

(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2012-187389

(P2012-187389A)

(43) 公開日 平成24年10月4日(2012.10.4)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2011-279154 (P2011-279154)
 (22) 出願日 平成23年12月21日(2011.12.21)
 (31) 優先権主張番号 特願2011-35560 (P2011-35560)
 (32) 優先日 平成23年2月22日(2011.2.22)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100073184
 弁理士 柳田 征史
 (74) 代理人 100090468
 弁理士 佐久間 剛
 (72) 発明者 広田 和弘
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 ▲辻▼田 和宏
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 Fターム(参考) 4C601 DE16 EE16 GB04 HH02 JB31
 JB36 JB37 JB40 JB42 JB49
 KK12 KK24

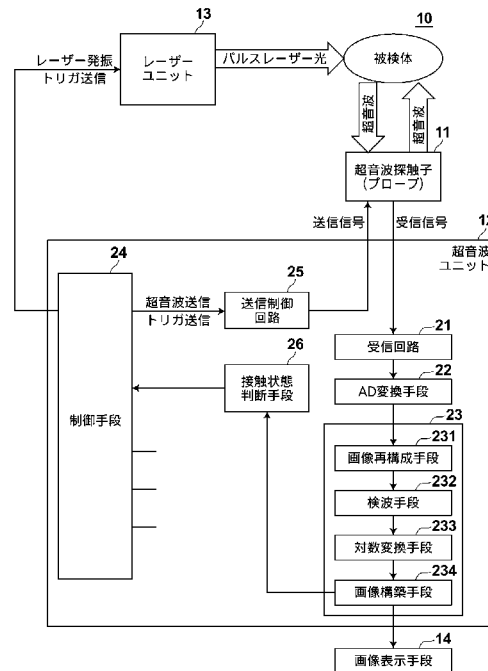
(54) 【発明の名称】 光音響画像生成装置、及び方法

(57) 【要約】

【課題】 光音響画像生成装置において、追加の物理的手段を設けることなく人体の目に対する安全性を向上させる。

【解決手段】 プロープ11は、レーザユニット13から導光された光の被検体に対する照射、及び被検体に対する超音波の送受信を行う。プロープ11は、光音響画像の生成に先立って超音波の送受信を行う。画像生成手段23は、超音波の受信結果に基づいて超音波画像を生成する。接触状態判断手段26は、超音波画像に基づいて、プロープ11が被検体に接触しているか否かを判断する。制御手段24は、接触状態判断手段26で接触していると判断されたときに、レーザ発振トリガ信号を出力し、プロープ11から被検体に対して光を照射させる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

光源と、

前記光源から導光された光の被検体に対する照射、及び被検体に対する超音波の送受信を行うプローブと、

少なくとも、前記プローブから被検体に対して照射された光に対して前記プローブで受信された超音波である光音響信号に基づいて光音響画像を生成する画像生成手段と、

前記光音響画像の生成に先立って、前記プローブから送信された超音波に対して前記プローブで受信された超音波である反射音響信号に基づいて、前記プローブが被検体に接触しているか否かを判断する接触状態判断手段と、

前記接触状態判断手段で接触していると判断されたときに、前記プローブから被検体に対して光を照射させる制御手段とを備える光音響画像生成装置。

10

【請求項 2】

前記プローブが超音波の送受信を行う複数の超音波振動子を含んでおり、前記接触状態判断手段が、前記光音響画像で画像化する範囲のうち少なくとも一部に対応する超音波振動子で受信された反射音響信号に基づいて、前記プローブが被検体に接触しているか否かを判断するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の光音響画像生成装置。

【請求項 3】

前記光音響画像を画像化する範囲が複数のブロックに分けられており、前記接触状態判断手段が、複数のブロックのそれぞれについて、各ブロック内の少なくとも一部に対応する超音波振動子で受信された反射音響信号に基づいて、前記プローブが被検体に接触しているか否かを判断するものであることを特徴とする請求項 2 に記載の光音響画像生成装置。

20

【請求項 4】

前記プローブが前記光を照射する範囲がブロック単位で切り替え可能であり、前記制御手段が、前記接触状態判断手段にて、前記プローブから光を照射すべきブロックについて前記プローブが被検体に接触していると判断されたとき、前記プローブから当該ブロックに光を照射させるものであることを特徴とする請求項 3 に記載の光音響画像生成装置。

【請求項 5】

前記接触状態判断手段が、被検体の深さ方向所定の範囲における前記反射音響信号に基づいて、前記プローブが被検体に接触しているか否かを判断するものであることを特徴とする請求項 1 から 4 何れかに記載の光音響画像生成装置。

