

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6436987号  
(P6436987)

(45) 発行日 平成30年12月12日(2018.12.12)

(24) 登録日 平成30年11月22日(2018.11.22)

(51) Int.Cl.		F I			
<b>A 6 1 B 18/18</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	18/18	1 0 0	
<b>A 6 1 B 17/32</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	17/32	5 2 8	

請求項の数 29 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2016-524888 (P2016-524888)	(73) 特許権者	512008495
(86) (22) 出願日	平成26年6月26日 (2014. 6. 26)		クレオ・メディカル・リミテッド
(65) 公表番号	特表2016-526462 (P2016-526462A)		CREO MEDICAL LIMITE D
(43) 公表日	平成28年9月5日 (2016. 9. 5)		イギリス、エヌ・ピー・16 5・ユー・
(86) 国際出願番号	PCT/GB2014/051957		エイチ モンマスシャー、チェプストー、
(87) 国際公開番号	W02015/004420		ビューフォート・パーク、リバーサイド・
(87) 国際公開日	平成27年1月15日 (2015. 1. 15)		コート
審査請求日	平成29年4月28日 (2017. 4. 28)	(74) 代理人	100114775
(31) 優先権主張番号	1312416.9		弁理士 高岡 亮一
(32) 優先日	平成25年7月11日 (2013. 7. 11)	(74) 代理人	100121511
(33) 優先権主張国	英国 (GB)		弁理士 小田 直
		(74) 代理人	100202751
			弁理士 岩堀 明代

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気外科用スネア

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体組織を含む領域を取り巻く導電性物質の伸縮自在ループと、  
前記伸縮自在ループにより取り巻かれた前記領域内へマイクロ波周波数エネルギーを放射するよう配置された放射構造と、

マイクロ波周波数エネルギーを前記放射構造へ伝送する同軸ケーブルであって、内側導線、前記内側導線を取り囲み前記内側導線と同軸の外側導線、および前記内側導線と前記外側導線を分離する絶縁体物質を有する同軸ケーブルとを備え、

前記放射構造が、

前記同軸ケーブルの前記内側導線に接続され、前記同軸ケーブルの前記外側導線から電氣的に絶縁された細長形の導電性部材と、

前記同軸ケーブルの遠位端部にあるスネア基部であって、前記スネア基部は、前記伸縮自在ループを形成する前記導電性物質の一部を受け入れるための給送路を有する、スネア基部と、を備え、

前記細長形の導電性部材が、マイクロ波放射モノポールアンテナとして作動するよう前記伸縮自在ループにより取り巻かれた前記領域内へ突出する末端部分、および前記給送路に沿って前記スネア基部を通して伸びる近位部分とを備える、  
外科用スネア。

【請求項 2】

前記細長形の導電性部材の電気長が  
【数 1】

$$\frac{(2n-1)\lambda_L}{4}$$

であり、

$\lambda_L$  は前記細長形の導電性構成要素の前記近位部分に沿った前記マイクロ波周波数エネルギーの波長、すなわち前記スネア基部内の波長であり、 $n$  は正整数である、請求項 1 に記載の外科用スネア。

【請求項 3】

前記細長形の導電性部材の前記末端部分が生体組織に貫入する形状である、請求項 1 または請求項 2 に記載の外科用スネア。

【請求項 4】

前記細長形の導電性部材が生体適合性物質で覆われた、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の外科用スネア。

【請求項 5】

前記スネア基部が絶縁円盤を備える、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の外科用スネア。

【請求項 6】

前記同軸ケーブルが、内視鏡の器具通路を通した挿入に適切なスリーブ内に収容された、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の外科用スネア。

【請求項 7】

前記スリーブが、前記伸縮自在ループの平面の方向の調整を可能にする回転可能な編組ケーブルを備える、請求項 6 に記載の外科用スネア。

【請求項 8】

前記伸縮自在ループが、前記同軸ケーブルの前記遠位端部を越えて伸びるワイヤを備え、前記ワイヤが前記同軸ケーブルの前記遠位端部に位置付けられた 2 つの端部の間でループ状の形状を自動的に採るように形状保持特性を有する材料を含む、請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の外科用スネア。

【請求項 9】

前記伸縮自在ループが、前記遠位端部を越えて伸びるワイヤの長さを変えるよう調整可能に構成されている、請求項 8 に記載の外科用スネア。

【請求項 10】

前記細長形の導電性部材が、前記伸縮自在ループから独立して伸縮自在である、請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の外科用スネア。

【請求項 11】

前記同軸ケーブルの前記遠位端部に据え付けられ、カバーが前記細長形の導電性部材に重なる被覆位置と、前記細長形の導電性部材がそれから突出する引っ込められた位置との間を摺動可能なカバーを有する、請求項 10 に記載の外科用スネア。

【請求項 12】

マイクロ波周波数が 1 GHz から 60 GHz の範囲である、請求項 1 ~ 11 のいずれか 1 項に記載の外科用スネア。

【請求項 13】

1 GHz 以上の周波数を有するマイクロ波周波数エネルギーを出力するマイクロ波信号発生器と、

前記マイクロ波信号発生器に接続され、マイクロ波周波数エネルギーを受信し、受信したマイクロ波周波数エネルギーを同軸ケーブルを介して送達して、細長形の導電性部材によりマイクロ波周波数場として放出する、請求項 1 ~ 12 のいずれか 1 項に記載の外科用スネアと、を備える、電気外科用機器。

【請求項 14】

10

20

30

40

50

生体組織を含む領域を取り巻く伸縮自在ループと、  
前記伸縮自在ループにより取り巻かれた前記領域内へマイクロ波周波数エネルギーを放射するよう配置された放射構造と、

マイクロ波周波数エネルギーを前記放射構造へ伝送し、内側導線、前記内側導線を取り囲み前記内側導線と同軸の外側導線、および前記内側導線と前記外側導線を分離する絶縁体物質を有する同軸ケーブルと

を備え、

前記放射構造が、前記伸縮自在ループにより取り巻かれた前記領域に部分的に接触する湾曲した導電性部分を有し、前記湾曲した導電性部分が前記同軸ケーブルの前記内側導線に接続され、前記同軸ケーブルの前記外側導線から電氣的に絶縁されて、マイクロ波放射モノポールアンテナとして作動する、  
外科用スネア。

10

【請求項 15】

前記湾曲した導電性部分が2つの端部の間を伸び、前記2つの端部が、前記同軸ケーブルの前記内側導線が前記湾曲した導電性部分に接続された接続箇所から等しい距離で離間された、

請求項 14 に記載の外科用スネア。

【請求項 16】

前記湾曲した導電性部分の前記端部間の電気長が

【数 2】

20

$$\frac{(2n-1)\lambda_L}{4}$$

であり、

$\lambda_L$  は前記生体組織を通して伝搬するときの前記マイクロ波周波数エネルギーの波長であり、 $n$  は正整数である、請求項 15 に記載の外科用スネア。

【請求項 17】

前記湾曲した導電性部分の電気長が 10 mm 以上である、請求項 15 または請求項 16 に記載の外科用スネア。

【請求項 18】

30

前記湾曲した導電性部分が、前記同軸ケーブルの前記遠位端部から伸びる一对の可撓性がある分岐を有する、請求項 14 ~ 17 のいずれか 1 項に記載の外科用スネア。

【請求項 19】

前記同軸ケーブルの前記遠位端部に据え付けられたチューブ状の端部キャップを有し、前記湾曲した導電性部分および前記チューブ状の端部キャップが、

前記湾曲した導電性部分が前記チューブ状の端部キャップに囲まれた格納構成と、

前記湾曲した導電性部分が前記チューブ状の端部キャップの遠位端部を越えて突出する展開構成と

の間で互いに対して移動可能である、請求項 18 に記載の外科用スネア。

【請求項 20】

40

前記チューブ状の端部キャップが 2.6 mm 未満の外径を有する、請求項 19 に記載の外科用スネア。

【請求項 21】

前記湾曲した導電性部分が、前記伸縮自在ループのガイドを有する、請求項 14 ~ 20 のいずれか 1 項に記載の外科用スネア。

【請求項 22】

前記ガイドがその1つの端部に開口部を有する中空のチューブ状区域を有し、前記伸縮自在ループが、前記中空のチューブ状区域に沿って、および前記開口部を通して伸びる、請求項 21 に記載の外科用スネア。

【請求項 23】

50

前記中空のチューブ状区域の前記開口部が前記湾曲した導電性部分の第1の端部にあり、前記伸縮自在ループが、前記湾曲した導電性部分の第2の端部に固定されたワイヤを有する、請求項22に記載の外科用スネア。

【請求項24】

1GHz以上の周波数を有するマイクロ波周波数エネルギーを出力するマイクロ波信号発生器と、

前記マイクロ波信号発生器に接続され、マイクロ波周波数エネルギーを受信し、受信したマイクロ波周波数エネルギーを同軸ケーブルを介して送達して、細長形の導電性部材によりマイクロ波周波数場として放出する、請求項14～23のいずれか1項に記載の外科用スネアと

を備える、電気外科用機器。

【請求項25】

生体組織を含む領域を取り巻く伸縮自在ループと、

前記伸縮自在ループにより取り巻かれた前記領域内へマイクロ波周波数エネルギーを放射するように配置された放射構造と、

マイクロ波周波数エネルギーを前記放射構造へ伝送し、内側導線、前記内側導線を取り囲み前記内側導線と同軸の外側導線、および前記内側導線と前記外側導線を分離する絶縁体物質を有する同軸ケーブルと

を備え、

前記放射構造が前記伸縮自在ループ内または前記伸縮自在ループ上に形成された導電性部分を有し、前記同軸ケーブルに接続された前記導電性部分が、前記同軸ケーブルからマイクロ波電力を受信し、受信した前記マイクロ波周波数エネルギーを前記伸縮自在ループにより取り巻かれた前記領域内へ放射するように構成された、

【請求項26】

前記伸縮自在ループ周辺の前記導電性部分の電気長が

【数3】

$$\frac{(2n-1)\lambda_L}{4}$$

であり、

$\lambda_L$ は前記生体組織を通して伝搬するときの前記マイクロ波周波数エネルギーの波長であり、nは正整数である、請求項25に記載の外科用スネア。

【請求項27】

前記伸縮自在ループが、前記同軸ケーブルの遠位端部で固定された第1の端部、および前記同軸ケーブルの前記遠位端部に対する位置が調整可能な第2の端部を有するワイヤを備え、前記導電性部分が前記第1の端部から前記伸縮自在ループ周辺を伸びる、請求項25または請求項26に記載の外科用スネア。

