

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7304069号

(P7304069)

(45)発行日 令和5年7月6日(2023.7.6)

(24)登録日 令和5年6月28日(2023.6.28)

(51)国際特許分類

A 6 1 B 18/14 (2006.01)

F I

A 6 1 B 18/14

請求項の数 12 (全11頁)

(21)出願番号	特願2019-556312(P2019-556312)	(73)特許権者	512008495 クレオ・メディカル・リミテッド CREO MEDICAL LIMITED イギリス、エヌ・ピー・165・ユー ・エイチ モンマスシャー、チェプスト ー、ビューフォート・パーク・ウェイ、 ビューフォート・パーク、クレオ・ハウ ス・ユニット・2
(86)(22)出願日	平成30年6月1日(2018.6.1)	(74)代理人	110001195 弁理士法人深見特許事務所
(65)公表番号	特表2020-521520(P2020-521520 A)	(72)発明者	ハンコック、クリストファー・ポール イギリス、ピー・エイ・14・エル・ エヌ バース・アンド・ノース・イース ト・サマセット、バース、ネピア・ロー ド、37
(43)公表日	令和2年7月27日(2020.7.27)		
(86)国際出願番号	PCT/EP2018/064466		
(87)国際公開番号	WO2018/220178		
(87)国際公開日	平成30年12月6日(2018.12.6)		
審査請求日	令和3年5月19日(2021.5.19)		
(31)優先権主張番号	1708726.3		
(32)優先日	平成29年6月1日(2017.6.1)		
(33)優先権主張国・地域又は機関	英国(GB)		

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 焼灼及び切除のための手術器具

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体組織の切除及び焼灼のための高周波(RF)電磁(EM)エネルギー及びマイクロ波EMエネルギーを送達する電気外科器具であって、

エネルギー伝送ケーブル構造であって、

マイクロ波エネルギーを伝送する同軸伝送線であって、内部導電性層、外部導電性層、及び前記内部導電性層を前記外部導電性層から分離する誘電体層を含み、前記内部導電性層が、前記ケーブル構造に沿った中空の縦通路の周りに形成されている、前記同軸伝送線と、

前記中空の縦通路に沿って高周波エネルギーを伝送する伝送線と

を含む、前記エネルギー伝送ケーブル構造と、

前記エネルギー伝送ケーブル構造の遠位端にある器具の先端であって、

前記外部導電性層の遠位端を越えて縦方向に延びる誘電体先端素子であって、前記内部導電性層が、前記誘電体先端素子内で前記外部導電性層の前記遠位端を越えて縦方向に延びてマイクロ波放射器を形成する、前記誘電体先端素子と、

前記誘電体先端素子の遠位端面に取り付けられたアクティブ電極及びリターン電極であって、前記アクティブ電極及び前記リターン電極が、前記伝送線に接続されて前記誘電体先端素子の前記遠位端面でそれらの間のRF場を支持する、前記アクティブ電極及び前記リターン電極と

を含む、前記器具の先端と

10

20

を備える、前記電気外科器具。

【請求項 2】

前記マイクロ波エネルギーを伝送する前記同軸伝送線が、第 1 の同軸伝送線であり、前記高周波エネルギーを伝送する前記伝送線が、前記第 1 の同軸伝送線の内側の第 2 の同軸伝送線であり、

前記第 2 の同軸伝送線が、前記縦通路を通して延びる最も内部の導電性素子、前記内部導電性層、及び前記内部導電性層を前記最も内部の導電性素子から分離する最も内部の誘電体層を含み、

前記アクティブ電極が、前記内部導電性層に電氣的に接続され、前記リターン電極が、前記最も内部の導電性素子に電氣的に接続され、

10

前記最も内部の導電性素子及び前記外部導電性層が、電氣的に接地される、請求項 1 に記載の電気外科器具。

【請求項 3】

前記最も内部の導電性素子が導電性ワイヤである、請求項 2 に記載の電気外科器具。

【請求項 4】

前記最も内部の導電性素子が、前記器具先端を操作する制御ワイヤを含む、請求項 2 または 3 に記載の電気外科器具。

【請求項 5】

前記高周波エネルギーを伝送する前記伝送線が、前記中空の縦通路を通して延びる一对のワイヤである、請求項 1 に記載の電気外科器具。

20

【請求項 6】

前記一对のワイヤが、電気絶縁シースに収容されている、請求項 5 に記載の電気外科器具。

【請求項 7】

前記エネルギー伝送ケーブル構造が、外科用スコープデバイスの柔軟な挿入チューブを通して前記外科用スコープデバイスの近位端から遠位端に挿入可能である、請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の電気外科器具。

