

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5688813号
(P5688813)

(45) 発行日 平成27年3月25日(2015.3.25)

(24) 登録日 平成27年2月6日(2015.2.6)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 18/18 (2006.01) A 6 1 B 17/36 3 4 0
H O 1 Q 1/50 (2006.01) H O 1 Q 1/50
H O 1 Q 9/30 (2006.01) H O 1 Q 9/30

請求項の数 21 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2012-521091 (P2012-521091)
(86) (22) 出願日 平成22年7月20日(2010.7.20)
(65) 公表番号 特表2012-533378 (P2012-533378A)
(43) 公表日 平成24年12月27日(2012.12.27)
(86) 国際出願番号 PCT/GB2010/001371
(87) 国際公開番号 W02011/010086
(87) 国際公開日 平成23年1月27日(2011.1.27)
審査請求日 平成25年7月3日(2013.7.3)
(31) 優先権主張番号 0912576.6
(32) 優先日 平成21年7月20日(2009.7.20)
(33) 優先権主張国 英国 (GB)

(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・16 5・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、リバーサイド・
コート
(74) 代理人 110001195
特許業務法人深見特許事務所
(72) 発明者 ハンコック、クリストファー・ポール
イギリス、ビー・エス・5 8・キュー・
ゼッド ブリストル、セント・ジョージ、
ブライアンツ・ヒル、6 1

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 外科用ヘラおよびそれを備える外科用器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科用ヘラであって、

対向面に第 1 および第 2 の導電層を有する第 1 の誘電体材料のシートから形成される、
マイクロ波エネルギーを搬送するための平面伝送線を備え、第 1 の誘電体材料の前記シート
は、

5 mm 以下の実質的に均一な幅寸法と、

2 mm 以下の実質的に均一な厚み寸法と、

前記幅寸法よりも大きい実質的に均一な長さ寸法とを有し、さらに

前記平面伝送線にマイクロ波エネルギーを送達するための、外径が 3 mm 以下の同軸ケー
ブルを備え、前記同軸ケーブルは、内側導電体と、前記内側導電体と同軸の外側導電体と
、前記外側導電体と前記内側導電体とを分離する第 2 の誘電体材料とを備え、前記平面伝
送線は接続界面で前記導電ケーブルに長さ方向に接続され、さらに

前記接続界面の周りを覆って装着される保護スリーブを備え、

第 1 の誘電体材料の前記シート的一方端は前記接続界面で前記同軸ケーブルの端に当接
し、

前記内側導電体および前記外側導電体は、前記接続界面で前記第 2 の誘電体を越えて延
在して前記平面伝送線の対向面に重なりかつ前記第 1 の導電層および第 2 の導電層にそれ
ぞれ電氣的に接し、

前記第 1 の導電層は、前記第 1 の導電層から前記外側導電体を電氣的に絶縁するように

10

20

前記同軸ケーブルに当接する前記平面伝送線の端から間隔を空けられ、

前記第 1 および第 2 の導電層の前記幅は、前記平面伝送線と前記同軸ケーブルとの間のインピーダンス整合を作り出すように選択される、外科用ヘラ。

【請求項 2】

第 1 の誘電体材料の前記シートの前記実質的に均一な厚み寸法は 1 mm 以下、好ましくは 0.7 mm 未満である、請求項 1 に記載の外科用ヘラ。

【請求項 3】

第 1 の誘電体材料の前記シートの前記実質的に均一な幅寸法は 3 mm 以下である、請求項 1 または 2 に記載の外科用ヘラ。

【請求項 4】

前記内側導電体は、その接触領域に、前記第 1 の導電層に合う接触面を有する、請求項 1 から 3 のいずれかに記載の外科用ヘラ。

【請求項 5】

前記外側導電体は、その接触領域に、前記第 2 の導電層に合う接触面を有する、請求項 1 から 4 のいずれかに記載の外科用ヘラ。

【請求項 6】

前記保護スリーブは前記同軸ケーブルおよび / または前記平面伝送線に接着される、請求項 1 から 5 のいずれかに記載の外科用ヘラ。

【請求項 7】

前記保護スリーブはプラスチック製である、請求項 1 から 6 のいずれかに記載の外科用ヘラ。

【請求項 8】

前記保護スリーブの外径は、内視鏡器具チャンネル中での滑り嵌めを可能にするようにサイズ決めされる、請求項 1 から 7 のいずれかに記載の外科用ヘラ。

【請求項 9】

前記第 1 の導電層は、前記同軸ケーブルと当接する端と反対の前記平面伝送線の端に一致する端縁を含む、請求項 1 から 8 のいずれかに記載の外科用ヘラ。

【請求項 10】

前記第 2 の導電層は、前記同軸ケーブルと当接する端と反対の前記平面伝送線の端に一致する端縁を含む、請求項 1 から 9 のいずれかに記載の外科用ヘラ。

【請求項 11】

第 1 および / または第 2 の導電層の前記幅は第 1 の誘電体材料の前記シートの前記幅よりも小さい、請求項 1 から 10 のいずれかに記載の外科用ヘラ。

【請求項 12】

前記第 1 および / または第 2 の導電層は第 1 の誘電体材料の前記シート上の中央に装着される、請求項 11 に記載の外科用ヘラ。

【請求項 13】

前記第 1 の導電層は、前記同軸ケーブルと当接する第 1 の誘電体材料のシートの前記端から少なくとも 0.5 mm 間隔を空けられる端縁を有する、請求項 1 から 12 のいずれかに記載の外科用ヘラ。

【請求項 14】

前記平面伝送線の前記長さ寸法は前記マイクロ波エネルギーの波長の 1 / 4 または 3 / 4 である、請求項 1 から 13 のいずれかに記載の外科用ヘラ。

【請求項 15】

前記マイクロ波エネルギーの周波数は 2.45、5.8、または 14.5 GHz である、請求項 1 から 14 のいずれかに記載の外科用ヘラ。

【請求項 16】

内視鏡器具チャンネル内を進むようにサイズ決めされる、請求項 1 から 15 のいずれかに記載の外科用ヘラ。

【請求項 17】

10

20

30

40

50

前記接続界面で第1の誘電体材料の前記シートに接しない前記同軸ケーブルの端面の部分は前記接続界面から外向きに離れる方に先細になる、請求項1から16のいずれかに記載の外科用ヘラ。

【請求項18】

外科用器具であって、

請求項1～17のいずれか1項に記載の外科用ヘラと、

内視鏡と、

前記内視鏡の器具チャネルを通して走るように配置される前記同軸ケーブルを介して前記ヘラにマイクロ波エネルギーを送達するように接続されるマイクロ波発生器とを備える、外科用器具。

10

【請求項19】

前記ヘラにRFエネルギーを送達して、前記第1の導電層と前記第2の導電層との間にRF切断部分を形成するように接続される無線周波数(RF)エネルギー源を含む、請求項18に記載の外科用器具。

【請求項20】

前記同軸ケーブルと前記マイクロ波発生器とRFエネルギー源との間に接続される信号結合器を備え、前記信号結合器は、

マイクロ波エネルギーとRFエネルギーとの両者を前記外科用ヘラに伝送できるようにし、

前記マイクロ波エネルギーが前記RFエネルギー源に入るのを防止し、かつ

前記RFエネルギーが前記マイクロ波発生器に入るのを防止する、ように配置される、請求項19に記載の外科用器具。

20

【請求項21】

前記マイクロ波発生器およびRFエネルギー源は単一の構成要素中で組合される、請求項19に記載の外科用器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生物組織を処置するためにマイクロ波放射を用いる外科用ヘラおよびそれを備える外科用器具に関する。たとえば、本発明は、標準的な外科用内視鏡の器具チャネルを通した挿入に好適となるようにサイズ決めされる外科用ヘラに適用されてもよい。

