく、斜めに配設されている。この第2の変形例の場合、各枝電極56eは、例えば、基端側に向かって延出されている。

【0056】

このため、図4(d)に示すように、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士には、連続電極56aにより接合された部分と、連続電極56aにより接合された部分の長手方向に対して適当な角度を持って枝電極56eにより接合された部分とがある。このうち、これら枝電極56eは、図8に示す枝電極56cに比べて長く形成されている。また、枝電極56eにより接合された部分は、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} に加えられる F_1 の方向に対して斜めである。そのために、枝電極56eは、吻合を解除する方向の力 F_1 に対応する接合面積が増加しているので、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} の吻合が解除され難い状態にすることができる。したがって、連続電極56aに接続された部分の長手方向に対して適当な角度を持つ枝電極56eは、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士を接合する接合力を増すことができる。

40

【0057】

なお、図9(b)に示すように、第1の保持部材52の最も先端側の枝電極(維持部材、第2の接合部材)56fは、図8や図9(a)に示す第1の保持部材52の最も先端側

50

の枝電極 56c, 56d に対して変形されている。すなわち、第2の変形例におけるこれら枝電極 56f は、図8や図9(a)に示す第1の保持部材 52 の最も先端側の枝電極 56c, 56d に比べて長く形成されている。

【0058】

さらに、図9(b)に示す枝電極 56f は、円弧状に延出されている。このため、枝電極 56f は、枝電極 56e とは異なる方向に延出されている。このような保持部材 52 の先端側に設けられた枝電極 56f は、腸管 I_{C1} , I_{C2} を吻合した場合に図4(c)に示すような部位 B_i に力 F_2 が生じたときに対して耐性を増加させ、腸管 I_{C1} , I_{C2} 同士を剥がれ難くしている。

これは、例えば腸管 I_{C1} , I_{C2} を吻合したときに、連続電極 56a で変性させた部位の先端、すなわち、腸管 I_{C1} , I_{C2} 同士が二股に分かれる部位 B_i から腸管 I_{C1} , I_{C2} 同士の吻合を解除するように力 F_2 が働いた場合に、腸管 I_{C1} , I_{C2} 同士を接合する接合力を増して、その吻合の解除を防止するためである。

【0059】

なお、この実施の形態では、力 F_2 に対応する接合部の面積を増す場合に、第1の保持部材 52 の本体 62 の最も先端側にある枝電極として、第1の部分 56d₁ および第2の部分 56d₂ を有する枝電極 56d と、枝電極 56f とについて説明した。しかし、力 F_2 に対応する接合部の面積を増すのであれば、第1の保持部材 52 の本体 62 の最も先端側にある枝電極の形状はこれら枝電極 56d, 56f に限定されるものではない。

【0060】

[第3の実施の形態]

次に、第3の実施の形態について図10ないし図11(b)を用いて説明する。この実施の形態は第1および第2の実施の形態の変形例であって、第1および第2の実施の形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

図10に示すように、第1の保持部材 52 には、略方形波状の連続的な高周波電極 56 が配設されている。ここで、図10中の符号 56g で示す部分の電極は、第1および第2の実施の形態で説明した連続電極 56a (図3(a)参照)と同様に、カット案内溝 94 の縁部に沿って配設されている。すなわち、電極 56g は、略U字状の軌跡上に配置されている。しかし、電極 56g は、連続電極 56a とは異なり、不連続に配設されている。

【0061】

図10中の符号 56h で示す部分の電極は、第2の実施の形態で説明した枝電極 56c (図8参照)と同様に、電極 56g に対して直交する方向にそれぞれ略同じ長さだけ延出されている。

さらに、図10中の符号 56i で示す部分の電極は、電極 56h の延出された端部同士を接続する状態に配設されている。そして、電極 56i も、電極 56g, 56h と同様に、不連続に配設されている。すなわち、電極 56i は、第1の実施の形態で説明した離散電極 56b (図3(a)参照)と同様に、略U字状の軌跡上に互いに離間した状態に配設されている。

【0062】

しかしながら、これら電極 56g, 56h, 56i は、全体として1つの連続的な高周波電極 56 を形成しているので、第1および第2の実施の形態で説明した連続電極 56a と同じ作用を有するものである。

一方、電極 56h は、図8中に示す枝電極 56c と同様に互いに離間している。このため、電極 56h は、連続電極の一部をなすとともに、枝電極としての作用を有するものである。さらに、電極 56i は、連続電極の一部をなすとともに、互いに離間した状態に不連続に形成されているので、離散電極としての作用を有するものである。

すなわち、これら電極 56h, 56i は、それぞれ、連続電極の作用による生体組織 L_T の連続的な変性による接合に加えて、図3(a)に示す離散電極 56b や図8に示す枝電極 56c と同様の作用により生体組織 L_T 同士を引き寄せて密着させておくために用いられる。

10

20

30

40

50

【0063】

なお、この実施の形態では、符号56gで示す電極同士、符号56iで示す電極同士の長さや間隔を略同一のものとして図10中に示しているが、これらは適宜に変更可能である。すなわち、符号56hで示す電極同士の間隔は、適宜に変更可能である。

【0064】

この実施の形態に係る治療処置システム10の作用および効果については、第1および第2の実施の形態で説明した作用および効果と同様であるので、説明を省略する。

【0065】

次に、第1の高周波電極56の第1の変形例について図11(a)を用いて説明する。

10

第3の実施の形態では連続的に略方形波状の高周波電極56が配設されているものとして説明したが、図11(a)に示すように、略サインカーブ状に形成されていることも好適である。図11(a)に示すように、高周波電極56が略サインカーブ状に形成されている場合、符号56jで示す略サインカーブのボトムの位置（カッタ案内溝94に近接する位置）の電極は、第3の実施の形態で説明した電極56gの代わりとして作用する。

【0066】

符号56kで示す略サインカーブの変曲点の位置の電極は、第3の実施の形態で説明した電極56hの代わりとして作用する。なお、電極56kは、図8中の符号56hで示す部分に対して長く形成されているものと見ることができる。これは、例えば図4(a)に示すように腸管 I_{C1} 、 I_{C2} を吻合したときに、連続電極56aで変性させた部位の先端から腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士が二股に分かれる部位 B_i に腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士の吻合を解除するように力が働いた場合に、その吻合の解除を防止するため、すなわち、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士を接合する接合面積を増して接合力を増すためである。したがって、第1の変形例の電極56kは、図10に示す電極56hよりもその腸管 I_{C1} 、 I_{C2} に対する接触面積が増加するため、その腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士の接合力を増すことができる。

20

同様に、電極56lで示す略サインカーブのトップの位置（カッタ案内溝94から離隔する位置）の電極は、第3の実施の形態で説明した電極56iの代わりとして作用する。

【0067】

次に、第1の高周波電極56の第2の変形例について図11(b)を用いて説明する。

30

図11(b)に示すように、この変形例は、第3の実施の形態で説明した符号56oで示す部分（図8に示す枝電極56cに相当する部分）の電極が、第3の実施の形態で説明した図10に示す電極56hに対して斜めに形成されて、より長く形成されている。これは、例えば図4(a)に示すように腸管 I_{C1} 、 I_{C2} を吻合したときに、高周波電極56で変性させた部位の先端から腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士が二股に分かれる部位 B_i に腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士の吻合を解除するように力が働いた場合に、その吻合の解除を防止するため、すなわち、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士を接合する接合面積を増して接合力を増すためである。したがって、第2の変形例の電極56oは、図10に示す電極56hよりもその腸管 I_{C1} 、 I_{C2} に対する接触面積が増加するため、その腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士の接合力を増すことができる。

40

【0068】

また、符号56mで示すカッタ案内溝94に近接する部分（カーブのボトムの位置）の電極は、図10に示す電極56gの代わりとして作用する。符号56nで示すカッタ案内溝94に離隔する部分（カーブのトップの位置）の電極は、図10に示す電極56iの代わりとして作用する。

【0069】

例えば、この変形例のように、電極56mの長さを、電極56nの長さに対して長くすることができる。もちろん、電極56mの長さを、電極56nの長さに対して短くすることも好適である。

50

【0070】

[第4の実施の形態]

次に、第4の実施の形態について図12(a)ないし図14(c)を用いて説明する。この実施の形態は第1の実施の形態の変形例であって、第1の実施の形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

図12(a)に示す高周波処置具12のシャフト24の筒体42およびシース44には、それぞれ後述する蒸気(気体)や液体(組織液)などの流体が放出される流体放出口48a, 48bが形成されている。これら流体放出口48a, 48bは、シャフト24の基端側に形成されている。

【0071】

10

ここでは図示しないが、シース44の流体放出口48bの外周面には、接続口金が設けられていることも好適である。このとき、後述する流体は、カッタ案内溝94、シャフト24の筒体42の流体放出口48a、シャフト24のシース44の流体放出口48b、および、接続口金を通して排出される。この場合、接続口金内を吸引することによって蒸気や液体などの流体を流体放出口48a, 48bから容易に排出することができる。

【0072】

なお、流体放出口48a, 48bはシャフト24に設けられていることが好適であるが、シャフト24ではなく、ハンドル22に設けられていることも好適である。

【0073】

ハンドル22およびシャフト24の他の構造は、第1の実施の形態で説明した構造と同一であるから、他の部材の説明を省略する。

20

図13(a)に示すように、連続電極56aおよび離散電極56bは、図3(a)に示す第1の実施の形態と略同じ位置に配設されている。

【0074】

本体62には、連続電極56aの外周に、蒸気や高温の液体などの流体の流路として第1の流体放出溝(連続電極用流体放出溝)94aが形成されている。本体62には、離散電極56bの外周に、蒸気や高温の液体などの流体の流路として第2の流体放出溝(離散電極用流体放出溝)94bが形成されている。これら第1および第2の流体放出溝94a, 94bは、連通路94cによって連通されている。各連通路94cは、溝として形成されている。そして、各連通路94cは、保持面62aに露出されている。

30

【0075】

図13(a)および図13(b)に示すように、第1の保持部材52の保持面62aには、障壁部(ダム)98が形成されている。障壁部98は、第1および第2の流体放出溝94a, 94bおよび連通路94cの縁部に沿って形成されている。図13(b)に示すように、第1の保持部材52の障壁部98は、その保持面62aの平面に対して突出されている。

【0076】

次に、この実施の形態に係る治療処置システム10の作用について説明する。

第1の実施の形態で説明したように、処置対象の生体組織 L_T を第1の保持部材52と第2の保持部材54との間で保持する。このとき、障壁部98が生体組織 L_T に密着するとともに、生体組織 L_T が第1の高周波電極56および第2の高周波電極58に接触する。

40

【0077】

この状態で、フットスイッチやハンドスイッチを操作する。エネルギー源14から第1の高周波電極56および第2の高周波電極58にそれぞれエネルギーが供給される。そして、第1の高周波電極56と第2の高周波電極58との間の生体組織 L_T が加熱される。このとき、例えば、その生体組織 L_T の加熱された部分から蒸気や液体などの流体が発生する。

【0078】

ここで、第1の流体放出溝94aは連続電極56aの外側に配設され、第2の流体放出

50

溝 9 4 b は離散電極 5 6 b の外側に配設されている。このため、蒸気や液体などの流体は第 1 および第 2 の流体放出溝 9 4 a, 9 4 b の内部にそれぞれ流れ込む。このとき、流体は、障壁部 9 8 によって第 1 および第 2 の流体放出溝 9 4 a, 9 4 b の外側に逃げる事が防止される。すなわち、障壁部 9 8 は、生体組織 L_T から生じた流体が外部に漏れ出すことを防止するダム役を果たす。このため、第 2 の流体放出溝 9 4 b の内部に流れ込んだ流体は、連通路 9 4 c を通して第 1 の流体放出溝 9 4 a に流れ込む。そして、この流体は、第 1 の保持部材 5 2 および第 2 の保持部材 5 4 の基部 6 4 に向かって流れる。そして、流体は、第 1 の流体放出溝 9 4 a と例えば基部 6 4 において連通したカット案内溝 9 4 に流れ込む。または、第 1 の流体放出溝 9 4 a は、図示しないが、シャフト 2 4 の筒体 4 2 内部で連通する。

