

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-65751

(P2005-65751A)

(43) 公開日 平成17年3月17日(2005.3.17)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 18/14

A 6 1 B 1/00

A 6 1 B 18/12

F I

A 6 1 B 17/39

A 6 1 B 1/00

A 6 1 B 17/39

3 1 1

3 0 0 J

3 2 0

テーマコード (参考)

4 C 0 6 0

4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2003-209146 (P2003-209146)

(22) 出願日 平成15年8月27日 (2003.8.27)

(71) 出願人 390034740

株式会社日本エム・ディ・エム
東京都新宿区市谷台町12番地2号

(74) 代理人 100071401

弁理士 飯沼 義彦

(74) 代理人 100106747

弁理士 唐沢 勇吉

(72) 発明者 榎藤 正勝

東京都新宿区住吉町2-14 株式会社日
本エム・ディ・エム開発部内

(72) 発明者 石原 正一郎

埼玉県所沢市中富南4-10-9

(72) 発明者 上川 秀士

兵庫県西宮市池田町12-33-1101

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用電磁エネルギー放射電極

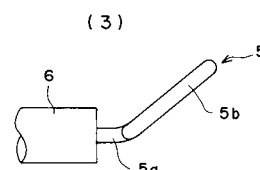
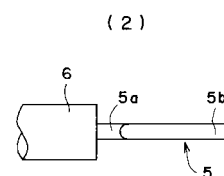
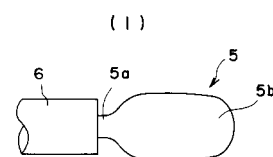
(57) 【要約】

【課題】内視鏡用電磁エネルギー放射電極を円滑かつ確実に内視鏡に挿通したり内視鏡から抜き出したりすることができるようにし、適切な接近角度で生体組織の表面に接近させて、精緻な処理を施すことができるようにする。

【解決手段】内視鏡用電磁エネルギー放射電極5は、その首部5aが高周波電流ケーブルに接続され、同首部5aより先端側にある先端部5bの表面から放射した電磁エネルギーの作用の下で、内視鏡を通して視認される近傍電磁界中の生体組織に対し処理を行うためのものであって、首部5aより先端側の部分5bにおいてへら状に形成されている。

【選択図】

図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

高周波電流ケーブルに首部が接続され同首部より先端側にある部分の表面から放射した電磁エネルギーの作用の下で、内視鏡を通して視認される近傍電磁界中の生体組織に対し処理を行う内視鏡用電磁エネルギー放射電極であって、当該内視鏡用電磁エネルギー放射電極が、前記首部より先端側の部分においてへら状に形成されていることを特徴とする、内視鏡用電磁エネルギー放射電極。

【請求項 2】

請求項 1 に記載された内視鏡用電磁エネルギー放射電極において、前記首部より先端側の部分が前記首部に対して設定された屈曲角度で屈曲していることを特徴とする、内視鏡用電磁エネルギー放射電極。 10

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載された内視鏡用電磁エネルギー放射電極において、前記電磁エネルギー放射電極の前記首部より先端側のへら状の部分の一部に、周縁から内側に向けて切り欠きが形成されていることを特徴とする、内視鏡用電磁エネルギー放射電極。

【請求項 4】

高周波電流ケーブルに首部が接続され同首部より先端側にある部分の表面から放射した電磁エネルギーの作用の下で、内視鏡を通して視認される近傍電磁界中の生体組織に対し処理を行う内視鏡用電磁エネルギー放射電極であって、当該内視鏡用電磁エネルギー放射電極が、前記首部より先端側の部分において環状に形成されていることを特徴とする、内視鏡用電磁エネルギー放射電極。 20

【請求項 5】

高周波電流ケーブルに首部が接続され同首部より先端側にある部分の表面から放射した電磁エネルギーの作用の下で、内視鏡を通して視認される近傍電磁界中の生体組織に対し処理を行う内視鏡用電磁エネルギー放射電極であって、当該内視鏡用電磁エネルギー放射電極が、前記首部より先端側の部分においてかぎ状に形成され、前記首部より先端側の部分の端面が、外方に凸の滑らかな曲面となるように面取り形成されていることを特徴とする、内視鏡用電磁エネルギー放射電極。

【請求項 6】

高周波電流ケーブルに首部が接続され同首部より先端側にある部分の表面から放射した電磁エネルギーの作用の下で、内視鏡を通して視認される近傍電磁界中の生体組織に対し処理を行う内視鏡用電磁エネルギー放射電極であって、当該内視鏡用電磁エネルギー放射電極が、前記首部より先端側の部分においてかぎ状に形成され、前記かぎ状に形成された首部より先端側の部分のかぎ先部が、少なくとも前記首部の中心軸線に平行な折り返し方向となる折り返し角度以上の折り返し角度で、滑らかな湾曲を描いて折り返された形状に形成されていることを特徴とする、内視鏡用電磁エネルギー放射電極。 30

【請求項 7】

高周波電流ケーブルに首部が接続され同首部より先端側にある部分の表面から放射した電磁エネルギーの作用の下で、内視鏡を通して視認される近傍電磁界中の生体組織に対し処理を行う内視鏡用電磁エネルギー放射電極であって、当該内視鏡用電磁エネルギー放射電極が、前記首部より先端側の部分においてかぎ状に形成され、前記かぎ状に形成された首部より先端側の部分のかぎ先部が、前記首部の中心軸線に概ね垂直な折り返し方向となる折り返し角度でかぎ状部の内側へ向けて折り返された形状に形成されていることを特徴とする、内視鏡用電磁エネルギー放射電極。 40

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、高周波電流ケーブルに首部が接続され同首部より先端側の部分の表面から放射した電磁エネルギーの作用の下で、内視鏡を通して視認される近傍電磁界中の生体組織に対して処理を行うことのできる、内視鏡用電磁エネルギー放射電極に関する。 50

【 0 0 0 2 】

【 従来 の 技 術 】

従来の生体組織処理装置においては、プローブの先端部から突出する例えば電極としての電気メスを使用して、生体組織に対し例えば切開、切除、凝固および止血等の処理を施す際に、電極を生体組織に当接したり対の電極により生体組織を挟んだりして、電極と生体組織との間の電解液を經由して電極から生体組織へ流れる電流や、対の電極の一方から生体組織を經由して他方の電極へ還流する電流によって発生するジュール熱を主として利用して、生体組織に対して切開、切除、凝固および止血等の処理を行っていた。

【 0 0 0 3 】

【 発明 が 解 決 し よ う と す る 課 題 】

10

しかしながら、上記のような従来の生体組織処理装置の場合、通電により局部的に加熱された生体組織が、生体組織を流れる電流によって、切開部等の被処理部のみならず被処理部の周辺の健全な生体組織までも含む広い範囲にわたって熱変性をする心配があった。