【請求項28】

前記導電性部分が、その遠位端部において短絡した前記同軸ケーブルの長さを有し、前記外側導線の部分が、前記外側導線の間隔を空けて除かれた部分からの放射を可能にするように、規則的に間隔を空けて除かれている、請求項25～27のいずれか1項に記載の外科用スネア。

【請求項29】

1GHz以上の周波数を有するマイクロ波周波数エネルギーを出力するマイクロ波信号発生器と、

前記マイクロ波信号発生器に接続され、マイクロ波周波数エネルギーを受信し、受信したマイクロ波周波数エネルギーを同軸ケーブルを介して送達して、細長形の導電性部材によりマイクロ波周波数場として放出する、請求項25～28のいずれか1項に記載の外科用スネアと、

10

20

30

40

50

を備える、電気外科用機器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えばポリープ切除処置で使用する外科用スネアに関する。特に、本発明は、内視鏡（または、消化管（GI）内または人体または動物の身体内の他のどこかで使用されるあらゆる他のタイプのスコープ装置）の器具通路を下って挿入するのに適切で、生体組織内へ電磁エネルギーを導入する手段を有する医療用スネアに関する。

【背景技術】

【0002】

GI路内のポリープは、例えば結腸鏡を用いて、内視鏡的処置で医療用スネアを使用して取り除くことが可能である。有茎性ポリープの場合、スネアはポリープの上方を通り、ポリープの頸部周辺で締め付けられ、それからポリープの頸部が切断されポリープが取り除かれる。切断処理を、生体組織に高周波（RF）電流を通すことにより実行または強化してもよい。電流はまた、焼灼を容易にしうる。

【0003】

無茎性ポリープを、同様の方法で取り除くことが可能である。ポリープを周囲の結腸壁から離れて持ち上げるため、生理食塩水またはヒアルロン酸ナトリウムをポリープの下に注入することにより、除去前にそのようなポリープを「膨らませる」ことが望ましい。これは、腸穿孔のリスクの減少を補助しうる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

RF電流を供給するのに総合的な手段を提供するよう、電極をスネアのループ内に組み込むことが知られている。患者に装着した分離したアースパッドと共に使用する単極、および双極の配置が公知である。

【0005】

公知のRF切断スネアの欠点は、切断動作の開始に高レベルの電力（特に高電圧の使用）が必要とされることである。それが腸壁への望まれない熱損傷のリスクをもたらすからである。例えば、単極および双極凝固に関するピーク電圧は、それぞれ4,500Vおよび450Vを超える。

【課題を解決するための手段】

【0006】

最も一般的に、本発明は、スネアのループにより取り巻かれた領域内に、マイクロ波周波数エネルギー（例えば一般的なRFエネルギーより高い少なくとも3つの種類の大きさの周波数の電磁エネルギー）を放射するよう配置されたスネア構造を提案する。放出されたマイクロ波場の形状を制御することにより、付随する熱損傷のリスクを減少することが可能である。例えば、本発明の実施形態の一般的なピーク電圧は10V以下である。また、放出されたマイクロ波場は、血液の凝固においてRF場よりも効果的でありうる。

【0007】

本発明の第1の態様によると、生体組織を含む領域を取り巻く導電性物質の伸縮自在ループと、伸縮自在ループにより取り巻かれた領域内へマイクロ波周波数エネルギーを放射するよう配置された放射構造と、マイクロ波周波数エネルギーを放射構造へ伝送する同軸ケーブルであって、内側導線、内側導線を取り囲み内側導線と同軸の外側導線、および内側導線と外側導線を分離する絶縁体物質を有する同軸ケーブルを備え、放射構造が、同軸ケーブルの内側導線に接続され、同軸ケーブルの外側導線から電氣的に絶縁された細長形の導電性部材と、伸縮自在ループを形成する導電性物質の長さを伝送する給送路を有する、同軸ケーブルの遠位端部のスネア基部を備え、細長形の導電性部材が、マイクロ波放射モノポールアンテナとして作動するよう伸縮自在ループにより取り巻かれた領域内へ突出する末端部分、および給送路に沿ってスネア基部を通過して伸びる近位部分を備える、外科

10

20

30

40

50

用スネアが提供される。この放射構造で、マイクロ波放射モノポールアンテナ、およびまた細長形の導電性構成要素の近位部分から給送路内の導電性素材の長さ内へエネルギーを加えることにより導電性素材に生じる進行波の両方によって、伸縮自在ループにより取り巻かれた領域内へマイクロ波電力を送ってもよい。よって、放射されたマイクロ波場を、スネアが保持する生体組織内へ向けてもよい。スネア基部は一对の給送路を備えてもよく、それぞれの給送路は例えば細長形の導電性部材の反対側に伸縮自在ループを形成する導電性素材の長さを受け入れる。

【0008】

細長形の導電性部材の電気長がおよそ

【数1】

$$\frac{(2n-1)\lambda_L}{4}$$

であってもよく、

ここで  $\lambda_L$  は細長形の導電性構成要素の近位部分に沿ったマイクロ波エネルギーの波長、すなわちスネア基部内の波長であり、 $n$  は正整数である。

【0009】

スネア基部は、スネアが保持する生体組織が細長形の導電性構成要素上に押し下げられるのを防ぐ形状でありうるプラスチックまたは誘電体の外被を備えてもよい。スネア基部は、スネアの位置を制御する、または細長形の導電性構成要素の生体組織内への貫入を限定可能にする他の誘電体構成要素を有してもよい。

【0010】

本明細書では、「マイクロ波周波数」は400MHzから100GHzの周波数範囲を示すのに広く使用しうるが、望ましくは1GHzから60GHzの範囲、より望ましくは2.45GHzから30GHz、または5GHzから30GHzである。検討した特定の周波数は、915MHz、2.45GHz、3.3GHz、5.8GHz、10GHz、14.5GHzおよび24GHzであった。

【0011】

本発明の外科用スネアを、内視鏡の器具通路を下って挿入するよう構成してもよく、または腹腔鏡手術またはNOTES処置で使用するよう配置してもよい。

【0012】

マイクロ波周波数エネルギーを用いる1つの利点は、生体組織内への電場の貫入の深さが小さく、例えば選択の周波数においてミリメートル単位であることである。集中加熱特性は、電場の正方形、治療中の目標組織の導電率、密度および比熱容量による。従ってマイクロ波放射モノポールアンテナにより放出されたマイクロ波場は、スネアの領域内の生体組織に自然にとどまり、それによって付随する熱損傷のリスクを減少する。

【0013】

本発明のマイクロ波周波数エネルギーは、血液を凝固、すなわちスネアにより取り巻かれた組織内の血管を密閉し、除去処理全体において補助するためのものでありうる。ポリープの茎を、伸縮自在ループの動作により切断してもよく、すなわちループの導電性物質は、鋭いワイヤなどを備えてもよい。代わりにまたは加えて、刃または他の切断構造をスネア基部上に形成してもよく、それによってループを閉じることにより生体組織をスネア基部へ引き寄せることが、切断を起こす。

【0014】

別の実施形態では、スネアをRFおよびマイクロ波周波数エネルギーの両方を受けるよう構成してもよい。スネアを茎を通して切断する従来の双極RF装置として作動してもよいが、凝固が必要とされるとき、マイクロ波周波数エネルギーに切り替える追加の能力で作動する。この構成で、伸縮自在ループの導電性物質は、ローカルRF場を供給するよう絶縁物により分離された2つの導線を備えてもよい。同一の導線の1つまたは両方を、マイクロ波エネルギーを供給するのに使用してもよい。実践的に有用な装置を形成するには

10

20

30

40

50

、2つの導線の間の間隔が0.5mm以下であることが望ましく、導線の直径または幅が1.5mm以下であることが望ましい。導線をアクティブおよびリターンが同一面または両方の面にある同一面構成に配置してもよく、および/またはアクティブおよびリターン導線がループの長さに沿って互い違いである、電極が誘電体上に蒸着された構成を採用してもよい。

【0015】

伸縮自在ループは、その長さ全体に沿って導電性でなくてもよい。例えばナイロンといった非金属ループをスネアに使用し、柄を通る切断を補助するのが望ましいかもしれない。放射構造を、スネア基部の領域、すなわちスネアの「頸部」でのみ作動するよう構成してもよい。この構成で、マイクロ波エネルギーは機械的切断を補助してもよい。1つの構成で、放射頸部は“V”字の形態または他の形態を取ってもよく、(例えばループ上に導電性区域またはコーティングを有する)放射区域が、ループの円周の一部、すなわち45°、90°または180°を形成してもよい。

10

【0016】

スネアの頸部において細長形の導電性部材を取り囲む複雑で不均一な構造のため、望ましくは、細長形の導電性部材の長さおよび特にその近位部分の長さは、使用されるマイクロ波周波数に基き、モデリングにより決定される。

【0017】

スネアが非導電性である場合、細長形の導電性部材は生体組織に貫入する形状であってもよい。それは、鋭い遠位端部を有してもよい。それを、例えばPTFEまたは同様の生体適合性物質で覆ってもよい。よって、マイクロ波周波数エネルギーを主として血液内へ放射してもよい。よって、放射構造の特性を決定するのに血液の誘電特性を使用してもよい。例えば、5.8GHzの周波数における比誘電率(誘電率) $\epsilon_r$ は、52.539である。よってこのケースでは、加えられた波長 $\lambda_L$ は7.25mmでありうる。一般に、比誘電率が $\epsilon_r$ である媒体の $\lambda_L$ の計算式は

20

【数2】

$$\lambda_L = \frac{c}{f\sqrt{\epsilon_r}}$$

であり、

30

ここでcは光の速さであり、fはマイクロ波周波数である。これで細長形の導電性部材の長さは、1.81mm、5.44mm、または9.06mmのいずれかに近く、これらは全て加えられた四分の一波長の奇数倍である。理想的には、長さは1mmより大きく6mm未満でありうる。この長さの範囲は、ポリープ切除で遭遇しうるポリープ構造のサイズと同等である。