10

【0079】

そして、流体は、シャフト 2 4 の筒体 4 2 の流体放出口 4 8 a を通してシース 4 4 の流体放出口 4 8 b から高周波処置具 1 2 の外部に排出する。

【0080】

以上説明したように、この実施の形態によれば、以下の効果が得られる。

第 1 の実施の形態で説明した効果と同様の効果については、記述を省略する。

高周波処置具 1 2 により、保持部 2 6 で挟持した処置対象の生体組織 L_T に高周波電流を与え、障壁部 9 8 を密着させることによって、処置対象の生体組織 L_T から発生する流体が、第 1 の保持部材 5 2 の障壁部 9 8 に向かって流れても、その流体を第 1 および第 2 の高周波電極 5 6, 5 8 の第 1 および第 2 の流体放出溝 9 4 a, 9 4 b および連通路 9 4 c 内に導入することができる。

20

【0081】

このため、生体組織 L_T の処置の際に高周波通電された部位から生じる流体による影響を他の周辺組織に及ぼすことを防止することができる。すなわち、生体組織 L_T の処置の際に影響を及ぼす位置を、第 1 の高周波電極 5 6 および第 2 の高周波電極 5 8 間に高周波電流を通電した生体組織 L_T に限定することができる。

【0082】

したがって、この実施の形態によれば、生体組織 L_T から生じる蒸気や液体（高温の体液）等の流体を高周波処置具 1 2 の外側に、例えばシャフト 2 4 の基端部側やハンドル 2 2 側で排出することによって、処置対象の生体組織 L_T の周辺の生体組織 L_T に蒸気や液体（体液）等の流体により影響を与えることを抑止することができる。

30

【0083】

このように、蒸気や液体などの流体を組織と接触しない位置まで導くことは生体組織 L_T への熱影響を抑止する上で重要であり、保持部 2 6 の周囲を覆うような保持部 2 6 よりも大きい組織に処置を行う場合には熱影響を保持部 2 6 の外側に及ぼすことを防止することができる、といった効果を得ることができる。保持部 2 6 に小さいながらも蒸気や液体などの流体が漏れ出す開放部（空間）が形成されてしまった場合はその部位より流体が放出され、保持部 2 6 の周囲の生体組織 L_T に熱影響をもたらすためである。

【0084】

また、そのような開放部をなくすために高周波電極（エネルギー放出部）5 6, 5 8 の周囲を障壁部 9 8 で覆うことを行なっても、生体組織 L_T から発生する蒸気圧力等の流体圧力により開放部が形成され、流体が放出される可能性がある。そのため、流体圧力の上昇による不要な流体の放出を抑え、流体を所定方向に導き、放出する流路 9 4 a, 9 4 b, 9 4 c を設けることは有用な手段である。

40

【0085】

次に、図 1 3 (a) および図 1 3 (b) に示す連通路 9 4 c の第 1 の変形例について図 1 4 (a) および図 1 4 (b) を用いて説明する。

図 1 4 (a) および図 1 4 (b) に示すように、流体放出溝 9 4 a, 9 4 b を連通する連通路（第 1 の連通路）9 4 c は、管路として形成されている。このため、各連通路 9 4 c は、それぞれ本体 6 2 の内部に形成されている。

50

【0086】

このように、生体組織 L_T から発生した流体を管路状の連通路 94c を通すことによって、生体組織 L_T に例えば高温である可能性がある流体を触れさせることを極力防止することができる。

【0087】

次に、図 13 (a) および図 13 (b) に示す連通路 94c の第 2 の変形例について図 14 (c) を用いて説明する。この変形例は、第 1 の変形例の更なる変形例である。

図 14 (c) に示すように、第 1 の連通路 94c は、第 1 の変形例と同様に、管路として形成されている。この第 1 の連通路 94c には、カッタ案内溝 94 にも連通された管路状の第 2 の連通路 94d が形成されている。

10

【0088】

このように、生体組織 L_T から発生した流体を管路状の第 1 および第 2 の連通路 94c, 94d を通すことによって、生体組織 L_T に例えば高温である可能性がある流体を触れさせることを極力防止することができる。

【0089】

[第 5 の実施の形態]

次に、第 5 の実施の形態について図 15 を用いて説明する。この実施の形態は、第 2 および第 4 の実施の形態の変形例であって、第 2 および第 4 の実施の形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

図 15 に示すように、高周波電極 56 の外側には、流体放出溝 94e が形成されている。さらに、流体放出溝 94e の外側の縁部には、障壁部 98 が形成されている。ここで、障壁部 98 は、保持面 62a に対して突出されている。

20

この実施の形態に係る治療処置システム 10 の作用および効果については、第 4 の実施の形態で説明した作用および効果と同様であるので、説明を省略する。

【0090】

[第 6 の実施の形態]

次に、第 6 の実施の形態について図 16 (a) ないし図 16 (d) を用いて説明する。この実施の形態は第 1 および第 4 の実施の形態の変形例であって、第 1 および第 4 の実施の形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

図 16 (b) に示すように、蒸気放出溝 94a, 94b を連通する連通路 94c は、図 14 (c) に示す状態と同様に、管路として形成されている。さらに、蒸気放出溝 94a とカッタ案内溝 94 とを連通する連通路 94d も、管路として形成されている。

30

【0091】

図 16 (a) および図 16 (b) に示すように、本体 62 および基部 64 の縁部には、例えば銅などの良熱伝導性を有する冷却パイプ 102 が固定されている。この冷却パイプ 102 には、冷却水（液体）や冷気（気体）などの冷媒が流される。

【0092】

本体 62 の保持面 62a には、例えば銅板などの良熱伝導性を有する冷却板 104 が配設されている。この冷却板 104 は、冷却パイプ 102 に密着した状態で本体 62 に固定されている。このため、冷却パイプ 102 内に冷媒を通すと、冷却パイプ 102 から冷却板 104 にその冷媒からの熱が伝導される。すなわち、冷却板 104 は冷やされる。

40

【0093】

次に、この実施の形態に係る治療処置システム 10 の作用について説明する。

第 1 の実施の形態で説明したように、処置対象の生体組織 L_T を第 1 および第 2 の保持部材 52, 54 の間で保持する。このとき、障壁部 98a, 98b が生体組織 L_T に密着するとともに、生体組織 L_T が第 1 および第 2 の高周波電極 56, 58 に接触する。さらに、第 1 および第 2 の保持部材 52, 54 の本体 62, 66 に設けられた冷却板 104 に生体組織 L_T が密着する。

【0094】

この状態で、フットスイッチやハンドスイッチを操作する。エネルギー源 14 から第 1 お

50

よび第2の高周波電極56, 58にそれぞれエネルギーが供給される。一方、冷却パイプ102には冷媒として例えば冷却水が供給される。

【0095】

第1の高周波電極56は生体組織 L_T を介して第2の高周波電極58との間に高周波電流を通電する。このため、第1の高周波電極56と第2の高周波電極58との間の生体組織 L_T が加熱される。

【0096】

このように、処置対象の生体組織 L_T が加熱されたとき、その生体組織 L_T の加熱された部分から蒸気や液体などの流体が発生する。そして、生体組織 L_T から発生した流体は連続電極56aの外側に設けられた流体放出溝94aおよび離散電極56bの外側に設けられた流体放出溝94bを通してカッタ案内溝94内で合流させてシャフト24の基端部に導いて外部に排出する。

10

【0097】

また、処置対象の生体組織 L_T が加熱されたときには、処置対象の生体組織 L_T から周辺の生体組織 L_T に向かってサーマルスプレッドが生じる。

【0098】

ここで、第1および第2の保持部材52, 54の外側の冷却パイプ102にはそれぞれ冷却水が供給されている。このため、熱伝導率が高い冷却パイプ102の外周面に密着した冷却板104を介して生体組織 L_T は冷却されている。したがって、第1の高周波電極56と第2の高周波電極58との間の処置対象の生体組織 L_T から広がる熱の影響が、冷却板104に密着した部分で抑制される。すなわち、処置対象の生体組織 L_T からの熱の広がりが、処置対象の生体組織 L_T の周囲の生体組織 L_T を冷却することによって抑えられる。

20

【0099】

また、仮に、生体組織 L_T と障壁部98a, 98bとの間に隙間があった場合、流体は生体組織 L_T と障壁部98a, 98bとの間を通して外部に抜ける。この場合、冷却板104に流体が触れる。このため、流体が冷却される。

【0100】

以上説明したように、この実施の形態によれば、以下の効果が得られる。

この実施の形態に係る治療処置システム10の、第1および第4の実施の形態と同じ効果については、その説明を省略する。

30

高周波処置具12により、保持部26で保持した処置対象の生体組織 L_T に高周波電流を与えときに、第1および第2の保持部材52, 54の障壁部98a, 98bをそれぞれ生体組織 L_T に密着させることができる。このため、処置対象の生体組織 L_T から発生する流体が、第1および第2の保持部材52, 54の障壁部98a, 98bに向かって流れても、その流体を、連続電極56aと障壁部98aとの間の流体放出溝94a、離散電極56bと障壁部98bとの間の流体放出溝94bを通してカッタ案内溝94内に導入して、高周波処置具12の外部に排出することができる。

【0101】

このため、生体組織 L_T の処置の際に高周波通電された部位から生じる流体による影響を他の周辺組織に及ぼすことを防止することができる。すなわち、生体組織 L_T の処置の際に影響を及ぼす位置を、第1の高周波電極56および第2の高周波電極58間に高周波電流を通電した生体組織 L_T に限定することができる。

40

【0102】

また、高周波処置具12により、保持部26で挟持した処置対象の生体組織 L_T に高周波電流を与えときに、それぞれ冷却されている第1の保持部材52の冷却板104と第2の保持部材54の冷却板104とを生体組織 L_T に密着させることができる。このため、冷却板104に密着した生体組織 L_T を冷却することができる。したがって、処置対象の生体組織 L_T から周辺の生体組織 L_T に向かってサーマルスプレッドが生じたときの影響を、冷却板104に接触した部分で抑制することができる。そうすると、生体組織 L_T

50

の処置の際に高周波通電された処置対象の生体組織 L_T から広がる熱の影響を他の周辺組織に及ぼすことを防止することができる。

【0103】

したがって、表面を冷却することが可能な冷却板 104 を保持部 26 に設けることによって、サーマルスプレッドが生じる範囲を第1および第2の保持部材 52, 54 の内部に確実に収めることができる。

【0104】

また、高温の流体が第1および第2の保持部材 52, 54 の外部に抜けようとしても、冷却板 104 にその流体が触れることによって、その流体を冷却することができる。このため、保持部 26 で挟持した生体組織 L_T の周辺の生体組織 L_T に影響を与えることを防止することができる。

10

【0105】

また、生体組織 L_T の処置の際に高周波通電された部位から生じる流体による影響を他の周辺組織に及ぼすことを防止することができる。すなわち、処置範囲を各障壁部 98a, 98b 内に限定することができ、障壁部 98a, 98b の周囲の部分の生体組織 L_T は正常な状態を保つので、より早い治癒に貢献することができる。

【0106】

次に、この実施の形態の第1の変形例について図16(c)を用いて説明する。

図16(c)に示すように、冷却パイプ 102 は除去されている。その代わりに、本体 62 および基部 64 には、一体的に溝状のダクト 112a, 112b が形成されている。