30

【背景技術】

【0002】

発明の背景

ある周波数で、マイクロ波エネルギーは生物組織の制御された剥離を生じることができる。たとえば、周波数が14から15GHzの間のマイクロ波エネルギーは、生物組織への浸透深さが比較的限られており、このことは剥離の制御には有利である。

【0003】

WO2004/047659およびWO2005/115235は、マイクロ波放射を用いて、生物組織を制御可能に剥離することと、組織の種類および/または状態についての情報を測定することとの両者を行なう装置および方法を開示する。これらの文献は、エネルギー源と組織との間の動的インピーダンス整合を行なうという利点を開示する。

40

【0004】

WO2008/044000は、以上言及された剥離装置とともに用いるのに好適な放射メスを開示する。メスは、メスの刃先(すなわち刃)に沿って実質的に均一なマイクロ波放射場を発するように配置されるアンテナを備える。発せられたマイクロ波放射は、切断の間に生物組織を焼灼することができ、このことは、肝臓などの、血管がびっしり張り巡らされた器官に対して行なわれる侵襲性外科手術を容易にする。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

50

発明の要約

最も一般的に、本発明は、その端縁（側および／もしくは端）または面（上および／もしくは底）のうち１つ以上からマイクロ波エネルギーを放射できるようにする外科用ヘラのための特定の構成を提案する。特に、構成は、生物組織に接した際の当該組織へのエネルギーの効率的な転送と、対象でない組織構造、すなわち健全な組織構造、において、または空気中においてはエネルギーの効率的な分離（すなわち自由空間への放射の防止）とを確実にするように配置される。

【 0 0 0 6 】

ヘラは、WO 2 0 0 8 / 0 4 4 0 0 0 に開示されるメスとは異なる種類の外科用具である。ヘラは、典型的に、柄から離れる方に延在する平らなパドルを特徴とする。発明では、パドルの前方端縁（すなわち柄と反対側の端縁）を丸めて（すなわち鈍らせて）、たとえば好適な孔を通した体内へのヘラの安全な挿入を容易にする。放射側端縁は、ヘラがその目的部位に達した際に組織を剥離し、ならびに／または組織の切断および同時封止を補助するのに用いられてもよい。

【 0 0 0 7 】

本明細書中で、マイクロ波エネルギーは 5 0 0 M H z から 1 0 0 G H z の間の周波数を有してもよい。たとえば、ヘラは、9 0 0 M H z から 1 . 5 G H z 、 2 . 2 G H z から 2 . 4 5 G H z 、 5 . 7 2 5 G H z から 5 . 8 7 5 G H z 、 1 4 G H z から 1 5 G H z 、および 2 4 G H z から 2 4 . 2 5 G H z の周波数帯のうち任意の１つ以上のマイクロ波放射を

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

このように、発明に従うと、外科用ヘラであって、その対向面上に第１および第２の導電層を有する第１の誘電体材料のシートから形成され、マイクロ波エネルギーを搬送するための平面伝送線を備え、第１の誘電体材料のシートは、5 m m 以下の実質的に均一な幅寸法と、2 m m 以下の実質的に均一な厚み寸法と、幅寸法よりも大きい実質的に均一な長さ寸法とを有し、さらに外科用ヘラは、平面伝送線にマイクロ波エネルギーを送達するための、外径が 3 m m 以下の同軸ケーブルを備え、同軸ケーブルは、内側導電体と、内側導電体と同軸の外側導電体と、外側導電体と内側導電体とを分離する第２の誘電体材料とを備え、平面伝送線は接続界面で同軸ケーブルに長さ方向に接続され、さらに外科用ヘラは、接続界面の周りを覆って装着される保護スリーブを備え、第１の誘電体材料のシートの一方端は接続界面で同軸ケーブルの端に当接し、内側および外側導電体は接続界面において第２の誘電体を越えて延在して平面伝送線の対向面と重なりかつそれぞれ第１の導電層および第２の導電層に電気的に接し、第１の導電層は、第１の導電層から外側導電体を電気的に絶縁するように同軸ケーブルに当接する平面伝送線の端から間隔を空けられ、第１および第２の導電層の幅は平面伝送線と同軸ケーブルとの間のインピーダンス整合を作り出すように選択される、外科用ヘラが提供され得る。

【 0 0 0 9 】

本明細書中に述べるヘラ構成は、それぞれ空気および生物組織に接すると、同軸給電線と端放射セクションとの間に所望の挿入損失を与えてもよい一方で、ヘラの端縁の所望の反射損失性も与えてもよい。より詳細には、構造に沿った挿入損失は対象の周波数で 0 . 2 d B 未満であってもよく、反射損失は - 3 d B 未満（それよりも負）、好ましくは - 1 0 d B 未満であってもよい。これらの性質は同軸ケーブルと伝送線ヘラ構造との間の十分に整合する接合部も示してもよく、これによりマイクロ波パワーがヘラの中に効率的に発射される。同様に、ヘラの端縁が空気または対象でない生物組織に露出されると、反射損失は実質的に 0 であり得る（すなわち自由空間または所望されない組織の中に放射されるパワーはほとんどない）一方で、所望の生物組織に接すると反射損失は - 3 d B 未満（それよりも負）、好ましくは - 1 0 d B 未満であってもよい（すなわちヘラのパワーの大部分が組織に転送される）。ヘラの遠端および両側端縁はこの効果を呈してもよい。すなわ

ち、マイクロ波エネルギーは遠端および側方端縁の各々から組織の中に放射されてもよい。

【0010】

第1の誘電体材料のシートの実質的に均一な厚み寸法は、1 mm以下、好ましくは0.7 mm未満、たとえば0.61 mmであってもよい。誘電体材料の厚みは、伝送線のインピーダンスおよびその電氣的長さに影響を及ぼす。

【0011】

より厚みが小さい線を有するヘラの端からのパワー吸収は誘電体材料の中央とは反対である一方で、より分厚い線についてはパワーは導電層の近くに集中する。前者の構成が好ましいであろう。

【0012】

材料の厚みがより小さいと、第1および第2の導電層の幅が小さくなって、所与のインピーダンスを達成し得る。このことは機器の幅の全体的な縮小を可能にすることができる。たとえば、第1の誘電体材料のシートの実質的に均一な幅寸法は3 mm以下であってもよい。この幅寸法により、伝送線が、たとえば最小限の侵襲性外科手術で用いるための、内視鏡の器具チャンネル下方に嵌まることができるようになり得る。幅が3 mmよりも大きいヘラを経腔的内視鏡手術(NOTES)で依然として用いてもよく、これにより器具は体内の自然孔を通して導入される。

【0013】

厚みがより小さい誘電体材料および幅がより小さい導電層を用いることにより、マイクロ波エネルギーが生物組織内により深く浸透することができるようになり得る。

【0014】

平面伝送線は、同軸ケーブルの内側導電体と外側導電体との間に挟まれてもよい。内側導電体および外側導電体は、それらのそれぞれの導電層の表面輪郭に合うように配置されてもよい。たとえば、内側および/または外側導電体の突出部は、それぞれの導電層と合う接触面を作り出すように削られてもよい。これに代えて、編組導体を同軸ケーブルに用いる場合、コンタクトは、ケーブルをそのそれぞれの導電層上に広げることによって作られてもよい。内側導電体の突出部は、第1の導電層の上に嵌まるように曲げられてもよい。