30

【請求項 6】

前記画像生成手段が、前記反射音響信号に基づいて超音波画像を更に生成するものであり、前記接触状態判断手段が、前記生成された超音波画像を用いて前記プローブが被検体に接触しているか否かを判断するものであることを特徴とする請求項 1 から 5 何れかに記載の光音響画像生成装置。

【請求項 7】

前記接触状態判断手段が、前記プローブが被検体に接触しない状態で生成された超音波画像の典型的な画像を参照画像として記憶しており、前記生成された超音波画像と前記参照画像との類似度に基づいて前記プローブが被検体に接触しているか否かを判断するものであることを特徴とする請求項 6 に記載の光音響画像生成装置。

40

【請求項 8】

前記接触状態判断手段が、前記受信された反射音響信号の信号波形に基づいて前記プローブが被検体に接触しているか否かを判断するものであることを特徴とする請求項 1 から 5 何れかに記載の光音響画像生成装置。

【請求項 9】

前記接触状態判断手段が、前記反射音響信号の信号波形の特徴解析を行い、該特徴解析の結果に基づいて前記プローブが被検体に接触しているか否かを判断するものであることを特徴とする請求項 8 に記載の光音響画像生成装置。

50

【請求項 10】

前記光源が、レーザ媒質と、該レーザ媒質に励起光を照射する励起光源と、前記レーザ媒質を挟み込むように対向して配置され、光共振器を構成する一対のミラーと、前記光共振器内に配置されたQスイッチとを含むことを特徴とする請求項 1 から 9 の何れかに記載の光音響画像生成装置。

【請求項 11】

前記制御手段が、光音響画像の生成に際して、前記光源に、前記レーザ媒質に対して励起光を照射させる旨の励起トリガ信号を送信し、該励起トリガ信号の送信後で、かつ、前記接触状態判断手段が前記プローブが被検体に接触していると判断しているときに、前記光源に、前記Qスイッチをオンにする旨のQスイッチトリガ信号を送るものであることを特徴とする請求項 10 に記載の光音響画像生成装置。

10

【請求項 12】

前記光源が、前記光共振器内に配置された波長選択素子更に含み、相互に異なる複数の波長のレーザ光を出射することを特徴とする請求項 10 又は 11 に記載の光音響画像生成装置。

【請求項 13】

前記波長選択素子が、透過波長が相互に異なる複数のバンドパスフィルタを含み、前記光源が、前記光共振器の光路上に挿入されるバンドパスフィルタが所定の順序で順次に切り替わるように前記波長選択手段を駆動する駆動手段を更に有することを特徴とする請求項 12 に記載の光音響画像生成装置。

20

【請求項 14】

前記波長選択素子が、回転変位に伴って前記光共振器の光路上に選択的に挿入するバンドパスフィルタを切り替えるフィルタ回転体で構成され、前記駆動手段が前記フィルタ回転体を回転駆動するものであることを特徴とする請求項 13 に記載の光音響画像生成装置。

【請求項 15】

前記画像生成手段が、被検体に照射された複数の波長のレーザ光に対して前記プローブで受信された、複数の波長のそれぞれに対応した光音響信号間の相対的な信号強度の大小関係を抽出する2波長データ演算手段を含み、該2波長データ演算手段で抽出された相対的な信号強度の大小関係に基づいて光音響画像を生成するものであることを特徴とする請求項 12 から 14 何れかに記載の光音響画像生成装置。

30

【請求項 16】

前記画像生成手段が、複数の波長のそれぞれに対応した光音響信号に基づいて信号強度を示す強度情報を生成する強度情報抽出手段を更に含み、前記光音響画像の各画素の階調値を前記強度情報に基づいて決定すると共に、各画素の表示色を前記相対的な信号強度の大小関係に基づいて決定するものであることを特徴とする請求項 15 に記載の光音響画像生成装置。

【請求項 17】

前記光源が出射すべきパルスレーザ光の複数の波長が第1の波長と第2の波長を含み、前記画像生成手段が、前記第1の波長のパルスレーザ光が被検体に照射されたときに前記プローブで受信された第1の光音響信号と、前記第2の波長のパルスレーザ光が被検体に照射されたときに前記プローブで受信された第2の光音響信号とのうちの何れか一方を実部、他方を虚部とした複素数データを生成する複素数化手段と、前記複素数データからフーリエ変換法により再構成画像を生成する再構成手段とを更に含み、

40

前記強度比抽出手段が、前記再構成画像から前記大小関係としての位相情報を抽出し、前記強度情報抽出手段が、前記再構成画像から前記強度情報を抽出するものであることを特徴とする請求項 16 に記載の光音響画像生成装置。

