(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第3754562号

(P3754562)

(45)発行日　平成18年3月15日(2006.3.15)　(24)登録日　平成17年12月22日(2005.12.22)

(51)Int.Cl.			F I		
A61N	5/06	(2006.01)	A61N	5/06	E
A61F	7/00	(2006.01)	A61F	7/00	322
A61B	18/20	(2006.01)	A61B	17/36	350

請求項の数 10　(全 16 頁)

(21)出願番号　特願平10-165423
(22)出願日　平成10年6月12日(1998.6.12)
(65)公開番号　特開2000-319(P2000-319A)
(43)公開日　平成12年1月7日(2000.1.7)
審査請求日　平成15年1月27日(2003.1.27)

(73)特許権者　000109543
テルモ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４４番１号
(72)発明者　牧　伸
神奈川県足柄上郡中井町井ノ口１５００番地　テルモ株式会社内
(72)発明者　有浦　茂樹
神奈川県足柄上郡中井町井ノ口１５００番地　テルモ株式会社内
(72)発明者　岩橋　茂信
神奈川県足柄上郡中井町井ノ口１５００番地　テルモ株式会社内

審査官　西山　智宏

最終頁に続く

(54)【発明の名称】エネルギー照射装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

生体深達性を有するエネルギーを生体組織に照射する側射式のエネルギー照射装置であって、長尺状の本体と、前記本体に設置され前記エネルギーを側方または斜方に向けて出射する出射部と、前記出射部の位置を前記本体の軸方向へ移動させる移動手段と、前記出射部の一部と摺動可能に嵌合する前記本体の軸方向と非平行な案内部材を有し、前記出射部は前記案内部材により、前記軸方向の位置に伴って傾斜角度を変化させることを特徴とするエネルギー照射装置。

【請求項２】

前記移動手段が電気的な駆動手段に接続されてなり、前記出射部を軸方向へ繰り返し往復運動させることを特徴とする請求項１に記載のエネルギー照射装置。

【請求項３】

前記案内部材が軸方向に移動可能であることを特徴とする請求項１または２に記載のエネルギー照射装置。

【請求項４】

前記エネルギーが、レーザ光であることを特徴とする請求項１ないし３に記載のエネルギー照射装置。

【請求項５】

前記エネルギーを前記出射部へ導く導光部材を有することを特徴とする請求項４に記載のエネルギー照射装置。

【請求項６】
前記導光部材の先端と前記出射部との間に前記レーザ光を収束させる光学素子を具備することを特徴とする請求項５に記載のエネルギー照射装置。
【請求項７】
前記出射部が前記レーザ光を反射させる反射面を有することを特徴とする請求項４ないし６に記載のエネルギー照射装置。
【請求項８】
前記移動手段が単一本の棒状体であり、前記出射部の往復運動の移動量を調節可能な調節手段をさらに有することを特徴とする請求項２記載のエネルギー照射装置。
【請求項９】
前記出射部より出射されたエネルギーが、前記出射部の移動したいずれの出射位置においても目的位置に集中することを特徴とする請求項１乃至８のいずれかに記載のエネルギー照射装置。
【請求項１０】
前記出射部は前記移動手段と前記案内部材によって支持されており、前記出射部は前記軸方向の位置に伴って傾斜角度が変化することを特徴とする請求項１乃至９のいずれかに記載のエネルギー照射装置。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【発明の属する技術分野】
本発明は、血管、尿道、腹腔等の生体内管腔に挿入し、生体深達性を有するレーザ光や超音波等のエネルギーを生体組織に照射する側射式のエネルギー照射装置に関する。
【０００２】
【従来の技術】
体腔を利用し、または小切開を施して生体内管腔に長尺状のエネルギー照射装置を挿入して、種々のエネルギー密度のエネルギーを病変部へ照射することで変性、壊死、凝固、焼灼、切開または蒸散させて治療する技術が知られている。
【０００３】
一般にこれらの技術は、生体組織の表層部またはその近傍に位置する病変部に直接エネルギーを照射するものであるが、生体組織の深部に位置する病変部（病変深部）の治療を目的としてその病変深部へエネルギーを照射する技術も知られている。
【０００４】
しかしながら、病変深部を十分な温度に加熱するためには、比較的高い出力のエネルギーを照射する必要があるので、表層部を損傷させてしまうことがある。
【０００５】
【発明が解決しようとする課題】
前述した問題を解決するには、例えば、エネルギー照射装置の先端部に、各出射部からのエネルギーの照射範囲が病変深部で重なるようにエネルギーを出射する複数の出射部を設けることが考えられる（多点集光法）。この方法によれば、異なる位置に設けられた各出射部からのエネルギーが病変深部に集まるので、ある程度は、表層部の損傷を低減しつつ、病変深部を十分な温度に加熱することが可能である。
【０００６】
しかしながら、このような構成のエネルギー照射装置では、表層部損傷の低減に限界がある。すなわち、従来の装置においては、集光点付近の温度はレーザ光単体が照射された部分に比べて、複数のレーザ光分の熱量が加算されて現れる為、高くなる。しかし、各レーザ光の光軸に沿った加温も行われるため、表層付近の（重ならない）各レーザ光軸上にも若干の高温部が形成されることとなる。この現象は、表層温存に不利に働き、多点集光法の限界となる。
【０００７】
本発明は、以上の点に鑑みてなされたものであり、その目的は、構造が複雑でなく、また

容易かつ確実に、正常組織（特に表層部の正常組織）の損傷を防止しつつ、照射目的部（特に深部に位置する照射目的部）にエネルギーを効果的に照射し得る側射式のエネルギー照射装置を提供することにある。

【０００８】

【課題を解決するための手段】

このような目的は、下記（１）～（１５）の本発明により達成される。

【０００９】

（１）　生体深達性を有するエネルギーを生体組織に照射する側射式のエネルギー照射装置であって、長尺状の本体と、前記本体に設置され前記エネルギーを側方または斜方に向けて出射する出射部と、前記出射部の位置を前記本体の軸方向へ移動させる移動手段とを有し、