【0015】

保護スリーブは、主に、同軸ケーブルと伝送線との間の接合部を支持して(ヘラ構造)、たとえば機器が内視鏡内で動かされた際に構造的完全性を与えたり、ヘラが外科手術で用いられる際、すなわち体内で操作される際に必要な剛性を与えたりするためのものであってもよい。スリーブは、たとえば糊、はんだなどを用いて同軸ケーブルおよび/または伝送線に接着されてもよい。スリーブは、たとえば、ポリプロピレン、ナイロン、ポリテンなどのプラスチック製であってもよい。スリーブは、内視鏡器具チャンネル中での滑り嵌めを可能にするようにサイズ決めされる外径を有してもよい。たとえば、スリーブの外径は3.1 mmであってもよく、その厚みは0.25 mmであってもよい。このスリーブは、外径が2.2 mmの同軸ケーブルおよび幅が2.6 mmの伝送線とともに用いられてもよい。

【0016】

ヘラがエネルギーをスリーブに結合するのを防止するため、伝送線の長さ寸法はマイクロ波エネルギーの4分の1波長の奇数倍(たとえば、波長の4分の1もしくは4分の3、または動作周波数の4分の1波長の任意の奇数倍数)であってもよい。スリーブ自体は長さが20 mmまでであってもよい。

【0017】

スリーブは、マイクロ波エネルギーが同軸ケーブルと伝送線ヘラとの間の接合部にある組織中へ外向きに放射しないようにもしてもよい。この接合部での高い割合のパワーが組織の中に結合されたり、または所望されない加熱効果を生じたりもしくは内視鏡の器具チャンネルを損傷させたりすることは望まれないであろう。

【0018】

第1の導電層は、当接端縁における絶縁間隔取りを除き、第1の誘電体材料のシートの一方表面全てを覆ってもよい。しかしながら、いくつかの実施形態では、第1の導電層の幅は第1の誘電体材料のシートの幅より小さくてもよい。しかしながら、これらの実施形態ですら、第1の導電層が、同軸ケーブルと当接する端とは反対の伝送線の端と一致する端縁を含むことが好ましい。換言すると、第1の導電層は第1の誘電体材料のシートのちょうど端縁まで延在する。

【0019】

第2の導電層は、第1の誘電体材料のシートの一方表面全てを覆ってもよい。しかしながら、第1の導電層と同様に、その幅は第1の誘電体材料のシートの幅より小さくてもよい。また、第1の導電層と同様に、第2の導電層が、同軸ケーブルと当接する端とは反対の伝送線の端と一致する端縁を含むことが好ましい。

10

【0020】

第1および/または第2の導電層の幅が第1の誘電体材料のシートの幅よりも小さい場合、第1および/または第2の導電層は第1の誘電体材料のシート上に中央に装着される。

【0021】

以上言及したように、第1の導電層は、これが同軸ケーブルと当接する誘電体材料のシートの端から間隔を空けられる。この間隔取りの一次的な目的は、同軸ケーブルの内側導電体と外側導電体との間の短絡を防止することであってもよい。間隔取りは、同軸ケーブルと当接する第1の誘電体材料のシートの端から間隔を空けられる、第1の導電層の端縁との空隙として現われてもよい。空隙は、長さ方向に少なくとも0.5mmだけ延在してもよい。第1の誘電体材料は空隙中で露出しているてもよい。空隙の二次的な目的は、特定の組織インピーダンスにヘラを「同調させる」ことであるかもしれない。長さ方向に空隙の大きさを変えることにより、特定の種類の組織中へのヘラの反射損失性も変わり得る。マイクロ波シミュレーションツールを用いて空隙の大きさを最適化して、ヘラが特定の種類の組織に好適になるようにしてもよい。空隙は同軸ケーブルとの接合部における挿入損失を最小限にするようにも最適化されてもよい。

20

【0022】

厚みが小さくされた伝送線の1つの結果は、接触界面の同軸ケーブルの端面の部分が第1の誘電体材料のシートに接しないことである。好ましい実施形態では、同軸ケーブルのこの部分は接合部から離れる方に先細になるように配置される。すなわち、同軸ケーブルの露出した端面は接合部から離れる方に傾斜する。

30

【0023】

第1の誘電体材料は、熱伝導率が高く、かつ温度上昇に伴う誘電率の変化が少ない低損失セラミック充填PTFEであるTaconicによって生産された、Taconic TRF-41高性能ラミネートであってもよい。

【0024】

同軸ケーブルは、Micro-Coax製のUT 85C-LLモデルなどの50Ω同軸ケーブル、または同様のサイズの任意の他の同軸ケーブルであってもよい。すなわち、GoreまたはHuber & Suhnerによって生産される同様のケーブルアセンブリも、単線導体よりもむしろ編組内側導電体および外側導電体とともに用いることができる。ケーブルアセンブリを選ぶ際、マイクロ波エネルギーの周波数で最も低いパワー損失を呈するものに注意を払うべきである。なぜなら、体の中のケーブルの長さが2m以上であり得るのでケーブルの加熱を最小限にすることが望ましいからである。高い挿入損失は、発生器で利用可能なエネルギーの小さな部分しか生物組織に達しないことも暗示する。すなわち、100Wの発生器を用いるシステム、6dBの挿入損失を有するマイクロ波ケーブルアセンブリ、および3dBの挿入損失を有するヘラ構造は、対象の生物組織構造の中に12.5Wのマイクロ波パワーしか送達しない。

40

【0025】

使用の際、ヘラは、ポリープの茎の中に押込むのに好適な刃として働き得る複数の端縁

50

(平面伝送線の端縁)を設ける。これになされると、反射損失は - 10 dB 程度であり得る(すなわち、組織に送達されるエネルギーの 90% であり、これは組織の剥離を容易にし、切断および焼灼を達成し得る。

【0026】

以上論じたヘラは、それと一体化される RF 切断部分を有してもよい。RF 切断部分は、能動導電体と帰還導電体(または電極)とが互いに非常に近接していることを利用してもよい。このように、優先的な帰還経路がこの態様で設定されて、2つの電極間に存在する高導電性の液体、すなわち塩水、または遠隔の帰還パッドの必要性なく、局所的組織切断作用が生じ得るようになり得る。この特定の事例では、連続波(500 kHz CW形式)で送達される、たとえば200 - 400 Vピーク・トゥ・ピークの、組織の切断に好適な RF エネルギーが構造に結合されて、マイクロ波剥離エネルギーと合成されてもよい。RF 切断部分はこのように、伝送線に結合される(たとえば、周波数が100 kHzと500 kHzとの間のエネルギーを送達することができる)RF 電圧源と、高周波マイクロ波エネルギーがより低周波数の RF エネルギー源の中に戻らないようにする低域フィルタおよびより低周波数の RF エネルギーがより高周波数のマイクロ波エネルギー源に戻らないようにする低域フィルタを含み得る信号結合器(たとえば、デュプレクサ/ダイプレクサユニット、周波数ダイプレクサ、信号加算器など)とを備えてもよい。1つの例では、信号結合器は、マイクロ波源と RF エネルギー源とが発生器で合成され、たとえば同軸ケーブル、導波管アセンブリ、またはツイストペアなどの単一のチャンネルに沿ってヘラ構造に送達されるのを可能にするように用いられてもよい。RF 切断エネルギーは組織にのみ送達されてもよく、またはマイクロ波エネルギーと混合されたりもしくはこれに加えられたり、同時に送達されたりして混合動作モードを設定してもよい。このようにシステムを設定することによって多数の臨床的に有用な組織効果を達成し得る。

【0027】

RF エネルギーとマイクロ波エネルギーとの両者を信号結合器を介して与えることができる場合、ヘラに送達されるエネルギーの部分は、たとえば、方向性結合器などを用いてサンプリングされてもよい。サンプリングされたエネルギーは、たとえば好適にプログラミングされたマイクロコントローラなどを介してエネルギー送達プロファイルを制御するのに用いられてもよい。