【請求項 8】

前記エネルギー伝送ケーブル構造が、3 mm 以下の外径を有する、請求項 1 から請求項 7 のいずれか 1 項に記載の電気外科器具。

30

【請求項 9】

前記縦通路が、前記誘電体先端素子を通して延び、前記器具を通る流体流路を提供する、請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の電気外科器具。

【請求項 10】

前記誘電体先端素子が、セラミックである、請求項 1 から請求項 9 のいずれか 1 項に記載の電気外科器具。

【請求項 11】

前記エネルギー伝送ケーブル構造の近位端に接続されたダイプレクサを有する、請求項 1 から請求項 10 のいずれか 1 項に記載の電気外科器具。

【請求項 12】

40

電気外科装置であって、

高周波エネルギー及びマイクロ波エネルギーを供給するように配置された電気外科発電機と、

前記電気外科発電機に接続された、請求項 1 から請求項 11 のいずれか 1 項に記載の電気外科器具とを備え、

前記エネルギー伝送ケーブル構造が、マイクロ波エネルギーを伝送する前記同軸伝送線を介して前記マイクロ波エネルギーを伝送し、高周波エネルギーを伝送する前記伝送線を介して前記高周波エネルギーを伝送するように配置される、前記電気外科装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、焼灼及び切除の組み合わせ器具、ならびに器具による焼灼及び切除を可能にするエネルギー送達システムに関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

外科的切除とは、肝臓または脾臓、または腸など、ヒトまたは動物の体内の臓器に関連する不要な組織の一部を除去する手段である。組織が切断（分割または離断）されると、細動脈と呼ばれる小さな血管が損傷または破裂する。最初の出血の後に、出血点を塞ごうとして血液が血餅に変わる凝固カスケードが続く。手術中、患者にとっては、出血はできるだけ少ないことが望ましいため、無血切断の提供を試みる様々なデバイスが開発されている。

10

【 0 0 0 3 】

例えば、Hemostatic（登録商標）Thermal Scalpel Systemは、鋭い刃と止血システムとを組み合わせている。刃はプラスチック材料でコーティングされ、刃の温度を正確に制御する加熱ユニットに接続される。その意図は、加熱された刃により、組織の切断時に組織を焼灼することである。

【 0 0 0 4 】

切断及び止血を同時に行う他の既知のデバイスは、刃を使用しない。一部のデバイスでは、組織を切断及び/または凝固させるために、高周波（RF）エネルギーを使用する。（超音波メスとして知られている）他のデバイスは、急速に振動する先端を使用して組織を切断する。

20

【 0 0 0 5 】

RFエネルギーを使用して切断する方法は、電流が（細胞のイオン成分によって支援されて）組織基質を通過するとき、組織を横切る電子の流れに対するインピーダンスが熱を生成するという原理を使用して動作する。純粋な正弦波が組織基質に加えられると、組織内の水分を蒸発させるのに十分な熱が細胞内で生成される。したがって、細胞膜によって制御できない細胞の内圧の大きな上昇があり、その結果、細胞の破裂が生じる。これが広い範囲にわたって発生すると、組織が切断されていることがわかる。

【 0 0 0 6 】

RF凝固は、効率の低い波形を組織に加えることにより動作し、それによって、細胞の内容物は蒸発する代わりに約65℃に加熱される。これにより、組織を乾燥によって完全に乾かすとともに、血管壁のタンパク質及び細胞壁を構成するコラーゲンを変性させる。タンパク質の変性は凝固カスケードに対する刺激として作用するため、凝固が促進される。同時に、壁のコラーゲンは棒状の分子からコイル状に変性する。これにより、血管が収縮してサイズが小さくなり、血餅にアンカーポイントを与え、より小さな領域が塞がれる。

30

【 0 0 0 7 】

生体組織への熱エネルギーの適用は、細胞を殺傷する効果的な方法でもある。例えば、マイクロ波の適用は、生体組織を加熱し、したがって、生体組織を焼灼（破壊）することができる。癌組織をこのようにして焼灼できるため、この方法は特に癌の治療に使用され得る。

40

【 発明の概要 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

最も一般的には、本発明は、組織の領域をマイクロ波エネルギーで焼灼し、RFエネルギーで同時に切除を行うことができる電気外科器具を提供する。具体的には、本発明は、正確で制御可能な切除を実行できるように、焼灼に適した方法で、（例えば、実質的に球状の場として）マイクロ波エネルギーを放出するように、及び、より焦点を絞った方法で、RFエネルギーを放出するように構成される器具先端にRF及びマイクロ波エネルギーの両方を伝送するための構造に関する。

