(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2016 年 7 月 28 日(28.07.2016)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2016/117703 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 18/00 (2006.01) *A61B 5/1455* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2016/051930

(22) 国際出願日: 2016 年 1 月 22 日(22.01.2016)

(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:
PCT/JP2015/051760 2015 年 1 月 23 日(23.01.2015) JP

(71) 出願人: オリンパス株式会社(OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 渡邉　武史(WATANABE, Takeshi); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 高橋　晋太郎(TAKAHASHI, Shintaro); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号　オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 五十嵐　誠(IGARASHI, Makoto); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 上田　邦生(UEDA, Kunio); 〒2208137 神奈川県横浜市西区みなとみらい２－２－１　横浜ランドマークタワー３７Ｆ Kanagawa (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, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(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, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

(54) **Title**: BLOOD VESSEL RECOGNITION DEVICE AND SURGICAL TREATMENT DEVICE

(54) 発明の名称 : 血管認識装置および外科処置装置

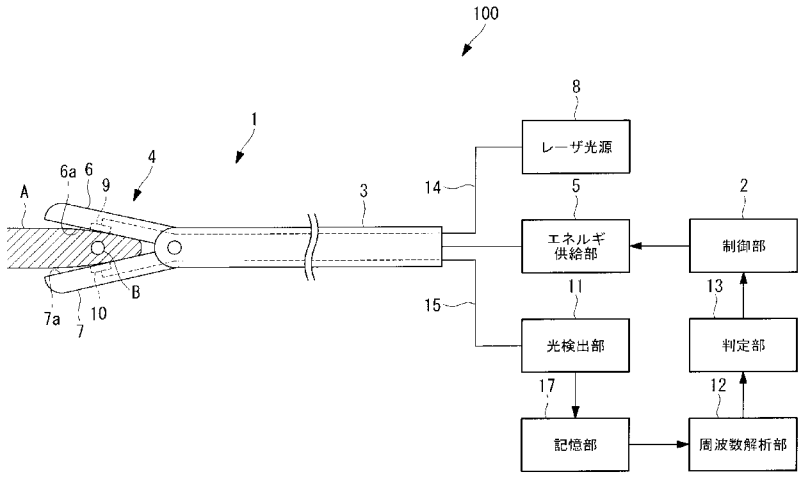


FIG. 1:
2 Control unit
5 Energy supply unit
8 Laser light source
11 Light detection unit
12 Frequency analysis unit
13 Determination unit
17 Storage unit

(57) **Abstract**: This surgical treatment device (100) is provided with: an operation portion (4); a light-emitting portion (9) that irradiates a biological tissue (A) with a laser light; a light-receiving portion (10) that receives scattered laser light scattered by the biological tissue (A); a light detection unit (11) that detects the intensity of the scattered light received by the light-receiving portion (10); a frequency analysis unit (12) that acquires time-series data indicating a change over time in the intensity of the scattered light detected by the light detection unit (11), and extracts a frequency shift amount of the scattered light included in the time-series data; and a determination unit (13) that determines a feature of a blood vessel in the biological tissue (A) on the basis of the frequency shift amount.

(57) 要約: 外科処置装置（１００）は、作用部（４）と、生体組織（Ａ）にレーザ光を照射する発光部（９）と、生体組織（Ａ）によって散乱されたレーザ光の散乱光を受光する受光部（１０）と、該受光部（１０）によって受光された散乱光の強度を検出する光検出部（１１）と、該光検出部（１１）によって検出された散乱光の強度の時間変化を示す時系列データを取得し、該時系列データに含まれる散乱光の周波数シフト量を抽出する周波数解析部（１２）と、周波数シフト量に基づいて生体組織（Ａ）内の血管の特徴を判定する判定部（１３）とを備える。

WO 2016/117703 A1

明　細　書

発明の名称 ： 血管認識装置および外科処置装置

技術分野

[0001] 本発明は、血管認識装置および外科処置装置に関するものである。

背景技術

[0002] 生体組織の外科的処置においては、生体組織の内側に隠れている血管の存在を術者が正確に認識し、血管を避けるように処置することが重要である。そこで、生体組織中に存在する血管を光学的に検出する機能を備えた外科処置装置が提案されている（例えば、特許文献１参照。）。特許文献１では、生体組織中の血液量を測定し、測定された血液量に基づいて、血管が存在するか否かを判定している。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特許第４４９０８０７号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、特許文献１の血液量に基づく血管の検出方法は、血管の検出精度が低いとともに、術者にとって有用性に乏しいという問題がある。すなわち、血管内の血液と、出血によって血管から漏出した漏出血液とが区別無く同様に測定されるので、血管を、漏出血液とは区別して正確に検出することができない。また、術者にとっては、特に太い血管の位置を正確に認識することが重要であるが、特許文献１の方法では、細い血管と太い血管とが区別無く検出され、術者にとって真に重要な血管を特定することができない。

[0005] 本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、生体組織に存在する血管を正確に検出することができ、かつ、所定の特徴を有する血管を選択的に検出することができる血管認識装置および外科処置装置を提供するこ

とを目的とする。

課題を解決するための手段

[0006] 上記目的を達成するため、本発明は以下の手段を提供する。

本発明の第１の態様は、生体組織にレーザ光を照射する発光部と、前記生体組織によって散乱された前記レーザ光の散乱光を受光する受光部と、該受光部によって受光された前記散乱光の強度を検出する光検出部と、該光検出部によって検出された前記散乱光の強度の時間変化を示す時系列データを解析して該時系列データに含まれる前記散乱光の周波数シフト量を抽出する周波数解析部と、該周波数解析部によって抽出された前記周波数シフト量に基づいて前記生体組織内の血管の特徴を判定する判定部とを備える血管認識装置である。

[0007] 本発明の第１の態様によれば、発光部から生体組織にレーザ光が照射されることによって発生した散乱光が受光部によって受光され、散乱光の強度が光検出部によって検出され、散乱光の強度の時間変化を示す時系列データが周波数解析部において解析される。

[0008] 生体組織の内、血管内の血液によって散乱された散乱光の周波数は、血液の流動に起因するドップラーシフトによって、レーザ光の周波数に対してシフトする。このときの周波数のシフト量は、血管の特徴との間に相関関係を有する。一方、生体組織の内、血管内の血液以外の成分によって散乱された散乱光の周波数は、レーザ光の周波数と同一となる。したがって、生体組織に血管が存在しない場合、時系列データにおける散乱光の強度は略一定となる。一方、生体組織に血管が存在する場合、血管内の血液によって散乱された散乱光と血管以外の成分によって散乱された散乱光とが同時に受光部によって受光されることにより、時系列データにおける散乱光の強度には、血管の特徴に応じた時間周期を有するうなりが現れる。

[0009] 周波数解析部においては、血管の有無および血管の特徴に応じた周波数シフト量が時系列データから抽出される。したがって、判定部においては、周波数シフト量に基づいて、血管の有無を、血管から漏出した血液のような静

止した血液とは明確に区別して正確に判定することができ、さらに、生体組織内に存在する血管の特徴を判定することができる。

[0010] 上記第１の態様においては、前記周波数解析部が、前記散乱光の強度の時間変化を示す時系列データを解析して該時系列データに含まれる前記レーザ光に対する前記散乱光の周波数シフト量を抽出してもよい。

上記第１の態様においては、前記光検出部によって検出された前記散乱光の強度を時系列に記憶することによって前記時系列データを生成する記憶部を備えていてもよい。

このようにすることで、時系列データを保存しておくことができる。

[0011] 上記第１の態様においては、前記レーザ光の前記生体組織への照射位置に可視光を照射する可視光照射部と、前記判定部による判定結果に基づいて前記可視光照射部から前記生体組織への前記可視光の照射および停止を制御する制御部とを備え、該制御部が、前記判定部によって前記生体組織に所定の範囲の直径を有する検出対象の血管が存在すると判定されたときに、前記可視光照射部から前記生体組織へ前記可視光を照射させ、前記判定部によって前記生体組織に前記検出対象の血管が存在しないと判定されたときに、前記可視光照射部から前記生体組織への前記可視光の照射を停止させてもよい。

このようにすることで、レーザ光の照射領域に検出対象の血管が存在するときにのみ、当該照射領域に可視光も照射される。したがって、ユーザは、可視光の照射領域を検出対象の血管が存在する領域であると認識することができる。

[0012] 上記第１の態様においては、前記発光部が、前記レーザ光と一緒に前記生体組織に可視光を照射可能であり、前記可視光照射部を兼ねていてもよい。

このようにすることで、簡単な構成でありながら、レーザ光の照射位置と可視光の照射位置とを正確に一致させることができる。

[0013] 上記第１の態様においては、前記周波数解析部が、前記時系列データをフーリエ変換することによってフーリエスペクトルを取得し、前記周波数シフト量として、前記フーリエスペクトルの平均周波数、傾きまたはスペクトル

幅を抽出してもよい。

血流の速さは、血管の直径の２乗に略比例し、フーリエスペクトルの平均周波数、傾きおよびスペクトル幅は、血流の速さと強い相関を有する。したがって、平均周波数、傾きまたはスペクトル幅に基づいて周波数シフト量を正確に算定することができ、判定部による血管の有無および特徴の判定精度を向上することができる。

[0014] 上記第１の態様においては、前記発光部および前記受光部を保持し、処置具に着脱可能な取付部を備えていてもよい。前記取付部は、前記処置具の胴部に着脱可能であってもよい。

このようにすることで、血管認識装置を処置具と一体化し、血管認識装置および処置具を一緒に操作することができる。

[0015] 上記第１の態様においては、前記発光部まで前記レーザ光を伝送する第１の伝送路と、前記受光部から前記光検出部まで前記散乱光を伝送する、前記第１の伝送路とは異なる第２の伝送路とを備え、前記第１の伝送路の前記レーザ光の伝送断面積が、前記第２の伝送路の前記散乱光の伝送断面積よりも小さくてもよい。前記第１の伝送路が、シングルモードで前記レーザ光を伝送してもよく、前記第２の伝送路が、マルチモードで前記散乱光を伝送してもよい。

このようにすることで、高い光密度を有するレーザ光が第１の伝送路から生体組織へ照射され、生体組織の深い位置にも高い強度を有するレーザ光が作用する。これにより、強い散乱光を発生させることができる。また、広範囲の散乱光が第２の伝送路によって受光されるので、散乱光の受光量を増大することができる。

[0016] 上記第１の態様においては、前記第１の伝送路が、ダブルクラッドファイバのコアおよび第１クラッドから構成され、前記第２の伝送路が、前記ダブルクラッドファイバの第１クラッドおよび第２クラッドから構成されていてもよい。

[0017] ダブルクラッドファイバは、単一のコア、第１クラッドおよび第２クラッ

ドを有し、中心から半径方向外側に向かって順に、コア、第１クラッドおよび第２クラッドが同心状に配置されている。コアおよび第１クラッドは、シングルモード光ファイバと同等の機能を有し、第１クラッドおよび第２クラッドは、マルチモード光ファイバと同等の機能を有する。

したがって、コアおよび第１クラッドを第１の伝送路として使用し、第１クラッドおよび第２クラッドを第２の伝送路として使用することによって、第１の伝送路と第２の伝送路とが同軸となる。これにより、生体組織内の散乱光の検出領域内にレーザ光の照射領域が配置されるようにするための光学調整を簡単な構成で行うことができ、散乱光の受光量を増大することができる。

[0018] 本発明の第２の態様は、生体組織を処置する作用部と、該作用部または該作用部の近傍に設けられ、前記生体組織にレーザ光を照射する発光部と、前記生体組織によって散乱された前記レーザ光の散乱光を受光する受光部と、該受光部によって受光された前記散乱光の強度を検出する光検出部と、該光検出部によって検出された前記散乱光の強度の時間変化を示す時系列データを解析して該時系列データに含まれる前記散乱光の周波数シフト量を抽出する周波数解析部と、該周波数解析部によって抽出された前記周波数シフト量に基づいて前記生体組織内の血管の特徴を備える外科処置装置である。