【請求項 18】

被検体に対する光照射及び被検体に対する超音波の送受信を行うプローブから、被検体に対して超音波の送信を行うステップと、

50

前記プローブにより、前記送信された超音波に対する反射超音波を受信するステップと、
前記受信された反射音波に基づいて、前記プローブが被検体に接触しているか否かを判断するステップと、
前記プローブが被検体に接触していると判断されたときに、前記プローブから被検体に対して光照射を行うステップと、
前記プローブにより、前記光照射により被検体内で生じた超音波を受信するステップと、
前記受信された、光照射により生じた超音波に基づいて光音響画像を生成するステップとを有することを特徴とする光音響画像生成方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光音響画像生成装置及び方法に関し、更に詳しくは、被検体に光を照射し、光照射により被検体内で生じた超音波を検出して光音響画像を生成する光音響画像生成装置及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

生体内部の状態を非侵襲で検査できる画像検査法の一つとして、超音波検査法が知られている。超音波検査では、超音波の送信及び受信が可能な超音波探触子を用いる。超音波探触子から被検体（生体）に超音波を送信させると、その超音波は生体内部を進んでいき、組織界面で反射する。超音波探触子でその反射音波を受信し、反射超音波が超音波探触子に戻ってくるまでの時間に基づいて距離を計算することで、内部の様子を画像化することができる。

20

【0003】

また、光音響効果を利用して生体の内部を画像化する光音響イメージングが知られている。一般に光音響イメージングでは、パルスレーザー光を生体内に照射する。生体内部では、生体組織がパルスレーザー光のエネルギーを吸収し、そのエネルギーによる断熱膨張により超音波（光音響信号）が発生する。この光音響信号を超音波プローブなどで検出し、検出信号に基づいて光音響画像を構成することで、光音響信号に基づく生体内の可視化が可能である。

30

【0004】

ここで、光音響イメージングでは、比較的出力の高いレーザー光を生体内に照射する必要がある。安全性の観点からは、プローブが生体に接触していないときはパルスレーザー光の出射を抑止することが好ましい。これに関して、特許文献1には、光路上に配置された被測定物を検出する被測定物検出手段を設け、被測定物検出手段が被測定物を検出しているときに光照射を行うことが記載されている。被測定物の検出には、被測定物の特定を利用できる。具体的には、被測定物の遮光性、反射性、固有の温度、重さ、静電容量を利用できる。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2009-142320号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、特許文献1では、投光器と受光器との組や温度センサなど、被測定物の検出を行うためにプローブに追加の物理的手段が必要である。このような追加の物理的手段は、コストの上昇を招く。また、そのような追加の物理的手段を持たないプローブを用いたときには、被測定物の検出を行うことができない。

50

【0007】

本発明は、上記に鑑み、追加の物理的手段を設けることなく人体の目に対する安全性を向上できる光音響画像生成装置、及び方法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】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明は、光源と、前記光源から導光された光の被検体に対する照射、及び被検体に対する超音波の送受信を行うプローブと、少なくとも、前記プローブから被検体に対して照射された光に対して前記プローブで受信された超音波である光音響信号に基づいて光音響画像を生成する画像生成手段と、前記光音響画像の生成に先立って、前記プローブから送信された超音波に対して前記プローブで受信された超音波である反射音響信号に基づいて、前記プローブが被検体に接触しているか否かを判断する接触状態判断手段と、前記接触状態判断手段で接触していると判断されたときに、前記プローブから被検体に対して光を照射させる制御手段とを備える光音響画像生成装置を提供する。

10

【0009】

本発明の光音響画像生成装置では、前記プローブが超音波の送受信を行う複数の超音波振動子を含んでおり、前記接触状態判断手段が、前記光音響画像で画像化する範囲のうちの少なくとも一部に対応する超音波振動子で受信された反射音響信号に基づいて、前記プローブが被検体に接触しているか否かを判断する構成を採用することができる。

【0010】

前記光音響画像を画像化する範囲が複数のブロックに分けられており、前記接触状態判断手段が、複数のブロックのそれぞれについて、各ブロック内の少なくとも一部に対応する超音波振動子で受信された反射音響信号に基づいて、前記プローブが被検体に接触しているか否かを判断することとすることもできる。

20

【0011】

上記の場合、前記プローブが前記光を照射する範囲がブロック単位で切り替え可能であり、前記制御手段が、前記接触状態判断手段にて、前記プローブから光を照射すべきブロックについて前記プローブが被検体に接触していると判断されたとき、前記プローブから当該ブロックに光を照射させる構成とすることもできる。

