

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2020-74856

(P2020-74856A)

(43) 公開日 令和2年5月21日(2020.5.21)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/13 (2006.01)	A 6 1 B 8/13	4 C 0 2 6
A 6 1 B 18/22 (2006.01)	A 6 1 B 18/22	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2018-209118 (P2018-209118)	(71) 出願人	000001007
(22) 出願日	平成30年11月6日 (2018.11.6)		キヤノン株式会社
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号
		(74) 代理人	100126240
			弁理士 阿部 琢磨
		(74) 代理人	100124442
			弁理士 黒岩 創吾
		(72) 発明者	橋爪 洋平
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤ
			ノン株式会社内
		(72) 発明者	福谷 和彦
			東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤ
			ノン株式会社内

最終頁に続く

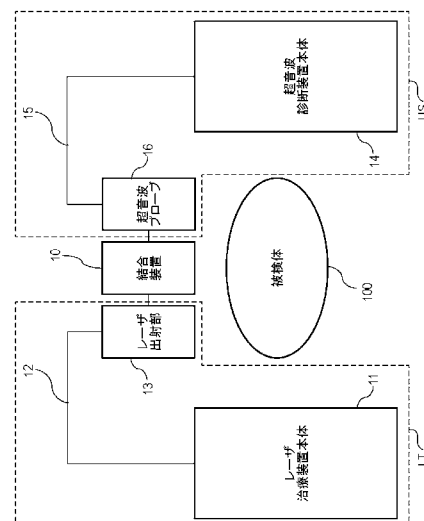
(54) 【発明の名称】 結合装置

(57) 【要約】

【課題】 従来知られていたアタッチメントは、ユーザが治療箇所を視認することが困難であったために、操作性に課題があった。

【解決手段】 電磁波を被検体に照射する電磁波照射装置の出射部と、超音波診断装置の超音波プローブと、を結合する結合装置は、出射部の出射面に対して、超音波プローブの超音波送受信面が出射面から出射される電磁波の出射方向に突出するように出射部と超音波プローブとを結合する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

電磁波を被検体に照射する電磁波照射装置の出射部と、超音波診断装置の超音波プローブと、を結合する結合装置であって、

前記出射部の出射面に対して、前記超音波プローブの超音波送受信面が前記出射面から出射される電磁波の出射方向に突出するように前記出射部と前記超音波プローブとを結合すること

を特徴とする結合装置。

【請求項 2】

前記電磁波の出射方向に対する前記超音波送受信面の法線方向の相対角度を固定するように前記出射部と前記超音波プローブとを結合すること

を特徴とする請求項 1 に記載の結合装置。

【請求項 3】

前記電磁波の出射面に対する前記超音波送受信面の相対位置が可変となるように前記出射部と前記超音波プローブとを結合すること

を特徴とする請求項 1 に記載の結合装置。

【請求項 4】

前記電磁波の出射方向と、前記超音波送受信面の法線方向との相対角度が可変となるように前記出射部と前記超音波プローブとを結合すること

を特徴とする請求項 3 に記載の結合装置。

【請求項 5】

前記電磁波の出射方向に対応する軸を中心に、前記超音波プローブが回転可能となるように前記出射部と前記超音波プローブとを結合すること

を特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の結合装置。

【請求項 6】

前記電磁波の出射方向において、前記出射部に対する前記超音波送受信面の相対位置が可変となるように前記出射部と前記超音波プローブとを結合すること

を特徴とする請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の結合装置。

【請求項 7】

前記電磁波の出射面と光学的に結合し、前記電磁波の出射面から出射した電磁波を前記被検体に導く導光部材をさらに備えることを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 項に記載の結合装置。

【請求項 8】

前記出射部が挿入される第 1 の開口部と、

前記超音波プローブが挿入される第 2 の開口部と、

を有することを特徴とする請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の結合装置。

【請求項 9】

前記第 1 の開口部と前記第 2 の開口部とは、それぞれ開口の大きさが可変であることを特徴とする請求項 8 に記載の結合装置。

【請求項 10】

前記第 2 の開口部を複数有することを特徴とする請求項 8 または 9 に記載の結合装置。

【請求項 11】

前記出射部から出射された電磁波を減衰させる減衰手段を有することを特徴とする請求項 1 ～ 10 のいずれか 1 項に記載の結合装置。

【請求項 12】

前記出射部から延出する配線と、前記超音波プローブから延出する配線と、を固定する配線固定手段を備えることを特徴とする請求項 1 ～ 11 のいずれか 1 項に記載の結合装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

【 0 0 0 1 】

本発明は、レーザ等の電磁波を被検体に照射する照射装置と、超音波診断装置とを結合する結合装置に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

可視光や近赤外光を用いて生体内を低侵襲でイメージングする技術として、光音響イメージングが知られている。光音響イメージングにおいては、生体外部から生体に光を照射し、光エネルギーを吸収した生体内の分子が体積膨張することにより発生する音響波を生体外部で検出する。この音響波は典型的には超音波であり、光音響波とも呼ぶ。

