



(43) 国際公開日
2006年4月13日 (13.04.2006)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2006/038739 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) G02B 23/24 (2006.01)
A61M 25/01 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2005/018909
- (22) 国際出願日: 2005年10月7日 (07.10.2005)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願2004-295374 2004年10月7日 (07.10.2004) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 学校法人慶應義塾 (KEIO UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒1088345 東京都港区三田二丁目15番45号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 荒井 恒憲 (ARAI, Tsunenori) [JP/JP]; 〒2238522 神奈川県横浜市港北

区日吉三丁目14番1号 慶應義塾大学理工学部内 Kanagawa (JP). 須賀 絵里子 (SUGA, Eriko) [JP/JP]; 〒2238522 神奈川県横浜市港北区日吉三丁目14番1号 慶應義塾大学理工学部内 Kanagawa (JP). 山下 恵理香 (YAMASHITA, Erika) [JP/JP]; 〒2238522 神奈川県横浜市港北区日吉三丁目14番1号 慶應義塾大学理工学部内 Kanagawa (JP).

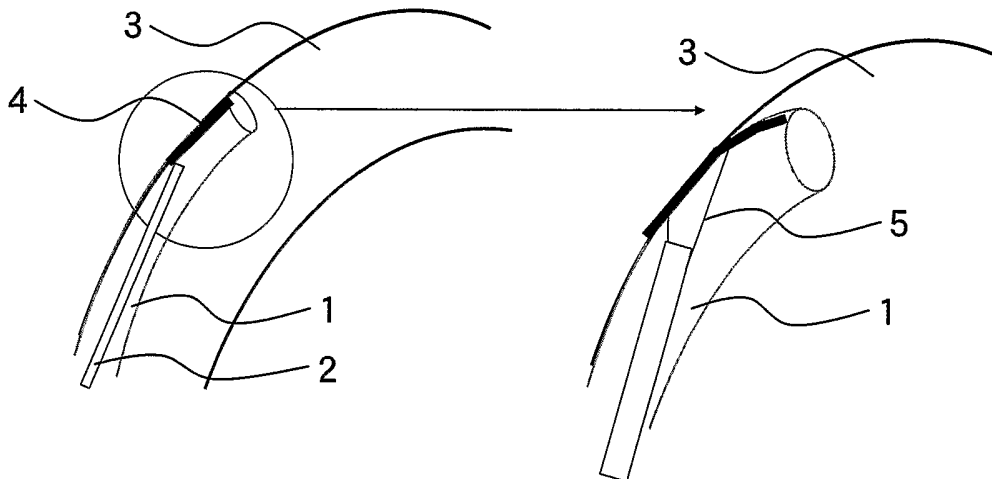
(74) 代理人: 平木 祐輔, 外 (HIRAKI, Yusuke et al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門4丁目3番20号 神谷町MTビル19階 Tokyo (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ,

/ 続葉有 /

(54) Title: THIN TUBE BENDING EXCESSIVELY WITH LIGHT

(54) 発明の名称: 光により過屈曲する細管



(57) Abstract: A thin tube used by being inserted into the cavity section of a tubular article or the space section of a structure, and capable of judging the bending direction of the forward end of the thin tube through a sensor provided at the forward end thereof by applying light and further capable of bending the forward end of the thin tube to an arbitrary direction by means of an actuator provided at the forward end of the thin tube. The thin tube used for internal observation or treatment by being inserted into the cavity section of a tubular article or the space section of a structure is provided, at the forward end thereof, with a device for sensing irradiation of light and/or an actuator operating through irradiation with light. A light transmitting means provided in the thin tube irradiates the device and/or the actuator with light and the extent of bending at the forward end of the thin tube is monitored and/or controlled through action of the device or the actuator in the thin tube.

(57) 要約: 管状物体の管腔部または構造物の空間部に挿入して用いる細管であって、光を照射することにより、細管先端部のセンサにより細管先端部の屈曲方向を判断することができ、さらに細管先端部のアクチュエータにより細管先端部を任意の方向に屈曲させることができる

/ 続葉有 /



WO 2006/038739 A1



NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR),

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

細管の提供。 管状物体の管腔部または構造物の空間部に挿入して用いる細管であって、細管先端部に光の照射を感知するデバイスおよび／または光の照射により作動するアクチュエータを含み、細管内に光伝達手段を有し、該光伝達手段により光を前記デバイスおよび／またはアクチュエータに照射し、該デバイスまたはアクチュエータの作用により、細管先端部の屈曲の程度をモニタし、および／または制御する内部観察または内部処理用細管。

明 細 書

光により過屈曲する細管

技術分野

本発明は、血管等の体内の管腔、機械等の人工構造物の配管腔や内部空間に挿入して管腔内等を観察、治療、修理等をする細管に関する。特に、本発明は、血管、消化管等の生体の管状器官に挿入して用いるカテーテルに関する。

背景技術

従来より、血管、消化管、尿管、卵管、気管等の体腔内や機械構造物の配管腔内や内部空間を内視鏡等を利用して観察、診断等を行い、または治療、修理等の内部観察や内部処理を行う場合、カテーテル等の細管が用いられていた。例えば、カテーテルを複雑に蛇行、分岐している血管等の体腔内に挿入し目的部位まで到達させるためには、極めて複雑な操作を必要とし、その扱いには熟練を要した。カテーテルを蛇行、分岐部位を通過させて目的部位に到達させるために、現在はガイドワイヤーを先に挿入し、該ガイドワイヤーに沿ってカテーテルを挿入する方法や、カテーテルをコイル状の構造にしておき、トルク伝達チューブによりカテーテルを屈曲させる等により、先端部を操作する方法等が取られている。しかし、特に強い屈曲部が存在する S 字結腸部や冠状動脈部にカテーテルを挿入しようとする場合、カテーテルをスムーズに該屈曲部を通過させることは困難であった。また、予め特定の屈曲部分に形状を適合させたジャドキンス型カテーテル等も用いられていたが汎用性は少なかった。さらに、例えばカテーテルチューブに形状記憶合金を組み込み、該形状記憶合金を加熱して形状を変化させることによりカテーテル先端を屈曲させることによりカテーテルの進行方向を制御したり（特許文献 1 および特許文献 2 を参照）、カテーテルにバルーンを設け、該バルーンの拡張を調節することによりカテーテルの進行方向を制御するカテーテル（特許文献 3 および 4 を参照）が提案されていた。

しかしながら、これらの従来の先端を操作したり屈曲を制御し得るカテーテル

において、操作性は多少改善されたものの、屈曲方向や屈曲の程度をカテーテルの先端の位置をモニタした上で、手技者が操作する必要がある、やはりかなりの熟練を必要とし、カテーテル先端の屈曲の程度のモニタも特殊な装置を必要とし、また操作に時間がかかっていた。特に、これらのカテーテルは任意の方向に屈曲させることを前提として設計されており、任意の方向に屈曲し得るが故に、逆に特定の方向に屈曲を制御することは容易ではなかった。さらに、形状記憶合金を利用したカテーテルにおいては、電流を形状記憶合金部分に流し、熱を発生していたが、心臓等に電流が漏れて到達しないように、厳重な絶縁措置が必要であった。

また、従来より二重のチューブからなるカテーテルも用いられていた。しかし二重のチューブを用いるカテーテルは、専らバルーンカテーテルであった（特許文献 5 参照）。

特許文献 1 特開昭 61-255669 号公報

特許文献 2 特開平 7-323091 号公報

特許文献 3 特開平 8-47539 号公報

特許文献 4 特開 2003-230629 号公報

特許文献 5 特開平 09-028808 号公報

発明の開示

本発明は、管状物体の管腔部または構造物の空間部に挿入して用いる細管であって、光を照射することにより、細管先端部のセンサにより細管先端部の屈曲方向を判断することができ、さらに細管先端部のアクチュエータにより細管先端部を任意の方向に屈曲させることができる細管の提供を目的とする。本発明は、さらに、管腔部または構造物に接触して受動的に屈曲した細管先端部を屈曲した方向にさらに能動的に屈曲させる、進行方向を自己判断し得る細管の提供を目的とする。

上記のように、従来の先端部を操作し得るカテーテルにおいては、複雑な機構を要し、また先端部の操作にも熟練を必要とし、また操作に時間がかかっていた。さらに、形状記憶合金を利用して先端部の操作を可能にするカテーテルにおいて

は、形状記憶合金に電流を流す必要があるので、漏電を防ぐために厳密な絶縁が必要であった。

本発明者らは、先端部の操作がより容易かつ迅速に行えるカテーテル等の細管について鋭意検討を行った。本発明者らは、先端部が屈曲したカテーテル先端に光を照射した場合に、光が先端部の屈曲部の外側内壁に当たり、光が当たった部分において照射された光または光により上昇した温度を測定することにより、先端部の屈曲方向を判断できることを見出した。さらに、本発明者らは、光と光照射により発生する熱により形状が変化する材料を用いることにより、カテーテル先端部の形状を変化させ、カテーテルの先端部の屈曲を制御し、カテーテルの進行方向を制御することができることを見出した。例えば、カテーテルを管腔部に挿入する場合、管腔部の屈曲した部分においてカテーテル先端が管腔外周側に接触し、やや屈曲する。このような場合に、カテーテルの内部の腔内にレーザ等の光を照射する手段をカテーテルの進行方向に向かって光を照射するように設けておく。カテーテル先端部がやや屈曲した状態にあるときに、光を照射すると、光が常にカテーテル先端部の屈曲した側とは反対側のカテーテル内壁に照射される。光が照射される位置に、光を吸収して熱を発生させる材料（光吸収性材料）と熱により形状または体積が変化する材料（可変形材料）を熱の伝導が可能なように接触させて設けておくことにより、光の照射により発生した熱が、可変形材料の形状を変化させ、該変化によりカテーテル先端の屈曲を変えるように操作し、カテーテルの進行方向を制御し得る。

本発明者らは、カテーテル先端部において全周にわたるように光吸収性材料と可変形材料を接触させた状態で設けておくことにより、カテーテル先端部が管腔外周側への接触等によりやや曲がったときに、光を照射すると、カテーテル先端の屈曲した側とは反対側に位置する光吸収性材料に光が当たり、発生した熱が可変形材料に伝導されるようにカテーテルを設計した。さらに、カテーテルを二重管構造とし、内側のカテーテル先端部の一部側に光吸収性材料と可変形材料を接触させた状態で設けておき、該光吸収性材料と可変形材料に光が照射されるように内側カテーテル先端部を外側カテーテル中を移動させることにより、光を該光吸収性材料と可変形材料に照射させ、カテーテル先端を任意の方向に屈曲させ得

るようにカテーテルを設計した。この際、可変形材料がカテーテルの進行方向（長さ方向）に伸展するように設けることにより、可変形材料の変化により、カテーテルのその部分が伸びるように曲げられ、カテーテル先端部が、やや曲がっていた側にさらに屈曲（過屈曲）することを見出し、本発明を完成させるに至った。さらに、本発明者らは、上記装置において、光照射方向を自由に変化させることにより、カテーテル先端の任意の側に存在する可変形材料の形状を変化させ、任意の方向にカテーテル先端を屈曲させ得ることも見出した。

すなわち、本発明は以下の通りである。

[1] 管状物体の管腔部または構造物の空間部に挿入して用いる細管であって、細管先端部に光の照射を感知するデバイスおよび／または光の照射により作動するアクチュエータを含み、細管内に光伝達手段を有し、該光伝達手段により光を前記デバイスおよび／またはアクチュエータに照射し、該デバイスまたはアクチュエータの作用により、細管先端部の屈曲の程度をモニタし、および／または制御する内部観察または内部処理用細管、

[2] 管状物体の管腔部または構造物の空間部に挿入して用いる細管であって、細管先端部に含まれる光の照射を感知するデバイスが、細管先端部の全周にわたって連続的にまたは断続的に（例えば、一定間隔で）含まれる、光の照射を感知する光センサまたは温度センサであり、細管内の光伝達手段により照射した光を前記光センサでモニタし、または光の照射部位における温度上昇を前記温度センサでモニタし、細管先端部全周中の光が照射された側をモニタすることにより、光が照射された側と反対側に細管先端部が屈曲していると判断し得る、[1]の内部観察または内部処理用細管、

[3] 光の照射を感知するデバイスが熱電対、熱感応性半導体および赤外線感応性センサからなる群から選択される温度センサである[1]または[2]の内部観察または内部処理用細管、

[4] 光の照射を感知するデバイスが光センサである[1]または[2]の内部観察または内部処理用細管、

[5] 管状物体の管腔部または構造物の空間部に挿入して用いる細管であって、細管先端部に含まれる光の照射により作動するアクチュエータが光の照射により

形状が変化し得る可変形材料であり、細管内の光伝達手段により照射した光の作用で可変形材料の形状を変化させることにより、細管先端が屈曲し得る、[1]の内部観察または内部処理用細管、

[6] 可変形材料が光を吸収して熱を発生し、熱により形状が変化し得る可変形材料である、[5]の内部観察または内部処理用細管、

[7] 管状物体の管腔部または構造物の空間部に挿入して用いる細管であって、細管先端部に光を吸収して熱を発生する光吸収性材料および熱により形状が変化し得る可変形材料を熱伝導が可能のように接触した状態で含まれており、細管内に光伝達手段を有し、該光伝達手段により光を光吸収性材料に照射し、光吸収性材料で発生した熱が、可変形材料に伝導し、可変形材料の形状を変化させることにより、細管先端が屈曲し得る、[5]の内部観察または内部処理用細管、

[8] 細管先端部の全周にわたって、連続的にまたは一定間隔で、可変形材料を含む[5]から[7]の細管、

[9] 形状が変化し得る可変形材料が、バイメタルまたは形状記憶合金である[5]から[8]のいずれかの細管、

[10] 形状が変化し得る可変形材料が、高分子ゲルアクチュエータである[5]から[8]のいずれかの細管、

[11] 照射する光の強度を変化させることにより、可変形材料の変形する力を変化させ、細管先端の屈曲の角度を制御し得る[5]から[10]のいずれかの細管、

[12] 細管が管状物体の管腔部または構造物の空間部において管腔内壁または構造物の一部に接触し、細管先端部が受動的に屈曲した際に、光を照射することにより、細管先端部が、屈曲した側にさらに能動的に屈曲し得る[5]から[11]のいずれかの細管、

[13] 光を照射する光照射手段が光伝達手段に照射方向を変更できるように結合され、屈曲する側と反対側の細管内壁に光を照射することにより、細管先端部が屈曲し得る[5]から[11]のいずれかの細管、

[14] 細管が医療用カテーテルである、[1]から[13]のいずれかの細管、

[15] 細管が医療用内視鏡である、[1]から[13]のいずれかの細管、

[16] 細管が工業用内視鏡である、[1]から[13]のいずれかの細管、

[17] 管状物体の管腔部または構造物の空間部に挿入して用いる、内側細管および外側細管を含む二重細管であって、内側細管が[1]の細管である、内部観察または内部処理用二重細管、

[18] 内側細管が[5]から[11]のいずれかの細管である、[17]の内部観察または内部処理用二重細管、

[19] [17]または[18]の、管状物体の管腔部または構造物の空間部に挿入して用いる二重細管であって、

内側細管が、先端部光の照射により作動するアクチュエータとして光の照射により形状が変化し得る可変形材料を含み、細管内の光伝達手段により照射した光の作用で可変形材料の形状を変化させることにより、細管先端が屈曲し得る細管であり、

内側細管の光の照射により作動するアクチュエータが内側細管の一部側にのみ含まれ、

内側細管は外側細管内に、前後移動可能かつ回転運動可能に設けられており、内側細管を外側細管内において前後移動および回転運動させることにより、内側細管のアクチュエータを、内側細管を屈曲させる側と同じ側または反対側に位置させ、光を照射することにより、内側細管を屈曲させ得る、内部観察または内部処理用二重細管、

[20] 内側細管が、トルク伝達チューブである[17]から[19]のいずれかの内部観察または内部処理用二重細管、

[21] 管状物体の管腔部または構造物の空間部に挿入して用いる、内側細管および外側細管を含む二重細管であって、内側細管および外側細管が[1]の細管である、内部観察または内部処理用二重細管、

[22] 内側細管が[5]から[11]のいずれかの細管であり、外側細管が[2]から[4]のいずれかの細管である、[21]の内部観察または内部処理用二重細管、

[23] [21]または[22]に記載の、管状物体の管腔部または構造物の空間部に挿入して用いる二重細管であって、

外側細管の先端部に含まれる光の照射を感知するデバイスが、細管先端部の全周にわたって連続的にまたは断続的に（例えば、一定間隔で）含まれる、光の照射

を感知する光センサまたは温度センサであり、細管内の光伝達手段により照射した光を前記光センサでモニタし、または光照射による温度上昇を前記温度センサでモニタし、細管先端部全周中の光が照射された側をモニタすることにより、光が照射された側と反対側に細管先端部が屈曲していると判断し得る細管であり、内側細管が、先端部光の照射により作動するアクチュエータとして光の照射により形状が変化し得る可変形材料を含み、細管内の光伝達手段により照射した光の作用で可変形材料の形状を変化させることにより、細管先端が屈曲し得る細管であり、

内側細管は外側細管内に、前後移動可能かつ回転運動可能に設けられており、内側細管を外側細管内において前後移動および回転運動させることにより、内側細管のアクチュエータを、外側細管を用いてモニタした細管先端部の屈曲方向の反対側に位置させ、光を照射することにより、内側細管をさらに屈曲させ得る、内部観察または内部処理用二重細管、

[2 4] 内側細管が、トルク伝達チューブである[2 1]から[2 3]のいずれかの内部観察または内部処理用二重細管、

[2 5] 細管が医療用カテーテルである、[1 7]から[2 4]のいずれかの二重細管、

[2 6] 細管が医療用内視鏡である、[1 7]から[2 4]のいずれかの二重細管、
ならびに

[2 7] 細管が工業用内視鏡である、[1 7]から[2 4]のいずれかの二重細管。

本明細書は本願の優先権の基礎である日本国特許出願 2004-295374 号の明細書および／または図面に記載される内容を包含する。

図面の簡単な説明

図 1 A は、本発明の細管を血管内に挿入した状態を示す図である。

図 1 B は、本発明の細管の先端部を光照射により屈曲させる状態を示す図である。

図 2 A は、本発明の二重細管を血管内に挿入した状態を示す図である。

図 2 B は、本発明の二重細管の先端部を光照射により屈曲させる状態を示す図

である。

図 3 A は、血管分岐部において、ガイドワイヤーを用いて細管を導入する方法を示す図である。

図 3 B は、血管分岐部において、本発明の二重細管を導入する方法を示す図である。

図 3 C は、血管分岐部において、本発明の二重細管をガイドワイヤーと組合せて導入する方法を示す図である。

図 4 は、細管内側からレーザーを照射する細管の屈曲実験を示す図であり、レーザー照射前の状態を示す写真である。

図 5 は、細管内側からレーザーを照射する細管の屈曲実験を示す図であり、レーザー照射後の状態を示す写真である。

図 6 は、細管外側からレーザーを照射する細管の屈曲実験を示す図であり、レーザー照射前の状態を示す写真である。

図 7 は、細管外側からレーザーを照射する細管の屈曲実験を示す図であり、レーザー照射後の状態を示す写真である。

図 8 は、模擬血管中での細管の屈曲実験を示す図であり、レーザー照射前の状態を示す写真である。

図 9 は、模擬血管中での細管の屈曲実験を示す図であり、レーザー照射後の状態を示す写真である。

図 10 は、レーザーを照射した場合のチューブの測温実験の結果を示す図である。

図 11 は、レーザーを照射した場合のチューブの測温実験の結果を示す図である。

図 12 は、血管内視鏡を組込んだ本発明の細管を用いての血管内の観察の様子を示す図である。

図 13 は、高強度パルス光を管腔内に照射し水蒸気泡を発生させ、管腔内の液体を一時的に排除しうる、内視鏡装置を示す図である。

図 14 は、高強度パルス光を管腔内に照射し水蒸気泡を発生させ、管腔内の液体を一時的に排除しうる、内視鏡装置のカテーテル部分の断面を示す図である。

図 15 は、実施例 4 から 6 において用いた装置を示す図である。

図 16 は、レーザーにより誘発された水蒸気泡を示す図である。

図 17 は、高強度パルス光照射、水蒸気泡の発生、照明光フラッシュの時間的関係を示す図である。

図 18 は、シリコンチューブ内に牛乳を充填させ、遅延時間 $70\mu s$ でチューブ内を観察したときの写真である。

図 19 は、シリコンチューブ内に牛乳を充填させ、遅延時間 $140\mu s$ でチューブ内を観察したときの写真である。

図 20 は、シリコンチューブ内に牛乳を充填させ、レーザ照射してチューブ内を撮像した場合の、レーザ照射とパルス照明の間の遅延時間と撮像画像の大きさおよび明度の相対的大きさの関係を示す図である。