前記出射部の一部と摺動可能に嵌合する前記本体の軸方向と非平行な案内部材を更に有することを特徴とするエネルギー照射装置。

【００１０】

（２）　前記移動手段が電気的な駆動手段に接続されてなり、前記出射部を軸方向へ繰り返し往復運動させることを特徴とする上記（１）に記載のエネルギー照射装置。

【００１１】

（３）　前記案内部材が軸方向に移動可能であることを特徴とする上記（１）または（２）に記載のエネルギー照射装置。

【００１２】

（４）　前記エネルギーが、レーザ光であることを特徴とする上記（１）ないし（３）に記載のエネルギー照射装置。

【００１３】

（５）　前記エネルギーを前記出射部へ導く導光部材を有することを特徴とする上記（４）に記載のエネルギー照射装置。

【００１４】

（６）　前記導光部材の先端と前記出射部との間に前記レーザ光を収束させる光学素子を具備し、前記光学素子が、前記レーザ光を平行光に収束させるものであることすることを特徴とする上記（５）に記載のエネルギー照射装置。

【００１５】

（７）　前記出射部が前記レーザ光を反射させる反射面を有することを特徴とする上記（４）ないし（６）に記載のエネルギー照射装置。

【００１６】

（８）　前記移動手段が単一本の棒状体であり、前記出射部の往復運動の移動量を調節可能な調節手段をさらに有することを特徴とする上記（２）に記載のエネルギー照射装置。

【００１７】

（９）　前記反射面が凹面であることを特徴とする上記（７）に記載のエネルギー照射装置。

【００１８】

（10）　前記本体は、内視鏡を挿入するルーメンを有する上記（１）ないし（９）のいずれかに記載のエネルギー照射装置。

【００１９】

（11）　先端部近傍に、拡張・収縮するバルーンを有する上記（１）ないし（10）のいずれかに記載のエネルギー照射装置。

【００２０】

（12）　前記バルーンを拡張するための作動流体を供給および排出する流路を有する上記（11）に記載のレーザ照射装置。

【００２１】

（13）　前記作動流体は、冷却液である上記（12）に記載のレーザ照射装置。

【００２２】

（14）　前記本体の表面に親水性高分子材料を含む表面層を有する上記（１）ないし（13）のいずれかに記載のエネルギー照射装置。

【００２３】

（15）　前記レーザ光の波長は、７５０～１３００ｎｍ又は、１６００～１８００ｎｍである上記（４）ないし（14）のいずれかに記載のエネルギー照射装置。

【００２４】

【発明の実施の形態】

以下、本発明のエネルギー照射装置を添付図面に示す好適実施例に基づいて詳細に説明する。

【００２５】

図１は、本発明のエネルギー照射装置の第１実施例として、生体深達性を有するレーザ光を生体組織に照射する側射式のレーザ照射装置を示す断面図である。図１において、レーザ照射装置１は、長尺状の本体２を有している。この本体２の先端部には、レーザの出射部３を内包するハウジング４が連接されている。出射部３には、ハウジング４内にて出射部３を本体２の軸方向へ往復運動可能に支持する移動手段として、一本のアーム５が接続されている。６は、出射部３の片面に形成された反射面である。

【００２６】

ハウジング４は、レーザ光出射用の窓７を有する硬質の管状体からなり、その表面は、光透過性のカバー部材８によって覆われている。ハウジング４の先端部は、先端キャップ９により密封されている。

【００２７】

１０は、出射部３の案内部材として本体２の軸方向と非平行なスライド溝である。スライド溝１０はハウジング４内において、出射部３の左右に固定されている。

【００２８】

図２は、出射部３とアーム５の構造を説明するための斜視図である。アーム５は、出射部３の表面にレーザ光が当たるのを妨げることのないように、ハウジング４内で左右に分岐して出射部３を支持している。出射部３の支持部３１は、角度の変化に対応するように、回動可能な形状をなす。出射部３における支持部３１の他端には突起３２が設けられ、突起３２は案内部材であるスライド溝１０に嵌合する。

【００２９】

アーム５は、出射部３を本体軸方向に往復運動させるように、基端側の電気的な駆動手段である駆動部１１に連結されている。出射部３は、アーム５とスライド溝１０によよって、軸方向の位置に伴って傾斜角度が変化する。図３は、出射部３が傾斜角度を変化させる様子を説明する図である。出射部３が、Ａの位置にあるときと比べ、Ｂの位置にあるときは、アーム５と非平行なスライド溝１０がアーム５に近づく関係にあるため、出射部３はその分水平方向に傾斜することとなる。同様にＣの位置ではＢの位置より更に傾斜することとなる。それぞれの位置で反射されるレーザ光は目的部位に集中し、従って、目的部位のみが常にレーザ光を照射されることとなり、表層部等の他の生体組織はほとんど加熱されることなく、目的部位のみを加熱することが可能となる。

【００３０】

また、目的部位の形状が複雑な場合でも、本体軸方向と平行なアーム５と、非平行なスライド溝１０の関係や、スライド溝１０の形状（曲線とすることもできる）を適切に設計することにより、ある程度対応することが可能である。

【００３１】

図１において、１２はレーザ光を導くための導エネルギー手段（導光手段）としての光ファイバであり、光ファイバ１２の先端にはレーザ光を平行光に収束させるための光学素子としてレンズ１３が設けられている。光ファイバ１２は、駆動部１１に設けられたレーザ端子１４まで延びており、図示しないレーザ光発生装置を接続可能に構成されている。

【００３２】

１５は本体２のルーメン内に挿通された内視鏡である。内視鏡１５は、照明光の照射を兼

ねた光ファイバを用いた斜方視型であり、先端には結像レンズ１６が設けられている。内視鏡１５は、レーザ照射装置１の基端部から出し入れ自在に設置されている。内視鏡観察により、ハウジング４の位置決めを行うことが出来る。またガイド光機能付きにすることによって、視覚的にレーザ照射位置を確認できる。更にレーザ照射中に連続して照射表面を観察できるため、状態を観察しながら照射条件を最適化することが可能となる。