【0018】

同軸ケーブルを、内視鏡の器具通路を通した挿入に適切なスリーブ内に収容してもよい。同軸ケーブルは、例えば適切なマイクロ波信号発生器に接続するマイクロ波コネクタを有する近位端部と放射構造が位置する遠位端部の間を伸びてもよい。同軸ケーブルの長さは、内視鏡的処置に適切な、例えば2m以上であってもよい。同軸ケーブルの外側導線と細長形の導電性部材の間の分離を確実にするよう、スネア基部は、その遠位端部において絶縁キャップを有してもよい。

40

【0019】

スネア基部をスリーブの端部に取り付けてもよく、それによって同軸ケーブルおよび伸縮自在ループを形成する導電性物質の長さが、スネア基部に対して移動可能(例えば摺動可能)であってもよい。よってスネア基部はスリーブの遠位端部において円筒状のプラグ構成要素を備えてもよく、プラグ構成要素は、それを通して給送路を提供する第1の通路、およびそれを通して同軸ケーブルを伝送する第2の通路を有する。

【0020】

伸縮自在ループを形成する導電性物質の長さは、伸縮自在ループを伸ばしたり引っ込め

50

たりする移動機構（例えば後述するプッシュロッド）に取り付けられた第1の端部、およびスネア基部に取り付けられた（すなわち固定）第2の端部を有してもよい。

【0021】

1つの実施形態では、スネア基部は、スリーブの遠位端部に固定された末端キャップを備える。伸縮自在ループを形成する導電性物質の長さの第2の端部を、同軸ケーブルの外表面に取り付けてもよい。同軸ケーブルがスリーブ内で摺動可能な場合、この配置は伸縮自在ループの第2の端部がスリーブ内を移動可能であることを意味する。これが、スネアを完全に引っ込めることを容易にしうる。

【0022】

伸縮自在ループを、例えばニチノール、ナイロン、金属ワイヤなどの任意の適切な線材のような物質で製造してもよい。望ましくは、引っ込められた構成から放出されると物質が自動的にループ構成を採用するように、物質は形状保持特性を有する。よって、伸縮自在ループが、同軸ケーブルの遠位端部を越えて伸びるワイヤを備えてもよく、ワイヤが同軸ケーブルの遠位端部に位置付けられた2つの端部の間でループ状の形状を自然に採用するよう配置される。伸縮自在ループは、2つの端部の間のワイヤの長さを変えるよう調整可能であってもよい。ループ状の形状は、凹凸がなくてもよい。とりわけループ状の形状は、所定の方法でそれらが引っ込めるのを確実にするように、従来の外科用スネアで一般的に見られるような、遠位ハンプまたはダボ穴を必要としなくてもよい。本発明は、ループ材質としてニチノールの使用中、および/または本明細書に記載する展開機構の使用中に、そのようなダボ穴の必要をなくしうる。遠位のダボ穴の省略は、スネアがより清潔な機械的切断を提供するのを確実にしえて、それが次に組織学的評価によりよい一括した試験片を提供し、スネアにより周回された組織の完全な切除を容易にする。

【0023】

伸縮自在ループは、例えば同軸ケーブルを取り囲むスリーブ内に形成された格納路内または外へ、スネア基部に対して移動可能であってもよい。望ましくは、伸縮自在ループは同軸ケーブルに対して移動可能である。しかし、伸縮自在ループは同軸ケーブルに対して固定され、ループ上の同軸ケーブルに対して管状カバーを移動することにより引き込みの実行が可能であってもよい。

【0024】

プル・ワイヤ（またはプッシュロッド）を、伸縮自在ループに接続または一体構造に形成してもよい。プル・ワイヤは、同軸ケーブルの近位端部へ伸び、操作者がスネアを配置するのを可能にしてもよい。プル・ワイヤを、装置の近位端部でスライダ機構（例えば手動スライダ機構）に接続してもよい。プル・ワイヤを、近位端部から遠位端部へスリーブ内の通路を通して導いてもよい。近位端部におけるスライダの移動の長さと同軸ケーブルの開口および閉口（またはそれがカテーテルまたはチューブの端部を出た場合の直径の変化）の間の移行が一定であることが望ましい。プル・ワイヤ（または複数のプル・ワイヤ）のガイドとして作動するよう、薄い潤滑性のチューブを同軸ケーブルの外被に取り付け（例えば接着）てもよい。代わりに、非常に薄い壁のある熱収縮性チューブを、ガイドチューブを同軸ケーブルに取り付けるのに使用可能である。ガイドチューブは、望ましくは同軸ケーブルの軸に沿って直線状に走る。

【0025】

複数内腔のチューブを構造の内部に挿入し、プル・ワイヤ（または複数のプル・ワイヤ）および同軸ケーブルに分離した通路または空間を提供してもよい。代わりに、プル・ワイヤが同軸ケーブルの周りからむようになるのを防ぐため、プル・ワイヤを内包するように、単一のチューブを同軸ケーブルの外側導線に取り付けてもよい。

【0026】

ループの方向を、スリーブ内の通路の方向に関連付けてもよい。よって、ループの平面をスリーブを回転することにより調整可能であってもよい。望ましくは、スリーブはトルク伝達が可能な編組ケーブルである。スリーブを回転するハンドルを、近位端部で例えば締め付けてそれに据え付けてもよい。

10

20

30

40

50

## 【0027】

代わりに、プル・ワイヤもまたネジ機構を始動するのに使用してもよく、直線から回転への変換、例えば親ネジ配置を起こし、それをループの回転に使用可能である。ループの開閉、またはループの開閉を可能にするようスプリング付き素材で製造されたループをカテテルまたはチューブ外または内へ押すのに、同一のプル・ワイヤが使用される。

## 【0028】

細長形の導電性部材は、伸縮自在ループから独立して伸縮自在であってもよい。例えば、スリーブおよび同軸ケーブルは、それが細長形の導電性部材に囲まれる格納位置とそれがスリーブから突出する使用位置の間で細長形の導電性部材を移動するように、他に対して移動可能であってもよい。伸縮自在ループは、「コールド」スネア、すなわち細長形の導電性部材が格納位置にあるとき付随するマイクロ波放射線場なしに作動するスネアとして作動可能であってもよい。この配置で、スネアを機械的な組織捕捉および切断ツールとして使用してもよい。伸ばされた構成のとき、例えばポリープ柄といった組織を、伸縮自在ループにより取り巻いてもよい。

ループを引っ込めると、取り巻かれた組織をスネア基部の遠位表面に対して押してもよく、そうするとループが組織を通りそれを物理的に切断する。よってスネア基部の遠位表面は、ループの機械的切断動作の反応面を提供する。このループの機械的切断動作をより効果的にするため、ループの表面（またはおそらくループの内側表面のみ）を、粗くまたは鋭くしてもよい。いくつかの状況では、「コールド」スネアとしての装置の使用は、それが遅発性の出血のリスクを減少しうるので望ましいかもしれない。

## 【0029】

本発明の第1の態様はまた、1 GHz以上の周波数を有するマイクロ波周波数エネルギーを出力するaマイクロ波信号発生器と、マイクロ波周波数エネルギーを受信し、細長形の導電性部材によりマイクロ波周波数場として放出されるように、それを同軸ケーブルを通して供給するよう接続された前述のいずれかの請求項に記載の外科用スネアを備える電気外科機器と表現してもよい。

## 【0030】

本発明の第2の態様によると、生体組織を含む領域を取り巻く伸縮自在ループと、伸縮自在ループにより取り巻かれた領域内へマイクロ波周波数エネルギーを放射するよう配置された放射構造と、マイクロ波周波数エネルギーを放射構造へ伝送し、内側導線、内側導線を取り囲み内側導線と同軸の外側導線、および内側導線と外側導線を分離する絶縁体物質を有する同軸ケーブルを備え、放射構造が、伸縮自在ループにより取り巻かれた領域に部分的に隣接する湾曲した導電性部分を有し、湾曲した導電性部分が同軸ケーブルの内側導線に接続され、同軸ケーブルの外側導線から電氣的に絶縁されて、マイクロ波放射モノポールアンテナとして作動する外科用スネアが提供される。第2の態様は、放射構造の性質において第1の外観と異なり、このケースでは、それはループ内へ突出する細長形の構成要素ではなく、スネアのループの湾曲した導電性部分である。しかし、湾曲した導電性部分はなお、ループ内に保持された組織内へマイクロ波周波数エネルギーを供給するマイクロ波放射アンテナとして作動する。

## 【0031】

湾曲した導電性部分は2つの端部の間を伸びてもよく、2つの端部を、同軸ケーブルの内側導線が湾曲した導電性部分に接続された箇所から等しい距離で離間してもよい。よって、湾曲した導電性部分を、同軸ケーブルの遠位端部で対称的に配置してもよい。望ましくは、湾曲した導電性部分の端部間の電気長が

## 【数3】

$$\frac{(2n-1)\lambda_L}{4}$$

であり、ここで  $\lambda_L$  は生体組織を通して伝搬するときのマイクロ波周波数エネルギーの波長であり、nは正整数である。よって、湾曲した導電性部分の長さを、第1の態様の細長

10

20

30

40

50

形の導電性構成要素と同じ方法で決定可能である。しかし、第2の態様の構造は侵襲的でない。よって、湾曲した導電性部分の長さは第1の態様の細長形の導電性構成要素のそれより長くてもよく、例えば10mm以上である。

【0032】

湾曲した導電性部分は、同軸ケーブルの遠位端部から伸びる可撓性がある分岐を備えてもよい。それぞれの分岐は、ある固有の弾性を示すように、選択された厚さまたは直径を有するワイヤまたはチューブであってもよい。分岐を、同軸ケーブルの内側導線との接続箇所（すなわち給電点）に対して対称的に据え付けてもよい。よって分岐は、同軸ケーブルから受信されたマイクロ波周波数電力を分割するよう作用してもよい。同軸ケーブルと並列で接続されるとき分岐のインピーダンスが同軸ケーブルのインピーダンスと合致するように、分岐のインピーダンスを選択してもよい。すなわち分岐を形成する線のインピーダンスが50Ωで分岐の長さが選択の周波数の四分の一波長の奇数倍であるようにされた場合、そのときそれぞれの分岐は、合致した状態をつくるよう、例えば非共振性同軸線のインピーダンスの特性と同一のインピーダンスである全体的に50Ωの並列インピーダンスを提供するよう給電点で100Ωのインピーダンスに変換される。同一の原理を、負荷インピーダンスについても適用することが可能である。

