

(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2005-237827
(P2005-237827A)

(43) 公開日 平成17年9月8日(2005.9.8)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/20	A 6 1 B 17/36 3 5 0	4 C 0 2 6
A 6 1 B 8/12	A 6 1 B 8/12	4 C 0 8 2
A 6 1 N 5/06	A 6 1 N 5/06 E	4 C 6 0 1
	A 6 1 N 5/06 Z	

審査請求 未請求 請求項の数 19 O L (全 20 頁)

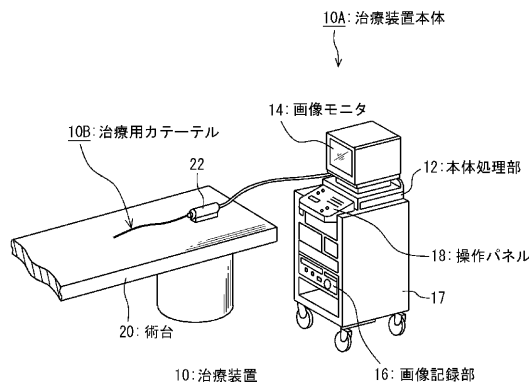
(21) 出願番号	特願2004-54868 (P2004-54868)	(71) 出願人	000109543 テルモ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44番1号
(22) 出願日	平成16年2月27日 (2004.2.27)	(74) 代理人	100090376 弁理士 山口 邦夫
		(74) 代理人	100095496 弁理士 佐々木 榮二
		(72) 発明者	野川 淳彦 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地 地 テルモ株式会社内
		Fターム(参考)	4C026 AA04 FF22 GG01 HH02 HH24 4C082 AG42 RA05 RE17 RE18 RL04 RL06 4C601 BB02 BB24 DD14 EE16 FE04 FF02 FF15

(54) 【発明の名称】 治療用カテーテルおよび治療装置

(57) 【要約】

【課題】最適なエネルギー強度で病変部を治療する。
 【解決手段】治療用カテーテル10B内に計測用の超音波振動子26とエネルギー照射手段用の光ファイバー28とを備える。振動子と光ファイバーは駆動シャフト30の回転に同期して回転する。振動子からの超音波によって血管の断層像を取得して、これよりカテーテルから病変部までの距離と、病変部の位置情報を得る。病変部情報に基づいて光ファイバーから照射するレーザ光の位置を制御する。また距離情報に基づいて病変部に照射するエネルギー強度を制御する。こうすることで、正常組織に影響を与えることなく病変部の治療を行うことができる。病変部のみに選択的にエネルギーが到達するようにエネルギー照射位置を同時に制御すれば、最適な治療を実現できる。カテーテル内での振動子は回転式の他に固定式がある。光ファイバーも回転式の他に固定式を採用し得る。その組み合わせは任意である。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象物までの距離を計測する距離計測手段と、
上記対象物を治療する治療用のエネルギー照射手段とを有する
ことを特徴とする治療用カテーテル。

【請求項 2】

上記距離計測手段は超音波振動子であり、上記エネルギー照射手段は光ファイバーである
ことを特徴とする請求項 1 記載の治療用カテーテル。

【請求項 3】

回転自在な駆動シャフトを有し、
当該駆動シャフトの先端部に、上記超音波振動子と光ファイバーの先端部が互いに反対
方向を向くように取り付けられた
ことを特徴とする請求項 2 記載の治療用カテーテル。

10

【請求項 4】

カテーテルシース内に回転自在な駆動シャフトが収容され、この駆動シャフトの先端
部に超音波振動子を取り付けられると共に、
上記カテーテルシースと上記駆動シャフトとの間に所定角間隔を保持して複数の光ファイ
バーが介挿され、
これら光ファイバーの先端が上記カテーテルシースの半径方向を向くように取り付けら
れ、
上記駆動シャフトによって上記超音波振動子が上記カテーテルシースの周上を走査でき
るようにした
ことを特徴とする請求項 2 記載の治療用カテーテル。

20

【請求項 5】

カテーテルシースの先端周面上に、規則的に複数の超音波振動子を取り付け固定される
と共に、
これら複数の超音波振動子よりも手前の周上に、その先端が上記カテーテルシースの半
径方向を向くように複数の光ファイバーが規則的に取り付け固定された
ことを特徴とする請求項 2 記載の治療用カテーテル。

30

【請求項 6】

上記距離計測手段は超音波振動子であり、上記エネルギー照射手段は発光ダイオードで
ある
ことを特徴とする請求項 1 記載の治療用カテーテル。

【請求項 7】

回転自在な駆動シャフトを有し、
当該駆動シャフトの先端部に、上記超音波振動子と上記発光ダイオードが互いに反対方
向を向くように取り付けられた
ことを特徴とする請求項 6 記載の治療用カテーテル。

【請求項 8】

回転自在な駆動シャフトを有し、
当該駆動シャフトの先端部に上記距離計測手段と上記エネルギー照射手段とを兼用した
光ファイバーの先端部が、その出射端面が上記駆動シャフトの半径方向を向くように取り
付けられた
ことを特徴とする請求項 1 記載の治療用カテーテル。

40

【請求項 9】

対象物までの距離を計測する距離測定手段と、
上記対象物にエネルギーを照射するエネルギー照射手段と、
計測距離に応じて上記エネルギー照射手段より出射するエネルギー出射強度を制御する
制御手段とを有する

50

ことを特徴とする治療装置。

【請求項 10】

上記距離測定手段とエネルギー照射手段とが収容された治療用カテーテルと、
上記距離測定手段からの出力に基づいて病変部を診断する画像診断部と、
上記エネルギー照射手段にエネルギーを供給するエネルギー発生装置をさらに有し、
上記画像診断部からの距離情報が上記制御手段に供給されると共に、当該制御手段の出力で上記エネルギー発生装置が制御されるようになされた

ことを特徴とする請求項 9 記載の治療装置。

【請求項 11】

上記距離測定手段とエネルギー照射手段とは上記治療用カテーテルの周上を走査できる
構成となされた

ことを特徴とする請求項 9 記載の治療装置。

【請求項 12】

上記距離計測手段は、超音波またはレーザー光が使用される

ことを特徴とする請求項 9 記載の治療装置。

【請求項 13】

上記エネルギー照射手段は、レーザー光または可視光が使用される

ことを特徴とする請求項 9 記載の治療装置。

【請求項 14】

診断信号送受信部と、治療用のエネルギーを照射するエネルギー照射手段と、該エネルギー
照射手段にエネルギーを供給するエネルギー発生装置を有すると共に、

上記診断信号送受信部によって検出された情報を解析する解析部と、該解析部の出力に
応じて上記エネルギー発生手段を制御する制御部とを有する

ことを特徴とする治療装置。

【請求項 15】

上記解析部が、上記エネルギーを照射する対象物までの距離を測定するものである

ことを特徴とする請求項 14 記載の治療装置。

【請求項 16】

上記解析部が、上記エネルギーを照射する対象物が予め定めた条件に適合するか否かを
判断するものである

ことを特徴とする請求項 14 記載の治療装置。

【請求項 17】

上記解析部が、上記エネルギーを照射する対象物が病変部であるか否かを判断するもの
である

ことを特徴とする請求項 14 記載の治療装置。

【請求項 18】

上記診断信号送受信部が超音波振動子である

ことを特徴とする請求項 14 乃至 17 のいずれかに記載の治療装置。

【請求項 19】

上記診断信号送受信部が光干渉トモグラフィのための光ファイバーである

ことを特徴とする請求項 14 乃至 17 のいずれかに記載の治療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は光線力学療法（PDT）などによる病変治療に適用して好適な治療用カテー
テルおよびこの治療用カテーテルを使用した治療装置に関する。

【0002】

特に、治療用カテーテルによって病変部の位置及び距離を計測し、その距離に応じたエ
ネルギー（密度）となるように制御することで、病変部に最適なエネルギーを照射できる
ようにした治療用カテーテルおよびこの治療用カテーテルを使用した治療装置に関する。

10

20

30

40

50

【背景技術】

【0003】

悪性腫瘍などの病変部を治療する治療法として最近、光線力学療法（PDT：Photodynamic Therapy）が脚光を浴びている。この治療はポリフィリン（商標）関連化合物などの光感受性物質が腫瘍組織や新生血管に集積する性質を利用したもので、この光感受性物質に光を当てると、この光によって当該光感受性物質が励起されて当該光感受性物質が活性化し、この活性化によって発生した一重項酸素が、光感受性物質が集積した部位の細胞（癌細胞など）を壊死させることに注目した治療法である。