【0028】

RF エネルギーを送達することができる特に好ましい実施形態では、第1の誘電体材料は石英であってもよく、第1および第2の導電層は各々銅および金の層を備えてもよい。

【0029】

別の局面では、本明細書中の開示は、たとえば操作を容易にするように内視鏡の器具チャンネル中で固着可能に配置される筐体を有する外科用ヘラを提供する。筐体は、(以下ではチューブ支持部と称される)以上で論じたスリーブであってもよい。このようにスリーブは、放射パドルと同軸ケーブルとの間の接合部の保護と、内視鏡の器具チャンネルの遠端でのヘラの固着との両方を行なってもよい。このように機器は、キーホールサージャリーに特に好適であってもよいが、観血的手術でも用いられてもよい。

【0030】

添付の図面を参照して発明の例を以下に論じる。

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図1】発明の1つの実施形態に従うヘラでの使用のための伝送線の概略斜視図である。

【図2】理想的なマイクロ波エネルギー供給条件を想定した、図1に示される伝送線の空気中への反射損失を示すグラフの図である。

【図3】円筒型の負荷に接する、図1に示される伝送線の概略斜視図である。

【図4A】伝送線が負荷に触れている際の負荷の中への反射損失を示すグラフの図である。

。

【図4B】伝送線が負荷の中に0.3 mmだけ押込まれた際の、負荷の中への反射損失を

10

20

30

40

50

示すグラフの図である。

【図４Ｃ】伝送線が負荷の中に０．７ｍｍだけ押込まれた際の、負荷の中への反射損失を示すグラフの図である。

【図５Ａ】伝送線が負荷に触れている際のパワー吸収を示すシミュレーションされた側面図および上面図の断面画像の図である。

【図５Ｂ】伝送線が負荷の中に０．３ｍｍだけ押込まれた際のパワー吸収を示すシミュレーションされた側面図および上面図の断面画像の図である。

【図５Ｃ】伝送線が負荷の中に０．７ｍｍだけ押込まれた際のパワー吸収を示すシミュレーションされた側面図断面画像の図である。

【図６Ａ】伝送線の側方端縁が第１の位置で負荷に接触する際のパワー吸収を示すシミュレーションされた上面図断面画像の図である。

10

【図６Ｂ】伝送線の側方端縁が第２の位置で負荷に接触する際のパワー吸収を示すシミュレーションされた上面図断面画像の図である。

【図６Ｃ】伝送線の側方端縁が第３の位置で負荷に接触する際のパワー吸収を示すシミュレーションされた上面図断面画像の図である。

【図７Ａ】伝送線の側方端縁が第１の位置で負荷に接する際のパワーの流れを示すシミュレーションされた上面図断面画像の図である。

【図７Ｂ】伝送線の側方端縁が第２の位置で負荷に接する際のパワーの流れを示すシミュレーションされた上面図断面画像の図である。

【図７Ｃ】伝送線の側方端縁が第３の位置で負荷に接する際のパワーの流れを示すシミュレーションされた上面図断面画像の図である。

20

【図８Ａ】伝送線の側方端縁が第１の位置で負荷に接する際の負荷の中への反射損失を示すグラフの図である。

【図８Ｂ】伝送線の側方端縁が第２の位置で負荷に接する際の負荷の中への反射損失を示すグラフの図である。

【図８Ｃ】伝送線の側方端縁が第３の位置で負荷に接する際の負荷の中への反射損失を示すグラフの図である。

【図９Ａ】発明の実施形態に従う外科用ヘラの概略後方斜視図である。

【図９Ｂ】図９Ａに示されるヘラの概略前方斜視図である。

【図９Ｃ】図９Ａに示されるヘラの概略側面図である。

30

【図１０】端伝送線が負荷に接している際の外科用ヘラ中の同軸ケーブルと平面伝送線との間の接合部の挿入損失と反射損失とを示すグラフの図である。

【図１１】発明の別の実施形態に従うヘラでの使用のための伝送線の概略斜視図である。

【図１２】図１１の伝送線が負荷の中に押込まれた際のパワー吸収を示すシミュレーションされた側面図および上面図断面画像の図である。

【図１３】負荷に接している際の、理想的なマイクロ波エネルギー供給条件を想定した、図１１に示される伝送線を通した挿入損失および反射損失を示すグラフの図である。

【図１４】発明の別の実施形態に従う外科用ヘラの概略前方斜視図である。

【図１５】端伝送線が負荷に接している際の、外科用ヘラ中の同軸ケーブルと平面伝送線との間の接合部の挿入損失と反射損失とを示すグラフの図である。

40

【図１６】発明の別の実施形態に従う外科用ヘラの概略上面斜視図である。

【図１７】図１６に示されるヘラの概略底面斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【００３２】

詳細な説明；さらなるオプションおよび優先例

以下の考察はポリープの茎を剥離するのに用いるためのヘラを記載する。５．８ＧＨｚの周波数で用いるための第１の構成を詳細に説明する。１４．５ＧＨｚでの動作のための同様の設計も簡単に説明する。最後に、完全な実施形態を論じる。

【００３３】

５．８ＧＨｚ実施形態

50

図 1 は、頂面上の上側導電層 14 と底面上の下側導電層 16 とを有する第 1 の誘電体材料 12 のブロックを備える平面伝送線 10 を示す。第 1 の誘電体材料用に選ばれる材料は Taconic TRF-41 であった。これは RF - 41 のわずかにより低損失のものであり、これは FR - 4 (より低い周波数用の標準的 PCB 材料) に対する低損失代替物として記載される。RF - 41 は、10 GHz で誘電率が 4.1 で損失正接が 0.0038 である。周波数にわたって安定した誘電率および損失を有することが要求される。TRF - 41 は誘電率が 4.1 で損失正接が 0.0035 である。これらの値はシミュレーションで用いられた。5.8 GHz で、TRF - 41 の波長は 25.4 mm である。

【0034】

初期のシミュレーションは、導電層 14、16 を作るように、頂面および底面上が 0.018 mm の銅で被覆された、長さ 12.7 mm (波長の半分)、幅 3 mm、厚み 1 mm の TRF - 41 のスラブのものであった。銅は TRF - 41 データシートから取られた標準的厚みである。標準的な誘電体厚みを以下に示す。1 mm の厚みと 1.02 mm との間の差はこの出願の文脈では無意味である。

【0035】

【表 1】

誘電体厚み	
インチ	mm
0.0080	0.2
0.0160	0.41
0.0240	0.61
0.0320	0.81
0.0400	1.02
0.0640	1.63
0.1200	3.05

【0036】

金属被覆誘電体は、2つの金属プレート同士の間でハイブリッドモードで波を伝播することができる伝送線を形成する。エネルギーは誘電体中に大きく集中される。

【0037】

第 1 のシミュレーションでは、理想的な条件下で、伝送線の一方端の中へ (5.8 GHz の) 基本モードが発射された。

【0038】

伝送線のインピーダンスは 48 Ω であり、図 2 に示される空気中への反射損失は -0.12 dB である。これは非常に良好である。というのもこのことは、ヘラがどの物体にも触れていなければ漏れ出すパワーがほとんどない (3% 未満) ことを意味するからである。

【0039】

ヘラがボリブの中にどのように十分にパワーを送達するかを判定するため、直径が 2 mm の円筒型負荷がモデリングされた。負荷は十分に長かったので、端効果は小さくなく、実際、パワー吸収はヘラの端近くに集中し、そのため負荷の長さは実質的には重要でないことがわかるかもしれない。図 3 は、負荷 18 に当接する伝送線 10 を示す。

【0040】

負荷 18 には誘電率 27.222 および損失正接 14.448 が与えられた。これらは単に推定値であり、推定値がこれらから大きく異なる場合にはより正確なパラメータ値でテストを繰返さなければならない。