10

【0033】

湾曲した導電性部分は、それが端部キャップに包囲された格納構成とそれが端部キャップの遠位端部を越えて突出する展開構成の間で、チューブ状の端部キャップに対して移動可能であってもよい。湾曲した導電性部分は、変形して端部キャップの内側に適合してもよい。例えば、前述の対の分岐は互いに向けて曲がってもよい。端部キャップが内視鏡の器具通路を下って適合するよう、端部キャップの外径は2.6mm未満であってもよい。よって、格納構成で、湾曲した導電性部分を2.5mm未満の幅を有するよう変形してもよい。

20

【0034】

端部キャップは、例えば同軸ケーブルの近位端部へ伸びるプル・ワイヤにより、同軸ケーブルに対して摺動可能であってもよい。前述のように、同軸ケーブルはスリーブ内に收容されてもよく、スリーブはその中にプル・ワイヤのために形成された通路を有してもよい。複数内腔のチューブを、メインカテーテルまたはチューブまたはスリーブの内側に挿入してもよい。

30

【0035】

湾曲した導電性部分は、伸縮自在ループのガイドとして作動してもよい。例えば、湾曲した導電性構成要素は、その1つの端部に開口部を有する中空のチューブ状区域を備えてもよい。この実施形態では、望ましくはナイロンのような導電性物質で形成される伸縮自在ループが、チューブ状区域を通過して、おおよび開口部を通過して伸びてもよい。そのような周波数、すなわち5.8GHzでの皮膚の深さは薄い層の導電性物質のみを必要とするよう十分小さいので、湾曲した導電性部分の中空区域を有することは、マイクロ波周波数エネルギーの伝搬に影響しない。電場がそのピーク値の37%に減少した皮膚の深さまたは物質内への深さは、例えば銀または金といったすぐれた導線についてほぼマイクロメートル( $1 \times 10^{-6}$  m)の単位である。

40

【0036】

湾曲した導電性部分は中空のチューブ状の区域を有してもよく、中空のチューブ状の区域を通過してその両方の端部で伸縮自在ループが伸びる。しかし1つの実施形態では、伸縮自在ループは湾曲した導電性部分の1つの端部に（例えばレーザー溶接により）固定された第1の端部を有する。それからループは、湾曲した導電性部分の他の端部の中空のチューブ状の部分の開口部内へ通過する。開口部から突出するループの長さは、例えばスネアにより取り巻かれる領域を調整するよう調整可能であってもよい。この実施形態では、スネアは非対称であってもよい。伸縮自在ループの調整は、同軸ケーブルの近位端部へ通って戻るプル・ワイヤを介してもよい。湾曲した導電性部分は、ループに包囲された領域から離れた側で第2の開口部を有してもよい。

50

## 【 0 0 3 7 】

前述の第 1 の態様の機能を、第 2 の態様に含んでもよい。

## 【 0 0 3 8 】

第 1 の態様と同様に、本発明の第 2 の態様もまた、マイクロ波周波数エネルギーを出力するマイクロ波信号発生器と、マイクロ波周波数エネルギーを受信し、湾曲した導電性部分によりマイクロ波周波数場として放出されるように、前記マイクロ波周波数エネルギーを同軸ケーブルを通して供給するよう接続された、第 2 の態様に関連して前述した外科用スネアを備える電気外科用機器として表現しうる。

## 【 0 0 3 9 】

本発明の第 3 の態様によると、生体組織を含む領域を取り巻く伸縮自在ループと、伸縮自在ループにより取り巻かれた領域内へマイクロ波周波数エネルギーを放射するよう配置された放射構造と、マイクロ波周波数エネルギーを放射構造へ伝送し、内側導線、内側導線を取り囲み内側導線と同軸の外側導線、および内側導線と外側導線を分離する絶縁体物質を有する同軸ケーブルを備え、放射構造が伸縮自在ループ内または伸縮自在ループ上に形成された導電性部分を有し、導電性部分が、同軸ケーブルからマイクロ波電力を受信するよう接続され、受信されたマイクロ波周波数エネルギーを伸縮自在ループにより取り巻かれた領域内へ放射するよう構成された外科用スネアが提供される。

## 【 0 0 4 0 】

第 3 の態様は、放射構造が実際は伸縮自在ループ自身の一部であることが、第 1 および第 2 の態様と異なる。例えばループの一部を、金属で被覆、すなわち導電性物質にコーティングし、同軸ケーブルの内側導線に電氣的に接続するが同軸ケーブルの外側導線から電氣的に絶縁してもよい。同軸ケーブルは、その遠位端部に絶縁キャップを有してもよい。内側導線はキャップを通して突出してもよいが、外側導線をキャップによりキャップの遠位側の全てのものから絶縁してもよい。内側導線の突出部分を、圧着などにより導電性部分に電氣的に接続してもよい。

## 【 0 0 4 1 】

効率的に生体組織内へ放射するため、伸縮自在ループ周辺の導電性部分の電気長が

## 【 数 4 】

$$\frac{(2n-1)\lambda_L}{4}$$

であってもよく、

ここで  $\lambda_L$  は生体組織を通して伝搬するときのマイクロ波周波数エネルギーの波長であり、 $n$  は正整数である。導電性部分の長さを、本発明の第 1 の態様に関して前述した技術を用いて決定してもよい。

## 【 0 0 4 2 】

この態様で、伸縮自在ループは、例えば同軸ケーブルの遠位端部において固定された端部、および例えばプル・ワイヤへ接続された同軸ケーブルの近位端部へ伸びうる調整可能な端部を有してもよく、それはスライダなどを用いて操作可能である。前述の第 1 および第 2 の態様と同様に、スネアは摺動可能な端部キャップを有してもよいが、伸縮自在ループのみが同軸ケーブルの遠位端部を越えて伸びるので、このケースではこれは任意である。

## 【 0 0 4 3 】

同軸ケーブルまたはスリーブは、装置の近位端部でもたらされた回転移動を伸縮自在ループへ伝達可能なトルク安定ケーブルを提供してもよい。ループの回転は、スネアがポリロープ上および周辺の容易な位置にあることを可能にする。この態様で、同軸ケーブルの外被は半硬質であってもよく、またはチューブ（カテーテル）を外被上に挿入し、締めりばめを形成してもよい。

## 【 0 0 4 4 】

代わりに伸縮自在ループの回転を、ケーブルの遠位端部に位置し、プル・ワイヤまたは

10

20

30

40

50

ケーブルの直線移動をループの回転移動に変換し、ポリープの柄または茎に対してループの角度を制御し、ループが正しい方向にあることを可能にして、ループがポリープ柄の周辺を回ることを可能にする機構を用いて得てもよい。この直線から回転への変換をまた、ループの（直径）開閉、またはスネア基部から突出するループの量を制御するのに使用してもよい。

【0045】

1つの実施形態では、導電性部分は「漏洩給電線」であってもよく、すなわち同軸ケーブルの遠位端部において短絡した同軸ケーブルの長さ、および外側導線のそれに沿った部分は、周期的に除かれてそこからの放射を可能にする。外側導線の除かれた部分は

【数5】

$$\frac{(2n-1)\lambda_L}{4}$$

の距離で分離され、ここで  $\lambda_L$  は生体組織を通して伝搬するときのマイクロ波周波数エネルギーの波長であり、nは正整数である。

【0046】

導電性部分が伸縮自在ループの一部であってもよいが、望ましくは伸縮自在ループが、絶縁材で製造された同軸ケーブルの遠位端部を越えて伸びるワイヤを備え、ワイヤが同軸ケーブルの遠位端部に位置付けられた2つの端部の間でループ状の形状を自然に採用するように配置される。同軸ケーブルの内側導線に接続された導電性部分は、それが端部間を伸びるので、それからワイヤに例えば接合または絡ませて据え付けてもよい。

【0047】

前述の第1の態様および第2の態様の機能をまた、第3の態様に含んでもよい。

【0048】

第1および第2の態様と同様に、本発明の第3の態様もまた、マイクロ波周波数エネルギーを出力するマイクロ波信号発生器と、マイクロ波周波数エネルギーを受信し、導電性部分によりマイクロ波周波数場として放出されるようにマイクロ波周波数エネルギーを同軸ケーブルを通して供給するよう接続された第3の態様に関連して前述した外科用スネアを備える電気外科用機器として表現しうる。

【0049】

前述のあらゆる態様で、スネアは、治療部位または治療部位近辺に生理食塩水のような液体を導入し、例えば領域の凝固または洗浄を補助する液体送達路を有してもよい。液体送達路を同軸ケーブルを収容するスリーブ内に設けてもよく、または例えば同軸ケーブルの内側導線を中空に製造することにより同軸ケーブルの内側導線内に設けてもよい。

【0050】

伸縮自在ループのプル・ワイヤは、それがスリーブ内の通路を通して伸びるので、同軸ケーブルとの容量結合を避けるため、望ましくは絶縁材からであってもよい。

【0051】

本発明の実施形態を、以下の添付の図を参照して下記に詳細に記載する。

【図面の簡単な説明】

【0052】

【図1A】それぞれ展開された位置および引っ込められた位置の、本発明の第1の実施形態である外科用スネアの概略横断面図を示す。

【図1B】それぞれ展開された位置および引っ込められた位置の、本発明の第1の実施形態である外科用スネアの概略横断面図を示す。

【図2A】それぞれ展開された位置および引っ込められた位置の、本発明の第2の実施形態である外科用スネアの概略横断面図を示す。

【図2B】それぞれ展開された位置および引っ込められた位置の、本発明の第2の実施形態である外科用スネアの概略横断面図を示す。

【図3A】それぞれ展開された位置および引っ込められた位置の、本発明の第3の実施形

10

20

30

40

50

態である外科用スネアの概略横断面図を示す。

【図 3 B】それぞれ展開された位置および引っ込められた位置の、本発明の第 3 の実施形態である外科用スネアの概略横断面図を示す。

【図 4】本発明のマイクロ波送達性能をシミュレーションするのに使用される、外科用スネアモデルの斜視図である。

【図 5】図 4 に示された外科用スネアモデルの、血液内への反射減衰量（インピーダンス整合）を示すグラフである。

【図 6】血液内への電力損失密度を示す、図 4 の外科用スネアモデルの平面図である。

【図 7】異なる先端部直径を有する図 4 の外科用スネアモデルの、血液内への反射減衰量（インピーダンス整合）を示すグラフである。

【図 8】伸縮自在ループにより取り巻かれた領域内へのプローブの突起が最小である、血液内への電力損失密度を示す図 4 の外科用スネアモデルの平面図である。

【図 9】図 8 の外科用スネアモデルの血液内への反射減衰量（インピーダンス整合）を示すグラフである。

【図 10】異なる先端部直径を有する図 8 の外科用スネアモデルの、血液内への反射減衰量（インピーダンス整合）を示すグラフである。

【図 11】4 つの異なるループ直径についての血液内への電力損失密度を示す、図 8 の外科用スネアモデルの 4 つの平面図を示す。

【図 12 A】それぞれポリープ捕捉位置、アンテナ展開位置および引っ込められた位置の、本発明の第 4 の実施形態である外科用スネアの概略横断面図を示す。

【図 12 B】それぞれポリープ捕捉位置、アンテナ展開位置および引っ込められた位置の、本発明の第 4 の実施形態である外科用スネアの概略横断面図を示す。

【図 12 C】それぞれポリープ捕捉位置、アンテナ展開位置および引っ込められた位置の、本発明の第 4 の実施形態である外科用スネアの概略横断面図を示す。

【図 13 A】本発明の第 5 の実施形態である、外科用スネアの末端部分の概略横断面図を示す。

【図 13 B】図 13 A に示された外科用スネアで使用されるキャップの斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0053】