符号の説明

- 1 細管
- 2 光伝達ファイバー
- 3 血管
- 4 光吸収性・伸展性材料（光吸収性・可変形材料）
- 5 光
- 6 外側細管
- 7 内側細管
- 8 ガイドワイヤー
- 9 カテーテル
- 10 高強度パルス光伝送用ファイバー
- 11 観察用の光伝送用ファイバー
- 12 高強度パルス光照射部
- 13 観察用光照射部
- 14 高強度パルス光源
- 15 観察用光光源
- 16 遅延パルスジェネレータ
- 17 照明部
- 18 ライトガイド（照明用）

- 1 9 パルス照明光源
- 2 0 観察部
- 2 1 イメージガイド
- 2 2 撮像素子
- 2 3 処理部
- 2 4 モニター
- 2 5 ルーメン（生理食塩水注入）
- 2 6 カテーテルシース
- 2 7 レーザ伝送用ファイバー
- 2 8 イメージガイド
- 2 9 ライトガイド
- 3 0 細径内視鏡
- 3 1 シース
- 3 2 Ho:YAG レーザ発生装置
- 3 3 フラッシュランプ
- 3 4 集光レンズ
- 3 5 遅延ジェネレーター
- 3 6 CCD カメラ
- 3 7 モニター
- 3 8 ブタ冠状動脈

発明を実施するための最良の形態

本発明は、体内管腔部や配管等の管状物体の管腔部内または機械構造物や建築構造物等の構造物の内部空間に挿入し、目的部位の観察や修理、治療等の処理を行うための細管であって、先端部の屈曲方向を光の照射により判断することができる細管である。さらに、本発明は、先端部が自由に屈曲するように操作でき、管腔部が屈曲している場合に、複雑な操作を行うことなく、細管内に収納された光伝達用ファイバーの先端から一定強度の光を一定時間照射するだけで、容易に細管先端部を任意の方向に屈曲させることができ、複雑に蛇行、分岐している管

腔部や複雑な構造を有している内部空間であってもスムーズに細管を管腔や空間に沿って挿入させ、細管を目的部位に到達させ得る細管である。さらに、管腔部の屈曲部で受動的に細管先端部が屈曲した場合に、細管内に収納された光伝達用ファイバーの先端から一定強度の光を一定時間照射することにより、屈曲方向にさらに能動的に細管先端部を屈曲させることができる。この結果、例えば血管内の分岐部、狭窄部、動脈瘤入り口などでカテーテルの進路を変更することが可能である。すなわち、本発明の細管は屈曲機構を有している。また、本発明の細管は、既に屈曲している方向にさらに屈曲し得ることから、光により過屈曲する細管でもある。

本発明の細管には、医療用カテーテル、医療用内視鏡、工業用内視鏡等が含まれる。医療用カテーテルには、心臓カテーテル、血管カテーテル、腎臓カテーテル、点滴用カテーテル、神経用カテーテル等あらゆる医療用カテーテルが含まれる。これらの医療用カテーテルが対象とする管腔は、体内管腔であり、目的に応じて、血管、尿管、消化管、気管、卵管等がある。また、医療用内視鏡は、心臓内視鏡、血管内視鏡、大腸（結腸）内視鏡、上部消化管内視鏡、卵管内視鏡、神経内視鏡等が含まれる。内視鏡は通常カテーテル状の管に組合せて用いられるので、内視鏡もカテーテルに含まれる。これらの医療用カテーテル、医療用内視鏡には、バルーンや種々の治療用装置が含まれていてもよい。

また、工業用内視鏡には、原子炉内配管やボイラー配管等の工業用配管、機械や構造物の内部を観察するための内視鏡が含まれる。また、工業用内視鏡は修理等の処理のための特殊な装置を含んでいてもよい。なお、機械や構造物の内部には、空間があり本発明の細管は該空間内に挿入され移動するが、該空間部の１種の腔と解されるので、本発明において機械や構造物の内部の空間も管腔内と呼ぶことがある。

細管の大きさは限定されず、挿入しようとする管腔の種類、サイズにより、適宜大きさを選択することができる。また、材質も限定されず、屈曲した管腔内においてその屈曲に応じて曲がり得る程度の可撓性を有する限り、合成樹脂、金属、これらの組合せのものを適宜用いることができる。例えば、ポリエチレン、ポリエチレンテレフタレート、ポリプロピレン、ポリ塩化ビニル（PVC）、ポリウレ

タン、ポリアミド、ポリアミドエラストマー、ポリイミド、ポリイミドエラストマー、フッ素樹脂、シリコン、天然ゴムなどが挙げられる。また、金属の場合、網状またはコイル状の金属が用いられ、上記樹脂と組合せればよい。

本発明の細管には従来から上記の目的で用いられているカテーテル等の細管先端部を加工することにより、本発明の細管を製造することができる。

細管の一例として、血管カテーテルを挙げると、サイズは、3Fr. から 6Fr. のものが用いられ、長さは 1 から 2 m 程度である。

本発明の細管は、全長またはほぼ全長にわたって少なくとも一つの腔（ルーメン）を有し、細管先端部を加熱することにより形状が変化し得る可変形材料および光を吸収することにより熱を発生し得る光吸収性材料を配置し、該光吸収性材料にレーザ光等の光を照射し、光吸収性材料が発生した熱を可変形材料に伝達させることにより可変形材料の形状を変えることにより細管先端部を屈曲させ、複雑に蛇行、分岐している管腔内の所望の部位、あるいは複雑な内部構造を有している機械や構造物の内部の所望の部位に到達させ得る細管である。ここで、細管先端部は、細管遠位端部と呼ぶこともあり、細管の最先端部に近い部分を意味し、最先端部から数十 cm 程度までの部分を指す。また、先端部と逆の端部（最端部から数十 cm 程度までの部分）を手元部または近位端部といい、細管は手元部で細管の動きを操作する操作部と連結される。細管内の腔には、可変形材料を加熱するための光を照射するための光ファイバーや、内視鏡として機能するための光ファイバー、体内の管腔内を治療したり、配管等の腔内や機械、構造物内部を修理等するための各種装置、例えば、投薬剤装置等が組み込まれる。

また本発明の細管は、内側細管と外側細管からなる二重細管構造を有しているもよい。この場合、内側細管は外側細管内を前後方向に移動させることができ、さらに内側細管は外側細管内で回転運動をすることができる。回転運動は、内側細管にトルク伝達チューブを用いることにより、手元の操作で可能になる。なお、細管の回転運動は、実際には細管全体が均一に回転するのではなくて、細管がねじれることにより、細管先端部が回転する。本発明では、細管のねじれによる細管先端部の回転運動を細管の「回転運動」あるいは「回転方向への動き」と表現している。また、二重細管構造にする場合は、外側細管と内側細管のサイズは、

適宜決定することができる。

本発明の細管の先端部に含まれる「光の照射を感知するデバイス」として、光センサおよび温度センサを上げることができる。光センサは、照射された光を直接検出する。光センサの種類は、限定されず CdS などの光伝導素子、フォトリジスタ、フォトダイオード、フォトサイリスタ等の、光起電力素子、光電撮像管、光電子倍增管等の受光素子、光ダイオードアレイ、PSD、CCD イメージセンサ、MOS イメージセンサ、DIPD 等の光複合素子など、光を検出し得るものならいずれも用いることができる。熱センサは、光を照射した部分での温度上昇を検出する。このため、熱センサは、それ自体が光を吸収して熱を発生するか、あるいは光が照射される部分に、熱センサと接触した状態で、光を吸収して熱を発生する材料を設けておく必要がある。本発明において、熱センサという場合、光を吸収して熱を発生する材料も含む。この光吸収性材料については後述する。熱センサも限定されず、熱電対、熱感応性半導体、赤外線感応性センサ等を用いることができる。光の照射を感知するデバイスは、細管先端部の全周にわたって、連続的にあるいは断続的に（例えば、一定間隔で）設けておく。また、屈曲の程度により、光が照射される細管上の軸方向（前後方向、長さ方向）の前後位置も変わってくるので、前後方向に複数設けてもよい。このようなデバイスを設けることにより、光が照射された部分を光または温度により検出することができる。細管先端部が屈曲していない場合、光はまっすぐに進行し、上記デバイスに当たらないので、光も熱も検出されない。一方、細管先端部が屈曲している場合、光は屈曲している部分の細管の内壁に当たり、その部分に設けられた上記デバイスにより光が照射された位置を検出することができ、細管先端が、光が照射された位置と反対方向に屈曲していると判断することができる。また、管腔部に導入した細管が屈曲するのは細管先端部が管腔部の外周側に接触した場合が多く、この場合、光センサまたは温度センサにより、細管の管腔部に接触した側がどちら側かを判断することができる。例えば、温度センサを細管先端部の全周にわたって設けた場合、光が当たった温度センサで最高温度を検出し、その周囲の温度センサではそれより低い温度を検出する。光の照射を感知するデバイスで感知した信号は、例えば細管中にリード線を設け該リード線により、前記デバイスと手元側の検出装置を

電氣的に連絡させることにより検出することができる。

細管の長さ（軸）方向に沿って、溝あるいは塗料により、印を付しておくことにより、細管の屈曲方向と反対側、すなわち管腔部に接触した側がどちら側か手元部分で判断することができる。このように手元部分で、細管の屈曲方向と反対側、すなわち管腔部に接触した側を判断できるので、後述のように細管先端部に光の照射により作動するアクチュエータを含む細管を導入する際にアクチュエータの位置を調節することができる。また、細管が一方向にのみ曲がり得る従来の細管（カテーテル）に上記光の照射を感知するデバイスを含ませてもよく、この場合、管腔部に接触した側と曲がり得る側の位置関係が上記印によりわかるので、細管が接触した側と反対側に曲がり得る側が位置するように、細管を動かすことにより、細管を管腔の屈曲部の屈曲方向に進行させることができる。

「アクチュエータ」とは、入力信号に応じてなんらかの稼動エネルギーを機械量に変換する素子あるいは装置であり、本発明の装置における「光の照射により作動するアクチュエータ」は、光の照射により細管先端部を屈曲させるよう作動し得るデバイスをいい、可変形材料が挙げられる。可変形材料は、熱により形状または体積が変化し得る材料である。本発明において、可変形材料は少なくとも細管先端部が屈曲する側と反対側に存在すればよく、可変形材料が熱により、伸展することにより、細管先端部を部分的に伸ばし、伸びた可変形材料が位置する側と反対側に向かって細管先端が屈曲する。本発明の可変形材料を伸展性材料ということもある。可変形材料は、形状の変化により細管先端を屈曲させるため、可変形材料が屈曲する力は細管の剛性に打ち勝って屈曲させる程度以上の力である必要がある。典型的には、樹脂製の細管と金属製の可変形材料を組合せて用いればよい。また、可変形材料が変形により伸びることにより、細管先端部を屈曲させるため、可変形材料は、細管の長さ方向（挿入時に進行する方向）に伸びるように配置する。例えば、線状または短冊状に加工した可変形材料を細管の管壁内、内壁面、外壁面に設ければよい（図1Bを参照）。また、可変形材料は、細管壁の全周の一部に存在しても、断続的に（例えば、一定間隔で）もしくは連続して細管壁の全周にわたって存在してもよい。このように、全周にわたって存在することにより、光を内壁のどの側に照射しても、光を照射した側と反対の側に細

管を屈曲させることができる。さらに、可変形材料を細管の前後（長さ）方向に複数設けてもよい。この場合、光を照射する可変形材料により、細管の前後（長さ）方向の任意の位置で細管を屈曲させることが可能である。

可変形材料の例として、バイメタルおよび形状記憶合金が挙げられる。バイメタルは、熱膨張率が異なる2種類またはそれ以上の金属の板をはり合わせたものであり、温度が変化すると熱膨張率の小さな金属のほうに曲がるように形状が変化する。なお、3種類の金属を組合せたものをトリメタルと呼ぶこともあるが、本発明においては、「バイメタル」という場合、3種類以上の金属を組合せたものも含む。細管先端に熱膨張率が低い金属が内側に位置するように含ませれば、バイメタルは、熱により熱膨張率が低い側に曲がるので、細管先端も同じ側に屈曲する。バイメタルは、組合せる金属によりわん曲係数、使用温度範囲が決まっており、細管の用途に応じて必要なわん曲係数、使用温度範囲が決まり、それに従って用いるバイメタルを選択することができる。管腔によっては、急激な屈曲部が存在するので、最大の曲がる程度も大きいほうが好ましく、この点、わん曲係数が大きいバイメタルが好ましい。わん曲係数が大きいほどバイメタルのわん曲量（変位置）が大きくなる。ここで、わん曲量とは、曲がっていない水平なバイメタルを加熱し曲げたときのバイメタルの先端の最も曲がった部分の元の水平位置からの距離をいう。また、わん曲量は温度により変動し、高温になればなるほどわん曲量が大きくなるので、上昇温度を調節することにより、変位置を任意に変えることができ、すなわち細管先端の屈曲の程度を制御することができる。例えば、本発明の細管に用いるバイメタルのわん曲係数は、室温～100℃間で、 $5 \times 10^6/\text{K}$ 以上、好ましくは $10 \times 10^6/\text{K}$ 以上である。使用温度範囲は、用途により異なるが、例えば細管が医療用カテーテル等生体内の管腔に挿入する細管である場合、約60℃以下で用いることが望ましい。本発明の細管に用い得るバイメタルとして、例えば株式会社NEOMEX製のBR-1等が挙げられる。

また、形状記憶合金は、熱を与えて一定の温度にすることにより形状が変化し得る金属であり、公知の形状記憶合金を用いることができる。例えば、NI-TI（ニッケルチタン）系、CU-ZN-AL（銅—亜鉛—アルミ）系等の形状記憶合金が存在する。形状記憶合金は、上述のように細管の長さ方向に伸展するように設けられるが、

このように設けるためには、高温では、線状や短冊状の形状記憶合金が、低温でコイル状や一部が曲がり全長が短い状態にあるようにしておけばよい。この場合、加熱によりコイル状や一部が曲がった状態にある形状記憶合金が伸展するので、細管先端部を屈曲させることができる。形状記憶合金の変態温度は、細管の用途により適宜設定し得るが、例えば生体内の管腔に挿入する細管の場合、約 60℃ 以下が望ましい。

さらに、可変形材料としては、前述のように金属製のバイメタルや形状記憶合金ばかりでなく、高分子材料でできたものも用いることができる。高分子材料でできた可変形材料としては、温度や光などの環境変化により体積変化・伸縮・屈曲が起きる高分子ゲル材料を用いた高分子ゲルアクチュエータが挙げられる。高分子ゲルアクチュエータとしては、例えば光を照射することにより体積変化・伸縮・屈曲が起きるアゾベンゼン-ポリアクリル酸エチルゴム（紫外光で収縮し、可視光で伸展する）、温度変化により体積変化・伸縮・屈曲が起きるブチルメタクリレート-アクリルアミド-アクリル酸モノマー（低温で収縮し、高温で膨張する）、 γ 線架橋させた PVME（高温で収縮し、低温で膨張する）等が挙げられる。

これらの高分子ゲルアクチュエータは、加工成型し、高分子アクチュエータの体積変化・伸縮・屈曲により細管先端部が屈曲するように細管先端部に含ませればよい。高分子アクチュエータに体積変化・伸縮・屈曲を起こさせるには、光により体積変化・伸縮・屈曲が起きるアクチュエータの場合は、光を照射すればよく、また温度変化により体積変化・伸縮・屈曲が起きるアクチュエータの場合は、アクチュエータと接触した光吸収性材料に光を照射し、光吸収性材料に熱を発生させ該熱をアクチュエータに伝導させるか、あるいはアクチュエータに光を照射しアクチュエータ自身に熱を発生させればよい。高分子ゲルアクチュエータは、例えば田所、日本ロボット学会誌 Vol. 15, No. 3, pp. 318-322, 1997 に記載のものをを用いることができる。

光を吸収し熱を発生する光吸収性材料は、限定されないが、用いる光の波長との組合せで何を用いるかが決まってくる。

光吸収性材料は、光を吸収し前記の可変形材料に熱を伝導させる。効率的に熱を伝導させるためには、熱伝導率が高いものが好ましい。光吸収性材料から可

変形材料に熱を伝導させるために、両材料は接触している必要がある。接触は部分的な接触でもよいが、効率的に熱を伝導させるためには、広い面積で接触していることが好ましく、例えば、光吸収性材料と可変形材料をほぼ同じ大きさに加工して貼り付けて用いればよい。光吸収性材料は、細管内部の腔部に配置された光伝達用ファイバーから光を受けるため、可変形材料の内側に可変形材料に接触するように存在させる。また、細管内部に存在してもよいが、光が直接照射されるように、細管の壁面に少なくとも一部が露出するように設けるのが好ましい。また、可変形材料を光吸収性材料で被覆してもよい。この場合、可変形材料全体を被覆してもよいし、光を照射する部分のみを被覆してもよい。また、光吸収性材料と可変形材料が直接に接触していない場合であっても、光吸収性材料で発生した熱が可変形材料に伝導し得る関係にある場合、両者は接触しているという。

さらに、本発明の装置において、光吸収性材料と可変形材料は同じものでもよい。可変形材料としては、前述のように金属製のバイメタルや形状記憶合金ばかりでなく、高分子材料でできたものも用いることができる。金属も高分子材料も光を吸収し熱を発生し得るので、可変形材料自体を光吸収性材料としても用い得る。

本発明において、可変形材料が光吸収性材料を兼ねる場合にそれを光吸収性・可変形材料（光吸収性・伸展性材料）ということがあり、また可変形材料と光吸収性材料が接触したものを同様に光吸収性・可変形材料（光吸収性・伸展性材料）ということがある。

また、細管先端部を光吸収性材料を用いて作製してもよい。この場合、細管先端部に可変形材料を設けることにより、可変形材料は光吸収性材料と接触し、光吸収性材料から可変形材料に熱が伝導し得る。

本発明の装置において、光センサまたは温度センサにより検出され得る光線および光吸収性材料を発熱させるために照射する光線の種類は限定されないが、連続もしくはパルスレーザ光線または波長可変のオプティカルパラメトリックオシレーター（OPPO; Optical Parametric Oscillator）により発生する光線が望ましい。レーザとしては、半導体レーザ、色素レーザ、可変波長近赤外レーザの二重倍波等を好適に用いることができる。光線はパルスレーザ等のパルス光線でも

連続レーザ等の連続光線でもよい。また、連続光は、ライトチョッパーを用いて断続させ、パルス光線として照射することもできる。本発明の装置においては、半導体レーザを連続光線として用いるのが望ましい。

光を管腔内へ伝送する手段には、細管の先端部付近に位置する、光を照射する手段および光を光発生装置から該光照射手段に伝送する光ファイバー（石英ファイバー、プラスチックファイバー、中空の光伝送路）が含まれる。本発明においては、石英ファイバーが望ましい。