[0019] 上記第２の態様においては、前記周波数解析部が、前記散乱光の強度の時間変化を示す時系列データを解析して該時系列データに含まれる前記レーザ光に対する前記散乱光の周波数シフト量を抽出してもよい。

上記第２の態様においては、前記作用部が、前記生体組織にエネルギを作用させるエネルギ作用部であり、前記エネルギを発生させるためのエネルギ源を前記エネルギ作用部に供給するエネルギ供給部と、前記判定部による判定結果に基づいて前記エネルギ供給部を制御する制御部とを備えていてもよい。

このようにすることで、生体組織に検出対象の血管が存在するか否かに応じて、エネルギ作用部の動作を切り替えることができる。

[0020] 上記第２の態様においては、前記制御部が、前記判定部によって前記生体組織に所定の範囲の直径を有する検出対象の血管が存在すると判定されたときに、前記エネルギ供給部から前記エネルギ作用部への前記エネルギ源の供給を停止させてもよい。

このようにすることで、検出対象の血管が存在しないときにのみ選択的にエネルギ作用部から生体組織へエネルギを作用させて処置することができる。

[0021] 上記第２の態様においては、前記制御部が、前記判定部によって前記生体組織に所定の範囲の直径を有する検出対象の血管が存在すると判定されたときに、前記エネルギ供給部から前記エネルギ作用部へ供給される前記エネルギ源の強度制御のモードを切り替えてもよい。

このようにすることで、検出対象の血管が存在しないときには切開モードを用いて、生体組織に検出対象の血管が存在するときには凝固モードを用いて、生体組織を処置することができる。

[0022] 上記第２の態様においては、前記レーザ光の前記生体組織への照射位置に可視光を照射する可視光照射部と、前記判定部による判定結果に基づいて前記可視光照射部から前記生体組織への前記可視光の照射および停止を制御する制御部とを備え、該制御部が、前記判定部によって前記生体組織に所定の範囲の直径を有する検出対象の血管が存在すると判定されたときに、前記可視光照射部から前記生体組織へ前記可視光を照射させ、前記判定部によって前記生体組織に前記検出対象の血管が存在しないと判定されたときに、前記可視光照射部から前記生体組織への前記可視光の照射を停止させてもよい。

[0023] 上記第２の態様においては、前記発光部が、前記レーザ光と一緒に前記生体組織に可視光を照射可能であり、前記可視光照射部を兼ねていてもよい。

上記第２の態様においては、前記周波数解析部が、前記時系列データをフーリエ変換することによってフーリエスペクトルを取得し、前記周波数シフト量として、前記フーリエスペクトルの平均周波数、傾きまたはスペクトル幅を抽出してもよい。

[0024] 上記第２の態様においては、前記発光部まで前記レーザ光を伝送する第１の伝送路と、前記受光部から前記光検出部まで前記散乱光を伝送する、前記第１の伝送路とは異なる第２の伝送路とを備え、前記第１の伝送路の前記レーザ光の伝送断面積が、前記第２の伝送路の前記散乱光の伝送断面積よりも小さくてもよい。

[0025] 前記第１の伝送路は、シングルモードで前記レーザ光を伝送してもよく、前記第２の伝送路は、マルチモードで前記散乱光を伝送してもよい。さらに、前記第１の伝送路が、ダブルクラッドファイバのコアおよび第１クラッドから構成され、前記第２の伝送路が、前記ダブルクラッドファイバの第１クラッドおよび第２クラッドから構成されていてもよい。

発明の効果

[0026] 本発明によれば、生体組織に存在する血管を正確に検出することができ、かつ、所定の特徴の血管を選択的に検出することができるという効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0027] [図1]本発明の第１の実施形態に係る外科処置装置の全体構成図である。

[図2]生体組織中の静的成分によるレーザ光の散乱を説明する図である。

[図3]生体組織中の動的成分によるレーザ光の散乱を説明する図である。

[図4]図１の判定部において取得される散乱光の強度の時系列データの一例である。

[図5]図１の判定部において取得されるドップラースペクトルの例である。

[図6]血流の速度とドップラースペクトルの平均周波数との関係を示すグラフである。

[図7]本発明の第２の実施形態に係る外科処置装置の全体構成図である。

[図8]図７の外科処置装置の作用を説明する図である。

[図9]図７の外科処置装置の変形例を示す部分的な構成図である。

[図10]本発明の第３の実施形態に係る血管認識装置の全体構成図である。

[図11A]図１０の血管認識装置を取り付けたエネルギ処置具を示す図である。

[図11B]図１１Ａのエネルギ処置具および血管認識装置のＸＩ－ＸＩ線における断面図である。

[図12]図１１Ａおよび図１１Ｂのエネルギ処置具の変形例を示す図である。

[図13]照射用光ファイバおよび受光用光ファイバの変形例の作用を説明する図である。

[図14]血管において発生した散乱光の空間的な強度変化のシミュレーション結果を示すグラフである。

[図15]図１４のグラフから求めた散乱光の積分強度を示すグラフである。

発明を実施するための形態

[0028] （第１の実施形態）

以下に、本発明の第１の実施形態に係る外科処置装置１００について図面を参照して説明する。

本実施形態に係る外科処置装置１００は、図１に示されるように、生体組織Ａを処置するエネルギ処置具１と、生体組織Ａ内の血管Ｂを光学的に検出する血管検出手段と、該血管検出手段による検出結果に基づいてエネルギ処置具１を制御する制御部２とを備えている。

[0029] エネルギ処置具１は、体内に挿入可能な細長い胴部３と、該胴部３の先端に設けられ、生体組織Ａにエネルギを作用させるエネルギ作用部４と、胴部３の基端に接続され、胴部３の内部を通る配線を介してエネルギ作用部４にエネルギ源を供給するエネルギ供給部５とを備えている。

[0030] エネルギ作用部４は、生体組織Ａを把持可能な一対のジョー６，７を有するエネルギ鉗子である。上ジョー６および下ジョー７は、互いに対向する内面６ａ，７ａを有している。上ジョー６および下ジョー７は、エネルギ供給部５からエネルギ源（例えば、高周波電流）が供給されることによってエネルギ（例えば、高周波電流または超音波）を発生し、発生されたエネルギを内面６ａ，７ａから該内面６ａ，７ａ間の生体組織Ａへ向かって放出する。

[0031] エネルギ作用部４は、動作モードとして、高エネルギによって生体組織Ａを切開する切開モードと、該切開モードにおける高エネルギよりも低い低エ

ネルギによって生体組織Ａを凝固させる凝固モードとを有する。エネルギ作用部４は、エネルギ供給部５から供給されるエネルギ源の強度に応じて、切開モードと凝固モードとを切り替えるようになっている。

[0032] 血管検出手段は、レーザ光Ｌを出力するレーザ光源８と、上ジョー６の内面６ａに設けられレーザ光源８から供給されたレーザ光Ｌを射出する発光部９と、レーザ光源８から発光部９までレーザ光Ｌを伝送する照射用光ファイバ（第１の伝送路）１４と、下ジョー７の内面７ａに設けられ、生体組織Ａによって散乱されたレーザ光Ｌの散乱光Ｓを受光する受光部１０と、該受光部１０によって受光された散乱光Ｓを検出する光検出部１１と、受光部１０から光検出部１１まで散乱光Ｓを伝送する受光用光ファイバ（第２の伝送路）１５と、該光検出部１１によって検出された散乱光Ｓの強度のデータを蓄積する記憶部１７と、該記憶部１７に蓄積されたデータを周波数解析する周波数解析部１２と、該周波数解析部１２による周波数解析結果に基づいて所定の特徴を有する検出対象の血管の有無を判定する判定部１３とを備えている。

[0033] レーザ光源８は、血液による吸収が少ない波長域（例えば、近赤外領域）のレーザ光Ｌを出力する。レーザ光源８は、胴部３の内部を通る照射用光ファイバ１４を介して発光部９と接続されている。レーザ光源８から照射用光ファイバ１４へ入射されたレーザ光Ｌは、照射用光ファイバ１４によって発光部９まで導光され、発光部９から下ジョー７の内面７ａへ向かって射出されるようになっている。

[0034] 受光部１０は、胴部３の内部を通る受光用光ファイバ１５を介して光検出部１１と接続されている。受光部１０によって受光された散乱光Ｓは、受光用光ファイバ１５によって光検出部１１まで導光され、該光検出部１１に入射するようになっている。

光検出部１１は、受光用光ファイバ１５から入射された散乱光Ｓの強度をデジタル値に変換し、該デジタル値を記憶部１７へ順次送信する。

記憶部１７は、光検出部１１から受信したデジタル値を時系列に記憶する

ことによって、散乱光Ｓの強度の時間変化を示す時系列データを生成する。

[0035] 周波数解析部１２は、記憶部１７から定期的に時系列データを取得し、取得された時系列データを高速フーリエ変換し、得られたフーリエスペクトルの平均周波数を算出する。

[0036] ここで、時系列データおよびフーリエスペクトルについて説明する。

生体組織Ａには、図２および図３に示されるように、脂肪や、出血によって血管Ｂから露出した漏出血液のように静止している静的成分と、血管Ｂ内を流動する血液中の赤血球Ｃのように移動している動的成分とが含まれる。静的成分に周波数ｆのレーザ光Ｌが照射されたときには、レーザ光Ｌと同一の周波数ｆを有する散乱光Ｓが発生する。これに対し、動的成分に周波数ｆのレーザ光Ｌが照射されたときには、ドップラーシフトによって、レーザ光Ｌの周波数ｆからシフトした周波数ｆ＋Δｆを有する散乱光Ｓが発生する。このときの周波数のシフト量Δｆは、動的成分の移動の速さに依存する。

[0037] したがって、生体組織Ａ内のレーザ光Ｌの照射領域に血管Ｂが含まれている場合、血管Ｂ内の血液によって散乱されて周波数ｆ＋Δｆを有する散乱光Ｓと、血管Ｂ内の血液以外の静的成分によって散乱されて周波数ｆを有する散乱光Ｓとが同時に受光部１０によって受光される。その結果、時系列データには、図４に示されるように、周波数ｆの散乱光Ｓと周波数ｆ＋Δｆの散乱光Ｓとの干渉に起因して散乱光Ｓ全体の強度がΔｆで変化するうなりが現れる。

[0038] 生体組織Ａに照射されたレーザ光Ｌは、静的成分および動的成分において多重散乱が起こるため、レーザ光Ｌが赤血球に入射する際の、レーザ光Ｌの進行方向と赤血球の移動方向(血流方向)とが成す入射角は単一ではなく分布が生じる。このため、ドップラーシフトによる周波数シフト量Δｆには分布が生じる。したがって、散乱光Ｓ全体の強度のうなりは、Δｆの分布に対応して幾つもの周波数成分が重なり合ったものになる。さらに、厳密には、周波数シフト量の異なる散乱光同士の干渉によるうなりも重畳される。また、Δｆの分布は、血流速度が速い程、高周波数側まで広がる。このような時系

列データを高速フーリエ変換すると、図５に示されるように、血流の速さに応じた周波数ω（以下、周波数シフト量Δｆをωと記す。）に強度を有するドップラースペクトルがフーリエスペクトルとして得られる。

[0039] ドップラースペクトルの形状と、血管Ｂの有無および血管Ｂ内の血流の速さ（血管の特徴）と間には、図５および図６に示されるような関係が存在する。具体的には、レーザ光Ｌの照射領域に血管Ｂが存在しないときには上記うなりが生じないため、ドップラースペクトルは、周波数ω全域において強度を有さない平坦状となる（一点鎖線参照。）。血流の遅い血管Ｂが存在するときには、ドップラースペクトルは、周波数ωの低い領域に強度を有し、小さなスペクトル幅を有する（実線参照。）。血流の速い血管Ｂが存在するときには、ドップラースペクトルは、周波数ωの低い領域から高い領域に強度を有し、大きなスペクトル幅を有する（鎖線参照。）。このように、血流が速い程、ドップラースペクトルが周波数ωの高い側へ広がってスペクトル幅が大きくなるのに伴って、ドップラースペクトルの平均周波数が大きくなる。