【００３３】

図４は、図１の本体２に関するＡ－Ａ線断面図である。図４において、２ａはアーム５が往復運動可能に挿通するワーキングルーメンである。この場合、ワーキングルーメン２ａは、本体２の軸線と平行に形成されている。また、２ｂは光ファイバ１２のための導光ルーメンであり、２ｃは内視鏡１５のための内視鏡ルーメンであり、２ｄ、２ｅは、それぞれレーザによるハウジング４内の発熱を抑え、かつハウジング４に接触する生体組織表層を冷却するための、冷却水の流入用ルーメンと流出用ルーメンである。これらのルーメン２ｄ、２ｅは、それぞれ図１における接続部１７ａ、１７ｂに通じており、図示しない冷却水循環装置を接続可能に構成されている。この際、各ルーメン２ａ、２ｂ及び２ｃの基端部に図示しない逆止弁を設けることによって、冷却水の駆動部側への逆流を防ぐことが望ましい。ワーキングルーメン２ａ、２ｂを冷却水の流入、流出に兼用することも可能である。

【００３４】

図５は、出射部３を往復運動させるための、駆動部１１の機構を説明する図である。駆動部１１内には、直動従節式の溝カム１８が設けられ、溝カム１８の回転軸１９は、電気的な駆動手段であるモータ２０の軸に接続されている。溝カム１８には偏心した楕円形の溝１８ａが設けられており、溝１８ａ内には、アーム５の基端に連接されたロッド５１の基端に設けられたカムフォロア５２が摺動自在にはめ込まれている。

【００３５】

モータ２０の回転により、溝カム１８は回転軸１９を中心に回転する。その際、カムフォロア５２は回転せず、溝１８ａ内を摺動する。回転軸１９は溝１８ａに対して偏心しているので、回転により、ロッド５１（およびアーム５）は直動運動（往復運動）を繰り返すこととなる。

【００３６】

次に、前述したレーザ照射装置１の具体的な使用状況と作用を説明する。

【００３７】

まず、図６に示すように、本体２を先端部から体腔１１０内に挿入し、先端部に設けられたハウジング４を照射目的部１２０の近傍に位置させ、体腔表層部に密着させる。この際、内視鏡１５で直接ハウジング４の位置を確認することが望ましい。本体２の長手方向における目的位置１２１の位置の調節においては、レーザ照射装置１全体を所定方向（本体２の長手方向）に移動させる。また、本体２の周方向における目的位置１２１の位置の調節においては、レーザ照射装置１全体を手動で回転させる。

【００３８】

次いで、図示しないレーザ光発生装置を作動させ、同時にモータ２０を回転駆動させ、レーザ光をハウジング４内の出射部３より出射させる。

【００３９】

駆動部１１のレーザ端子１４から入射したレーザ光は、光ファイバ１２により基端部から先端部へ導かれ、レンズ１３にて平行光に収束された後、出射部３の反射面６で反射し、その反射光は、目的位置１２１に照射される。その際、出射部３は軸方向に往復運動しながら出射角度を変化させるため、レーザ光は、連続的に経路を変更しながら目的位置１２１に集まる（集光する）。

【００４０】

これにより、生体組織１００のうちの目的位置１２１およびその近傍の部位（領域）は、照射されたレーザ光により、所望の温度に加熱される。一方、照射目的部１２０の図６中上側の部位（例えば、生体組織１００の表層部）および下側の部位では、レーザ光の照射

時間が短い（少ない）ので、その温度は、それぞれ、比較的低い温度に保持される。（照射目的部１２０以外の部位を温存することができる）。これにより、照射目的部１２０以外の部位の損傷を防止（低減）することができ、特に、照射目的部１２０が深部に位置する場合でも表層部の損傷を防止することができるので、患者に対する安全性が高い。

【００４１】

次いで、目的位置１２１を移動させて（目的位置１２１を連続的に変えて）、照射目的部１２０全体を所望の温度に加熱する。

【００４２】

このように、本実施例のレーザ照射装置１では、目的位置１２１を任意の方向に移動させることができ、特に、目的位置１２１を本体２の軸線に対して垂直な方向に移動させることができるので、容易かつ確実に、任意の位置に位置する照射目的部１２０や、任意の形状、任意の寸法の照射目的部１２０に対して、その照射目的部１２０全体を均一に所望の温度に加熱することができる（局所的に加熱過剰や加熱不足が生じるのを防止することができる）。

【００４３】

なお、本発明では、出射部３から出射されるレーザ光は、発散光、平行光および集束光のいずれであってもよいが、これらのうち、平行光または集束光等の収束光が好ましい。

【００４４】

出射部３から出射されるレーザ光が平行光または集束光の場合には、目的位置１２１にレーザ光をより集中させることができ、目的位置１２１およびその近傍におけるレーザ光のエネルギー密度をより高めることができる。換言すれば、収束光の場合には、目的位置１２１に照射されるレーザ光のエネルギー密度が同一のときは、発散光の場合に比べ、表層部に照射されるレーザ光のエネルギー密度を低くすることができるので、表層部の損傷をより確実に防止することができる。

【００４５】

また、出射部３から出射されるレーザ光が集束光の場合には、そのレーザ光が目的位置１２１に集束、すなわち、レーザ光が集束する位置（レーザ光の光軸に垂直な面へのスポット光の面積が最小となる位置）と目的位置１２１とが一致するよう構成されているのが好ましい。レーザ光を目的位置１２１に集束させることにより、目的位置１２１およびその近傍におけるレーザ光のエネルギー密度をさらに高めることができる。

【００４６】

出射部３から出射されるレーザ光が収束光となるようにするには、レーザ光の光路の途中に、レーザ光を収束光にする光学系を設ける。この場合、出射部３とは別に前記光学系（レンズ１３）を設けてもよく、また、反射面６を凹面鏡とすることにより前記光学系を兼ねてもよい。

【００４７】

なお、使用されるレーザ光は、生体深達性を有するものであれば特に限定されないが、波長が７５０～１３００ｎｍ又は１６００ｎｍ～１８００ｎｍ程度のものが好ましい。波長が７５０～１３００ｎｍ及び１６００ｎｍ～１８００ｎｍ程度のレーザ光は、特に生体深達性に優れるので、レーザ光を生体組織に照射したときに、その表層部でのエネルギーの吸収が少なく、このため、より効果的に生体組織の深部に位置する照射目的部（病変部）１２０にレーザ光を照射することができる。