【 0 0 0 9 】

50

本発明の第 1 の態様によれば、生体組織の切除及び焼灼のための高周波（R F）電磁（E M）エネルギー及びマイクロ波 E M エネルギーを送達するための電気外科器具が提供され、マイクロ波エネルギーを伝送するための同軸伝送線であって、同軸伝送線が、内部導電性層、外部導電性層、及び内部導電性層を外部導電性層から分離する誘電体層を含み、内部導電性層が、ケーブル構造に沿った中空の縦通路の周りに形成されている、同軸伝送線と、中空の縦通路に沿って高周波エネルギーを伝送するための伝送線とを含む、エネルギー伝送ケーブル構造と、エネルギー伝送ケーブル構造の遠位端にある器具の先端であって、外部導体の遠位端を越えて縦方向に延びる誘電体先端素子であって、内部導体が、誘電体先端素子内で外部導体の遠位端を越えて縦方向に延びてマイクロ波放射器を形成する、誘電体先端素子と、誘電体の先端の遠位端に取り付けられたアクティブ電極及びリターン電極であって、アクティブ電極及びリターン電極が、伝送線に接続されて誘電体先端素子の遠位端でそれらの間の R F 場を支持する、アクティブ電極及びリターン電極とを含む、器具の先端とを含む。本発明のこの態様では、R F エネルギー及びマイクロ波エネルギーのための 2 つの伝送線構造があり、それぞれ所望の効果を提供する異なるエネルギー送達構造で終端する。

10

【 0 0 1 0 】

マイクロ波エネルギーを伝送するための同軸伝送線は、第 1 の同軸伝送線であり得て、高周波エネルギーを伝送するための伝送線は、第 2 の同軸伝送線であり得る。第 2 の同軸伝送線は、縦通路を通して延びる最も内部の導電性素子、内部導電性層、及び内部導電性層を最も内部の導電性素子から分離する最も内部の誘電体層を含み得る。この構成では、アクティブ電極は内部導電性層に電氣的に接続され得て、リターン電極は最も内部の導電性素子に電氣的に接続され得る。最も内部の導電性素子と外部の導電性層は電氣的に接地され得る。したがって、エネルギー伝送構造の遠位端では、内部導電性層及び外部導電性層によって送達されるマイクロ波エネルギーによって焼灼を実施し得る。R F 切断 / 切除は、最も内部の導電性素子と内部導電性層との間で送達されるエネルギーを使用して実行され得る。

20

【 0 0 1 1 】

伝送線は、誘電体層によって分離された 3 つの導電性素子を含む三軸構造によって提供され得る。最も内部の導電性層と最も外部の導電性層は接地されており、中間（内部）導電性層は各伝送線の信号導体である。

30

【 0 0 1 2 】

別の例では、R F を伝送するための伝送線は、中空の縦通路内に完全に含まれ得る。例えば、高周波エネルギーを伝送するための伝送線は、中空の縦通路を通して延びる一対のワイヤであり得る。一対のワイヤは、例えば、内部導体からの絶縁を確保するために、電気絶縁シースに収容され得る。

【 0 0 1 3 】

エネルギー伝送ケーブル構造は、外科用スコープデバイス（例えば、内視鏡、気管支鏡、胃鏡、腹腔鏡など）の柔軟な挿入チューブを通して挿入可能であり得る。具体的には、三軸積層構造は、そのようなスコープデバイスの器具チャネルに挿入可能であり得る。したがって、エネルギー伝送ケーブル構造は、器具チャネルに適合するように寸法を作成し得る。例えば、それは、3 mm 以下の外径を有し得る。

40

【 0 0 1 4 】

第 1 の同軸伝送線は、マイクロ波エネルギーを伝送するように配置され得る。損失を最小限に抑えるために、より大きな直径を有する同軸伝送線によりマイクロ波エネルギーを伝送させることが望ましい。

【 0 0 1 5 】

第 2 の同軸伝送線は、R F エネルギーを伝送するように配置され得る。したがって、内部導体は、R F 伝送バイポーラ伝送線の第 1（アクティブ）極を形成し、最も内部の導電性素子は、R F 伝送バイポーラ伝送線の第 2（リターン）極を形成する。

【 0 0 1 6 】

50

最も内部の導電性素子は、導電性ワイヤまたはロッドであり得る。代替的または追加的に、最も内部の導電性素子は、器具チャネルを通過する別の構成素子と統合され得る。例えば、エネルギー伝送構造の遠位端に液体または気体を供給するために使用されるチューブ、または、例えば、ガイドワイヤまたはプルワイヤの制御ワイヤのハウジングは、導電性材料で形成またはコーティングされ得て、最も内部の導電性素子として機能し得る。