石英ファイバーは細管の腔内に含まれ、その一端で光発生装置と連結し、もう一端で光照射手段と連結している。本発明で用いられるファイバーは、細管の用途、太さにより適宜選択すればよいが、直径 0.05～0.3mm 程度のきわめて細いものから、可視的な太さのものまで、細管の中に収まり光エネルギーを伝送できる限り、広く種々の径のものを用いることができる。なお、光の照射を感知するデバイスに光を照射するためのファイバーと光の照射により作動するアクチュエータに光を照射するためのファイバーは異なってもよく、この場合は、前者のファイバーにより太いファイバーを用いる。太いファイバーを用いて細管先端の屈曲をモニタした後、太いファイバーを一旦抜き取り、次いで光の照射により作動するアクチュエータに光を照射するための細いファイバーを挿入すればよい。

光照射方向は、細管の長さ方向に対して平行であってもよく、また光照射手段の光照射方向が可動であり光の照射方向が制御可能であってもよい。前者の場合、細管の先端部がやや屈曲したときに光を照射すれば、細管先端部がやや屈曲した側と同じ側にさらに屈曲する。後者の場合は、光照射の方向を変えることにより、任意の方向に細管先端部を屈曲させることができる。光照射手段の照射方向を制御するには、光照射手段を小型モーター等により回転可能にしてもよいし、また光照射手段に光照射方向を変えるためのプリズム等を配置し、該プリズム等を動かしてもよい。

さらに、細管の光が照射される部位に光反射性材料を設けてもよい。この場合、反射した光が当たる部分に、アクチュエータを設けておく。光反射性材料の位置およびアクチュエータの位置を調節することにより、細管先端部を任意の方向に屈曲させることができる。

また、光照射部の位置は変えることができる。例えば、細管内に収納された光ファイバーを細管内で抜き差しすることにより、光を光吸収性材料の任意の前後（長さ）方向の位置に照射することができる。

また、先端部が光を照射した際に光が先端部のアクチュエータに当たるような角度であらかじめ屈曲している細管を用いてもよい。あらかじめ、管腔内の特定の部位の屈曲の程度や分岐する腔の屈曲角度がわかっている場合、その部位まで先端部が屈曲している細管を挿入し、アクチュエータの位置を細管の進行方向と反対側の位置に調整し、光を照射することにより細管先端部を所望の方向にさらに屈曲させることができる。その結果、屈曲が大きい部分において細管をスムーズに進行させることができ、また分岐部において所望の分岐部に細管を進行させることができる。

さらに、照射する光の強度を変えることにより、アクチュエータの作動量を変化させることができ、細管先端部の屈曲する程度すなわち屈曲角度を制御することができる。例えば、アクチュエータが熱により変形する可変形材料の場合、照射する光の強度が大きいほど、発生する熱が大きくなり、可変形材料の変形量が大きくなり、細管先端部はより大きく屈曲する。この際、細管をどの程度屈曲させればよいかは、光を照射する前の細管先端部の屈曲の程度をモニタすることにより決定することができる。例えば、細管が内視鏡等の管腔内観察手段を有している場合には、該観察手段により細管の位置および細管先端部の屈曲の程度を知ることができる。また X 線透視画像により先端部の屈曲度を知ることができる。

レーザ発生装置として、例えば、LASER1-2-3 SCHWARTZ (ELECTRO-OPTICS 社製) 等が挙げられる。

さらに、本発明の装置は二重（親子式）細管構造で用いることができる。二重細管構造は、内側細管および外側細管よりなり、好適には遠位端部から近位端部まで二重になっている。例えば、内側細管を外側細管の腔（ルーメン）内に設ければよい。この場合、内側細管には上記の光の照射により作動するアクチュエータを設けておく。内側細管は、外側細管内をスライドさせることにより、前後方向（軸方向）に動かすことができ、また外側細管内で回転させることもできる。例えば、内側細管としてトルク伝達チューブを用いることにより、内側細管を回

転させることが可能になる。このように、内側細管を前後方向に移動させ、かつ回転させることにより、内側細管に設けたアクチュエータを任意の位置に動かすことができる。この際、内側細管の位置を変化させることなく、外側細管を動かしてもよい。

外側細管には、上記の光の照射を感知するデバイスを設けておいてもよい。該デバイスにより外側細管の屈曲の方向を判断することができ、内側細管の先端部のアクチュエータが屈曲方向と反対側に位置するように、内側細管を動かす。この際、外側細管の屈曲方向の外側に光の照射を感知したデバイスが位置するが、あらかじめ細管の軸方向に溝あるいは塗料等により印を付しておき、光の照射を感知したデバイスの位置がわかるようにしておく。また、内側細管のアクチュエータの位置も同様にわかるようにしておく。前記印を合わせることで、内側細管のアクチュエータの位置を屈曲方向と反対側に調整することができる。

本発明の装置は以下のように使用する。なお、図面は細管を血管内に導入する場合の例である。

まず、本発明の細管 1 をガイドワイヤー 8 等を用いて、管腔内に挿入する。

図 1 A に示すように、細管 1 が管腔内の屈曲部に到達すると細管 1 が管壁に接触し、細管先端が管腔の進行方向に受動的にやや屈曲する。しかしながら、この場合細管 1 をそれ以上挿入しようとしても、スムーズに挿入することはできず、停止してしまうか、あるいは管腔壁を傷つけてしまう。ここで、「受動的に屈曲する」とは、細管の一部が管腔外周側に接触することにより、圧力を受け、該力により細管が屈曲することをいう。

本発明の細管の一使用例においては、細管が屈曲部または構造物の内部構造に到達、接触し、細管先端部が受動的にやや屈曲したときに、光を光吸収性・可変形材料 4 に向けて照射する（図 1 B）。細管 1 先端が屈曲していない場合、細管 1 内の光ファイバー 2 から光 5 を照射しても光 5 は細管 1 進行方向と平行に進行するので、細管 1 内壁に当たることはないが、細管 1 先端部がやや屈曲した状態では、光ファイバー 2 から真っ直ぐ照射した光 5 は、屈曲している側と反対側の細管 1 内壁に当たる（図 1 B 右）。図 1 B 右図は、左図の円内の拡大図である。本発明の装置においては、光 5 が当たる部分に光吸収性材料と可変形材料が接触する

か、または同一材料として存在する（光吸収性・可変形材料 4）。光吸収性材料は光を吸収し、熱を発生し、発生した熱は可変形材料に伝導する。可変形材料は伝導した熱により温度が上昇し、形状が変形し伸展する。あるいは、可変形材料自体が光吸収性材料を兼ね、可変形材料が光を吸収し熱が発生し、可変形材料の形状が変形し伸展する。可変形材料が、バイメタルの場合、細管 1 の外側には、熱膨張率の大きい材料を、細管 1 の外側に熱膨張率の小さい材料があるため、熱が伝導すると細管 1 の内側に位置する材料よりも、外側に位置する材料がより膨張し（伸び）バイメタルが屈曲し、細管 1 先端部が、バイメタルが存在する側と反対の側に向かって曲げられ、細管 1 先端部は接触により受動的に屈曲していた側にさらに能動的に屈曲する。可変形材料が、形状記憶合金の場合は、もとの形状すなわちより伸びた状態に戻ろうとするため、同様に細管 1 先端が接触により受動的に屈曲していた側にさらに能動的に屈曲する。その時点で、細管 1 をさらに挿入すると、細管 1 は屈曲した方向に進行する。従って、本発明の装置においては、細管 1 先端部がやや曲がった状態になったときに、さらに曲がった方向に細管 1 先端を曲げることができる。本発明の装置は、曲がった細管 1 の内側と外側を自動的に判別し、さらに内側に屈曲させることができる装置でもある。すなわち、本発明の装置は進行方向を自己判断し進行方向に向けて屈曲する細管でもある。

光照射部の位置は、限定されないが、細管 1 先端部より後方に位置するように配置するのが好ましい。この場合、細管 1 先端部がやや屈曲した場合であっても、照射方向は、屈曲部に到達する前に向いていた方向である。この状態で光を照射すると、光 5 は図 1B に示すように、細管 1 の屈曲している側と反対側に設けられた、光吸収性材料または光吸収性を有する可変形材料（光吸収性・可変形材料 4）に照射される。光照射部の位置は、可変であり光伝達ファイバー 2 を細管 1 中の長さ方向に抜き差しすることにより、光照射部の位置が変わり、光が照射される位置も変わる。光吸収性材料または光吸収性を有する可変形材料（光吸収性・可変形材料 4）を細管 1 の長さ方向に複数含ませることにより、任意の位置で細管 1 を屈曲させることができる。

また、本発明の他の使用例において、細管 1 が管腔内の屈曲部の管壁に接触す

る前に、細管先端部をやや屈曲させ、屈曲させた後に光 5 を光吸収性・可変形材料 4 に照射してもよい。この場合も、前記原理と同じ原理で細管 1 先端部がより屈曲する。接触前の先端部の屈曲は、従来のカテーテルを屈曲させる方法により行うことができる。

さらに、本発明の他の使用例において、光 5 の照射方向を変更することにより、細管 1 先端部の任意の側に位置する光吸収性・可変形材料 4 を伸展させ、任意の方向に細管 1 先端部を屈曲させることができる。このように、細管 1 先端部を任意の方向に屈曲させることにより、管腔の中心軸と細管の軸を同軸であるように制御することができ、常に細管 1 が管腔の中心部を向くようにすることができる。このように、細管 1 を管腔の中心部を向くように制御することにより、内視鏡観察においては、常に良好な像を得ることができ、血管形成術等においても血管形成のための装置を適切な位置に誘導することが可能である。この場合、位置を制御するためには、細管 1 先端部の位置をモニタする必要があるが、例えば細管先端部に X 線を発生し得るマーカーを結合させておき、発生する X 線を外部からモニタしてもよいし、内視鏡等の場合は、内視鏡により得られる画像を観察することによりモニタしてもよい。内視鏡装置を組込んだ細管については、後述する。

また、さらに本発明の二重細管構造を有する装置は、以下のように使用する。

図 2 A に示すように、外側細管 6 が管腔内の屈曲部に到達すると外側細管 6 が管壁に接触し、細管先端が管腔の進行方向に受動的にやや屈曲する。外側細管 6 先端部には、全周にわたって光 5 の照射を感知するデバイスが設けられており、光 5 を照射した場合に、屈曲方向と反対側に設けられたデバイスが光を感知し、外側細管 6 が光が当たった側と反対方向に屈曲していると判断し、方向を検知することができる。なお、図 2 A においては、内側細管は省略してある。

この際、最初に外側細管 6 のみを管腔部に挿入し、屈曲部や分岐部に外側細管 6 を留置しておき、そこに内側細管 7 を挿入してもよい（図 2 B 左）。例えば、血管の分岐部や強い屈曲部の位置はあらかじめわかっており、このような部分に細管を通す場合、先に外側細管 6 を挿入し該部分に留置しておき、外側細管 6 内を通して内側細管 7 先端部を該部分に到達させ、内側細管 7 の先端部を任意の方向に屈曲させることにより、内側細管 7 を屈曲部を通したり、分岐部において所望

の分岐方向に通すことができる。さらに、この場合、前述の予め一定の角度で先端が屈曲した内側細管 7 を用いてもよい。一定の角度で先端が屈曲した内側細管 7 を光吸収性・可変形材料 4 が設けられた部分が屈曲部の外側に位置するように位置調整した上で、光 5 を照射することにより、内側細管 7 の先端部を所望の方向にさらに屈曲させることができ、強い屈曲部や分岐部においても細管を通過させることができる。

次いで、内側細管 7 を前後に移動させ、かつ回転させることにより、内側細管 7 に設けられた光吸収性・可変形材料 4（アクチュエータ）の位置を光が照射される位置に調節する（図 2 B 右）。この状態で光を照射すると、可変形材料が変形し、内側細管 7 は外側細管 6 が屈曲していた方向にさらに屈曲する。

本発明の装置を用いて、管腔内の分岐部、例えば血管の分岐部において細管の進行方向は以下のように制御する。図 3 A は、従来の血管へのカテーテルの挿入方法を示しており、ガイドワイヤー 8 のみ挿入した場合である。図に示すように、ガイドワイヤー 8 は曲率半径の大きい外側の血管 3 に入りやすい。

一方、図 3 B は、本発明の二重細管構造を有する細管であって、内側細管 7 に可変形材料（光吸収性・可変形材料 4）を用いた場合である。外側細管 6 を予め血管分岐部に留置しておく、外側細管 6 の位置は、公知の方法でモニタしておけばよい。例えば、細管が内視鏡等の管腔内観察手段を有している場合には、該観察手段により細管の位置および細管先端部の屈曲の程度を知ることができる。また X 線透視画像により先端部の屈曲度を知ることにもできる。次いで、先端に屈曲機構を有する内側細管 7 を予め留置した外側細管 6 内に挿入し、先端を出して、先端に屈曲機構を有する内側細管の先端付近にある光ファイバー 2 より光を放射すると、同細管の曲率外側の光吸収性・可変形材料 4 に光 5 が照射され、光あるいは熱によりこれが伸展することで、屈曲性のある細管が血管の曲率内側に曲がる。この状態で、細管をさらに挿入すると細管を所望の方向に向かって挿入することができる。

また、図 3 C のように、屈曲した細管にガイドワイヤー 8 を挿入すると、曲率の高い分岐した血管中にガイドワイヤー 8 を入れることができる。その後、細管をガイドワイヤーに沿って進めればよい。

本発明は、管腔中で上記細管または二重細管の先端部を操作する方法をも包含する。

また、本発明の細管に高強度パルス光発生手段および高強度パルス光を伝送する高強度パルス光伝送手段を有し、高強度パルス光を管腔内に照射し水蒸気泡を発生させ、管腔内の液体を一時的に排除しうる、内視鏡装置を組込んで用いてもよい。該内視鏡装置は、好適には、血管内視鏡装置であり、血管内の血液を一時的に排除することができる。以下、血管内を観察する血管内視鏡について述べるが、内視鏡装置を組込んだ本発明の細管は、血管に限らず液体で満たされたあらゆる管腔内の観察に用いることができる。血管内の血液を排除、すなわち気体により血管内を透明化することにより、散乱の少ない視野空間を得ることができ、血管表面の反射による表面状態の鮮明な観察が可能になる。また、観察像について高画角化を図ることができ、立体感も強調することができる。さらに、同じ強度の照明光を用いた場合でも、水蒸気泡を発生させない場合に比べ、照明角が増加し、表面反射率が増加し、観察しようとする血管内をより明るくすることができ、より高精度な像を得ることができる。この場合、本発明の先端部が屈曲し得る細管に内視鏡装置を先端部に観察手段が存在するように設け、細管先端部を観察しようとする方向に屈曲させ、その方向を観察することができる。例えば、内視鏡装置を組込んだ細管を血管に挿入した場合、血管の屈曲部で血管内壁に細管先端部が接触すると、内視鏡の観察手段は血管内部を指向しないので、血管内を十分観察することはできない。このような場合に、レーザ光を照射して、細管先端部を屈曲させることにより、細管先端部が血管の奥まで観察が可能になるような方向を向くので、そのときに水蒸気泡を発生させ観察すればよい。図12に血管内視鏡を組込んだ本発明の細管を用いての血管内の観察の様子を示す。図12左は、細管を血管内に挿入し、細管先端部が血管内壁に接触した状態を示す。この状態の場合、内視鏡の観察手段は血管の奥を向くことはできず、観察し得る像は、図12左の円内のように、細管が接触した側の血管壁のみである。細管先端が血管内壁に接触したときにレーザ光を細管の光吸収性・伸展性材料に照射することにより、細管先端は血管の奥を指向するように屈曲する。図12右がこの状態を示す図であり、図12右の円内のように、血管の中心を向き、奥まで観察可

能な鮮明な像を得ることができる。この場合、重要なのは、細管先端が正確に血管奥を指向していることが確認できることである。本発明の細管を用いた場合、細管の屈曲の程度を決定することができ、また任意の角度で細管先端部を屈曲させることができるので、細管の指向する方向を正確に確認することができる。また、血管内部を観察しようとする場合、血管と内視鏡装置を組込んだ細管の中心を合わせて、すなわち同軸にして同軸視野を得て、同軸全周性の視野を確保した上で、血管奥を観察してもよいし、特定の部位の血管壁を指向して、該壁のみを観察してもよい。血管壁のどの部分を観察するかによって、細管先端部の屈曲方向および屈曲角度を変更すればよい。通常の内視鏡において、内視鏡と血管の同軸性を改善した場合、すなわち中心を合わせた場合、内視鏡から照射できる照明光は一方向からの光になるので、観察した像の中央部が急激に暗くなってしまう。一方、高強度パルス光発生手段および高強度パルス光を伝送する高強度パルス光伝送手段を有し、高強度パルス光を血管内に照射し水蒸気泡を発生させ、血管内の血液を一時的に排除しうる、内視鏡装置の場合、観察しようとする血管内部での表面反射が大きくなるので、拡散反射により観察部分全体を明るくすることができる。

図 13 に高強度パルス光発生手段および高強度パルス光を伝送する高強度パルス光伝送手段を有し、高強度パルス光を血管内に照射し水蒸気泡を発生させ、血管内の液体を一時的に排除しうる、血管内視鏡装置の模式図を示す。該血管内視鏡装置は、少なくとも血管内視用カテーテル 9（ガイド用カテーテル）、血管内に高強度パルス光を照射する高強度パルス光照射手段、血管内をパルス照明させ光学的観察を可能にする照明光照射手段、照明光より照明された血管内腔を撮像する撮像手段を含むカテーテル状の装置である。前記カテーテルの先端部に、光の照射を感知するデバイスおよび／または光の照射により作動するアクチュエータを含ませることにより、高強度パルス光を血管内に照射し水蒸気泡を発生させ、血管内の液体を一時的に排除しうる、内視鏡装置を組込んだ本発明の先端部が屈曲し得る細管を得ることができる。前記高強度パルス光照射手段は、高強度パルス光発生手段（高強度パルス光源 14）、高強度パルス光を血管中に伝送する手段、高強度パルス光を血管内に照射する手段等を含み、高強度パルス光を伝送する部

分はカテーテル 9 内に高強度パルス光伝送用ファイバー 10 として配設され、高強度パルス光を血管内に照射する手段は、光伝送用ファイバー 10 の遠位端に高強度パルス光照射部 12 として設けられる。高強度パルス光照射部 12 には、プリズム等のパルス光照射角度を変化させるための部材を配設してもよいが、通常は特別な部材は必要なく光ファイバーの遠位端が高強度パルス光照射部 12 として作用し得る。また、前記観察用光照射手段は光発生手段（光光源 15）、光を血管中に伝送する手段および光を血管内に照射する手段等を含み、光を伝送する手段はカテーテル内に観察用の光伝送用ファイバー 11 として配設され、その遠位端に光を血管内に照射する手段として光照射部 13 が設けられる。光照射部 13 には、観察用の光を拡散させるための部材等を配設してもよいが、通常は特別な部材は必要なく光ファイバーの遠位端が光照射部 13 として作用し得る。また、前記照明光照射手段は照明光発生手段（パルス照明光源 19）、照明光を血管中に伝送する手段および照明光を血管内に照射する手段等を含み、照明光を伝送する手段はカテーテル内に光伝送用ファイバーを含むライトガイド 18 として配設され、その遠位端に照明光を血管内に照射する手段として照明部 17 が設けられる。照明部 17 には、照明光を拡散させるための部材等を配設してもよいが、通常は特別な部材は必要なく光ファイバーの遠位端が照明部 17 として作用し得る。前記撮像手段は血管内腔の像を受け取る手段、血管内腔の像を伝送する手段、像を電気信号に変換する手段（像処理手段）、像をモニターする手段等を含み、さらに血管内腔像を結像し光学的に拡大するためのレンズ等を含む。血管内腔の像を伝送する手段はカテーテル内に光伝送用ファイバーを含むイメージガイド 21 として配設され、イメージガイド 21 遠位端には血管内腔の像を受け取る手段として観察部 20 が設けられ、該観察部 20 には必要に応じてレンズが配設される。像を電気信号に変換する手段は、撮像素子 22、像処理部 23 を含み、像をモニターする手段としてはモニター 24、ビデオ等がある。また、本発明の細管の光の照射を感知するデバイスおよび／または光の照射により作動するアクチュエータに照射する光と水蒸気泡を形成させるために照射する光は共通であっても、別の光を用いてもよい。また、光発生手段、光伝達手段および光照射手段として、共通のものを用いても、別のものを用いてもよい。