【 0 0 0 3 】

紫外線や可視光、近赤外光、赤外光のレーザ光を直接的に、病変部、色素部、シミ、アザ、毛根部等の生体組織あるいは刺青に照射して治療、もしくは除去するレーザ治療装置がある。

【 0 0 0 4 】

特許文献 1 には、レーザ光を出射する光ファイバーを超音波システムに結合するアタッチメントが記載されている。特許文献 1 には、このような構成を用いて、生体組織の治療箇所を超音波画像で特定した後に、光ファイバーから出射されたパルス光により被検体内に光音響波を誘起させることが記載されている。誘起された光音響波は、超音波システムにより検出される。治療用レーザ光の治療箇所への照射が行われた後に、別途パルス光を治療箇所に照射することで、治療前後の光音響波の変化に基づいて、ユーザは治療の効果を確認する。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 米国特許出願公開第 2 0 0 8 / 0 0 7 1 1 7 2 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

しかしながら、特許文献 1 に記載されたアタッチメントは、超音波プローブの超音波送受信面が被検体から離間され、超音波プローブの側方からレーザ光の照射が行われるように超音波プローブと光ファイバーとを結合している。そのため、被検体の関心領域の上を超音波プローブが覆い隠してしまうことになる。したがって、ユーザが治療箇所を視認することが困難であることから、操作性に課題があった。

【 0 0 0 7 】

上述の課題に鑑みて、本発明は、より良好な操作性を実現する結合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 】

【 0 0 0 8 】

本発明の一つの側面である結合装置は、

電磁波を被検体に照射する電磁波照射装置の出射部と、超音波診断装置の超音波プローブと、を結合する結合装置であって、

前記出射部の出射面に対して、前記超音波プローブの超音波送受信面が前記出射面から出射される電磁波の出射方向に突出するように前記出射部と前記超音波プローブとを結合することを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 0 9 】

より良好な操作性を実現する結合装置を提供できる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 0 】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る結合装置の構成例を示すブロック図である。

【図 2】本発明の第 1 の実施形態に係る結合装置の構成例を示す模式図である。

【図 3】本発明の第 1 の実施形態に係る治療フローを示す図である。

【図 4】本発明の第 2 の実施形態に係る結合装置の構成例を示す模式図である。

【図 5】本発明の第 2 の実施形態に係る治療フローを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、結合装置 10 を用いて、レーザ治療装置 LT のレーザ出射部 13 と、超音波診断装置 US の超音波プローブ 16 と、を結合した例を示したブロック図である。

10

【0012】

レーザ治療装置 LT は、レーザ光により、病変部、色素部、シミ、アザ、毛根部等の生体組織あるいは刺青を治療、もしくは除去するものである。レーザ治療装置本体 11 は、レーザ光源およびレーザコントローラを備え、レーザ光源の波長、出力、繰り返し周波数、パルス幅をレーザコントローラにより制御することにより、レーザ光を出射する。レーザ治療装置本体 11 より出射されたレーザ光は、光導波路 12 により光出射部 13 へ導波される。光導波路 12 は、シングルモードファイバやマルチモードファイバ、バンドルファイバなどを用いることができる。レーザ光は、光出射部 13 から被検体 100 へ照射される。ここでは、レーザ光を被検体に照射するレーザ治療装置として説明するが、レーザ光以外の電磁波を被検体に照射することにより、病変等の治療、除去を行う装置であって

20

【0013】

超音波診断装置 US は、超音波診断装置本体 14 と超音波プローブ 16 とを備える。超音波診断装置 US は、被検体に対して超音波を送信し、被検体 100 内で反射された超音波（エコー）を受信することにより被検体 100 内を画像化する装置である。超音波診断装置 US は、さらに、超音波プローブ 16 を介して受信した音響波に基づく画像の表示を行うための表示装置を備えていてもよい。

【0014】

超音波診断装置本体 14 は、信号線 15 を介して超音波プローブ 16 と接続されている。超音波診断装置本体 14 内の送信回路で発生させた電気信号を、信号線 15 を介して超音波プローブ 16 へ入力し、超音波に変換して送信してもよい。あるいは、超音波診断装置 14 は、レーザ出射部 13 からの光照射により発生した光音響波を受信するのみとしてもよい。そして、被検体 100 から反射した超音波（エコー）、あるいは光照射により発生した光音響波を超音波プローブ 16 で受信する。超音波プローブ 16 にて受信された音響波は、電気信号に変換され、信号線 15 を介して超音波診断装置本体 14 へ入力される。超音波プローブ 16 は、単一のトランスデューサからなってもよいし、複数のトランスデューサからなってもよい。また、複数のトランスデューサを含んだ超音波プローブ 16 の構成としては、リニアプローブやコンベックスプローブ、2D プローブ、3D プローブ、セクタプローブなどが利用できる。超音波プローブ 16 は、超音波診断装置本体 14 に対して交換可能であり、用途に適した構成の超音波プローブ 16 をユーザが選択できる。また、超音波プローブ 16 により受信された超音波に由来する電気信号は、超音波診断装置 14 が持つ表示装置にて確認できる構成としてもよい。表示手段が表示するものとしては、電気信号を再構成することで作成された断層画像でもよいし、電気信号をグラフ表示したものでもよい。また、電気信号の有無や強度をビープ音などの音や LED などの光の明滅により表示してもよい。

