

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2002 - 113017

(P2002 - 113017A)

(43)公開日 平成14年4月16日(2002.4.16)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード [*] (参考)
A 6 1 B 18/20		A 6 1 B 1/00 334 D	2 G 0 5 9
1/00	334	10/00 E	4 C 0 2 6
10/00		A 6 1 N 5/06 E	4 C 0 6 1
A 6 1 N 5/06		G 0 1 N 21/17 630	4 C 0 8 2
G 0 1 N 21/17	630	A 6 1 B 17/36 350	
審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 9 数)			

(21)出願番号 特願2000 - 305805(P2000 - 305805)

(22)出願日 平成12年10月5日(2000.10.5)

(71)出願人 000005201

富士写真フイルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(72)発明者 戸井田 昌宏

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士

写真フイルム株式会社内

(74)代理人 100073184

弁理士 柳田 征史 (外 1 名)

最終頁に続く

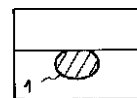
(54)【発明の名称】 レーザ治療装置

(57)【要約】

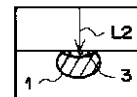
【課題】 生体病変部にレーザ光を照射して熱凝固を行うレーザ治療の際に、生体組織の熱凝固状態をリアルタイムで観察しながらレーザ光の照射を行う。

【解決手段】 低コヒーレンス光源140 から射出された低コヒーレンス光L5から分割された信号光L7は、ファイバ結合光学系150、ファイバ156、ミラー172およびダイクロイックミラー133 を介して導光され測定部2に照射される。OCT部11では、測定部2の所定深度で反射された信号光L7' と、信号光L7と僅かな周波数差を有する参照光L6との低コヒーレンス干渉を用いて、測定部2の光断層画像を取得し、モニタ12に表示する。レーザ治療の際には、レーザ光源120 から射出された治療用のレーザ光L2は、ファイバ131 により導光され、ダイクロイックミラー133 で反射されて生体の病変部1へ照射される。したがって、モニタ12には、レーザ光L2の照射による生体の熱凝固状態がリアルタイムに表示される。

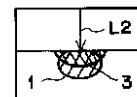
(a)



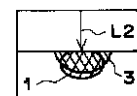
(b)



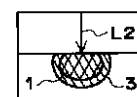
(c)



(d)



(e)



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体病変部に、熱により組織凝固をさせるのに十分な強度を有するレーザ光を照射する治療レーザ光照射手段と、

低コヒーレンス光である信号光で、前記治療レーザ光照射手段によりレーザ光が照射されている生体病変部を含む生体測定部を走査し、該生体測定部の所定深度からの反射光と、前記信号光と僅かな周波数差を有する参照光との低コヒーレンス干渉を用いて、前記生体測定部の光断層画像を取得する OCT 手段と、

該 OCT 手段により取得された前記生体測定部の光断層画像を表示する表示手段とを備えたことを特徴とするレーザ治療装置。

【請求項 2】 前記 OCT 手段と前記治療レーザ光照射手段が、前記レーザ光の照射位置と前記信号光の走査位置の直前で、前記レーザ光と前記信号光を合成する共通の光学素子を備えていることを特徴とする請求項 1 記載のレーザ治療装置。

【請求項 3】 前記光学素子が、前記レーザ光の光路と前記信号光の光路を合成するダイクロイックミラーであることを特徴とする請求項 2 記載のレーザ治療装置。

【請求項 4】 前記光学素子が集光レンズであり、前記レーザ光は該集光レンズの周辺部分により集光され、前記信号光は該集光レンズの中心部分により集光されることを特徴とする請求項 2 記載のレーザ治療装置。

【請求項 5】 内視鏡の鉗子口に挿入可能な被覆管を備え、

また前記治療レーザ光照射手段が、前記レーザ光を前記被覆管を通して導光するレーザ光導光手段を備え、前記 OCT 手段が、前記信号光を前記被覆管を通して導光する信号光導光手段を備えていることを特徴とする請求項 1 から 4 いずれか 1 項記載のレーザ治療装置。

【請求項 6】 前記低コヒーレンス光の波長が、600 nm 以上 1700 nm 以下であることを特徴とする請求項 1 から 5 いずれか 1 項記載のレーザ治療装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体の病変部にレーザ光を照射し、組織凝固を行うレーザ治療装置に関し、特に OCT 手段を備えたレーザ治療装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、生体組織表面にレーザ光を照射し、光吸収に伴う熱発生による組織凝固を行うレーザ治療装置が知られている。レーザ光を用いた組織凝固は、出血や痛みも少なく、患者の負担が小さいため、痔治療や、びらん等の治療に広く用いられている。

【0003】近年、早期癌手術における患者の QOL (Quality of Life) の向上が求められるようになり、患者の負担を考慮すると、出血も少なく、痛みも少ないレーザ治療により、早期癌を治療することが望まれてい

る。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】一般に、癌等の手術においては、根治を目的とし、生体病変組織を残さず除去する必要がある。そのため、一般の癌の切除手術においては、病変組織とその周囲の若干の正常組織とを切除し、手術後に切除した組織の病理検査を行い、病変組織を全て切除したか否かを確認している。