【 0 0 4 1 】

負荷がヘラの端にちょうど触れている場合の反射損失は 4.75 dB である。すなわち、図 4 A に示されるようにパワーの約 3 分の 1 が反射される。ヘラが 0.3 mm および 0.7 mm だけわずかに負荷の中に押込まれる場合、反射損失は、それぞれ図 4 B および図 4 C に示されるようにそれぞれ 9.8 および 11.3 dB に改善する。

【 0 0 4 2 】

各々の場合の負荷中のパワーの吸収のパターンを図 5 A から図 5 C に示す。すべての 3 つについて、側方から見た中心断面が各々毎に示され、初めの 2 つについては頂側導電体に近い（またはその中の）平面での上からの断面を示す。側面図はパワー吸収が導電層近くで起こることを示す。

10

【 0 0 4 3 】

シミュレーションは、負荷が、ヘラの側面に、エネルギー発射平面と反対の端から異なる距離（ 1.7 mm 、 3.7 mm 、 5.7 mm 、および 9.7 mm ）に置かれて、行なわれた。図 6 A から図 6 C に負荷の位置を示す。パワーは図面の右手側からヘラに供給される。図 6 A から図 6 C は上からの断面で見た、各々の場合のパワー吸収を示す。図 7 A から図 7 C は同じ断面図についてのパワーの流れを示す。図 8 A から図 8 C は、各々の状況についての反射損失を示すグラフである。反射損失は負荷がヘラの遠端の近くにある場合に最適であり、負荷が 4 分の 1 波長よりも大きく戻ると負荷が後方に移動するにつれて悪化し、その際に反射損失が再び向上する。

【 0 0 4 4 】

20

負荷がヘラの端にある場合にそうであるように、パワー結合はヘラが負荷にちょうど触れている際はあまり強くない。 3 dB の反射損失は、入射するパワーの半分しか吸収されず、他方の半分が発生器に戻ってしまうことを意味し、給電およびケーブルにおけるよりわずかな何らかの損失である。

【 0 0 4 5 】

図 9 A から図 9 C は伝送線 10 についての異なる方向からの給電配置を示す。ヘラは、 50Ω 同軸ケーブル 20 を用いて端給電可能である。モデリングされる同軸ケーブルは UT 85C-LL (Micro-Coax) である。同軸ケーブルは、内側導電体 22 と、外側導電体 24 と、内側導電体 22 と外側導電体 24 とを分離する誘電体材料 26 とを備える。同軸導電体 20 の遠端で、内側および外側導電体 22、24 は、誘電体材料 26 から離れる方に延在する突出部分 28、30 を有する。伝送線 10 は突出部分 28、30 の間に挟まれるので、その近端は同軸ケーブルの遠端に当接する。内側導電体の突出部分 30 は上側導電層 14 に接するように配置され、外側導電体の突出部分 28 は下側導電層 16 に接するように配置される。この種類の接合は標準的な編組同軸ケーブルについて容易になすことができる。接合部位における外側導電体の形状のわずかなずれは挿入損失に対してあまり差を生じるべきではない。編組導体では、底部接合箇所をより広げることができ、これは有利であり得る。中央導電体は削られるよりもむしろ頂側導電体の上に嵌まるように曲げることができる。

30

【 0 0 4 6 】

空隙 32 が上側導電層の近位端縁と同軸ケーブルの遠端との間に設けられて内側導電体と外側導電体との間の短絡を防止する。

40

【 0 0 4 7 】

ヘラが負荷に触れている際のこの接合配置の反射損失および挿入損失を図 10 に示す。反射損失は -2.0 dB よりも良好であり、挿入損失は -0.24 dB であり、その両者とも優れている。同軸ケーブルからの給電は、この周波数では、著しい損失をまったく導入しない。

【 0 0 4 8 】

すべてのこれまでの図面は 1 または 1.02 mm の厚みのヘラについての結果を示す。

図 11 は、厚みが 0.6 mm であることを除いて図 1 と同様の伝送線を示す。ヘラの厚みが小さくなると、インピーダンスを 50Ω 近くに保ちながらトラック幅も小さくするこ

50

とができる。この例での導電層の幅は誘電体材料のシートの幅よりも小さい。図 1 1 に示されるように、導電層の幅は頂面および底面上で 2 mm である。この構造のインピーダンスは 43Ω である (50Ω とするためには、導電体トラックの幅を 1.8 mm に小さくすべきである)。

【0049】

小さくされたトラック幅 (1.8 mm) は魅力的である。なぜなら、これは外径が 3.1 mm のプラスチックチューブ (図示せず) の内側に嵌まるであろうからである。このチューブはケーブルとヘラとの間の接合箇所を支持するのを助け、接合箇所後方のケーブルおよびおそらくはヘラの側面に糊付け可能である。チューブはたとえば長さが 10 mm または 20 mm であり得る。チューブは、内視鏡チューブ中の良好なしかし滑り嵌めでもあるため、ヘラの位置を内視鏡によって積極的に制御することができる。

10

【0050】

図 1 2 は、側方および上からの負荷中のパワー吸収を示す。このより薄いヘラからのパワー吸収は、より分厚いヘラの場合にそうであるように導電体近くに集中するよりもむしろ、誘電体の中央と反対にあるように思われることがわかる。これはおそらく、吸収されたパワーのより良好な分布であり、より深くまで浸透するように思われ、これは魅力的である。

【0051】

以上の考察は、薄い同軸ケーブルから給電されるヘラがポリープと同様の直径が 2 mm の負荷に対して効果的にパワーを送達できることを実証する。厚みが 0.61 mm の誘電体を 1.8 mm のトラック幅とともに用いるべきであることが推奨される。

20

【0052】

使用において、(たとえば 100 kHz から 500 kHz の範囲の) より低い周波数を同じ伝送線を介してヘラに選択的に接続可能である。より低い周波数エネルギーはポリープの茎を切断するのを補助する。より高い周波数 (すなわち 5.8 GHz) のエネルギーは主に茎を凝固させて、流体 (たとえば血液) の損失を防止するように働く。両方の周波数が同時に適用されてもよい。凝固エネルギーの「到達範囲」(すなわち浸透深さ) は切断エネルギーの到達範囲よりも (たとえば 2 倍) 大きくなるように配置されてもよく、これにより、切断されている組織で凝固が既に起こっている。

【0053】

30

14.5 GHz 実施形態

5.8 GHz についてのヘラに対する上述の研究に引続き、14.5 GHz で同じ設計をテストした。同じサイズの誘電体スラブ (1 mm × 3 mm × 12.7 mm) および同軸ケーブルを用い、接合部位で同じ外形を用いた。

【0054】

12.7 mm の伝送線を通した損失を図 1 3 に示す。すなわち、これは約 -0.15 dB であり、これはわずかなものである。両端で整合される伝送線の短い長さから予測すべきように、反射損失も非常に良好である。主なポイントは、14.5 GHz では誘電体中の伝送損失が非常に低く、この長さではパワーのうち 1.5 % しか吸収されないことである。

40

【0055】

2 mm の負荷への裸の伝送線の結合もモデリングされた。反射損失は約 5.4 dB であったが、これは 5.8 GHz の場合よりも良好である。パワー損失密度は、5.8 GHz の場合よりもはるかに、損失が金属端縁付近に集中することを示す。したがって、より高い周波数で使用されると、より薄い伝送線、すなわち 1 mm 厚みよりもむしろ 0.6 mm 厚み、を用いることが有利であろう。

【0056】

同軸ケーブルからヘラへの給電が 5.8 GHz の場合と同じサイズを用いてモデリングされた。しかしながら、この場合、挿入損失は -1.15 dB であり、これは十分高いため、潜在的に懸念される。この損失は、入力パワーの 23 % が接合部への途中で失われる