また、高強度パルス光を血管内に照射し水蒸気泡を発生させ、血管内の液体を一時的に排除しうる、内視鏡装置を組込んだ細管は生理食塩水等を血管内に注入するための送液システムを含んでいてもよい。該送液システムにより少量の生理食塩水等が送液され、高強度パルス光が照射される局所の血液が生理食塩水等に置換される。

血管用カテーテル 9 は高強度パルス光を血管内に照射し水蒸気泡を発生させ、血管内の液体を一時的に排除しうる、内視鏡装置の一部を血管内に挿入するための筒であり、内視鏡装置の一部を目的の部位に移動させるときのガイドとして用いられる。カテーテル 9 は、通常用いられているものを使用することができ、その径等は限定されず、観察しようとする血管の太さに応じて適宜設計することができる。カテーテル 9 は、前記の高強度パルス光伝送用ファイバー 10、観察用の光伝送用ファイバー 11、ライトガイド 18、イメージガイド 21 で構成され、カテーテル 9 の中にこれらのファイバーやガイドが組み込まれる。それぞれのガイドは伝送用の光ファイバー等で構成される。ファイバーやガイドの組み込み方は限定されず、例えば、カテーテル 9 内にこれらのファイバーやガイドをランダムに組込んでよいし、カテーテル 9 内に複数のルーメンを存在させその中にそれぞれのガイドを組込んでよい。また、観察用の光伝送用ファイバー 11 もしくはライトガイド 18、高強度パルス光伝送用ファイバー 10 およびイメージガイド 21 の数は複数でもよい。また、複数のライトガイドが存在すると血管内を広くパルス照明することができる。これらの複数のライトガイド 18 がカテーテル 9 内に分散しているのが望ましい。また、高強度パルス光伝送用ファイバー 10 も複数存在していてもよく、この場合血管壁等に悪影響を及ぼさない程度の弱い強度の高強度パルス光を同時に照射することで、血管壁を傷つけずなおかつ血管内腔を観察するのに十分な大きさの水蒸気泡を発生させることができる。高強度パルス光伝送用ファイバー 10 を複数存在させる場合も、ファイバーを分散させて存在させればよい。また、図 1 4 に高強度パルス光を血管内に照射し水蒸気泡を発生させ、血管内の液体を一時的に排除しうる、内視鏡装置の断面図を示す。図 1 4 にはイメージガイド 21、送液用のルーメン 25 内に配設されたレーザ伝送用ファイバー 10 および複数のライトガイド 18 を含む内視鏡を示しているが、これは一例であり、

各ファイバーおよびガイドの配置は図に示すものには限定されない。

高強度パルス光には、レーザおよびオプティカルパラメトリックオシレーター (OPO; Optical Parametric Oscillator) により発生するパルス光が含まれる。

レーザ発生手段は、通常のレーザ発生装置を用いることができ、レーザ種は水の吸収係数が $10 \sim 1000 \text{ cm}^{-1}$ 、好ましくは $10 \sim 100 \text{ cm}^{-1}$ である波長帯のレーザならば限定されず、希土類イオンを用いた固体レーザまたは XeCl エキシマーレーザ等を用いることができる。また、レーザの発振波長は、 $0.3 \sim 3 \mu\text{m}$ 、好ましくは $1.5 \sim 3 \mu\text{m}$ 、さらに好ましくは $1.5 \sim 2.5 \mu\text{m}$ 、さらに好ましくは水の吸収波長 ($1.9 \mu\text{m}$) 近傍の波長である。レーザは、レーザを発生させる元素のイオンと該イオンを保持する母材の種類で表されるが、元素として希土類に属する Ho (ホロニウム)、Tm (ツリウム)、Er (エルビウム)、Nd (ネオジム) 等が挙げられ、このうち Ho および Tm が好ましい。母材としては YAG、YLF、YSGG、YVO 等が挙げられる。例えば、Ho:YAG レーザ、Tm:YAG レーザ、Ho:YLF レーザ、Tm:YLF レーザ、Ho:YSGG レーザ、Tm:YSGG レーザ、Ho:YVO レーザ、Tm:YVO レーザおよび XeCl エキシマーレーザ (発振波長 308 nm) 等を用いることができる。この中でもレーザの発振波長が水の吸収波長 ($1.9 \mu\text{m}$) 近傍に存在する Ho:YAG レーザ (発振波長 $2.1 \mu\text{m}$)、Tm:YAG レーザ (発振波長 $2.01 \mu\text{m}$) 等が好ましい。さらに、生体組織に対して比較的吸収係数が小さく、光侵達長が長く発生する水蒸気気泡が大きい Ho:YAG レーザが好ましい。

レーザ発生装置として、例えば、LASER1-2-3 SCHWARTZ (ELECTRO-OPTICS 社製) 等が挙げられる。

オプティカルパラメトリックオシレーター (OPO; Optical Parametric Oscillator) は、連続的にパルス光の波長を変化させることができ、水の吸収係数が $10 \sim 1000 \text{ cm}^{-1}$ である波長帯のパルス光を選択すればよい。例えば $0.3 \sim 3 \mu\text{m}$ 、好ましくは $1.5 \sim 3 \mu\text{m}$ 、さらに好ましくは $1.5 \sim 2.5 \mu\text{m}$ 、さらに好ましくは水の吸収波長 ($1.9 \mu\text{m}$) 近傍の波長を選択すればよい。

高強度パルス光が照射される高強度パルス光伝送用ファイバー10 遠位端 (高強度パルス光照射部 12) のカテーテル 9 遠位端に対する相対的位置も限定されず、カテーテル 9 遠位端から高強度パルス光伝送用ファイバー10 遠位端 (高強度パル

ス光照射部 12) が飛び出していてもよいし、高強度パルス光伝送用ファイバー 10 遠位端(高強度パルス光照射部 12)がカテーテル 9 内に引っ込んでいてもよいし、また高強度パルス光伝送用ファイバー 10 遠位端(高強度パルス光照射部 12)がカテーテル 9 の水平方向に対して遠位端と同じ位置にあってもよい。例えば、高強度パルス光伝送用ファイバー 10 遠位端(高強度パルス光照射部 12)をカテーテル 9 内に引っ込ませ、外に出ないようにすると水蒸気泡の発生がカテーテル 9 内で始まるため水蒸気泡が側方まで広がらず、血管内腔に強い物理的圧力を加えないという利点がある。このように、高強度パルス光伝送用ファイバー 10 遠位端(高強度パルス光照射部 12)のカテーテル 9 遠位端に対する相対的位置を調整することにより、水蒸気泡の側方への広がり方をコントロールすることが可能である。

なお、血液は高強度パルス光の吸収が大きく、水に比べ発生する水蒸気泡の大きさが小さくなる。従って、高強度パルス光を照射して水蒸気泡を発生させる局所の血液を高強度パルス光照射時に生理食塩水等の浸透圧が体液に近く、高強度パルス光の吸収が小さい液体に置換しておくのが望ましい。このような液体として、生理食塩水の他、透析液などの輸液等が用いられる。このような液に置換することにより、高強度パルス光のエネルギーが十分に該液に吸収され、血管内腔を観察するのに十分な大きさの水蒸気泡が容易に発生する。この場合、高強度パルス光を血管内に照射し水蒸気泡を発生させ、血管内の液体を一時的に排除しうる、血管内視鏡装置のカテーテル内に送液手段を組込み、該送液手段を用いて生理食塩水等を血管内の高強度パルス光が照射される部分、すなわち高強度パルス光照射部分の照射部近傍に注入すればよい。送液手段は、カテーテル内に設けられた送液流路、送液流路の遠位端に設けられた注入口、流路とつながった液リザーバー、送液用ポンプ等から構成される。送液流路は、例えばカテーテル内にルーメン 25 を設け該ルーメン 25 を送液流路としてもよいし、またカテーテル 9 内に別途流路用チューブを設けてもよい。この場合、血管内に高強度パルス光が照射され水蒸気泡が発生し始める局所的な血液部分を生理食塩水等で置換するため、高強度パルス光照射手段の高強度パルス光を血管内に照射する部分と送液手段の注入口は互いに近接した位置に存在する必要がある。例えば、カテーテル 9 内にルーメン 25 を設けその中に高強度パルス光伝送用ファイバー 10 を通すと共に、

ルーメン 25 内を通して生理食塩水等が送液されるようにすればよい。送液する生理食塩水等の量は限定されないが、従来のフラッシュ液を注入して観察する内視鏡での送液量の $1/10 \sim 1/1000$ 程度の量で足りる。例えば、従来のフラッシュ液を注入する方法では、 $1 \sim 2$ mL/秒のフラッシュ液を注入する必要があるが、本発明で注入する量は 1 mL/分程度で足りる。この程度の送液ならば、血液の流れを阻害することもなく末梢への酸素供給は確保できる。

高強度パルス光を血管内へ伝送する手段には、カテーテル 9 の遠位端部付近に位置する、高強度パルス光を照射する手段（高強度パルス光照射部 12）および高強度パルス光を高強度パルス光発生装置から該高強度パルス光照射手段に伝送する石英ファイバー（光ファイバー）（高強度パルス光伝送用ファイバー 10）が含まれる。本明細書において「遠位端部付近」とは、高強度パルス光発生装置と連結された端部（近位端部）の反対側の端部に近い部分を意味し、遠位端部および遠位端部から数十 cm 程度の部分を指す。

石英ファイバーはカテーテル 9 の中に含まれ、その一端で高強度パルス光発生装置と連結し、もう一端で高強度パルス光照射手段（高強度パルス光照射部 12）と連結している。本発明で用いられる石英ファイバーは、直径 $0.05 \sim 0.3$ mm 程度のきわめて細いものから、可視的な太さのものまで、カテーテル 9 の中に収まり高強度パルス光エネルギーを伝送できる限り、広く種々の径のものをを用いることができる。

高強度パルス光照射手段は、血管内に高強度パルス光を照射するための手段であり、体外の高強度パルス光発生装置（高強度パルス光源 14）で発生し、石英ファイバー（高強度パルス光伝送用ファイバー 10）内を血管に沿って伝送されてきた高強度パルス光が血管内に照射され血液中に水蒸気泡が形成されるように照射する。この際、高強度パルス光照射の方向は限定されない。また、上述のように高強度パルス光伝送用ファイバー 10 は複数本分散して存在してもよい。

高強度パルス光照射により発生する水蒸気泡の最大寸法は横方向の直径が約 4 mm、縦方向の長さが約 5 mm であり、存在時間は $100 \mu s \sim 300 \mu s$ 程度である。発生する水蒸気泡の大きさは、高強度パルス光の強度、高強度パルス光を照射するファイバーの直径を変えることによりコントロールでき、さらに高強度パルス光

伝送用ファイバーを複数存在させる場合はその配置を調整することによっても、コントロール可能である。高強度パルス光強度、ファイバーの直径および複数のファイバーの配置は、観察しようとする血管の太さに応じて適宜設定することができる。ファイバーの直径は、好ましくは $100\mu\text{m}$ ～ $1000\mu\text{m}$ の間である。

高強度パルス光の強度（パルスエネルギー）は、限定されず適宜設定することが可能である。

高強度パルス光のパルス幅も限定されないが、 10ns ～ 10ms 、好ましくは $100\mu\text{s}$ ～ 1ms 、さらに好ましくは $150\mu\text{s}$ ～ $250\mu\text{s}$ である。なお、パルス幅は半値全幅で示される。

なお、高強度パルス光照射は、血流の拍動、すなわち拍動血流に遅延同期するのが望ましい。血流は拍動流であり、血流が流れている、すなわち血流の運動エネルギー（動圧）が大きいときは、気泡による血液排除は血圧（静圧）に加えて動圧にも影響を受け、大きい体積の血液排除は難しい。逆に、血流が完全に止まってしまうと、血液は非ニュートン性流体であるので、粘性が大きくなりやはり気泡により血液を排除しにくくなる。従って、拍動血流速が低下してきた時点で（血流が止まる前に）、最適な血液排除のタイミングがある。これは、心電図からの心拍情報に観察血管に固有の遅延時間を設定することでタイミングを検出できる。この場合、心電図計とレーザ発生装置を電子的に接続し、拍動血流が低下した時点で高強度パルス光が照射されるように、心電図信号を遅延ジェネレータを通して、高強度パルス光発生装置に伝達すればよい。どれくらいの時間遅延をかけるかは、心電図計、遅延ジェネレータおよび高強度パルス光発生装置の組み合わせにより適宜決定できる。心電図計から拍動血流が低下した時点で高強度パルス光が照射されるような信号を伝達するタイミングも当業者ならば公知の心周期、大動脈血流速および心電図の関係から容易に決定できる。例えば、冠状動脈の場合大動脈血流速が大きい収縮期には血液はほとんど流れず、大動脈血流速が小さい拡張期に血液が流れる。従って、冠状動脈の血流速が最大になるのは、心電図における T 波出現後 P 波出現の間にあり、高強度パルス光の照射タイミングは P 波出現から QRS 波消失までの間が望ましい。さらに、内視鏡装置のカテーテルに圧覚センサ等を配設し、該センサにより血流の拍動をモニタし、拍動血流が低下

した時点で高強度パルス光が照射されるようにしてもよい。この場合も、圧覚センサと高強度パルス光発生装置が電子的に接続され圧覚センサからの信号が遅延を設けて高強度パルス光発生装置に伝えられる。パルス照明光等の観察用の光は、高強度パルス光発生装置からの信号を伝達し、遅延して照射されるようにしてもよいし、心電図計または圧覚センサからの信号を伝達し、高強度パルス光発生装置よりさらに遅延して照射されるようにしてもよい。この場合の遅延時間も適宜設定することができる。好ましい遅延時間はレーザ照射条件等により異なるが、例えば数十 μs から数百 μs であり、実際に本発明の装置を用いて観察しようとする血管中で遅延時間を変えてレーザ照射と照明光照射を行い、最も適切な像が得られる時間を選択すればよい。また、水蒸気泡を発生させるときに血流を閉止してもよく、この場合の閉止時間は、例えば 150 μs 程度である。

図 1 6 に高強度パルス光を血管内に照射し水蒸気泡を発生させ、血管内の液体を一時的に排除しうる、内視鏡装置で発生する水蒸気泡の模式図を示す。図に示すように、カテーテル 9 中のレーザ伝送用ファイバー 10 からレーザが照射され、カテーテル 9 前方部分に水蒸気泡が発生する。

前述のように水蒸気泡の発生時間は 200 μs ~300 μs 程度と短く、肉眼で観察不可能である。従って、気泡を発生させ血液が排除される極めて短い時間内に血管内腔に観察用光を照射し効果を発揮させるためには、例えば可視光を照射して血管内腔を観察するためには、水蒸気泡の発生に合わせて、照明用フラッシュランプで、血管内をパルス照射する。例えば、可視光を照射する内視鏡の場合、血管内をパルス照明し時間分解撮像を行う。このためには、高強度パルス光の照射と観察用パルス照射光の照射の間に遅延を設ければよい。遅延を設けるには、例えば遅延パルスジェネレータ 16 を用いればよい。遅延の時間は、用いる高強度パルス光発生装置および観察用光照射装置の組み合わせに応じて、また高強度パルス光のパルス幅等に応じて、水蒸気泡の大きさが最大付近のときにパルス照射するように適宜設定すればよい。

以下、可視光を用いた高強度パルス光を血管内に照射し水蒸気泡を発生させ、血管内の液体を一時的に排除しうる、血管内視鏡装置について図 1 3 に基づいて詳述する。

パルス照明手段は、パルス照明光源 19 としてフラッシュキセノンランプ、フラッシュハロゲンランプ等を有する照明光発生装置、赤外カットフィルタ、光量制御用シャッタ、集光レンズ、照明光を光源から照明光を血管内に照射する部分に伝送する光ファイバー等を含む。照明光発生装置、光ファイバーが連結され、照明光発生装置で発生し集光レンズで集光された照明光が光ファイバーに導入されライトガイド 18 中を通して、観察しようとする血管内部まで伝送され、光ファイバー遠位端より血管内が照明される。光ファイバーは高強度パルス光照射手段と同様に石英ガラス製のものを用いればよい。また前記照明光発生装置の代わりに、カテーテル遠位端部に LED (Light Emitting Diode) を有していてもよく、この場合も LED の発光と高強度パルス光照射の間に遅延を設けて制御すればよい。

パルス照明光のパルス幅は、高強度パルス光のパルス幅より小さく設定する。このような設定により水蒸気泡が存在している間に、パルス照明を行うことができ確実に撮像することが可能である。

ライトガイド 18 遠位端 (照明部 17) のカテーテル 9 遠位端に対する位置は限定されず、カテーテル 9 遠位端からライトガイド 18 遠位端 (照明部 17) が飛び出しているてもよいし、ライトガイド 18 遠位端 (照明部 17) がカテーテル 9 内に引っ込んでいてもよいし、またライトガイド 18 遠位端 (照明部 17) がカテーテル 9 の水平方向に対して遠位端と同じ位置にあってもよい。例えば、カテーテル 9 遠位端からライトガイド 18 遠位端 (照明部 17) が飛び出しているとカテーテル 9 で影ができることなく血管内を照明できるので有利である。

高強度パルス光を照射し、水蒸気泡ができ水蒸気泡が消失するまでに、好ましくは水蒸気泡の大きさが最大付近の時に、パルス照明を行うことにより血管内腔の像を静止画像として得ることができる。また、高強度パルス光を一定の繰り返し周波数でパルス照射し、連続的に水蒸気泡を発生させ、水蒸気泡の発生に合わせてパルス照明することにより、血管内腔像を動画として得ることができる。この際の繰り返し周波数は例えば、20Hz 程度である。

血管内腔の像は撮像手段により得ることができる。撮像手段において、光ファイバー、撮像素子 22、像処理部 23、モニター 24 等が連結されており、光ファイバーの遠位端にはセルホックレンズ等の対物レンズが配設され、観察部 20 を構成

する。血管内腔像は反射光として、カテーテル 9 のイメージガイド 21 の遠位端に設置されたレンズに入り光ファイバー中を伝送し、血管内腔像として可視化される。

この際、イメージガイド 21 の遠位端の観察部 20 に存在する対物レンズで集光され、光ファイバーを通りテレビカメラの撮像素子 22 上に像が結像される。この際、レンズとテレビカメラとの間にアイピースを備えていてもよい。アイピースは、イメージガイド 21 を通ってきた像をテレビカメラの撮像素子 22 上に結像させる装置であり、拡大レンズ、焦点調節機能、倍率調整機能、像回転機能、光軸調整機能等を必要に応じて備える。テレビカメラは CCD 等の撮像素子 22 を有しているものを用いればよい。この際、パルスジェネレータにより、CCD のゲートを水蒸気泡の発生に合わせることで血管内腔像を得ることができる。撮像の際、発生した水蒸気泡により血液が排除された部分の血管内腔壁を観察することができる。

この際、撮像する血管内腔の位置は、通常の血管では直視方向でよいが、血管内視鏡が心臓を対象とする心臓鏡である場合や、太い血管を対象とする場合は、レンズの向き等を変化させることにより自由に設定できる。レンズの向きの変更やレンズの焦点合わせは、モータ等により行うことができる。また、プリズム等を用いても血管内腔の観察方向を変更することができる。撮像素子 22 に結像した像は、モニター 24 に写し出され、必要に応じてビデオに像が記録保存される。また、モニターに写る像を観察することにより、本発明の細管が指向する方向を知ることができる、それに応じて細管先端部を屈曲させればよい。