【 0 0 0 4 】

また、従来の生体組織処理装置を内視鏡に装着し、内視鏡を通して生体組織の局部を見ながら当該生体組織の局部に対して気化、切開、切除、凝固および止血等の多様な処理を施そうとしても、生体組織処理装置を内視鏡に最適な状態で装着するのが容易でなく、さらに、内視鏡に装着した生体組織処理装置を用いて、内視鏡を通して生体組織の局部を見ながら電極の先端表面を生体組織の複雑な表面形状に対応して常に適切な接近角度を持たせながら生体組織の表面に近づけるのに高度な技術を要していたので、生体組織に対し多様で精緻な処理を施すためには、多くの熟練と経験とを必要としていた。このような従来の生体組織処理装置における不都合を解消するための生体組織処理装置として、本発明者らは先に特開 2 0 0 3 - 7 9 6 3 5 および特開 2 0 0 3 - 7 9 6 3 6 において改良された生体組織処理装置を提案した。

20

【 0 0 0 5 】

本発明は、本発明者らによる上記提案と並行して上記従来の不都合をさらに解消しようとするもので、生体組織の被処理部のみならず、被処理部の周辺の健全な生体組織まで広い範囲にわたって大きく熱変性をさせてしまう、ということがないようにし、内視鏡を通して生体組織の局部を見ながら生体組織の局部に対して気化、切開、切除、凝固および止血等の多様な処理を施そうとして、内視鏡のケーブル導通管を通して内視鏡内へ電極を挿通する際に、あるいは内視鏡のケーブル導通管を通して内視鏡から電極を抜き出す際に、電極が内視鏡のケーブル導通管の内壁面に引っ掛かかることなく、円滑に、かつ確実に電極を内視鏡に挿通したり内視鏡から抜き出したりすることができるようにした、内視鏡用電磁エネルギー放射電極を提供しようとするものである。

30

【 0 0 0 6 】

さらに本発明は、電極の先端部の表面を、生体組織の複雑な表面形状に対応して、常に適切な接近角度を持たせながら生体組織の表面に近づけることができるようにして、内視鏡を通しての生体組織の視認を容易かつ確実にを行うことができるようにし、さらに電極の表面積をできるだけ小さくすることができるような電極の形状とすることにより、電極の表面から放射する電磁エネルギーを有効に局所に集中させることができるようにして、電極に高い切開機能等の各種の処理機能を持たせることができるようにし、特別な高度の技術や多くの熟練や経験を要することなく、生体組織に対して精緻な処理を施すことができるようにした、内視鏡用電磁エネルギー放射電極を提供しようとするものである。

40

【 0 0 0 7 】

【 課 題 を 解 決 す る た め の 手 段 】

上述の課題を解決するため、本発明の内視鏡用電磁エネルギー放射電極は、高周波電流ケーブルに首部が接続され同首部より先端側にある先端部の表面から放射した電磁エネルギーの作用の下で、内視鏡を通して視認される近傍電磁界中の生体組織に対し処理を行う内視鏡用電磁エネルギー放射電極であって、当該内視鏡用電磁エネルギー放射電極が、前記首部より先端側の部分においてへら状に形成されている。

50

【 0 0 0 8 】

また、本発明の内視鏡用電磁エネルギー放射電極において、前記首部より先端側の部分が、前記首部に対して設定された屈曲角度で屈曲している。

【 0 0 0 9 】

さらに、本発明の内視鏡用電磁エネルギー放射電極において、前記電磁エネルギー放射電極の前記首部より先端側のへら状の部分の一部に、周縁から内側に向けて切り欠きが形成されている。

【 0 0 1 0 】

また、本発明の内視鏡用電磁エネルギー放射電極は、高周波電流ケーブルに首部が接続され同首部より先端側にある部分の表面から放射した電磁エネルギーの作用の下で、内視鏡を通して視認される近傍電磁界中の生体組織に対し処理を行う内視鏡用電磁エネルギー放射電極であって、当該内視鏡用電磁エネルギー放射電極が、前記首部より先端側の部分において環状に形成されている。

10

【 0 0 1 1 】

さらに、本発明の内視鏡用電磁エネルギー放射電極は、高周波電流ケーブルに首部が接続され同首部より先端側にある部分の表面から放射した電磁エネルギーの作用の下で、内視鏡を通して視認される近傍電磁界中の生体組織に対し処理を行う内視鏡用電磁エネルギー放射電極であって、当該内視鏡用電磁エネルギー放射電極が、前記首部より先端側の部分においてかぎ状に形成され、前記首部より先端側の部分の端面が、外方に凸の滑らかな曲面となるように面取り形成されている。

20

【 0 0 1 2 】

また、本発明の内視鏡用電磁エネルギー放射電極は、高周波電流ケーブルに首部が接続され同首部より先端側にある部分の表面から放射した電磁エネルギーの作用の下で、内視鏡を通して視認される近傍電磁界中の生体組織に対し処理を行う内視鏡用電磁エネルギー放射電極であって、当該内視鏡用電磁エネルギー放射電極が、前記首部より先端側の部分においてかぎ状に形成され、前記かぎ状に形成された首部より先端側の部分のかぎ先部が、少なくとも前記首部の中心軸線に平行な折り返し方向となる折り返し角度以上の折り返し角度で、滑らかな湾曲を描いて折り返された形状に形成されていることを特徴とする、内視鏡用電磁エネルギー放射電極。

【 0 0 1 3 】

さらに、本発明の内視鏡用電磁エネルギー放射電極は、高周波電流ケーブルに首部が接続され同首部より先端側にある部分の表面から放射した電磁エネルギーの作用の下で、内視鏡を通して視認される近傍電磁界中の生体組織に対し処理を行う内視鏡用電磁エネルギー放射電極であって、当該内視鏡用電磁エネルギー放射電極が、前記首部より先端側の部分においてかぎ状に形成され、前記かぎ状に形成された首部より先端側の部分のかぎ先部が、前記首部の中心軸線に概ね垂直な折り返し方向となる折り返し角度でかぎ状部の内側へ向けて折り返された形状に形成されていることを特徴とする、内視鏡用電磁エネルギー放射電極。

30

【 0 0 1 4 】

【 発明の実施の形態 】

以下、図面により本発明の実施の形態について説明する。図 1 は本発明の一実施の形態に係る内視鏡用電磁エネルギー放射電極を使用した生体組織処理装置の概念的な構成図、図 2 は図 1 の生体組織処理装置に使用することができる分割ケーブルの一例を示す平面図、図 3 は図 1 の生体組織処理装置の電源部から電磁エネルギー放射電極に至る電流の経路および制御信号の流れの一例を示す説明図である。

40

【 0 0 1 5 】

まず図 1 において、生体組織処理装置は、高帯域のラジオ周波数、例えば 8 MHz ~ 60 MHz の周波数の高周波電流を発生する高周波電源部 1 を備える。この高周波電源部 1 から供給される高周波電流は、インピーダンスのマッチングを行うマッチングユニット 3 および高周波電流ケーブル 11 を介して電磁エネルギー放射電極 5 へ送られる。

50

【 0 0 1 6 】

高周波電流ケーブル 1 1 の先端側の外径が細径化された部分は、内視鏡の基端操作部側から、屈撓自在な絶縁性のケーブル導通管 4 内へ挿入されて、当該ケーブル導通管 4 の先端側の開口部の近くまで延びている。当該内視鏡のケーブル導通管 4 の先端側の開口部の近くに位置する高周波電流ケーブル 1 1 の先端側の端部には、電磁エネルギー放射電極 5 の基端部が、高周波電流ケーブル 1 1 に対して一体的に、あるいは着脱交換が可能に接続されている。