【0004】

また、近年冠状動脈の内表面に不安定なプラーク（バルネラブルプラーク）が形成されることが、心筋梗塞などの原因となることが指摘されている。この不安定プラークについては特許文献1に記載されている。不安定プラークの治療法として上述した光線力学療法を利用する研究が進んでいる。

10

【0005】

光線力学療法などにおいて使用される治療装置では、光ファイバーなどのエネルギー照射手段が利用される。この光ファイバーを血管内などに挿入し、光ファイバーの先端部から所定のエネルギー（例えばレーザー光による光エネルギー）を病変部に向けて照射することで病変部を治療する。光ファイバーについては特許文献2に開示されている。また、エネルギー照射手段として超音波を使用する具体例が特許文献3に開示されている。

【0006】

上述した何れの場合にも病変部の治療用として使用される光ファイバーなどを使用した治療用カテーテルを病変部まで挿入する。血管に病変部が存在する場合を図16以下を参照して説明する。

20

【0007】

図16は血管内部に沈着したプラークPと血管内に挿入された治療用カテーテル1との関係を示す断面図である。この断面図は模式的な概念図である。また図17A～Cは血管部位A、CおよびDの断面図であって、プラークPは血管内膜の一部に沈着している図17Aおよび図17Cのような場合と、血管2の全周に亘り沈着している図17Bの場合とが考えられる。何れの場合でも治療が必要と考えられる。

【0008】

治療用カテーテル1の先端部にはエネルギー照射手段が内蔵され、先端部から光、例えばレーザー光が血管壁に向けて照射される。このときの照射エネルギーを図16(a)～(d)に示す。血管部位Aの場合にはプラーク（不安定プラークを含む）Pが血管内膜の一部に存在するので、この場合における照射するエネルギー強度（エネルギー密度）との関係は図16(a)の通りである。実線図示のような範囲内でレーザー光が照射される。図は照射範囲も限定的なように図示されているが、これは説明の都合上であって、通常は血管2の全周に亘って照射される。

30

【0009】

血管部位Bのところは、正常血管であるからレーザー光は照射しない（図16(b)）。血管部位Cは血管2の全周にわたりプラークPが沈着している部位であるので、この場合には図16(c)のように血管2の全周に亘ってレーザー光が照射される。そのエネルギー強度は図16(a)の場合と同じ値である。

40

【0010】

また、血管部位Dでも部分的にプラークPが存在するので、この場合にも図16(d)のようにレーザー光が全周に亘って照射される。そのときのレーザー光の強さは図16(a)や(c)と同じ強さである。

【0011】

【特許文献1】特表2003-511424号

【特許文献2】特許第2585980号

【特許文献3】特開2003-190170号

50

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

ところで、例えばプラークの診断および治療を行うときに使用されるカテーテルは、図16のように病変部のある血管内に挿入されるが、血管2に対するカテーテル1は、常に血管2の中心位置に存在するとは限らない。血管2の蛇行状態によっても相違するが、通常は図16のようにどちらかに偏ってしまう場合が多い。

【0013】

従来ではカテーテル1の血管内位置を考慮することなく、予め設定されたエネルギー強度でレーザー光を照射している。血管部位Aでは病変部に対して血管2の中心（破線図示）より僅かに遠い位置にカテーテル1が位置しているにも拘わらず、前もって設定されたエネルギー強度でレーザー光を当てている。つまり、図16(a)の実線で示すエネルギー強度を持つレーザー光を病変部に照射している。

10

【0014】

しかし、予め設定されているこのエネルギー強度は血管2の中心にカテーテル1が位置していると仮定したときの最適エネルギー強度である。血管部位Aでは、血管中心よりも離れた位置にカテーテル1が存在するので、図16(a)の場合の最適エネルギー強度は破線図示のような値でなければならない。したがって、この場合には設定エネルギー強度よりも弱いレーザー光が病変部に照射されることになり、所期の治療結果が得られないことも考えられる。

20

【0015】

同様に血管部位Cでは血管内腔とカテーテル1との間隔が比較的狭いので、この場合には図16(c)のように予め設定されたエネルギー強度（実線図示）では強すぎる。実際には、破線図示のような弱いエネルギー強度のレーザー光を照射しても十分な治療結果が得られるものと推測されるし、これによって周辺の正常細胞への影響を極力少なくすることができる。

【0016】

また、血管部位Dのところでは、カテーテル1が血管壁に近接しているので、この場合には図16(d)のように本来のエネルギー強度の数分の1のエネルギー強度（破線図示）でも良好な治療結果が得られるものと考えられる。

30

【0017】

また、血管部位Aのように血管内壁に部分的に病変部が存在する場合には、病変部のみにレーザー光を照射し、正常組織にはレーザー光を照射しないことが望ましい。

【0018】

特許文献2には、腫瘍の全長に亘って均一にエネルギーを照射することが望ましいとは記載されているものの（第2ページ右欄）、病変部の有無やカテーテルと病変部との距離に応じてエネルギー強度を変えることの示唆はなされていない。

【0019】

特許文献1にも、不安定プラークの説明がなされてはいるものの、放射線検出系の情報が開示されているのみで、病変部の有無や血管壁に対するカテーテルの遠近によって照射エネルギー強度を変える必要性についての言及がない。

40

【0020】

さらに、特許文献3では、超音波を利用して病変部の診断および治療を行う場合、診断時の照射強度は弱く、治療時は強くするように切り替えて使用する具体例が開示されているのみで、治療時に病変部の有無やカテーテルの位置に応じて照射エネルギー強度を制御する必要性については開示されていない。

【0021】

そこで、この発明はこのような従来課題を解決したものであって、病変部を診断、解析する機能を付加することによって、その解析結果に応じて病変部に照射するエネルギーの強度を制御できるような機能を有した治療用カテーテルおよび当該治療用カテーテルを

50

使用した治療装置を提案するものである。

【課題を解決するための手段】

【0022】

上述の課題を解決するため、請求項1に記載したこの発明に係る治療用カテーテルでは、対象物までの距離を計測する距離計測手段と、上記対象物を治療する治療用のエネルギー照射手段とを収容して構成したことを特徴とする。

【0023】

また、請求項9に記載したこの発明に係る治療装置では、対象物までの距離を計測する距離計測手段と、上記対象物を治療する治療用のエネルギー照射手段と、計測距離に応じて上記エネルギー照射手段より出射するエネルギー出射強度を制御する制御手段とを有す

10

【0024】

また、請求項14に記載したこの発明に係る治療装置では、診断信号送受信部と、治療用のエネルギーを照射するエネルギー照射手段と、該エネルギー照射手段にエネルギーを供給するエネルギー発生装置を有し、上記診断信号送受信部によって検出された情報を解析する解析部と、該解析部の出力に応じて上記エネルギー発生手段を制御する制御部とを有することを特徴とする。

【0025】

この発明では、治療用カテーテル内に距離計測手段等の診断信号送受信部とエネルギー照射手段とを備える。診断信号送受信部としては超音波振動子のような画像診断手段が好適であり、エネルギー照射手段としては光ファイバーが好適である。光ファイバーにはレーザ光が導かれ、レーザ光の光エネルギーを用いて治療する。

20

【0026】

超音波振動子を励振させることで、レーザ光を照射する対象物例えば血管内の画像を得ることができる。得られた画像を解析することによって、病変部の有無や、病変部までの距離を計測する。病変部の有無や、そこまでの距離（遠近）に応じて病変部に照射するエネルギーの強度を制御する。そうすると、病変部が存在している箇所のみに限定的にレーザ光を照射したり、レーザ光出射点から病変部までが近いときは基準のエネルギー強度より弱めのレーザ光を照射し、レーザ光出射点から病変部までが遠いときには基準のエネルギー強度よりも強めのレーザ光を照射するように、病変部までの距離に応じて照射するエネ

30

【0027】

こうすることで、正常組織に影響を与えることなく病変部の治療を行うことができる。

【0028】

超音波振動子はカテーテルシース内に収納されるが、この超音波振動子はカテーテルシースに対して回転自在に構成することもできれば、固定式であってもよい。光ファイバーも同様である。超音波振動子の使用個数や、光ファイバーの使用本数は問わない。この治療用カテーテルは血管内治療や消化器官内治療などに好適である。