【0005】しかしながらレーザ治療により病変組織の熱凝固を行った場合には、レーザ光を照射した際の生体表面の状態は目視により確認できるが、組織深部の状態を確認できないため、組織凝固が生体組織のどの程度の深さまで達しているのかを知ることができない。このために、レーザ光による熱凝固を行った場合には、癌組織などの生体病変組織を全て凝固できたか否かを確認することが困難であるという問題があった。この問題のために、癌治療等においては、レーザ治療の普及が妨げられていた。

【0006】本発明は上記問題に鑑みてなされたものであり、生体病変組織にレーザ光を照射して熱凝固を行う際に、生体組織の熱凝固状態をリアルタイムに観察できるレーザ治療装置を提供することを目的とするものである。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明によるレーザ治療装置においては、生体病変部に、熱により組織凝固をさせるのに十分な強度を有するレーザ光を照射する治療レーザ光照射手段と、低コヒーレンス光である信号光で、治療レーザ光照射手段によりレーザ光が照射されている生体病変部を含む生体測定部を走査し、該生体測定部の所定深度からの反射光と、信号光と僅かな周波数差を有する参照光との低コヒーレンス干渉を用いて、生体測定部の光断層画像を取得する OCT 手段と、該 OCT 手段により取得された生体測定部の光断層画像を表示する表示手段とを備えたことを特徴とするものである。

【0008】ここで、「OCT」とは、低コヒーレンス光の干渉を用いて光断層画像を取得する Optical Coherence Tomography を意味し、「Oプラス E Vol.21, No.7 P.802~804」(春名正光著)に詳細に記載されている。また本出願人による特願 2000-124600 においても、低コヒーレンス光の光源として、ファイバ光源を用いた OCT 装置が記載されている。これらの OCT 装置では、光源から出射された低コヒーレンス光を信号光と参照光に分割し、ピエゾ素子等により信号光または参照光の周波数を僅かにシフトさせ、信号光を被測定部に照射し該被測定部の所定の深度で反射した反射光と参照光とを干渉させ、その干渉光の光強度をヘテロダイン検波により測定し、該干渉光強度に基づいて光断層情報を取得するものであり、参照光の光路上に配置した可動ミラー等を微小移動させ、参照光の光路長を僅かに変化させることに

より、参照光の光路長と信号光の光路長が一致した、被測定部の深度での情報を得ることができる。また、信号光を被測定部に照射する位置を微小距離ずつずらしながら測定を繰り返すこと、すなわち信号光で被測定部を走査することにより、走査線上の断層画像を得ることができる。

【0009】さらに、上記OCT手段と治療レーザー光照射手段は、レーザー光の照射位置と信号光の走査位置の直前で、レーザー光と信号光を合成する共通の光学素子を備えているものでもよいが、これに限定されるものではない。

【0010】上記光学素子は、レーザー光の光路と信号光の光路を合成するダイクロイックミラーであってもよい。

【0011】また、上記光学素子は、集光レンズであってもよく、この場合にはレーザー光はこの集光レンズの周辺部分により集光され、信号光は集光レンズの中心部分により集光されることが好ましい。

【0012】なお、ここで、レーザー光は集光レンズの周辺部分により集光されるものであればよく、例えば複数本に分光されたレーザー光を集光レンズの周辺部分の一部を用いて集光するものでも、あるいはリング状に出射されたレーザー光を集光レンズの周辺部分を用いて集光するもの等でもよい。

【0013】さらに、本発明によるレーザー治療装置においては、内視鏡の鉗子口に挿入可能な被覆管を備え、治療レーザー光照射手段は、レーザー光を被覆管を通して導光するレーザー光導光手段を備え、OCT手段は、信号光を被覆管を通して導光する信号光導光手段を備えているものでもよい。

【0014】上記低コヒーレンス光の波長は、600nm以上1700nm以下の範囲内の波長が好適である。

【0015】なお、本発明においては、上記低コヒーレンス光を射出する光源は、特定の光源に限定されるものではなく、低コヒーレンス光を射出するものであれば、如何なる光源であってもよい。

【0016】

【発明の効果】本発明によるレーザー治療装置においては、レーザー光が照射されている生体病変部を含む生体測定部の光断層画像をOCT手段により取得して表示することにより、レーザー光を生体病変部へ照射して熱凝固を行っている最中に、熱凝固部を含む生体測定部の光断層画像を取得して表示できるので、生体組織の熱凝固状態をリアルタイムに観察することができる。また光断層画像を取得するために、レーザー光照射を中断する必要のないため、レーザー治療装置の利便性が向上する。

【0017】さらに、上記OCT手段と治療レーザー光照射手段が、レーザー光の照射位置と信号光の走査位置の直前で、レーザー光と信号光を合成する共通の光学素子を備えているものであれば、レーザー光と信号光をほぼ同一の

方向から生体組織に照射でき、病変部の熱凝固および光断層画像の取得を効率良く行うことができる。

【0018】上記光学素子として、レーザー光の光路と信号光の光路を合成するダイクロイックミラーを用いれば、簡単な構成で、レーザー光と信号光をほぼ同軸の光路に合成することができる。