【００４８】

なお、前記波長のレーザ光を発生させるレーザ光発生装置としては、例えば、Ｈｅ－Ｎｅレーザ等の気体レーザ、Ｎｄ－ＹＡＧレーザ等の固体レーザ、ＧａＡｌＡｓレーザ等の半導体レーザ等が挙げられる。

【００４９】

レーザ照射装置１の挿入部の外径（直径）、すなわち、本体２の外径は、体腔１１０内に挿入可能であれば特に限定されないが、例えば、２～２０㎜程度が好ましく、３～８㎜程度がより好ましい。

【００５０】
また、本体２の構成材料としては、例えば、ポリエチレン、ポリプロピレン等のポリオレフィン、エチレン－酢酸ビニル共重合体（ＥＶＡ）、ポリ塩化ビニル、ポリエチレンテレフタレート、ポリブチレンテレフタレート等のポリエステル、ポリアミド、ポリウレタン、ポリスチレン、フッ素樹脂等、これらのうちの１種を含むポリマーアロイ、またはこれらのうちの２以上を組み合わせたものが挙げられる。
【００５１】
また、本体２の表面には親水性高分子材料や、シリコン、フッ素樹脂等の潤滑性コーティングを施しても良い。これにより本体表面の摩擦を低減し、体腔への挿入をスムースなものとすることができる。また、本体を覆う使い捨てのシースを別途用意し、このシースの表面に潤滑性コーティングを施しても良い。使い捨てのシースを用いることで、複数回の使用によるコーティングの剥離により、潤滑性が損なわれる弊害を防ぐことが出来る。
【００５２】
なお、潤滑性コーティングに用いる親水性高分子材料としては、例えば、カルボキシメチルセルロース、多糖類、ポリビニルアルコール、ポリエチレンオキサイド、ポリアクリル酸ソーダ、メチルビニルエーテル－無水マレイン酸共重合体、水溶性ポリアミド等が好ましく、これらのうち、特にメチルビニルエーテル－無水マレイン酸共重合体が好ましい。
【００５３】
親水性高分子材料をコーティングしたレーザ照射装置を使用する際は、例えば、生理食塩水等に、レーザ照射装置１の表面層を浸す。これにより、表面層が湿潤し、レーザ照射装置１の表面の潤滑性が生じる。このレーザ照射装置１では、親水性高分子材料を含む表面層を有しているので、生体組織に対するレーザ照射装置１の摩擦が減少し、これにより、患者の負担が軽減されるとともに、安全性が向上する。例えば、レーザ照射装置１の体腔内への挿入、体腔内からの引き抜き、体腔内での移動や回転を円滑に行うことができる。
【００５４】
また、ハウジング４の材質は、石英ガラス、アクリル、ポリスチレン、ポリカーボネート、ポリエチレン、ポリプロピレン、塩化ビニリデン、テフロン、ポリエステル等の光透過性特性の優れたものを利用することが望ましい。ここでハウジング４全体がこれらの材質からなる必要はなくレーザ光出射窓のみであってもよい。また、レーザ出射窓をカット面とし、カバー部材８に上記の材質を用いてもよい。このような材質を用いることで、レーザ光を効率よく照射することができる。
【００５５】
また、本発明では、導光部材は、レーザ光を導くことが可能なものであれば光ファイバに限らず、この他、例えば、ロッドレンズ等であってもよい。
【００５６】
また、本発明では、出射部は、前述した実施例のものに限らず、この他、例えば、プリズム、ウエッジ板等であってもよい。
【００５７】
次に、本発明のエネルギー照射装置の第２実施例を説明する。
【００５８】
図７は、本発明の第２実施例のレーザ照射装置を示す先端部の断面図である。なお、前述した第１実施例との共通点については、説明を省略し、主な相違点を説明する。
【００５９】図７において、このレーザ照射装置１は、案内部材として、スライド溝１０を有するレール体２１が、ガイド棒２２により本体軸方向へ移動調節可能となっている。レール体２１を基端方向（駆動装置側）へ移動させると、出射部３の傾斜角度が垂直に近づき、レーザ光の集中位置が基端方向に移動することになる。従って、目的部位（病変部）が軸方向に広範囲である場合、レール体２１の移動によって、レーザ照射装置１を移動することなしに広範囲な目的部位を加熱可能となる。この機構により、レーザ照射装置１の移動による擦過傷を低減することができる。
【００６０】

なお、本実施例においては、、レール体２１におけるレーザ光の通路に当たる箇所を切り欠き、レーザ光の通過を邪魔しないように構成したが、レール体２１をレーザ光が透過するようアクリル樹脂や石英等の光透過性材料により構成しても良い。

【００６１】

図８は、図７の本体２に関するＡ－Ａ線断面図である。第１実施例の図４と比較すると、ガイド棒２２の為のガイド棒ルーメン２ｆが追加されている。その為、他のルーメンの配置が変更されている。

【００６２】

図９は、第２実施例のレーザ照射装置の駆動装置１１の内部の構造を示す図である。なお、図９においては、駆動機能を分かりやすく説明するため、ワーキングルーメン２ａ以外のルーメンや、ガイド棒、光ファイバ、内視鏡、冷却流体循環機構等については図示を省略している。図９において、モータ２０に取り付けられた回転子２３は、ネジ支点５３を介してロッド５１と回動可能に連結されており、ロッド５１は支点５４を介してアーム５と回動可能に連結されている。ネジ支点５３は、ネジを弛めることにより、溝２４内の任意の位置に固定することが出来る。ネジ支点５３の取り付け位置を変更することによって、回転半径が変更されるため、出射部３の往復運動範囲を調整することが可能となる。

【００６３】

図１０は、回転子２３の回転と、それに伴うアーム５の運動を説明するための図である。アーム５は、長尺な本体２のワーキングルーメン２ａ内にガイドされるように収納され、かつ支点５４によってロッド５１と回動可能に接続されているため、図１０に示すように、本体２の軸方向にしか移動せず、図の上下方向の移動はしない。従って、アーム５や、アーム５の先端に接続された出射部３は、図１０（１）の位置と（３）の位置の間で往復運動を繰り返すこととなる。