さらに、血管Ｂ内の血流の速さは、血管Ｂの直径（血管の特徴）に略比例することが知られている。

[0040] 周波数解析部１２は、ドップラースペクトルの、周波数ωと強度との関係を表す関数Ｆ（ω）を求め、下式（１）に基づいてドップラースペクトルＦ（ω）の平均周波数を算出し、算出された平均周波数を判定部１３へ送信する。

[0041] [数1]

$$\text{平均周波数} = \frac{\int \omega F(\omega) d\omega}{\int F(\omega) d\omega} \quad \cdots (1)$$

[0042] 判定部１３は、周波数解析部１２から受信した平均周波数を閾値と比較し

、所定の特徴として所定の範囲の直径を有する血管Ｂの有無を判定する。閾値は、検出対象とする血管Ｂの直径の最小値に対応する平均周波数である。判定部１３は、周波数解析部１２から受信した平均周波数が閾値以上であるときには、検出対象の血管Ｂが存在すると判定する。一方、判定部１３は、周波数解析部１２から受信した平均周波数が閾値未満のときには、検出対象の血管Ｂがレーザ光Ｌの照射領域に存在しないと判定する。これにより、所定の範囲の直径を有する血管Ｂを検出対象とし、該検出対象の血管Ｂの有無が判定される。判定部１３は、判定結果を制御部２に出力する。

[0043] 検出対象の血管Ｂの直径の最小値は、例えば、術者が図示しない入力部を使用して入力するようになっている。判定部１３は、例えば、血管Ｂの直径と平均周波数とを対応付けた関数を有し、入力された血管Ｂの直径の最小値と対応する平均周波数を関数から求め、算出された平均周波数を閾値に設定する。

[0044] 制御部２は、判定部１３によって、検出対象の血管Ｂが存在しないと判定された場合には、エネルギ供給部５からエネルギ作用部４へ高強度のエネルギ源を供給させることによって、エネルギ作用部４を切開モードで作動させる。一方、制御部２は、判定部１３によって、検出対象の血管Ｂが存在すると判定された場合には、エネルギ供給部５からエネルギ作用部４へ、切開モードにおけるエネルギ源よりも低強度のエネルギ源を供給させることによって、エネルギ作用部４を凝固モードで作動させる。

[0045] 周波数解析部１２、判定部１３および制御部２は、例えば、中央演算処理装置（ＣＰＵ）と、ＲＡＭのような主記憶装置と、補助記憶装置とを備えるコンピュータによって実現される。補助記憶装置は、ハードディスクドライブのような非一時的な記憶媒体であり、上述した各部１２，１３，２の処理をＣＰＵに実行させるためのプログラムを格納している。このプログラムが補助記憶装置から主記憶装置にロードされて起動されることによって、ＣＰＵがプログラムに従って各部１２，１３，２の処理を実行するようになっている。あるいは、各部１２，１３，２は、ＰＬＤ（プログラマブル・ロジッ

ク・デバイス）またはＦＰＧＡ（フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ）によって実現されてもよく、ＡＳＩＣ（特定用途向け集積回路）のような専用ハードウェアによって実現されてもよい。

[0046] 次に、このように構成された外科処置装置１００の作用について説明する。

本実施形態に係る外科処置装置１００を用いて生体組織Ａを処置するには、一対のジョー６，７の間に生体組織Ａの処置対象部位を把持する。ジョー６，７間の処置対象部位には、発光部９からレーザ光Ｌが照射され、生体組織Ａによって散乱されながら処置対象部位を透過したレーザ光Ｌの散乱光Ｓが受光部１０によって受光される。受光された散乱光Ｓは、光検出部１１によって検出され、周波数解析部１２において散乱光Ｓの時系列データが生成される。周波数解析部１２においては、時系列データの周波数解析によってドップラースペクトルの平均周波数が抽出され、判定部１３によって、平均周波数に基づいて、生体組織Ａに所定の範囲の直径を有する検出対象の血管Ｂが存在するか否かが判定される。

[0047] 処置対象部位に検出対象の血管Ｂが存在しないと判定された場合には、制御部２がエネルギ作用部４を切開モードで作動させることによって、ジョー６，７から処置対象部位に高エネルギが供給されて処置対象部位が切開される。処置対象部位に検出対象の血管Ｂが存在する判定された場合には、制御部２がエネルギ作用部４を凝固モードで作動させることによって、ジョー６，７から処置対象部位へ低エネルギが供給されて処置対象部位が凝固される。

[0048] このように、本実施形態によれば、血管Ｂ内の血流に起因して生じる散乱光Ｓのドップラーシフトを解析することによって、血管Ｂ内を流動している血液が、出血によって血管Ｂから漏出している血液とは明確に区別して検出される。これにより、生体組織Ａに存在する血管Ｂを正確に検出することができるという利点がある。さらに、ドップラーシフトのシフト量Δｆが血管Ｂの太さに依存することを利用して、血管Ｂの有無のみならず、血管Ｂの太

さも認識することができる。したがって、例えば、閾値を適切に設定することによって太い血管Ｂのみを検出し、太い血管Ｂが存在する処置対象部位の切開を確実に回避するようにエネルギ作用部４の動作を適切に制御することができるという利点がある。

[0049] なお、本実施形態においては、検出対象の血管Ｂが存在すると判定部１３によって判定された場合に、制御部２が、術者に対して、検出対象の血管Ｂが存在することを示す表示を図示しないディスプレイに表示させてもよく、音を図示しないスピーカから出力させてもよい。このようにすることで、処置対象部位に検出対象の血管Ｂが存在していることを、術者により確実に認識させることができる。

[0050] また、本実施形態においては、制御部２は、エネルギ供給部５からエネルギ作用部４へ供給するエネルギ源の強度を制御することに代えて、検出対象の血管Ｂが存在すると判定部１３によって判定された場合には、エネルギ供給部５からエネルギ作用部４へエネルギ源を供給させ、検出対象の血管Ｂが存在しないと判定部１３によって判定された場合には、エネルギ供給部５からエネルギ作用部４へのエネルギ源の供給を停止させてもよい。

このようにすることで、検出対象の血管Ｂへのエネルギの作用を確実に回避することができる。

[0051]（第２の実施形態）

次に、本発明の第２の実施形態に係る外科処置装置２００について図７から図９を参照して説明する。

本実施形態においては、第１の実施形態と異なる構成について主に説明し、第１の実施形態と共通する構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

本実施形態に係る外科処置装置２００は、発光部９が、レーザ光Ｌに加えて可視光Ｖを生体組織Ａへ照射可能であり、制御部２が、エネルギ作用部４ではなく、発光部９からの可視光Ｖの出力と停止とを制御する点で、第１の実施形態と主に異なっている。

[0052] 具体的には、血管検出手段が、図７に示されるように、可視域の波長を有する可視光Ｖを出力する可視光源１６をさらに備えている。可視光源１６は、レーザ光源であることが好ましい。可視光Ｖの色は、生体組織Ａに照射された可視光Ｖを術者が容易に視認できる色、例えば緑色または青色であることが好ましい。可視光源１６から出力された可視光Ｖは、図示しない光学系によって、レーザ光源８から出力されたレーザ光Ｌと合成されて、レーザ光Ｌと一緒に照射用光ファイバ１４に入射する。

[0053] 発光部（可視光照射部）９は、エネルギ作用部４の近傍に設けられ、エネルギ作用部４の先端前方へ向かってレーザ光Ｌおよび可視光Ｖを射出する。

受光部１０は、発光部９の近傍に設けられており、エネルギ作用部４の先端前方からの散乱光Ｓを受光する。

判定部１３は、時系列データの取得を定期的に繰り返し、検出対象の血管Ｂの有無の判定を定期的に繰り返す。

[0054] 制御部２は、判定部１３によって、検出対象の血管Ｂが存在すると判定された場合には、可視光源１６から可視光Ｖを出力させることによって、発光部９からレーザ光Ｌと一緒に可視光Ｖを射出させる。一方、制御部２は、判定部１３によって、検出対象の血管Ｂが存在しないと判定された場合には、可視光源１６からの可視光Ｖの出力を停止させることによって、発光部９からレーザ光Ｌのみを射出させる。

本実施形態において、エネルギ作用部４は、エネルギ鉗子以外の任意の種類のものであってよい。

本実施形態のその他の構成は、第１の実施形態と同一である。

[0055] 次に、このように構成された外科処置装置２００の作用について説明する。

本実施形態に係る外科処置装置２００を用いて生体組織Ａを処置するには、エネルギ作用部４を生体組織Ａの近傍に配置し、発光部９から生体組織Ａへレーザ光Ｌを照射し、図８に示されるように、レーザ光Ｌを生体組織Ａ上で走査するように、エネルギ作用部４を移動させる。生体組織Ａによって散

乱されたレーザ光Ｌの散乱光Ｓは受光部１０によって受光される。以下、第１の実施形態と同様にして、検出対象の血管Ｂの有無が判定される。

[0056] 判定部１３によって、レーザ光Ｌの照射領域に検出対象の血管Ｂが存在しないと判定された場合には、制御部２がレーザ光Ｌのみを発光部９から射出させる。判定部１３によって、レーザ光Ｌの照射領域に検出対象の血管Ｂが存在する判定された場合には、制御部２がレーザ光Ｌと一緒に可視光Ｖを発光部９から射出させる。すなわち、レーザ光Ｌの照射領域に検出対象の血管Ｂが存在している場合にのみ、当該照射領域に可視光Ｖも照射される。

[0057] したがって、術者は、可視光Ｖの照射領域が検出対象の血管Ｂの存在する領域であると認識することができる。これにより、可視光Ｖの照射領域以外の位置においてエネルギ作用部４による生体組織Ａの処置を行うことによって、検出対象の血管Ｂを確実に回避しながら生体組織Ａを処置することができる。本実施形態の効果は、第１の実施形態と同様であるので、説明を省略する。

[0058] なお、本実施形態においては、エネルギ作用部４の種類に応じて、発光部９および受光部１０のエネルギ処置具１への取り付け位置を適宜変更してもよい。

例えば、エネルギ作用部４が、第１の実施形態と同様にエネルギ鉗子である場合には、図９に示されるように、下ジョー７の外面に発光部９および受光部１０が設けられていてもよい。術者は、下ジョー７の外面を生体組織Ａの表面にかざしてレーザ光Ｌを生体組織Ａへ照射することで、検出対象の血管Ｂの有無を調べることができる。

[0059] また、本実施形態においては、レーザ光Ｌと可視光Ｖとの光路を共通化し、共通の発光部９から生体組織Ａへレーザ光Ｌおよび可視光Ｖを照射することとしたが、これに代えて、照射用光ファイバ１４および発光部９とは別体の可視光照射部を設けてもよい。可視光照射部は、生体組織Ａ上のレーザ光Ｌの照射位置を検出する機能を備え、検出されたレーザ光Ｌの照射位置へ可視光Ｖを照射可能に構成される。

[0060] 次に、本発明の第３の実施形態に係る血管認識装置３００について図１０から図１１Ｂを参照して説明する。

本実施形態においては、第１の実施形態と異なる構成について主に説明し、第１の実施形態と共通する構成については、同一の符号を付して説明を省略する。

本実施形態に係る血管認識装置３００は、エネルギ処置具１に取り付けて使用されるものであり、図１０に示されるように、発光部９および受光部１０を保持し、エネルギ処置具１の胴部３に着脱可能な取付部１８と、血管検出手段とを備えている。図１１Ａおよび図１１Ｂは、取付部１８を胴部３に取り付けた状態を示している。

[0061] 取付部１８は、弾性を有する材料から形成された細長い柱状の部材からなり、外面に長手方向に沿って延びる嵌合穴１８ａが形成されている。嵌合穴１８ａは、円柱状の胴部３の外径と略等しい内径を有する略半円柱状である。嵌合穴１８ａ内に胴部３を半径方向に押し込むことによって、胴部３の外周面に取付部１８を取り付け、胴部３を嵌合穴１８ａ内から半径方向に引っ張り出すことによって、胴部３から取付部１８を取り外すことができるようになっている。