【0019】また、上記光学素子として、集光レンズを用い、レーザー光をこの集光レンズの周辺部分により集光し、信号光を集光レンズの中心部分により集光する場合には、一枚のレンズにより、信号光とレーザー光の合成および集光を行なうことができ、集光レンズの使用枚数を低減することができる。

【0020】内視鏡の鉗子口に挿入可能な被覆管を備え、治療レーザー光照射手段がレーザー光を被覆管を通して導光するレーザー光導光手段を備え、OCT手段が信号光を被覆管を通して導光する信号光導光手段を備えているものであれば、上記被覆管を内視鏡の鉗子口に挿入して、レーザー光の照射および光断層画像の取得を行なうことができ、内視鏡下におけるレーザー治療にも本レーザー治療装置を使用することができる。

【0021】さらに、低コヒーレンス光の波長が、600nm以上1700nm以下の範囲内であれば、信号光が生体測定部において、望ましい透過性および散乱性を有するので、所望の光断層画像を取得することができる。

【0022】

【発明の実施の形態】以下、本発明の具体的な実施の形態について図面を用いて説明する。図1は、本発明のレーザー治療装置の第1の実施の形態の全体を示す概略構成図であり、このレーザー治療装置は、治療部位の光断層画像を取得し、モニタ12に表示しながらレーザー治療を行うものであり、オープンサージェリーに適用されるものである。

【0023】本レーザー治療装置は、エイミング光L1および治療用のレーザー光L2を生体の病変部1へ照射する治療レーザー光照射部10と、病変部1を含む生体の測定部2の光断層画像を取得するOCT部11、OCT部11で取得された光断層画像を表示する表示手段としてのモニタ12とを備えている。

【0024】治療レーザー光照射部10は、緑色のエイミング光L1を射出するエイミング光源部110と、レーザー光L2を射出するレーザー光源部120と、エイミング光L1およびレーザー光L2を測定部2へ導光する導光部130とを備えている。エイミング光源部110は、緑色のエイミング光を射出するエイミング光源111および該エイミング光源111から射出されたエイミング光L1を、後述する切換ミラー122の方向へ反射するミラー112とを有している。

【0025】レーザー光源部120は、波長1.06μmのレーザー光L2を射出するレーザー光源121と、該レーザー光源121から射出されたレーザー光L2または上記エイミング光源111から射出されたエイミング光L1を切り換えて照射する

ための切換ミラー122 と、レーザ光L2またはエイミング光L1を後述するファイバ131 へ導入するレンズ123 とを有している。

【0026】導光部130 は、エイミング光L1またはレーザ光L2を導光するファイバ131、該ファイバ131 から射出されたエイミング光L1またはレーザ光L2を集光するレンズ132 と、レンズ132 により集光されたエイミング光またはレーザ光L2を反射して、測定部2へ照射させるダイクロイックミラー133 とを有している。ダイクロイックミラー133 は、波長670nm以上で波長930nm以下10の光を透過させ、それ以外の波長の光を反射するものである。

【0027】OCT部11は、中心波長800nmで、コヒーレンス長20μmの低コヒーレンス光L5を出射する光源部140 と、この光源部140 から出射された低コヒーレンス光L5の参照光L6および信号光L7への分割および合波を行うファイバ結合光学系150 と、参照光L6の光路上に配され、参照光L6の光路長を変化させる光路遅延部160 と、信号光L7で生体組織の測定部2を走査する光走査部170 と、測定部2の所定の面で反射された信号光L7' と20参照光L6との干渉光L8の強度を検出するバランス差分検出部180 と、バランス差分検出部180 で検出された干渉光L8のヘテロダイン検出を行い、画像信号に変換する信号処理部190 とを備えている。

【0028】光源部140 は、低コヒーレンス光L5を射出するSLD141 と、このSLD141から出射された低コヒーレンス光L5を集光するレンズ142 とを備えている。

【0029】ファイバ結合光学系150 は、SLD141 から出射された低コヒーレンス光を信号光L7 と参照光L6 とに分割し、また、信号光L7の測定部2の所定の深部から30の反射である信号光L7' と参照光L6を合波し、干渉光L8を得るファイバカブラ151と、光源部140 とファイバカブラ151 の間に設けられるファイバカブラ152 と、参照光L6に僅かな周波数シフトを生じさせるピエゾ素子153 と、光源部140 とファイバカブラ152 を繋ぐファイバ154 と、ファイバカブラ151 および152 を介して光路遅延部160 とバランス差分検出部180 を繋ぐファイバ155 と、ファイバカブラ151 を介して光走査部170 とバランス差分検出部180 を繋ぐファイバ156 とを備えている。なお、ファイバ154、155 および156 はシングルモード40光ファイバである。

【0030】光路遅延部160 は、ファイバ155 から射出された参照光L6を平行光に変換し、また反射された参照光L6をファイバ155 へ入射させるレンズ161 と、図1における水平方向への移動により参照光L6の光路長を変化させるプリズム162 とを備えている。

【0031】光走査部170 は、ファイバ156 から射出された信号光L7を集光するレンズ171および信号光L7を測定部2の方向へ反射するミラー172 とを備えている。ミラー172 の取り付け角度は、レーザ光L2の照射位置と、50