【0017】

本発明では、より高い電圧の高周波信号が外部の導電性層に沿って戻るのを防ぐため、及び/またはマイクロ波信号が最も内部の導電性素子に沿って戻るのを防ぐために、エネルギー伝送構造の遠位端にダイプレクサなどの構成を提供する必要がある。追加的または代替的に、RF及びマイクロ波エネルギーが、RF及びマイクロ波チャネルに確実に分割されるように、エネルギー伝送構造の近位端にダイプレクサを設け得る。

10

【0018】

内部誘電体層及び/または外部誘電体層はそれぞれ、誘電体材料の固体チューブまたは多孔質構造を有する誘電体材料のチューブを含み得る。誘電体の固体チューブであることは、誘電体を実質的に均質であることを意味し得る。多孔質構造を有するということは、誘電体材料が実質的に不均一であり、かなりの数または量の空洞部分または隙間を有することを意味し得る。例えば、多孔質構造は、ハニカム構造、メッシュ構造、または発泡構造を意味し得る。誘電体材料は、PTFE、または別の低損失マイクロ波誘電体を含み得る。誘電体材料は、少なくとも0.2mm、好ましくは少なくとも0.3mm、より好ましくは少なくとも0.4mm、例えば、0.3~0.6mmの間の壁厚を有するチューブ

20

【0019】

内部導電性層及び/または外部導電性層は、材料のチューブの内側または外側の金属コーティング、材料のチューブの内側または外側に対して配置された金属の固体チューブ、または、材料のチューブに埋め込まれた編組導電性材料の層を含み得る。内部導電性層及び/または外部導電性層は、銀コーティングを含み得る。内部導電性層及び/または外部導電性層は、約0.01mmの厚さを有し得る。

【0020】

一構成では、エネルギー伝送構造は、複数の層、例えば、中空の内部管状層（内部誘電体層）、中空の内部管状層の外部表面上の導電性材料の層（内部導電性層）、導電性材料の外部表面上の誘電体材料のチューブ（誘電体層）、及び、誘電体材料のチューブの外部表面上の導電材料の層（外部導電性層）として製造され得る。最も内部の導電性素子は、中空の内部管状層を通過するロッドまたはワイヤまたは導電性材料であり得る。いくつかの実施形態では、内部誘電体層は、最も内部の導電性素子の上に形成され得る。構造は、これらの層の一部またはすべての間に空隙を含んでも含まなくてもよい。空隙を回避する利点は、ケーブルの損失を最小限に抑え得ることである。一例では、この構造は、先行する（内部の）層の上に後続の各層を順次コーティングすることにより製造することができる。あるいは、この構造は、1つまたは複数の層を第1の部分として、1つまたは複数の層を第2の部分として形成し、一方の部分を他方の内側にスライドさせることによって作成できる。中空の内部管状層は、好ましくはポリイミドを含むが、PTFEまたは他の適切な絶縁材料であり得る。中空の内部管状層は、0.1mmの厚さを有し得る。

30

40

【0021】

本明細書では、「内部」という用語は、層状構造の中心（例えば、軸）に半径方向により近いことを意味する。「外部」という用語は、層状構造の中心（軸）から半径方向に遠いことを意味する。

【0022】

本明細書では、「導電性」という用語は、文脈がそれ以外を指示しない限り、電氣的に伝導性であることを意味するために使用される。

【0023】

本明細書では、「近位」及び「遠位」という用語は、それぞれ治療部位から遠い、及び

50

治療部位により近いエネルギー伝送構造の端部を指す。したがって、使用中、近位端は R F 及び / またはマイクロ波エネルギーを提供するための発生器により近く、一方、遠位端は治療部位、すなわち、患者により近い。

【 0 0 2 4 】

エネルギー伝送構造の遠位端では、器具のチャンネルが放射体先端を通して延びるように、器具の先端を外部誘電体層に同一直線上に固定し得る。言い換えれば、縦通路は、誘電体先端素子を通して延び、器具を通る流体流路を提供する。

【 0 0 2 5 】

好ましくは、放射体先端は、外部誘電体層と同じ内部及び外部寸法を有し得る。誘電体先端素子は、セラミック材料で作製され得る。最も内部の導電性素子、内部誘電体層、及び内部導電性層は、放射体先端を通して延在し得る。このようにして、放射体先端は、エネルギー伝送構造の遠位端にマイクロ波放射体を提供し得る。R F 切断は、最も内部の導電性素子と内部導電性層との間の領域の放射体先端の端部でも行われ得る。放射体先端は、例えば、球状の焼灼領域を生成するために、球状パターンでマイクロ波エネルギーを放射するように構成され得る。いくつかの実施形態では、放射体先端の弓状部分は、器具チャンネルに露出している。例えば、内部誘電体及び内部導体は、放射体先端を完全に貫通し得ない。好ましくは、最も内部の導電性素子の最遠位端は、放射体先端の露出したセクターと接触するように互い違いに配置される。このようにして、R F エネルギーがエネルギー伝送構造を通して伝送されると、最も内部の導電性素子と内部導体との間の領域で R F 切断または切除が行われ得る。