【００６４】

次に、前述したレーザ照射装置１の具体的な使用状況と作用を説明する。

【００６５】

まず、図６に示した第１実施例と同様に、本体２を先端部から体腔１１０内に挿入し、先端部に設けられたハウジング４を照射目的部１２０の近傍に位置させる。この際、内視鏡１５で直接ハウジング４の位置を確認することが望ましい。

【００６６】

目的位置（集光位置）１２１が照射目的部１２０の中の所望の位置に位置するようにガイド棒２２でレール体２１の位置を調節（設定）する。また、ネジ支点５３を溝２４の好ましい位置に固定する。これらの設定は、体腔１１０への挿入前に、超音波映像やＭＲＩ映像によって目的位置を確認し、予め行っておくことが望ましい。

【００６７】

ここで、レール体２１の位置を先端側に移動させると、目的位置１２１は、先端側に移動する。

【００６８】また、ネジ支点５３を回転子２３の中心側へ移動させると、出射部３の往復距離が短くなるため表層部の冷却効率が低下し、この結果、目的位置１２１は表層に近づくこととなる。

【００６９】

逆に、レール体２１の位置を基端側に移動させると、目的位置１２１は、基端側に移動する。

【００７０】また、ネジ支点５３を回転子２３の中心から離すよう移動させると、出射部３の往復距離が長くなるため表層部の冷却効率が向上し、この結果、目的位置１２１は組織深部方向に移動することとなる。

【００７１】

また、本体２の周方向における目的位置１２１の調節においては、レーザ照射装置１全体を手動で回転させる。その他の作用については、前述した第１の実施例と同様である。

【００７２】

次に、本発明のエネルギー照射装置の第３実施例を説明する。

【００７３】

図１１は、本発明のレーザ照射装置の第３実施例を示す断面図である。なお、前述した第１、第２実施例との共通点については、説明を省略し、主な相違点を説明する。

【００７４】

同図に示すように、このレーザ照射装置１は、レーザ光を反射する反射面を備えた出射部２５が、凹面形状の反射表面２６を有することにより、光ファイバ１２より導光されるレーザ光を収束する。そのため、第１、第２実施例にて設けられていたレンズが設けられていない。ここで、光ファイバ１２とアーム５は一体化チューブ１２０により互いに固定されており、両者一体となって往復運動するよう構成されている。これにより、光ファイバ１２の先端（レーザの出射端）と反射表面２６の位置関係が常に一定距離を保ち、収束光も一定の形状に保たれる。

【００７５】

また、本体２の先端部にあるハウジング４部には、拡張・収縮するバルーン２７が設けられている。バルーン２７の構成材料としては、例えば、ポリオレフィン、ポリエステル、ポリアミド、ラテックス、セルロース等のレーザ光透過性に優れた材料が好ましい。これにより、バルーン２７でのレーザ光の吸収によるエネルギーの損失や発熱を低減することができる。

【００７６】

バルーン２７を拡張するための作動流体の供給は、第１実施例に示した冷却水の流入・流出用ルーメン２ｄ、２ｅ（図４参照）によってなされる。これら流入・流出用ルーメン２ｄ、２ｅは、それぞれ、駆動部１１の基端側に形成されている作動流体の供給部１７ａおよび排出部１７ｂに開放し、かつ、その先端付近にてバルーン２７内へ連通するよう構成されている。

【００７７】

前記作動流体としては、バルーン２７を拡張・収縮し得るものであれば特に限定されないが、冷却液が好ましい。作動流体として冷却液を用いることにより、レーザ照射の際、その冷却液により生体組織の表層部を冷却することができ、これにより、表層部の損傷をより確実に防止することができる。

【００７８】

例えば、照射目的部が前立腺の場合には、照射目的部の温度が４８～５５℃程度になり、かつ、照射目的部の上側の部位および下側の部位の温度がそれぞれ４４℃以下になるようにレーザ光を照射するのが好ましいが、このレーザ照射装置１では、そのようにレーザ光を照射することができる。

【００７９】

前記冷却液の温度は、生体組織の表層部を冷却し得る程度であれば特に限定されないが、３７℃以下が好ましく、０～２５℃程度がより好ましく、０～１０℃程度がさらに好ましい。

【００８０】

また、作動流体としては、生理食塩水が好ましい。作動流体として生理食塩水を用いることにより、何らかの原因で作動流体が体内に漏出した場合、その漏出による影響を低減することができる。

【００８１】

また、作動流体として冷却液を用いる場合には、冷却液を循環させるのが好ましく、レーザ照射前からレーザ照射が終了するまで冷却液を循環させるのがより好ましい。冷却液を循環させることにより、冷却能率を向上させることができ、レーザ照射前からレーザ照射が終了するまで冷却液を循環させることにより、表層部をより一層冷却することができる。

【００８２】

また、排出部１７ｂには、例えば、一定の圧力を超えると開放する圧力弁を設けるのが好

ましい。これにより、冷却液の流量によらず、一定の圧力でバルーン２７を拡張することができる。

【００８３】

また、冷却液の温度や冷却液の流量をレーザ照射と連動して制御するのが好ましい。これにより、表層部の過剰冷却や過剰加熱を防止することができる。

【００８４】

また、バルーン２７に生体組織の表面温度を検出する温度センサを設けるのが好ましい。この場合には、温度センサにより生体組織の表面温度を検出し、その情報（検出値）を冷却制御に利用することができる。これにより、効率良く、必要かつ十分に冷却することができる。

【００８５】

また、バルーン２７は、正面図である図１２に示されるように、ハウジング４のレーザ光出射窓部分以外の全周を囲むように形成されても良い。この場合、バルーン２７の拡張により、本体２のレーザ光出射窓が体腔壁に押し付けられるので、照射目的部と出射部２５との距離が安定し、照射時の安定性が良い。