【 0 0 1 7 】

高周波電流ケーブル 1 1 は、芯線 2 と同芯線 2 を絶縁材を介して同軸状に取り囲むシールド線 6 とを有し、芯線 2 の基端側が、マッチングユニット 3 を介して高周波電源部 1 の一方の電極の端子 7 a に接続されているとともに、シールド線 6 の基端側が、マッチングユニット 3 および導線 7 を介して高周波電源部 1 の他方の電極の端子 7 b に接続されている。芯線 2 の先端部が電磁エネルギー放射電極 5 に接続されているのに対し、シールド線 6 は、芯線 2 に直接接続されることなく、マッチングユニット 3 から内視鏡のケーブル導通管 4 の先端側開口部の近傍の位置まで、絶縁材を介して芯線 2 を取り囲んでいる。

【 0 0 1 8 】

電磁エネルギー放射電極 5 の先端側は、使用時において、内視鏡のケーブル導通管 4 の先端側の開口部から突出し、その先端部表面から放射した近傍電磁界中の電磁エネルギーの作用の下で、内視鏡の操作者の操作に従って、近傍電磁界中の生体組織に対し気化、切開、凝固および止血等の処理を行う。

【 0 0 1 9 】

高周波電流ケーブル 1 1 の、内視鏡のケーブル導通管 4 内に挿通される部分の外径、及び電磁エネルギー放射電極 5 の最大幅寸法は、当然、それぞれ内視鏡のケーブル導通管 4 の内径以下、例えば 2 ~ 3 mm 以下、好ましくは 2 mm 以下に設定される。また、電磁エネルギー放射電極 5 は、前記内視鏡のケーブル導通管 4 の軸線方向の最大曲率部を自在に通過し得るだけの軸線方向の長さ、例えば数 mm 以下、好ましくは 3 ~ 4 mm 以下、さらに好ましくは 2 ~ 3 mm 以下に設定される。

【 0 0 2 0 】

シールド線 6 は、芯線 2 から放射された電磁エネルギーを効果的に捕捉する。その結果、芯線 2 から放射される電磁エネルギーが、マッチングユニット 3 から電磁エネルギー放射電極 5 に至る途中で、大気等の系外に散逸することが防止され、長さおよび太さが調整された高周波電流ケーブル 1 1 それ自体が、マッチングユニット 3 と協同して、良好なマッチング機能を果たすことができる。

【 0 0 2 1 】

図 1 において、内視鏡を操作して電磁エネルギー放射電極 5 の先端部を生体組織 8 の局部 9 に接近させると、前述の通り、電磁エネルギー放射部 1 0 において電磁エネルギー放射電極 5 の先端部の表面から放射した電磁エネルギーの作用の下で、当該電磁エネルギー放射電極 5 により、その近傍電磁界中の生体組織に対し気化、切開、凝固および止血等の処理を行うことができる。

【 0 0 2 2 】

図 2 に、図 1 の生体組織処理装置において使用することができるマッチング機能を持つ高周波電流ケーブルの一例を示す。同図において、高周波電流ケーブル 1 1 は、その中間部で互いに係合および離脱が可能なコネクタソケット 1 3 a および 1 3 b よりなるコネクタを介して複数本、例えば、図示のように 2 本の分割ケーブル 1 1 a および 1 1 b に分割可能なケーブルとすることができる。そして互いに隣接する分割ケーブル 1 1 a および分割ケーブル 1 1 b のうち、高周波電源部 1 側の分割ケーブル、例えばコネクタソケット 1 2 を介してマッチングユニット 3 に接続される分割ケーブル 1 1 a のケーブル径に比し、先端側の分割ケーブル、例えば分割ケーブル 1 1 b のケーブル径の方が、より小径となっている。

【 0 0 2 3 】

図 3 において、電源部 14 は、例えば通常の商用電源であってよく、この電源部 14 において取り入れられた電流は、高周波電源部 17 において、高帯域のラジオ周波数、例えば 8 MHz ~ 60 MHz の周波数の高周波電流に変換される。高周波電源部 17 により生成された高周波電流は、マッチングユニット 3 へと送られる。マッチングユニット 3 は、アクティブ端子 21 とパッシブ端子 20 とを有する。芯線 2 はアクティブ端子 21 に接続され、シールド線 6 はパッシブ端子 20 に接続される。

【0024】

マイクロコンピュータ制御部 15 は、制御信号入出力部 16 を介して高周波電源部 17 の出力制御およびマッチングユニット 3 のマッチング制御を行うとともに、諸値設定・表示部 18 に対しては、高周波電源部 17 の出力状態およびマッチングユニット 3 のマッチング作動状態等に関する必要な事項を表示させる。フットスイッチあるいはペダルスイッチ 19 を制御信号入出力部 16 に接続し、このフットスイッチあるいはペダルスイッチ 19 により例えばマッチングユニット 3 の出力の断接を行うようにすることができる。

10

【0025】

さて、図 4 (1) は本発明の一実施の形態に係る内視鏡用電磁エネルギー放射電極の平面図、図 4 (2) は図 4 (1) の内視鏡用電磁エネルギー放射電極の側面図、図 4 (3) は図 4 (1) の内視鏡用電磁エネルギー放射電極の首部より先端側の部分が首部に対して屈曲している場合の内視鏡用電磁エネルギー放射電極の側面図、図 5 は図 4 (1) ないし図 4 (3) の内視鏡用電磁エネルギー放射電極とは異なった形態の内視鏡用電磁エネルギー放射電極の平面図、図 6 は図 4 (1) ないし図 4 (3) の内視鏡用電磁エネルギー放射電極とはさらに異なった形態の内視鏡用電磁エネルギー放射電極の平面図、図 7 は図 4 (1) ないし図 4 (3) の内視鏡用電磁エネルギー放射電極とはさらに異なった形態の内視鏡用電磁エネルギー放射電極の平面図、図 8 は図 4 (1) ないし図 4 (3) の内視鏡用電磁エネルギー放射電極とはさらに異なった形態の内視鏡用電磁エネルギー放射電極の平面図、図 9 は図 8 の内視鏡用電磁エネルギー放射電極の使用態様の一例を説明するための要部平面図、図 10 は図 4 (1) ないし図 4 (3) の内視鏡用電磁エネルギー放射電極とはさらに異なった形態の内視鏡用電磁エネルギー放射電極の平面図である。

20

【0026】

図 4 (1) , 図 4 (2) において、電磁エネルギー放射電極 5 は、シールド線 6 により絶縁材を介して取り囲まれた芯線 2 の先端部に接続された首部 5a を有し、その首部 5a より先端側の部分 5b においてへら状に形成されている。

30

【0027】

図 4 (1) 及び図 4 (2) に示した電磁エネルギー放射電極 5 によれば、首部 5a より先端側の部分 5b においてへら状に形成されていることにより、電磁エネルギー放射電極 5 の表面から放射する電磁エネルギーを効果的に局所に集中させることができ、へら面を利用して生体組織に対して例えば気化、凝固および止血等の処理を施すことができるほか、へらのエッジ部を利用して切開等の処理を施すことができる。