図 1 A は、本発明の実施形態である外科用スネア 100 を通る横断面図を示す。図は概略であり、縮尺通りではない。特に装置の相対的長さは、大幅に短縮されている。実際には装置の最大幅（直径）は、内視鏡の器具通路を通るのに適切にするよう、2.6 mm 未満である。一方で装置の全長は、2 m 以上でありうる。

【0054】

外科用スネア 100 は、内側導線 104、外側導線 106、および外側導線 106 から内側導線 104 を分離する絶縁体物質 108 を有する同軸ケーブル 102 を備える。マイクロ波コネクタ 110（例えば QMA コネクタなど）が、マイクロ波信号発生器（図示せず）を接続するため同軸ケーブル 102 の近位端部に据え付けられている。スネア基部 112（例えば低損失マイクロ波セラミック、PTFE、PEEK、ナイロンなどのような適切な絶縁物の円盤）が、同軸ケーブル 102 の遠位端部に据え付けられている。それ

【0055】

同軸ケーブル 102 は、スリーブ 114 内に収容される。スリーブ 114 は、装置の近位端部から遠位端部へ一對のプル・ワイヤ 116 を導くよう、一對の通路を有する。それぞれのプル・ワイヤ 116 は、給送路（すなわちスネア基部内に形成される通路）により、スネア基部 112 を通る。対のプル・ワイヤ 116 は、それらの遠位端部でワイヤ 118 の長さのそれぞれの端部 117 にそれぞれ接続され、ワイヤ 118 はスネアのループを形成する。対のプル・ワイヤ 116 は、それらの近位端部でスライダ機構 120 にそれぞれ接続され、スライダ機構 120 はスリーブ 114 に対して移動可能である。スリーブ 114 から突出するワイヤ 118 の長さを調整し、それによって装置の遠位端部でワイヤ 1

10

20

30

40

50

18の長さによって形成されるループの直径を制御するよう、スライダ機構120はユーザにより操作可能である。ワイヤ118の長さは、それがスリーブ内の通路に入るため変形するが、再度引き出されるときにそのループ形状を回復するのを可能にする特性を保持する形状を有してもよい。図1Aは、十分に展開された状況のループを示す。図1Bは、ループがスリーブ114内に部分的に引っ込められた装置を示す。

【0056】

この実施形態では、同軸ケーブル102の内側導線104はスネア基部112を通過してスネア基部112の上方に突出し、細長形の導電性部材122を形成する。細長形の導電性部材122の機能は、同軸ケーブル102を通過してそれに供給されるマイクロ波周波数エネルギーを放射するマイクロ波アンテナ（望ましくは放射モノポールアンテナ）としてのものである。細長形の導電性部材122は、その長さによって、スネアのループにより取り巻かれる生体組織（例えばポリープの茎）に貫入してもよく、または貫入しなくてもよい。細長形の導電性部材122は、スネア基部112内のプル・ワイヤ116に沿って走る近位部分を有する。細長形の導電性部材122に供給されたマイクロ波エネルギーは、この位置でプル・ワイヤ116内に進行波を生じるよう加えられ、そこからそれがワイヤループ118内に伝送され、ワイヤループ118から放射される。放射場の強度はループの遠位端部において最大であり、そこでプル・ワイヤのそれぞれからの進行波がぶつかる。

10

【0057】

細長形の導電性部材に供給されたマイクロ波エネルギーは、組織内に放射され、そこでそれが凝固を促進し、従って生体組織の除去を補助し、またはそうでなければ機械的処置のみを採用した場合に起こる出血を防ぐ。機械力がポリープの柄に加えられるとき、マイクロ波放射線を継続的に供給することが望ましいかもしれない。代わりに、例えば圧電トランスデューサカセンサなどのような電気トランスデューサへの機械を用いて測定された物理的力の測定値に基き、マイクロ波源を始動してもよい。

20

【0058】

マイクロ波エネルギーを、パルスのシーケンスまたはマイクロ波エネルギーのバーストとして供給してもよく、それによって機械力が生じ、またはマイクロ波凝固エネルギーのバースト内に組み込まれる。例えば1つの始動特性は、10秒間に10Wのマイクロ波電力の印加、およびその10秒間の時間枠内のより短時間の機械力の印加を有してもよい。すなわち機械的エネルギーおよびマイクロ波エネルギーは共に加えられ、マイクロ波エネルギーは常に加えられるが、機械的エネルギーはマイクロ波エネルギーの印加の時間帯内で間隔を置いて加えられる。

30

【0059】

放射モノポール（または他の）アンテナに接触する組織のインピーダンスの変化によって引き起こされる反射信号の変化の検出に基きマイクロ波エネルギーを供給する、すなわち血液のインピーダンスが検出されたときのみマイクロ波エネルギーを供給するのもまた望ましいかもしれない。また、インピーダンスの変化が検出されたとき、すなわち凝固した血液のインピーダンスが検出されたとき、マイクロ波エネルギーの送達は停止してもよい。測定値情報は振幅のみ、または振幅と位相、または位相のみであってもよい。この機能を効果的に得るため、細長形の導電性部材122の電気長が、治療される生体組織の誘電率 $\epsilon_r$ の情報、スネア基部112内の細長形の導電性部材122を取り囲む構造と同等の誘電特性、および同軸ケーブルを通して提供されるマイクロ波周波数エネルギーの周波数 $f$ に基き決定される。この情報は、マイクロ波エネルギーが生体組織を通過して伝搬するので、マイクロ波エネルギーの波長 $\lambda_L$ の計算に使用される。細長形の導電性部材122の電気長は四分の一波長の奇数、すなわち

40

【数6】

$$\frac{(2n-1)\lambda_L}{4}$$

50

であるよう設定され、ここで

【数 7】

$$\lambda_L = \frac{c}{f\sqrt{\epsilon_r}}$$

および  $c$  は選択の周波数における光の速さである。

【0060】

装置が内視鏡の器具通路に沿って挿入されるとき、細長形の導電性部材 122 の損傷を避けるため、摺動可能なチューブ状のカバー 124 がスリーブ 114 の遠位端部に据え付けられる。プル・ワイヤ 126 が、スネアの近位端部でチューブ状のカバー 124 からハンドル 128 へ伸びる。(図 1B に示されるように) 細長形の導電性部材 122 の上方でカバー 124 を摺動するように、ハンドル 128 はユーザが操作してもよい。使用中、カバー 124 はスリーブ 114 の上方を摺動して戻り、細長形の導電性部材 122 を露出する。

10

【0061】

ワイヤループ 118 を、スリーブ 114 に取り付けられたハンドル 125 を回すことにより回転してもよい。スリーブは、ワイヤループの回転を正確に制御するのを可能にするよう正確なトルク伝達を容易にする編組ケーブルを有してもよい。

【0062】

図 2A は、本発明の他の実施形態である外科用スネア 200 を通る横断面図を示す。図 1A および図 1B と同様に、この図は概略であり、縮尺通りではない。図 1A および図 1B と共通の機能は同一の参照番号を付け、再度説明しない。明確にするため、ハンドル 125 は省略する。

20

【0063】

図 2A では、同軸ケーブル 102 の内側導線 104 は湾曲した導電性部分 130 に接続され、湾曲した導電性部分 130 は、それらが内側導線 104 に接続された給電点 132 から離れて対称的に伸びる一对の湾曲した分岐を有する。それぞれの分岐は、柔軟な細長形の導線、例えばワイヤまたはチューブであってもよい。この実施形態では、スネアのループを形成するワイヤ 118 の長さは、1つの端部において分岐のうちの1つの遠位端部 134 に固定される。ワイヤ 118 の長さの他の端部は、プル・ワイヤ 116 の遠位端部 136 に接続される。プル・ワイヤ 116 の近位端部はスライダ 120 に接続され、スライダ 120 は図 1A および図 1B に関連して前述したのと同様に作動する。

30

【0064】

しかし、この実施形態では、プル・ワイヤ 116 およびスネアのループを形成するワイヤ 118 の長さは、分岐のうちの1つ内に形成される誘導通路を通るよう配置される。よって、スリーブ 114 内の通路を出ると、プル・ワイヤ 116 またはワイヤ 118 は分岐のうちの1つの後部開口部 138 を通り、その分岐内の中空のガイド通路を通り、その分岐の遠位端部において前部開口部 140 を通って出る。

【0065】

湾曲した導電性部分 130 の機能は、前述の細長形の導電性構成要素 122 と同一である。それは、同軸ケーブル 102 を通ってそれに供給されるマイクロ波周波数エネルギーを放射するマイクロ波放射モノポールアンテナである。使用中、湾曲した導電性部分 130 は、スネアのループにより取り巻かれた生体組織(例えばポリープの茎)に接触する。従ってマイクロ波エネルギーが組織内に放射され、そこでそれが凝固を促進し、従って生体組織の除去を補助する。この機能を効果的に得るため、従って湾曲した導電性部分 130 の電気長が前述の細長形の導電性構成要素 122 と同様の方法で決定される。すなわちそれは、治療される生体組織の誘電率  $\epsilon_r$  の情報、および同軸ケーブルを通して提供されるマイクロ波周波数エネルギーの周波数  $f$  に基き決定される。この情報は、マイクロ波エネルギーが生体組織を通して伝搬するので、マイクロ波エネルギーの波長  $\lambda_L$  の計算に使用される。よって湾曲した導電性部材 130 の電気長は四分の一波長の奇数、すなわち