信号光L7の照射位置がほぼ一致するように、導光部130のダイクロイックミラー133 に合わせて設定されている。また、信号光L7による走査を行なうために、ミラー172 の角度は、光断層画像を取得する際には、取り付け角度を中心にして、矢示方向にわずかに回転する。

【0032】バランス差分検出部180 は、干渉光L8の光強度を測定する光検出器181 および182 と、光検出器181 の検出値と光検出器182 の検出値の入力バランスを調整し、ノイズ成分やドリフト成分を相殺した上で、差分を増幅する差動増幅器183 とを備えている。

【0033】信号処理部190 は、バランス差分検出部180 で検出された干渉光L8の光強度から測定部2の所定の面で反射された信号光L7' の強度を求めるヘテロダイン検出を行い、画像信号に変換し、モニタ12へ出力する。モニタ12は、信号処理部190で得られた画像信号を断層画像として表示する。

【0034】次に第1の具体的な実施の形態であるレーザ治療装置の動作について説明する。まず、エイミング光L1が、病変部1へ照射される。この際には、エイミング光源111 から射出されたエイミング光L1は、ミラー112 および実線位置に配置された切換ミラー122に反射されて、レンズ123 により、ファイバ131 に入射される。ファイバ131 から射出されたエイミング光L1は、レンズ132 により集光されて、ダイクロイックミラー133 に反射されて、病変部1に照射される。

【0035】病変部1へレーザ光L2を照射する前に、OCT部11により測定部2の光断層画像が取得され、モニタ12に表示される。光断層画像を取得する際には、SLD141 から中心波長が約800nm、コヒーレンス長20nmの低コヒーレンス光L5が出射され、この低コヒーレンス光L5は、レンズ142 により集光され、ファイバ154に導入される。

【0036】ファイバ154 を透過した低コヒーレンス光は、ファイバカブラ152 で、ファイバ155 に導入され、さらに、ファイバカブラ151 で、ファイバ155 内を光路遅延部160 の方向へ進行する参照光L6と、ファイバ156 内を光走査部170 の方向へ進行する信号光L7とに分割される。

【0037】参照光L6は光路上に設けられたピエゾ素子153 により変調され、参照光L6と信号光L7には、僅かな周波数差 f が生じる。

【0038】信号光L7は光走査部170 のレンズ171 で集光され、ミラー172 で反射され、測定部2へ入射される。なお、この際には、ミラー172 は、生体測定部2の端部に信号光L7が照射されるように、通常の取り付け角度から回転された角度に配置されている。生体測定部2に入射された信号光L7のうち生体測定部2の所定の深度で反射された信号光L7' は、ミラー172 および171 により、ファイバ156 に帰還せしめられる。ファイバ156 に帰還せしめられた信号光L7' は、ファイバカブラ151 に

において、後述するファイバ155 に帰還せしめられた参照光L6と合波される。

【0039】一方、ピエゾ素子153 で変調された後の参照光L6は、ファイバ155 を通過し光路遅延部160 のレンズ161 を介して、プリズム162に入射し、このプリズム162で反射され再度レンズ161 を透過して、ファイバ155 に帰還せしめられる。ファイバ155 に帰還せしめられた参照光L6はファイバカプラ151 で、上述した信号光L7' と合波される。

【0040】ファイバカプラ151 で合波された信号光L7' および参照光L6は、再び同軸上に重なることになり所定の条件の時に信号光L7' と参照光L6が干渉し、干渉光L8となり、ビート信号を発生する。

【0041】参照光L6および信号光L7' は、可干渉距離の短い低コヒーレンス光であるため、低コヒーレンス光が信号光L7と参照光L6に分割されたのち、信号光L7(L7') がファイバカプラ151 に到達するまでの光路長が、参照光L6 がファイバカプラ151 に到達するまでの光路長に略等しい場合に両光が干渉し、この干渉する両光の周波数差 (f) で強弱を繰り返すビート信号が発生する。

【0042】干渉光L8は、ファイバカプラ151 で分割され、一方は、ファイバ155 を透過してバランス差分検出器180 の光検出器181 に入力され、他方はファイバ156 を透過して光検出器182 に入力される。

【0043】光検出器181 および182 では、干渉光L8から上記ビート信号の光強度を検出し、差動増幅器183 で、光検出器181 の検出値と光検出器182 の検出値の差分を求め、信号処理部190 へ出力する。なお、差動増幅器183 は、その入力値の直流成分のバランスを調整する機能を備えているため、たとえ光源部140 から出射された低コヒーレンス光にドリフトが生じている場合でも、直流成分のバランスを調整した上で差分を増幅することにより、ドリフト成分は相殺され、ビート信号成分のみが検出される。

【0044】なおこのときに、プリズム162 をその光軸方向(図中水平方向)に移動すると、参照光L6がファイバカプラ151 に到達するまでの光路長が変化する。このため参照光L6と干渉する信号光L7(L7') の光路長も変化するため、断層情報を取得する生体測定部2の深度も変化する。

【0045】上記の動作により、生体測定部2の所定点における表面から所望の深度までの断層情報を取得したのち、光走査部170 のミラー172 の角度を僅かに回転させ、信号光L7の照射位置を図中左側にわずかにずらし、同様に所定の深度までの断層情報を取得する。このような動作を信号光L7が、測定部2の左端に入射されるまで、繰り返すことにより、生体測定部2の光断層画像を得ることができる。