【0028】

図 4 (3) に示した電磁エネルギー放射電極 5 によれば、首部 5a より先端側の部分 5b においてへら状に形成されており、しかも、先端側の部分 5b が首部 5a に対して屈曲角度を有しているので、電極の先端部の表面を、生体組織の複雑な表面形状に対応して、適切な接近角度を持たせながら生体組織の表面に近づけることができ、内視鏡を通しての生体組織の視認を容易かつ確実に行うことができる。

40

【0029】

また、図 4 (3) に示した電磁エネルギー放射電極 5 において、首部 5a より先端側の部分 5b の首部 5a に対する屈曲角度が、互いに異なる複数種類の屈曲角度となるように、複数種類の電磁エネルギー放射電極 5 を準備しておき、その中から最適な屈曲角度の電磁エネルギー放射電極 5 を随時選択して使用することができ、生体組織の被処理面の状態に応じて、電磁エネルギー放射電極 5 の表面から放射する電磁エネルギーを有効に局所に集中させて、へら面を利用して生体組織に対して例えば気化、凝固および止血等の処理を施

50

すことができるほか、へらのエッジ部を利用して切開等の処理を施すことができる。

【0030】

さらに、図4(1)、図4(2)および図4(3)に示した電磁エネルギー放射電極5によれば、首部5aより先端側の部分5bにおいてへら状に形成されていることにより、生体組織の被処理部のみならず、被処理部の周辺の健全な生体組織まで、広い範囲にわたって大きく熱変性させてしまう、ということがなくなり、内視鏡のケーブル導通管4を通して内視鏡内へ電磁エネルギー放射電極5を挿通する際に、あるいは、内視鏡のケーブル導通管4を通して内視鏡から電磁エネルギー放射電極5を抜き出す際に、電磁エネルギー放射電極5が内視鏡のケーブル導通管4の内壁面に引っ掛かかることなく、円滑に、かつ確実に電磁エネルギー放射電極5を内視鏡に挿通したり、内視鏡から抜き出したりすることができる。

10

【0031】

図5に示した電磁エネルギー放射電極5においては、電磁エネルギー放射電極5の首部5aより先端側のへら状の部分5cの一部に、周縁から内側に向けて切り欠き5fが形成されている。この電磁エネルギー放射電極5は、図4(1)、図4(2)および図4(3)に示した電磁エネルギー放射電極5において切り欠き5fを有していることのほかは、基本的にへら状の部分5cを有していることにおいて、図4(1)、図4(2)、あるいは、図4(3)に示した電磁エネルギー放射電極5と同等である。

【0032】

図5に示した電磁エネルギー放射電極5の切り欠き5fの平面視の形状としては、種々の形状とすることができ、図5のように部分的に欠如した概ね楕円形状とすることができるほか、同じく部分的に欠如した円形状、三角形、矩形等の種々の形状とすることができる。また、切り欠き5fの内側縁を電磁エネルギー放射電極5の外周縁よりも鋭いナイフエッジとすることもできる。

20

【0033】

図5に示した電磁エネルギー放射電極5によれば、図4(1)、図4(2)および図4(3)に示した電磁エネルギー放射電極5が奏する作用効果のほかに、切り欠き5fのフック作用を利用して、切り欠き5fに膜状の生体組織を引っ掛けて手前に引くことにより安全に生体組織を切開することができるものである。

【0034】

図6に示した電磁エネルギー放射電極5は、首部5aより先端側の部分5dにおいて環状に形成されている。このように、首部5aより先端側の部分5dにおいて環状に形成されていることにより、特に電磁エネルギー放射電極5の表面から放射する電磁エネルギーを有効に局所に集中させることができ、電磁エネルギー放射電極5の先端部の表面を、生体組織の複雑な表面形状に対応して、常に適切な接近角度を持たせながら生体組織の表面に近づけることができるとともに、内視鏡を通しての生体組織の視認を容易かつ確実に行うことができ、環状部分を利用して生体組織に対して例えば気化、切開、凝固および止血等の処理を施すことができる。

30

【0035】

さらに、図6に示した電磁エネルギー放射電極5によれば、生体組織の被処理部のみならず、被処理部の周辺の健全な生体組織まで広い範囲にわたって大きく熱変性をさせてしまう、ということがなく、内視鏡のケーブル導通管4を通して内視鏡内へ電磁エネルギー放射電極5を挿通する際に、あるいは内視鏡のケーブル導通管4を通して内視鏡から電磁エネルギー放射電極5を抜き出す際に、電磁エネルギー放射電極5が内視鏡のケーブル導通管4の内壁面に引っ掛かかることなく、円滑に、かつ確実に電磁エネルギー放射電極5を内視鏡に挿通したり内視鏡から抜き出したりすることができる。

40

【0036】

図7に示した電磁エネルギー放射電極5は、首部5aより先端側の部分5eにおいてかぎ状に形成されている。首部5aより先端側の部分5eの端面は、外方に凸の滑らかな曲面となるように面取り形成されている。このように首部5aより先端側の部分5eにおい

50

てかぎ状に形成されていることにより、電磁エネルギー放射電極 5 の表面積を可及的に小さく抑えながら、電磁エネルギー放射電極 5 の表面から放射する電磁エネルギーを有効に局所に集中させることができ、また、かぎ部の外縁部を利用して生体組織に対して例えば気化、凝固および止血等の処理を施すことができるほか、かぎ部のわん曲形状を活用して高い切開機能を発揮させて、所望の処理を施すことができる。しかも、電極の先端部の表面を、生体組織の複雑な表面形状に対応して、常に適切な接近角度を持たせながら生体組織の表面に近づけることができるとともに、内視鏡を通しての生体組織の視認を容易かつ確実にを行うことができ、かぎ部の外縁部を利用して生体組織に対して例えば気化、凝固および止血等の処理をより適切に施すことができるほか、より高い精度で切開等の処理を施すことができる。

10

【0037】

さらに、図 7 に示した電磁エネルギー放射電極 5 によれば、生体組織の被処理部のみならず、被処理部の周辺の健全な生体組織まで広い範囲にわたって大きく熱変性をさせてしまう、ということがなく、首部 5 a より先端側の部分 5 e の端面部は、外方に凸の滑らかな曲面となるように、面取り形成されていることにより、内視鏡のケーブル導通管 4 を通して内視鏡内へ電磁エネルギー放射電極 5 を挿通する際に、あるいは内視鏡のケーブル導通管 4 を通して内視鏡から電磁エネルギー放射電極 5 を抜き出す際に、電磁エネルギー放射電極 5 が内視鏡のケーブル導通管 4 の内壁面に引っ掛かかることなく、円滑に、かつ確実に電磁エネルギー放射電極を内視鏡に挿通したり内視鏡から抜き出したりすることができる。

20

【0038】

図 8 に示した電磁エネルギー放射電極 5 は、上述の図 7 に示した内視鏡用電磁エネルギー放射電極 5 e と同様に、首部 5 a より先端側の部分 5 h においてかぎ状に形成されているが、特にかぎ状に形成された首部 5 a より先端側の部分 5 h のかぎ先部 5 i が、少なくとも首部 5 a の中心軸線に平行な方向となる折り返し角度以上の折り返し角度で、滑らかな湾曲を描いて折り返された形状に形成されている。