40

50

【数 8】

$$\frac{(2n-1)\lambda_L}{4}$$

であるよう設定され、ここで

【数 9】

$$\lambda_L = \frac{c}{f\sqrt{\epsilon_r}}$$

および c は光の速さである。

10

【0066】

しかし、湾曲した導電性部分 130 が組織に貫入しないので、それを細長形の導電性構成要素 122 より長くすることが可能である。内視鏡の器具通路に適合して下るよう、図 2B に示されるようにカバー 124 が分岐の上方を摺動されるとき、望ましくは湾曲した導電性部分 130 の分岐が変形する。カバー 124 がスリーブ 114 の上方を摺動されて戻るとき、分岐が元の状況に戻るよう、それらは弾性的に変形可能であってもよい。

【0067】

図 3A は、本発明の他の実施形態である外科用スネア 300 を通る横断面図を示す。図 1A および図 1B と同様に、この図は概略であり、縮尺通りではない。図 1A および図 1B と共通の機能は同一の参照番号を付け、再度説明しない。

20

【0068】

図 3A では、同軸ケーブルの内側導線 104 は導電性部分 142 に接続され、導電性部分 142 は、スネアのループを形成するワイヤ 118 に据え付けられる。この実施形態では、ワイヤ 118 を非導電性素材（例えばナイロン）で製造してもよい。

【0069】

前述の他の実施形態と同様に、導電性部分 142 の機能は、細長形の導電性構成要素 122 が同軸ケーブル 102 を通ってそれに供給されるマイクロ波周波数エネルギーを放射するマイクロ波放射モノポールアンテナであるのと同様である。使用中、導電性部分 142 は、スネアのループにより取り巻かれた生体組織（例えばポリープの茎）に接触する。従ってマイクロ波エネルギーが組織内に放射され、そこでそれが凝固を促進し、従って生体組織の除去を補助する。この機能を効果的に得るため、従って導電性部分 142 の電気長が前述の細長形の導電性構成要素 122 と同様の方法で決定される。すなわちそれは、治療される生体組織の誘電率  $\epsilon_r$  の情報、および同軸ケーブルを通して提供されるマイクロ波周波数エネルギーの周波数  $f$  に基き決定される。この情報は、マイクロ波エネルギーが生体組織を通して伝搬するので、マイクロ波エネルギーの波長  $\lambda_L$  の計算に使用される。

30

よって導電性部材 142 の電気長は四分の一波長の奇数、すなわち

【数 10】

$$\frac{(2n-1)\lambda_L}{4}$$

40

であるよう設定され、ここで

【数 11】

$$\lambda_L = \frac{c}{f\sqrt{\epsilon_r}}$$

および c は光の速さである。

伝導度および生体組織の誘電率はマイクロ波エネルギーの周波数の機能であり、これらのパラメータが、アンテナの物理的幾何学構造およびパワーレバー（またはエネルギー送達特性）とともに、例えばポリープ茎、粘膜、などの組織構造内への電場の貫入の深さを決

50

定し、それが焦点に合わせられた熱の特性を決定することもまた留意すべきである。

【0070】

しかし代わりに、導電性部材142自身が、同軸ケーブルと、同軸ケーブル102の内側導線104および接地外側導線に電氣的に接続された内側導線であってもよい。内側導線および外側導線を導電性部分142の遠位端部144においてともに接続してもよく、例えばそこでそれがワイヤ118に接続される。この構造を、外側導線の間隔を空けた区域を周期的に取り除くことにより放射するよう製造してもよい。区域を、四分の一波長の奇数、すなわち

【数12】

$$\frac{(2n-1)\lambda_L}{4}$$

10

で離間してもよい。

この構造はまた、「漏洩給電」として知られる。

【0071】

この実施形態では、スネアのループを形成するワイヤ118の長さは、1つの端部において導電性部分132の遠位端部144へ固定される。ワイヤ118の長さの他の端部は、プル・ワイヤ116の遠位端部136に接続される。プル・ワイヤ116の近位端部はスライダ120に接続され、スライダ120は図1Aおよび図1Bに関連して前述したのと同様に作動する。

20

【0072】

図3Bに示されるようにカバー124が摺動される時、導電性構成要素142は、図2Aおよび図2Bに示されたのと同様の方法で変形可能であってもよい。カバー124がスリーブ114の上方を摺動されて戻るとき、導電性部分142またはワイヤ118が元の状況に戻るように、導電性部分142またはワイヤ118は弾性的に変形可能であってもよい。

【0073】

図4は、CST MICROWAVE STUDIO（登録商標）を用いて形成された本発明による外科用スネアの代表的なモデル400を示し、反射減衰量（組織装着モデル内へのインピーダンス整合）および組織内の電力密度を向上するため、構造に種々の改良としてシミュレーションした実行がなされた。

30

【0074】

機構がスネアを機械的に操作する余地を可能にするため、内視鏡通路を下るマイクロ波エネルギーを給送するのに必要とされる同軸ケーブル402は、約1.2mmの直径を有するよう選択される。S u c o f o r m 4 7（Huber + Suhner製造）は、1.2mmの直径を有する適切なケーブルであり、その通路内で内視鏡とケーブルの完全な操作を十分可能にする可撓性を有する。約2.2mmの外径を有するS u c o f o r m 8 6ケーブルもまた、マイクロ波スネアを実装するのに適切な候補でありうる。

【0075】

スネアの伸縮自在ループ404は、厚さ0.5mmの正方形の断面のワイヤの円形ループとして形成された。ループの内部の直径の最も多いシミュレーションは、3.6mmであった。これは、ポリーブの柄の中に放射するアンテナの長さが約11mmであることを意味する。図11を参照すると、ループが組織の円柱体で埋まり、そこで多くのシミュレーションに関して血液のマイクロ波特性が与えられた。ループは2つのワイヤ406に接続され、2つのワイヤ406は同軸ケーブル402の外側導線のそばを走り、1本のワイヤの厚さ分それに重なる。さらに先のワイヤの長さは形成されなかった。内側導線および誘電被覆物408が同軸ケーブル402の端部から伸びてループ内へ突出し、中央の導線が球形の金属ドーム410に接続された。

40

【0076】

図4の構造はいくつかの準備モデリングの結果であり、その間、ループを同軸ケーブル

50

の端部からさらに移動し、内側導線および誘電被覆物 4 0 8 を伸ばすことにより、反射減衰量が改善可能であることが見出された。

【 0 0 7 7 】

中央の導線の端部が露出される場合、ループの内側の電力密度は、それが誘電体で覆われる場合より高い。しかし、中央の導線の端部がその元の半径に保たれる場合、その端部近くの電力密度は非常に高い。よって、中央の導線の端部に伝導ドームを取り付けるとループ内の電力密度が増加し、導線近くの電力はより集中しない。

【 0 0 7 8 】

図 5 は、血液の長い円柱体がループを完全に埋める  
図 4 に示された構成の反射減衰量を示す。

10

このシミュレーションで使用された血液の誘電特性は、以下のようであった。

【表 1】

	伝導度 [S / m]	比誘電率	損失正接	波長 [m]	貫入深度 [m]
血液	6. 5 0 5 7	5 2. 5 3 9	0. 3 8 3 7 6	0. 0 0 7 0 0 7 5	0. 0 0 6 0 1 9

【 0 0 7 9 】

図 6 は、ループ平面内の電力損失密度を示す。ここで、組織の体積熱容量が約 4 . 2 J / ( c m <sup>3</sup> · K ) であるように、血液の比熱容量は水の比熱容量である約 4 . 2 J / ( g · K ) であり、組織の密度は水の比重である約 1 g / c m <sup>3</sup> であると仮定した。

20

【 0 0 8 0 】

ループにより取り囲まれた領域の多くは約 6 7 d B W / m <sup>3</sup> の電力吸収を有し、これは 1 W の入力電力について 5 W / c m <sup>3</sup> と同等である。よって、1 0 W の入力電力について、電力吸収は 5 0 W / c m <sup>3</sup> であろう。これは、ループ内の組織の温度を 1 2 K s <sup>-1</sup> 上げるのに十分である。球形ドーム近辺では、温度の上昇ははるかに速い。

【 0 0 8 1 】

図 7 は、球形先端部の直径の変化における反射減衰量への影響を示す。線 4 1 2 は、0 . 6 m m の直径を示す。線 4 1 4 は、0 . 8 m m の直径を示す。線 4 1 6 は、1 . 0 m m の直径を示す。線 4 1 8 は、1 . 2 m m の直径を示す。先端部の直径が小さいほど、よい反射減衰量をもたらす。しかし直径が大きいほど、熱分配はよく、穿孔のリスクを最小化する。さらなるシミュレーションのため、0 . 8 m m の直径を選択した。

30

【 0 0 8 2 】

図 8 は、ループ内に最小の突起の球形先端部がある構造で実行されたシミュレーションの結果を示す。この配置では、金属の球形物のみがループにより捕捉された組織内に突出することを意味する。図 8 は、構造の電力損失密度を示す。それは、図 4 の十分に突出した先端部よりわずかに低い。この配置で、ループの中央領域は、約 6 4 d B W / m <sup>3</sup> の電力吸収レベルを有する。図 9 は、同一の構造の反射減衰量を示す。

【 0 0 8 3 】

40

図 1 0 および図 1 1 は、図 8 の構成を用いたループの直径の変化の影響を示す。図 1 0 は、4 m m 、3 . 5 m m 、3 m m 、2 m m 、1 . 5 m m および 1 m m の 6 つの異なる直径についての反射減衰量を示し、それぞれ線 4 2 0 、4 2 2 、4 2 4 、4 2 6 、4 2 8 および 4 3 0 で示される。5 . 8 G H z でのそれぞれの直径の反射減衰量は、以下のようである。

【表 2】

ループ直径 (mm)	反射減衰量 (dB)
1.0	-2.789259
1.5	-2.2937289
2.0	-2.1571845
3.0	-2.4899045
3.5	-3.2297901
4.0	-3.8561229

10

## 【0084】

ループ直径が減少するにつれ最初反射減衰量が悪化するが、2mm未満の直径については反射減衰量が再度向上し始める（反射減衰量の大きさが大きいほど、組織内に供給される力は増す）。