【0046】信号処理部190 では、バランス差分検出部

180 で検出された干渉光L8の光強度から生体測定部2の所定の面で反射された信号光L7' の強度を求めるヘテロダイン検出を行い、画像信号に変換し、断層画像としてモニタ12 に表示する。

【0047】モニタ12には、図2の(a)に示すような測定部2の光断層画像が表示される。術者はこのモニタ12に表示された光断層画像から、病変部1の状態を確認し、レーザ光L2の照射を行う。なお、レーザ光L2の照射を行う際には、測定部2の光断層画像の取得および表示を継続する。

【0048】レーザ光L2を照射する際には、レーザ光源部120 の切換ミラー122 は、図1の破線位置に移動され、レーザ光源121 から射出されたレーザ光L2は、エイミング光L2と同じ光路を通過して、病変部1に照射される。

【0049】レーザ光L2が病変部1へ照射されると、病変部1には、図2の(b)に示すような熱凝固部3が生じる。術者は、この熱凝固部3が徐々に拡大する様子をモニタ12に表示されている光断層画像上で観察しながらレーザ光L2の照射を継続する。やがて、熱凝固部3は、図2の(c)の状態まで拡大する。さらにレーザ光L2の照射を継続すると、図2の(d)に示すように、病変部1のほとんどの部分が、熱凝固される。図2の(e)に示すように、病変部1の全体が熱凝固された状態になった時点で、レーザ光L2の照射を終了する。

【0050】上記のような構成および動作により、レーザ光を生体病変部1へ照射して熱凝固を行っている最中に、光断層画像を取得して表示できるので、術者は、病変部1の熱凝固状態をリアルタイムに観察することができる。また、光断層画像を取得するために、レーザ光L2の照射を中断する必要もなく、レーザ治療装置の利便性が向上する。また、レーザ光L2の照射位置に信号光L7の走査位置をほぼ一致させて、光断層画像を取得するので、レーザ光L2の照射により熱凝固している生体の光断層画像を確実に取得できる。さらに、ダイクロイックミラー133 を用いて、レーザ光L2の光路に信号光L7の光路を合成したので、簡単な構成で、レーザ光L2の照射位置と信号光L7の走査位置をほぼ一致させることができる。また、レーザ光L2と信号光L7とをほぼ同一の方向から生体組織に照射でき、病変部1の熱凝固および測定部2の光断層画像の取得を効率良く行うことができる。

【0051】次に、本発明の第2の具体的な実施の形態について図2を用いて説明する。図2は、本発明のレーザ治療装置の第2の実施の形態の全体を示す概略構成図であり、このレーザ治療装置は、内視鏡の鉗子口に挿入可能なプローブ22を設け、内視鏡下において、レーザ治療を行う際に、治療部位の光断層画像を取得し、モニタ12に表示しながらレーザ治療を行うものである。

【0052】本レーザ治療装置は、エイミング光L1および治療用のレーザ光L2を射出する治療レーザ光射出部20

と、病変部 1 を含む生体の生体測定部 2 の光断層画像を取得するための OCT 取得部 21 と、エイミング光 L1 と、治療用のレーザ光 L2 と、光断層画像を取得するための信号光 L7 を導光するプローブ 22 と、OCT 取得部 21 で取得された光断層画像を表示するモニタ 12 とを備えている。なお図 1 に示す第 1 の具体的な実施の形態と同等の要素については同番号を付し、特に必要のない限りその説明は省略する。

【0053】治療レーザ光射出部 20 は、エイミング光 L1 を射出するエイミング光源部 110 と、レーザ光 L2 を射出するレーザ光源部 200 と、エイミング光 L1 およびレーザ光 L2 をそれぞれ 2 つの光路に分割する分割部 210 とを備えている。レーザ光源部 200 は、波長 $1.06\mu\text{m}$ のレーザ光 L2 を射出するレーザ光源 121 と、該レーザ光源から射出されたレーザ光 L2 またはエイミング光源部 110 から射出されたエイミング光 L1 を切り換えて射出するための切替ミラー 122 とを有している。分割部 210 は、入射した光の 50% を透過し、50% を反射するハーフミラー 211、ハーフミラー 211 を透過した光を集光して後述するファイバ 222 に導入するレンズ 212 と、ハーフミラー 211 を反射した光を反射するミラー 213 と、該ミラー 213 で反射した光を後述するファイバ 223 に導入するレンズ 214 とを備えている。

【0054】OCT 取得部 21 は、低コヒーレンス光 L5 を射出する光源部 140 と、光の分割および合波を行うファイバ結合光学系 150 と、参照光 L6 の光路長を変化させる光路遅延部 160 と、干渉光 L8 の強度を検出するバランス差分検出部 180 と、ヘテロダイン検出を行い、画像信号に変換する信号処理部 190 とを備えている。なお、ファイバ 156 は、プローブ 22 に接続されている。