【発明の効果】

【0029】

この発明では、エネルギーを照射する対象物までの距離を計測し、その距離に応じてエネルギーの照射強度を制御するようにしたものである。これによれば、常に同一のエネルギー強度で照射する場合よりも、最も効果的にエネルギーを当該対象物に到達させることができる。

40

【0030】

例えば、対象物が血管内にできたプラークなどの病変部であるときには、この病変部までの距離に応じて微妙に照射エネルギー強度を調整することができるので、最適なエネルギー強度で病変部を治療できる。正常組織への影響も最小限に抑えることができる。また、エネルギー照射範囲を病変部のみとなるように選択できるようにすることで、特に正常組織へのエネルギー照射をなくすことができるので、最適な非侵襲治療が可能となり、治

50

療時間も短縮することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0031】

続いて、この発明に係る治療用カテーテルおよび治療装置の好ましい実施例を図面を参照して詳細に説明する。

【0032】

図1に示すようにこの発明に係る治療装置10は、治療装置本体10Aと治療用カテーテル10Bとで構成される。治療用カテーテル10Bは図2に示すようにカテーテルシース24の先端部内に診断信号送受信部である超音波振動子26とエネルギー照射手段28とを備えたもので、後述するように超音波振動子26によって、対象物である血管等の画像を取得しこれを解析部（画像解析部）において病変部であるかどうかなどを解析し、病変部であるときはその解析結果に基づいて照射するエネルギー強度を調整する。

10

【0033】

最も好ましくは、病変部の有無と病変部との距離並びに病変部の大きさに応じた情報に基づいてエネルギー照射手段28を制御することで、最適なエネルギー出射強度（エネルギー強度）をもって、できるだけ病変部のみに選択的にエネルギーを照射する。

【0034】

診断信号送受信部（超音波振動子26）は、対象物である血管壁までの距離のみを計測する距離計測手段として機能させることもできる。好ましくは、対象物の画像を取得できる手段であり、具体的には超音波振動子の他、光干渉トモグラフィ（OCT）のための赤外線を送受信する光ファイバーを利用することができる。診断信号送受信部とエネルギー照射手段28とは、その実現手段は問わないが、カテーテルシース24の周方向に対して実質的にその全方向に亘り距離計測およびエネルギー照射が可能ないように構成される。

20

【0035】

この発明に係る治療装置10は、上述した治療用カテーテル10Bを用いることで、超音波振動子26から得られた画像情報に基づき、病変部の有無（位置）と当該病変部までの距離をCPUよりなる解析画像部（画像処理部）によって算出し、位置情報に基づいてエネルギー照射手段28が病変部に対峙する位置において距離情報に基づいて照射するエネルギー強度が制御される。

【0036】

説明の都合上図7および図8を参照してまず説明する。図7は冠状動脈などの血管内に治療用カテーテル10Bを挿入したときの概念図であって、説明を容易にするため、実際の寸法などを除外して血管2や治療用カテーテル10Bが誇張して図示されている。

30

【0037】

図7は従来例で説明した図16と同様であって、図7の血管部位AおよびDはそれぞれ血管内壁にプラークP（不安定なプラークを含む。以下同じ）などの病変部が部分的に存在する場合であり、血管部位Cはその全周に亘り存在する場合である。血管部位Bは正常な血管部位である。

【0038】

血管2内に治療用カテーテル10Bを挿入すると、血管2に対する治療用カテーテル10Bの挿入位置は血管の蛇行などに影響されて、図7のように血管内をどのように進入するか判らない。したがって治療用カテーテル10Bの先端部が、あるときは血管2のほぼ中心部（破線図示）に位置している場合もあれば、あるときは血管壁に近いところに先端部が位置している場合もある。

40

【0039】

そこで、超音波振動子26を治療用カテーテル10Bの周方向に走査して血管2の断層像を得る。この血管断層像から治療対象となる病変部の位置および大きさ（幅、厚みなどの病変部の分布状態）、さらには治療用カテーテル10Bの先端部から病変部までの距離を求める。

【0040】

50

血管部位 A を治療する場合には、図 8 A に示すように先端部が中央位置より僅かに病変部から離れた進入位置 ($L_a > L/2$) となっているので、この場合には病変部に照射するエネルギー強度 E_S が図 7 (a) のように基準値よりも僅かに強くなるように制御される。ここに、破線 P_x は先端部の位置に拘わらず照射するときの従来のエネルギー強度 E_S を示し、実線 P_y が先端部の位置を考慮して照射するときのエネルギー強度 E_S を示す。

【0041】

エネルギー照射範囲は、図 7 (a) のように病変部の存在する範囲である。病変部のみにエネルギーを照射するのが最も適しているからである。治療用カテーテル 10 B を使用する場合、そのエネルギー強度 E_S は、体外より照射する場合の $1/100$ 程度であるが、さらにエネルギー照射範囲を上述のように制限することによって、正常細胞への影響をさらに軽微にできる。

10

【0042】

血管部位 C の場合には、図 8 B のように血管内腔が他部より狭くなっているため、この場合には病変部までの距離 L_c が通常 ($L/2$) よりも短い。そのため、血管部位 C の場合には、図 7 (c) に実線 P_y で示すようにエネルギー強度 E_S を、通常の場合 (破線 P_x) のエネルギー強度 E_S よりも弱く照射する。

【0043】

また、血管部位 D の場合には図 8 C のように病変部よりかなり近づいた位置に治療用カテーテル 10 B の先端部が位置しているため、この場合には図 7 (c) のようにエネルギー強度 E_S を弱くして照射する (実線 P_y)。

20

【0044】

なお、図 9 A のように病変部が血管内壁に散在しているときは、治療用カテーテル 10 B を血管の軸方向に移動させながら治療を行い、病変部のあるところだけ選択的に、病変部までの距離に応じた強さでエネルギーが照射される。

【0045】

図 9 B のように、血管 2 の全周に亘り病変部が存在するときで、治療用カテーテル 10 B の先端部が偏った進入位置であるときには、病変部までの距離に応じてエネルギーの照射強度が適切に制御されながら治療されることになる。

【0046】

このように病変部までの位置や距離に応じてエネルギー強度を制御することで、最適なエネルギー強度をもって病変部を治療することができる。

30

【0047】

また、病変部のない箇所にはエネルギーの照射が不要のため、短時間に治療用カテーテル 10 B を移動させることができる。

【0048】

再び、図 1 以下を参照してこの発明を説明する。図 1 に示す治療装置 10 にあって、治療用カテーテル 10 B からの血管断層情報は術台 20 に載置された結合部 22 を介して治療装置本体 10 A に供給される。結合部 22 は図 1 のように術台 20 に固定することができる。

40

【0049】

治療装置本体 10 A は CPU 等を搭載したマイコンなどで構成された本体処理部 12 を有すると共に、血管断層像や治療用カテーテル 10 B の挿入位置などをモニタするための画像モニタ 14 を始めとして、血管断層像や病変部などの画像 (治療前、治療後など) を記録するための画像記録部 16 などがラック 17 に収められると共に、治療情報などを入力するための操作パネル 18 が設けられている。

【0050】

図 2 は結合部 22 と治療用カテーテル 10 B との関係を示す斜視図であって、結合部 22 は固定側ハウジング 40 とその先端部に設けられた本体側コネクタ 42 とで構成され、一方治療用カテーテル 10 B の端部にはコネクタ 32 が設けられ、このコネクタ 32 と本

50

体側コネクタ42を連結することで、両者が機械的および電氣的に連結され、さらに必要に応じて光学的にも連結される。

【0051】

つまり、この結合部22では第1に、超音波振動子26に送られる送信信号、超音波振動子26からの受波信号(受信信号)に対する電氣的な接続が行われる。第2に、エネルギー照射手段28へのエネルギー伝達が行われる。エネルギー照射手段28として光ファイバーを使用してレーザー光が伝送される場合にはレーザー光のカップリングが行われる。第3に、コネクタ32が本体側コネクタ42に機械的に連結される。

【0052】

図3および図4はこの発明に係る治療用カテーテル10Bの実施例を示す。治療用カテーテル10B内には上述したように超音波振動子26とエネルギー照射手段28とが収納されると共に、これらが実質的にカテーテルシース24の周上を走査できる構成となされている。そのための組み合わせとしては、少なくとも以下のような態様が考えられる。