30

40

【0015】

結合装置 10 は、光出射部 13 と超音波プローブ 16 とを結合する装置である。より具体的には、互いに独立しているレーザ出射部 13 と超音波プローブ 16 とを一体的に組み合わせ、被検体から光音響波を受信する光音響装置として機能させるための装置である。

50

【0016】

図2(a)は、結合装置10により光出射部13と超音波プローブ16とが結合された一例を示す図である。本例において、光出射部13は、レーザ出射部22、レーザ出射面23、およびガイド25を含む。レーザ治療装置本体から出射されたレーザ光は、導波路12を介してレーザ出射部22へ入力される。レーザ出射部22内には、集光レンズや拡散板などの光学調整手段(不図示)が備えられており、調整された光束24がレーザ出射面23から被検体表面200へ向かって出射される。レーザ出射部22が備えるガイド25は、被検体表面200に突き当てることにより、被検体表面200とレーザ出射面23との間隔を規定することができる。ガイド25は図示するような棒上の部材に限らず、板状、あるいは筒状の形状であってもよい。ガイド25は、レーザ出射部22に対して着脱可能としてもよい。ユーザは、用途に応じてガイド25を適宜交換できる。ガイド25の長さは、レーザ出射部22内の光学調整手段で調整された、光束24のレーザスポット径に対する焦点距離に合わせて設定されるのが好ましい。焦点距離は、被検体表面200や被検体内部201など、治療対象箇所に応じて適宜設定される。また、レーザ出射部22は、レーザ出射面23から照射される治療用の光束24とは別に、被検体表面200上の照射エリアをユーザにガイドするためのガイド光を被検体表面200へ照射する機構を設けてもよい。なお、ここでは信号線15を示しているが、超音波プローブ16と超音波診断装置本体14との間で無線通信を行うようにし、信号線15のない形としてもよい。この場合、超音波プローブ16が電池を内蔵可能とすることで、ユーザは信号線15による制約を受けずに超音波プローブ16を取り扱うことができる。

10

20

【0017】

レーザ出射部22から出射されるレーザ光は、典型的には500nm~1100nmなどの波長が好適に用いられる。これらの波長を選択することで、ホクロやシミ、アザなどを対象とした治療を行うことができる。

【0018】

ここで、レーザ光の照射により発生する光超音波について説明する。レーザ出射部22からパルス状のレーザ光が被検体表面200へ照射され、被検体内部201で散乱する。被検体表面200から被検体内部201へ伝搬したレーザ光のエネルギーの一部が、メラニンやヘモグロビンなどの光吸収体に吸収されると、熱膨張により当該光吸収体及びその周囲から音響波(光超音波)が発生する。例えば、治療対象がホクロやシミ、アザの場合には、レーザ光源として波長700nm前後のQスイッチルビーレーザや、Qスイッチアレキサンドライトレーザ、波長532/1064nmのQスイッチYAGレーザなどを好適に使用することができる。他に、メラノーマなどの病変部や、毛髪や毛根、血管、刺青等を対象にレーザ照射した場合も、同様に光超音波が発生する。なお、レーザ光のパルス幅は典型的には数百ナノ秒以下であり、好ましくは10ナノ秒以下が好ましい。

30

【0019】

超音波プローブ26は、超音波プローブ本体26aと超音波送受信面26bを含んで構成される。図2(a)では、コンベックス型の超音波プローブ26を例として図示している。超音波プローブ26は、超音波送受信面26bを被検体表面200に音響的に接触するように配置される。超音波送受信面26bは音響整合剤(不図示)を介して、被検体表面200に接触する。音響整合剤として、水やジェル、油などを使用することができる。また、超音波プローブ26は被検体表面200に対して光束24を遮光しないように配置することが好ましい。

40

【0020】

図2(a)に示すように、レーザ出射面23と被検体表面200の間は、レーザ光の焦点距離の分を離す必要がある一方で、超音波プローブ26は超音波送受信面26bを被検体表面200に音響的に接触させる必要がある。本例のように、被検体表面200のレーザ照射箇所の近傍に超音波送受信面26bを配置することで、レーザ照射により被検体表面200や被検体内部201で発生した光超音波を効率的に受信することができる。