20

【0107】

本体 62 の保持面 62a には、冷却板 104 が配設されている。この冷却板 104 により、ダクト 112a, 112b は密封されている。このため、ダクト 112a, 112b に流体を通すと、その流体の熱が冷却板 104 に伝熱される。

【0108】

次に、この実施の形態の第2の変形例について図16(d)を用いて説明する。この変形例は、第1の変形例のさらなる変形例である。

図16(d)に示すように、冷却パイプ 102 は除去されている。その代わりに、本体 62 および基部 64 には、一体的に溝状の第1および第2のダクト 112a, 112b が形成されている。第1および第2のダクト 112a, 112b は、第1の保持部材 52 の

30

カッタ案内溝 94 の中心軸に対して対称的にそれぞれ1対形成されている。それぞれ1対の第1および第2のダクト 112a, 112b のうち、一方が冷却水などの冷媒流入用であり、他方が冷媒流出用である。

【0109】

なお、第2のダクト 112b の下側には、第1の流体放出溝 94a とカッタ案内溝 94 とを連通する連通路 94f が形成されている。

【0110】

本体 62 の保持面 62a には、薄く柔軟なシート状部材（放熱用部材） 114 が配設されている。このシート状部材 114 は、例えばシリコン材により形成されている。このシート状部材 114 により、ダクト 112a, 112b は密封されている。このため、ダクト 112a, 112b に流体を通すと、その流体の熱がシート状部材 114 を通して生体組織 L_T に伝熱される。

40

【0111】

〔第7の実施の形態〕

次に、第7の実施の形態について図17(a)ないし図18を用いて説明する。この実施の形態は第1の実施の形態の変形例であって、第1の実施の形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

図17(a)に示すように、第1の保持部材 52 からは、離散電極 56b (図3(a)参照) が除去され、その代わりにサージカルステープル（維持部材、第2の接合部材、出力部） 132 を放出するための複数のスロット、すなわちスリット 134 が形成されてい

50

る。複数のスロット134は、カッタ案内溝94を挟んで両側に、かつ、連続電極56aの外側に、例えば2列に配置されている。図18に示すように、これらスロット134には、傾斜面136aを有するステープルプッシャ136が進退自在に収納されている。ステープルプッシャ136の上面には、ステープル132が1つつ脚部132aを第2の保持部材54の方向に向け、かつ、第2の保持部材54の保持面66aの方向に突出可能に収納されている。第1の保持部材52の内部には、ステープルプッシャ136に対向してプレートガイド溝138が形成されている。プレートガイド溝138には、ステープルプッシャ136の傾斜面136aと同様に傾斜された傾斜面140aを有する作動スレッド140がスライド可能に配設されている。作動スレッド140は、カッタ84および駆動ロッド82に並設された状態に配置され、カッタ84および駆動ロッド82に略平行に駆動されるステープル操作部（図示せず）により、カッタ駆動ノブ34と同様に、ハンドル22によりその移動を操作可能である。したがって、第1の保持部材52は、ステープル132のカートリッジとしての機能をも有する。

10

【0112】

図17(b)に示すように、第2の保持部材54からは、離散電極58bが除去され、その代わりにステープル132の変形溝142が配設されている。すなわち、第2の保持部材54の保持面66aには、複数のステープル変形溝142が形成されている。各ステープル変形溝142は、ステープル132の1対の脚部132a（図18参照）をそれぞれ内側に折り曲げて変形させることができるように、底面が例えば略円弧状に形成されている。したがって、第2の保持部材54は、ステープル132のアンビルとしての機能をも有する。

20

【0113】

なお、図17(a)に示すスロット134と、図17(b)に示すステープル変形溝142とは、それぞれ対向する位置に形成されている。

【0114】

すなわち、この治療処置システム10は、高周波電極58a、58bを用いた物理的な処置を行うとともに、ステープルを用いた機械的な処置を行うための治療用処置具12を備えている。

【0115】

次に、この実施の形態に係る治療処置システム10の作用について説明する。

30

第1の実施の形態で説明したように、処置対象の生体組織 L_T を第1の保持部材52と第2の保持部材54との間で保持する。このとき、生体組織 L_T が第1および第2の高周波電極56、58の連続電極56a、58aに接触する。

【0116】

この状態で、フットスイッチやハンドスイッチを操作する。エネルギー源14から連続電極56a、58aにそれぞれエネルギーが供給される。そして、連続電極56a、58a間の生体組織 L_T が加熱される。このため、生体組織 L_T は、連続的に接合される。

【0117】

処置対象の生体組織 L_T を第1の保持部材52と第2の保持部材54との間で保持した状態で、ハンドル22のステープル操作部（図示せず）を操作する。すると、作動スレッド140が前進する。ここで、図18に示すように、作動スレッド140はプレートガイド溝138に沿って前進する。

40

【0118】

作動スレッド140が前進すると、スロット134の内部のステープルプッシャ136の傾斜面136aは、作動スレッド140の先端の傾斜面140aによって押し下げられる。このため、スロット134の内部のステープル132が突出して、吻合対象組織 L_T に打ち出される。打ち出されたステープル132の1対の脚部132aは生体組織 L_T を貫通する。そして、それら脚部132aは第2の保持部材54の変形溝142によってそれぞれ内側に折り曲げられる。このため、吻合対象組織がステープル132によって吻合される。このため、例えば生体組織 L_T 同士は離散的に機械的に接合される。

50

【0119】

以上説明したように、この実施の形態によれば、以下の効果が得られる。

第1および第2の保持部材52、54の保持面62a、66aに連続電極56a、58aをそれぞれ配置した。このため、第1の保持部材52の連続電極56aと第2の保持部材54の連続電極56aとの間の生体組織（例えば腸管 I_{C1} 、 I_{C2} ） L_T 同士を加熱して変性させることにより、生体組織 L_T 同士を連続的に接合させることができる。したがって、例えば管状などの生体組織 L_T を密着させたり封止させることができる。

【0120】

また、第1の保持部材52の連続電極56aの外側のスロット134からステープル132を放出し、第2の保持部材54の連続電極58aの外側のステープル変形溝142でステープル132の1対の脚部132aをそれぞれ内側に折り曲げるように形成した。したがって、ステープル132によって、生体組織 L_T を連続的に接合した部位の外側の近傍を離散的に機械的に接合することができる。

10

【0121】

このとき、例えば図4（b）に示すように、生体組織 L_T 同士を連続的に変性させて接合した部位（物理的に接合した部位）と、離散的に機械的に接合した部位とは、近接した位置にある。そして、離散的に接合した部位の周囲の生体組織 L_T 間は、ステープル132により機械的に接合されているので変性されていない。このため、離散的に接合した部位の周囲の変性されていない生体組織 L_T を、互いに接触（密着）させた状態に維持することができる。すなわち、ステープル132は、例えば離れる方向の力が加えられる生体組織 L_T 同士を密着させた状態に維持するのに大きな役割を果たす。

20

【0122】

例えば2つの腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士を吻合させる場合、図4（a）および図4（c）に示す腸間膜Mがある側に対して反対側は、互いの腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士が離れる方向に力が働く。しかし、ステープル132により腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士が離散的に接合されているので、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士を離散的に接合することができる。このため、腸管 I_{C1} 、 I_{C2} 同士を、互いに密着させた状態に維持することができる。

【0123】

したがって、ステープル132により接合した生体組織 L_T 同士の部位は、生体組織 L_T 同士を互いに対して引き寄せて密着させた状態を維持する役割を果たす。このため、密着した生体組織 L_T 同士の相互ネットワークを生じさせ、生体組織 L_T の組織再生力をより発揮し易くして、より早期に生体組織 L_T を再生させることができる。

30

【0124】

なお、この実施の形態では、ステープル132を用いて機械的に生体組織 L_T 同士を接合する例について説明したが、例えば生体組織用接着剤などを用いて生体組織 L_T 同士を接合することも好適である。

【0125】

〔第8の実施の形態〕

次に、第8の実施の形態について図19を用いて説明する。この実施の形態は第1および第7の実施の形態の変形例であって、第1および第7の実施の形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

40

図19に示すように、第1の実施の形態（図3（a）参照）に対して、第1の保持部材52からは連続電極56aが除去され、その代わりにステープル132が放出されるスロット134が配設されている。すなわち、第1の保持部材52の保持面62aには、ステープル（封止部材、出力部、第1の接合部材）132がそれぞれ配設された複数のスロット134が形成されている。例えば円形状の離散電極56bは配設されたままである。

【0126】

ステープル132が放出されるスロット134は、カッタ案内溝94の両側に沿って隙間無く密な状態に例えばそれぞれ2列ずつ形成されている。すなわち、この実施の形態における離散電極56b、58b、ステープル132のスロット134およびステープル変

50

形溝 1 4 2 の配置は、第 7 の実施の形態で説明した連続電極 5 6 a, 5 8 a、ステープル 1 3 2 のスロット 1 3 4 およびステープル変形溝 1 4 2 の配置（図 1 7（a）および図 1 7（b）参照）とは逆の配置である。

【0 1 2 7】

次に、この実施の形態に係る治療処置システム 1 0 の作用について説明する。

第 1 の実施の形態で説明したように、処置対象の生体組織 L_T を第 1 の保持部材 5 2 と第 2 の保持部材 5 4 との間で保持する。このとき、生体組織 L_T が第 1 および第 2 の高周波電極 5 6, 5 8 の離散電極 5 6 b, 5 8 b に接触する。

【0 1 2 8】

この状態でハンドル 2 2 のステープル操作部（図示せず）を操作する。そして、第 7 の実施の形態で説明したように、スロット 1 3 4 の内部のステープル 1 3 2 が突出して、吻合対象組織 L_T に打ち出される。打ち出されたステープル 1 3 2 の 1 対の脚部 1 3 2 a は生体組織 L_T を貫通する。そして、それら脚部 1 3 2 a は、第 2 の保持部材 5 4 のカット案内溝 9 6 に近接した位置に配置された変形溝 1 4 2 によって互いに内側に折り曲げられる。このため、吻合対象組織 L_T がステープル 1 3 2 によって吻合される。このため、例えば生体組織 L_T 同士は略隙間なく連続的に機械的に接合される。

【0 1 2 9】

この状態で、フットスイッチやハンドスイッチを操作する。エネルギー源 1 4 から離散電極 5 6 b, 5 8 b にそれぞれエネルギーが供給される。そして、離散電極 5 6 b, 5 8 b 間の生体組織 L_T が加熱されて変性されて接合される。

【0 1 3 0】

以上説明したように、この実施の形態によれば、以下の効果が得られる。

第 1 の保持部材 5 2 の離散電極 5 6 b の内側のスロット 1 3 4 からステープル 1 3 2 を放出し、第 2 の保持部材 5 4 の離散電極 5 8 b の内側のステープル変形溝 1 4 2 でステープル 1 3 2 の 1 対の脚部 1 3 2 a をそれぞれ内側に折り曲げるように形成した。このため、ステープル 1 3 2 によって、生体組織 L_T を略隙間無く連続的かつ機械的に接合することができる。

【0 1 3 1】

また、第 1 および第 2 の保持部材 5 2, 5 4 の保持面 6 2 a, 6 6 a に離散電極 5 6 b, 5 8 b をそれぞれ配置した。このため、第 1 の保持部材 5 2 の離散電極 5 6 b と第 2 の保持部材 5 4 の離散電極 5 8 b との間の生体組織（例えば腸管 I_{C1} , I_{C2} 同士） L_T を加熱して変性させて離散的に接合させることができる。