[0062] 取付部１８の、嵌合穴１８ａとは半径方向の反対側には、円筒状のシース１９が長手方向に沿って固定されている。シース１９内には、発光部９、受光部１０、照射用光ファイバ１４および受光用光ファイバ１５が収容され、発光部９および受光部１０は、シース１９の先端部分に配置されている。取付部１８は、胴部３の長さ寸法と略等しいか、それよりも小さい長さ寸法を有し、発光部９および受光部１０がエネルギ作用部４の近傍に位置するように、胴部３に取り付け可能となっている。

[0063] 図１０には、第１の実施形態の血管検出手段と同様の血管検出手段が示されているが、第２の実施形態において説明した可視光源１６および制御部２がさらに設けられていてもよい。あるいは、検出対象の血管Ｂが存在すると判定部１３によって判定された場合に、検出対象の血管Ｂが存在することを

示す表示を図示しないディスプレイに表示させてもよく、音を図示しないスピーカから出力させてもよい。

[0064] このように、本実施形態によれば、血管認識装置３００をエネルギ処置具１とは別体とすることによって、血管認識の機能を必要に応じて汎用のエネルギ処置具１に付加することができるという利点がある。

[0065] なお、図１１Ａおよび図１１Ｂのエネルギ処置具１において、発光部９、受光部１０、照射用光ファイバ１４および受光用光ファイバ１５をエネルギ処置具１に一体に設けることによって、外科処置装置を構成してもよい。例えば、図１２に示されるように、発光部９および受光部１０を、下ジョー７の内側の先端部に設け、レーザ光Ｌが、下ジョー７の先端から胴部３の長手方向外方向に射出されるように構成してもよい。

[0066] 第１から第３の実施形態においては、血管Ｂの有無および直径の判定にドップラースペクトルの平均周波数を用いることとしたが、これに代えて、ドップラースペクトルの傾きまたはスペクトル幅を用いてもよい。

[0067] ドップラースペクトルの傾きは、図５に示されるように、２つの所定の周波数ω１，ω２間における強度の変化量ΔＩである。ドップラースペクトルの傾きとして、所定の周波数ωにおける関数Ｆ（ω）の微分値を用いてもよい。所定の周波数ω１，ω２，ωは、血流の速さがゼロから増大するのに伴って、ドップラースペクトルの傾きが次第に大きくなる範囲内に設定される。

スペクトル幅は、例えば、半値幅Ｗである。ドップラースペクトルのスペクトル幅は、上述したように、血流が速い程、大きくなる。

[0068] 平均周波数と同様に、ドップラースペクトルの傾きおよびスペクトル幅も、血管Ｂ内の血流の速さとの間に強い相関を有する。したがって、平均周波数の代わりに傾きまたはスペクトル幅を用いた場合にも、傾きまたはスペクトル幅に基づいて周波数シフト量Δｆを正確に見積もって血管Ｂの有無および特徴（血流速または血管の直径）を正確に算定することができ、検出対象の血管Ｂの有無を高精度に判定することができる。

[0069] また、第１から第３の実施形態においては、エネルギを使用して生体組織Ａを処置するエネルギ作用部４を備えることとしたが、作用部の種類はこれに限定されるものではなく、適宜変更することができる。例えば、作用部は、通常のメスであってもよい。

[0070] また、第１から第３の実施形態においては、照射用光ファイバ１４は、シングルモード光ファイバであることが好ましく、受光用光ファイバ１５は、マルチモード光ファイバであることが好ましい。このようにすることで、血管Ｂの認識精度を高めることができる。

[0071] すなわち、血管Ｂの認識精度を高めるためには、より強いレーザ光Ｌを血管Ｂに照射してより強い散乱光Ｓを発生させること、および、血管Ｂから様々な方向に散乱する散乱光Ｓをより広い範囲から集めて散乱光Ｓの受光量を増大することが重要である。ただし、生体組織Ａの内部においてレーザ光Ｌは散乱されるため、レーザ光Ｌの強度は急激に減衰してしまう。

[0072] 図１３に示されるように、照射用光ファイバ１４として、コア径が小さくレーザ光Ｌの伝送断面積が小さいシングルモード光ファイバを用いることによって、照射用光ファイバ１４から生体組織Ａへ照射されるレーザ光Ｌの光密度が高くなる。これにより、レーザ光Ｌは、生体組織Ａによる散乱を受けたとしても、生体組織Ａの内部に位置する血管Ｂまで高い強度を維持することができる。また、受光用光ファイバ１５として、コア径が大きいマルチモード光ファイバを用いることによって、より広い範囲の散乱光Ｓを受光することができる。

[0073] さらに、照射用光ファイバ１４の先端側には、生体組織Ａの表面近傍（例えば、表面から±数ｍｍの位置）で合焦する短い焦点距離を有し、照射用光ファイバ１４から射出された発散光のレーザ光Ｌを集束光に変換する集光レンズ２０が設けられていることが好ましい。このようにすることで、生体組織Ａにおけるレーザ光Ｌの光密度をさらに高めることができる。

[0074] あるいは、照射用光ファイバ１４の先端側に、短い焦点距離を有するコリメートレンズが設けられていてもよい。このようにすることで、照射用光フ

ァイバ１４と生体組織Ａとの距離が変動した場合でもレーザ光Ｌのスポットサイズが略一定となり、距離に依らずに高い光密度でレーザ光Ｌを生体組織Ａに照射することができる。

[0075] 受光用光ファイバ１５の先端側に、集光レンズ２０とは別の受光レンズ２１が設けられていてもよい。受光レンズ２１は、集光レンズ２０に比べて長い焦点距離を有する。

図１４は、生体組織Ａに相当する散乱体の表面から３ｍｍの深さに位置する血管において発生した散乱光の強度の散乱体表面における空間分布をシミュレーションした結果を示している。ここで、図１４の横軸に示されている距離は、散乱体表面における血管中心の鉛直方向の真上の位置を原点としたときの、散乱体表面上の距離を表している。図１５は、図１４の分布から求めた、散乱光の積分強度を示している。図１５において、縦軸は、散乱光の強度を０ｍｍから十分に大きな距離まで積分して得られた強度を１００％として規格化している。

[0076] 図１４に示されるように、散乱光の強度は、散乱体の内部で急激に減衰し、図１５に示されるように、散乱体上で前記原点から２ｍｍの範囲内における積分強度は８０％となる。この結果から、散乱体上で前記原点から２ｍｍの範囲内の散乱光Ｓを受光することで、散乱光Ｓの受光量を確保することができることが分かる。また、散乱光Ｓの受光範囲を過剰に広げたとしても、受光量のさらなる増加は期待できない。

このように、散乱光Ｓの受光範囲には、適切な大きさが存在する。受光レンズ２１を設けることによって、受光用光ファイバ１５によって受光される散乱光Ｓの受光範囲を適切な大きさに定めることができる。

[0077] また、第１から第３の実施形態においては、レーザ光Ｌおよび散乱光Ｓを別々の光ファイバ１４，１５を使用してそれぞれ伝送することとしたが、これに代えて、単一のダブルクラッドファイバを使用してレーザ光Ｌおよび散乱光Ｓを伝送してもよい。

[0078] ダブルクラッドファイバは、中心側から半径方向外側に向かって順に同心

状に配列されたコア、第１クラッドおよび第２クラッドを有する。コアおよび第１クラッドは、第１の伝送路として機能するシングルモード光ファイバを構成し、第１クラッドおよび第２クラッドは、第２の伝送路として機能するマルチモード光ファイバを構成する。したがって、コアおよび第１クラッドによってレーザ光Ｌを伝送し、第１クラッドおよび第２クラッドによって散乱光Ｓを伝送することができる。

[0079] このような構成によれば、第１の伝送路と第２の伝送路とが同軸となるので、生体組織Ａへのレーザ光Ｌの照射と生体組織Ａからの散乱光Ｓの検出とを共通のレンズを介して行うことができる。これにより、生体組織Ａ内の散乱光Ｓの検出領域内にレーザ光Ｌの照射領域が配置されるようにするための光学調整を簡単な構成で行うことができ、散乱光Ｓの受光量を増大することができる。

符号の説明

[0080] １　エネルギ処置具

２　制御部

３　胴部

４　エネルギ作用部（作用部）

５　エネルギ供給部

６，７　ジョー

６ａ，７ａ　内面

８　レーザ光源

９　発光部（可視光照射部）

１０　受光部

１１　光検出部

１２　周波数解析部

１３　判定部

１４　照射用光ファイバ（第１の伝送路）

１５　受光用光ファイバ（第２の伝送路）

１６　可視光源

１７　記憶部

１８　取付部

１８ａ　嵌合穴

１９　シース

２０　集光レンズ

２１　受光レンズ

１００，２００　外科処置装置

３００　血管認識装置

Ｌ　レーザ光

Ｓ　散乱光

Ｖ　可視光

Ａ　生体組織

Ｂ　血管

Ｃ　赤血球

請求の範囲

[請求項1] 生体組織にレーザ光を照射する発光部と、

前記生体組織によって散乱された前記レーザ光の散乱光を受光する受光部と、

該受光部によって受光された前記散乱光の強度を検出する光検出部と、

該光検出部によって検出された前記散乱光の強度の時間変化を示す時系列データを解析して該時系列データに含まれる前記散乱光の周波数シフト量を抽出する周波数解析部と、

該周波数解析部によって抽出された前記周波数シフト量に基づいて前記生体組織内の血管の特徴を判定する判定部とを備える血管認識装置。

[請求項2] 前記周波数解析部が、前記散乱光の強度の時間変化を示す時系列データを解析して該時系列データに含まれる前記レーザ光に対する前記散乱光の周波数シフト量を抽出する請求項１に記載の血管認識装置。

[請求項3] 前記光検出部によって検出された前記散乱光の強度を時系列に記憶することによって前記時系列データを生成する記憶部を備える請求項１または請求項２に記載の血管認識装置。

[請求項4] 前記レーザ光の前記生体組織への照射位置に可視光を照射する可視光照射部と、

前記判定部による判定結果に基づいて前記可視光照射部から前記生体組織への前記可視光の照射および停止を制御する制御部とを備え、

該制御部が、前記判定部によって前記生体組織に所定の範囲の直径を有する検出対象の血管が存在すると判定されたときに、前記可視光照射部から前記生体組織へ前記可視光を照射させ、前記判定部によって前記生体組織に前記検出対象の血管が存在しないと判定されたときに、前記可視光照射部から前記生体組織への前記可視光の照射を停止させる請求項１から請求項３のいずれかに記載の血管認識装置。

[請求項5] 前記発光部が、前記レーザ光と一緒に前記生体組織に可視光を照射可能であり、前記可視光照射部を兼ねる請求項４に記載の血管認識装置。

[請求項6] 前記周波数解析部が、前記時系列データをフーリエ変換することによってフーリエスペクトルを取得し、前記周波数シフト量として、前記フーリエスペクトルの平均周波数、傾きまたはスペクトル幅を抽出する請求項１から請求項５のいずれかに記載の血管認識装置。