図 17 に高強度パルス光照射、水蒸気泡発生および観察のためのパルス光照射（血管内視鏡の場合は照明のためのパルス照明）の時間的關係の一例を示す。図に示すように、高強度パルス光が $200\mu s$ のパルス幅で照射され、パルス光照射と同時に水蒸気泡が発生し、体積が増加し極大となった後に体積が減少し、発生から $100\sim 300\mu s$ で消失する。観察のためのパルス照射光は水蒸気泡の体積が最大付近のときに照射するように、高強度パルス光の照射に対して若干遅延させて発光させる。パルス照射光のパルス幅は、水蒸気泡が最大付近にあるときに作用（血管内視鏡の場合は撮像）ができるように、高強度パルス光のパルス幅に比べ小さ

い。高強度パルス光の照射、水蒸気泡の発生、観察のためのパルス照射を短い間隔で繰り返すことにより、像を動画として得ることができる。

イメージガイド 21 遠位端（観察部 20）のカテーテル 9 遠位端に対する位置は限定されず、カテーテル 9 遠位端からイメージガイド 21 遠位端（観察部 20）が飛び出しているてもよいし、イメージガイド 21 遠位端（観察部 20）がカテーテル 9 内に引っ込んでいてもよいし、またイメージガイド 21 遠位端（観察部 20）がカテーテル 9 の水平方向に対して遠位端と同じ位置にあってもよい。例えば、カテーテル 9 遠位端からイメージガイド 21 遠位端（観察部 20）が飛び出しているとカテーテル 9 で視野が遮られることなく前方を撮像できるので有利である。

上記のような高強度パルス光発生手段および高強度パルス光を伝送する高強度パルス光伝送手段を有し、高強度パルス光を管腔内に照射し水蒸気泡を発生させ、管腔内の液体を一時的に排除しうる、内視鏡装置を組込んだ、本発明の先端が屈曲し得る細管は、例えば図 1 2 のカテーテル 9 の先端部に、光の照射を感知するデバイスおよび／または光の照射により作動するアクチュエータを設け、なおかつカテーテル 9 中に前記デバイスおよび／またはアクチュエータに光を照射するための光伝達手段を設ければよい。該光伝達手段は、例えば、高強度パルス光源 14 と連結し、該光源から前記デバイスおよび／またはアクチュエータに照射するための光を発生させてもよいし、別途専用の光源を用いてもよい。さらに、このような細管を内側細管として、その外側に外側細管を設けることにより、高強度パルス光発生手段および高強度パルス光を伝送する高強度パルス光伝送手段を有し、高強度パルス光を管腔内に照射し水蒸気泡を発生させ、管腔内の液体を一時的に排除しうる、内視鏡装置を組込んだ、本発明の二重細管を得ることができる。

実施例

本発明を以下の実施例によって具体的に説明するが、本発明はこれらの実施例によって限定されるものではない。

〔実施例 1〕 細管の屈曲実験

内径 9mm のチューブ（三陽理化学器械製作所製）をらせん上に加工し、外側 1 箇所バイメタルを取り付けた。バイメタルは、株式会社 NEOMEX 製の BR-1（サイズ 4 mm×60mm）を用い、チューブ外側に高膨張金属が位置するように取り付け

た。チューブ内側および外側より半導体レーザを 3 W で照射した。レーザ発生装置として OLYMPUS 社製 UDL-60 を使用した。図 4 および 5 がチューブ内側からレーザ照射した実験を示し、図 6 および 7 がチューブ外側からレーザ照射した実験を示す。図 4 および 6 はレーザ照射前のチューブを示し、図 5 および 7 はレーザ照射直後のチューブを示す。図中、チューブ上方に取り付けてある棒状のものがバイメタルであり、図 5、6 および 7 中の管状の細棒はレーザ照射用光ファイバーである。図 5 および図 7 に示すように、レーザをバイメタルに照射することにより、チューブが屈曲する。

〔実施例 2〕 管腔中での細管の屈曲実験

内径 38mm のチューブを模擬血管として用いて、該模擬血管を湾曲させた状態で固定し、模擬血管中で実施例 1 と同様の実験を行った。

実施例 1 で用いたバイメタルを取り付けた内径 9mm のチューブを湾曲させた模擬血管中に挿入し、模擬血管の湾曲と同じ方向に屈曲させた（図 8）。

この状態で、チューブ内に挿入した内径 750 μ m、外径 1mm のファイバーから半導体レーザを 3.5W で照射した。照射後の結果を図 9 に示す。図 9 に示すように、バイメタルを取り付けたチューブは、模擬血管の屈曲方向と同方向に更に曲がった。このことは、本発明の細管が、細管先端部が受動的に屈曲した際に、光を照射することにより、細管先端部が、屈曲した側にさらに能動的に屈曲し得ることを示す。

〔実施例 3〕 チューブの測温実験

内径 9mm のチューブ内に挿入した内径 750 μ m、外形 1mm のファイバーから半導体レーザを 3W で照射した時の各点の温度を熱電対（石川産業株式会社製、TS-T-36-1）で測定した。測温はレーザを照射した部分、1/4 周先および半周先の点で行った。

図 10 は、レーザを照射した点とそのちょうど半周先の点での測定結果を、図 11 はレーザを照射した点とその 1/4 周先の点での測定結果を示す。図に示すように、レーザを照射した点で温度が上昇し、レーザを照射した点から 1/4 周先および半周先の点では、温度上昇はほとんど認められない。この結果は、細管の各部の温度上昇を測定することにより、レーザが照射された部分を決定することが

できることを示し、レーザ照射部分に光吸収性材料・伸展性材料が存在する場合、その部分が屈曲した部分であることがわかる。図 10 および 11 中、右上の図はレーザ照射の状態を示す図である。

〔実施例 4〕 高強度パルス光発生手段および高強度パルス光を伝送する高強度パルス光伝送手段を有し、高強度パルス光を管腔内に照射し水蒸気泡を発生させ、管腔内の液体を一時的に排除しうる、内視鏡装置の検討

本実施例で用いた内視鏡装置を図 15 に示す。図 15 に示すように、ステンレススチール製の長さ約 3 cm、内径 0.8 cm のシース 31 内に、細径内視鏡 30 を設置した。

細径内視鏡 30 の中にはイメージガイド 28 およびライトガイド 29 を配設した。レーザ伝送用ファイバー 27 をそれに沿わせて設置し、これらをカテーテルシース 26 の中に入れた。この際、細径内視鏡 30、すなわちイメージガイド 28 およびライトガイド 29 の遠位端をレーザ伝送用ファイバー 27 より若干飛び出させた。レーザ伝送用光ファイバー 27、イメージガイド 28 中の撮像用の光ファイバーは同一の石英製のものを用いた。ライトガイド 29 はプラスチック製のものを用いた。レーザ伝送用ファイバー 27 の径は、約 0.6 mm、ライトガイド 29 とイメージガイド 28 を一体化させた細径内視鏡 30 の径は約 0.7 mm であった。レーザ伝送用光ファイバー 27 は Ho:YAG レーザ発生装置 32 (LASER1-2-3SCHWARTZ (ELECTRO-OPTICS 社(米国))) と接続した。パルス光照明用のライトガイド 29 のパルス照明光伝送用の光ファイバーとしては数本のファイバーを用いた。パルス照明光伝送用の光ファイバーは集光用レンズ 34 を介してフラッシュランプ 33 (ファイバービデオフラッシュ MODEL FA-1J10TS (日進電子工業株式会社)) と接続した。図 15 中、集光レンズ 34 の両側の太い白線は光を示す。上記 Ho:YAG レーザ発生装置 32 とフラッシュランプ 33 は、遅延ジェネレータ 35 (デジタルディレイジェネレータ BNC555Series (セキテクトロン株式会社)) を介して連結させた。イメージガイド 28 の光ファイバーの遠位端にセルホックレンズを配設し、反対側を CCD カメラ 36 (内視鏡 3 CCD ビデオカメラシステム MV-5010A (株式会社町田製作所製)) と接続した。さらに、CCD カメラ 36 を RGB ケーブルでモニター 37 (PVM-9040 (SONY 製)) と接続し、血管内腔像をモニター 37 で観察できるようにした。

本実施例で用いた摘出ブタ冠状動脈およびブタ血液は、東京都中央卸売市場食肉市場より入手した。ブタ冠状動脈 38 は長さ約 5 cm に切断して使用した。ブタ冠状動脈 38 の一端を結紮し、内部に生理食塩水またはヘパリン添加ブタ血液を入れ、上記のレーザ伝送用光ファイバー27、ライトガイド 29 およびイメージガイド 28 を配設したカテーテルシース 26 の遠位端部を生理食塩水またはブタ血液の中に入れ、レーザを照射しないで、パルス照明光をパルス幅 $10\mu s$ で照明し、CCD カメラ 36 で得られた血管内腔像を、モニター37 に表示させると共にビデオで記録した。さらに、ブタ血液を入れたものについては、レーザを照射し水蒸気泡を発生させて撮像した。このときのレーザ強度は約 200mJ/pulse 、パルス幅は約 $200\mu s$ であった。遅延ジェネレータにより遅延させ CCD カメラで得られた血管内腔像を、モニターに表示させると共にビデオで記録した。

ブタ冠状動脈にブタ血液を入れ、レーザ照射しないで撮像した場合は、血液が存在するため、像全体が赤色になり血管内腔は見ることはできなかった。一方、ブタ冠状動脈に透明な生理食塩水を入れた場合は血管内腔を観察することができた。また、血液を入れレーザを照射し水蒸気泡を発生させた場合も、水蒸気泡によりカテーテル前方部分の血液が一時的に排除されるため血管内腔を観察することができた。生理食塩水を入れた実験は、従来法のフラッシュ液を注入しての内視鏡検査を模倣しており、本発明の高強度パルス光誘発気泡を利用した血管内視鏡装置により、フラッシュ液を注入して観察する従来の内視鏡検査と同様に、血管内腔像が得られることがわかった。

〔実施例 5〕 高強度パルス光発生手段および高強度パルス光を伝送する高強度パルス光伝送手段を有し、高強度パルス光を管腔内に照射し水蒸気泡を発生させ、管腔内の液体を一時的に排除しうる、内視鏡装置の検討 その 2

シリコーンチューブ中に牛乳を充填し、高強度パルス光を管腔内に照射し水蒸気泡を発生させ、管腔内の液体を一時的に排除しうる、内視鏡装置を用いてチューブ内壁を観察した。用いた内視鏡装置は実施例 4 と同じであった。内径 3 mm のシリコーンチューブを切り開き、内部に赤色の耐水性インクで着色した紙を貼りつけシリコーンチューブを再度閉じた。次いで、該シリコーンチューブ内に内視鏡装置のレーザ伝送用光ファイバー27、ライトガイド 29 およびイメージガイド

28 を配設したカテーテルシース 26 の遠位端部をチューブ内に挿入し、チューブをチューブ内に牛乳が充填されるように牛乳内に入れた。次いで、パルスレーザを照射し、水蒸気泡を発生させて撮像した。このときのレーザ強度はレーザ照射用ファイバー端で 200mJ/pulse または 450mJ/pulse であった。パルス幅は約 200 μ s であった。遅延ジェネレータにより遅延させ CCD カメラで得られた血管内腔像を、モニターに表示させると共にビデオで記録した。遅延時間は、レーザ強度が 200mJ/pulse の場合は、70 μ s または 140 μ s であり、レーザ強度が 450mJ/pulse の場合は、70 μ s、105 μ s、140 μ s、175 μ s および 210 μ s であった。この際コントロールとして、レーザを照射しないで撮像した。また、チューブ内に牛乳を充填させず空気のみで満たされたものを用い同様に撮像を行い、これを空気中コントロールとした。なお、レーザ強度が 450mJ/pulse の場合は各遅延時間で撮像した画像について、シリコンチューブ内の画像（明るく見える部分）の大きさ及び明るさを測定し、遅延時間 70 μ s のときの値を 1 とした場合の相対値として表した。画像の大きさは、ピント位置より手前に散乱液体（牛乳）がある場合はぼけて大きくなり、ピント位置以遠まで散乱液体（牛乳）が排除された場合は、ピントが合うので小さくなる。また、画面の明るさは散乱液体（牛乳）がどの程度、観察視野（照明光があり、そこを見られる部分）に存在するかを示し、暗くなるという事は、観察視野内の散乱液体が排除されていることを示す。得られた画像を、色彩処理ソフト（Photoshop (Adobe 社、米国) を用いて画像を L*a*b* 表色系で表し、大きさは Lab 画像において明度が 20 以上となった部分の半径をノギスで測定し、明度は Lab 画像中で最も明るい部分を測定した。

結果を図 18 および図 19 に示す。図 18 は遅延時間が 70 μ s (0.05deg) であり、図 18A がレーザ強度 200mJ/pulse (充電電圧 900V)、図 18B がレーザ強度 450mJ/pulse (充電電圧 1000V)、図 18C がレーザ照射なし（コントロール）、図 18D が空気中コントロールの撮像結果を示す。図 19 は遅延時間が 140 μ s (0.1deg) であり、図 19A がレーザ強度 200mJ/pulse (充電電圧 900V)、図 19B がレーザ強度 450mJ/pulse (充電電圧 1000V)、図 19C がレーザ照射なし（コントロール）、図 19D が空気中コントロールの撮像結果を示す。水蒸気泡が発生しない場合は照明部および観察部の近傍に牛乳が存在するので照明部から発した照

明光は牛乳により拡散反射され撮像された画像は白く光り明度も大きい。一方、小さい水蒸気泡が発生した場合はシリコンチューブ内側の赤紙が撮像されるので赤く見え、明度も小さい。また、十分な大きさの適切な水蒸気泡が発生した場合は、照明部および観察部近傍の牛乳が排除され、牛乳による拡散反射はなくなり、画像には何も写らない（空気中コントロールと同様）。すなわち、何も写らない条件が最適条件である。

図 20 には、レーザ強度が 450mJ/pulse の場合の、各遅延時間における大きさの相対値および明度の相対値を示した。なお、画像の大きさ、明度ともに小さいほうが、十分な大きさの水蒸気泡が発生したことを示す。

図 18、図 19 とともにコントロール（レーザ照射なし）は水蒸気泡が発生しないので、白く見えている。遅延時間が 70 μ s のとき、レーザ強度が 200mJ/pulse の場合は、水蒸気泡の発生が不十分なので、白く牛乳が写っており、レーザ強度が 450mJ/pulse の場合、水蒸気泡が十分な大きさに達する前に撮像するので、赤く見えている（図 18）。遅延時間が 140 μ s のとき、レーザ強度が 200mJ/pulse、450mJ/pulse の場合ともに水蒸気泡がほぼ十分な大きさに達した際に撮像しているので空気中コントロールと同様に何も写っていない（図 19）。また、レーザ強度 450mJ/pulse の場合に、遅延時間を 70 μ s ~ 210 μ s とした場合、撮像されたチューブ内の画像の大きさ、明度ともに遅延時間が 140 μ s の場合が最も小さかった（図 20）。本実施例で行った実験では遅延時間 140 μ s で最良の視野が得られた。

〔実施例 6〕 高強度パルス光を管腔内に照射し水蒸気泡を発生させ、管腔内の液体を一時的に排除しうる、内視鏡装置を用いた家兎の大動脈内腔の観察

高強度パルス光を管腔内に照射し水蒸気泡を発生させ、管腔内の液体を一時的に排除しうる、内視鏡装置を用いて、家兎の大動脈内腔を観察した。用いた内視鏡装置の構成は実施例 4 で用いた図 15 に示される内視鏡装置に準ずるが、レーザ発生装置は、フラッシュランプ励起 Ho:YAG レーザ（サイバーレーザ製、形式 FLHY-1）を用いた。また、レーザ照射用ファイバーとしては、コア径 0.6mm 外径 1.45mm のファイバーを用い、これを外径 1.3mm の内視鏡（au メディカル工房製）と束ねて用いた。

家兎大動脈に 10Fr. のシースを留置し、上記のファイバーと内視鏡を束ねたも

のを挿入した。

レーザ照射条件は、10Hz、400mJ/pulse であった。コントロールとして、レーザを照射せずに血管内腔を撮像した。

レーザを照射しないで撮像した場合は、血液が存在するため、像全体が赤色になり血管内腔は見るができなかった。レーザを照射し水蒸気泡を発生させた場合は、水蒸気泡によりシース前方部分の血管の血液が一時的に排除されるため血管内腔を観察することができた。

産業上の利用可能性

本発明の装置により、血管等の管腔内に挿入したカテーテル等の細管の先端部に光を照射し、細管先端部の光の当たった位置または光の照射により温度が上昇した位置を先端部に含まれるセンサによりモニタすることにより、容易に細管先端部の屈曲方向を判断することができる。さらに、本発明の装置は、細管先端部に光の照射により変形するアクチュエータを含んでおり、該アクチュエータに光を照射し、アクチュエータを変形させることにより、細管先端部を容易に任意の方向に屈曲させることができる。

二重細管構造を有する本発明の装置においては、あらかじめ細管の屈曲の方向を上記センサにより判断し、次いで内側細管を前後方向にあるいは回転方向に動かすことにより、内側細管の先端部に含まれるアクチュエータを光が照射されるように位置させ、該アクチュエータに光を照射し、アクチュエータを変形させることにより、細管先端部をさらに屈曲させることができる。

さらに、本発明の装置は、血管等の管腔内に挿入したカテーテル等の細管の先端部に光を照射するだけで、先端部が、管腔内の屈曲、分枝等の状態に対応して、屈曲し得る。すなわち、光を一定時間照射するという操作を行うだけで、装置自体が屈曲すべき方向を自己判断し、容易かつ迅速に細管の進行方向を、細管の先端位置を確認することなく制御することが可能になる。また、管腔内の光を照射する位置を調節することで、任意の方向に屈曲させることも可能である。

さらに、本発明の高強度パルス光発生手段および高強度パルス光を伝送する高強度パルス光伝送手段を有し、高強度パルス光を管腔内に照射し水蒸気泡を発生

させ、管腔内の液体を一時的に排除しうる、内視鏡装置を組込んだ、先端が屈曲し得る細管を用いることにより、観察手段を備えた細管先端部を管腔部内において、観察に適した方向、例えば管腔の中心部に向けることができ正確な管腔部内の観察を可能にする。

本明細書で引用した全ての刊行物、特許および特許出願をそのまま参考として本明細書にとり入れるものとする。

請求の範囲

1. 管状物体の管腔部または構造物の空間部に挿入して用いる細管であって、細管先端部に光の照射を感知するデバイスおよび／または光の照射により作動するアクチュエータを含み、細管内に光伝達手段を有し、該光伝達手段により光を前記デバイスおよび／またはアクチュエータに照射し、該デバイスまたはアクチュエータの作用により、細管先端部の屈曲の程度をモニタし、および／または制御する内部観察または内部処理用細管。

2. 管状物体の管腔部または構造物の空間部に挿入して用いる細管であって、細管先端部に含まれる光の照射を感知するデバイスが、細管先端部の全周にわたって連続的にまたは断続的に含まれる、光の照射を感知する光センサまたは温度センサであり、細管内の光伝達手段により照射した光を前記光センサでモニタし、または光の照射部位における温度上昇を前記温度センサでモニタし、細管先端部全周中の光が照射された側をモニタすることにより、光が照射された側と反対側に細管先端部が屈曲していると判断し得る、請求項 1 記載の内部観察または内部処理用細管。

3. 光の照射を感知するデバイスが熱電対、熱感応性半導体および赤外線感応性センサからなる群から選択される温度センサである請求項 1 または 2 に記載の内部観察または内部処理用細管。