【0055】プローブ 22 は、テフロン（登録商標）製の被覆管 221 と、この被覆管 221 の先端部まで延設されているレーザ導光手段としてのファイバ 222 およびファイバ 223 と、信号光導光手段であるファイバ 156 とを備えている。ファイバ 222 およびファイバ 223 はエイミング光 L1 またはレーザ光 L2 を導光し、ファイバ 156 は信号光 L7 および測定部で反射された信号光 L7' を導光するものである。

【0056】ファイバ 156 の先端部には、結像レンズ 224 を備え、またファイバ 222 および 223 の先端部には、ファイバ 222 および 223 から射出されたエイミング光 L1 またはレーザ光 L2 を平行光に変換するレンズ 225 および 226 を備えている。また結像レンズ 224、レンズ 225 および 226 の先端部、すなわちプローブ 22 の先端部には、被覆管 221 の内径とほぼ径の等しい集光レンズ 227 を備えている。

【0057】ファイバ 156 および結像レンズ 224 は、集光レンズ 227 とほぼ同軸上に配置され、ファイバ 222 および 223 と、レンズ 225 および 226 は、集光レンズ 227 の周辺部分に相対する位置に配置されている。このた

め、ファイバ 156 から射出され、結像レンズ 224 を透過した信号光 L7 は、集光レンズ 227 の中心部で集光され、測定部 2 へ照射される。ファイバ 222 および 223 から射出され、レンズ 225 および 226 により平行光に変換されたエイミング光 L1 またはレーザ光 L2 は、集光レンズ 227 の周辺部により集光され、病変部 1 に照射される。また、ファイバ 156 の出射端近傍には、この出射端を集光レンズ 227 とほぼ平行な平面内で移動させ、信号光 L7 の走査を行うピエゾアクチュエータ 228 が取り付けられている。なお、図 3 においては、説明を容易にするために、模式的にプローブの先端部を拡大して記載している。

【0058】また、治療レーザ光射出部 20、ファイバ 222、ファイバ 223、レンズ 225、レンズ 226 および集光レンズ 227 は、本発明の治療レーザ光照射手段を構成する。また OCT 取得部 21、結像レンズ 224、集光レンズ 227 およびピエゾアクチュエータ 228 は、本発明の OCT 手段を構成する。

【0059】次に第 2 の具体的な実施の形態であるレーザ治療装置の動作について説明する。まず、術者は、プローブ 22 を図示省略した内視鏡装置の鉗子口に挿入する。その後、エイミング光 L1 を用いて、レーザ光 L2 の照射位置を病変部 1 へ一致させる。この際には、エイミング光源 111 から射出された緑色のエイミング光 L1 は、ミラー 112 および実線位置に配置された切替ミラー 122 に反射されて、レンズ 211 およびレンズ 213 により 2 本の光路に分割され、レンズ 212 および 213 により、ファイバ 225 およびファイバ 223 に入射される。ファイバ 222 およびファイバ 223 から射出されたエイミング光 L1 は、レンズ 225 およびレンズ 226 により平行光に変換され、集光レンズ 227 の周辺部で集光されて、病変部 1 に照射される。

【0060】病変部 1 へのレーザ光 L2 を照射する前に、OCT 取得部 21 により測定部 2 の光断層画像が取得され、モニタ 12 に表示される。光断層画像を取得する際には、SLD 141 から射出された低コヒーレンス光 L5 は、レンズ 142 により集光され、ファイバ 154 に導入される。

【0061】ファイバ 154 を透過した低コヒーレンス光は、ファイバカプラ 152 で、ファイバ 155 に導入され、さらに、ファイバカプラ 151 で、ファイバ 155 内を光路遅延部 160 の方向へ進行する参照光 L6 と、ファイバ 156 内を結像レンズ 224 の方向へ進行する信号光 L7 とに分割される。

【0062】参照光 L6 は光路上に設けられたピエゾ素子 153 により変調され、参照光 L6 と信号光 L7 には、僅かな周波数差 f が生じる。

【0063】信号光 L7 はファイバ 156 によりプローブ 22 の先端部まで導光されて、射出され、結像レンズ 224 により一回結像された後、集光レンズ 227 により測定部 2 に照射される。なお、この際には、ピエゾアクチュエー

タ228によりファイバ156の出射端部は、図3に破線で示した右側の位置に配置されている。このため、信号光L7は、破線で示した光路を進み、測定部2の右端に入射する。測定部2に入射された信号光L7のうち測定部2の所定の深度で反射された信号光L7'は、集光レンズ227および結像レンズ224により、ファイバ156に帰還せしめられる。ファイバ156に帰還せしめられた信号光L7'は、ファイバカプラ151において、ファイバ155に帰還せしめられた参照光L6と合波される。

【0064】ファイバカプラ151で合波された信号光L7'および参照光L6は、再び同軸上に重なることになり所定の条件の時に信号光L7'と参照光L6が干渉し、干渉光L8となり、ビート信号を発生する。

【0065】光検出器181および182では、干渉光L8から上記ビート信号の光強度を検出し、差動増幅器183で、光検出器181の検出値と光検出器182の検出値の差分を求め、信号処理部190へ出力する。

【0066】上記の動作により、生体測定部2の所定点における表面から所望の深度までの断層情報を取得したのち、ピエゾアクチュエータ228により、ファイバ156の出射端部の位置を僅かに図中左へ移動させ、同様に所定の深度までの断層情報を取得する。このような動作を繰り返すことにより、測定部2の光断層画像を得ることができる。