10

【0053】

(1) 超音波振動子26とエネルギー照射手段28のそれぞれをカテーテルシース24内で回転自在となるように構成する。

(2) 超音波振動子26だけを回転自在に構成し、エネルギー照射手段28はカテーテルシース24に対して固定する。

(3) 超音波振動子26もエネルギー照射手段28も共にカテーテルシース24に対して固定する。

20

【0054】

エネルギー照射手段28としてはレーザー光によるエネルギーを照射する場合と、発光ダイオードなどによる可視光によるエネルギーを照射する場合とが考えられる。レーザー光を使用する場合には光ファイバーが使用されることになる。また、特許文献3に記載されるように、超音波による治療も可能である。

【実施例1】

【0055】

実施例1では、診断信号送受信部として超音波振動子26を使用し、エネルギー照射手段28として光ファイバーを使用し、そして両者がカテーテルシース24内で360°回転できるように構成した場合を示す。

30

【0056】

そのような治療用カテーテル10Bの詳細を図3および図4を参照して説明する。図3は治療用カテーテル10Bのうちその先端部側の構成であり、図4はその後端部側に設けられたコネクタ32の構成である。

【0057】

図3から説明すると、治療用カテーテル10Bはカテーテルシース24を有する。カテーテルシース24は可撓性を有した透明な筒状のプラスチック管体である。カテーテルシース24の内部には、このカテーテルシース24の全長よりも僅かに長く付設され、しかもカテーテルシース24に対して回転自在となるように駆動シャフト30が内蔵されている。

40

【0058】

駆動シャフト30は、柔軟で、しかもその手元側(後端部のコネクタ32側)より先端部側まで回転力をロスなく伝達できる特性を持った、例えばステンレスなどの金属線からなる多条で多層の密着コイルなどを使用して構成することができる。

【0059】

具体的には、その太さと回転力伝達性の観点から、この駆動シャフト30は3重巻きコイルが使用される。3重巻きされるそれぞれのコイルは互い違いに巻き方向を変えたものが使用される。図3では駆動シャフト30の構造を簡易的に図示してある。

【0060】

駆動シャフト30の先端部にはプラスチック材などで成形された取付けハウジング44

50

が固定されている。この取付けハウジング 44 は断面 H 状をなし、その上側平坦部 44 a に距離計測手段（測距手段）として機能するこの例では超小型で扁平な超音波振動子 26 が取り付け固定される。超音波振動子 26 は、周知のように送波部と受波部とで構成され、送波部より超音波を発信し、受波部でその反射波を受ける。

【0061】

取付けハウジング 44 の下側平坦部 44 b にはエネルギー照射手段として機能するこの例では光ファイバー 28 の先端部（エネルギー出射端部）28 a が臨むように取り付け固定される。こうすることで、超音波振動子 26 と光ファイバー 28 とは丁度 180° 対向した位置に配置されたことになる。

【0062】

光ファイバー 28 をこのように取り付け固定するため、駆動シャフト 30 の内空部 30 a には、この内空部 30 a と密着するように光ファイバー 28 が挿通され、その先端部 28 a が取付けハウジング 44 内を貫通して下側平坦部 44 b 側に突出するように取り付けられる。

【0063】

なお、光ファイバー先端にミラーを設置することで、光ファイバーを曲げずに側方へ出射させることもできる。

【0064】

光ファイバー 28 から出射するエネルギー（レーザー光によるエネルギー）はカテーテルシース 24 の周面側を貫通して外部組織まで到達できるようにするため、その先端部 28 a はカテーテルシース 24 の半径方向を向くように取り付けられる。

【0065】

超音波振動子 26 を駆動して送受信信号（送受波信号）を得るための 2 本の信号線 27 は光ファイバー 28 の外周面を圍繞するようにしてカテーテルシース 24 の後端部側まで導出され、後端部側に取り付けられたコネクタ 32 内のレセプタクル 46（図 4 参照）に設けられた接続端子 46 a、46 b にそれぞれ接続される。

【0066】

コネクタ 32 の構成例を図 4 を参照して説明する。
コネクタ 32 はコネクタハウジング 34 を有する。コネクタハウジング 34 は中空管体であって、大径部 34 a と小径部 34 b で構成され、小径部 34 b の一部にロート状をなす注入ポート 36 が設けられている。注入ポート 36 はカテーテルシース 24 内に超音波伝達用の液体を注入（プライミング）するために用いられる。プライミング処理のときに液体が注入される。

【0067】

コネクタハウジング 34 の中空内部は大径中空部 35 a と小径中空部 35 b からなり、大径中空部 35 a にはレセプタクル 46 と一体化されたロータ 48 が回転自在に配置される。そして、駆動シャフト 30 内に施設された光ファイバー 28 は、大径中空部 35 a に設けられたレセプタクル 46 まで貫通するような長さを選定される。

【0068】

一方、駆動シャフト 30 はそれよりも短くロータ 48 の手前側（小径中空部 35 b 内）までの長さとなされ、ロータ 48 の先端部に取り付け固定された金属パイプ 50 によって、駆動シャフト 30 の開口端部 30 a と光ファイバー 28 がそれぞれロータ 48 に固定されるようになっている。

【0069】

金属パイプ 50 の外周面の一部にはこの外周面と接触するように Oリング 52 が大径部 34 a の内面側に取り付けられ、注入ポート 36 より注入された液体がロータ 48 側に漏れ出ないようにしている。

【0070】

上述したカテーテルシース 24 の開口端部 24 a はハウジング小径部 34 b の小径中空部 35 b 内に挿通された状態で耐キンクチューブ 54 を用いて固定される。そして、信号

10

20

30

40

50

線 27 はレセプタクル 46 内に設けられた電氣的な接続端子および機械的な連結部として機能する帯状突起 46 a、46 b に接続される。

【0071】

図 2 に示す結合部 22 内には外部駆動装置としてのモータ 49 (図 6 参照) が設けられると共に、本体側コネクタ 42 内にはモータ 49 の回転伝達機構部が収納されている。

【0072】

コネクタ 32 と本体側コネクタ 42 の連結関係を図 5 を参照して説明する。

図 5 A はコネクタ 32 に設けられたロータ 48 として機能するレセプタクル 46 の斜視図であり、図 5 B はこれに連結される回転伝達機構部の一例を示す斜視図であり、図 5 C は図 5 B の正面図である。図 5 A と図 5 B は構成を理解し易くするため斜視面が反対方向となつている。

10

【0073】

レセプタクル 46 の内部には光ファイバ 28 が収納されている。その末端側が筒状をなすレセプタクル 46 の内壁面の上下には所定の厚みと幅をもった一対の帯状突起 46 a、46 b が形成されている。

【0074】

これに対してモータ 49 に関連する回転伝達機構部は、図 5 B のように棒状をなす回転連結部 47 を有する。回転連結部 47 はレセプタクル 46 の内部に挿入できるような大きさ(外径)であつて、棒状突起 46 a、46 b と機械的および電氣的に結合できるような連結凹部 47 a、47 b が設けられると共に、光ファイバ 28 と光学的にのみ連結できるような光結合孔 47 c が設けられている。

20

【0075】

回転連結部 47 の外周面には、この回転連結部 47 をレセプタクル 46 の内部に完全に挿入したときにも邪魔にならないような位置に、帯状突起 46 a と電氣的に接続されたスリップリング 48 a が形成され、このスリップリング 48 a と少許の間隙を保持してさらに他方の帯状突起 46 b と電氣的に接続されたスリップリング 48 b が形成されている。

【0076】

そのため、連結凹部 47 a の内面には、帯状突起 46 a およびスリップリング 48 a との電氣的な接続を行うため、この例では導電層 53 a が形成され、同じく連結凹部 47 b の内面にも、帯状突起 46 b およびスリップリング 48 b との電氣的な接続を行うための導電層 53 b が形成されている。

30

【0077】

一対のスリップリング 48 a、48 b には図 5 B および図 5 C に示すような一対のブラシ 49 a、49 b が接触しており、このブラシ 49 a、49 b を介して診断信号などの授受が行われる。一対のスリップリング 48 a、48 b を保持する支持板 51 は図 2 に示す固定側ハウジング 40 の内部部材(図示はしない)に支持固定されている。したがって、この一対のスリップリング 48 a、48 b も固定側ハウジング 40 の内部に位置する。