【0 1 3 2】

したがって、ステープル 1 3 2 により生体組織 L_T 同士を連続的に接合する（封止する）ことができ、かつ、離散電極 5 6 b, 5 8 b によって生体組織 L_T 同士を離散的に接合することができる。このため、第 8 の実施の形態によれば、第 7 の実施の形態で説明したのと同様の効果を得ることができる。

【0 1 3 3】

〔第 9 の実施の形態〕

次に、第 9 の実施の形態について図 2 0 ないし図 2 1（d）を用いて説明する。この実施の形態は、第 1 の実施の形態の変形例である。

ここでは、エネルギー処置具として、例えば腹壁を通して、もしくは腹壁外で処置を行うための、サーキュラタイプのバイポーラ型高周波処置具（治療用処置具）1 2 b を例にして説明する。

【0 1 3 4】

図 2 0 に示すように、高周波処置具 1 2 b は、ハンドル 2 0 2 と、シャフト 2 0 4 と、開閉可能な保持部 2 0 6 とを備えている。ハンドル 2 0 2 には、ケーブル 2 8 を介してエネルギー源 1 4 が接続されている。

【0 1 3 5】

ハンドル 2 0 2 には、保持部開閉ノブ 2 1 2 と、カット駆動レバー 2 1 4 が配設されて

10

20

30

40

50

いる。保持部開閉ノブ 212 は、ハンドル 202 に対して回転可能である。この保持部開閉ノブ 212 をハンドル 202 に対して例えば右回りに回転させると、保持部 206 の後述する離脱側保持部（離脱側挟持部） 224 が本体側保持部（本体側挟持部） 222 に対して離隔（図 21（a）参照）し、左回りに回転させると、離脱側保持部 224 が本体側保持部 222 に対して近接する（図 21（b）参照）。

【0136】

シャフト 204 は、円筒状に形成されている。このシャフト 204 は、生体組織への挿入性を考慮して、適度に湾曲されている。もちろん、シャフト 204 が真っ直ぐに形成されていることも好適である。

シャフト 204 の先端には、保持部 206 が配設されている。図 21（a）および図 21（b）に示すように、保持部 206 は、シャフト 204 の先端に形成された本体側保持部（第 1 の保持部材） 222 と、この本体側保持部 222 に着脱可能な離脱側保持部（第 2 の保持部材） 224 とを備えている。本体側保持部 222 に対して離脱側保持部 224 が閉じた状態では、本体側保持部 222 および離脱側保持部 224 の保持面 222a, 224a が互いに対して対向している。

【0137】

本体側保持部 222 は、円筒体 232 と、フレーム 234 と、通電用パイプ 236 とを備えている。これら円筒体 232 およびフレーム 234 は、絶縁性を有する。円筒体 232 は、シャフト 204 の先端に連結されている。フレーム 234 は、円筒体 232 に対して固定された状態で配設されている。

【0138】

フレーム 234 は、その中心軸が開口されている。このフレーム 234 の開口された中心軸には、通電用パイプ 236 がフレーム 234 の中心軸に沿って所定の範囲内で移動可能に配設されている。この通電用パイプ 236 は、保持部開閉ノブ 212 を回転させると、図 21（a）および図 21（b）に示すように、例えばボールネジ（図示せず）の作用により所定の範囲内を移動可能である。この通電用パイプ 236 には、後述する通電用シャフト 262 のコネクタ部 262a が係脱可能なように、径方向内方に突出する突起 236a が形成されている。

【0139】

図 21（a）および図 21（b）に示すように、円筒体 232 とフレーム 234 との間には、カッタ案内溝（空間） 246 が形成されている。円筒体 232 とフレーム 234 との間のカッタ案内溝 246 には、円筒状のカッタ 242 が配設されている。このカッタ 242 の基端部は、シャフト 204 の内側に配設されたカッタ用プッシャ 244 の先端部に接続されている。カッタ 242 は、カッタ用プッシャ 244 の外周面に固定されている。図示しないが、このカッタ用プッシャ 244 の基端部はハンドル 202 のカッタ駆動レバー 214 に接続されている。このため、ハンドル 202 のカッタ駆動レバー 214 を操作すると、カッタ用プッシャ 244 を介してカッタ 242 が移動する。

【0140】

このカッタ用プッシャ 244 とフレーム 234 との間には、第 1 の流体通気路（流体通路） 246a が形成されている。そして、シャフト 204 またはハンドル 202 には、第 1 の流体通気路 246a を通した流体を外部に排出する流体放出口（図示せず）が形成されている。

【0141】

図 21（a）ないし図 21（c）に示すように、円筒体 232 の先端には、出力部材やエネルギー放出部としての第 1 の高周波電極 254 が配設されている。第 1 の高周波電極 254 は、カッタ 242 が配設されたカッタ案内溝 246 の縁部と円筒体 232 の縁部との間に配設されている。この第 1 の高周波電極 254 には、第 1 の通電ライン 255 の先端が固定されている。第 1 の通電ライン 255 は、本体側保持部 222、シャフト 204、ハンドル 202 を介してケーブル 28 に接続されている。

【0142】

図 2 1 (c) に示すように、第 1 の高周波電極 2 5 4 は、切れ目なく連続的に形成された連続電極（封止部材、第 1 の接合部材）2 5 4 a と、この連続電極 2 5 4 a の外側に離散的に配設された複数の離散電極（維持部材、第 2 の接合部材）2 5 4 b とを備えている。

【0 1 4 3】

連続電極 2 5 4 a は、例えば略円環状に連続的にカッタ案内溝 2 4 6 の外側の縁部に配設されている。離散電極 2 5 4 b は、略円環状の仮想的な軌跡に沿って、略等間隔に同形状のものが配設されている。離散電極 2 5 4 b は、それぞれ例えば円形状に形成されている。離散電極 2 5 4 b 同士は、互いに対して略所定の間隔に配設され、かつ、各離散電極 2 5 4 b は、連続電極 2 5 4 a に対しても適当な距離だけ離間した位置に配設されている。離散電極 2 5 4 b の位置は、処置を行ったときに、隣接する離散電極 2 5 4 b 同士の間の生体組織 L_T が熱により変性されるのを極力防止するとともに、離散電極 2 5 4 b と連続電極 2 5 4 a との間の生体組織 L_T の熱による変性を極力防止した位置にある。

10

【0 1 4 4】

一方、離脱側保持部 2 2 4 は、コネクタ部 2 6 2 a を有する通電用シャフト 2 6 2 と、ヘッド部 2 6 4 とを備えている。通電用シャフト 2 6 2 は、断面が円形状で、一端が先端に形成され、他端はヘッド部 2 6 4 に固定されている。コネクタ部 2 6 2 a は、通電用パイプ 2 3 6 の突起 2 3 6 a に係合可能な凹溝状に形成されている。通電用シャフト 2 6 2 のコネクタ部 2 6 2 a 以外の部分の外表面は、コーティング等により絶縁されている。

【0 1 4 5】

20

ヘッド部 2 6 4 には、円環状にカッタ受部 2 7 0 が配設されている。このカッタ受部 2 7 0 の外側には、出力部材やエネルギー放出部としての第 2 の高周波電極 2 7 4 が配設されている。第 2 の高周波電極 2 7 4 は、カッタ受部 2 7 0 とヘッド部 2 6 4 の縁部との間に配設されている。この第 2 の高周波電極 2 7 4 には、第 2 の通電ライン 2 7 5 の一端が固定されている。第 2 の通電ライン 2 7 5 の他端は通電用シャフト 2 6 2 に電氣的に接続されている。

【0 1 4 6】

なお、第 2 の高周波電極 2 7 4 は、切れ目なく連続的に形成された連続電極（封止部材、第 1 の接合部材）2 7 4 a と、この連続電極 2 7 4 a の外側に離散的に配設された複数の離散電極（維持部材、第 2 の接合部材）2 7 4 b とを備えている。連続電極 2 7 4 a は、本体側挟持部 2 2 2 の連続電極 2 5 4 a に対向した位置にあり、離散電極 2 7 4 b は、本体側挟持部 2 2 2 の離散電極 2 5 4 b にそれぞれ対向した位置にある。すなわち、連続電極 2 7 4 a は、例えば略円環状に連続的にカッタ受部 2 7 0 の外側に配設されている。離散電極 2 7 4 b は、略円環状の仮想的な軌跡に沿って、略等間隔に同形状のものが配設されている。離散電極 2 7 4 b は、それぞれ例えば円形状に形成されている。離散電極 2 7 4 b 同士は、互いに対して略所定の間隔に配設され、かつ、各離散電極 2 7 4 b は、連続電極 2 7 4 a に対しても適当な距離だけ離間した位置に配設されている。離散電極 2 7 4 b の位置は、処置を行ったときに、離散電極 2 7 4 b 同士の間の生体組織 L_T が熱により変性するのを極力防止するとともに、離散電極 2 7 4 b と連続電極 2 7 4 a との間の生体組織 L_T が熱により変性するのを極力防止した位置にある。

30

40

【0 1 4 7】

なお、通電用パイプ 2 3 6 は、シャフト 2 0 4 およびハンドル 2 0 2 を介してケーブル 2 8 に接続されている。このため、通電用パイプ 2 3 6 の突起 2 3 6 a に離脱側保持部 2 2 4 の通電用シャフト 2 6 2 のコネクタ部 2 6 2 a が係合されると、第 2 の高周波電極 2 7 4 と通電用パイプ 2 3 6 とが電氣的に接続される。

【0 1 4 8】

次に、この実施の形態に係る治療処置システム 1 0 の作用について説明する。

図 2 1 (b) に示すように、本体側挟持部 2 2 2 を離脱側挟持部 2 2 4 に対して閉じた状態で例えば腹壁を通して腹腔内に高周波処置具 1 2 b の挟持部 2 0 6 およびシャフト 2 0 4 を挿入する。高周波処置具 1 2 b の本体側挟持部 2 2 2 と、離脱側挟持部 2 2 4 とを

50

処置したい生体組織に対して対峙させる。

【0149】

本体側挟持部222および離脱側挟持部224で処置したい生体組織を挟持するため、ハンドル202の挟持部開閉ノブ212を操作する。このとき、ハンドル202に対して例えば右回りに回転させる。すると、図21(a)に示すように、通電用パイプ236をシャフト204のフレーム234に対して先端部側に移動させる。このため、本体側挟持部222と離脱側挟持部224との間が開き、離脱側挟持部224を本体側挟持部222から離脱させることができる。

【0150】

そして、処置したい生体組織を本体側挟持部222の第1の高周波電極254と離脱側挟持部224の第2の高周波電極274との間に配置する。離脱側挟持部224の通電用シャフト262を本体側挟持部222の通電用パイプ236に挿入する。この状態で、ハンドル202の挟持部開閉ノブ212を例えば左回りに回転させる。このため、離脱側挟持部224が本体側挟持部222に対して閉じる。このようにして、処置対象の生体組織を本体側挟持部222と離脱側挟持部224との間で挟持する。

10

【0151】

この状態で、フットスイッチやハンドスイッチを操作し、エネルギー源14からケーブル28を介して第1の高周波電極254および第2の高周波電極274にそれぞれエネルギーを供給する。第1の高周波電極254の連続電極254aおよび離散電極254bは生体組織を介して第2の高周波電極274の連続電極274aおよび離散電極274bとの間に高周波電流を通電する。このため、本体側挟持部222と離脱側挟持部224との間の生体組織が加熱される。

20

【0152】

そうすると、第1および第2の高周波電極254、274の連続電極254a、274aによって生体組織 L_T が連続的（略円環状の状態）に変性される。さらに、第1および第2の高周波電極254、274の離散電極254b、274bによって第1の高周波電極254の連続電極254aおよび第2の高周波電極274の連続電極274aによって変性された部分の周囲の生体組織 L_T が離散的に変性される。