【００８６】

次に、このレーザ照射装置１の作用を説明する。

【００８７】

バルーン２７が収縮した状態で、レーザ照射装置１を先端部から体腔内に挿入し、その先端部を照射目的部に位置させる。

【００８８】

そして、供給部１７ａに接続されたポンプ等により、供給部１７ａから冷却液（作動流体）を注入し、バルーン２７を所定の大きさに拡張させる。

【００８９】

この場合、冷却液は、供給部１７ａから流入ルーメン２ｄを経て、バルーン２７の中空部内に流入し、これによりバルーン２７が拡張する。

【００９０】

バルーン２７を拡張させることにより、レーザ照射装置１の位置および向きが固定される。これにより、容易かつ確実に、照射目的部へレーザ光を照射することができる。

【００９１】

また、バルーン２７と接触する部分およびその近傍、すなわち、生体組織の表層部が、冷却液により冷却され、これにより、表層部の損傷をより確実に防止することができる。

【００９２】

冷却液を循環させる場合には、供給部１７ａから冷却液を注入しつつ、排出部１７ｂから冷却液を排出する。この場合、冷却液は、供給部１７ａから流入ルーメン２ｄを経て、バルーン２７の中に流入する。バルーン２７内に流入した冷却液は、バルーン２７内を少なくとも半周し（循環し）、その後、流出ルーメン２ｅを経て、排出部１７ｂから排出される。

【００９３】

照射目的部へのレーザ照射が終了し、レーザ照射装置１を体腔内から引き抜く際は、供給部１７ａからの冷却液の注入を行わず、排出部１７ｂからの冷却液の排出のみを行う。この場合、バルーン２７内の冷却液は、流出ルーメン２ｅを経て、排出部１７ｂから排出され、これによりバルーン２７が収縮する。そして、バルーン２７が収縮した状態で、レーザ照射装置１全体を体腔内から引き抜く。

【００９４】

このレーザ照射装置１では、前述したように、バルーン２７により、容易かつ確実に、レーザ照射装置１の位置および向きを固定することができる。

【００９５】

また、このレーザ照射装置１では、バルーン２７内の冷却液により、生体組織の表層部を冷却することができる。

【００９６】
なお、本発明では、前述した実施例のレーザ照射装置１においても、この第３実施例のレーザ照射装置１のように、本体２にバルーン２７等を設けてもよい。
【００９７】
また、バルーン２７の表面に第１実施例で述べたものと同様の潤滑性のコーティングを設けても良い。
【００９８】
次に、本発明のエネルギー照射装置の第４実施例を説明する。
【００９９】
図１３は、本発明のエネルギー照射装置の第４実施例として、超音波照射装置を示す断面図である。なお、前述した第１乃至第３実施例との共通点については、説明を省略し、主な相違点を説明する。
【０１００】
図１３において、超音波照射装置６１は、長尺状の本体６２と、超音波出射部６３およびその表面に形成された超音波振動子６４と、その超音波出射部６３を支持するアーム６５と、超音波内視鏡６６を有する。
【０１０１】
本実施例において、本体軸方向に移動可能な案内部材であるレール体２１や、ガイド棒２２の構造や作用については、第２、第３実施例と同様である。アーム６５には、２本の絶縁被覆を有する信号線６７が巻き付けてあり、超音波振動子６４への駆動信号の伝達が行われる。
【０１０２】
ハウジング４の内部は生理食塩水等の超音波伝達物質で満たされており、超音波振動子６４から発せられる超音波や、超音波内視鏡６６の超音波を伝搬できる。
【０１０３】
なお、超音波振動子６４により使用される超音波は、適用される臓器やその位置（深さ、範囲）によって異なるため一概に規定できないが、深さ方向に１～５ｃｍ程度の軟組織であれば、周波数１～５０ＭＨｚ程度のものが好ましい。
【０１０４】
超音波内視鏡６６は、斜方視型であり、治療を始める前に、超音波が照射される生体表層部を観察できるように構成されている。超音波内視鏡６６は、超音波照射装置６１の基端部から出し入れ自在であり、エネルギー（超音波）の照射位置、照射方向、照射表面の状態などを観察する。超音波内視鏡６６により、照射部位の正確な確認が出来、誤った部位への照射を防止することが出来る。また、エネルギーの照射中も連続して観察することが出来るので、照射表面の状態観察による照射条件の変更等ができる。
【０１０５】
本発明のエネルギー照射装置は、医療用のエネルギー照射装置であり、例えば、前立腺肥大症や、各種の腫瘍（例えば、癌）等の治療に用いられる。
【０１０６】
以上、本発明のエネルギー照射装置を、図示の各実施例に基づいて説明したが、本発明はこれらに限定されるものではなく、各部の構成は、同様の機能を有する任意の構成のものに置換することができる。
【０１０７】
本発明では、前述した各実施例の特徴を適宜組み合わせてもよい。例えば、第４実施例の超音波振動子を第１～第３実施例に適用することや、第３実施例のバルーンを第１、第２、第４実施例に適用することができる。
【０１０８】
【発明の効果】
以上説明したように、本発明のエネルギー照射装置によれば、連続的に移動する出射位置からのエネルギーが目的位置のみに集中するので、照射目的部以外の部位（正常組織）の

温度は、低い温度のままに保持される。これにより、照射目的部以外の部位の損傷を防止（低減）することができ、特に、照射目的部が深部に位置する場合でも表層部の損傷を防止することができるので、患者に対する安全性が高い。また、出射位置が連続的に移動するため、出射端が固定される多点集光式よりも表面温存性に優れた深部加熱が可能となる。そして、連続的に移動する出射位置からのエネルギーが目的位置に集中するので、目的位置およびその近傍においてエネルギーの密度が高まり、これにより照射目的部を所望の温度に加熱することができる。

【０１０９】

特に、本発明のエネルギー照射装置では、固定された案内手段と移動手段（アーム）が対になって出射部の動きを制御するため、一本のみ（単一本）の移動手段で出射部の往復移動と傾斜角度の変化を実現することが可能であるため、装置の構造が簡略であり、製造が容易で故障の虞も少ない。

【０１１０】

また、案内部材の位置や、カムとロッドの取り付け位置などを調節手段により調節することで、目的位置を移動させることができるので、容易かつ確実に、照射目的部以外の部位の温度を比較的低い温度に保持しつつ、照射目的部全体を均一に所望の温度に加熱することができる。このため、操作が容易であり、また、患者の負担を軽減することができる。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明のエネルギー照射装置の第１実施例を示す断面図である。