【0078】

固定側ハウジング 40 の内部には上述したようにモータ 49 が配置され、回転伝達機構部を介してレセプタクル 46 にその回転力が伝達される。これで駆動シャフト 30 が所定の回転速度で駆動される。また、この固定側ハウジング 40 内には光ファイバ 28 の先端部 28 b にレーザ光を導くための導光ファイバ(図示はしない)設けられている。

40

【0079】

レセプタクル 46 と回転伝達機構部を連結することで、レセプタクル 46 とは回転的に連結され、帯状突起 46 a、46 b とは電氣的および機械的に連結され、光ファイバ 28 とは光学的に連結されたことになる。

【0080】

したがって、治療用カテーテル 10 B を図 3 ~ 図 5 のように構成すれば、駆動シャフト 30 に回転力が付与されると、超音波振動子 26 と光ファイバ 28 とは一体になってカテーテルシース 24 の内周面を回転する。これによって、超音波とレーザ光をそれぞれ 3

50

60°に亘って体腔内、例えば血管内に照射できる。

【0081】

また帯状突起47a、47bを介して超音波振動子26を励振できるから、血管の内壁および外壁に関する超音波の反射波を取得でき、この反射波を処理すれば、血管断層像が得られる。血管2にプラークPがあるときには、このプラークPを病変部としてレーザー光による治療が行われる。

【0082】

図6はこの発明に係る治療装置10の電氣的構成例の概要を示す。

【0083】

本体処理部12には超音波振動子26に対する超音波送受信部62が設けられ、この超音波送受信部62より超音波用の励振信号(20~30kHz)が送信される。超音波励振信号はパルス信号を使用することができる。超音波振動子26を励振して超音波を発信すれば、その反射波(反射エコー)を受波することができる。この受波信号が画像処理部64に供給され、CPUよりなる制御部66からの画像処理信号に基づいて画像処理することで、得られた血管の断層像を解析する。したがって、超音波送受信部62、画像処理部64および制御部66は画像診断部を構成することになる。

10

【0084】

超音波振動子26をカテーテルシース24の半径方向に回転させる(走査する)ことで、血管2を断面した断層像が得られる。

【0085】

画像処理部64は、例えば超音波断層像を解析し、「輝度の変化が血管壁周囲で所定閾値以上に激しい箇所」などのような、予め定めた条件に適合するか否かによって、病変部の有無を判断し、位置情報を解析する。したがってこの画像処理部64は画像の解析部として機能する。血管断層像は画像モニタ14に映し出される共に、必要に応じて画像記録部16に供給されて記録される。

20

【0086】

血管2にプラークPなどが沈着しているときにはこのプラークPの存在を画像モニタ14によって観察できる。また、治療用カテーテル10Bの血管内挿入長や血管造影などの手法を活用することによって血管2のどの位置にプラークなどの病変部が存在しているかを判断できる。病変部の位置情報は制御部66内のメモリ(RAMなど)に治療情報の一つとして保存される。

30

【0087】

また、血管断層像の処理過程で、超音波振動子26からの血管内壁および外壁までの距離を算出できるから、エネルギーの照射範囲とエネルギー強度とがそれぞれ病変部ごとに算出される。算出されたエネルギーの照射範囲とエネルギー強度の各情報は制御部66内に設けられたメモリに治療情報として保存される。

【0088】

病変部の治療としてPDT治療の場合には、薬剤を血管2に注入し、薬剤が病変部に集積するのを待って施術(光線の照射)が行われる。その場合には、まず駆動シャフト30を駆動するモータ49が制御されて、光ファイバー28の端面28aが病変部と対峙するように制御される。病変部の位置情報はメモリから読み出され、その位置情報に基づいてモータ49の回転制御部70が制御される。

40

【0089】

病変部が図8Aのように部分的に存在するときは、光ファイバー28の端面が対峙するように固定した状態でレーザー光の照射が行われ、図8Bのように血管2の全周に亘り病変部が存在するときは光ファイバー28を所定速度で回転させながらレーザー光の照射が行われ、そして図9Aに示すように病変部が点在するときも光ファイバー28を回転させながら、間欠的にレーザー光の照射が行われる。

【0090】

病変部に対する対峙状態で、さらにエネルギー発生手段として機能するレーザー光源(レ

50

ーザ発生装置) 68が制御部66からの制御信号に基づいて、レーザ光源68から出射するレーザ光のエネルギー強度が制御される。つまり光ファイバー28から病変部までの距離に応じたエネルギー強度をもってレーザ光が病変部に照射される。レーザ光源68としては、半導体レーザを使用することができ、半導体レーザの場合には装置の小型化に寄与する。

【実施例2】

【0091】

図10および図11は、この発明に係る治療用カテーテル10Bの他の実施例である。図3および図4に示す治療用カテーテル10Bとしては、距離計測手段として超音波振動子26を使用し、エネルギー照射手段28として光ファイバーを使用した場合を例示した

10

【0092】

これから説明する治療用カテーテル10Bは、距離計測手段としては超音波振動子26が使用されるのに対し、エネルギー照射手段28として、光ファイバーの代わりに発光ダイオード(LED)を使用した場合である。したがってその基本的な構成は図3および図4に示した治療用カテーテル10Bの構成がそのまま踏襲されている。

【0093】

発光ダイオード80の場合であっても所定の発光輝度を有する素子が使用される。発光色は特に問わないが、病変部によっては特定の発光色をもつ発光ダイオード80が使用される場合がある。

20

【0094】

図10に示すようにこの治療用カテーテル10Bの場合も、カテーテルシース24の内部には駆動シャフト30が収容されると共に、その先端部に断面ほぼH字状の取付けハウジング44が取り付け固定される。取付けハウジング44の上側平坦部44aに上述した超音波振動子26が取り付け固定されると共に、下側平坦部44bに扁平形状に加工された発光ダイオード80が固定される。発光ダイオード80の形状は通常形状のものでもよい。

【0095】

超音波振動子26に対する信号線27aと、発光ダイオード80に対する信号線(電源線)27bとは共に、より線された上で駆動シャフト30の内部に挿通されてコネクタ3

30

【0096】

つまり、図11に示すように駆動シャフト30の内部を挿通した一对の信号線27a、27bはレセプタクル46の内面46c側に設けられた一对の帯状突起46a、46bに接続される。

【0097】

実施例1で説明した治療用カテーテル10Bとは、駆動シャフト30の内部に挿通される光ファイバーの代わりに信号線27a、27bが配線されるだけであるから、その他の構成の説明は割愛する。

【0098】

このように構成された治療用カテーテル10Bの場合であっても、病変部の有無や治療用カテーテル10Bから病変部までの距離に応じて発光ダイオード80の発光輝度が制御される。近いときは基準の発光輝度よりも弱く、遠いときには基準の発光輝度よりも強くなるように制御される。病変部が部分的に存在するときは発光ダイオード80からの照射光の出射状態が間欠的に制御される。

40

【0099】

このような構成を採る治療用カテーテル10Bによれば、発光ダイオード80をエネルギー照射手段として使用できるので、構成を簡略化できることに加え、コネクタ32側の構成が簡単になる。光ファイバー28に対するカップリング手段も不要になることから本体側コネクタ42の構成も簡略化できる。

50

【実施例 3】

【0100】

実施例 1 ではエネルギー照射手段 28 も距離計測手段 26 と共に回転できる構成となされている。しかもエネルギー照射手段 28 としての光ファイバーを 1 本使用した場合である。

【0101】

実施例 3 は、距離計測手段として超音波振動子 26 が使用され、エネルギー照射手段 28 として複数の光ファイバーが使用されるものの、光ファイバーはカテーテルシース 24 に対して固定して使用される。つまり、超音波振動子 26 のみが回転できるように構成される。

10

【0102】

そのため、図 12A に示すように駆動シャフト 30 の先端部に取り付け固定された取付けハウジング 44 は、断面 U 字状となされ、その凹部 44c に超音波振動子 26 が固定される。そしてその信号線 27 は駆動シャフト 30 の内部に収納される。

【0103】

駆動シャフト 30 自身の先端部近傍には光ファイバー 28 の先端部が位置するように、しかもそれぞれの出射端面がカテーテルシース 24 の半径方向に位置するように配置される。

【0104】

この例では、図 12B に示すように、光ファイバー 28 として 8 本の光ファイバー 28A ~ 27H を使用した場合であって、図 12A のようにカテーテルシース 24 の内壁に沿ってそれぞれの光ファイバー 28A ~ 28H が配置されると共に、等角間隔であって、駆動シャフト 30 の軸心から放射状にそれぞれの先端が外部を向くように、これら複数の光ファイバー 28A ~ 28H がカテーテルシース 24 に取り付け固定される。