【0153】

処置を終了する際には、フットスイッチやハンドスイッチの操作を止める。すると、エネルギー源14から第1の高周波電極254および第2の高周波電極274へのエネルギーの供給が停止する。

30

【0154】

そして、ハンドル202のカッタ駆動レバー214を操作すると、カッタ242が本体側挟持部222のカッタ案内溝246から突出して、離脱側保持部224のカッタ受部270に向かって移動する。カッタ242の先端に刃があるので、処置された生体組織を円形状に切断する。

【0155】

以上説明したように、この実施の形態によれば、以下の効果が得られる。

本体側挟持部222および離脱側挟持部224に連続電極254a、274aおよび離散電極254b、274bを配置した。そして、本体側挟持部222の連続電極254aと離脱側挟持部224の連続電極274aとの間の生体組織 L_T を加熱して変性させて接合させることができる。このため、生体組織 L_T 同士を略円環状に封止することができる。さらに、本体側挟持部222の離散電極254bと離脱側挟持部224の離散電極274bとの間の生体組織 L_T を加熱して変性させて接合させることができる。このため、生体組織 L_T 同士を離散的に接合させることができる。

40

【0156】

このとき、生体組織 L_T 同士を連続的に変性させて接合した部位と、離散的に変性させて接合した部位とは、近接した位置にある。そして、離散的に変性させて接合した部位の周囲の生体組織 L_T は、変性されていない。このため、離散的に変性させて接合した部位

50

の周囲の変性されていない生体組織 L_T を、互いに接触（密着）させることができる。このため、離散電極 254b, 274b は、例えば離れる方向の力が加えられる生体組織 L_T 同士を密着させるのに大きな役割を果たす。したがって、離散電極 254b, 274b により接合した部位は、生体組織 L_T 同士を互いに対して引き寄せる役割を果たす。このため、生体組織 L_T 同士の相互ネットワークを生じさせ、生体組織 L_T の組織再生力を発揮して、より早期に生体組織 L_T を再生させることができる。

【0157】

なお、この実施の形態では、本体側挟持部 222 の離散電極 254b は、等間隔に同面積に配設されているものとして説明したが、互いの離散電極 254b の面積が異なったり、隣接する離散電極 254b 同士の間隔が異なっていることも好適である。この場合、離散電極 254b で組織を離散的に処置した際、離散電極 254b に接触した部位は変性されるが、その周囲の生体組織 L_T が変性されずに生体組織 L_T 同士が接触させた状態で残すことができるのであれば、種々の変更が許容される。これは、離脱側挟持部 224 も同様である。

10

【0158】

また、この実施の形態では、バイポーラ型高周波処置具 12b を用いて説明したが、図 6 (b) および図 6 (c) に示すように、モノポーラ型の高周波処置具を用いることも好適である。

【0159】

また、この実施の形態では、第 1 および第 2 の高周波電極 254, 274 を用いる場合について説明したが、第 1 および第 2 の高周波電極 254, 274 の代わりにヒータ（図面としては例えば図 21 (a) ないし図 21 (d) 等と同じであるから特には図示せず）を用いることも好適である。その他、連続電極 254a, 274a をそのまま用い、離散電極 254b, 274b の代わりにヒータを用いることも好適である。さらに、離散電極 254b, 274b をそのまま用い、連続電極 254a, 274a の代わりにヒータを用いることも好適である。このように、高周波電極 254, 274 の代わりに例えばスポット状のヒータを用いる場合、それらのヒータを発熱させることによって、ヒータの表面に接触する生体組織 L_T に対して高周波電極で処置を行う場合と同様に処置を行うことができる。

20

【0160】

[第 10 の実施の形態]

次に、第 10 の実施の形態について図 22 (a) を用いて説明する。この実施の形態は、第 2、第 3 および第 9 の実施の形態の変形例である。

図 22 (a) に示すように、連続電極 254a の外側には、枝電極（維持部材、第 2 の接合部材）254c が一体的に形成されている。枝電極 254c は、連続電極 254a の軸方向（円周方向）に対して直交する方向（径方向外方）に延出されている。すなわち、この実施の形態では、第 8 の実施の形態で説明した離散電極 254b の代わりに枝電極 254c が配設されている。

30

【0161】

枝電極 254c は、それぞれ同じ長さ、同じ幅に形成されている。すなわち、枝電極 254c は、連続電極 254a からそれぞれ同じ面積だけ延出されている。さらに、枝電極 254c 同士の間隔は等間隔である。

40

【0162】

なお、隣接する枝電極 254c 同士は、その枝電極 254c に接触する生体組織を変性させるが、枝電極 254c 間の生体組織の変性を防止する程度の出力である。

【0163】

この実施の形態に係る治療処置システム 10 の作用および効果については、第 9 の実施の形態で説明した作用および効果と同様であるので、説明を省略する。

【0164】

[第 11 の実施の形態]

50

次に、第11の実施の形態について図22(b)を用いて説明する。この実施の形態は、第9および第10の実施の形態の変形例である。

図22(b)に示すように、本体側挟持部222には、略方形波状の連続的な高周波電極254が配設されている。ここで、図22(b)中の符号254dで示す部分の電極は、第9および第10の実施の形態で説明した連続電極254aと同様に、カッタ案内溝246の外側の縁部に沿って配設されている。しかし、電極254dは、連続電極254aとは異なり、不連続に配設されている。図22(b)中の符号254eで示す部分の電極は、第10の実施の形態で説明した枝電極254c(図22(a)参照)と同様に、電極254dに対して直交する方向に同じ長さだけ延出されている。さらに、図22(b)中の符号254fで示す部分の電極は、電極254eの延出された端部同士を接続する状態に配設されている。そして、電極254fも、電極254dと同様に、不連続に配設されている。

10

【0165】

しかしながら、これら電極254d, 254e, 254fは、全体として1つの連続的な高周波電極254を形成しているので、第9および第10の実施の形態で説明した連続電極254aと同じ作用を有するものである。

【0166】

電極254dは、連続電極の一部をなすとともに、互いに離間した状態に不連続に形成されているので、離散電極としての作用を有するものである。電極254eは、図22(a)中に示す枝電極254cと同様に互いに離間している。このため、電極254eは、連続電極の一部をなすとともに、枝電極としての作用を有するものである。さらに、電極254fは、連続電極の一部をなすとともに、互いに離間した状態に不連続に形成されているので、離散電極としての作用を有するものである。

20

【0167】

すなわち、これら電極254d, 254e, 254fは、それぞれ、連続電極の作用による生体組織の連続的な変性による接合に加えて、図21(d)に示す離散電極254bや図22(a)に示す枝電極254cと同様の作用により生体組織同士を密着させておく(引き寄せておく)ために用いられる。

【0168】

なお、この実施の形態では、符号254dで示す電極同士、符号254eで示す電極同士、符号254fで示す電極同士の長さや間隔を略同一のものとして図22(b)中に示しているが、これらは適宜に変更可能である。

30

【0169】

この実施の形態に係る治療処置システム10の効果については、第9および第10の実施の形態で説明した効果と同様であるので、説明を省略する。

このため、第3の実施の形態の変形例を示す例えば図11(a)や図11(b)などのように、電極254は、種々の変形が許容される。

【0170】

[第12の実施の形態]

次に、第12の実施の形態について図23(a)ないし図23(c)を用いて説明する。この実施の形態は、第4ないし第6、第9ないし第11の実施の形態の変形例である。

40

図23(a)ないし図23(c)に示すように、第1の高周波電極254の連続電極254aの外側には、円環状に蒸気放出溝256aが形成されている。この流体放出溝256aは、カッタ242が配設された第1の流体通路246aに連通されている。この流体放出溝256aの外側には、連続電極254aの表面よりも高い位置に障壁部258aが形成されている。すなわち、本体側挟持部222の障壁部258aは、連続電極254aの表面よりも離脱側挟持部224のヘッド部264に近接されている。

【0171】

第1の高周波電極254の離散電極254bの外側には、円環状に蒸気放出溝256b

50

が形成されている。この流体放出溝 256b は、上述した流体放出溝 256a と第 1 の流体通気路 246a とに連通されている。この流体放出溝 256b の外側には、離散電極 254b の表面よりも高い位置に障壁部 258b が形成されている。すなわち、本体側挟持部 222 の障壁部 258b は、離散電極 254b の表面よりも離脱側挟持部 224 のヘッド部 264 に近接されている。

なお、障壁部 258a, 258b の表面は、略面一である。

【0172】

第 2 の高周波電極 274 の連続電極 274a の外側には、円環状に流体放出溝 276a が形成されている。この流体放出溝 276a の外側には、連続電極 274a よりも高い位置に障壁部 278a が形成されている。すなわち、離脱側挟持部 224 の障壁部 278a は、連続電極 274a の表面よりも本体側挟持部 222 に近接されている。

10

【0173】

第 2 の高周波電極 274 の離散電極 274b の外側には、円環状に蒸気放出溝 276b が形成されている。この流体放出溝 276b は、上述した流体放出溝 276a に連通されている。この流体放出溝 276b の外側には、離散電極 274b の表面よりも高い位置に障壁部 278b が形成されている。すなわち、離脱側挟持部 224 の障壁部 278b は、離散電極 274b の表面よりも本体側挟持部 222 に近接されている。

なお、障壁部 278a, 278b の表面は、略面一である。

【0174】

さらに、流体放出溝 276a, 276b は、ヘッド部 264 および通電用シャフト 262 の流体放出路 280 に連通されている。この流体放出路 280 は、通電用パイプ 236 の第 2 の流体通気路（流体通路）246b に連通している。シャフト 204 またはハンドル 202 には、第 2 の流体通気路 246b を通した流体を外部に排出する流体放出口（図示せず）が形成されている。

20

【0175】

次に、この実施の形態に係る治療処置システム 10 の作用について説明する。

この実施の形態に係る治療処置システム 10 の、第 9 の実施の形態と同じ作用については、その説明を省略する。

【0176】

図 21 (b) に示すように、本体側挟持部 222 を離脱側挟持部 224 に対して閉じた状態で例えば腹壁を通して腹腔内に高周波処置具 12b の挟持部 206 およびシャフト 204 を挿入する。高周波処置具 12b の本体側挟持部 222 と、離脱側挟持部 224 とを処置したい生体組織に対して対峙させる。

30

【0177】

処置対象の生体組織を本体側挟持部 222 と離脱側挟持部 224 との間で挟持する。このとき、処置対象の生体組織は第 1 の高周波電極 254 と第 2 の高周波電極 274 とに接触する。処置対象の生体組織の周辺組織は、本体側挟持部 222 および離脱側挟持部 224 の障壁部 258a, 258b, 278a, 278b に密着する。

この状態で、フットスイッチやハンドスイッチを操作する。エネルギー源 14 からケーブル 28 を介して第 1 の高周波電極 254 および第 2 の高周波電極 274 にそれぞれエネルギーが供給される。

40

【0178】

第 1 の高周波電極 254 は生体組織を介して第 2 の高周波電極 274 との間に高周波電流を通電する。このため、第 1 の高周波電極 254 と第 2 の高周波電極 274 との間の生体組織が加熱される。

【0179】

そして、その生体組織の加熱された部分からは高温の蒸気や液体などの流体が発生する。ここで、第 1 の高周波電極 254 が本体側挟持部 222 に固定された状態で、離脱側挟持部 224 側に露出する第 1 の高周波電極 254 の表面は、本体側挟持部 222 の障壁部 258a, 258b に対して少し低い位置にある。同様に、第 2 の高周波電極 274 が離