【0021】

50

結合装置 10 は、レーザ出射面 23 に対して、超音波送受信面 26b を光束 24 がレーザ出射面 23 から出射される方向に突出するように、レーザ出射部 22 と超音波プローブ 26 とを結合する。結合装置 10 を用いることにより、本来、独立した装置であるレーザ治療装置 LT と超音波診断装置とが、超音響測定装置としても機能し得る。つまり、レーザ出射部 22 と超音波プローブ 26 とが、一体化された超音響プローブとして機能し得る。結合装置 10 は、プラスチックや樹脂、金属などで製作されたアタッチメントや、ゴムバンドなどをベルクロ（登録商標）や粘着テープなどで固定して使用することができる。結合装置 10 は、レーザ出射部 22 が挿入される第 1 の開口部と超音波プローブ 26 が挿入される第 2 の開口部とを有する構成としてもよい。さらに、各開口部の大きさを可変とすることにより、多様な大きさ、形状の超音波プローブおよびレーザ出射部に対応することが可能となる。また、使用者がレーザ出射部 22 を把持するため、結合装置 10 は把持部を避けてレーザ出射部 22 の出射面近傍に配置されることが好ましい。図 2 (a) では、レーザ出射部 22 の出射面付近と、超音波プローブ 26 の根本付近とで、被検体表面 200 に対する鉛直方向での重なる部分で結合されている。

10

【0022】

図 2 (a) の例では、レーザ光の出射面 23 に対する超音波プローブの送受信面 26b との相対位置が固定されているが、これを可変としてもよい。以下に、具体例を示す。

【0023】

図 2 (b) は、結合装置 10 が角度調整手段 28 を備える例を示す。角度調整手段 28 は、ヒンジなどを用いて実現することができ、レーザ出射部 22 から出射されるレーザ光の出射方向に対すると超音波プローブ 26 の送受信面 26b の法線方向との相対角度が可変となる。このようにすることで、被検体内 201 から伝搬する音響波を受信する角度を変えることができ、その結果、音響波により観察する範囲を変えることができる。また、超音波プローブ 26 による音響波の測定を行わない場合には、超音波プローブ 26 をレーザ出射部 22 から遠ざけることができるので、ユーザの操作性が向上する。

20

【0024】

図 2 (c) は、図 2 (b) に示す構成におけるガイド 25 に替えて導光部材 29 を設けた構成である。導光部材 29 は、円柱状の形状を有し、レーザ出射部 22 に光学的に結合されている。導光部材 29 は、使用者が被検体表面 200 を目視で視認できる程度に可視光の領域において透明であり、照射されるレーザ光の波長に対しても透明（透過）であることが好ましい。また、導光部材 29 の径が大き過ぎると、超音波プローブ 26 を被検体表面 200 上のレーザ照射箇所へ近づけにくくなる場合があるため、導光部材 29 の径は、レーザ出射部 22 の出射面 23 と同等程度の大きさが好ましい。また、導光部材 29 は、ガイド 25 の機能を有することが好ましく、導光部材 29 の高さはガイド 25 の長さと同様に設定することができる。図 2 (c) に示す構成では、導光部材 29 が被検体表面 200 に面で接触するため、レーザ出射部 22 の把持状態が安定する。さらに、導光部材 29 の被検体表面 200 に触れる面にインクをつけることで、導光部材 29 を被検体表面 200 に接触した際に、ハンコの要領でマーキングをすることもできる。

30

【0025】

図 2 (b)、(c) に示すように、結合装置 10 が角度調整手段 28 を備える場合には、被検体上にガイド 25 あるいは導光部材 29 を被検体表面 200 に当接させた状態で、超音波プローブ 26 を被検体表面 200 から離間させることができる。この構成に依れば、レーザ光を照射する位置を決めた後に、その位置を変えずに音響整合剤を被検体表面 200 に塗布することが可能になるという利点がある。

40

【0026】

図 2 (d) に、結合装置 10 が回転調整機構を備える例を示す。回転調整機構を有する結合装置 10 は、回転リングなどを用いることができ、レーザ出射部 22 と超音波プローブ 26 の被検体表面 200 に対する水平面内の相対位置を調整することができる。図では、レーザ出射部 22 を中心に超音波プローブ 26 が相対的に回転する例を示している。言い換えると、結合装置 10 は、レーザ光の出射方向に対応する仮想的な軸を超音波プロー

50

ブが回転可能となるように、レーザ出射部 22 と超音波プローブ 26 とを結合する。回転調整機構は、回転リングに回転ストッパなどを備えることで、超音波プローブ 26 の位置を任意に固定できるようにしてもよい。また、超音波プローブ 26 を中心としてレーザ出射部 22 を相対的に回転させてもよい。図では、結合装置 10 に回転機能が備わった例を示したが、独立した回転調整手段で、結合装置 10 と別に配置してもよい。

【0027】

また、図 2 (a) ~ (d) に示した構成において、結合装置 10 は、レーザ光の出射方向において、レーザ出射部 22 に対する超音波プローブ 26 の送受信面の相対位置が可変となるようにしてもよい。例えば、結合装置 10 はレーザ出射部 22 をレーザ光の出射方向に摺動可能とすることができる。レーザ光の出射面 23 に対する超音波プローブ 26 の被検体方向への突出の程度を調整できるので、利用する超音波プローブ 26 およびレーザ出射部 22 の特性に応じて、適切な位置関係を実現できるようになる。