20

【0105】

複数の光ファイバー 28A ~ 28H にあって、コネクタ 32 側に位置する端面はコネクタハウジング 34 の大径部 34a 内に設けられた貫通孔（図示はしない）を通してコネクタハウジング 34 の端面側に導出され、この端面側に取り付けられたレーザ光配光部（図示はしない）に光ファイバー 28A ~ 28H の端面同士が連結される構成となされている。

30

【0106】

レーザ光配光部にはレーザ光源 68 から出射したレーザ光が導かれ、制御部 66 によってどの光ファイバー 28 にレーザ光を配光（分配）するかが制御される。

【0107】

複数の光ファイバー 28A ~ 28H から照射されるレーザ光は散乱光であるので、図 12B のように少なくとも 8 本の光ファイバー 28A ~ 28H を等角間隔に配置すれば、光ファイバー 28 がカテーテルシース 24 に対して固定されていたとしても、レーザ光をほぼ 360° の範囲に亘って照射することができる。特定の角範囲に亘ってレーザ光を照射する場合には、その角範囲をカバーする単一若しくは複数の光ファイバー 28 を選択的に使用すればよい。

40

【0108】

このように治療用カテーテル 10B を構成した場合、駆動シャフト 30 を回転駆動しながら超音波振動子 26 を励振すれば、血管 2 の断層像が得られる。この血管断層像から病変部を観察して、エネルギー照射位置を特定する。エネルギー照射位置にあたる光ファイバー 28 を特定してそれらにレーザ光を供給すれば、病変部のみにレーザ光を選択的に照射することができる。そのとき、治療用カテーテル 10B から病変部までの距離に応じて照射するレーザ光のエネルギー強度が制御されることはいうまでもない。

【0109】

このように治療用カテーテル 10B を構成すると、駆動シャフト 30 内に光ファイバーを挿通させる必要がなくなるため、特にコネクタ 32 の構成の簡略化につながり、これは

50

取りも直さず本体側コネクタ42側の構成の簡略化に寄与することになる。

【実施例4】

【0110】

図13に示す治療用カテーテル10Bの実施例は、距離計測手段として超音波振動子26が使用され、エネルギー照射手段28として光ファイバーが使用されると共に、これらを何れもカテーテルシース24内に固定して構成した場合である。

【0111】

この場合、図13Aに示すように超音波振動子26は複数個使用される。この例では8個使用した場合で、図13Bのようにカテーテルシース24の先端近傍の同一円周上に8個の透孔25a~25hが穿設され、これら透孔25a~25hに微細構造の8個の超音波振動子26A~26Hが等角間隔にカテーテルシース24に取り付け固定される。光ファイバー28も8本使用されるが、これら光ファイバー28A~28Hは図13Aに示すように超音波振動子26よりもコネクタ32側の同一円周上に、それぞれの先端が向くように配置される。

10

【0112】

この実施例では、超音波振動子26も光ファイバー28も固定式であるため、回転力を付与するための駆動シャフト30は不要である。したがってカテーテルシース24内には図13Aに示すように超音波振動子26用の八対の信号線27のみが配されることになる。

【0113】

超音波振動子26からの超音波もある程度発散して進行するから、図13のように複数の超音波振動子26を配置し、これらを順次励振することで、ほぼ360°に亘る血管2の断層像を得ることができる。

20

【0114】

このように治療用カテーテル10Bを構成した場合、超音波振動子26の個数や光ファイバー28の本数が増えるものの、カテーテルシース24内には回転駆動系を配置する必要がないため、治療用カテーテル10Bの構成を簡略化できる。特にコネクタ32と、本体側コネクタ42の構成を簡略化できる。

【実施例5】

【0115】

実施例5は実施例4の変形例である。図14にその構成例を示す。図14からも明らかなように、複数本例では8個の超音波振動子26A~26Hと、8本の光ファイバー28A~28Hとをカテーテルシース24の同一円周上に配置した場合である。その他の構成は図13と同様であるので、その説明は割愛する。

30

【0116】

このように構成すると、カテーテルシース24の径は多少太めになるが、こうすることで、回転駆動系を不要にするメリットに加え、同一断層面と同じ断層面にレーザ光を照射できる実益を有する。

【実施例6】

【0117】

上述した実施例は何れも距離計測手段26とエネルギー照射手段28とを別々の素材を使用して構成した例である。図15は距離計測手段26とエネルギー照射手段28とを兼用した構成例で、その基本的な構成は実施例1の構成が踏襲される。

40

【0118】

この例では、兼用手段として光ファイバー29が使用される。光ファイバー29は駆動シャフト30の内部に挿通固定され、駆動シャフト30の先端部にはサイコロ状をなす取付けハウジング44が取り付け固定されている。この取付けハウジング44の内部を貫通する貫通孔に上述した光ファイバー29の先端部が挿通され、その端面がカテーテルシース24の放射端面側を向くように取り付けられる。

【0119】

50

超音波振動子が不要になる関係で、レセプタクル 4 6 も不要になるが、その他の構成は実施例 1 と同様であるので、その説明は割愛する。

【0120】

光ファイバー 2 9 を距離計測手段として使用する場合には、レーザー光が光干渉トモグラフィ用の赤外光として使用され、光ファイバー 2 9 を回転させながらレーザー光を照射し、その反射光に基づいて画像処理することで、血管 2 の断層像が得られる。そして、この断層像から病変部までの距離を計測し、その計測値および病変部の位置の各情報が制御部 6 6 のメモリに保存される。

【0121】

病変部の治療時には治療用レーザー光に切り替えられると共に、上述した病変部の位置情報および病変部までの距離情報に基づいて治療用として使用されるレーザー光の照射範囲および照射時のエネルギー強度が制御される。このような病変部までの距離測定と、治療とが時分割的に行われる。 10

【0122】

カテーテルシース 2 4 内での超音波振動子 2 6 と光ファイバー 2 8 とを回転式にするか、固定式にするかは任意であり、したがってその組み合わせは任意である。実施例 3 ~ 実施例 5 において、光ファイバー 2 8 の代わりに複数の発光ダイオード 2 9 を使用することもできる。

【0123】

上述した実施例は何れも冠状動脈などの血管 2 の病変部を治療の対象としたが、胃や、大腸などの消化器官などに生じた病変部に対する治療用として使用することができることは容易に理解できる。 20