【 0 0 2 6 】

器具は、R F E M エネルギー及びマイクロ波 E M エネルギーを供給するように配置された電気外科発電機を含む電気外科装置の一部を形成し得る。この装置では、機器は、エネルギー伝送ケーブル構造がマイクロ波 E M エネルギーを第 1 の同軸伝送線を介して、R F エネルギーを第 2 の同軸伝送線を介して伝送するように配置される方法で発電機に接続される。

【 0 0 2 7 】

本発明の第 2 の態様によれば、生体組織の切除及び焼灼のために R F E M エネルギー及びマイクロ波 E M エネルギーを送達するための電気外科器具が提供され、R F E M エネルギー及びマイクロ波 E M エネルギーを伝送する同軸伝送線であって、同軸伝送線が、内部導電性層、外部導電性層、及び内部導電性層を外部導電性層から分離する誘電体層を含む、同軸伝送線と、エネルギー伝送ケーブル構造の遠位端にある球状の器具の先端であって、内部導電性層に電氣的に接続された第 1 の導電性半球と、外部導電性層に電氣的に接続された第 2 の導電性半球と、第 1 の導電性半球と第 2 の導電性半球との間の物理的分離間隙に位置する平面誘電体層と、を備える器具の先端と、を備え、第 1 の導電性半球及び第 2 の導電性半球が、マイクロ波 E M エネルギーを実質的に球状の場として放射し、R F E M エネルギーを送達するために分離間隙の両側にそれぞれアクティブ電極及びリターン電極を提供するように構成される。本発明のこの態様は、球状の器具の先端が、マイクロ波エネルギーと R F エネルギーとは異なるように「現れる」方法を利用する。マイクロ波エネルギーの場合は、放射された球状の場の連続した導電性球のように現れる。R F エネルギーの場合、平行平板コンデンサのように現れて、半球間の間隙のエッジの周りに放射される電界を使用して、生体組織を切除できる。したがって、切断及び切除は、例えば、器具の先端に取り付けられたプルワイヤまたはガイドワイヤによって、ユーザーが制御でき得る。

【 0 0 2 8 】

この態様では、器具の先端は球状であるが、先端は、結果として生じる所望の場の形状に応じて異なる形状をとることができる。

【 0 0 2 9 】

器具は、外科用スコープデバイスの器具チャンネルを通して挿入可能であり得る。例えば、球状の器具先端は、3 m m 以下の直径を有し得る。

【 0 0 3 0 】

第 1 の導電性半球及び第 2 の導電性半球は、平面誘電体層に対称的に取り付けられ得る。これらは、中間コネクタを介して同軸伝送線に接続し得る。例えば、器具は、平面誘電体層の第 1 の表面に取り付けられた第 1 の電気コネクタを含み得て、第 1 の電気コネクタは、内部導電性層を第 1 の導電性半球に電氣的に接続する。器具は、第 1 の表面の反対側の平面誘電体層の第 2 の表面に取り付けられた第 2 の電気コネクタをさらに含み、第 2 の電気コネクタは外部導電性層を第 2 の導電性半球に電氣的に接続する。

【 0 0 3 1 】

同軸伝送線は、流体を器具先端に運ぶための流体流路を含み得る。器具の先端は、流体流路に接続された流体流出口を含み得る。流体流路は、平面誘電体層を通して延在し得る。

10

【 0 0 3 2 】

次に、本発明の実施形態を、添付図面を参照して例として説明する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 3 】

【図 1】本発明の実施形態である、マイクロ波焼灼及び R F 切除を組み合わせた電気外科器具のためのエネルギー伝送構造の概略断面図である。

【図 2】本発明の実施形態である、マイクロ波焼灼及び R F 切除を組み合わせた電気外科器具のための代替の先端構造の概略図である。

【図 3 A】本発明の別の実施形態である、マイクロ波焼灼及び R F 切除を組み合わせた電気外科器具の先端構造の側面図、正面図及び軸方向断面を含む図である。

20

【図 3 B】本発明の別の実施形態である、マイクロ波焼灼及び R F 切除を組み合わせた電気外科器具の先端構造の側面図、正面図及び軸方向断面を含む図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 3 4 】

図 1 は、本発明による、エネルギー伝送構造 1 0 0 の概略断面図を示す。エネルギー伝送構造 1 0 0 は、侵襲的な電気外科手術のための外科用スコープデバイスの柔軟な挿入チューブに挿入可能である。エネルギー伝送構造 1 0 0 は、挿入管に沿って延びる器具の縦軸に対して同軸に配置された複数層の三軸層構造を含む。