【0067】信号処理部190では、バランス差分検出部180で検出された干渉光L8の光強度から測定部2の所定の面で反射された信号光L7'の強度を求めるヘテロダイン検出を行い、画像信号に変換し、断層画像としてモニタ12に表示する。

【0068】モニタ12には、図2の(a)に示すような画面が表示される。術者はこのモニタ12に表示された画像から、病変部1の状態を確認し、レーザ光L2の照射を行う。なお、レーザ光L2の照射を行う際には、光断層画像の取得および表示を継続する。

【0069】レーザ光を照射する際には、レーザ光源部200の切換ミラー122は、図3の破線位置に移動される。レーザ光源121から射出されたレーザ光L2は、エイミング光L1と同じ光路をたどって、病変部1に照射される。

【0070】レーザ光L2が生体に照射されると、生体には、図2の(b)に示すような熱凝固部3が生じる。第1の実施の形態と同様に、術者は、この熱凝固部3が徐々に拡大する様子をモニタ12に表示されている光断層画像上で観察しながらレーザ光L2の照射を継続し、図2の(e)に示すように、病変部1の全体が熱凝固された時点で、レーザ光L2の照射を終了する。

【0071】上記のような動作により、レーザ光を生体病変部1へ照射して熱凝固を行っている最中に、光断層画像を取得して表示できるので、術者は、病変部1の熱凝固状態をリアルタイムに観察することができる。ま

*た、光断層画像を取得するために、レーザ光L2の照射を中断する必要もなく、レーザ治療装置の利便性が向上する。また、レーザ光L2の照射位置に信号光L7の走査位置をほぼ一致させて、光断層画像を取得するので、レーザ光L2の照射により熱凝固している生体の光断層画像を確実に取得できる。また集光レンズ227を用いて、レーザ光L2の光路に信号光L7の光路を合成したので、一枚のレンズにより、信号光とレーザ光の合成および集光を行なうことができ、集光レンズの使用枚数を低減することができ、また、レーザ光L2と信号光L7とをほぼ同一の方向から生体組織に照射でき、病変部1の熱凝固および測定部2の光断層画像の取得を効率良く行うことができる。

【0072】なお、本実施の形態においては、2本のファイバ222および223により導光されたレーザ光を集光レンズ227によりしたが、これに限定されるものではなく、1本あるいは3本以上のファイバで導光されたレーザ光を集光レンズの周辺部分の一部を用いて集光するものでも、あるいはリング状の導光手段により導光され、出射されたレーザ光を集光レンズの周辺部分を用いて集光するもの等でもよい。

【0073】また、上記各実施の形態においては、信号光L7として波長800nmの光を用いたため、信号光L7が測定部2において、望ましい透過性および散乱性を有するので、所望の光断層画像を取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による第1の実施の形態であるレーザ治療装置の概略構成図

【図2】レーザ光による生体の熱凝固状態の説明図

【図3】本発明による第2の実施の形態であるレーザ治療装置の概略構成図

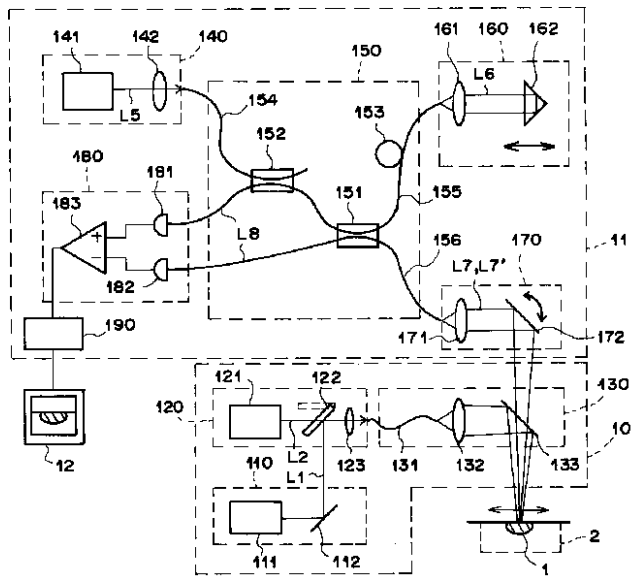
【符号の説明】

1	病変部
2	測定部
3	熱凝固部
10	治療レーザ光照射部
11	OCT部
12	モニタ
20	治療レーザ光射出部
21	OCT取得部
22	プローブ
110	エイミング光源部
120,200	レーザ光源部
130	導光部
140	低コヒーレンス光源部
150	ファイバ結合光学系
154,155,156,224,223	ファイバ
160	光路遅延部
170	光走査部
180	バランス差分検出部
190	信号処理部

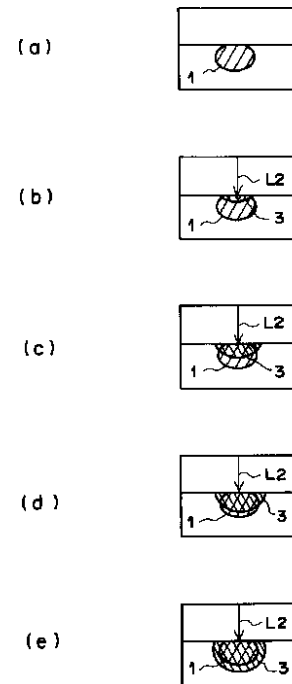
210 分割部
 224 結像レンズ
 227 集光レンズ
 228 ピエゾアクチュエータ
 L1 エイミング光