4. 光の照射を感知するデバイスが光センサである請求項 1 または 2 に記載の内部観察または内部処理用細管。

5. 管状物体の管腔部または構造物の空間部に挿入して用いる細管であって、細管先端部に含まれる光の照射により作動するアクチュエータが光の照射により形状が変化し得る可変形材料であり、細管内の光伝達手段により照射した光の作用で可変形材料の形状を変化させることにより、細管先端が屈曲し得る、請求項 1 記載の内部観察または内部処理用細管。

6. 可変形材料が光を吸収して熱を発生し、熱により形状が変化し得る可変形材料である、請求項 5 に記載の内部観察または内部処理用細管。

7. 管状物体の管腔部または構造物の空間部に挿入して用いる細管であって、

細管先端部に光を吸収して熱を発生する光吸収性材料および熱により形状が変化し得る可変形材料を熱伝導が可能なように接触した状態で含まれており、細管内に光伝達手段を有し、該光伝達手段により光を光吸収性材料に照射し、光吸収性材料で発生した熱が、可変形材料に伝導し、可変形材料の形状を変化させることにより、細管先端が屈曲し得る、請求項 5 に記載の内部観察または内部処理用細管。

8. 細管先端部の全周にわたって、連続的にまたは一定間隔で、可変形材料を含む請求項 5 から 7 のいずれか 1 項に記載の細管。

9. 形状が変化し得る可変形材料が、バイメタルまたは形状記憶合金である請求項 5 から 8 のいずれか 1 項に記載の細管。

10. 形状が変化し得る可変形材料が、高分子ゲルアクチュエータである請求項 5 から 8 のいずれか 1 項に記載の細管。

11. 照射する光の強度を変化させることにより、可変形材料の変形する力を変化させ、細管先端の屈曲の角度を制御し得る請求項 5 から 10 のいずれか 1 項に記載の細管。

12. 細管が管状物体の管腔部または構造物の空間部において管腔内壁または構造物の一部に接触し、細管先端部が受動的に屈曲した際に、光を照射することにより、細管先端部が、屈曲した側にさらに能動的に屈曲し得る請求項 5 から 11 のいずれか 1 項に記載の細管。

13. 光を照射する光照射手段が光伝達手段に照射方向を変更できるように結合され、屈曲する側と反対側の細管内壁に光を照射することにより、細管先端部が屈曲し得る請求項 5 から 11 のいずれか 1 項に記載の細管。

14. 細管が医療用カテーテルである、請求項 1 から 13 のいずれか 1 項に記載の細管。

15. 細管が医療用内視鏡である、請求項 1 から 13 のいずれか 1 項に記載の細管。

16. 細管が工業用内視鏡である、請求項 1 から 13 のいずれか 1 項に記載の細管。

17. 管状物体の管腔部または構造物の空間部に挿入して用いる、内側細管

および外側細管を含む二重細管であって、内側細管が請求項 1 に記載の細管である、内部観察または内部処理用二重細管。

18. 内側細管が請求項 5 から 11 のいずれか 1 項に記載の細管である、請求項 17 記載の内部観察または内部処理用二重細管。

19. 請求項 17 または 18 に記載の、管状物体の管腔部または構造物の空間部に挿入して用いる二重細管であって、

内側細管が、先端部光の照射により作動するアクチュエータとして光の照射により形状が変化し得る可変形材料を含み、細管内の光伝達手段により照射した光の作用で可変形材料の形状を変化させることにより、細管先端が屈曲し得る細管であり、

内側細管の光の照射により作動するアクチュエータが内側細管の一部側にのみ含まれ、

内側細管は外側細管内に、前後移動可能かつ回転運動可能に設けられており、内側細管を外側細管内において前後移動および回転運動させることにより、内側細管のアクチュエータを、内側細管を屈曲させる側と同じ側または反対側に位置させ、光を照射することにより、内側細管を屈曲させ得る、内部観察または内部処理用二重細管。

20. 内側細管が、トルク伝達チューブである請求項 17 から 19 のいずれか 1 項に記載の内部観察または内部処理用二重細管。

21. 管状物体の管腔部または構造物の空間部に挿入して用いる、内側細管および外側細管を含む二重細管であって、内側細管および外側細管が請求項 1 に記載の細管である、内部観察または内部処理用二重細管。

22. 内側細管が請求項 5 から 11 のいずれか 1 項に記載の細管であり、外側細管が請求項 2 から 4 のいずれか 1 項に記載の細管である、請求項 21 記載の内部観察または内部処理用二重細管。

23. 請求項 21 または 22 に記載の、管状物体の管腔部または構造物の空間部に挿入して用いる二重細管であって、

外側細管の先端部に含まれる光の照射を感知するデバイスが、細管先端部の全周にわたって連続的にまたは断続的に含まれる、光の照射を感知する光センサまた

は温度センサであり、細管内の光伝達手段により照射した光を前記光センサでモニタし、または光照射による温度上昇を前記温度センサでモニタし、細管先端部全周中の光が照射された側をモニタすることにより、光が照射された側と反対側に細管先端部が屈曲していると判断し得る細管であり、

内側細管が、先端部光の照射により作動するアクチュエータとして光の照射により形状が変化し得る可変形材料を含み、細管内の光伝達手段により照射した光の作用で可変形材料の形状を変化させることにより、細管先端が屈曲し得る細管であり、

内側細管は外側細管内に、前後移動可能かつ回転運動可能に設けられており、

内側細管を外側細管内において前後移動および回転運動させることにより、内側細管のアクチュエータを、外側細管を用いてモニタした細管先端部の屈曲方向の反対側に位置させ、光を照射することにより、内側細管をさらに屈曲させ得る、内部観察または内部処理用二重細管。