【 0 0 3 5 】

多層同軸構造は、スコープデバイスの器具チャンネル 1 0 2 を形成するために中空である最も内部の誘電体層（明確にするために図 1 から省略）を含み得る。内部導電性層 1 0 4 は、最も内部の誘電体層上に形成される。外部導電性層 1 0 6 は、内部導電性層 1 0 4 と同軸に形成され、中間誘電体層 1 0 8 は、内部導電性層 1 0 4 と外部導電性層 1 0 6 を分離する。内部導電性層 1 0 4、中間誘電体層 1 0 8 及び外部導電性層 1 0 6 は、第 1 の同軸伝送線を形成する。本発明の一実施形態によれば、器具チャンネル 1 0 2 内に、この実施形態では、薄い金属ワイヤまたはフィラメントである、最も内部の導電性素子 1 1 0 がある。内部導電性層 1 0 4、最も内部の誘電体層及び最も内部の導電性素子 1 1 0 は、第 2 の同軸伝送線を形成する。

30

【 0 0 3 6 】

エネルギー伝送構造 1 0 0 の近位端には、構造 1 0 0 を発電機（図示せず）に接続するためのコネクタ 1 1 2 がある。コネクタと発電機の間に中間同軸ケーブルが存在し得る。発電機は、多層構造体によってエネルギー伝送構造体 1 0 0 の遠位端に伝送される高周波（R F）及び／またはマイクロ波エネルギーを生成するように構成され得る。

40

【 0 0 3 7 】

（例えば、内部導電性層 1 0 4、外部導電性層 1 0 6 及び外部誘電体層 1 0 8 によって形成される）第 1 の同軸伝送線は、マイクロ波エネルギー 1 1 4 を伝送するように配置され得る。（内部導電性層 1 0 4、最も内部の導電性素子 1 1 0 及び最も内部の誘電体層によって形成される）第 2 の同軸伝送線は、伝送 R F エネルギーを伝送するように配置され得る。外部導電性層 1 0 6 及び最も内部の導電性層 1 1 0 は接地され、それによって、内部導電性層は、第 1 及び第 2 の伝送線の両方の信号導体である。したがって、第 2 の伝送

50

線は、接地された導体が通常最も外部にある従来の同軸構造から反転される。

【 0 0 3 8 】

エネルギー伝送構造 1 0 0 の近位端には、発生器からの R F 及びマイクロ波エネルギーをそれぞれの伝送線に接続すると共に、伝送線間の信号の漏れを防ぐように作用するダイプレクサ 1 1 6 がある。

【 0 0 3 9 】

セラミック材料で作られた放射体先端 1 1 8 は、エネルギー伝送構造 1 0 0 の最遠位端に配置される。放射体先端 1 1 8 は、外部誘電体層 1 0 8 と同一直線上に位置する中空円筒であり、外部誘電体層 1 0 8 と同じ内部及び外部寸法を有する。それによって、最も内部の導電性素子 1 1 0、内部導電性層 1 0 4、及び内部誘電体層は、放射体先端 1 1 8 を通って延びることができるが、外部導電性層 1 0 6 は、外部誘電体層 1 0 8 の端部または端部の周りで終端する。この構成により、マイクロ波エネルギーが構造 1 0 0 に沿って伝送されると、マイクロ波エネルギーは先端 1 1 8 から概して球状のパターンで放射される。これにより、組織の概して球状の領域にマイクロ波焼灼が生じ得る。

10

【 0 0 4 0 】

最も内部の導電性素子 1 1 0 は、放射体先端 1 1 8 の中空内部を通して延び、放射体先端 1 1 8 の遠位端で露出されるリターン電極 1 2 4 で終端する。リターン電極は、デバイスの縦軸から半径方向に変位させ得て、それによって、最も内部の導電性素子 1 1 0 に必要な電気接続を行うための段差がある。一例では、リターン電極は、放射体先端 1 1 8 を通る通路の内面に取り付けられている。内部導電性層 1 0 4 は、放射体先端 1 1 8 の中空内部を通して延在する遠位延長部を含み、放射体先端の遠位端でリターン電極 1 2 4 に対向するアクティブ電極 1 2 6 を形成し得る。R F エネルギーが構造体 1 0 0 を介して伝送されると、アクティブ電極 1 2 6 とリターン電極 1 2 4 との間に R F 電界が設定され、放射体先端の遠位端の領域 1 2 2 で切断または切除を行うことができる。