【0039】

このように、図 8 に示した電磁エネルギー放射電極 5 によれば、電磁エネルギー放射電極 5 の表面積を可及的に小さく抑えながら、電磁エネルギー放射電極 5 の表面から放射する電磁エネルギーを効果的に局所に集中させることができ、また、かぎ部の外縁部を利用して生体組織に対して例えば気化、凝固および止血等の処理を施すことができるほか、例えば図 9 に示すように、かぎ部のわん曲形状を活用して、同かぎ部を血管等の管状組織 2 3 に引っ掛けて手前に引くことにより、管状組織 2 3 を切断することもできる。しかも、電極の先端部の表面を、生体組織の複雑な表面形状に対応して、常に適切な接近角度を持たせながら生体組織の表面に近づけることができるとともに、内視鏡を通しての生体組織の視認を容易かつ確実にを行うことができ、かぎ部の外縁部を利用して生体組織に対して例えば気化、凝固および止血等の処理をより適切に施すことができるほか、より高い精度で切開等の処理を施すことができる。

30

【0040】

さらに、図 8 に示した電磁エネルギー放射電極 5 によれば、首部 5 a より先端側の部分 5 h においてかぎ状に形成されていることに加えて、かぎ先部 5 i が、少なくとも首部 5 a の中心軸線に平行な方向となる折り返し角度以上の折り返し角度で、滑らかな湾曲を描いて折り返された形状に形成されていることにより、生体組織の被処理部のみならず、被処理部の周辺の健全な生体組織まで広い範囲にわたって大きく熱変性をさせてしまう、ということがなく、内視鏡のケーブル導通管 4 を通して内視鏡内へ電磁エネルギー放射電極 5 を挿通する際に、あるいは内視鏡のケーブル導通管 4 を通して内視鏡から電磁エネルギー放射電極 5 を抜き出す際に、電磁エネルギー放射電極 5 が内視鏡のケーブル導通管 4 の内壁面に引っ掛かかることなく、円滑に、かつ確実に電磁エネルギー放射電極を内視鏡に挿通したり内視鏡から抜き出したりすることができる。

40

【0041】

50

図 10 に示した電磁エネルギー放射電極 5 j においては、かぎ状に形成された首部 5 a より先端側の部分のかぎ先部 5 k が、前記首部 5 a の中心軸線に概ね垂直な方向となる折り返し角度で、かぎ状部の内側へ折り返された形状に形成されている。

【0042】

このように、図 10 に示した電磁エネルギー放射電極 5 によれば、電磁エネルギー放射電極 5 の表面積を可及的に小さく抑えながら、電磁エネルギー放射電極 5 の表面から放射する電磁エネルギーを効果的に局所に集中させることができ、また、かぎ部の外縁部を利用して生体組織に対して例えば気化、凝固および止血等の処理を施すことができるほか、かぎ部のわん曲形状を活用して、同かぎ部を血管等の管状組織に引っ掛けて手前に引くことにより、管状組織を切断することもできる。しかも、電極の先端部の表面を、生体組織の複雑な表面形状に対応して、常に適切な接近角度を持たせながら生体組織の表面に近づけることができるとともに、内視鏡を通しての生体組織の視認を容易かつ確実に行うことができ、かぎ部の外縁部を利用して生体組織に対して例えば気化、凝固および止血等の処理をより適切に施すことができるほか、より高い精度で切開等の処理を施すことができる。

10

【0043】

さらに、図 10 に示した電磁エネルギー放射電極 5 によれば、首部 5 a より先端側の部分 5 j においてかぎ状に形成されていることに加えて、かぎ状に形成された首部 5 a より先端側の部分のかぎ先部 5 k が、前記首部 5 a の中心軸線に概ね垂直な方向となる折り返し角度で、かぎ状部の内側へ折り返された形状に形成されていることにより、生体組織の被処理部のみならず、被処理部の周辺の健全な生体組織まで広い範囲にわたって大きく熱変性をさせてしまう、ということがなく、内視鏡のケーブル導通管 4 を通して内視鏡内へ電磁エネルギー放射電極 5 を挿通する際に、あるいは内視鏡のケーブル導通管 4 を通して内視鏡から電磁エネルギー放射電極 5 を抜き出す際に、電磁エネルギー放射電極 5 が内視鏡のケーブル導通管 4 の内壁面に引っ掛かかることなく、円滑に、かつ確実に電磁エネルギー放射電極を内視鏡に挿通したり内視鏡から抜き出したりすることができる。

20

【0044】

【発明の効果】

本発明の内視鏡用電磁エネルギー放射電極によれば、以下のような効果が得られる。

(1) 請求項 1 に係る発明の内視鏡用電磁エネルギー放射電極によれば、高周波電流ケーブルに首部が接続され同首部より先端側の部分の表面から放射した電磁エネルギーの作用の下で、内視鏡を通して視認される近傍電磁界中の生体組織に対し処理を行う内視鏡用電磁エネルギー放射電極であって、同内視鏡用電磁エネルギー放射電極が、前記首部より先端側の部分においてへら状に形成されているので、電極の先端部の表面を、生体組織の複雑な表面形状に対応して、最適な接近角度を持たせながら生体組織の表面に近づけることができるとともに、内視鏡を通しての生体組織の視認を容易かつ確実に行うことができ、電磁エネルギー放射電極の表面から放射する電磁エネルギーを有効に局所に集中させ、へら面を利用して生体組織に対して例えば気化、凝固および止血等の処理を施すことができるほか、へらのエッジ部を利用して切開等の処理を施すこともでき、さらに、生体組織の被処理部のみならず、被処理部の周辺の健全な生体組織まで広い範囲にわたって大きく熱変性をさせてしまう、ということがなく、内視鏡のケーブル導通管を通して内視鏡内へ電磁エネルギー放射電極を挿通する際に、あるいは、内視鏡のケーブル導通管を通して内視鏡から電磁エネルギー放射電極を抜き出す際に、電磁エネルギー放射電極が内視鏡のケーブル導通管の内壁面に引っ掛かかることなく、円滑に、かつ確実に電磁エネルギー放射電極を内視鏡に挿通したり内視鏡から抜き出したりすることができ、特別な高度の技術や多くの熟練を要することなく、生体組織に対して精緻な処理を施すことができる。

30

40

(2) 請求項 2 に係る発明の内視鏡用電磁エネルギー放射電極によれば、首部より先端側の部分が当該首部に対して設定された屈曲角度で屈曲しているので、電極の先端部の表面を、生体組織の複雑な表面形状に対応して、最適な接近角度を持たせながら生体組織の表面に近づけることができるとともに、操作者の視野を遮ることなく、内視鏡を通しての生体組織の視認を容易かつ確実に行うことができ、電磁エネルギー放射電極の表面から放射