50

ことを意味する。反射損失の値はパワーの 5 % 未満が反射し返されたようなものであったが、同軸ケーブルおよび伝送線に約 2 または 3 % が吸収され得ることが予測されるため、約 15 % が同軸ケーブルおよびヘラの中に放出または放射されてしまい得る。このことは望まれない加熱および照射を生じ得る。

【 0 0 5 7 】

接合部のパワーの流れのシミュレーションは、同軸ケーブルの端の頂面からのパワーの流れ、特にヘラから離れる方に放射するパワーの流れの大きな上方向の成分が存在することを示した。

【 0 0 5 8 】

同軸ケーブルの端面からの放射を低減するため、図 1 4 に図示される配置が考案され、ここでは、同軸ケーブルの露出した端面が接合部から離れる方に先細になる。シミュレーションは、先細が大きくなるにつれて放射が低減することを示す。図 1 4 は 80° の先細を図示する。

【 0 0 5 9 】

図 1 5 は接合部での損失を示すグラフである。反射損失は約 - 13 dB であり、これによりパワーの 5 % が反射されるが、挿入損失が今回は - 0.7 dB である。このことはパワーの約 15 % の損失に対応し、これは 8 % 以下が放射されることを示す。

【 0 0 6 0 】

このように、5.8 GHz で用いられるのと同様の設計が 14.5 GHz で働くであろう。同軸ケーブルへの十分に整合された接合部が達成可能であるが、接合箇所からの放射を低減するには同軸ケーブルの頂部に向けて先細にすることが望ましい。5.8 GHz については、負荷の中へのパワーの浸透は 0.6 mm の厚みの伝送線についてより良好であろう。

【 0 0 6 1 】

しかしながら、浸透深さがより大きい、および接合箇所から同軸ケーブルへの放射がより少ないという点で、5.8 GHz のヘラの性能がより優れていることが予期される。さらに、給電ケーブル中の損失は 14.5 GHz においてよりも 5.8 GHz においてより小さいであろう。

【 0 0 6 2 】

シミュレーションは伝送線の T R F - 4 1 誘電体材料を用いて行なわれたが、R F - 4 1 も好適であり得る。

【 0 0 6 3 】

完全なヘラ

図 1 6 および図 1 7 は、発明に従う外科用ヘラの完全な実施形態の図を図示する。この実施形態は、以上論じたように同軸ケーブル 20 に接続される 0.6 mm 厚の伝送線 10 を有する。共通の構成要素には同じ参照番号を付与し、再説明しない。この実施形態のヘラは、2.45 GHz、5.8 GHz、および 14.5 GHz での動作に好適である。

【 0 0 6 4 】

図 1 6 および図 1 7 で、(便宜上半透明に示される)プラスチックチューブ支持部 40 が伝送線 10 と同軸ケーブル 20 との間の接合部の周りを覆って装着される。チューブ支持部 40 の内径は同軸ケーブル 20 の外径よりも大きいので、チューブ支持部 40 を同軸ケーブル 20 の外周に嵌めることができる。装着構造 42、たとえば糊などが同軸ケーブル 20 とチューブ支持部 40 との間に取付けられて、ケーブルを定位置に固着する。同様に、装着ブロック 44、46 (たとえば糊) が伝送線 10 とチューブ支持部 40 との間に取付けられて、伝送線を定位置に固着する。

【 0 0 6 5 】

伝送線は、T R F - 4 1 (誘電率 4.1 および損失正接 0.0035) の 0.61 mm 厚のシート 12 を備える。同軸ケーブル 20 の外径は約 2.2 mm で、ピン直径が 0.574 mm である。モデルで用いられる同軸ケーブル 20 は (Micro-Coax からの) UT 85C-L である。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 6 】

伝送線 1 2 上の導電層 1 4、1 6 はシート 1 2 のちょうど端まで進み、幅が 2 . 0 0 2 mm である。シート 1 2 は幅が 2 . 6 mm である。

【 0 0 6 7 】

チューブ支持部 4 0 は、内視鏡の中で良好な滑り嵌めとなる、外径が 3 . 1 mm で内径が 2 . 6 mm のポリプロピレンチューブである。これは約 0 . 2 5 mm の壁厚みを与える。材料および厚みは重要ではない。ナイロンまたはポリテンまたは多数の他のプラスチックを用いてもよい。伝送線の端縁は面取りされてもよく、これによりヘラはチューブの直径の真下に定位置に着座する。

【 0 0 6 8 】

10

チューブは伝送線 1 0 の長さに沿って 5 mm 入っている。同軸ケーブルとの重なりはここでは 5 mm であるが、必要なだけ長くすることができる。チューブは、曲がった内視鏡を通るように十分に短くてもよい。チューブの主な目的はヘラを支持することであり、かつこれを内視鏡の端にしっかりと保持することである。

【 0 0 6 9 】

装着構造 4 2 および装着ブロック 4 4、4 6 は、対象物を定位置に保持するように働くほとんどいずれのものからなってもよい。というのも、それらはヘラの端縁および同軸ケーブルのピンから離れていれば機器の性能に影響しないからである。

【 0 0 7 0 】

上側導電層 1 4 と同軸ケーブルとの間の空隙 3 2 は、以上で示されたように 0 . 5 mm である。

20

【 0 0 7 1 】

ヘラの中心は同軸ケーブルの中心から約 0 . 5 mm (0 . 5 3 mm) だけオフセットされる。外側チューブの軸はヘラの中心の約 0 . 3 mm 上方にあるが、基本的に必要なのは対象物の上方に嵌まりかつそれらをしっかりと保持することだけである。

【 0 0 7 2 】

誘電体シート 1 2 は波長の 4 分の 1 または 4 分の 3 をちょうど上回る長さ（たとえば 8 mm または 2 1 mm ）であってもよく、そのためヘラの基部の近くで定在波が支持プラスチックチューブに強く結合することがない。

【 0 0 7 3 】

30

内視鏡に対する固定

以上の詳細な開示は、内視鏡の器具チャネル中の下方移動に好適にするサイズを有する外科用ヘラ構成（放射パドルおよび同軸給電ケーブル）を参照する。使用において、これは、内視鏡の近端から処置部位へのヘラの挿入を可能にする。ヘラが遠端に到達すると、たとえば操作を容易にするために、ヘラが内視鏡に固着されることが望ましい。発明の別の局面では、チューブ支持部を用いてこの固着機能を達成することができる。チューブ支持部はこのように、放射パドルと同軸ケーブルとの間の接合部を保護するとともに、内視鏡の遠端にヘラを固着してもよい。

【 0 0 7 4 】

この概念の 1 つの実施形態では、チューブ支持部は、内視鏡器具チャネル中で締めを提供するように径方向に拡張可能であってもよい。たとえば、チューブ支持部は形状を変えるように配置されてもよく、またはたとえば、内視鏡に沿って送られる制御信号によって活性化可能な拡張部分を含んでもよい。

40

【 0 0 7 5 】

1 つの実施形態では、チューブ支持部は、印加される電圧または電流とともに形状を変える材料、すなわち圧電材料（形状を変えるように電圧が印加される）または磁歪材料（形状を変えるように電流が印加される）から作られてもよい。チューブ支持部は、電圧 / 電流が除去されて放射構造およびマイクロ波ケーブルを内視鏡の器具チャネルから除去できるようになった際にその元の形状に戻ってもよい。チューブ支持部は、マイクロ波場が材料に吸収されないことが確実になるように低損失マイクロ波材料から作られてもよい。