【産業上の利用可能性】

【0124】

この発明では、PDT 治療などのときに使用される治療用カテーテルおよび PDT 治療装置に適用して好適である。

【図面の簡単な説明】

【0125】

【図 1】この発明に係る治療装置の概念を示す図である。

【図 2】治療用カテーテルとの結合部の斜視図である（その 1）。 30

【図 3】治療用カテーテルの先端部の断面図である（その 1）。

【図 4】治療用カテーテルのコネクタ側の断面図である。

【図 5】コネクタと本体側コネクタとの連結関係を示す図である。

【図 6】この発明に係る治療装置の一例を示すブロック図である。

【図 7】血管と血管内に挿入された治療用カテーテルとの関係およびエネルギー強度の関係を示す図である。

【図 8】ブランクの説明に供する血管の断面図である。

【図 9】ブランクの説明に供する血管の断面図である。

【図 10】治療用カテーテルとの結合部の斜視図である（その 2）。 40

【図 11】治療用カテーテルの先端部の断面図である（その 2）。

【図 12】治療用カテーテルの他の実施例を示す先端部の断面図である。

【図 13】治療用カテーテルの他の実施例を示す先端部の断面図である。

【図 14】治療用カテーテルの他の実施例を示す先端部の断面図である。

【図 15】治療用カテーテルの他の実施例を示す先端部の断面図である。

【図 16】血管と血管内に挿入された治療用カテーテルとの関係およびエネルギー強度の関係を示す図である。

【図 17】血管の断面図である。

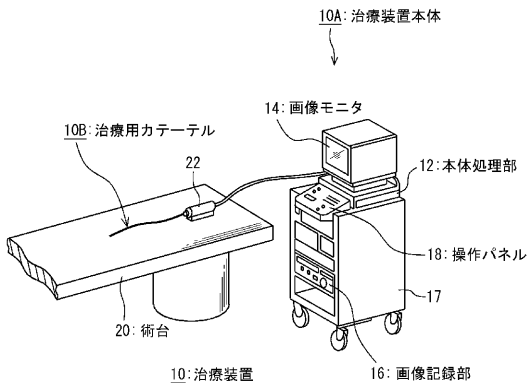
【符号の説明】

【0126】

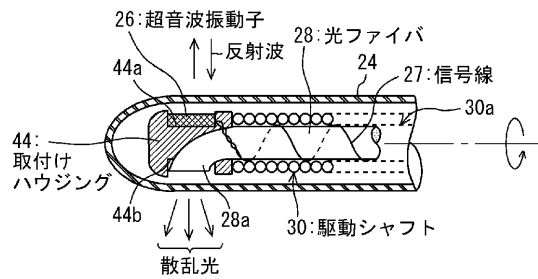
10・・・治療装置 50

- 10A・・・治療装置本体
- 10B・・・治療用カテーテル
- 16・・・画像記録部
- 22・・・結合部
- 24・・・カテーテルシース
- 26・・・距離計測手段（超音波振動子）
- 28・・・エネルギー照射手段（光ファイバー）
- 30・・・駆動シャフト
- 32・・・コネクタ
- 34・・・コネクタハウジング
- 46・・・レセプタクル
- 48・・・ロータ
- 62・・・超音波送受信部
- 64・・・画像処理部
- 66・・・制御部
- 68・・・レーザー光源
- 70・・・回転制御部
- 80・・・発光ダイオード（LED）