50

脱側挾持部 224 に固定された状態で、本体側挾持部 222 側に露出する第 2 の高周波電極 274 の表面は、離脱側保持部 224 の障壁部 278a, 278b に対して少し低い位置にある。このため、これら本体側挾持部 222 の障壁部 258a, 258b および離脱側挾持部 224 の障壁部 278a, 278b は、第 1 の高周波電極 254 および第 2 の高周波電極 274 間の通電により、生体組織から生じた流体を流体放出溝 256a, 256b, 276a, 276b に入れ、外部に漏れ出すことを防止するダムの役割をそれぞれ果たす。

【0180】

そうすると、本体側挾持部 222 と離脱側挾持部 224 とが閉じられた状態で、本体側挾持部 222 の障壁部 258a, 258b と離脱側挾持部 224 の障壁部 278a, 278b とが当接されていることにより、生体組織から発生した流体は流体放出溝 256a, 256b, 276a, 276b にそれぞれ流れ込む。

10

【0181】

そして、本体側保持部 222 側の流体放出溝 256a, 256b に流れ込んだ流体は、カッタ 242 が配設された第 1 の流体通気路 246a を通してカッタ用プッシャ 244 の内側を通してハンドル 202 側に流して高周波処置具 12b の外部に排出する。

【0182】

一方、離脱側保持部 224 側の流体放出溝 276a, 276b に流れ込んだ流体は、流体放出路 280 および第 2 の流体通気路 246b を通してハンドル 202 側に流して高周波処置具 12b の外部に排出する。

20

【0183】

以上説明したように、この実施の形態によれば、以下の効果が得られる。

この実施の形態に係る治療処置システム 10 の、第 9 の実施の形態と同じ効果については、その説明を省略する。

高周波処置具 12b により、挾持部 206 で挾持した処置対象の生体組織に高周波電流を与えるときに、本体側挾持部 222 の障壁部 258a, 258b と離脱側挾持部 224 の障壁部 278a, 278b とをそれぞれ生体組織に密着させることができる。このため、処置対象の生体組織から発生する流体が、本体側挾持部 222 の障壁部 258a, 258b および離脱側挾持部 224 の障壁部 278a, 278b に向かって流れても、その流体を第 1 の高周波電極 254 の連続電極 254a と障壁部 258a との間の蒸気放出溝 256a を通し、離散電極 254b と障壁部 258b との間の蒸気放出溝 256b を通してそれぞれ第 1 の流体通気路 246a 内に導入することができる。さらに、第 2 の高周波電極 274 の連続電極 274a と障壁部 278a との間の蒸気放出溝 276a を通し、離散電極 274b と障壁部 278b との間の蒸気放出溝 276b を通して第 2 の蒸気通気路 246b 内に導入することができる。

30

【0184】

このため、生体組織の処置の際に高周波通電された部位から生じる流体による影響を他の周辺組織に及ぼすことを防止することができる。すなわち、生体組織の処置の際に影響を及ぼす位置を、第 1 の高周波電極 254 および第 2 の高周波電極 274 間に高周波電流を通電した生体組織に限定することができる。

40

【0185】

なお、この実施の形態では、サーマルスプレッドの防止のため、第 1 の高周波電極 254 の外周の流体放出溝 256a, 256b の周囲に障壁部 258a, 258b を設け、第 2 の高周波電極 274 の外周の流体放出溝 276a, 276b の周囲に障壁部 278a, 278b を設ける構造について説明した。その他、第 6 の実施の形態（図 16 (b) ないし図 16 (d) 参照）で説明したように、例えば冷却板 104 やシリコン材製の薄く柔軟なシート状部材 114 など、生体組織や蒸気などの流体を間接的に冷却可能な構造を有することも好適である。

【0186】

[第 13 の実施の形態]

50

次に、第13の実施の形態について図24(a)ないし図24(c)を用いて説明する。この実施の形態は、第7ないし第9、第12の実施の形態の変形例であって、第7ないし第9、第12の実施の形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

図24(a)および図24(b)に示すように、本体側保持部222からは、第9の実施の形態で説明した複数の離散電極254b(図21(d)参照)が除去され、その代わりにサージカルステープル(維持部材、第2の接合部材、出力部)282を放出するための複数のスロット284が形成されている。複数のスロット284は、連続電極254aの外側に、例えば連続電極254aと略同心状の略円環状の軌跡上に適当な間隔ごとに形成されている。

10

【0187】

図24(a)に示すように、本体側保持部222の円筒体232の内部には、スレッドガイド溝286が形成されている。スレッドガイド溝286には、作動スレッド288がスライド可能に配設されている。作動スレッド288は、カッタ242およびカッタ用プッシャ244に並設された状態に配置され、カッタ242およびカッタ用プッシャ244に略平行に駆動されるステープル操作部(図示せず)により、カッタ駆動レバー214と同様に、ハンドル202によりその移動を操作可能である。したがって、本体側保持部222は、ステープル282のカートリッジとしての機能をも有する。

【0188】

離脱側保持部224からは、離散電極274bが除去され、その代わりにステープル282の変形溝292が配設されている。すなわち、離脱側保持部224の保持面224aには、複数のステープル変形溝292が形成されている。各ステープル変形溝292は、ステープル282の1対の脚部をそれぞれ内側に折り曲げて変形させることができるように、底面が例えば略円弧状に形成されている。したがって、離脱側保持部224は、ステープル282のアンビルとしての機能をも有する。

20

【0189】

なお、本体側保持部222の先端部のスロット284と、離脱側保持部224のステープル変形溝292とは、それぞれ対向する位置に形成されている。

【0190】

すなわち、この治療処置システム10は、連続電極254a、274aを用いた物理的な処置を行うとともに、ステープルを用いた機械的な処置を行うための治療用処置具12bを備えている。

30

【0191】

次に、この実施の形態に係る治療処置システム10の作用について説明する。

第9の実施の形態で説明したように、処置対象の生体組織 L_T を本体側保持部222と離脱側保持部224との間で保持する。このとき、生体組織 L_T が連続電極254a、274aに接触する。

【0192】

この状態で、フットスイッチやハンドスイッチを操作する。エネルギー源14から連続電極254a、274aにそれぞれエネルギーが供給される。そして、連続電極254a、274a間の生体組織 L_T が加熱される。

40

【0193】

処置対象の生体組織 L_T を本体側保持部222と離脱側保持部224との間で保持した状態で、吻合対象組織を本体側保持部222のスロット284と、離脱側保持部224のステープル変形溝292との間に挟む。この状態でハンドル202のステープル操作部(図示せず)を操作する。すると、作動スレッド288が前進する。ここで、図24(a)に示すように、作動スレッド288はスレッドガイド溝286に沿って前進する。

【0194】

作動スレッド288が前進すると、スロット134の内部のステープル282が突出して、吻合対象組織に打ち出される。打ち出されたステープル282の1対の脚部は生体組

50

織 L_T を貫通する。そして、それら脚部は離脱側保持部 224 の変形溝 292 によってそれぞれ内側に折り曲げられる。このため、吻合対象組織がステープル 282 によって吻合される。このため、例えば生体組織 L_T 同士は離散的に機械的に接合される。

【0195】

以上説明したように、この実施の形態によれば、以下の効果が得られる。

本体側保持部 222 および離脱側保持部 224 に連続電極 254a, 274a をそれぞれ配置し、かつ、本体側保持部 222 の連続電極 254a の外側のスロット 284 からステープル 282 を放出し、離脱側保持部 224 の連続電極 274a の外側のステープル変形溝 292 でステープル 282 の 1 対の脚部をそれぞれ内側に折り曲げるように形成した。そして、本体側保持部 222 の連続電極 254a と離脱側保持部 224 の連続電極 274a との間の生体組織 L_T 同士を加熱して変性させることにより、生体組織 L_T 同士を連続的に接合させることができる。このため、生体組織 L_T 同士を密着させたり封止させることができる。さらに、ステープル 282 によって、生体組織 L_T を連続的に接合した部位の外側の近傍を離散的に機械的に接合することができる。

10

【0196】

したがって、ステープル 282 により接合した生体組織 L_T 同士の部位は、生体組織 L_T 同士を互いに対して引き寄せて密着させた状態を維持する役割を果たす。このため、密着した生体組織 L_T 同士の相互ネットワークを生じさせ、生体組織 L_T の組織再生力をより発揮し易くして、より早期に生体組織 L_T を再生させることができる。

【0197】

20

なお、この実施の形態では、ステープル 282 を用いて機械的に生体組織 L_T 同士を接合する例について説明したが、例えば生体組織用接着剤などを用いて生体組織 L_T 同士を接合することも好適である。

【0198】

また、図 24 (c) に示すように、本体側保持部 222 の連続電極 254a の代わりに略円環状となるように、ステープルが放出されるスロット 296 を密に形成した構造であることも好適である。

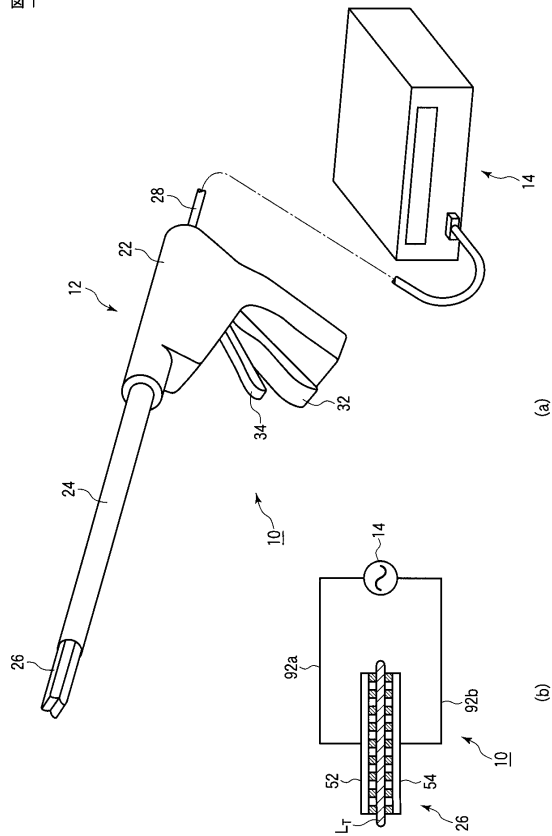
【0199】

付随的な効果および改良はこれら技術を有する者に容易になされるものである。このため、発明の広義の見地は明細書に代表される実施の形態に限定されるものではない。したがって、種々の改良が、添付された特許請求の範囲およびその均等の範囲によって規定される一般的発明概念の発明の精神又は範囲から逸脱することなくなされ得る。