50

【 0 0 7 6 】

別の実施形態では、チューブ支持部は内視鏡器具チャンネルの遠端に位置する協働構造と係合するように配置されてもよい。協働構造は、内視鏡器具チャンネルの遠端の中に挿入され、これに対して固着される別のチューブであってもよい。

【 0 0 7 7 】

チューブ支持部は、接合部を損傷できないことおよびマイクロ波パワーが失われないことを確実にするのに必要な機械的強度および電気的性質を与えてもよく、第2のチューブは、放射パドルがこれを通して嵌まるがチューブ支持部とロックできるようにサイズ決めされてもよい。ロッキング機能は、締め込み嵌めによって、たとえば嵌合先細表面によってまたはチューブ支持部および第2のチューブ上のインターロッキング形成部によって助けられて、達成されてもよい。

10

【 図 1 】

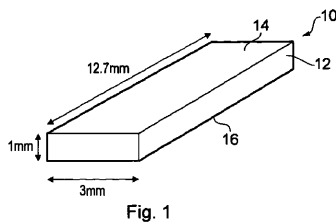


Fig. 1

【 図 2 】

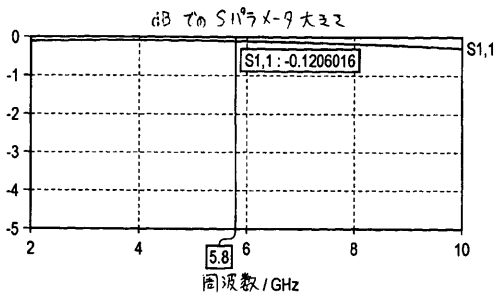


Fig. 2

【 図 3 】

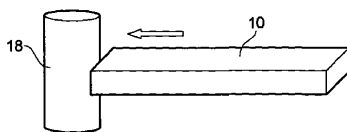


Fig. 3

【 図 4 A 】

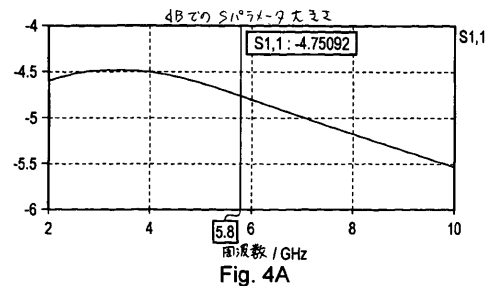


Fig. 4A

【 図 4 B 】

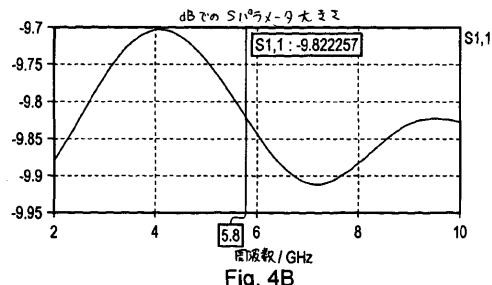
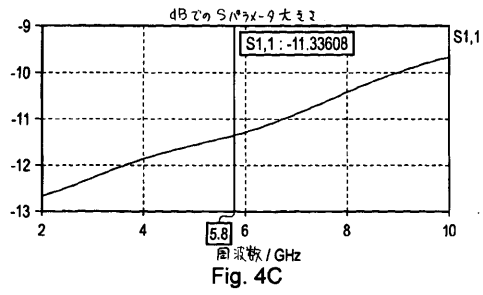
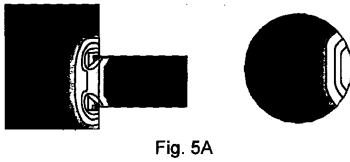