10

【0028】

本実施形態で示した結合装置は、ユーザが超音波プローブ 26 をレーザ出射部 22 とともに被検体に対して移動しやすい構成である。この構成は、被検体表面 200 の複数箇所に対してレーザ光を照射する場合に好適である。また、結合装置 10 に対して光導波路 12 および信号線 15 を固定する配線固定手段を結合装置 10 に設けることで、ユーザによるレーザ出射部の取り回しが容易になる。ここで、配線とは、光導波路 12 および信号線 15 の両方を含む概念である。レーザ出射部 22 および超音波プローブ 26 から延出する配線を固定することにより、結合装置 10 により一体化された光音響プローブとして取り扱いやすくなる。配線固定手段は、プラスチックや樹脂、金属などで製作されたアタッチメントや、ゴムバンドなどをベルクロや粘着テープなどを用いて実現することができる。

20

【0029】

結合装置を使用したレーザ治療方法の一例を図 2 (a) の構成と、図 3 のフロー図を用いて説明する。

【0030】

まず、ステップ S 31 で、使用者は、レーザ出射部 22 と超音波プローブ 26 とを結合装置 10 により結合させる。結合させる箇所は、おおよその位置として、レーザ出射部 22 の出射面 23 付近と超音波プローブ 26 の超音波送受信面 26b から見て遠い側の端部付近としておく。レーザ出射部 22 がガイド 25 を持つ場合には、超音波送受信面 26b が、レーザ光の出射方向において、ガイド 25 の先端と同程度の位置にくるように、位置合わせを行うと、好適に光音響波の測定が行える。

30

【0031】

次に、ステップ S 32 で、使用者はレーザ出射部 22 を把持して、被検体表面 200 の治療箇所にガイド 25 を用いて目視で位置合わせを行う。このとき、使用者は、位置合わせしたレーザ照射箇所を、マジックなどの使用者が視認できる手段でマーキングしてもよい。このとき、事前に設定されたレーザスポット径に応じたサイズでマーキングしてもよい。また、先述したように、導光部材 29 を持つ場合に、その先端にマーキング用のインクを付与し、ハンコのようにマーキングしてもよい。また、マーキングする手段は、使用するレーザ光源の波長の吸収が少ないものを使用することが好ましい。

40

【0032】

ステップ S 33 で、使用者は、超音波送受信面 26b が被検体表面 200 に接触するように、超音波プローブ 26 の位置の調整を目視で行う。この調整は、結合装置 10 の開口部に挿入された超音波プローブ 26 あるいはレーザ出射部 22 を結合装置 10 に対してスライドさせることにより実現できる。超音波送受信面 26b は、光音響波を検出しやすいように、レーザ照射箇所にできるだけ近づけるように位置を調整することが好ましい。また、超音波プローブ本体 26a と超音波送受信面 26b が、光束 24 を被検体表面 200 に対して遮光しないように位置を調整することが好ましい。

【0033】

ステップ S 34 で、超音波送受信面 26b と接触する被検体表面 200 に音響整合剤を

50

塗布する。超音波送受信面 26b が被検体表面 200 と接触していない場合は、音響整合剤を介して被検体表面 200 と接触するように位置を調整することが好ましい。また、音響整合剤は被検体表面 200 の治療箇所塗布しないことが好ましい。先述のように、結合装置 10 が角度調整手段を有する場合には、このステップにおいて、超音波プローブ 26 を、被検体表面 200 から一時的に離間させると、被検体表面 200 に音響整合材を塗布しやすい。

【0034】

ステップ S35 で、被検体表面 200 に向けてレーザ照射を実施する。使用者は、レーザ治療装置 LT に付属のフットスイッチなどを用いて、レーザ照射を制御することができる。レーザ照射は、単一パルスの照射でもよいし、複数パルスの照射でもよい。レーザ照射により、被検体表面 200 や被検体内部 201 で発生した光超音波が、超音波送受信部 26b により受信され、超音波プローブ本体 26a を経由して、電気信号に変換されて信号線 15 へ出力される。

10

【0035】

ステップ S36 で、使用者は、ステップ S35 のレーザ照射で発生した光超音波信号の有無や強度を超音波診断装置 US で確認をする。簡便な方法としては、超音波診断装置 US から発せられる光超音波信号に基づくピープ音などで確認することができる。例えば、治療内容がシミの除去の場合、レーザ照射によってメラニン粒が破壊されるため、シミの除去が進むと発生する光超音波が弱くなり、最終的には光超音波はほとんど発生しなくなる。被検体から発生する光音響波の強度を反映したピープ音や、表示手段による表示などを通じて、ユーザは、光音響信号の変化を認識できる。