30

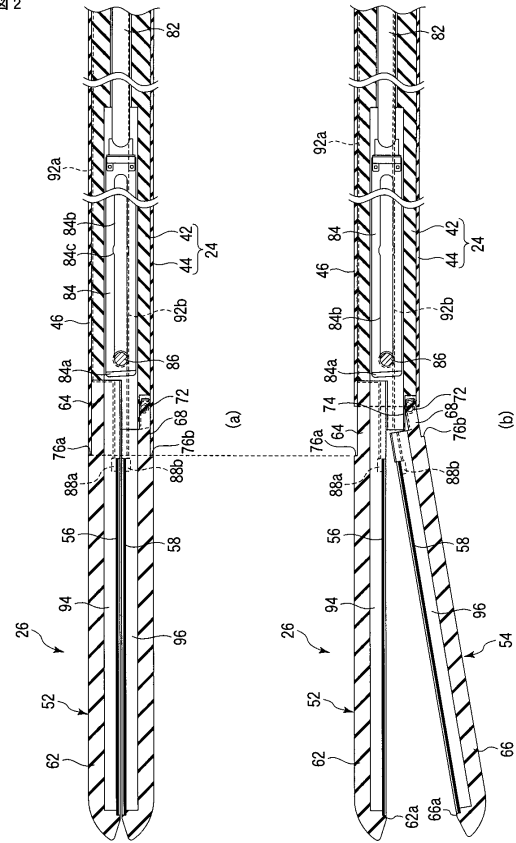
【図 1】

図 1



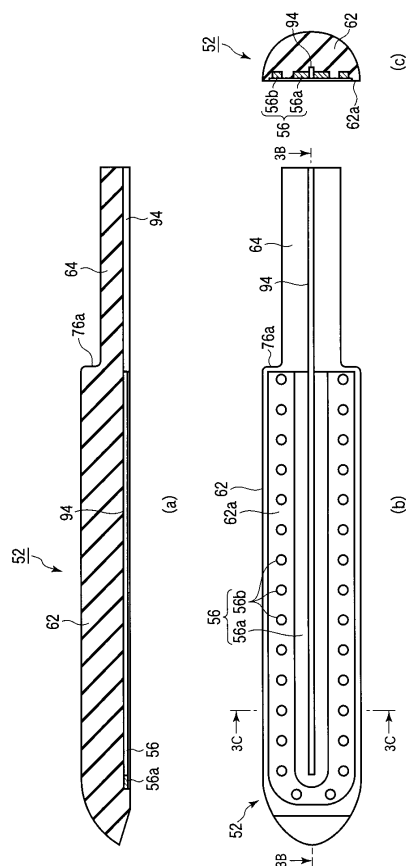
【図 2】

図 2



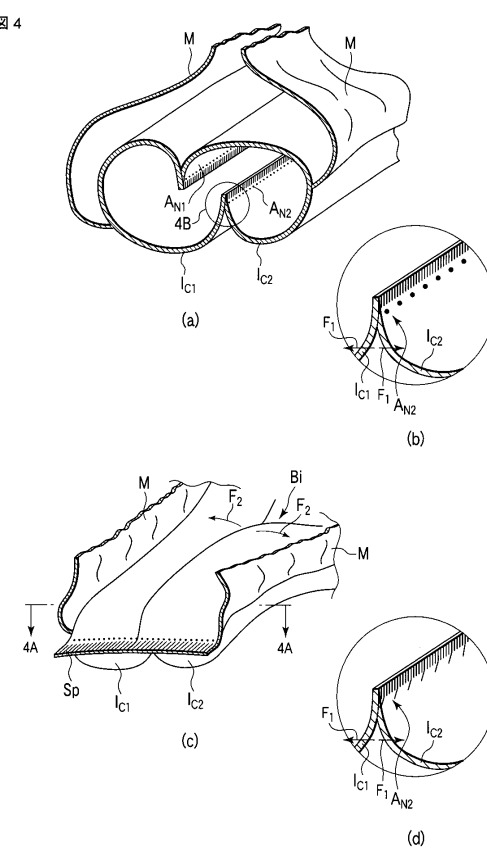
【図 3】

図 3



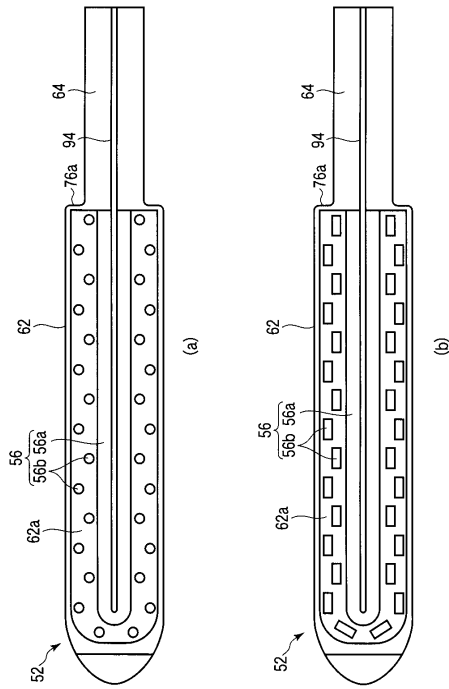
【図 4】

図 4



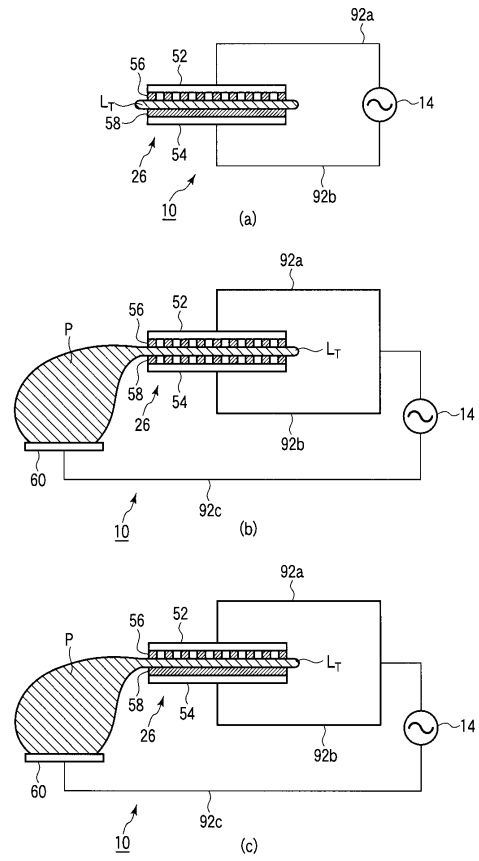
【図 5】

図 5



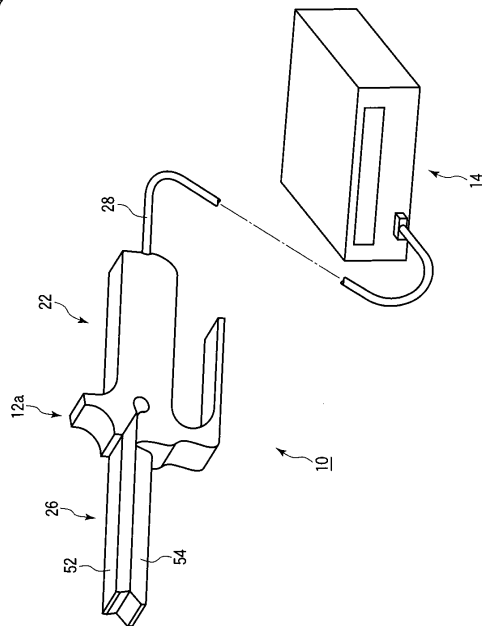
【図 6】

図 6



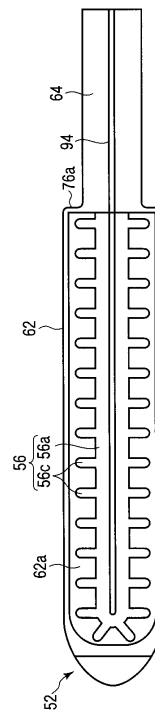
【図 7】

図 7



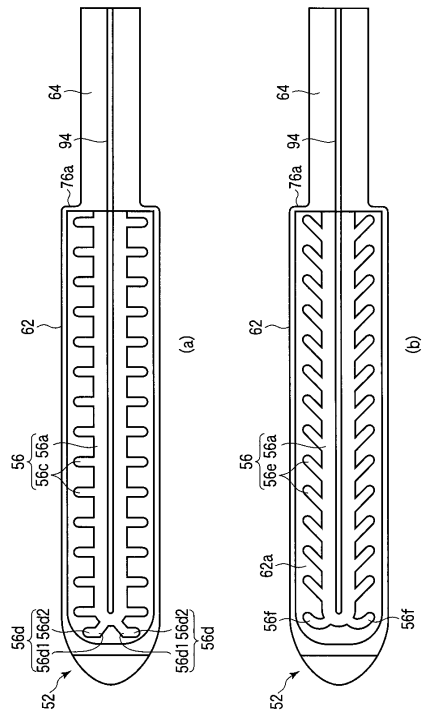
【図 8】

図 8



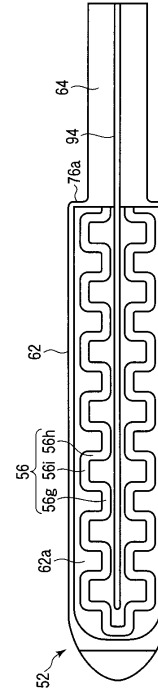
【図 9】

図 9



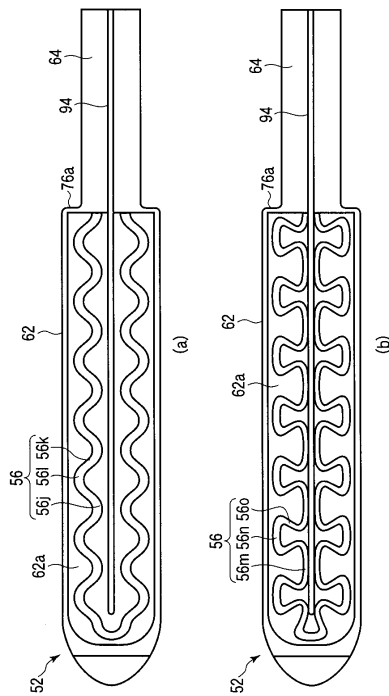
【図 10】

図 10



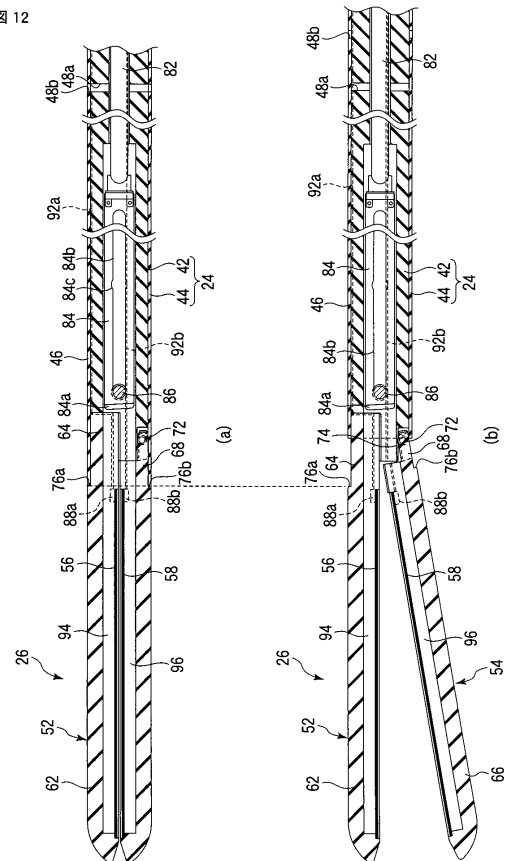
【図 11】

図 11



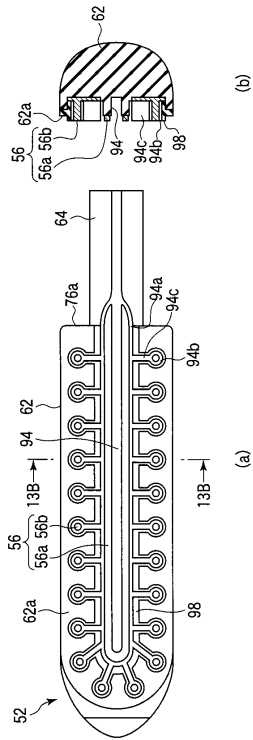
【図 12】

図 12



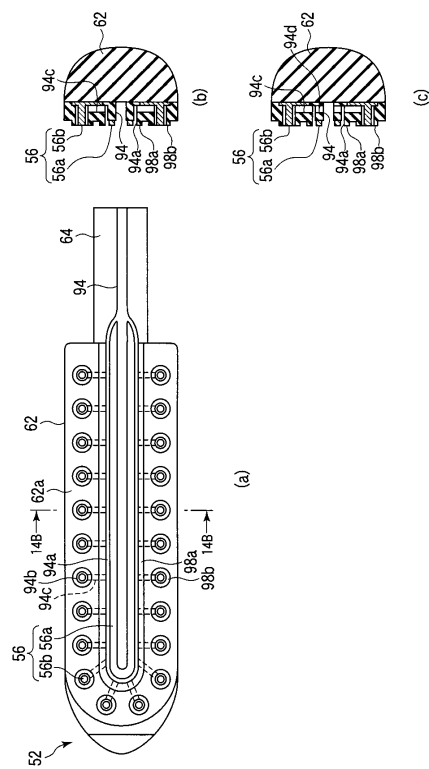
【図 1 3】

圖 13



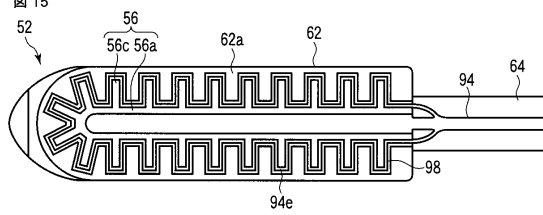
【図 14】

图 14



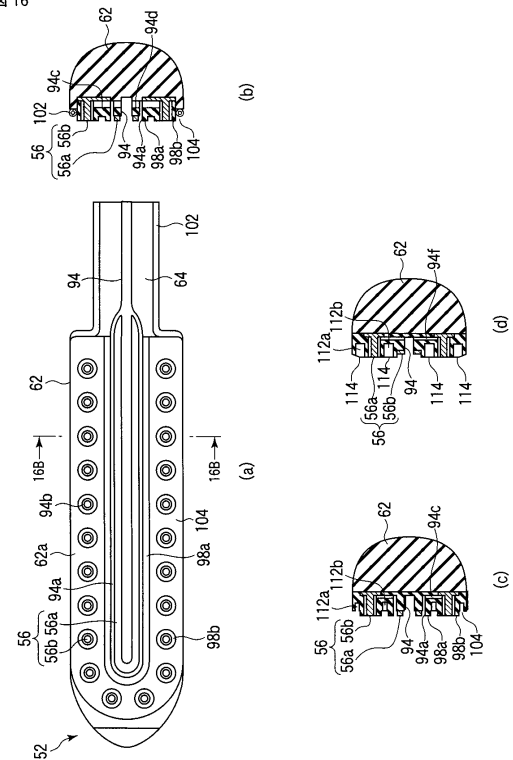
【図 15】

図 15



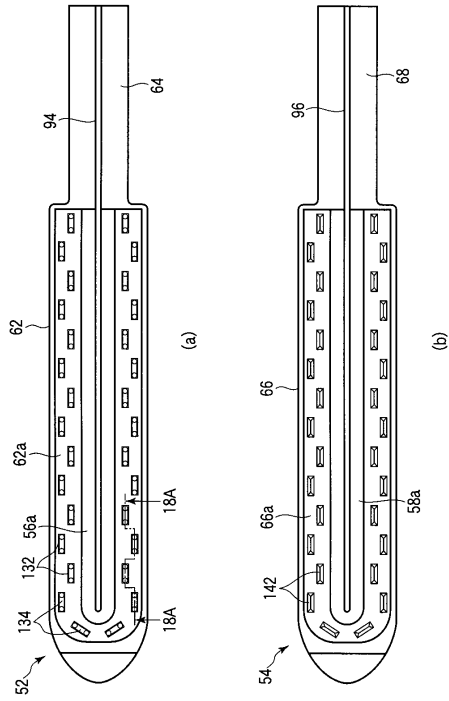