L2 レーザ光
 L5 低コヒーレンス光
 L6 参照光
 L7, L7' 信号光
 L8 干渉光

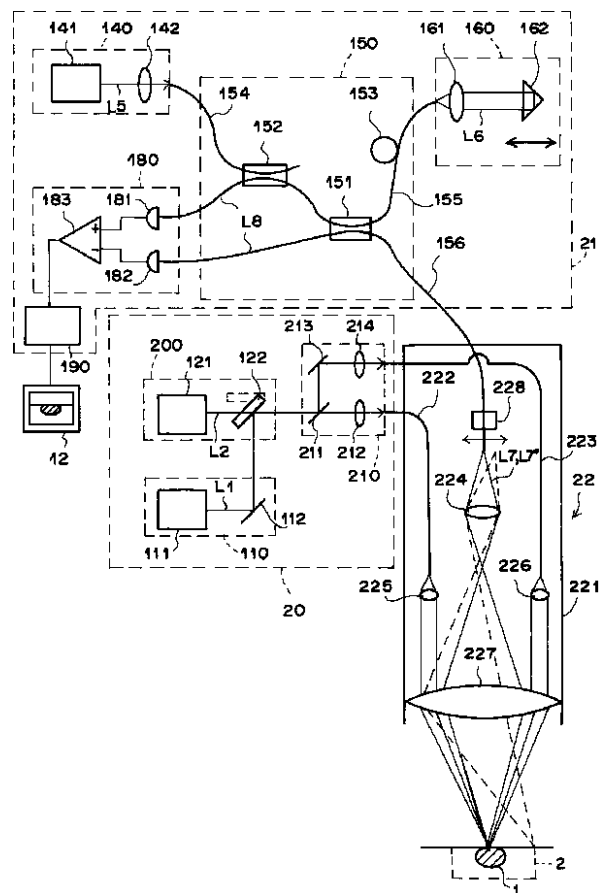
【図 1】



【図 2】



【図3】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2G059 AA06 BB12 EE09 FF01 GG01
 GG03 GG09 HH01 HH02 HH06
 JJ07 JJ11 JJ13 JJ15 JJ17
 JJ22 JJ30 KK01 LL04 MM01
 PP04 PP10
 4C026 AA03 FF02 FF17 FF33 FF34
 FF53 FF60 GG06 HH02 HH03
 4C061 AA04 BB01 CC06 DD00 GG15
 HH56
 4C082 RA05 RE02 RE17 RE34 RE35
 RE53 RE60 RJ06 RL02 RL03

专利名称(译)	激光治疗仪		
公开(公告)号	JP2002113017A	公开(公告)日	2002-04-16
申请号	JP2000305805	申请日	2000-10-05
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	戸井田昌宏		
发明人	戸井田 昌宏		
IPC分类号	G01N21/17 A61B1/00 A61B10/00 A61B18/20 A61N5/06		
FI分类号	A61B1/00.334.D A61B10/00.E A61N5/06.E G01N21/17.630 A61B17/36.350 A61B1/00.621 A61B1/018.515 A61B18/28 A61N5/067 G01N21/17.620		
F-TERM分类号	2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/EE09 2G059/FF01 2G059/GG01 2G059/GG03 2G059/GG09 2G059/HH01 2G059/HH02 2G059/HH06 2G059/JJ07 2G059/JJ11 2G059/JJ13 2G059/JJ15 2G059/JJ17 2G059/JJ22 2G059/JJ30 2G059/KK01 2G059/LL04 2G059/MM01 2G059/PP04 2G059/PP10 4C026/AA03 4C026/FF02 4C026/FF17 4C026/FF33 4C026/FF34 4C026/FF53 4C026/FF60 4C026/GG06 4C026/HH02 4C026/HH03 4C061/AA04 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/GG15 4C061/HH56 4C082/RA05 4C082/RE02 4C082/RE17 4C082/RE34 4C082/RE35 4C082/RE53 4C082/RE60 4C082/RJ06 4C082/RL02 4C082/RL03 4C161/AA04 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/GG15 4C161/HH56		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在激光治疗过程中实时照射生物组织的热凝集状态的同时照射激光，以将激光病斑照射在活体病变部分上进行热凝。 解决方案：从低相干光源140发出的低相干光L5分离出的信号光L7通过光纤耦合光学系统150，光纤156，反射镜172和二向色镜133导向测量部分2。被照射。在OCT单元11中，使用在测量单元2的预定深度处反射的信号光L7；以及与信号光L7具有微小频率差的参考光L6之间的低相干干涉，并且获得测量单元2的光学断层图像。获取并显示在监视器12上。在激光治疗时，从激光光源120发射的治疗激光束L2由纤维131引导，由二向色镜133反射，并施加到活体的病变部分1。因此，监视器12实时显示由于激光束L2的照射引起的生物体的热凝集状态。