## 【0085】

図11は、4mm、3mm、2.5mm、2mm、および1.5mmの4つの直径についてのループ内に包囲された血液の円柱体内の電力密度を示す（3.6mmのループ直径の電力密度はすでに図8に示されている）。これらの結果は、4mmへ広がる、および4mmを超えるループ直径にマイクロ波電力が適切であることを示す。特性の安定性を考えると、ループ形状の許容範囲もまたある。すなわちループは、電力吸収特性を損なうことなく多様な形状を取りうる。より小さい直径については、反射減衰量が悪化してさえ特にループの中心で電力密度は上昇し、これはループが締め付けるにつれマイクロ波加熱が強化することを意味する。よって、4mmループの中央領域の電力密度は約60dBW/m<sup>3</sup>であり、一方で2mmループの中央領域のそれは約67dBW/m<sup>3</sup>である。

20

## 【0086】

Sucoform47ケーブルは、5.8GHzで約3dB/mの減衰を有する。これは、ケーブルの端部に供給可能な電力に影響を有する。Sucoform47ケーブルは、内視鏡通路よりわずかに長い、すなわち2mあまり長い必要があり、それで約7dBの減衰を有する。ケーブルの近位端部で利用可能な電力が50W（47dBm）である場合、ケーブルの遠位端部で供給可能なよりも最大電力は約10W（40dBm）である。

30

## 【0087】

図12Aは、本発明の他の実施形態である外科用スネア500を通る横断面図を示す。図1Aおよび図1Bと同様に、この図は概略であり、縮尺通りではない。図1Aおよび図1Bと共通の機能は同一の参照番号を付け、再度説明しない。

## 【0088】

この実施形態は、摺動カバーを有する代わりに同軸ケーブル102がスリーブ114内で摺動可能で、伸縮自在ループ118により取り巻かれた領域内へ細長形の導電性部材122が突出する状態を起こす点で、図1Aおよび図1Bに示された配置と異なる。従ってこの実施形態は、装置の近位端部において収容部502を有する。収容部502は、スリーブ114の近位端部に例えば密着またはそうでなければ固定といったように取り付けられた先細状の遠位先端部504を有する。収容部502は、それを通して同軸ケーブル102が収容部502（および従ってスリーブ114）に対して摺動するのを可能にする方法で同軸ケーブル102を受け入れる通路を有する。

40

## 【0089】

細長形の導電性部材122から独立した伸縮自在ループ118を操作するハンドル506が、収容部502に摺動可能に据え付けられ、プッシュロッド508の近位端部に接続される。プッシュロッド508はスリーブ114を通して伸び、その遠位端部において伸縮自在ループ118の第1の端部に取り付けられる。

## 【0090】

50

この実施形態は、スリーブ 114 の遠位端部に例えば密着またはそうでなければ固着といったように固定されたスネア基部 512 を有する。図 12B の拡大横断面図に示すように、スネア基部 512 はそれを通る長手方向の通路を有する。第 1 の通路 514 は、プッシュロッド 508 を伝送するためのものである。この図で、伸縮自在ループ 118 の第 1 の端部に接続されたプッシュロッド 508 の遠位端部 117 は、第 1 の通路 514 内に位置する。第 2 の通路 516 は、同軸ケーブル 102 を伝送するためのものである。スネア基部 512 はまた、伸縮自在ループ 118 の第 2 の端部 518 を受け入れる。第 2 の端部 518 は、スネア基部 512 に取り付けられる。

【0091】

図 12A は、細長形の導電性部材が引っ込められているが伸縮自在ループ 118 が伸ばされた構成の、この実施形態の外科用スネア 500 を示す。これは、伸縮自在ループがポリープ上に適合するよう開いたポリープ捕捉位置に対応しうる。

10

【0092】

図 12B は、伸縮自在ループ 118 により取り巻かれた領域内へ細長形の導電性部材 122 が伸ばされた構成の、この実施形態の外科用スネア 500 を示す。これは、伸縮自在ループ 118 内に捕捉された組織内へ細長形の導電性部材 122 がマイクロ波周波数エネルギーを供給しうるアンテナ展開位置に対応しうる。図 12A に示されたポリープ捕捉構成からこの構成に到達するよう、同軸ケーブル 102 が遠位に（図 12B に矢印 522 で示されるように右に）移動される。この実施形態では、細長形の導電性部材 122 は、それに据え付けられた円形導電性先端部 520 を有する。円形導電性先端部 520 を、細長形の導電性部材 122、すなわち内側導線 104 の突出部分周辺に巻き付けられはんだ付けされた銀ワイヤで形成してもよい。

20

【0093】

図 12C は、伸縮自在ループ 118 および細長形の導電性部材 122 の両方が完全に引っ込められた構成の、この実施形態の外科用スネア 500 を示す。これは、例えば内視鏡の器具通路を通して装置を移動するときの使用のための引っ込められた位置に対応しうる。図 12A に示されたポリープ捕捉構成からこの構成に到達するよう、ハンドル 506 が近位に（図 12C に矢印 524 で示されるように左に）移動される。

【0094】

引っ込める処理を、伸縮自在ループ 118 により取り巻かれた生体組織（例えばポリープ茎）の切断の補助に使用してもよい。伸縮自在ループはスネア基部 512 の遠位表面に対して取り巻かれた組織を押し、従ってそれが反応面を押しして切断を補助してもよい。スネア基部の遠位表面は、例えば凸状に湾曲することによって切断を補助する形状であってもよい。伸縮自在ループ 118 は、切断を補助するよう、（例えばその内側で）粗い表面または鋭い表面を有してもよい。

30

【0095】

図 13A は、本発明の他の実施形態である外科用スネア 600 の末端部分の概略横断面図を示す。この実施形態は図 12A と同一の展開機構（収容部 502 およびハンドル 506）を使用してもよく、よって明確にするためこれらの機能を省略する。図 1A および図 1B、図 12A、図 12B および図 12C と共通の機能は同一の参照番号を付け、再度説明しない。図 1A および図 1B と同様に、この図は概略であり、縮尺通りではない。

40

【0096】

前述の図 12A、図 12B および図 12C に関連して述べた実施形態と同様に、図 13A の実施形態で、細長形の導電性部材 122 を伸縮するよう、同軸ケーブル 102 はスリーブ 114 とともに摺動可能である。同様に、伸縮自在ループ 118 は、前述と同一の方法で摺動可能なプッシュロッド 508 により操作される。

【0097】

しかし図 13A のスネア基部の構成は、図 12A、図 12B および図 12C と異なる。この実施形態では、スネア基部は、スリーブ 114 の端部に固定されたキャップ 602 を有する。図 13B に示されるように、キャップ 602 はシルクハットの形状と、その遠位

50

表面を提供する使用中据え付けられる環状フランジ604を有する。よって環状フランジ604は、伸縮自在ループ118を用いた機械的な切断の間、反応面を提供しうる。キャップは、それを通して同軸ケーブル102およびプッシュロッド508または伸縮自在ループ118を伝送する通路606を有する。

【0098】

スリーブ114内で、カラー608が同軸ケーブル102の外表面（例えば外側導線106）に取り付けられる（例えば密着またははんだ付けまたはそうでなければ付着）。よってカラー608は、同軸ケーブル102とともにスリーブ114内を移動する。カラー608は、同軸ケーブル102より大きい直径を有し、従ってカラーが同軸ケーブルに取り付けられた箇所の同軸ケーブルの反対側で、その内表面と同軸ケーブルの外表面の間に空間を残す。プッシュロッド508はこの空間を通り、よって同軸ケーブル102に対して自由に移動する。

10

【0099】

フランジ604の内径はカラー608の直径より小さく、細長形の導電性部材122がスリーブ114から突出する範囲を限定する止め具として作動する。

【0100】

この実施形態では、伸縮自在ループ518の他の端部518はカラー608、例えばカラー608の外表面に取り付けられる（例えばはんだ付け）。これは伸縮自在ループ118の取付位置がスリーブ114の内側にあることを意味し、これはループを完全に引っ込ませるのを補助しうる。また、カラー608は同軸ケーブル102とともにスリーブ114内を移動可能であるので、伸縮自在ループ118の両方の端部はスリーブ内を効果的に移動可能であり、これがループが完全に伸縮自在であることを確実にすることができる。