50

する電磁エネルギーを有効に局所に集中させながら、へら面を利用して生体組織に対して例えば気化、凝固および止血等の処理を施すことができるほか、へらのエッジ部を利用して切開等の処理を施すこともでき、さらに、生体組織の被処理部のみならず、被処理部の周辺の健全な生体組織まで広い範囲にわたって大きく熱変性をさせてしまう、ということがなく、内視鏡のケーブル導通管を通して内視鏡内へ電磁エネルギー放射電極を挿通する際に、あるいは内視鏡のケーブル導通管を通して内視鏡から電磁エネルギー放射電極を抜き出す際に、電磁エネルギー放射電極が内視鏡のケーブル導通管の内壁面に引っ掛かかることなく、円滑に、かつ確実に電磁エネルギー放射電極を内視鏡に挿通したり内視鏡から抜き出したりすることができ、特別な高度の技術や多くの熟練を要することなく、生体組織に対して精緻な処理を施すことができる。

10

(3) 請求項3に記載された内視鏡用電磁エネルギー放射電極によれば、前記電磁エネルギー放射電極の前記首部より先端側のへら状の部分の一部に、周縁から内側に向けて切り欠きが形成されているので、請求項1又は請求項2に係る発明の内視鏡用電磁エネルギー放射電極が奏する効果に加えて、さらに切り欠きのフック作用を利用して、当該切り欠きに膜状の生体組織を引っかけて手前に引くことにより安全に生体組織を切開することができる。そして、電磁エネルギー放射電極の表面から放射する電磁エネルギーを有効に局所に集中させながら、へら面を利用して、生体組織に対して例えば気化、凝固および止血等の処理を施すことができるほか、へらのエッジ部を利用して切開等の処理を施すこともでき、さらに、生体組織の被処理部のみならず、被処理部の周辺の健全な生体組織まで広い範囲にわたって大きく熱変性をさせてしまう、ということがなく、内視鏡のケーブル導通管を通して内視鏡内へ電磁エネルギー放射電極を挿通する際に、あるいは内視鏡のケーブル導通管を通して内視鏡から電磁エネルギー放射電極を抜き出す際に、電磁エネルギー放射電極が内視鏡のケーブル導通管の内壁面に引っ掛かかることなく、円滑に、かつ確実に電磁エネルギー放射電極を内視鏡に挿通したり内視鏡から抜き出したりすることができ、特別な高度の技術や多くの熟練を要することなく、生体組織に対して精緻な処理を施すことができる。

20

(4) 請求項4に係る発明の内視鏡用電磁エネルギー放射電極によれば、高周波電流ケーブルに首部が接続され同首部より先端側の先端部の表面から放射した電磁エネルギーの作用の下で、内視鏡を通して視認される近傍電磁界中の生体組織に対し処理を行う内視鏡用電磁エネルギー放射電極であって、当該内視鏡用電磁エネルギー放射電極が、前記首部より先端側の部分において環状に形成されているので、特に電磁エネルギー放射電極の表面から放射する電磁エネルギーを有効に局所に集中させることができ、電極の先端部の表面を、生体組織の複雑な表面形状に対応して、常に適切な接近角度を持たせながら生体組織の表面に近づけることができるとともに、内視鏡を通しての生体組織の視認を容易かつ確実に行うことができる。また、電磁エネルギー放射電極の表面から放射する電磁エネルギーを一層有効に局所に集中させることができ、環状部分を利用して生体組織に対して例えば気化、切開、凝固および止血等の処理を施すことができ、さらに、生体組織の被処理部のみならず、被処理部の周辺の健全な生体組織まで広い範囲にわたって大きく熱変性をさせてしまう、ということがなく、内視鏡のケーブル導通管を通して、内視鏡内へ電磁エネルギー放射電極を挿通する際に、あるいは内視鏡のケーブル導通管を通して、内視鏡から電磁エネルギー放射電極を抜き出す際に、電磁エネルギー放射電極が、内視鏡のケーブル導通管の内壁面に引っ掛かかることなく、円滑にかつ確実に電磁エネルギー放射電極を内視鏡に挿通したり内視鏡から抜き出したりすることができる。

30

40

(5) 請求項5に係る発明の内視鏡用電磁エネルギー放射電極によれば、高周波電流ケーブルに首部が接続され同首部より先端側の先端部の表面から放射した電磁エネルギーの作用の下で、内視鏡を通して視認される近傍電磁界中の生体組織に対し処理を行う内視鏡用電磁エネルギー放射電極であって、同内視鏡用電磁エネルギー放射電極が、前記首部より先端側の部分においてかぎ状に形成され、前記首部より先端側の部分の端面が、外方に凸の滑らかな曲面となるように面取り形成されているので、電磁エネルギー放射電極の表面積を可及的に小さく抑えながら、電磁エネルギー放射電極の表面から放射する電磁エネ

50

ルギーを有効に局所に集中させることができ、また、かぎ部の外縁部を利用して生体組織に対して例えば気化、凝固および止血等の処理を施すことができるほか、かぎ部のわん曲形状を活用して高い切開機能を発揮させて、所望の処理を施すことができる。しかも、電極の先端部の表面を、生体組織の複雑な表面形状に対応して、常に適切な接近角度を持たせながら生体組織の表面に近づけることができるとともに、内視鏡を通しての生体組織の視認を容易かつ確実に行うことができ、かぎ部の外縁部を利用して、生体組織に対して例えば気化、凝固および止血等の処理をより適切に施すことができるほか、より高い精度で切開等の処理を施すことができる。さらに、生体組織の被処理部のみならず、被処理部の周辺の健全な生体組織まで広い範囲にわたって大きく熱変性をさせてしまう、ということがなく、内視鏡のケーブル導通管を通して内視鏡内へ電磁エネルギー放射電極を挿通する際に、あるいは内視鏡のケーブル導通管を通して内視鏡から電磁エネルギー放射電極を抜き出す際に、電磁エネルギー放射電極が内視鏡のケーブル導通管の内壁面に引っ掛かかることなく、円滑に、かつ確実に電磁エネルギー放射電極を内視鏡に挿通したり内視鏡から抜き出したりすることができ、特別な高度の技術や多くの熟練を要することなく、生体組織に対して精緻な処理を施すことができる。