20

【 0 0 4 1 】

図 2 は、本発明の実施形態である、マイクロ焼灼及び R F 切除を組み合わせた電気外科器具のための代替の先端構造 2 0 0 の概略図である。先端構造 2 0 0 は、第 1 の半球 2 0 2 及び第 2 の半球 2 0 4 を有する実質的に球状の放射体を含み、第 1 の半球 2 0 2 及び第 2 の半球 2 0 4 はそれぞれ導電性材料でできている。例えば、各半球は金属材料またはシェルから作られ得る。第 1 の半球 2 0 2 及び第 2 の半球 2 0 4 は、第 1 の半球 2 0 2、第 2 の半球 2 0 4 及び誘電体材料 2 0 6 が実質的に球状の構造を形成するように、誘電体材料 2 0 6 によって分離される。誘電体材料 2 0 6 の層は、厚さが 0 . 5 mm 未満であり得る。第 1 の電極 2 0 8 は、第 1 の半球 2 0 2 の内面に接続され、第 2 の電極 2 1 0 は、第 2 の半球 2 0 4 の内面に接続される。このようにして、第 1 の電極 2 0 8 及び第 2 の電極 2 1 0 は、誘電体材料 2 0 6 の層を挟んで対向する。第 1 の電極 2 0 8 及び第 2 の電極 2 1 0 は、それぞれの各半球の底部の少なくとも一部を覆う。いくつかの実施形態では、第 1 の電極 2 0 8 及び第 2 の電極 2 1 0 は、それぞれの半球の底部の実質的にすべてを覆い得る。

30

【 0 0 4 2 】

電極 2 0 8、2 1 0 は、同軸給電ケーブル（図示せず）の内部導体と外部導体にそれぞれ接続されている。他の実施形態では、電極 2 0 8、2 1 0 は省略され得て、各半球は、内部導体及び外部導体のそれぞれに接続されて方向付けられ得る。同軸給電ケーブルは、上記の方法で発生器から R F 及びマイクロ波エネルギーを伝送するように配置されている。図 2 に示される球状先端構造は、外科用スコープデバイスの器具チャンネル内に適合するように寸法を作成し得る。

40

【 0 0 4 3 】

先端構造 2 0 0 は、異なる方法で同軸ケーブルから R F 及びマイクロ波エネルギーを送達するような寸法に作成し得る。マイクロ波周波数では、別々の半球は電氣的に単一の球のように現れる。したがって、先端構造 2 0 0 に送達されるマイクロ波エネルギーは、第 1 の半球 2 0 2 及び第 2 の半球 2 0 4 によって実質的に球状のパターンで放射され得る。

50

このようにして、先端構造 200 は、組織の概して球状の領域を焼灼することができる。

【0044】

しかし、高周波では、先端構造 200 は電氣的に平行平板コンデンサのように現れる。この場合、半球に供給される RF エネルギーは、切断または切除を実行することができる誘電体層 206 によって形成された間隙に RF 場を設定する。したがって、先端構造 200 は、RF 切断及び切除を実行することができ、切除は誘電体層 206 の平面内で実行されるため、器具の動きによって制御することができる。例えば、器具は、切断が異なる平面で実行されるように回転可能であり得る。

【0045】

先端構造 200 はまた、流体（例えば、治療用のプラズマを形成するための、例えば、生理食塩水または気体）を送達するように配置され得る。流体流出口 212 は、治療部位に流体を導入するために平面誘電体層 206 に形成され得る。流体流出口 212 は、同軸供給ケーブル内の流体通路と流体連通し得る。いくつかの例では、同軸給電ケーブルは、中空の同軸伝送線、すなわち、中空の内部導体を含む同軸伝送線を含み得る。流体通路は、中空の内部導体内であり得る。

10

【0046】

図 3A は、本発明の別の実施形態である電気外科器具先端 300 の側面図及び正面図を示す。図 3B は、その概略断面図である。器具は、電気絶縁性の誘電体材料 304 によって外部導体 308 から分離された中空の内部導体 310 を含む同軸伝送線として構成される。先端の遠位部分では、内部導体 310 及び誘電体材料 304 は、外部導体の遠位端及び保護スリーブ 302 を越えて突出し、マイクロ波アンテナを形成する。したがって、同軸ケーブルの近位端にある発電機（図示せず）から送達されるマイクロ波エネルギーは、先端の遠位部分で放出され得る。