【図 1 6】

图 16



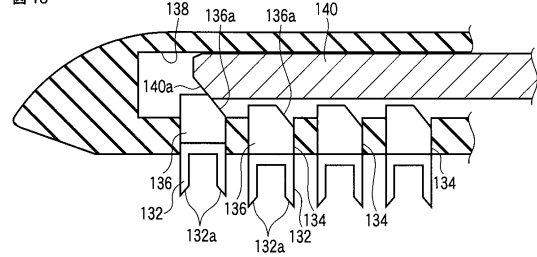
【図 17】

図 17



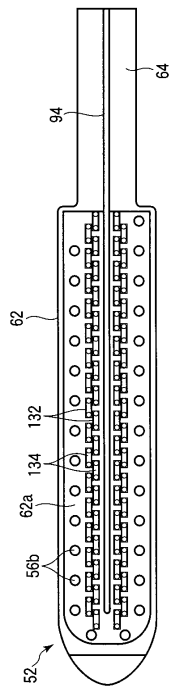
【図 18】

図 18



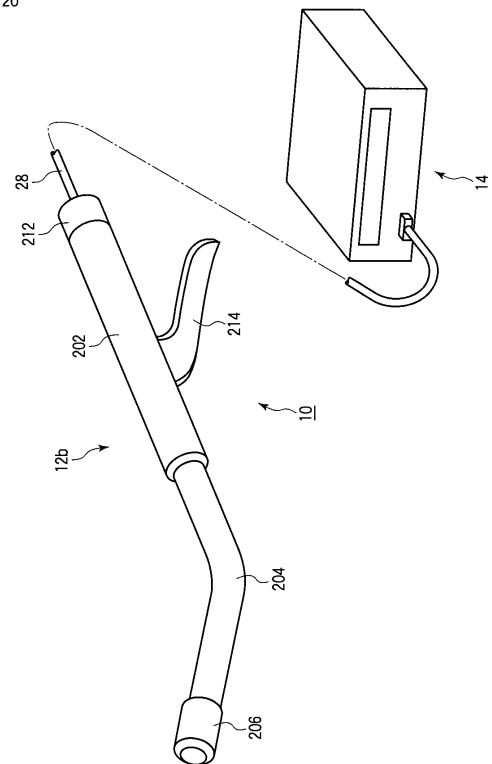
【図 19】

図 19



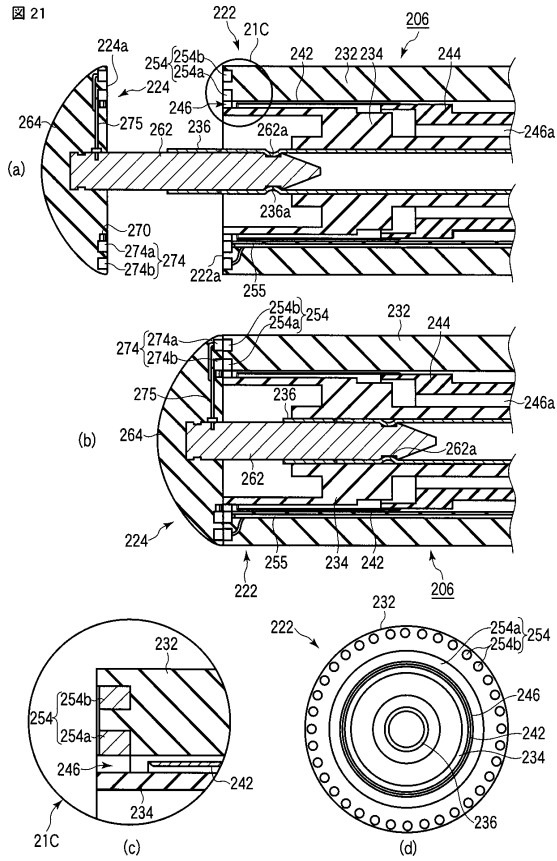
【図 20】

図 20



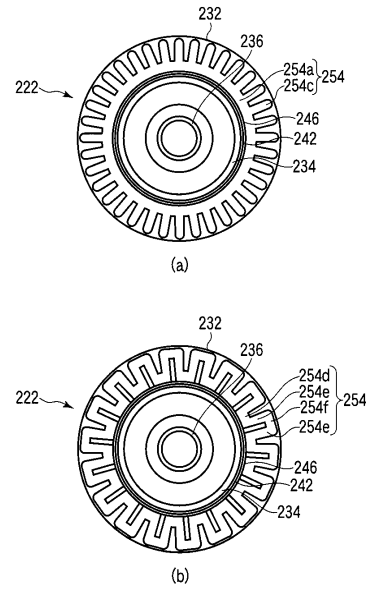
【図 2 1】

図 21



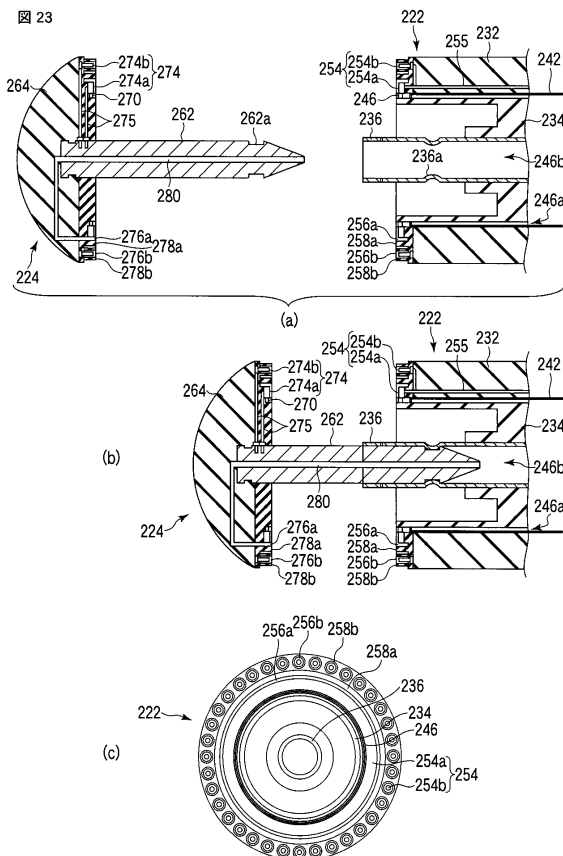
【図 2 2】

図 22



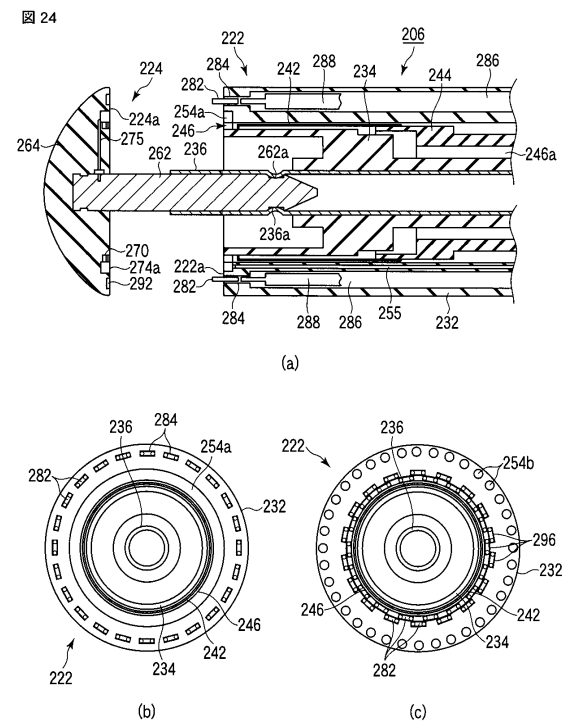
【図 2 3】

図 23



【図 2 4】

図 24



フロントページの続き

(72)発明者 長瀬 徹

日本国東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 飯田 浩司

日本国東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 若松 真衣

日本国東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

審査官 菅家 裕輔

(56)参考文献 特開平11-070123 (JP, A)

特表2006-513787 (JP, A)

特表平10-504732 (JP, A)

特開2007-125395 (JP, A)

特表2005-516714 (JP, A)

特開平5-253241 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/04 - 18/16

A61B 17/072 - 17/115