10

(6) 請求項6に係る発明の内視鏡用電磁エネルギー放射電極によれば、高周波電流ケーブルに首部が接続され同首部より先端側にある部分の表面から放射した電磁エネルギーの作用の下で、内視鏡を通して視認される近傍電磁界中の生体組織に対し処理を行う内視鏡用電磁エネルギー放射電極であって、当該内視鏡用電磁エネルギー放射電極が、前記首部より先端側の部分において、かぎ状に形成され、当該かぎ状に形成された首部より先端側の部分のかぎ先部が、少なくとも前記首部の中心軸線に平行な折り返し方向となる折り返し角度以上の折り返し角度で、滑らかな湾曲を描いて折り返された形状に形成されているので、電磁エネルギー放射電極の表面積を可及的に小さく抑えながら、電磁エネルギー放射電極の表面から放射する電磁エネルギーを、効果的に局所に集中させることができ、また、かぎ部の外縁部を利用して生体組織に対して例えば気化、凝固および止血等の処理を施すことができるほか、かぎ部のわん曲形状を活用して、同かぎ部を血管等の管状組織に引っ掛けて手前に引くことにより、管状組織を切断することもできる。しかも電極の先端部の表面を、生体組織の複雑な表面形状に対応して、常に適切な接近角度を持たせながら生体組織の表面に近づけることができるとともに、内視鏡を通しての生体組織の視認を容易かつ確実に行うことができ、かぎ部の外縁部を利用して生体組織に対して例えば気化、凝固および止血等の処理をより適切に施すことができるほか、より高い精度で切開等の処理を施すことができる。さらに、首部より先端側の部分においてかぎ状に形成されていることに加えて、かぎ先部が、少なくとも首部の中心軸線に平行な方向となる折り返し角度以上の折り返し角度で、滑らかな湾曲を描いて折り返された形状に形成されていることにより、生体組織の被処理部のみならず、被処理部の周辺の健全な生体組織まで広い範囲にわたって大きく熱変性をさせてしまう、ということがなく、内視鏡のケーブル導通管を通して内視鏡内へ電磁エネルギー放射電極を挿通する際に、あるいは内視鏡のケーブル導通管を通して内視鏡から電磁エネルギー放射電極を抜き出す際に、電磁エネルギー放射電極が内視鏡のケーブル導通管の内壁面に引っ掛かかることなく、円滑に、かつ確実に電磁エネルギー放射電極を内視鏡に挿通したり内視鏡から抜き出したりすることができる。

20

30

40

(7) 請求項7に係る発明の内視鏡用電磁エネルギー放射電極によれば、高周波電流ケーブルに首部が接続され同首部より先端側にある部分の表面から放射した電磁エネルギーの作用の下で、内視鏡を通して視認される近傍電磁界中の生体組織に対し処理を行う内視鏡用電磁エネルギー放射電極であって、当該内視鏡用電磁エネルギー放射電極が、前記首部より先端側の部分において、かぎ状に形成され、前記かぎ状に形成された首部より先端側の部分のかぎ先部が、前記首部の中心軸線に概ね垂直な折り返し方向となる折り返し角度でかぎ状部の内側へ向けて折り返された形状に形成されているので、電磁エネルギー放射電極の表面積を可及的に小さく抑えながら、電磁エネルギー放射電極の表面から放射する電磁エネルギーを効果的に局所に集中させることができ、また、かぎ部の外縁部を利用して生体組織に対して例えば気化、凝固および止血等の処理を施すことができるほか、かぎ

50

部のわん曲形状を活用して、同かぎ部を血管等の管状組織に引っ掛けて手前に引くことにより、管状組織を切断することもできる。しかも、電極の先端部の表面を、生体組織の複雑な表面形状に対応して、常に適切な接近角度を持たせながら生体組織の表面に近づけることができるとともに、内視鏡を通しての生体組織の視認を容易かつ確実に行うことができ、かぎ部の外縁部を利用して生体組織に対して例えば気化、凝固および止血等の処理をより適切に施すことができるほか、より高い精度で切開等の処理を施すことができる。さらに、首部より先端側の部分においてかぎ状に形成されていることに加えて、かぎ状に形成された首部より先端側の部分のかぎ先部が、前記首部の中心軸線に概ね垂直な方向となる折り返し角度で、かぎ状部の内側へ折り返された形状に形成されていることにより、生体組織の被処理部のみならず、被処理部の周辺の健全な生体組織まで広い範囲にわたって大きく熱変性をさせてしまう、ということがなく、内視鏡のケーブル導通管を通して内視鏡内へ電磁エネルギー放射電極を挿通する際に、あるいは内視鏡のケーブル導通管を通して内視鏡から電磁エネルギー放射電極を抜き出す際に、電磁エネルギー放射電極が内視鏡のケーブル導通管の内壁面に引っ掛かかることなく、円滑に、かつ確実に電磁エネルギー放射電極を内視鏡に挿通したり内視鏡から抜き出したりすることができる。

10

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の一実施の形態に係る内視鏡用電磁エネルギー放射電極を使用した生体組織処理装置の概念的な構成図である。

【図 2】図 1 の生体組織処理装置に使用することができる分割ケーブルの一例を示す平面図である。

20

【図 3】図 1 の生体組織処理装置の電源部から電磁エネルギー放射電極に至る電流の経路および制御信号の流れの一例を示す説明図である。

【図 4】図 4 (1) は本発明の一実施の形態に係る内視鏡用電磁エネルギー放射電極の平面図、図 4 (2) は図 4 (1) の内視鏡用電磁エネルギー放射電極の側面図、図 4 (3) は、図 4 (1) の内視鏡用電磁エネルギー放射電極の首部より先端側の部分が首部に対して屈曲している場合の内視鏡用電磁エネルギー放射電極の側面図である。

【図 5】図 4 (1) ないし図 4 (3) の内視鏡用電磁エネルギー放射電極とは異なった形態の内視鏡用電磁エネルギー放射電極の平面図である。

【図 6】図 4 (1) ないし図 4 (3) の内視鏡用電磁エネルギー放射電極とはさらに異なった形態の内視鏡用電磁エネルギー放射電極の平面図である。

30

【図 7】図 4 (1) ないし図 4 (3) の内視鏡用電磁エネルギー放射電極とはさらに異なった形態の内視鏡用電磁エネルギー放射電極の平面図である。

【図 8】図 4 (1) ないし図 4 (3) の内視鏡用電磁エネルギー放射電極とはさらに異なった形態の内視鏡用電磁エネルギー放射電極の平面図である。

【図 9】図 8 の内視鏡用電磁エネルギー放射電極の使用態様の一例を説明するための要部平面図である。

【図 10】図 4 (1) ないし図 4 (3) の内視鏡用電磁エネルギー放射電極とはさらに異なった形態の内視鏡用電磁エネルギー放射電極の平面図である。

【符号の説明】

- 1 高周波電源部
- 2 芯線
- 3 マッチングユニット
- 4 内視鏡のケーブル導通管
- 5 電磁エネルギー放射電極
- 5 a 首部
- 5 b , 5 c , 5 d , 5 e , 5 h , 5 j 首部より先端側の部分
- 5 f 切欠き部
- 5 g かぎ先端面
- 5 i , 5 k かぎ先部
- 5 k かぎ先部

40

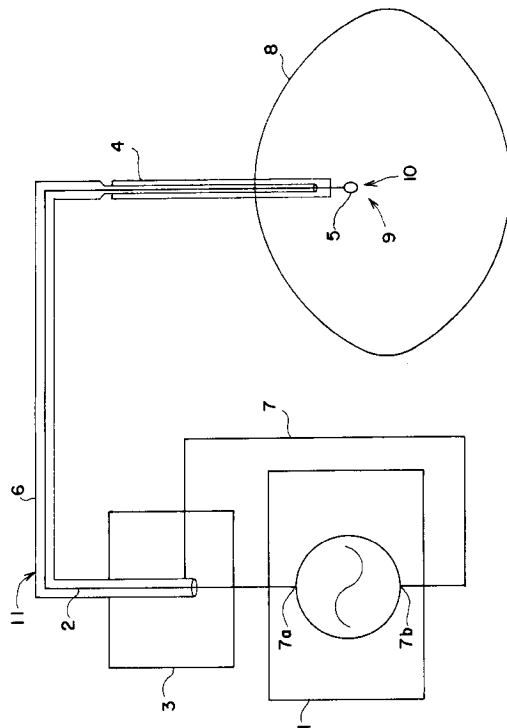
50

- 5 m 折り返し部
- 6 シールド線
- 7 導線
- 7 a , 7 b 端子
- 8 生体組織
- 9 生体組織の局部
- 10 電磁エネルギー放射部
- 11 高周波電流ケーブル
- 11 a , 11 b 分割ケーブル
- 12 コネクタソケット
- 13 中継コネクタ
- 13 a , 13 b コネクタソケット
- 15 マイクロコンピュータ制御部
- 16 制御信号入出力部
- 17 高周波電源部
- 18 諸値設定・表示部
- 19 フットスイッチ
- 20 パッシブ端子
- 21 アクティブ端子
- 22 切欠き部
- 23 管状組織