20

【0036】

ステップ S37 では、使用者が、ステップ S36 での光超音波信号の確認結果を元に、追加のレーザ照射が必要か否かを判断する。追加照射を必要とした場合には、ステップ S35 に戻り、二回目のレーザ照射を実施する。また、ステップ S36 での確認結果を元に、二回目に照射するレーザ光の強度を変更してもよい。使用者は、光超音波信号の確認結果から、シミの除去が不十分だと判断した場合に、二回目以降のレーザ照射を実施することができる。また、使用者は、光超音波信号の強度によって、一回目の照射のレーザ強度に対して二回目に照射するレーザ強度を調整することができる。さらに、一回目と二回目のレーザ照射は短い時間の間に連続して実施される必要はない。一回目と二回目のレーザ照射の間隔は、治療状況に応じて数日から数週間の期間が設定されてもよい。ただし、一回目と二回目のレーザ照射が連続で実施されない場合、二回目のステップ S35 のレーザ照射を実施する前に、ステップ S31 からステップ S34 を再度実施する必要がある。ステップ S37 で追加照射の必要がないと判断されると、レーザ治療は終了する。

30

【0037】

本実施形態に係る結合装置を用いることにより、使用者はレーザ治療箇所を目視しながら治療を実施し、簡便に光超音波信号の情報を得ることができる。

【0038】

(第2の実施形態)

本発明に係る第2の実施形態を説明する。本実施形態に係る結合装置は、被検体表面に載置して利用する据え置き型の結合装置として好適に利用できる。第1の実施形態と共通する説明は省略し、差分を中心に説明する。第1の実施形態で示した結合装置は、ユーザが超音波プローブ 26 をレーザ出射部 22 とともに被検体に対して移動しやすい構成であった。それに対して、本実施形態では、結合装置 10 が被検体表面 200 に接して載置される構成としている。この構成に依れば、被検体表面 200 上の比較的平坦な部位に静置できるため、レーザ光の照射および音響波の検出を安定して実施できる。

40

【0039】

図4(a)は、本実施形態に係る結合装置 10 によって、レーザ出射部 22 と超音波プローブ 26 が結合された状態を示す図である。図中、見やすいように、超音波プローブ 26 に接続されている、信号線 15 を削除して図示している。結合装置 10 は、第1の開口

50

部である挿入口 3 1 と第 2 の開口部である挿入口 3 2 を備えている。挿入口 3 1 にレーザ出射部 2 2 を挿入することができ、挿入口 3 2 に超音波プローブ 2 6 を挿入することができる。挿入口 3 1 の内壁面には、レーザ出射部 2 2 からの光が漏れないよう、遮光部材を設けてもよい。この遮光部材は、挿入口 3 1 に挿入されたレーザ出射部 2 2 を固定する固定部材としての機能も担う。遮光部材は、例えばスポンジやゴムなど、レーザ出射部 2 2 の形状に倣って変形可能な材料で構成されることが好ましい。挿入口 3 2 の内壁面にも、同様に、超音波プローブ 2 6 を挿入口 3 2 に対して固定する固定部材を設けるとよい。図 4 (b) は、結合装置 1 0 の内部構成を示している。挿入口 3 1 の底面と結合装置 1 0 の底面との間の距離は、第 1 の実施形態におけるガイド 2 5 の長さと同様に設定される。また、挿入口 3 1 内のレーザ出射面 2 3 と接する箇所に減衰手段としての減光フィルタなどを配置して、被検体に実際に照射されるレーザ光の光量を調整してもよい。挿入口 3 2 内の底面（超音波送受信面 2 6 b と接する箇所）は、PET フィルムなどの光超音波を含む超音波を透過させる部材を配置してもよい。また、結合装置 1 0 の底面は被検体表面 2 0 0 と接するため、PET フィルムなどで構成してもよい。前述の挿入口 3 2 内の底面は、結合装置 1 0 の底面であってもよい。超音波送受信面 2 6 b 被検体表面の間には音響整合剤を配置することが好ましい。

10

【 0 0 4 0 】

図 4 (c) は、結合装置 1 0 が挿入口 3 2 を複数有する例を示している。挿入口 3 2 が複数配置されることで、複数の方向から超音波プローブ 2 6 を挿入することが可能になる。

20

【 0 0 4 1 】

本実施形態の結合装置 1 0 はその全体が透明部材で構成されることが好ましいが、少なくとも結合装置 1 0 の底面と挿入口 3 1 は透明の部材で構成されることが好ましい。これにより、ユーザは挿入口 3 1 越しに被検体表面 2 0 0 を見ながら、結合装置 1 0 を設置することができる。なお、ここで述べる透明とは、照射されるレーザ光の波長が十分に透過されることである。例えば、底面に着色がある場合に、レーザ照射により光超音波が発生する可能性がある。また、結合装置 1 0 の内部は、空洞か水などの音響整合剤で満たされていることが好ましい。

【 0 0 4 2 】

図 4 (a) の結合装置を使用したレーザ治療方法の一例を、図 5 のフロー図を用いて説明する。第 1 の実施形態と同じ内容は説明を省略し、差異部分のみを説明する。