24. 内側細管が、トルク伝達チューブである請求項21から23のいずれか1項に記載の内部観察または内部処理用二重細管。

25. 細管が医療用カテーテルである、請求項17から24のいずれか1項に記載の二重細管。

26. 細管が医療用内視鏡である、請求項17から24のいずれか1項に記載の二重細管。

27. 細管が工業用内視鏡である、請求項17から24のいずれか1項に記載の二重細管。

図 1 A

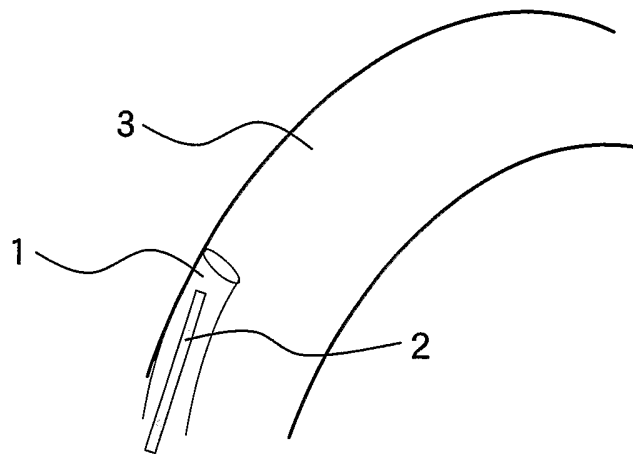


図 1 B

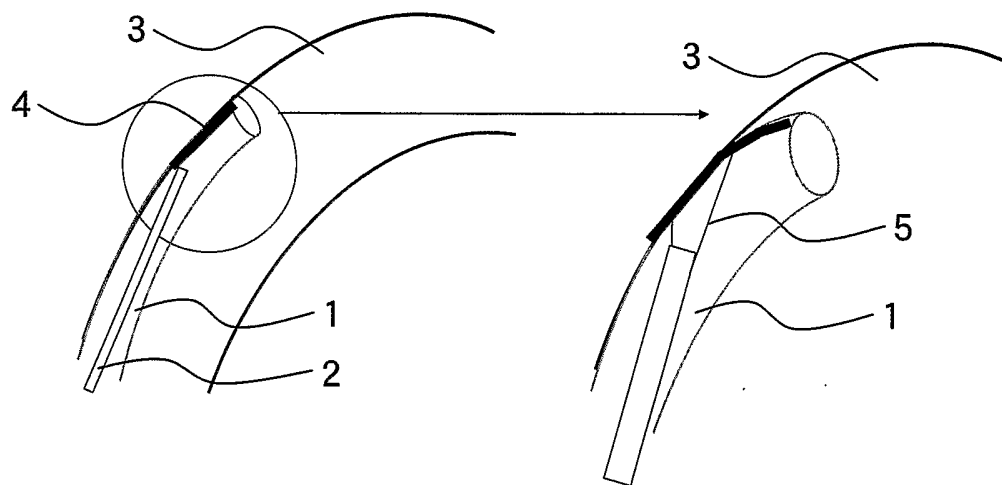


図 2 A

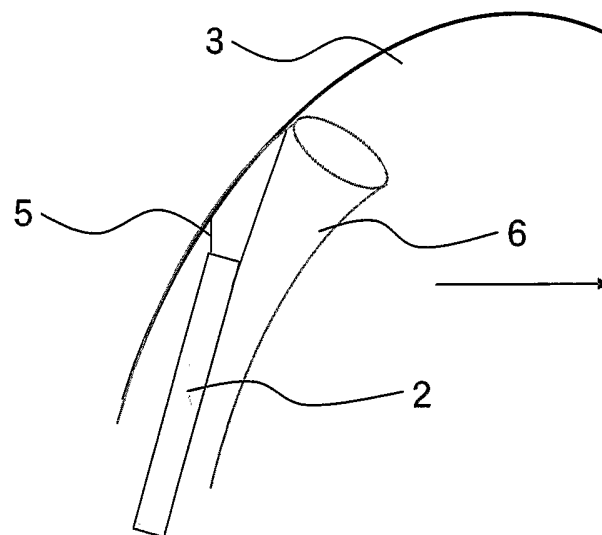


図 2 B

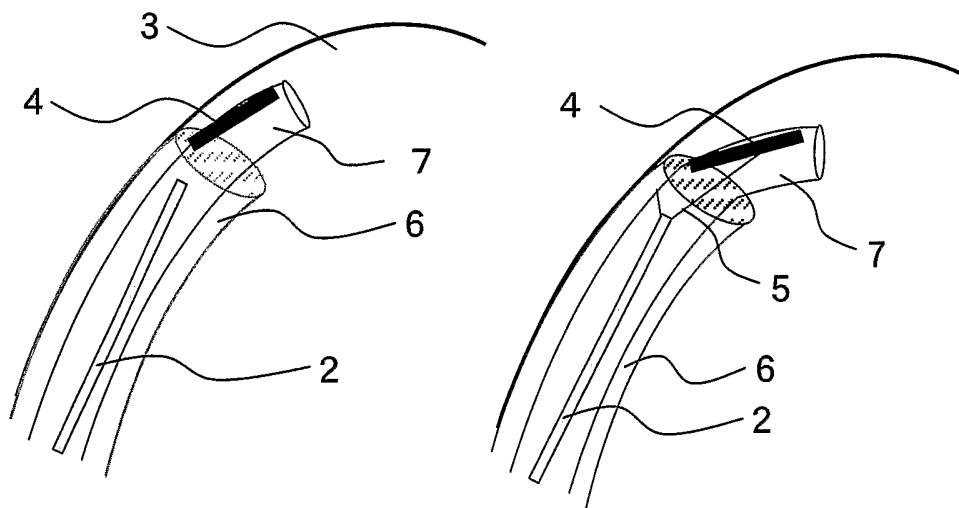


図 3 A

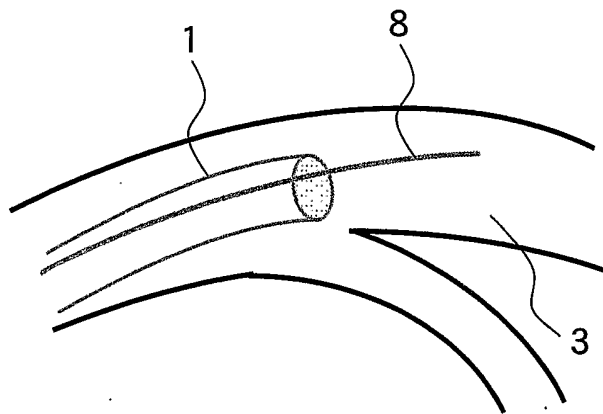


図 3 B

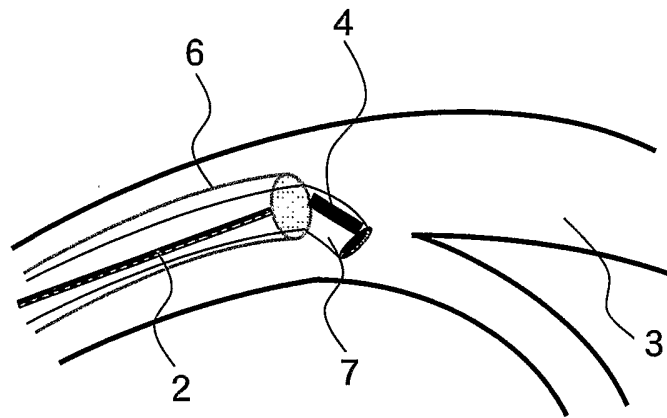


図 3 C

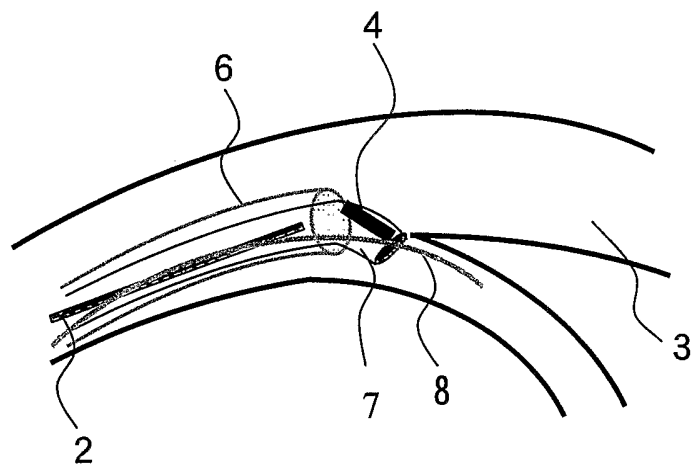


図 4

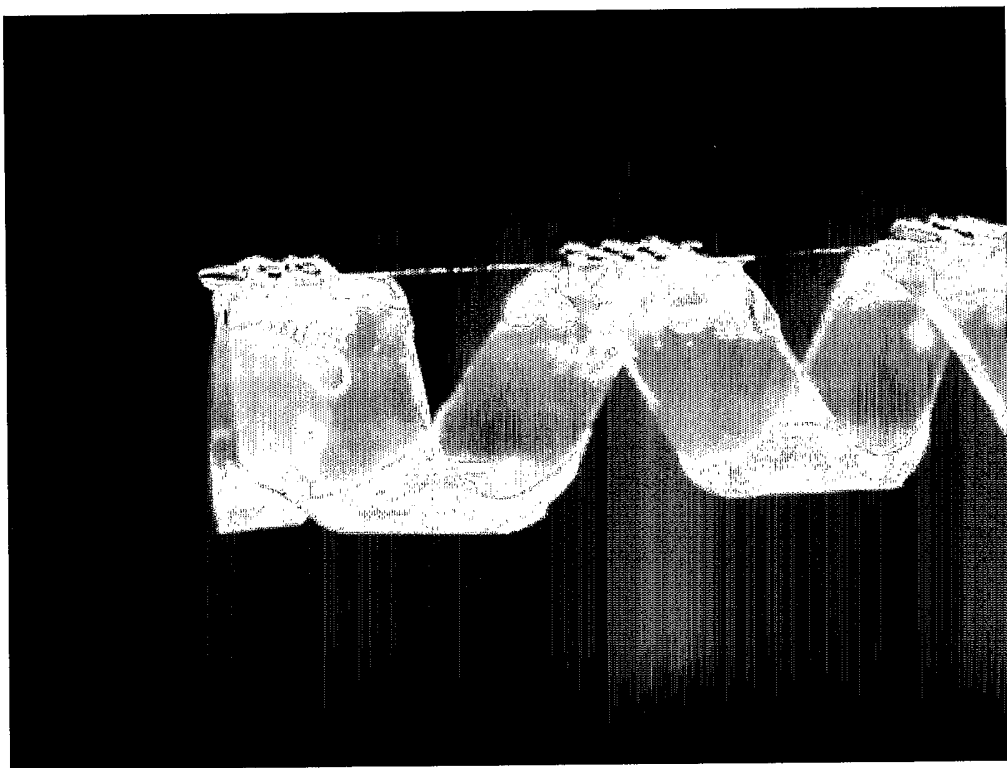


図 5

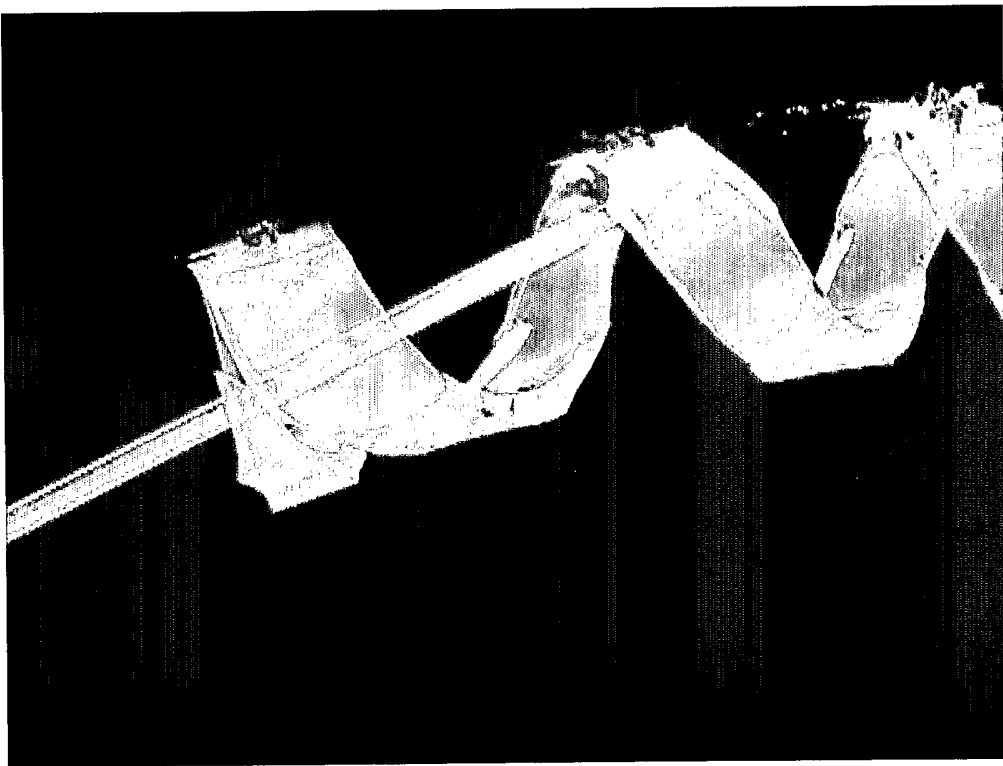


図 6

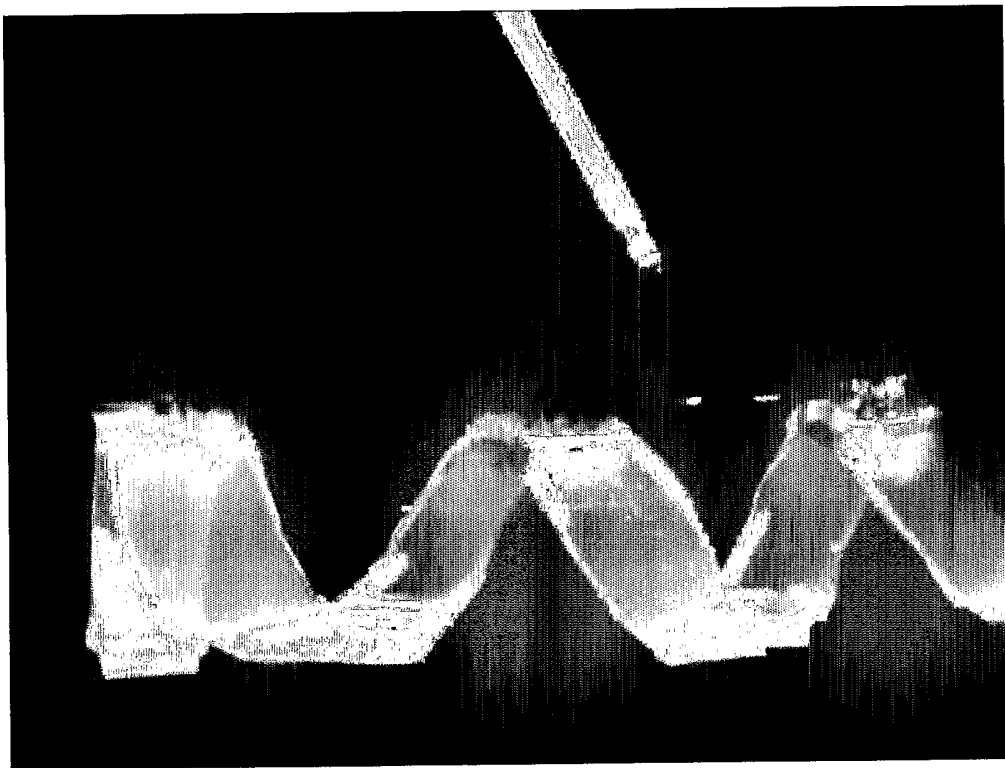


図 7

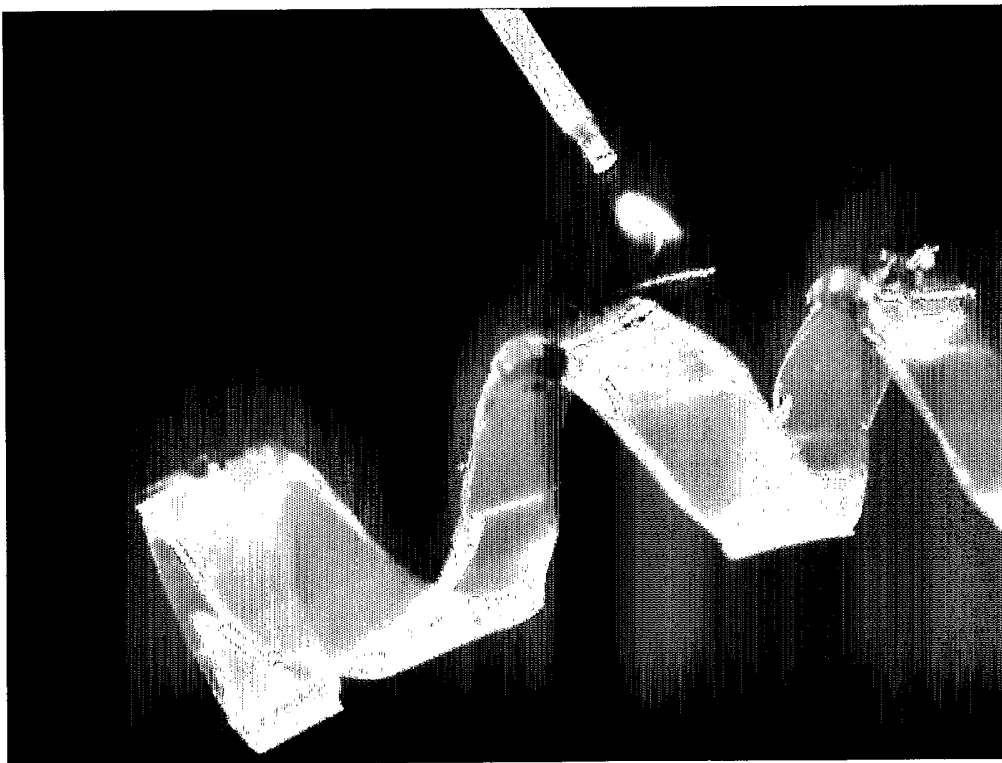


図 8

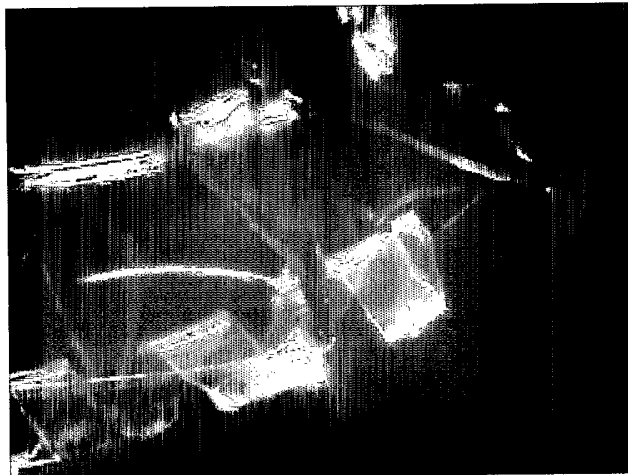


図 9

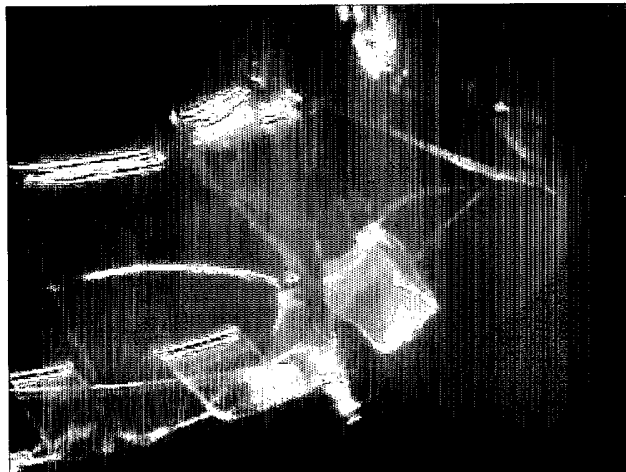


図 10

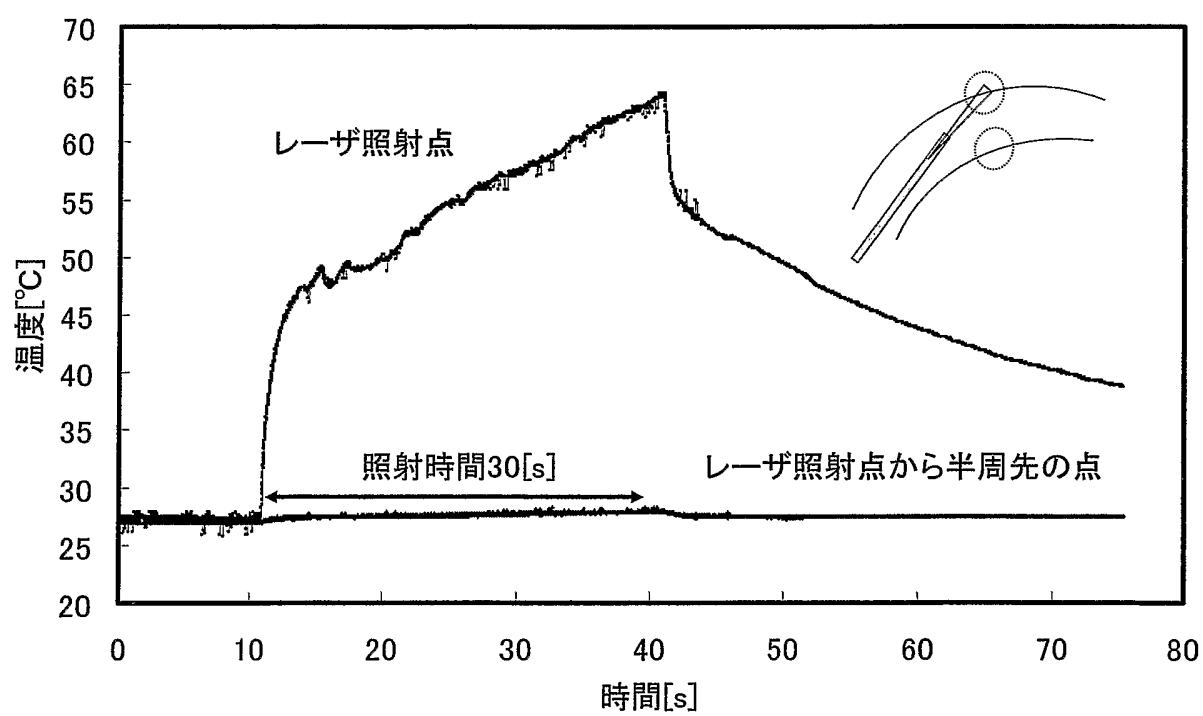


図 1 1

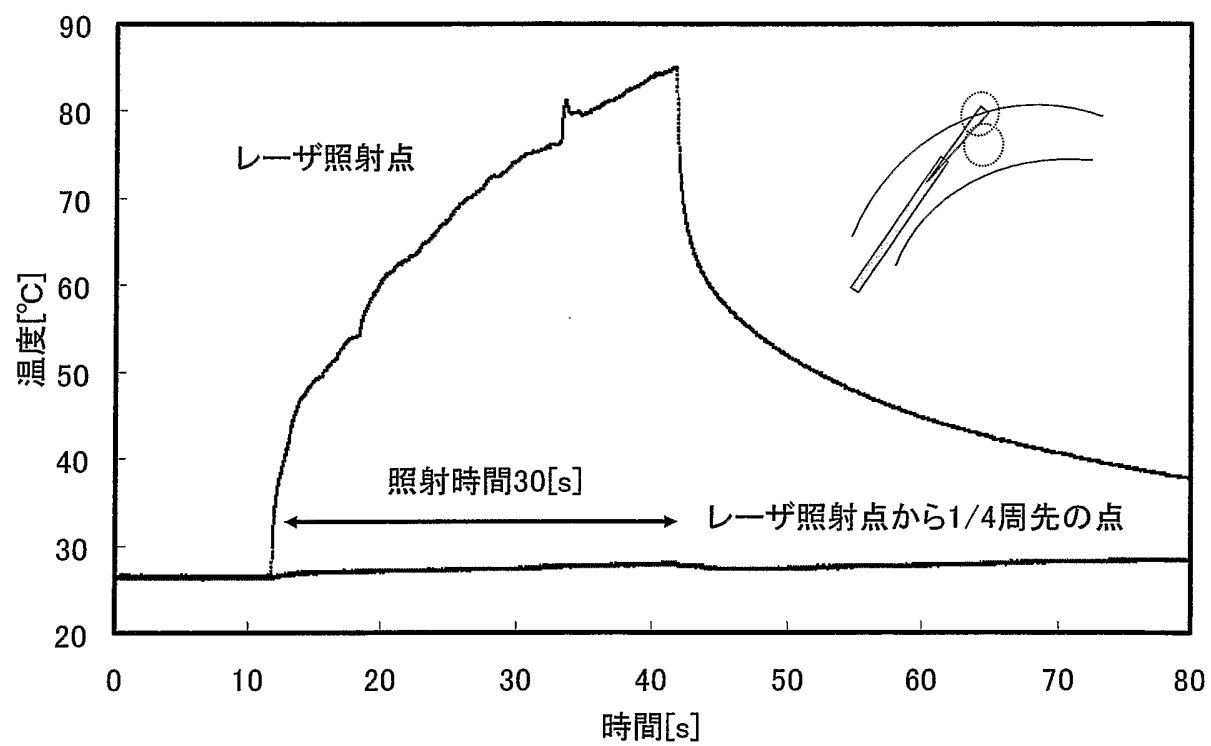


図 1 2

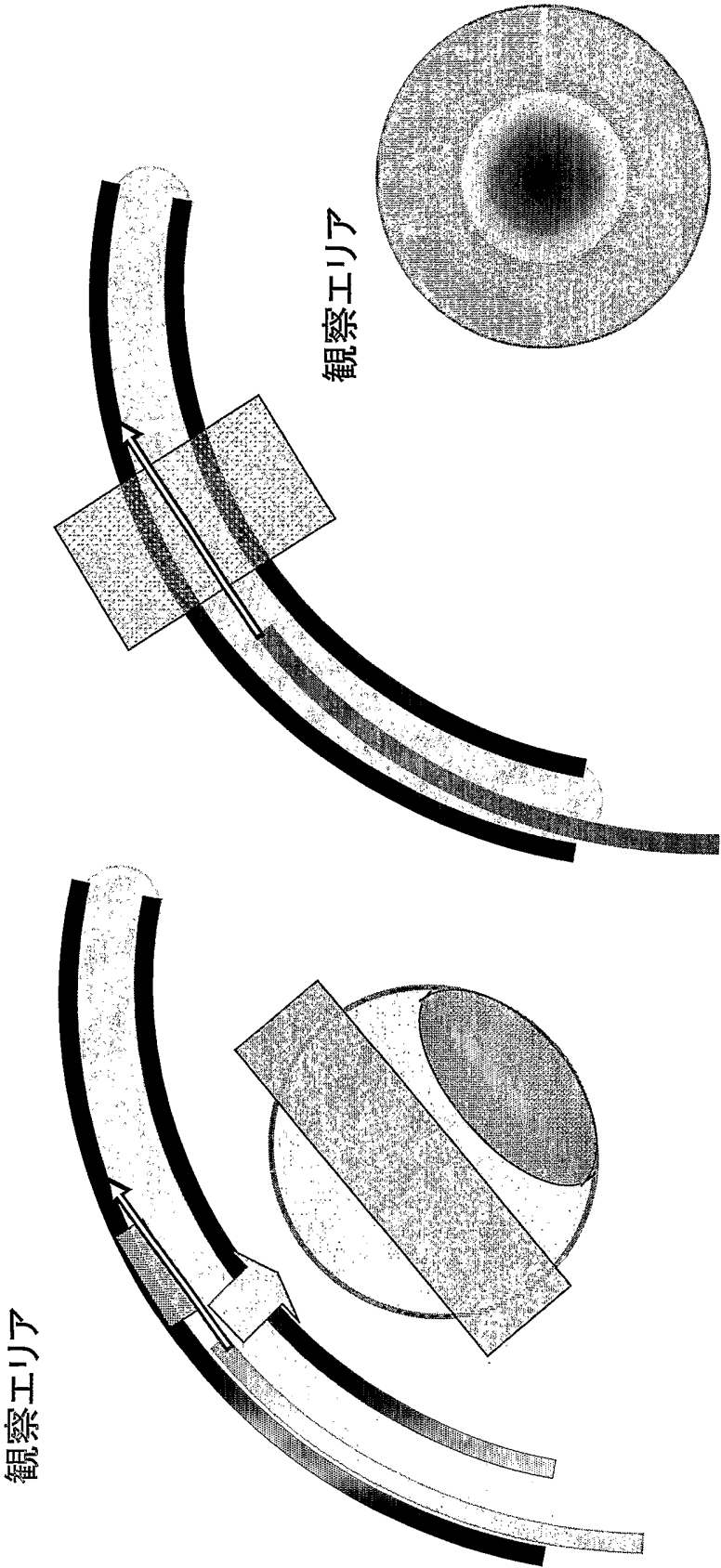


図 1 3

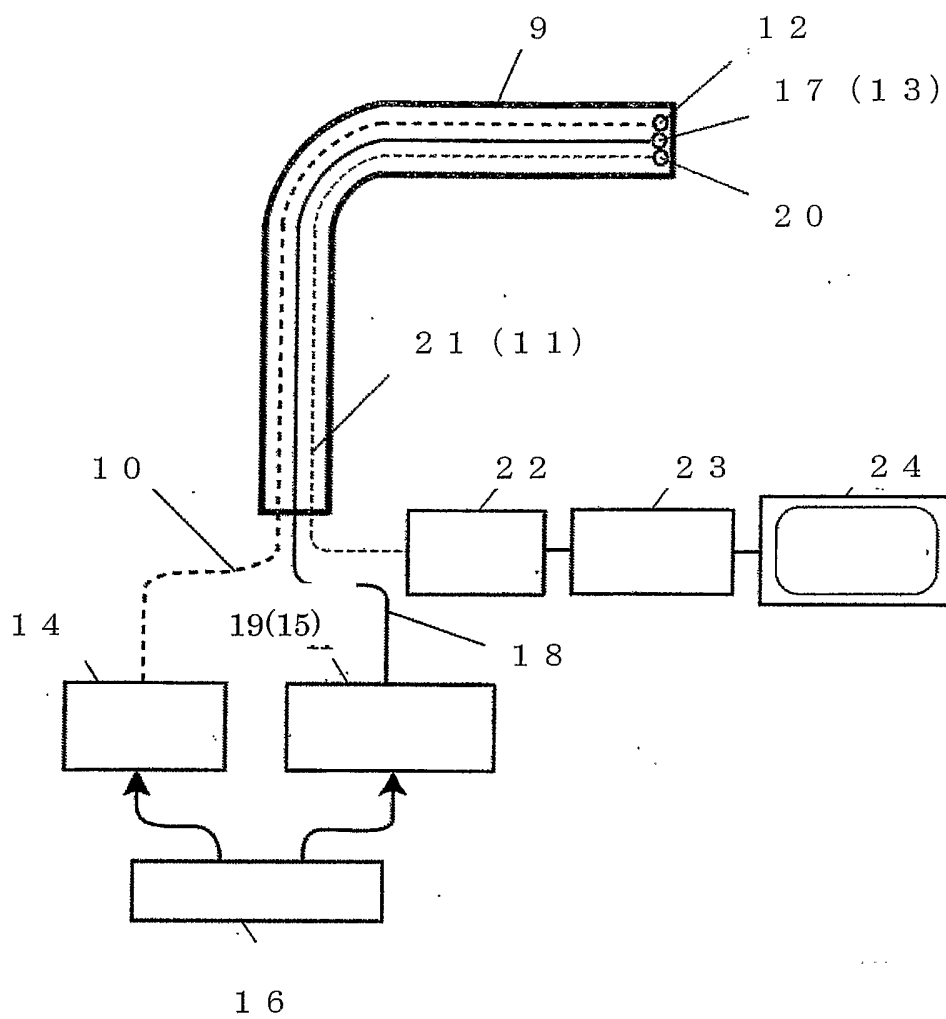


図 1 4

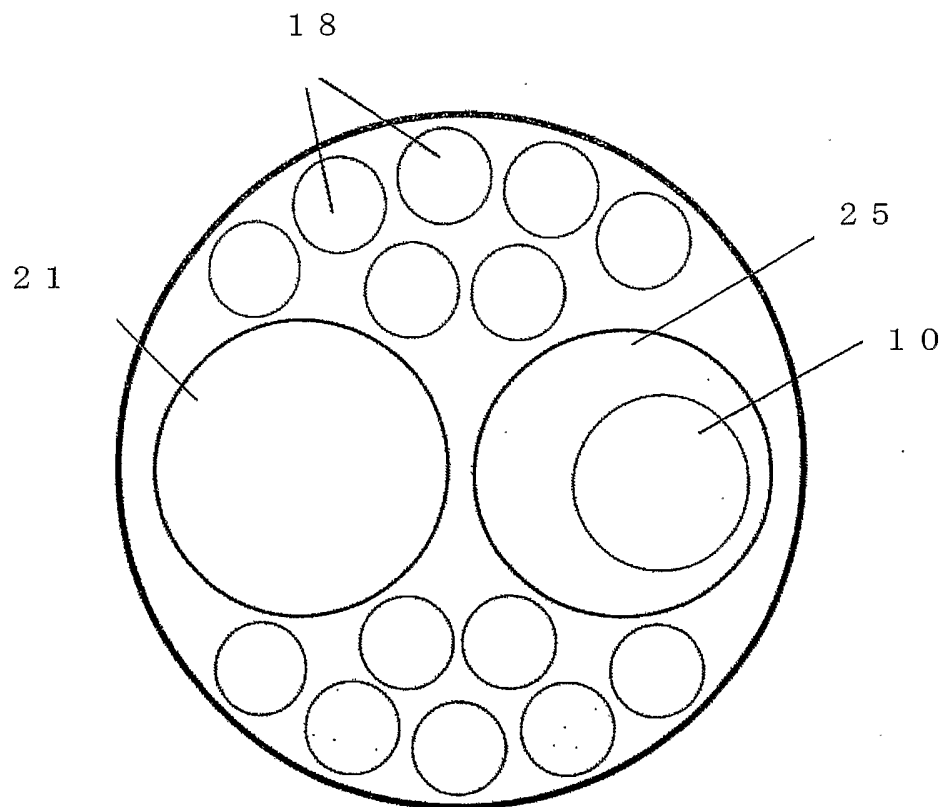


図 15

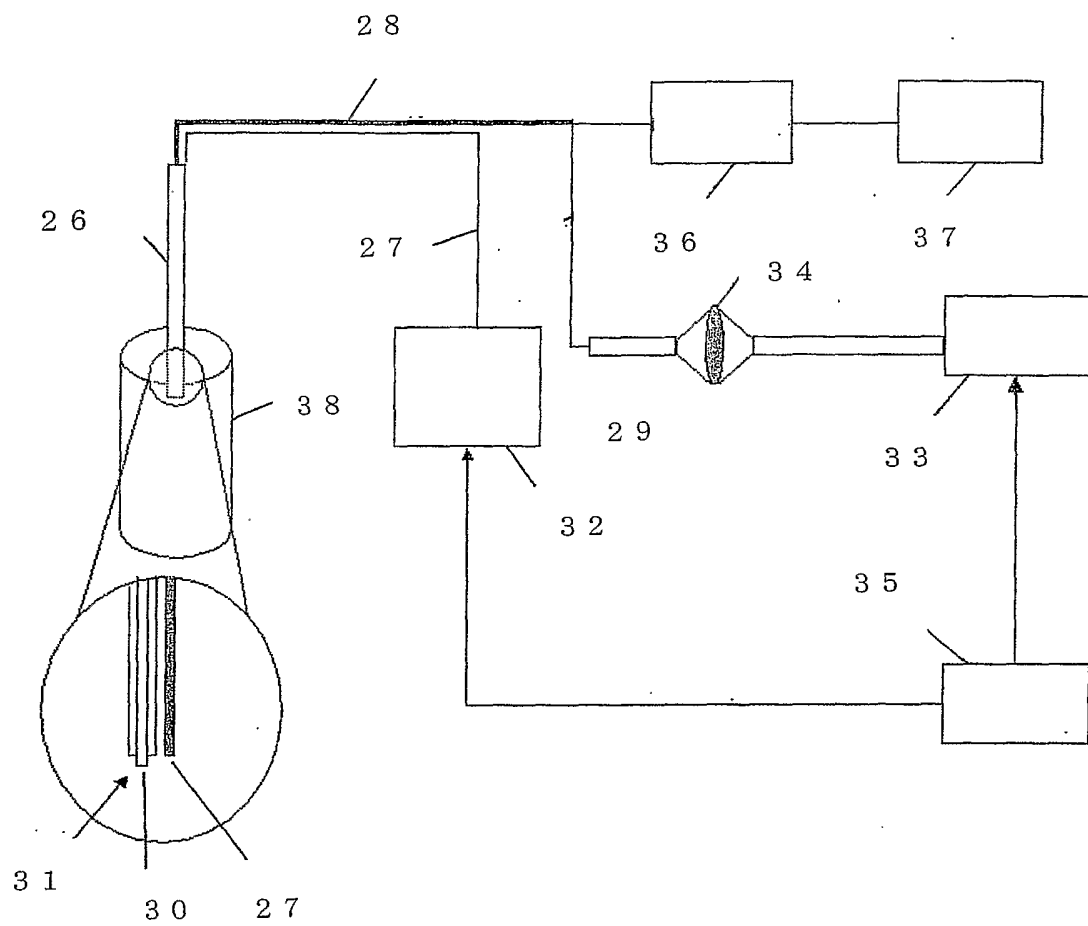


図 1 6

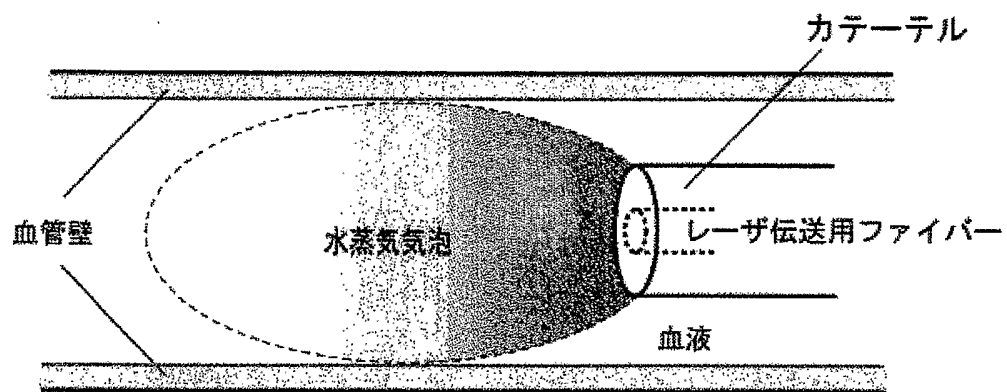


図 1 7

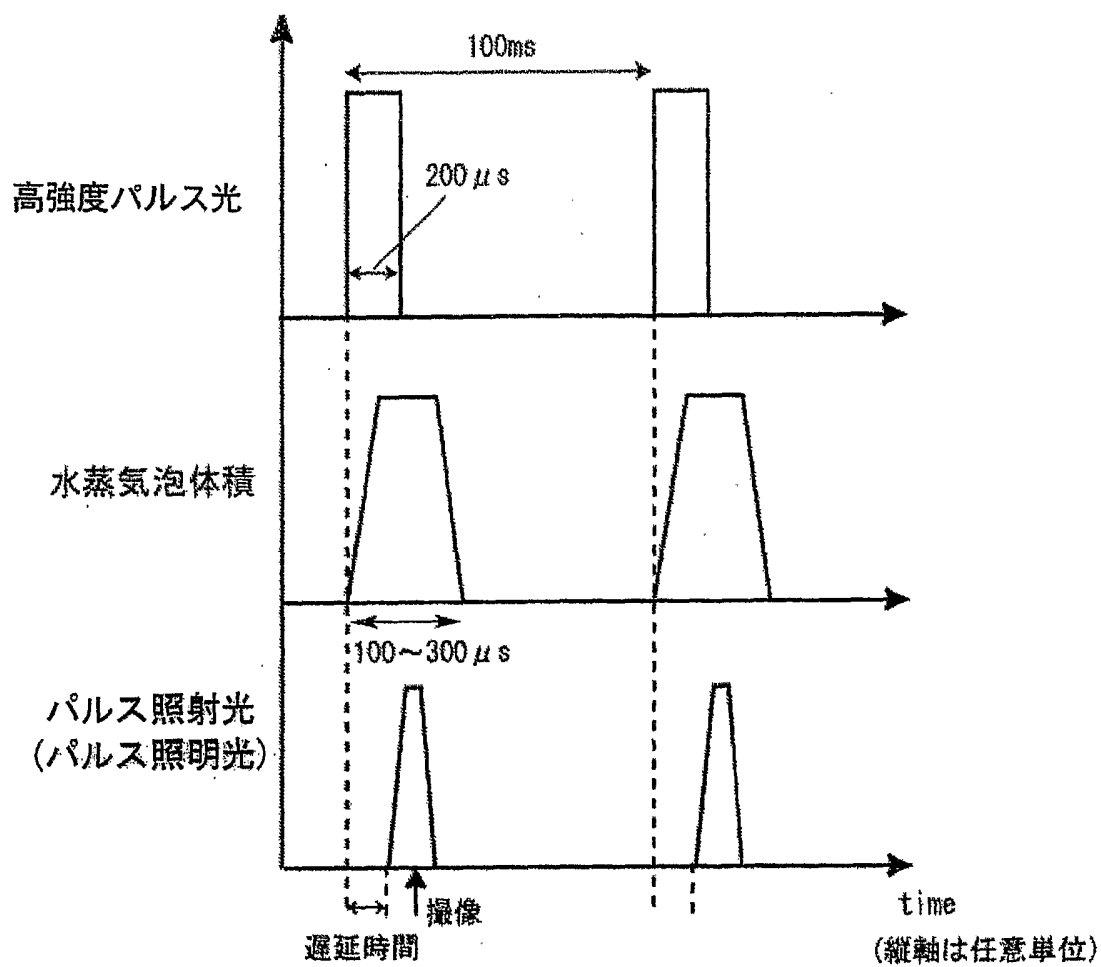
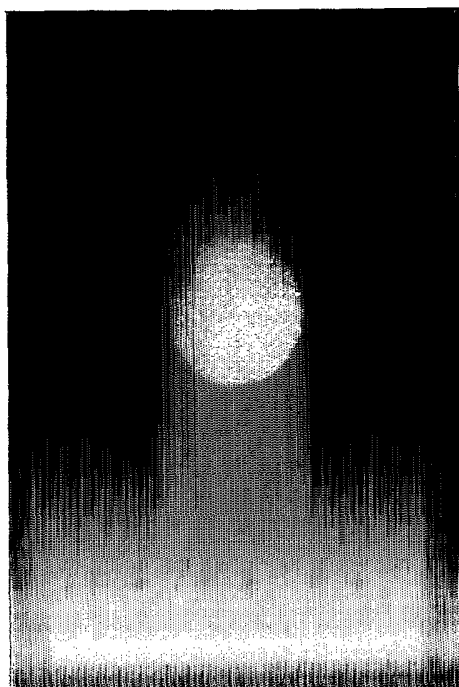


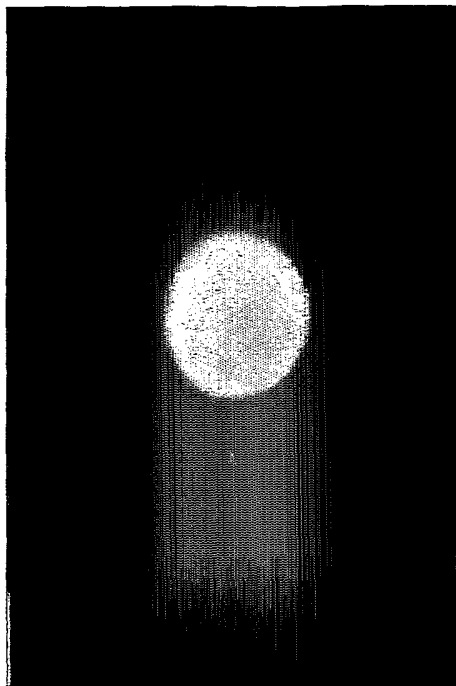
図 18

A



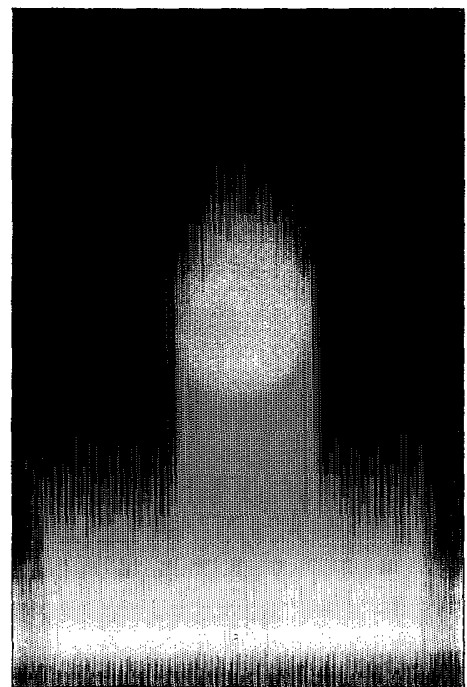
レーザー強度 200mJ/pulse
遅延時間 70μs

B



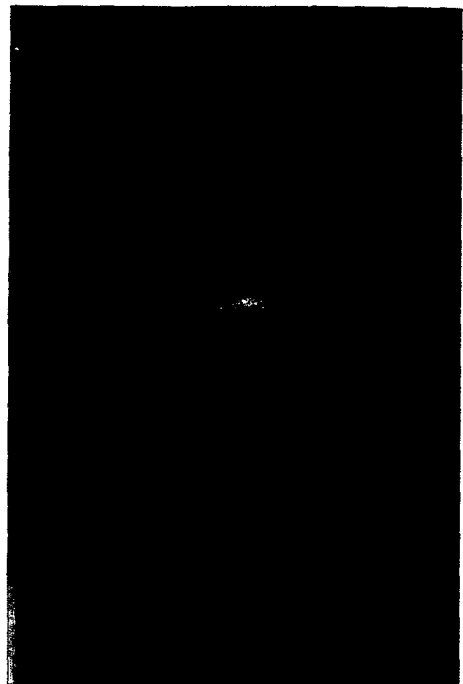
レーザー強度 450mJ/pulse
遅延時間 70μs

C



レーザー照射なし

D



空气中コントロール

図 19

A



レーザー強度 200mJ/pulse
遅延時間 140 μ s

B



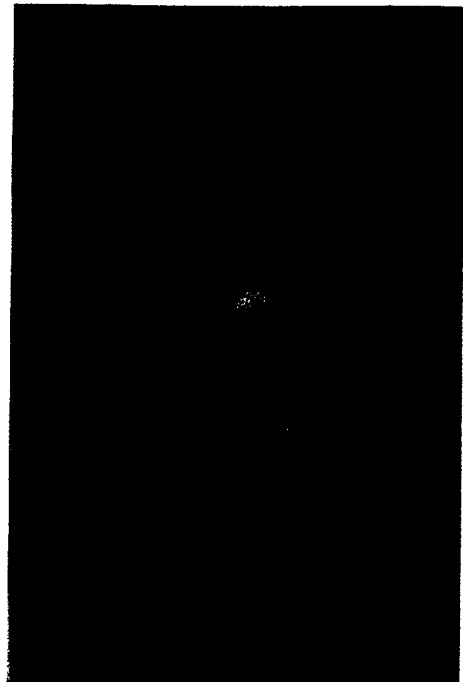
レーザー強度 450mJ/pulse
遅延時間 140 μ s

C



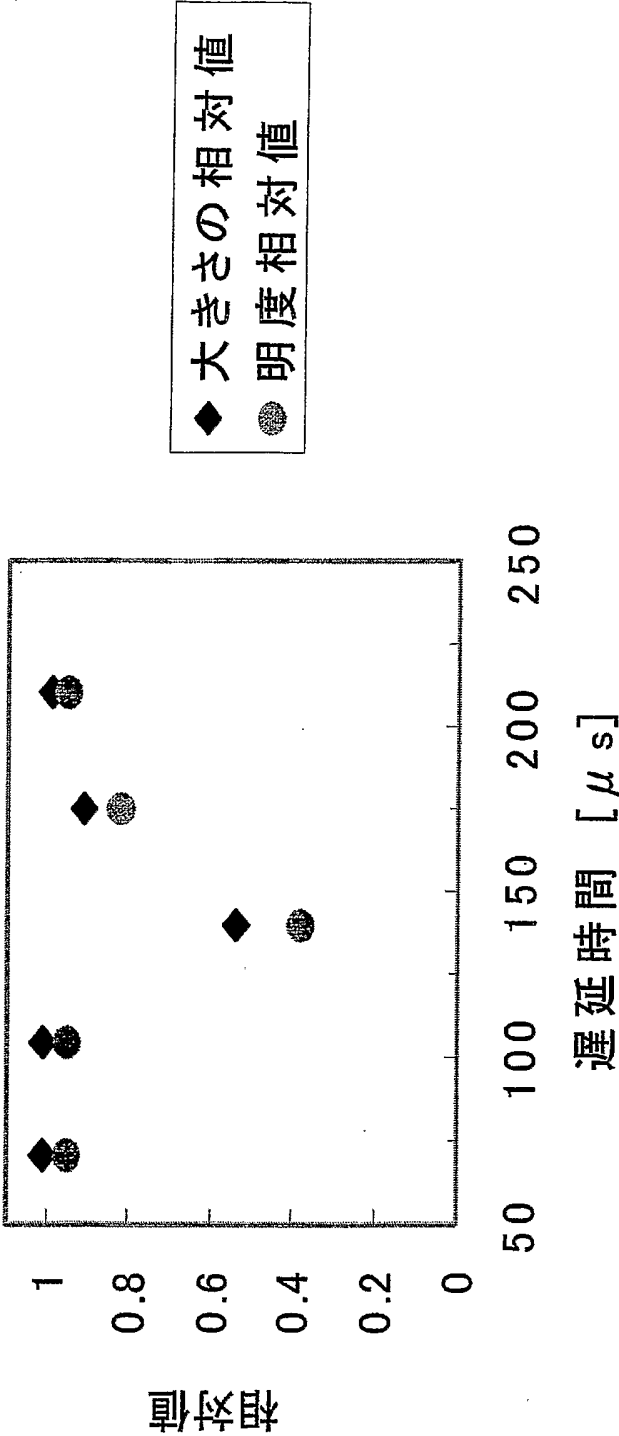
レーザー照射なし

D



空気中コントロール

図 20



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/018909

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00 (2006.01), **A61M25/01** (2006.01), **G02B23/24** (2006.01)

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00-1/32 (2006.01)

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2005
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2005	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2005