20

【図1A】

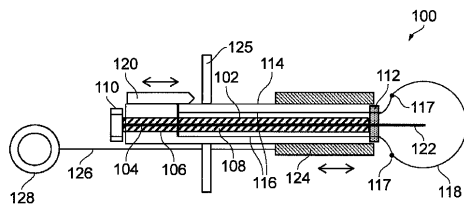


FIG. 1A

【図2B】

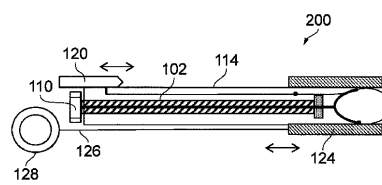


FIG. 2B

【図1B】

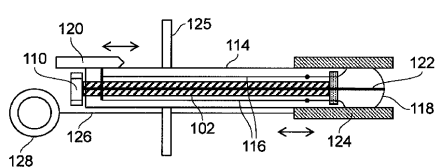


FIG. 1B

【図3A】

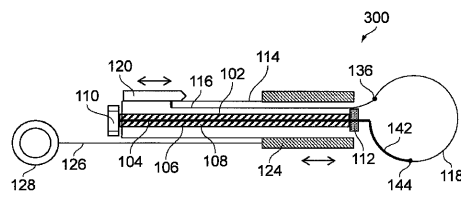


FIG. 3A

【図2A】

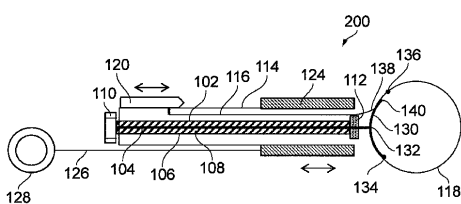


FIG. 2A

【図3B】

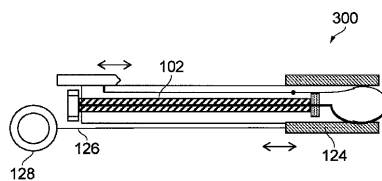


FIG. 3B

【図4】

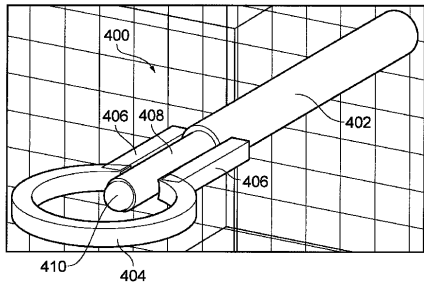


FIG. 4

【図6】

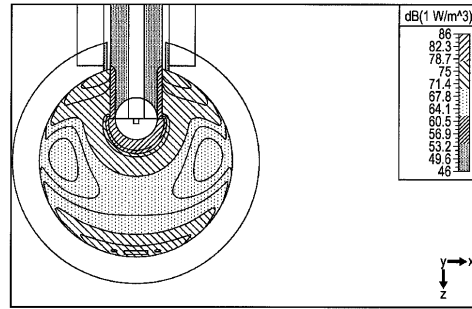
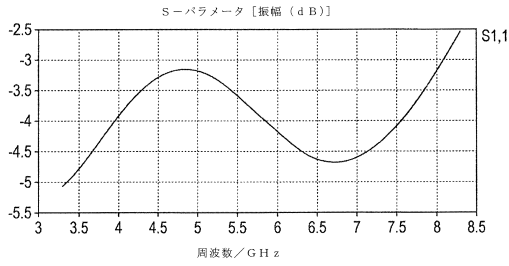
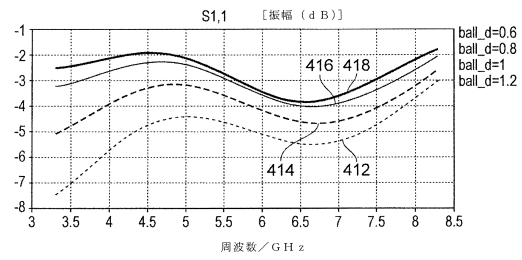


FIG. 6

【図5】



【図7】



【図8】

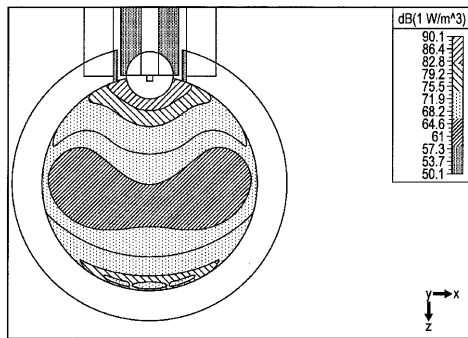
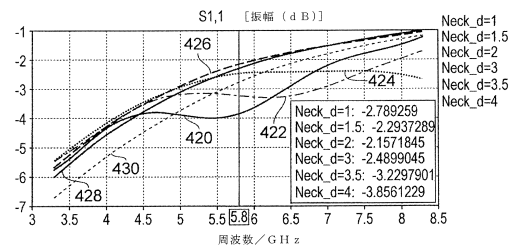
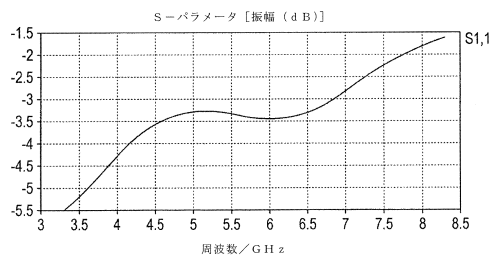


FIG. 8

【図10】



【図9】



【図11】

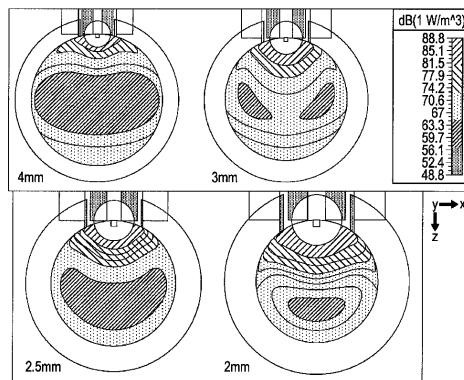


FIG. 11

【 図 1 2 A 】

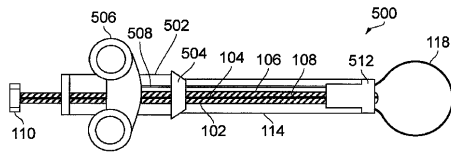


FIG. 12A

【 図 1 3 A 】

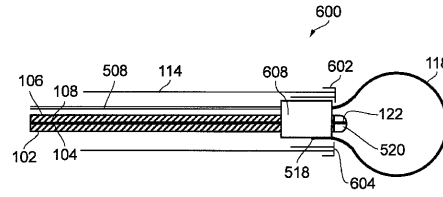


FIG. 13A

【 図 1 2 B 】

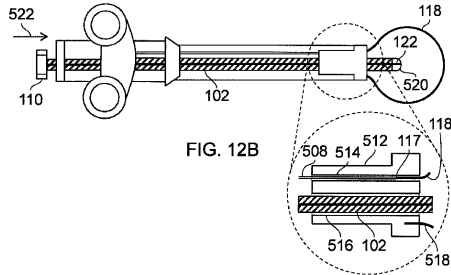


FIG. 12B

【 図 1 3 B 】

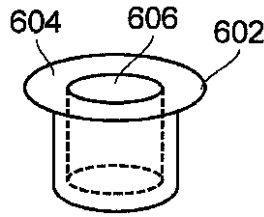


FIG. 13B

【 図 1 2 C 】

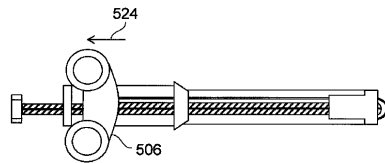


FIG. 12C

## フロントページの続き

- (74)代理人 100191086  
弁理士 高橋 香元
- (72)発明者 ハンコック, クリストファー ポール  
イギリス国, バス アンド ノース イースト サマセット ビーエー1 6イーキュー, バス,  
タイニング レーン, チルトン コート, フラット 5
- (72)発明者 ホワイト, マルコム  
イギリス国, チェプストウ モンマスシャー エヌピー16 5ユーエイチ, ビューフォート パ  
ーク, リバーサイド コート, クレオ メディカル リミテッド
- (72)発明者 グリフォード, クレイグ  
イギリス国, チェプストウ モンマスシャー エヌピー16 5ユーエイチ, ビューフォート パ  
ーク, リバーサイド コート, クレオ メディカル リミテッド
- (72)発明者 サンダース, プライアン  
イギリス国, リックマンズワース ハートフォードシャー ダブルユーディー3 4ディーアール  
, 131 ザ ドライブ
- (72)発明者 ホームズ, サンドラ メイ バーナデット  
イギリス国, スティーブニッジ ハートフォードシャー エスジー2 9ディーエー, 21 ジャ  
ックドール クローズ

審査官 中村 一雄

- (56)参考文献 特表2012-506300(JP, A)  
米国特許出願公開第2012/0172864(US, A1)  
特開2008-206994(JP, A)  
特開平11-019091(JP, A)  
特表2012-508062(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 18/18  
A61B 17/32

专利名称(译)	电外科圈套		
公开(公告)号	<a href="#">JP6436987B2</a>	公开(公告)日	2018-12-12
申请号	JP2016524888	申请日	2014-06-26
[标]申请(专利权)人(译)	科瑞欧医疗有限公司		
申请(专利权)人(译)	克莱奥医药有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	克莱奥医药有限公司		
[标]发明人	ハンコッククリストファーポール ホワイトマルコム グリフォードクレイグ サンダースブライアン ホームズサンドラメイバーナデット		
发明人	ハンコック,クリストファー ポール ホワイト,マルコム グリフォード,クレイグ サンダース,ブライアン ホームズ,サンドラメイバーナデット		
IPC分类号	A61B18/18 A61B17/32		
CPC分类号	A61B18/1402 A61B17/221 A61B17/32056 A61B18/1815 A61B2017/2212 A61B2018/00494 A61B2018/00589 A61B2018/00607 A61B2018/00875 A61B2018/141 A61B2018/144 A61B2018/1853 A61B2018/1861		
FI分类号	A61B18/18.100 A61B17/32.528		
代理人(译)	Iwahori明代		
审查员(译)	中村和夫		
优先权	2013012416 2013-07-11 GB		
其他公开文献	JP2016526462A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

例如,从细长的导电部件(122)适当地确定尺寸,以便将内窥镜的仪器通道向下插入由伸缩环(118)围绕的区域(例如,大于1GHz的频率)带微波频率能量)电外科圈套(500)。为了提供合适的装置配置,细长导电部件(122)和可伸缩环(118)在套管(114)的远端处独立于圈套器基座(512)滑动。它可能是可移动的。通过控制发射的微波场的形状,可以降低伴随热损伤的风险。(图12B)

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6436987号 (P6436987)
(45) 発行日 平成30年12月12日(2018.12.12)	(24) 登録日 平成30年11月22日(2018.11.22)	
(51) Int. Cl.	F 1	
A 6 1 B 1 8 / 1 8 ( 2 0 0 6 . 0 1 )	A 6 1 B 1 8 / 1 8 1 0 0	
A 6 1 B 1 7 / 3 2 ( 2 0 0 6 . 0 1 )	A 6 1 B 1 7 / 3 2 5 2 8	
請求項の数 29 (全 24 頁)		
(21) 出願番号 特願2016-524888 (P2016-524888)	(73) 特許権者 512008495	
(86) (22) 出願日 平成26年6月26日(2014.6.26)	クレオ・メディカル・リミテッド	
(65) 公表番号 特表2016-526462 (P2016-526462A)	CREO MEDICAL LIMITE D	
(43) 公表日 平成28年9月5日(2016.9.5)	イギリス、エヌ・ビー・165・ユー・エイチ・モンマスシャー、チェフストー、ビュフォート・パーク、リバーサイド・コート	
(86) 国際出願番号 PCT/GB2014/051957	(74) 代理人 100114775	
(87) 国際公開番号 W02015/004420	弁理士 高岡 亮一	
(87) 国際公開日 平成27年1月15日(2015.1.15)	100121511	
審査請求日 平成29年4月28日(2017.4.28)	弁理士 小田 直	
(31) 優先権主張番号 1312416.9	(74) 代理人 100202751	
(32) 優先日 平成25年7月11日(2013.7.11)	弁理士 岩越 明代	
(33) 優先権主張国 英国 (GB)		