30

【 0 0 4 3 】

まず、ステップ S 5 1 で結合装置 1 0 を被検体表面 2 0 0 の治療箇所に設置して、レーザ照射箇所の位置決めを行う。使用者は、挿入口 3 1 から結合装置 1 0 の底面を眺めながら配置することでレーザ照射箇所の位置決めを厳密に実施することができる。また、結合装置 1 0 自体を被検体表面 2 0 0 内で回転させて、挿入口 3 1 と挿入口 3 2 の相対位置を変更してもよい。位置決めの終了後、被検体表面 2 0 0 上の光超音波受信箇所に音響整合剤を塗布することが好ましい。レーザ照射箇所が事前に明らかになっている場合は、結合装置 1 0 を設置する前に被検体表面 2 0 0 および結合装置 1 0 の底面の少なくとも一方に音響整合剤を塗布してもよい。また、位置決め終了後にゴムバンドを用いるなどして、結合装置 1 0 を被検体に固定してもよい。

40

【 0 0 4 4 】

ステップ S 5 2 において、使用者は、結合装置 1 0 の挿入口 3 1 にレーザ出射部 2 2 を挿入する。挿入時には、レーザ出射部 2 2 のレーザ出射面 2 3 が、挿入口 3 1 の底面に突き当たるように挿入する。先述のように挿入口の内壁面に固定部材を設けることにより、不図示の固定手段によりレーザ出射部 2 2 が固定されてもよい。また、必要に応じて挿入口 3 1 の底面に減衰手段としての減光フィルタを事前に配置することができる。

【 0 0 4 5 】

ステップ S 5 3 で、使用者は、結合装置 1 0 の挿入口 3 2 に超音波プローブ 2 6 を挿入する。挿入する前に、挿入口 3 2 の内部に音響整合剤を入れることが好ましい。超音波プ

50

ローブ 2 6 と被検体表面 2 0 0 が音響的に結合しているかは、超音波診断装置 1 4 を使って確認できる。

【 0 0 4 6 】

その後、ステップ S 5 4 からステップ S 5 6 の工程が実施されて、レーザ治療が終了する。ステップ S 5 4 ~ S 5 6 は、ステップ S 3 5 ~ S 3 7 と同様の処理が行われるため、説明を省略する。

【 0 0 4 7 】

本実施形態に係る結合装置を用いることにより、使用者はレーザ治療箇所を目視しながら治療を実施し、簡便に光超音波信号の情報を得ることができる。

【 0 0 4 8 】

10

(その他)

上記各実施形態は例示的なものに過ぎず、本発明の技術的思想を逸脱しない限りにおいて様々な形態で実現することができる。また、実施形態中の一部の要素を抜き出して組み合わせることができる。

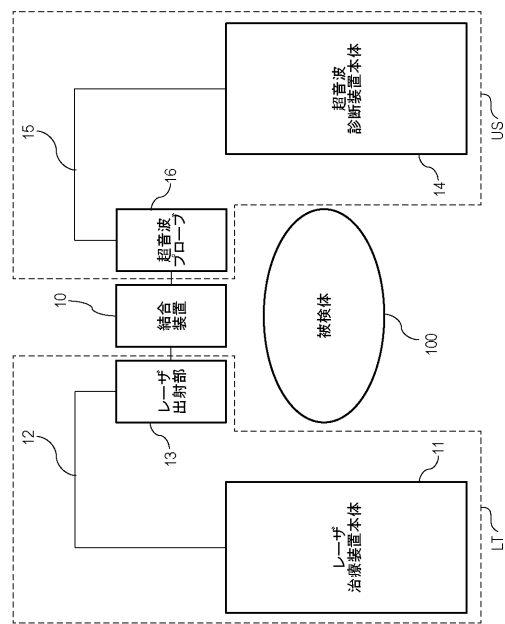
【符号の説明】

【 0 0 4 9 】

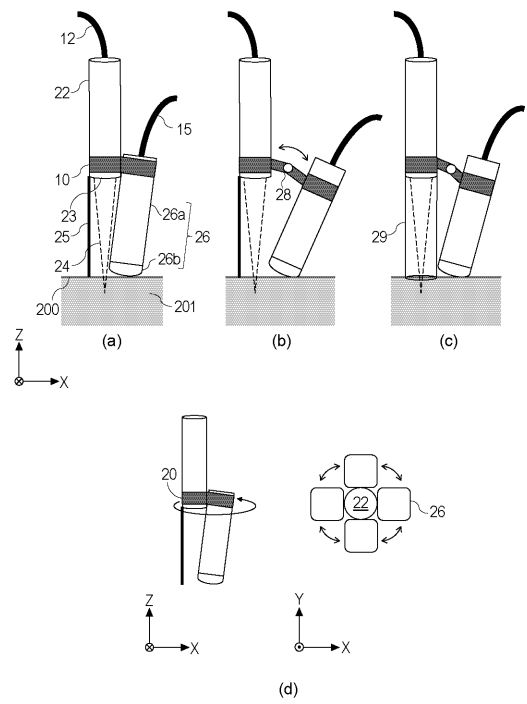
- L T レーザ治療装置
- U S 超音波診断装置
- 1 0 結合装置
- 1 1 レーザ治療装置本体
- 1 2 光導波路
- 1 3 レーザ出射部
- 1 4 超音波診断装置本体
- 1 5 信号線
- 1 6 超音波プローブ
- 2 3 レーザ出射面
- 2 6 b 超音波送受信面