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 63-194628 A (Sumitomo Electric Industries, Ltd.), 11 August, 1988 (11.08.88), Page 3, lower left column, line 19 to page 5, lower right column, line 12 & US 4904048 A & EP 279316 A2 & DE 3852895 C & CA 1307177 A	1,5-16 17-21,24-27 2-4,14-16, 22-27
Y	JP 2-63476 A (ADVANCED CARDIOVASCULAR SYSTEMS, INC.), 02 March, 1990 (02.03.90), Page 5, upper left column, line 3 to page 5, upper right column, line 4; Fig. 1 & US 4940062 A & EP 343509 A2 & AU 3500889 A & CA 1309634 A	17-21,24-27

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
25 November, 2005 (25.11.05)Date of mailing of the international search report
06 December, 2005 (06.12.05)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/018909

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2002-345730 A (Asahi Optical Co., Ltd.), 03 December, 2002 (03.12.02), Par. Nos. [0017] to [0028]; Figs. 3, 6, 7 & US 2002/183592 A1	2-4, 14-16, 22-27

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. **A61B1/00** (2006.01), **A61M25/01** (2006.01), **G02B23/24** (2006.01)

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. **A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2** (2006.01)

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2005年
日本国実用新案登録公報	1996-2005年
日本国登録実用新案公報	1994-2005年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	JP 63-194628 A (住友電気工業株式会社) 1988.08.11, 第3頁左下欄第19行-第5頁右下欄第12行 & US	1、5-16
Y	4904048 A & EP 279316 A2 & DE 3852895 C & CA 1307177 A	17-21、 24-27
A		2-4、14-16、22-27

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの

「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

25.11.2005

国際調査報告の発送日

06.12.2005

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

右▲高▼ 孝幸

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

2Q

3410

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	JP 2-63476 A (アドバンスド・カーディオバスキュラー・システムズ・インコーポレーテッド) 1990.03.02, 第5頁左上欄第3行-第5頁右上欄第4行、第1図 & US 4940062 A & EP 343509 A2 & AU 3500889 A & CA 1309634 A	17-21、 24-27
A	JP 2002-345730 A (旭光学工業株式会社) 2002.12.03, 段落【0017】-【0028】、第3、6、7図 & US 2002/183592 A1	2-4、14 -16、22 -27