[請求項7] 前記発光部および前記受光部を保持し、処置具に着脱可能な取付部を備える請求項１から請求項６のいずれかに記載の血管認識装置。

[請求項8] 前記処置具が、細長い胴部と、該胴部の先端に設けられ前記生体組織を処置する作用部とを備え、

前記取付部が、前記処置具の前記胴部に着脱可能である請求項７に記載の血管認識装置。

[請求項9] 前記発光部まで前記レーザ光を伝送する第１の伝送路と、

前記受光部から前記光検出部まで前記散乱光を伝送する、前記第１の伝送路とは異なる第２の伝送路とを備え、

前記第１の伝送路の前記レーザ光の伝送断面積が、前記第２の伝送路の前記散乱光の伝送断面積よりも小さい請求項１から請求項８のいずれかに記載の血管認識装置。

[請求項10] 前記第１の伝送路が、シングルモードで前記レーザ光を伝送し、

前記第２の伝送路が、マルチモードで前記散乱光を伝送する請求項９に記載の血管認識装置。

[請求項11] 生体組織を処置する作用部と、

該作用部または該作用部の近傍に設けられ、前記生体組織にレーザ光を照射する発光部と、

前記生体組織によって散乱された前記レーザ光の散乱光を受光する受光部と、

該受光部によって受光された前記散乱光の強度を検出する光検出部

と、

該光検出部によって検出された前記散乱光の強度の時間変化を示す時系列データを解析して該時系列データに含まれる前記散乱光の周波数シフト量を抽出する周波数解析部と、

該周波数解析部によって抽出された前記周波数シフト量に基づいて前記生体組織内の血管の特徴を判定する判定部とを備える外科処置装置。

[請求項12] 前記周波数解析部が、前記散乱光の強度の時間変化を示す時系列データを解析して該時系列データに含まれる前記レーザ光に対する前記散乱光の周波数シフト量を抽出する請求項１１に記載の外科処置装置。

[請求項13] 前記作用部が、前記生体組織にエネルギを作用させるエネルギ作用部であり、

前記エネルギを発生させるためのエネルギ源を前記エネルギ作用部に供給するエネルギ供給部と、

前記判定部による判定結果に基づいて前記エネルギ供給部を制御する制御部とを備える請求項１１または請求項１２に記載の外科処置装置。

[請求項14] 前記制御部が、前記判定部によって前記生体組織に所定の範囲の直径を有する検出対象の血管が存在すると判定されたときに、前記エネルギ供給部から前記エネルギ作用部への前記エネルギ源の供給を停止させる請求項１３に記載の外科処置装置。

[請求項15] 前記制御部が、前記判定部によって前記生体組織に所定の範囲の直径を有する検出対象の血管が存在すると判定されたときに、前記エネルギ供給部から前記エネルギ作用部へ供給される前記エネルギ源の強度制御のモードを切り替える請求項１３に記載の外科処置装置。

[請求項16] 前記レーザ光の前記生体組織への照射位置に可視光を照射する可視光照射部と、

前記判定部による判定結果に基づいて前記可視光照射部から前記生体組織への前記可視光の照射および停止を制御する制御部とを備え、

該制御部が、前記判定部によって前記生体組織に所定の範囲の直径を有する検出対象の血管が存在すると判定されたときに、前記可視光照射部から前記生体組織へ前記可視光を照射させ、前記判定部によって前記生体組織に前記検出対象の血管が存在しないと判定されたときに、前記可視光照射部から前記生体組織への前記可視光の照射を停止させる請求項１１に記載の外科処置装置。

[請求項17] 前記発光部が、前記レーザ光と一緒に前記生体組織に可視光を照射可能であり、前記可視光照射部を兼ねる請求項１６に記載の外科処置装置。

[請求項18] 前記周波数解析部が、前記時系列データをフーリエ変換することによってフーリエスペクトルを取得し、前記周波数シフト量として、前記フーリエスペクトルの平均周波数、傾きまたはスペクトル幅を抽出する請求項１１から請求項１７のいずれかに記載の外科処置装置。

[請求項19] 前記発光部まで前記レーザ光を伝送する第１の伝送路と、

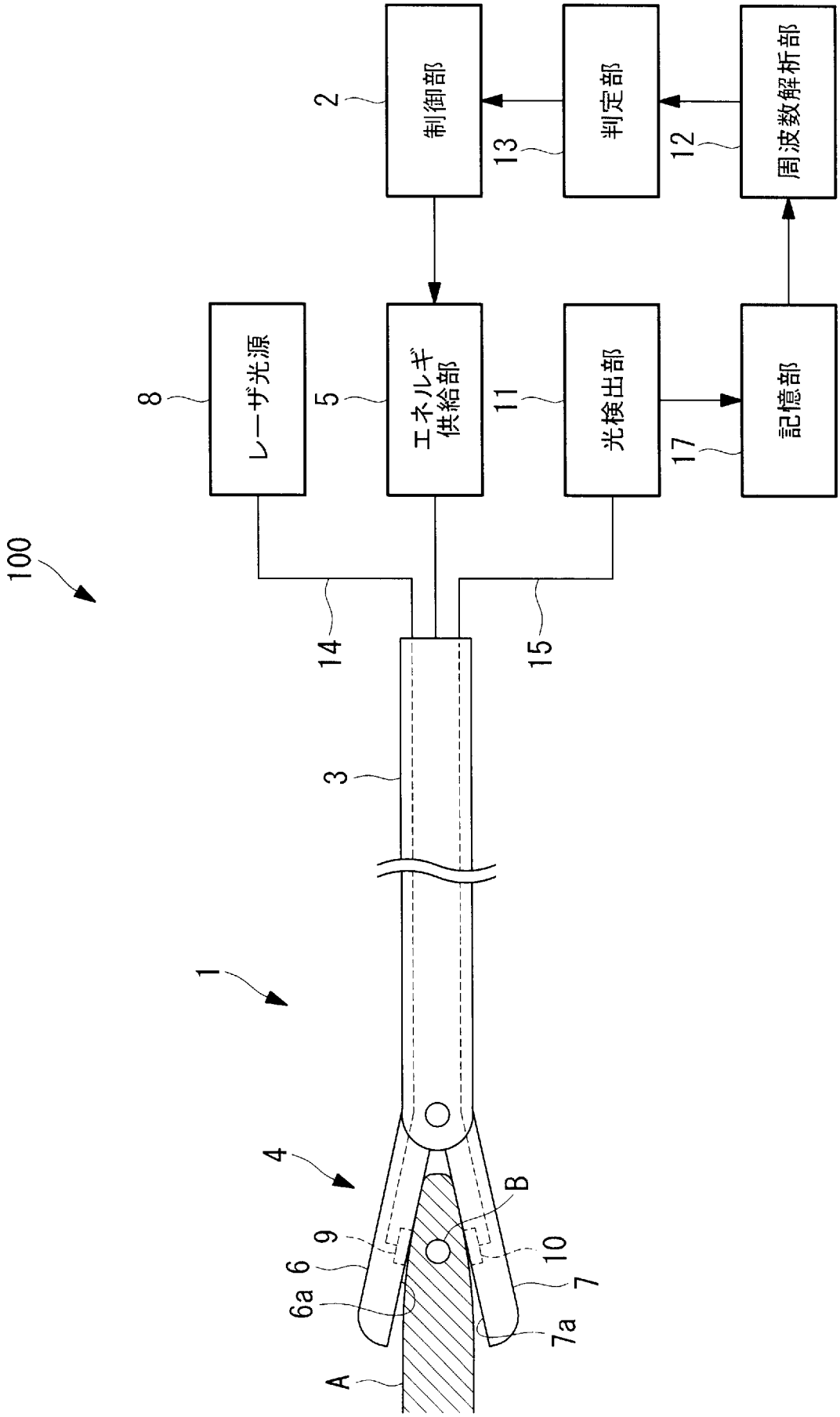
前記受光部から前記光検出部まで前記散乱光を伝送する、前記第１の伝送路とは異なる第２の伝送路とを備え、

前記第１の伝送路の前記レーザ光の伝送断面積が、前記第２の伝送路の前記散乱光の伝送断面積よりも小さい請求項１１から請求項１８のいずれかに記載の外科処置装置。

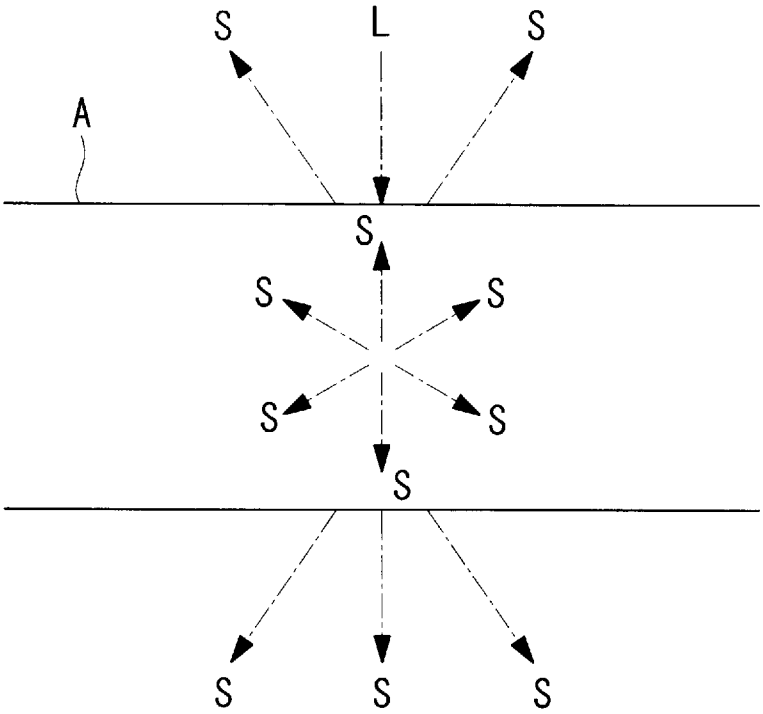
[請求項20] 前記第１の伝送路が、シングルモードで前記レーザ光を伝送し、

前記第２の伝送路が、マルチモードで前記散乱光を伝送する請求項１９に記載の外科処置装置。

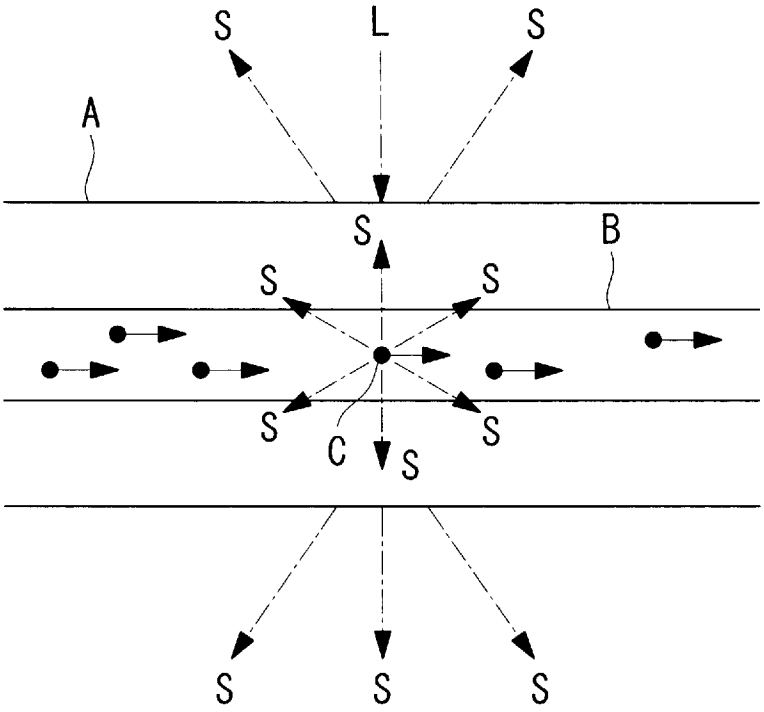
[図1]


制御部
2
判定部
13
周波数解析部
12
レーザ光源
8
エネルギ供給部
5
光検出部
11
記憶部
17
100
14
15
3
1
4
B
9
10
6
6a
7
7a
A