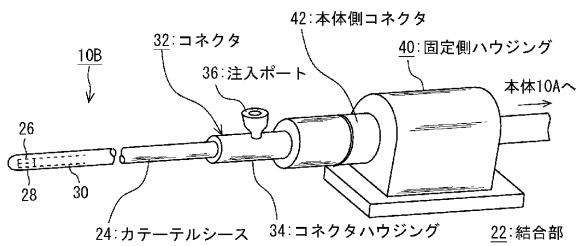
【図1】



【図3】

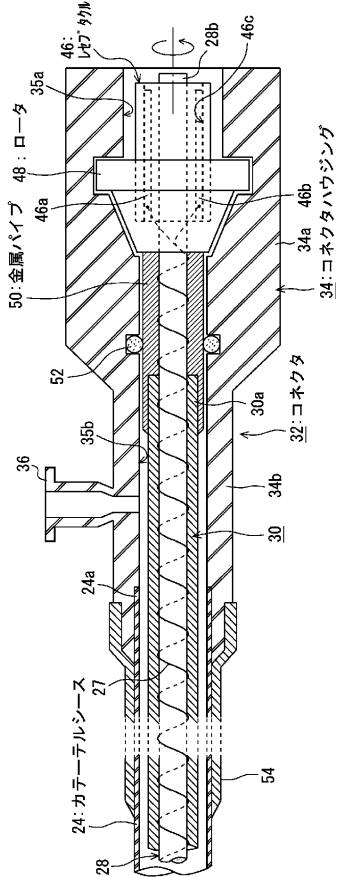


【図2】

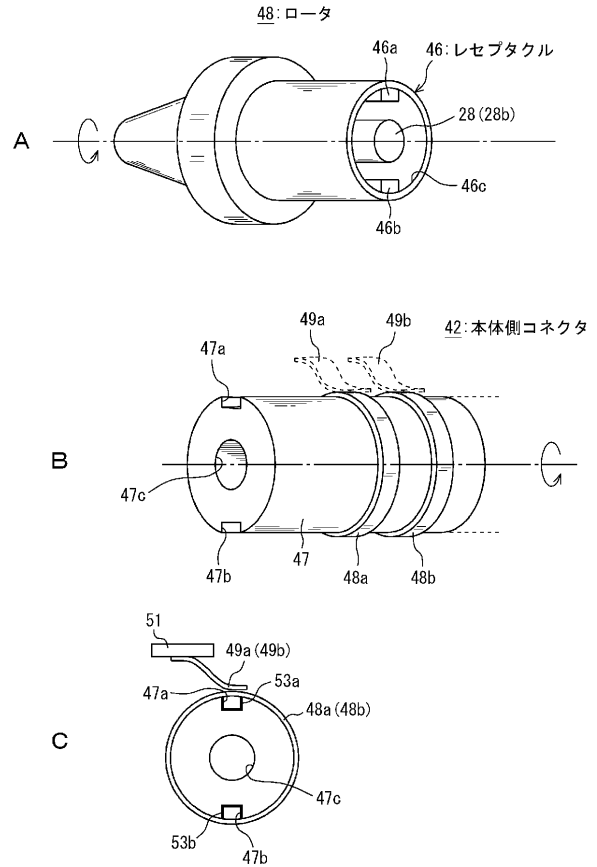


【図4】

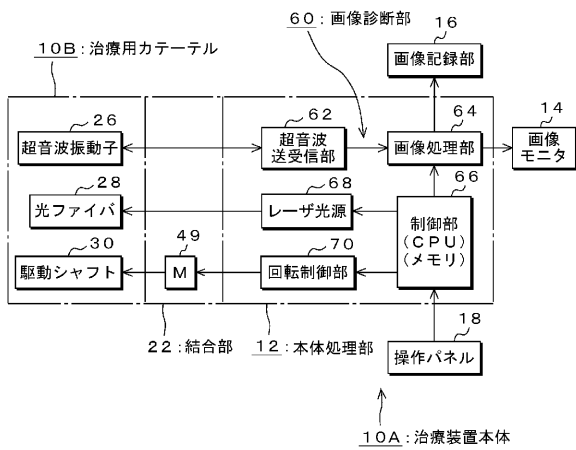
治療用カテーテル10Bの先端部側



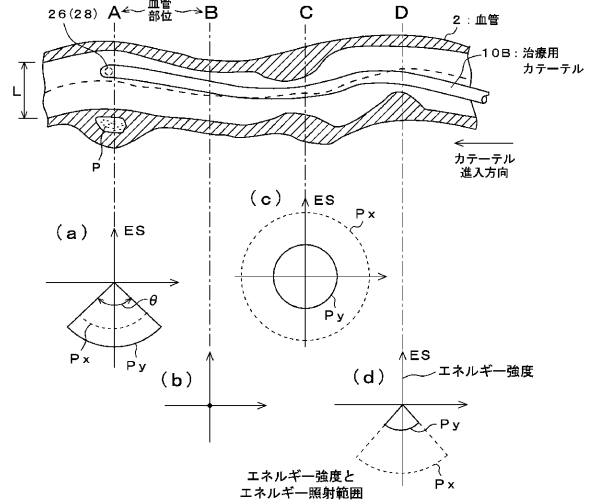
【図5】



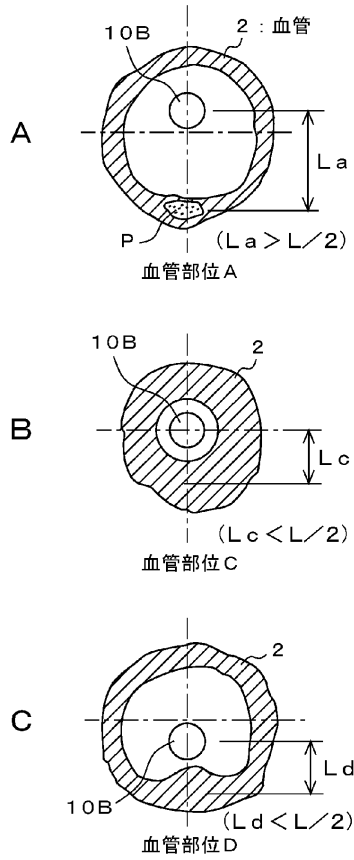
【図6】



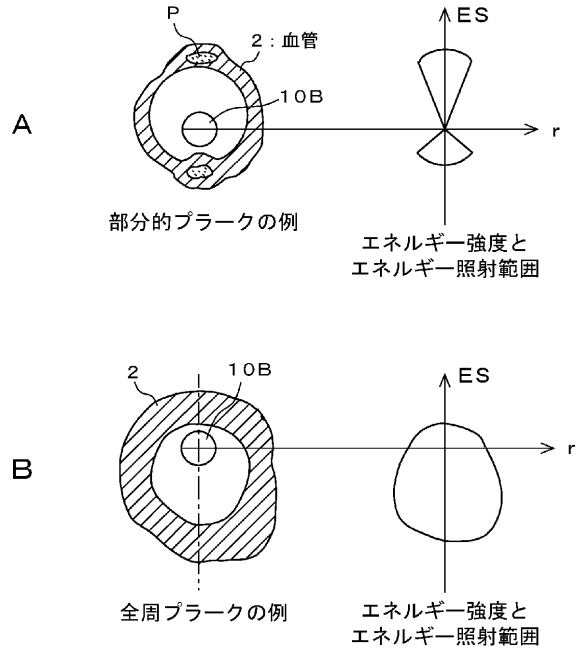
【図7】



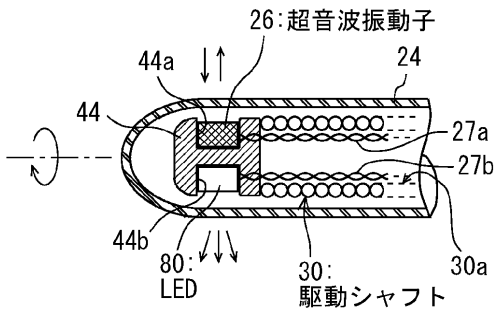
【 図 8 】



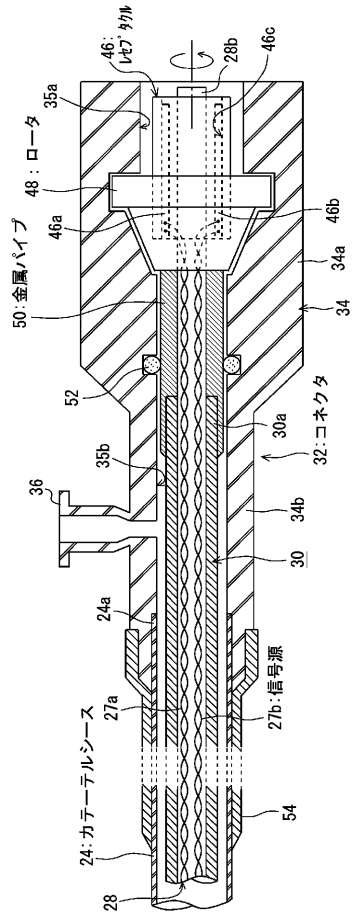
【 図 9 】



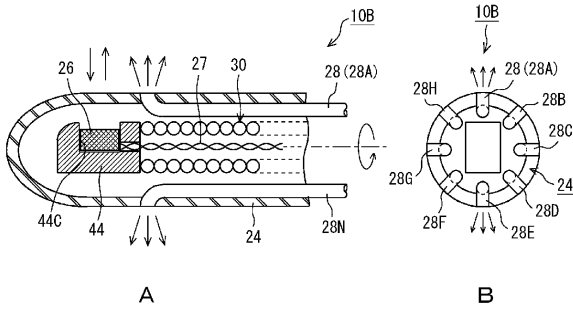
【 図 10 】



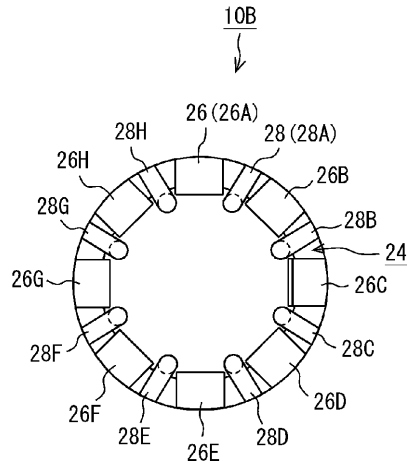
【 図 11 】



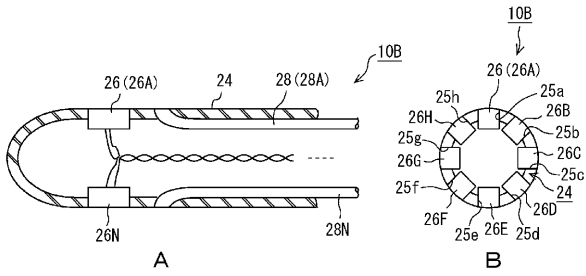
【図12】



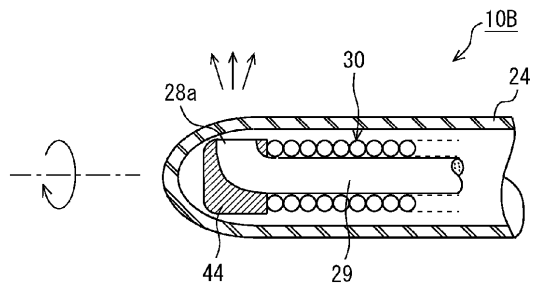
【図14】



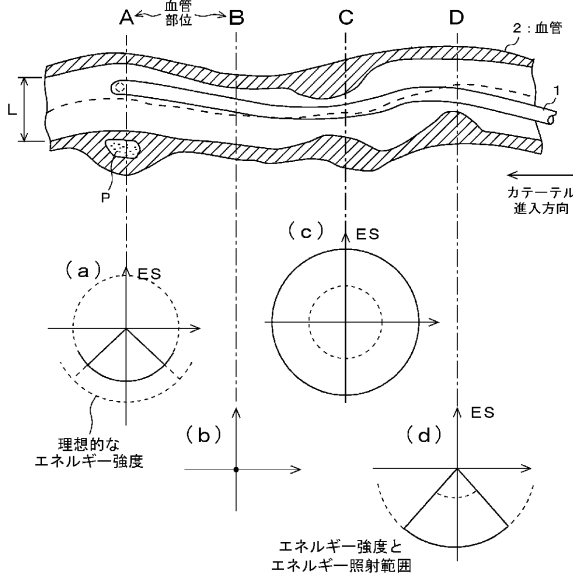
【図13】



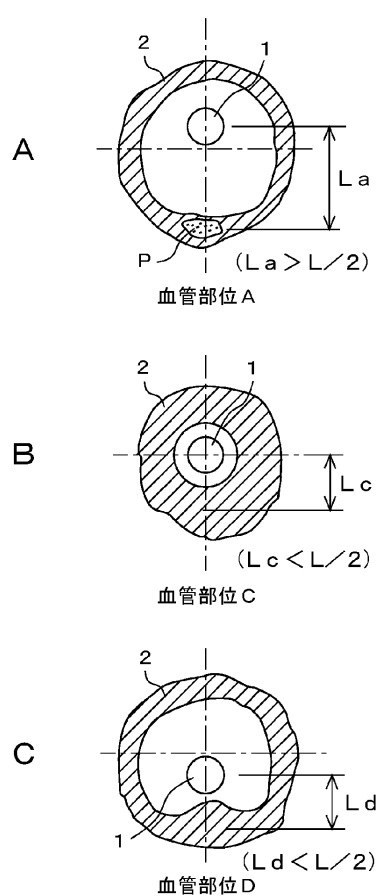
【図15】



【図16】



【図17】



专利名称(译)	治疗导管和治疗装置		
公开(公告)号	JP2005237827A	公开(公告)日	2005-09-08
申请号	JP2004054868	申请日	2004-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
[标]发明人	野川 淳彦		
发明人	野川 淳彦		
IPC分类号	A61B18/20 A61B8/12 A61N5/06		
FI分类号	A61B17/36.350 A61B8/12 A61N5/06.E A61N5/06.Z A61B18/24 A61B8/14 A61N5/067		
F-TERM分类号	4C026/AA04 4C026/FF22 4C026/GG01 4C026/HH02 4C026/HH24 4C082/AG42 4C082/RA05 4C082/RE17 4C082/RE18 4C082/RL04 4C082/RL06 4C601/BB02 4C601/BB24 4C601/DD14 4C601/EE16 4C601/FE04 4C601/FF02 4C601/FF15		
代理人(译)	山口邦夫		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：以最佳能量强度治疗病变。 解决方案：在治疗导管10B中提供了用于测量的超声换能器26和用于能量辐照装置的光纤28。 振荡器和光纤与驱动轴30的旋转同步地旋转。 通过来自换能器的超声波来获取血管的断层图像，并且由此获得从导管到病变部位的距离和病变部位的位置信息。 基于病变信息来控制从光纤发射的激光的位置。 而且，基于距离信息来控制施加到病变的能量的强度。 这样，可以在不影响正常组织的情况下治疗病变。 通过同时控制能量照射位置以使能量选择性地仅到达病变部位，可以实现最佳治疗。 导管中的振荡器包括固定类型和旋转类型。 光纤可以是固定类型而不是旋转类型。 组合是任意的。 [选型图]图1