Fig. 4B

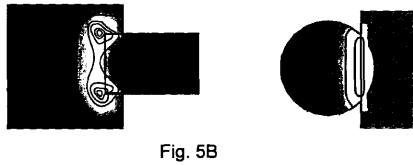
【図 4 C】



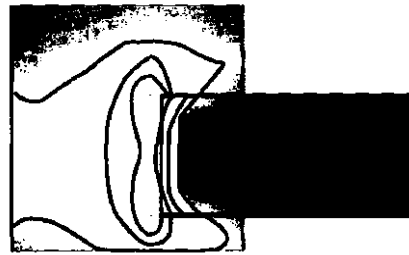
【図 5 A】



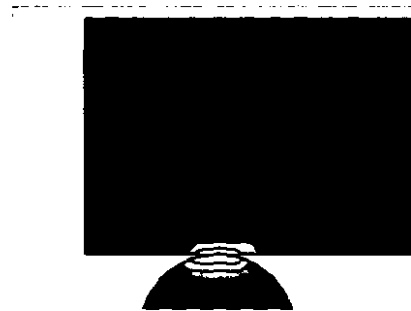
【図 5 B】



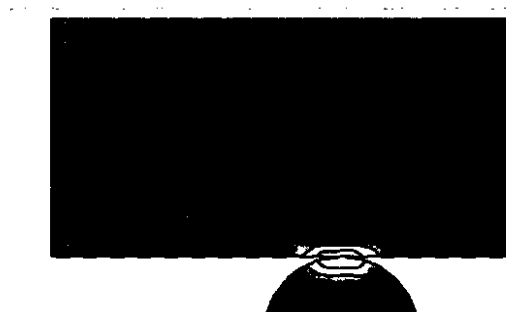
【図 5 C】



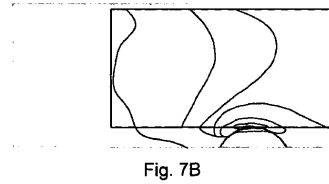
【図 6 A】



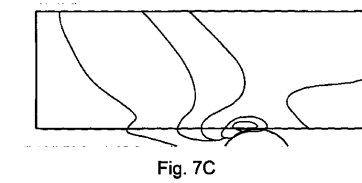
【図 6 B】



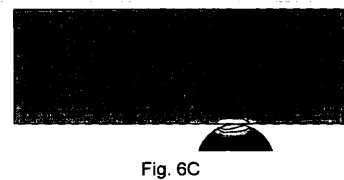
【図 7 B】



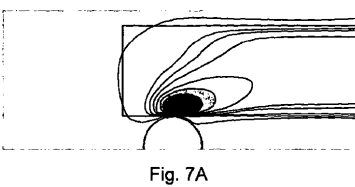
【図 7 C】



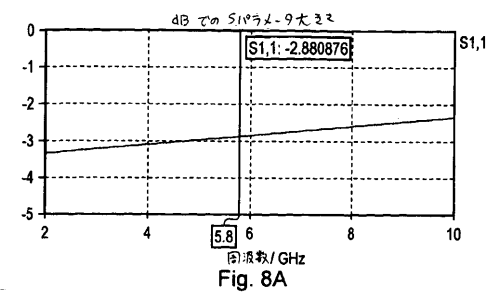
【図 6 C】



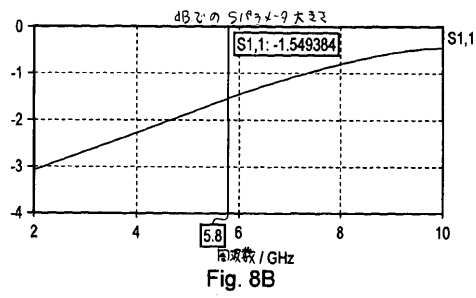
【図 7 A】



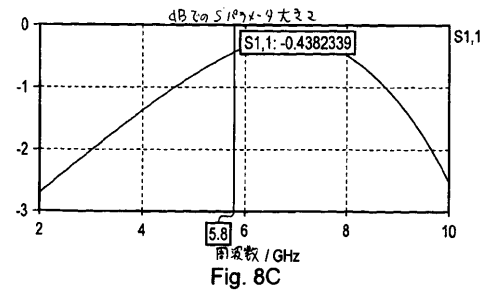
【図 8 A】



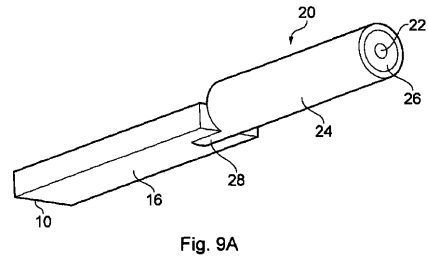
【図 8 B】



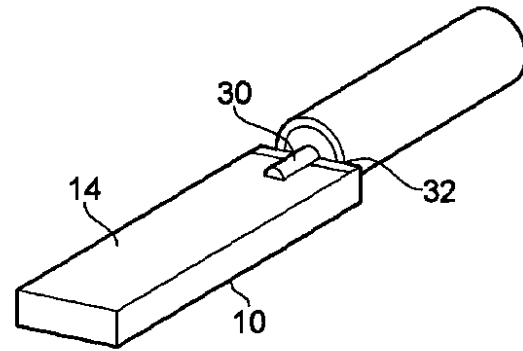
【図 8 C】



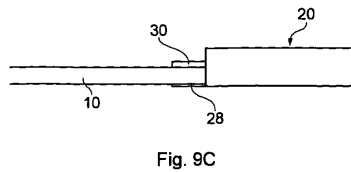
【図 9 A】



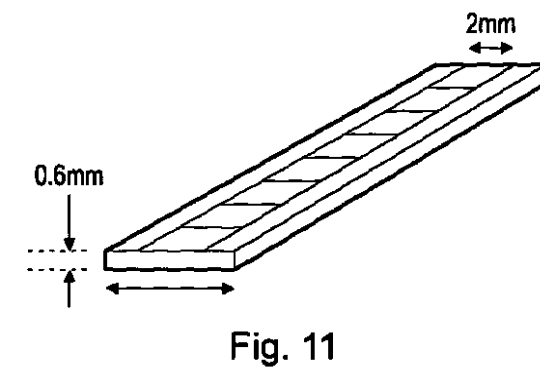
【図 9 B】



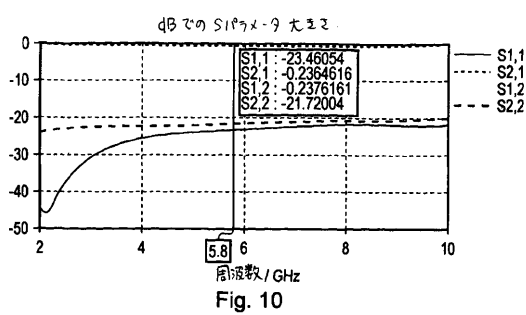
【図 9 C】



【図 1 1】



【図 1 0】



【図 1 2】



【図 13】

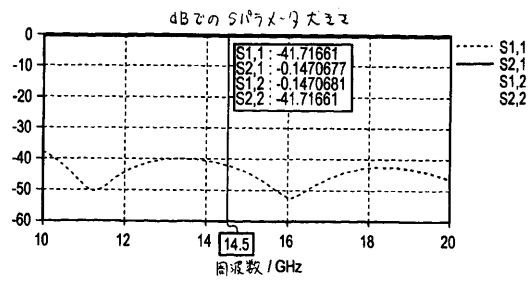


Fig. 13

【図 14】

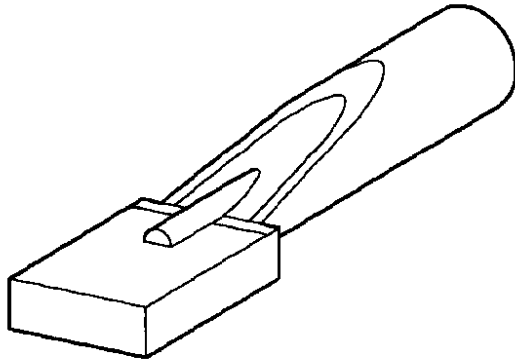


Fig. 14

【図 15】

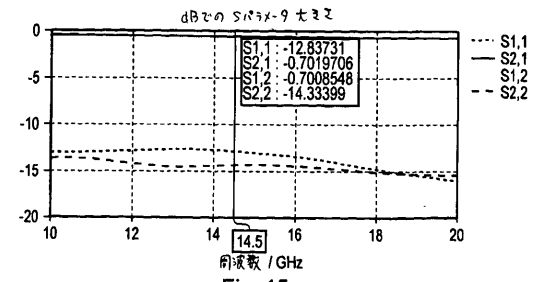


Fig. 15

【図 16】

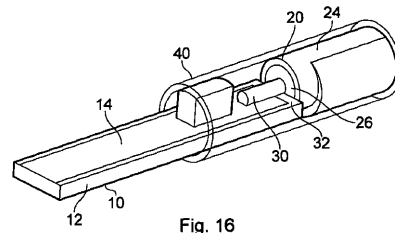


Fig. 16

【図 17】

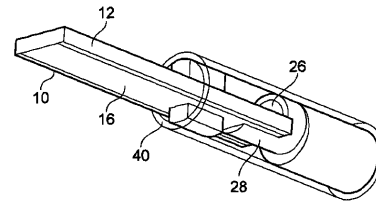


Fig. 17

フロントページの続き

審査官 井上 哲男

- (56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 0 2 4 7 8 7 (J P , A)
特開平 0 9 - 1 4 0 7 2 3 (J P , A)
実開昭 6 2 - 0 0 1 6 0 5 (J P , U)
特表 2 0 0 5 - 5 0 7 7 3 6 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 0 3 4 6 5 3 (J P , A)
特表 2 0 0 1 - 5 2 3 9 8 7 (J P , A)
特開平 0 4 - 3 2 3 9 0 5 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 8 / 0 4 4 0 0 0 (W O , A 1)
国際公開第 2 0 0 6 / 1 1 1 1 9 2 (W O , A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 8 / 1 8
A 6 1 N 5 / 0 2

专利名称(译)	手术稚贝和包括其的手术器械		
公开(公告)号	JP5688813B2	公开(公告)日	2015-03-25
申请号	JP2012521091	申请日	2010-07-20
[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		
发明人	ハンコック,クリストファー・ポール		
IPC分类号	A61B18/18 H01Q1/50 H01Q9/30		
CPC分类号	A61B18/1815 A61B1/018 A61B18/14 A61B18/18 A61B2018/1823 A61B2018/1876 A61B2018/1892 H01Q1/22 H01Q1/38 H01Q13/08		
FI分类号	A61B17/36.340 H01Q1/50 H01Q9/30		
审查员(译)	井上哲夫		
优先权	2009012576 2009-07-20 GB		
其他公开文献	JP2012533378A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

手术刮刀由一片第一介电材料 (12) 形成，第一介电材料 (12) 在其相对侧具有第一 (14) 和第二 (16) 导电层，用于传送微波能量的平面它有一条传输线 (10)。手术刮刀还具有同轴电缆 (20)，用于将微波能量传递到平面传输线 (10)。同轴电缆包括内导体 (22)，与内导体 (22) 同轴的外导体 (24)，分隔内导体 (22) 和外导体 (24) 的第二电介质 (22) 和身体材料 (26)。内 (22) 导体和外 (24) 导体延伸超出第二电介质 (26) 并与传输线 (10) 的相对表面和第一 (14) 导电层重叠和第二 (16) 导电层。选择第一 (14) 和第二 (16) 导电层的宽度以在传输线 (10) 和同轴电缆 (20) 之间产生阻抗匹配。

誘電体厚み	
インチ	mm
0.0080	0.2
0.0160	0.41
0.0240	0.61
0.0320	0.81
0.0400	1.02
0.0640	1.63
0.1200	3.05