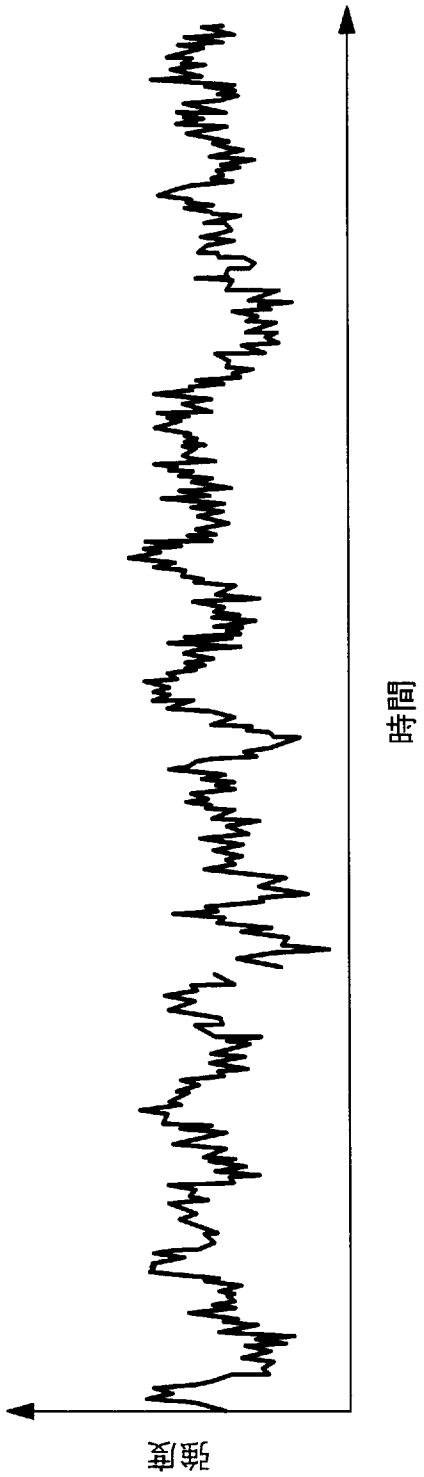
[図2]



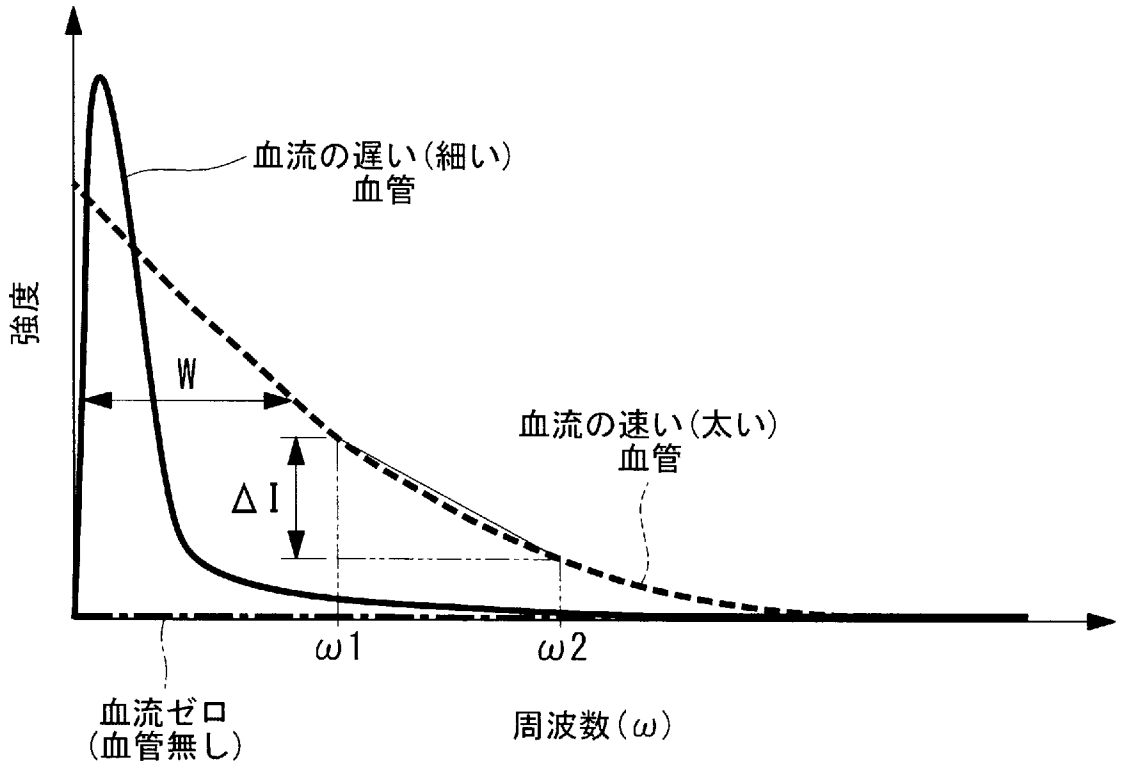
[図3]



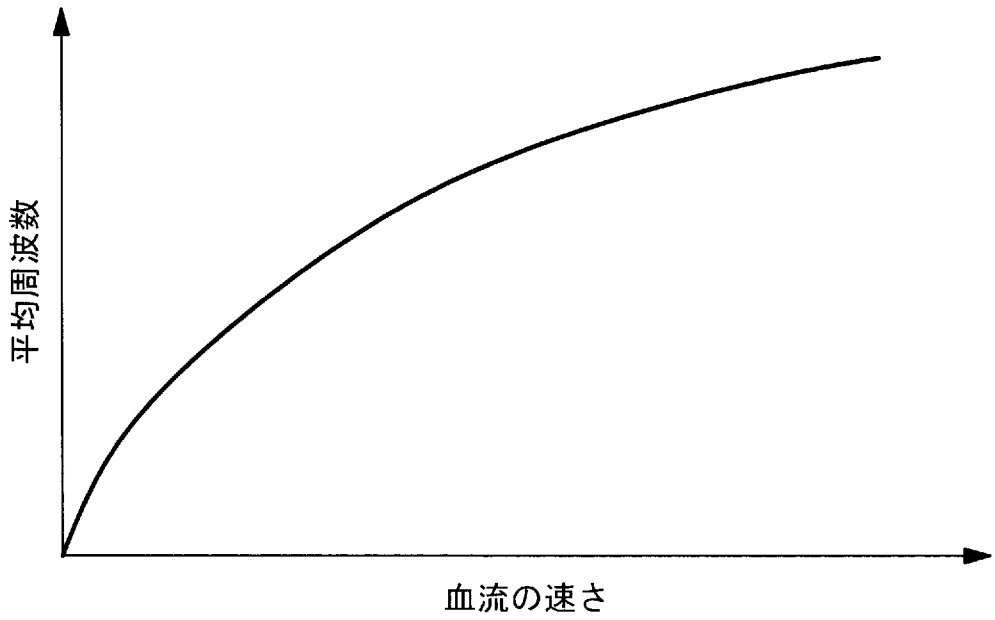
[図4]



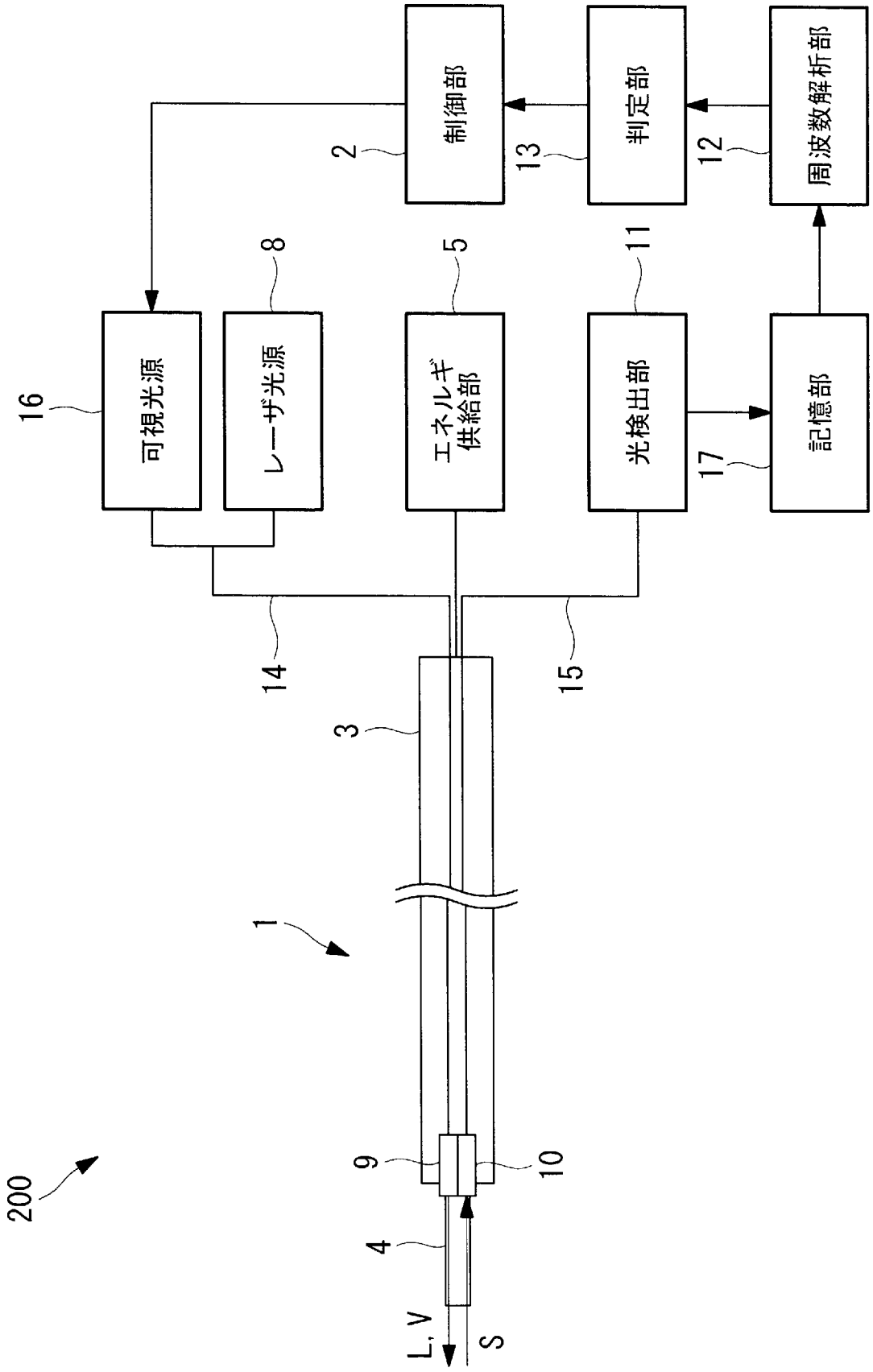
[図5]



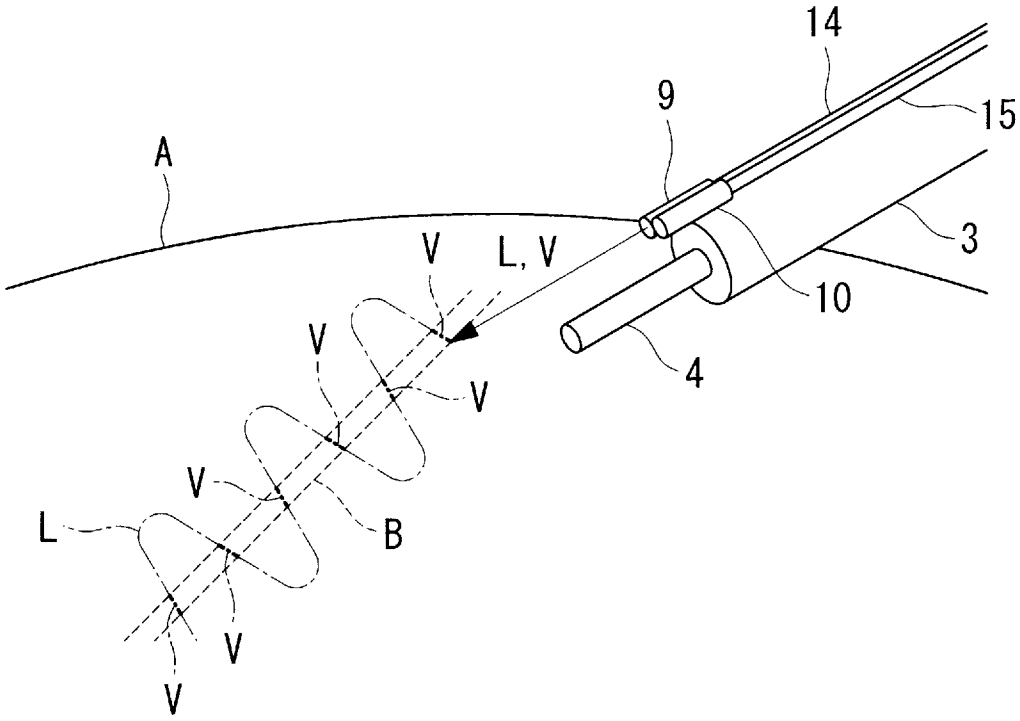
[図6]