20

【0047】

中空の内部導体 31 は、一対の導電性ワイヤ 314 が延びるチャンネル 312 を提供する。ワイヤ 314 は、誘電体材料 304 の遠位端面に形成された一対の電極 306 の遠位端で終端する。ワイヤ 314 は、伝送される高周波（RF）エネルギー、例えば、ツイストペアなどのための任意の適切な伝送線構造を形成し得る。ワイヤは、チャンネル 312 を通って伝送される電気絶縁シース 316 に埋め込まれるか、または収容され得る。一対の電極 306 は、それぞれのワイヤ 314 にそれぞれ接続されて、RF エネルギーを送達するためのアクティブ電極及びリターン電極を形成する。電極 306 は、器具が組織を通して挿入される際の RF 切除を促進するために、器具先端の遠位面を横切る RF エネルギーの優先電流経路を促進する。

30

40

50

【図面】

【図 1】

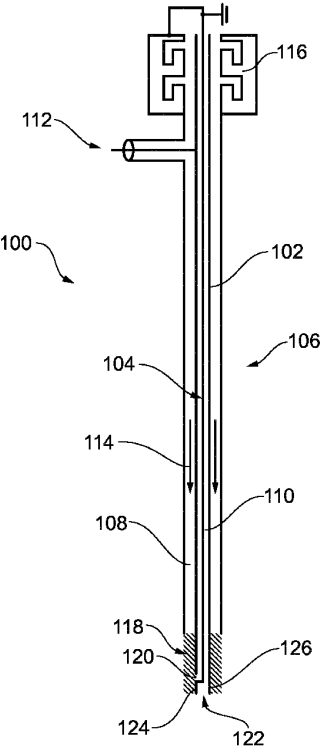


FIG. 1

【図 2】

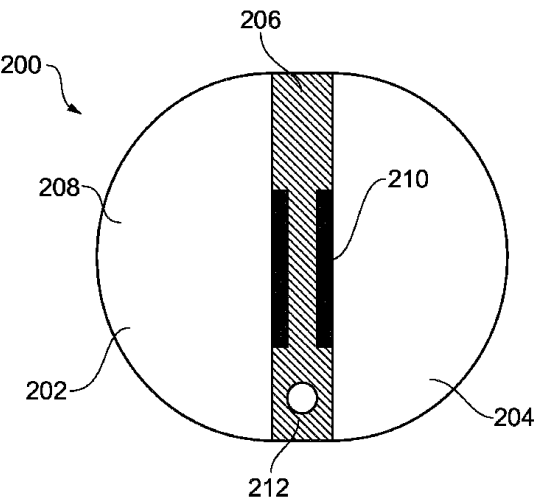


FIG. 2

【図 3 A】

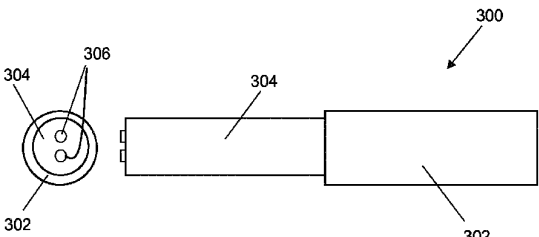


FIG. 3A

【図 3 B】

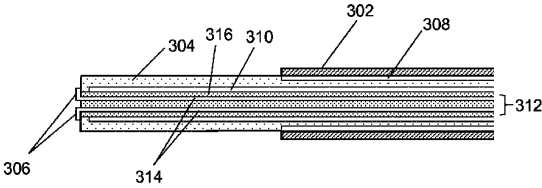


FIG. 3B

10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (72)発明者 ホワイト, マルコム
 イギリス、エヌ・ピー・１６　５・ユー・エイチ　モンマスシャー、チェブストー、ビューフォート・パーク・ウェイ、ビューフォート・パーク、クレオ・ハウス・ユニット・２、クレオ・メディカル・リミテッド内
- (72)発明者 バーン, パトリック
 イギリス、エヌ・ピー・１６　５・ユー・エイチ　モンマスシャー、チェブストー、ビューフォート・パーク・ウェイ、ビューフォート・パーク、クレオ・ハウス・ユニット・２、クレオ・メディカル・リミテッド内
- (72)発明者 クレッグ, ピーター
 イギリス、エヌ・ピー・１６　５・ユー・エイチ　モンマスシャー、チェブストー、ビューフォート・パーク・ウェイ、ビューフォート・パーク、クレオ・ハウス・ユニット・２、クレオ・メディカル・リミテッド内
- 審査官 北村 龍平
- (56)参考文献 英国特許出願公開第０２５３１４３４（ＧＢ，Ａ）
 国際公開第２０１５／０７２５２９（ＷＯ，Ａ１）
 特表２０１４－５１１１９０（ＪＰ，Ａ）
 米国特許出願公開第２００２／００７７６２６（ＵＳ，Ａ１）
 再公表特許第２０１３／００５４８４（ＪＰ，Ａ１）
- (58)調査した分野 (Int.Cl., ＤＢ名)
 Ａ６１Ｂ　１８／００　－　１８／２８