20

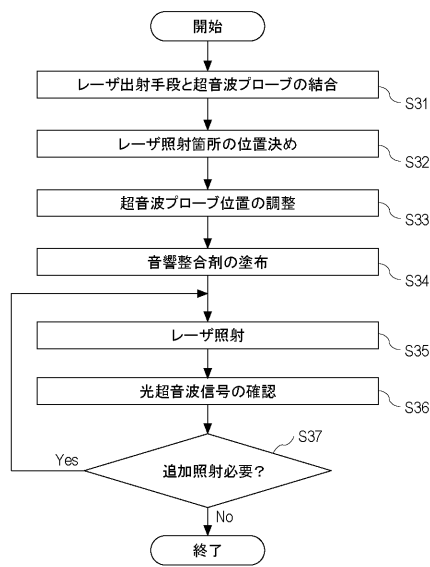
【 図 1 】



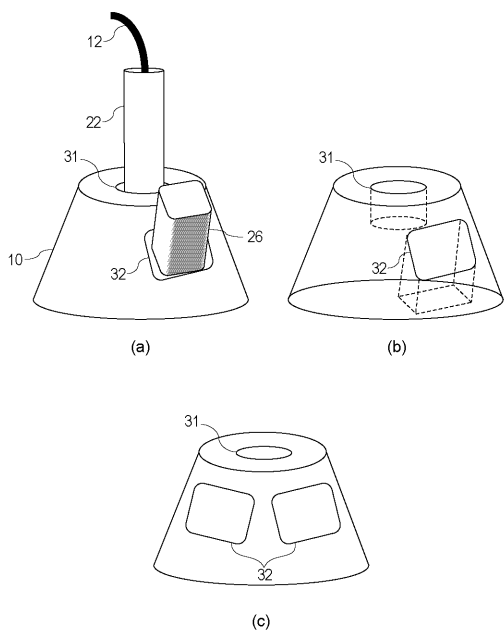
【 図 2 】



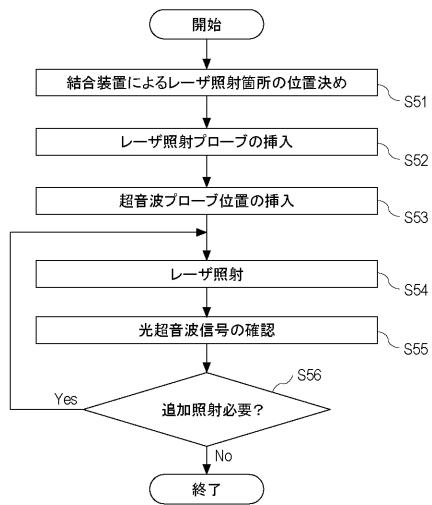
【 図 3 】



【 図 4 】



【図 5】



フロントページの続き

- (72)発明者 鈴木 紘一
東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノン株式会社内
- (72)発明者 細田 真希
東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノン株式会社内
- (72)発明者 諏訪 剛史
東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノン株式会社内
- (72)発明者 鈴木 建
東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノン株式会社内
- (72)発明者 伊藤 靖浩
東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノン株式会社内
- Fターム(参考) 4C026 AA02 FF17 FF22 FF58
4C601 DE16 EE11 FF11 FF16

专利名称(译)	耦合装置		
公开(公告)号	JP2020074856A	公开(公告)日	2020-05-21
申请号	JP2018209118	申请日	2018-11-06
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能公司		
[标]发明人	橋爪洋平 福谷和彦 鈴木紘一 細田真希 諏訪剛史 鈴木建 伊藤靖浩		
发明人	橋爪 洋平 福谷 和彦 鈴木 紘一 細田 真希 諏訪 剛史 鈴木 建 伊藤 靖浩		
IPC分类号	A61B8/13 A61B18/22		
FI分类号	A61B8/13 A61B18/22		
F-TERM分类号	4C026/AA02 4C026/FF17 4C026/FF22 4C026/FF58 4C601/DE16 4C601/EE11 4C601/FF11 4C601/FF16		
代理人(译)	佐藤安倍晋三 黑岩Soware		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

常规已知的附件在操作性方面存在问题，因为用户难以视觉上识别治疗区域。相对于发射部的发射面，设有用于对被检体照射电磁波的电磁波照射装置的发射部和超声波诊断装置的超声波探头的结合装置。发射部分和超声探头耦合，使得声波发射/接收表面在从发射表面发射的电磁波的发射方向上突出。[选择图]图1