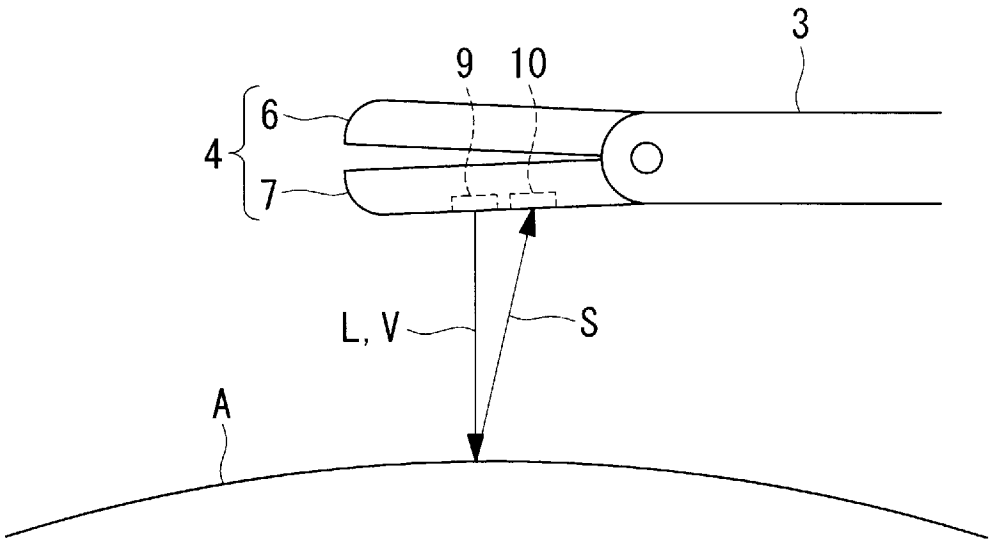
[図7]


制御部
判定部
周波数解析部
2
13
12
可視光源
レーザ光源
エネルギ供給部
光検出部
記憶部
16
8
5
11
17
14
15
3
1
200
9
10
4
L, V
S

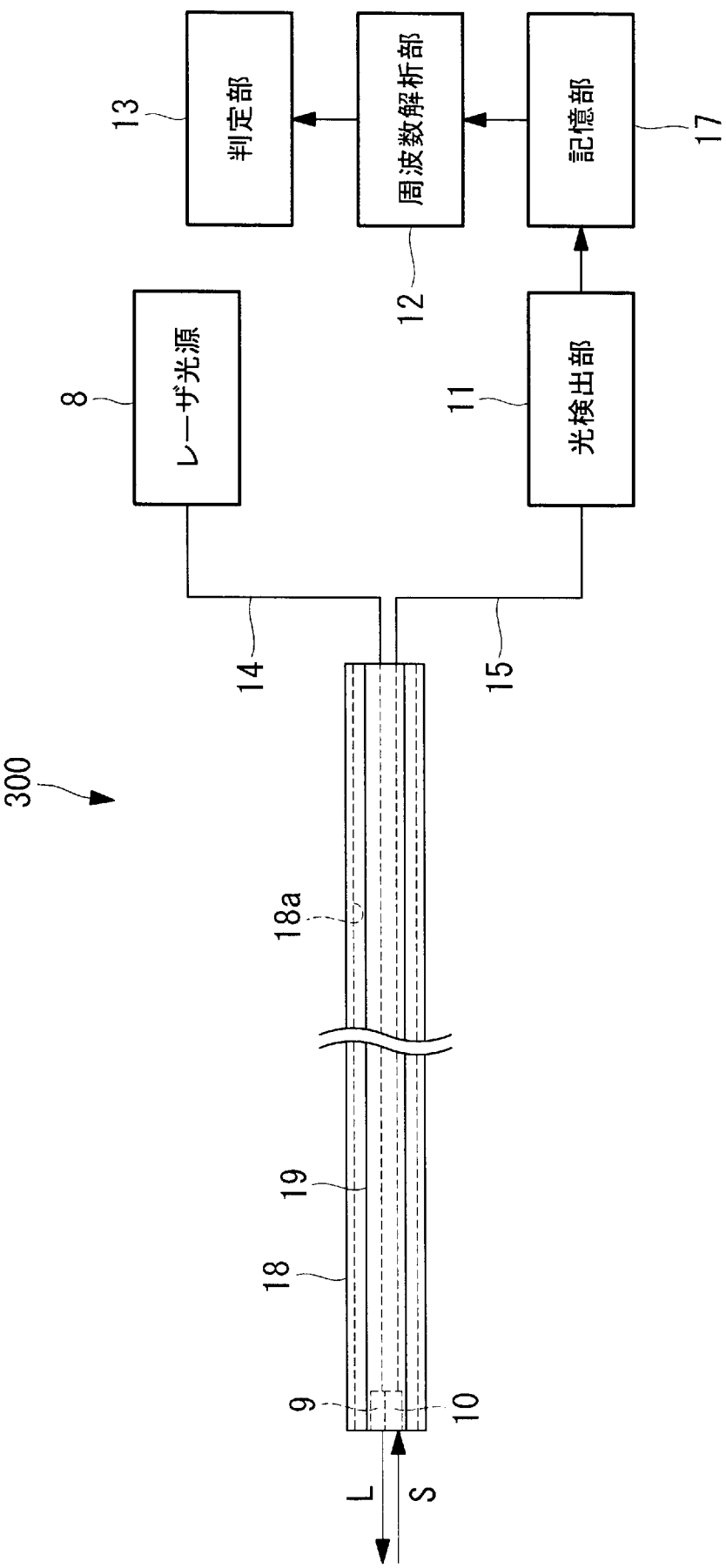
[図8]



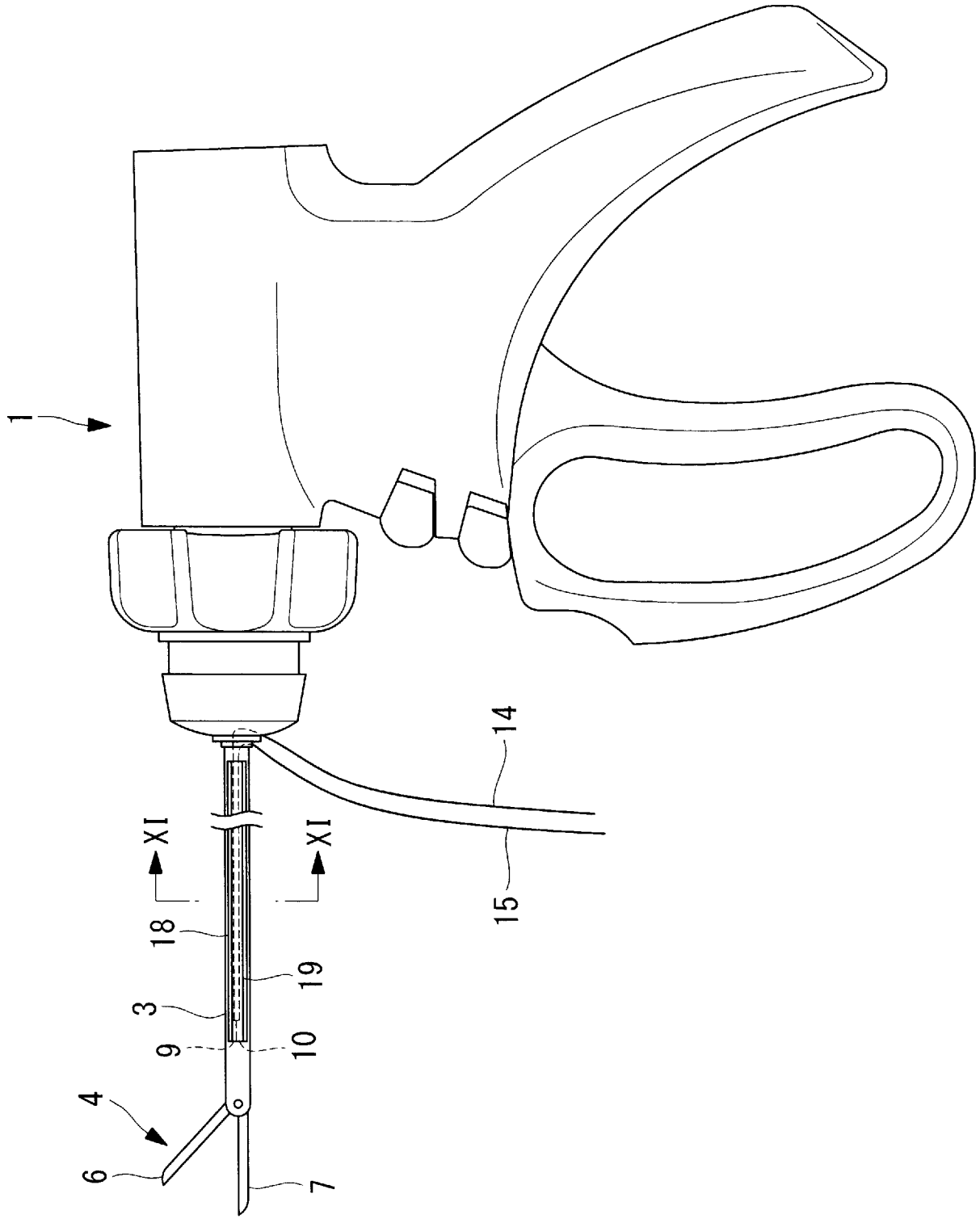
[図9]



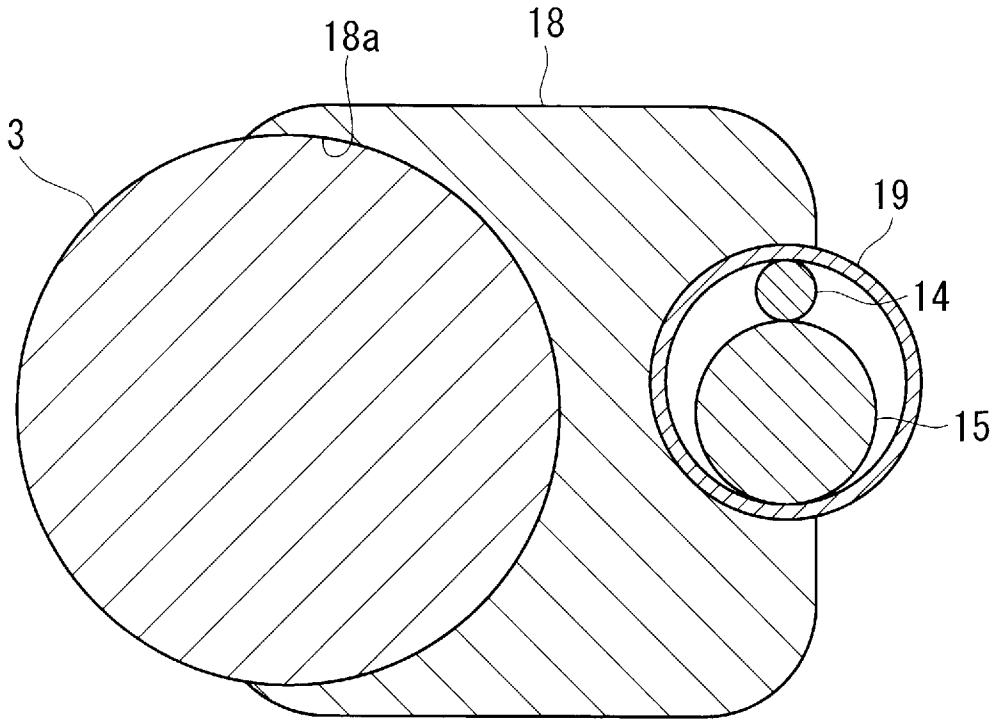
[図10]