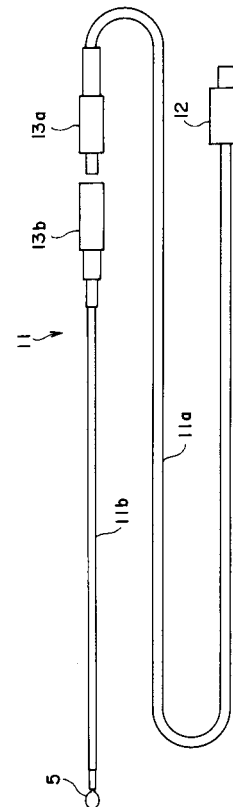
10

20

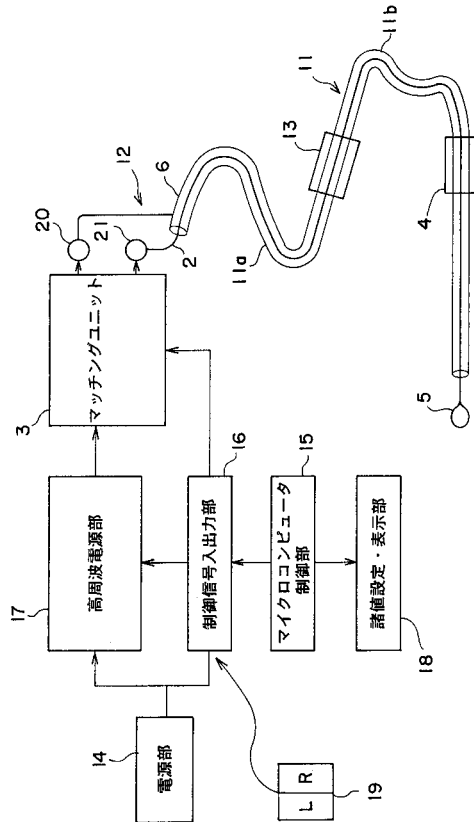
【図 1】



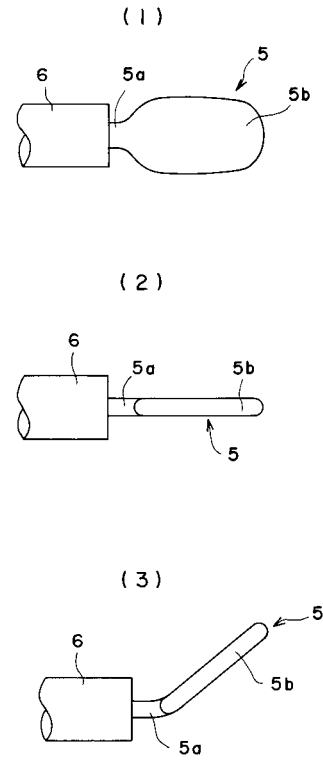
【図 2】



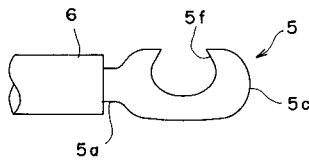
【図 3】



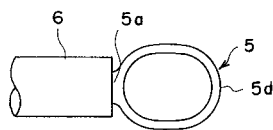
【図 4】



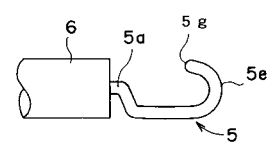
【図 5】



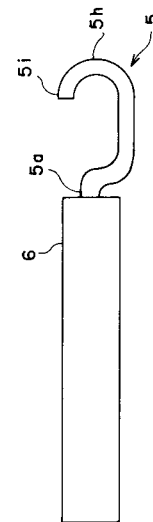
【図 6】



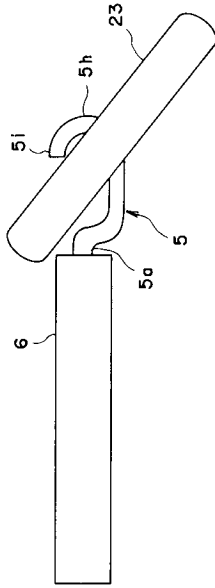
【図 7】



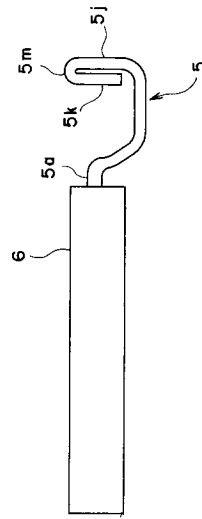
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C060 FF19 KK03 KK04 KK06 KK09 KK13 KK14 KK16
4C061 GG15 HH56 HH57 JJ06

专利名称(译)	内窥镜用电磁能辐射电极		
公开(公告)号	JP2005065751A	公开(公告)日	2005-03-17
申请号	JP2003209146	申请日	2003-08-27
[标]申请(专利权)人(译)	NIPPON动车组动车组		
申请(专利权)人(译)	日本EM邸额呀		
[标]发明人	権藤正勝 石原正一郎 上川秀士		
发明人	権藤 正勝 石原 正一郎 上川 秀士		
IPC分类号	A61B18/14 A61B1/00 A61B18/12		
FI分类号	A61B17/39.311 A61B1/00.300.J A61B17/39.320 A61B1/00.622 A61B1/018.515 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/FF19 4C060/KK03 4C060/KK04 4C060/KK06 4C060/KK09 4C060/KK13 4C060/KK14 4C060/KK16 4C061/GG15 4C061/HH56 4C061/HH57 4C061/JJ06 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK13 4C160/KK14 4C160/KK18 4C160/KK36 4C160/MM32 4C160/MM33 4C161/GG15 4C161/HH56 4C161/HH57 4C161/JJ06		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了使内窥镜的电磁能辐射电极能够平稳，可靠地插入内窥镜或从内窥镜中拔出，并以适当的接近角度接近活体组织的表面，为了能够执行精细的处理。 解决方案：内窥镜用电磁能辐射电极5的颈部5a连接到高频电流电缆，并在电磁能的作用下从位于颈部5a尖端侧的尖端5b的表面辐射，这是为了在通过内窥镜视觉识别的近电磁场中对活组织进行处理，并且在颈部5a的尖端侧的部分5b处以刮铲形状形成。 [选择图]图4