【図２】図１に示すエネルギー照射装置における出射部とアームの構造を説明する斜視図である。

【図３】図１に示すエネルギー照射装置の出射部の動きとエネルギー照射方向を説明する概略図である

【図４】図１に示すエネルギー照射装置の本体２に関するＡ－Ａ線断面図である。

【図５】本発明の第１実施例におけるエネルギー照射装置における駆動部の構造を説明する斜視図である。

【図６】図１に示すエネルギー照射装置の使用例を示す断面図である。

【図７】本発明のエネルギー照射装置の第２実施例の先端部を示す断面図である。

【図８】図７に示すエネルギー照射装置の本体２に関するＡ－Ａ線断面図である。

【図９】本発明のエネルギー照射装置の第２実施例の駆動部の構造を説明する図である。

【図１０】本発明のエネルギー照射装置の第２実施例の駆動部の作用を説明する図である。

【図１１】本発明のエネルギー照射装置の第３実施例を示す断面図である。

【図１２】本発明の第３実施例のエネルギー照射装置の変形例を示す正面図である。

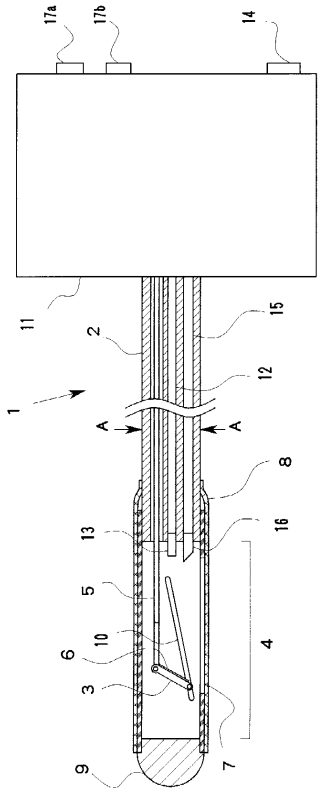
【図１３】本発明のエネルギー照射装置の第４実施例を示す先端部の断面図である。

【符号の説明】

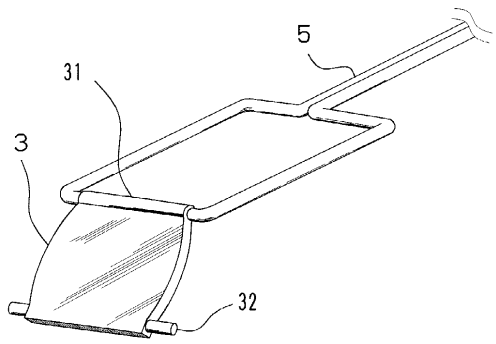
１	レーザ照射装置
２	本体
３	出射部
４	ハウジング
５	アーム
６	反射表面
７	窓
８	カバー部材
９	先端キャップ
１０	スライド溝
１１	駆動部
１２	光ファイバ
１３	レンズ
１４	レーザ端子