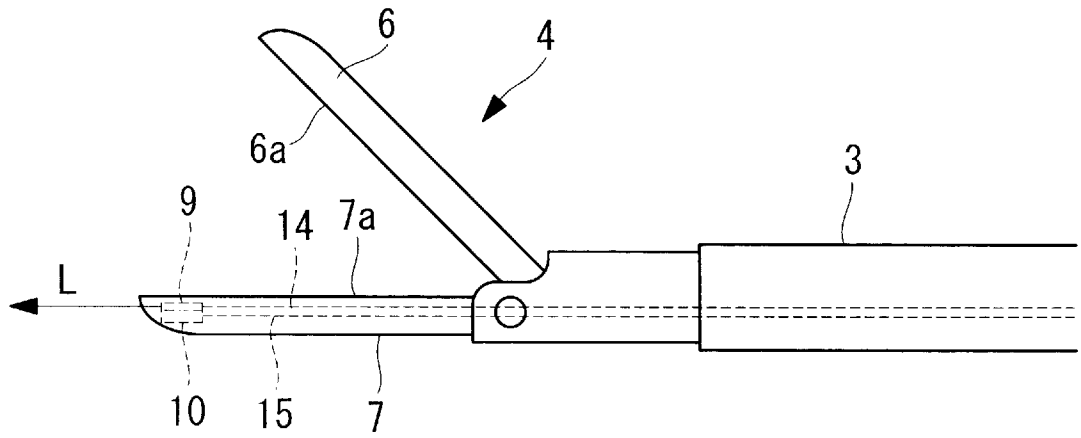
[図11A]



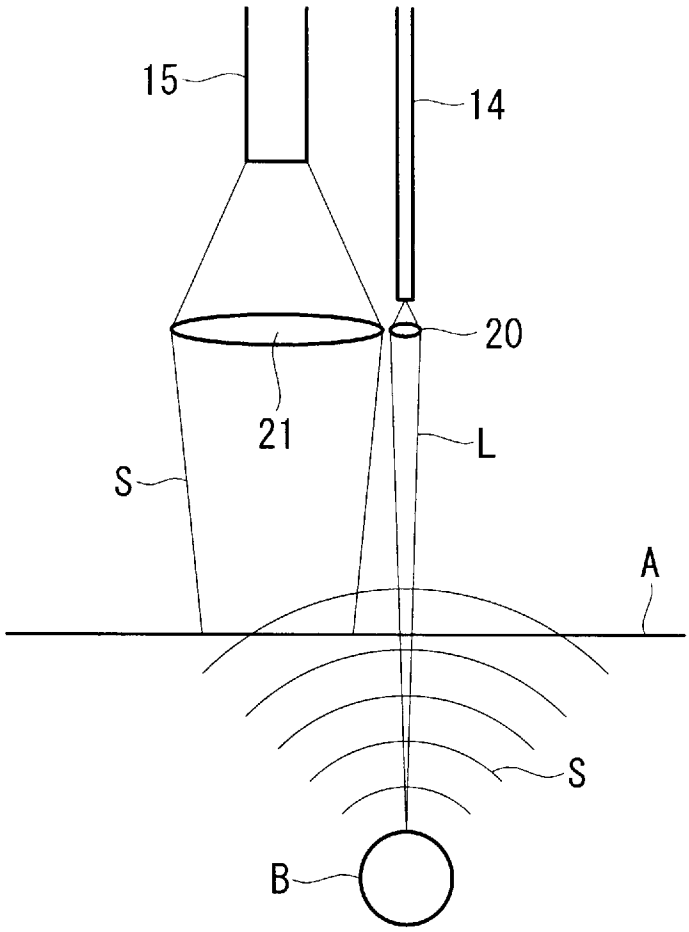
[図11B]



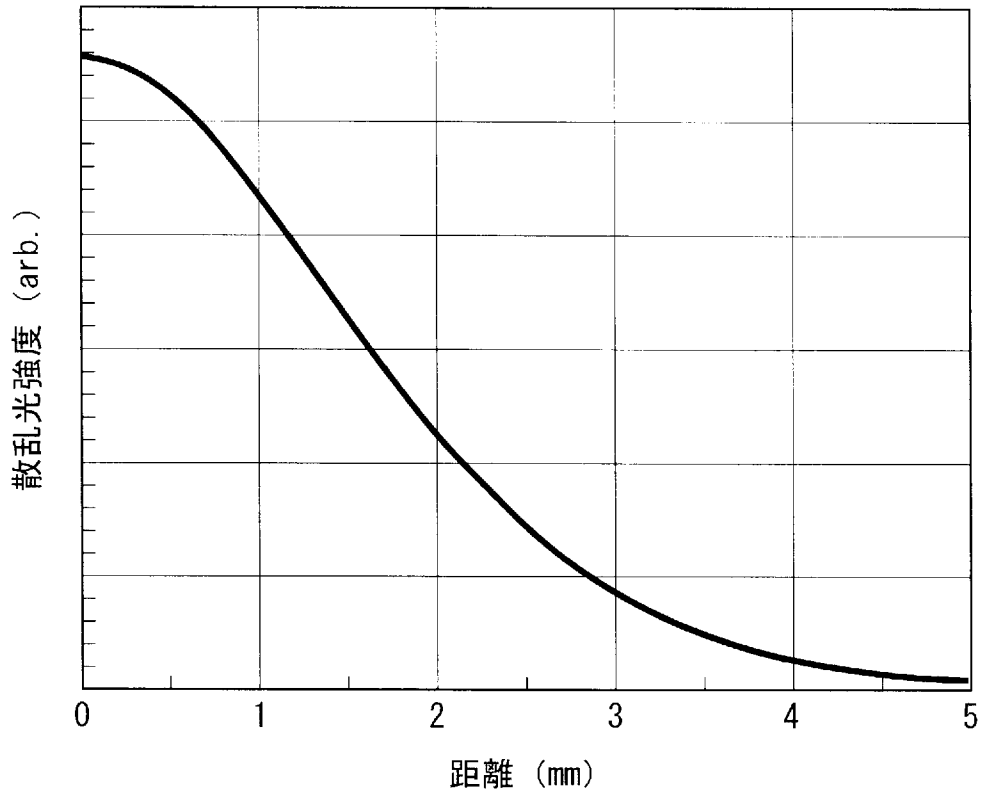
[図12]



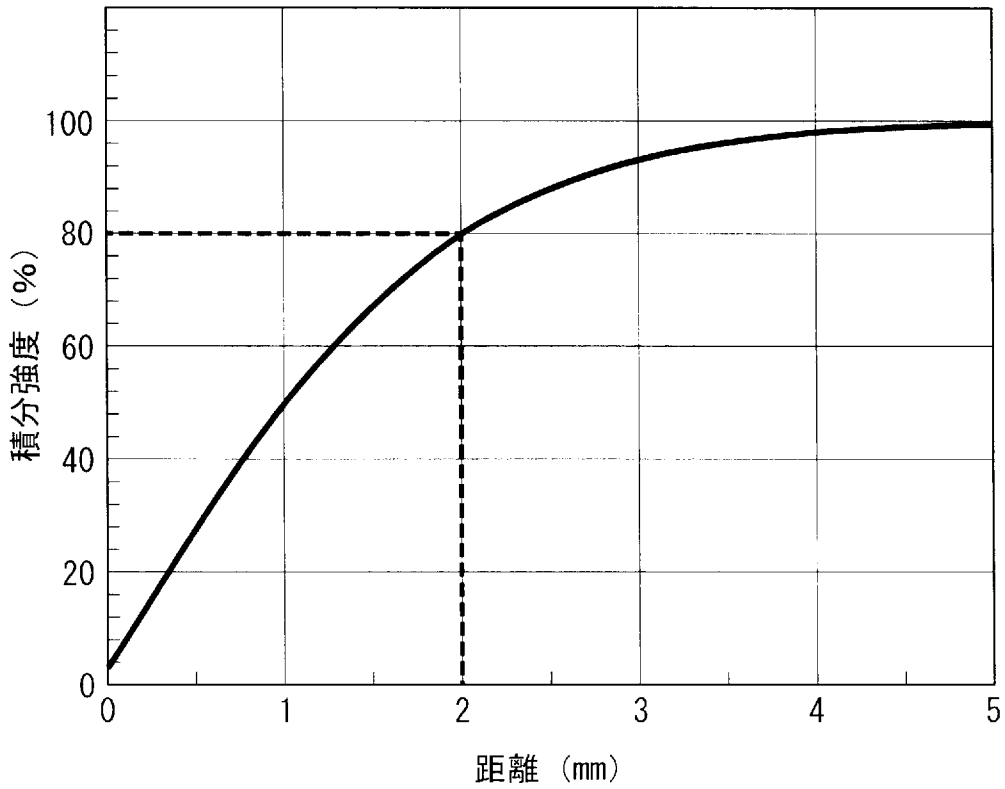
[図13]



[図14]



[図15]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2016/051930

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B18/00(2006.01)i, *A61B5/1455*(2006.01)i

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)
A61B18/00, A61B5/1455

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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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 5234470 B2 (Institute of National Colleges of Technology), 10 July 2013 (10.07.2013), paragraphs [0031] to [0047], [0058]; fig. 1 to 10, 15 to 16 & US 2010/0280398 A1 paragraphs [0060] to [0076], [0087]; fig. 1 to 10, 15 to 16 & WO 2009/081883 A1	1-3,6 7-15,18-20 4-5,16-17
Y	JP 2005-524441 A (Sherwood Services AG.), 18 August 2005 (18.08.2005), paragraphs [0026] to [0037]; fig. 1 to 2 & US 2006/0025760 A1 paragraphs [0038] to [0052]; fig. 1 to 2 & WO 2003/092520 A1 & EP 1501435 A1	7-15,18-20

☒ 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	Date of mailing of the international search report
29 March 2016 (29.03.16)	05 April 2016 (05.04.16)

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
Japan Patent Office 3-4-3,Kasumigaseki,Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915,Japan	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2016/051930

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 2015-000093 A (Olympus Corp.), 05 January 2015 (05.01.2015), entire text; all drawings & US 2014/0371527 A1	1-20
A	JP 2000-316866 A (Yoshiko SASHIDE), 21 November 2000 (21.11.2000), entire text; all drawings (Family: none)	1-20
A	US 5769791 A (BENARON David A.), 23 June 1998 (23.06.1998), entire text; all drawings (Family: none)	1-20

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１６／０５１９３０

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B18/00(2006.01)i, A61B5/1455(2006.01)i

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.　A61B18/00, A61B5/1455

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	１９７１－２０１６年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１６年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１６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	関連する請求項の番号
X Y A	JP 5234470 B2 (独立行政法人国立高等専門学校機構) 2013.07.10, [0031]-[0047], [0058], 図 1-10, 15-16 & US 2010/0280398 A1 段落 [0060]-[0076], [0087], Fig1-10, 15-16 & WO 2009/081883 A1	1-3, 6 7-15, 18-20 4-5, 16-17
Y	JP 2005-524441 A (シャーウッド　サーヴィシス　アクチェンゲゼルシャフト) 2005.08.18, 段落[0026]-[0037], 図 1-2 & US 2006/0025760 A1 段落[0038]-[0052] Fig.1-2 & WO 2003/092520 A1 & EP 1501435 A1	7-15, 18-20

☑　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	国際調査報告の発送日
２９．０３．２０１６	０５．０４．２０１６

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
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）　３Ｉ　３９３０
沼田　規好
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３３８６

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	関連する請求項の番号
A	JP 2015-000093 A (オリンパス株式会社) 2015.01.05, 全文,全図 & US 2014/0371527 A1	1-20
A	JP 2000-316866 A (指出　佳子) 2000.11.21, 全文,全図 (ファミリーなし)	1-20
A	US 5769791 A (BENARON David A.) 1998.06.23, 全文,全図 (ファミリーなし)	1-20