１５	内視鏡
１６	結像レンズ
１７ａ、１７ｂ	冷却水用接続部
１８	溝カム
２０	モータ
２１	レール体
２２	ガイド棒
２７	バルーン
５１	ロッド

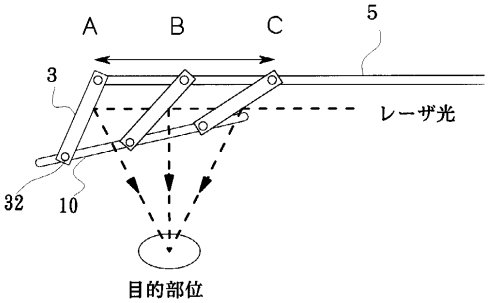
【図１】



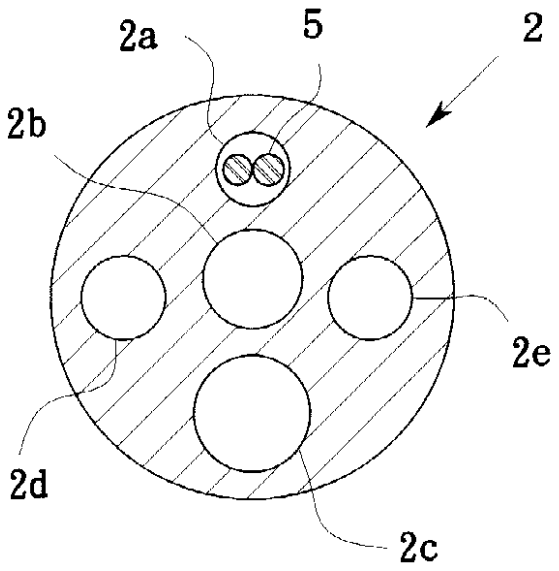
【図２】



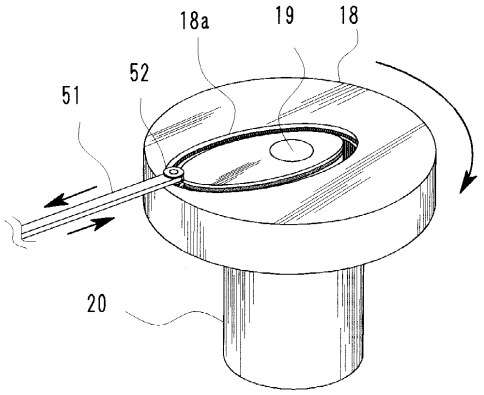
【図３】



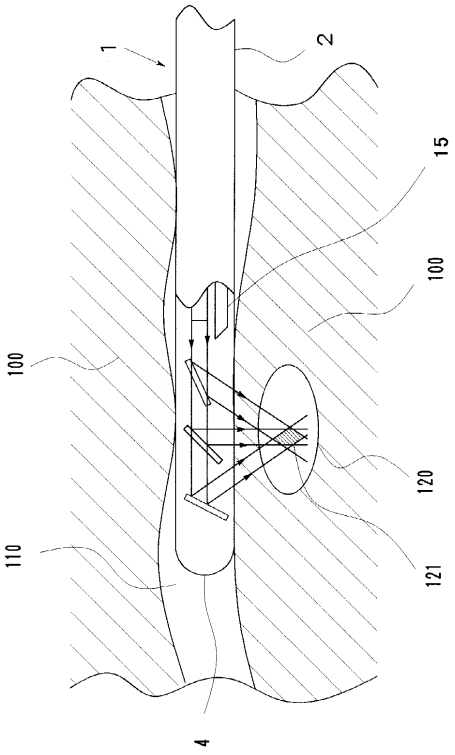
【図４】


2a
5
2
2b
2e
2d
2c

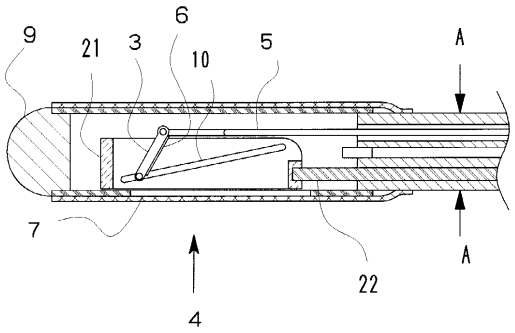
【図５】


18a
19
18
52
51
20

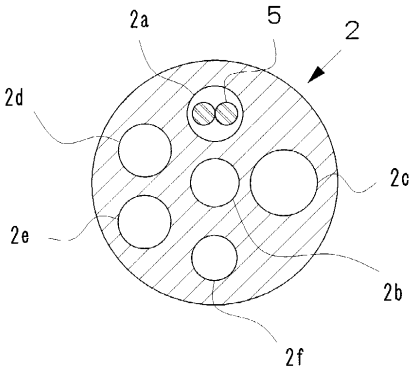
【図６】


1
2
15
100
100
120
121
110
4

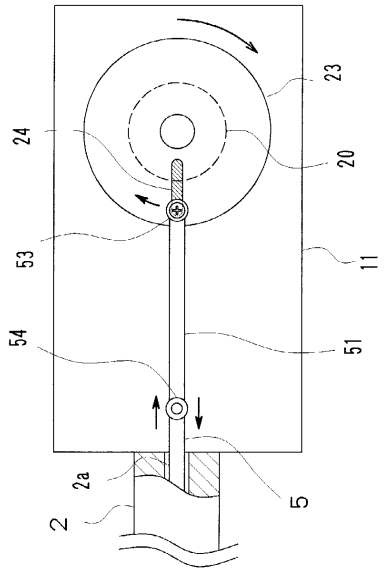
【図７】


9
21
3
6
10
5
A
7
A
4
22

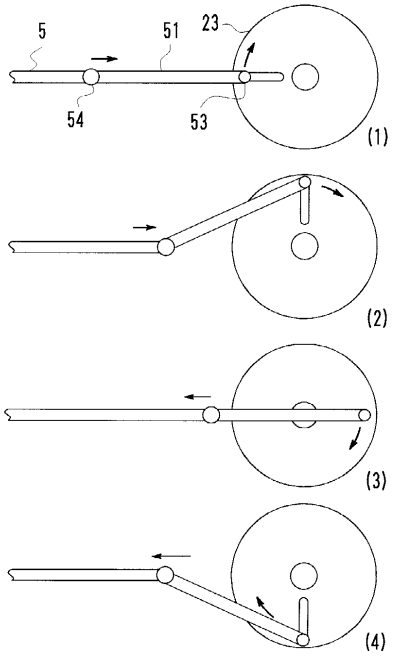
【図８】


2a
5
2
2d
2c
2e
2b
2f

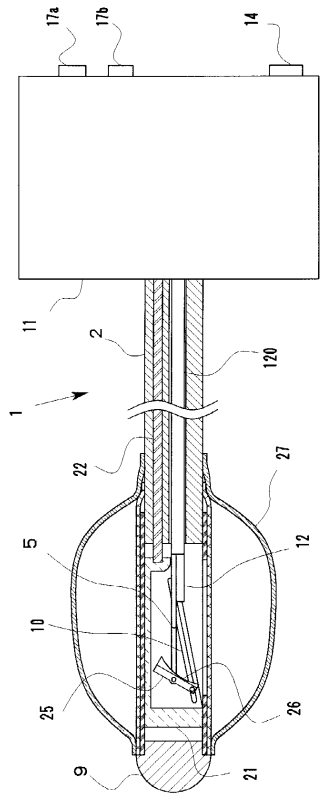
【図９】



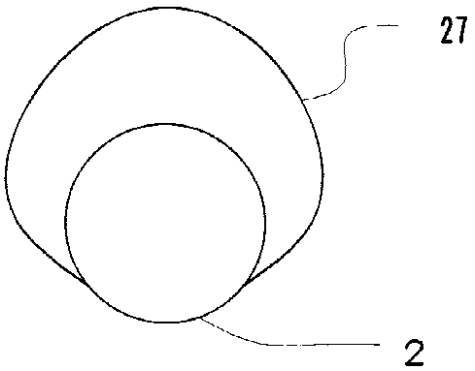
【図１０】



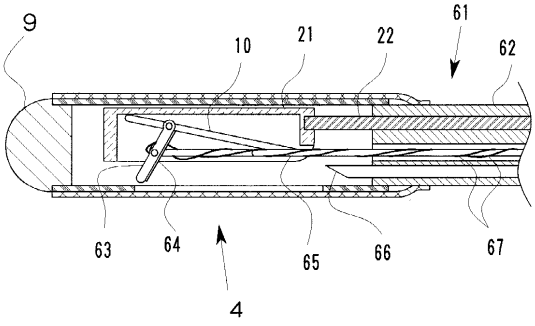
【図１１】



【図１２】



【図１３】



フロントページの続き

(56)参考文献 欧州特許出願公開第８２１９１６（ＥＰ，Ａ２）
米国特許第３８１７６３５（ＵＳ，Ａ）
特表平３－５０３６１０（ＪＰ，Ａ）
特開平１０－１５５８０５（ＪＰ，Ａ）
特開平６－１５４２３９（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
A61B 18/00
A61F 7/00
A61N 5/00