【0012】

前記接触状態判断手段が、被検体の深さ方向所定の範囲における前記反射音響信号に基づいて、前記プローブが被検体に接触しているか否かを判断してもよい。

30

【0013】

前記画像生成手段が、前記反射音響信号に基づいて超音波画像を更に生成するものであり、前記接触状態判断手段が、前記生成された超音波画像を用いて前記プローブが被検体に接触しているか否かを判断する構成を採用することができる。この場合、前記接触状態判断手段が、前記プローブが被検体に接触しない状態で生成された超音波画像の典型的な画像を参照画像として記憶しており、前記生成された超音波画像と前記参照画像との類似度に基づいて前記プローブが被検体に接触しているか否かを判断してもよい。あるいは、これに代えて、前記接触状態判断手段が、前記生成された超音波画像の特徴解析を行い、その解析結果に基づいて前記プローブが被検体に接触しているか否かを判断することとしてもよい。

40

【0014】

超音波画像を用いるのに代えて、前記接触状態判断手段が、前記受信された反射音響信号の信号波形に基づいて前記プローブが被検体に接触しているか否かを判断してもよい。この場合、前記接触状態判断手段が、前記反射音響信号の信号波形の特徴解析を行い、該特徴解析の結果に基づいて前記プローブが被検体に接触しているか否かを判断してもよい。あるいは、これに代えて、前記接触状態判断手段が、前記プローブが被検体に接触しない状態で受信された反射音響信号の典型的な信号波形を参照信号波形として記憶しており、前記受信された反射音響信号の信号波形と前記参照信号波形との類似度に基づいて前記

50

プローブが被検体に接触しているか否かを判断してもよい。

【0015】

本発明では、前記光源が、レーザ媒質と、該レーザ媒質に励起光を照射する励起光源と、前記レーザ媒質を挟み込むように対向して配置され、光共振器を構成する一対のミラーと、前記光共振器内に配置されたQスイッチとを含む構成を採用できる。

【0016】

前記制御手段は、光音響画像の生成に際して、前記光源に、前記レーザ媒質に対して励起光を照射させる旨の励起トリガ信号を送信し、該励起トリガ信号の送信後で、かつ、前記接触状態判断手段が前記プローブが被検体に接触していると判断しているときに、前記光源に、前記Qスイッチをオンにする旨のQスイッチトリガ信号を送るものとする事ができる。

10

【0017】

前記光源が、前記光共振器内に配置された波長選択素子を更に含み、相互に異なる複数の波長のレーザ光を出射する構成を採用することができる。

【0018】

前記波長選択素子が、透過波長が相互に異なる複数のバンドパスフィルタを含み、前記光源が、前記光共振器の光路上に挿入されるバンドパスフィルタが所定の順序で順次に切り替わるように前記波長選択手段を駆動する駆動手段を更に有する構成を採用できる。

【0019】

前記波長選択素子が、回転変位に伴って前記光共振器の光路上に選択的に挿入するバンドパスフィルタを切り替えるフィルタ回転体で構成され、前記駆動手段が前記フィルタ回転体を回転駆動することとしてもよい。

20

【0020】

前記画像生成手段が、被検体に照射された複数の波長のレーザ光に対して前記プローブで受信された、複数の波長のそれぞれに対応した光音響信号間の相対的な信号強度の大小関係を抽出する2波長データ演算手段を含み、該2波長データ演算手段で抽出された相対的な信号強度の大小関係に基づいて光音響画像を生成する構成を採用できる。

【0021】

前記画像生成手段が、複数の波長のそれぞれに対応した光音響信号に基づいて信号強度を示す強度情報を生成する強度情報抽出手段を更に含み、前記光音響画像の各画素の階調値を前記強度情報に基づいて決定すると共に、各画素の表示色を前記相対的な信号強度の大小関係に基づいて決定してもよい。

30

【0022】

前記光源が出射すべきパルスレーザ光の複数の波長が第1の波長と第2の波長を含み、前記画像生成手段が、前記第1の波長のパルスレーザ光が被検体に照射されたときに前記プローブで受信された第1の光音響信号と、前記第2の波長のパルスレーザ光が被検体に照射されたときに前記プローブで受信された第2の光音響信号とのうちの何れか一方を実部、他方を虚部とした複素数データを生成する複素数化手段と、前記複素数データからフーリエ変換法により再構成画像を生成する再構成手段とを更に含み、前記強度比抽出手段が、前記再構成画像から前記大小関係としての位相情報を抽出し、前記強度情報抽出手段が、前記再構成画像から前記強度情報を抽出するようにしてもよい。

40

【0023】

本発明は、また、被検体に対する光照射及び被検体に対する超音波の送受信を行うプローブから、被検体に対して超音波の送信を行うステップと、前記プローブにより、前記送信された超音波に対する反射超音波を受信するステップと、前記受信された反射音波に基づいて、前記プローブが被検体に接触しているか否かを判断するステップと、前記プローブが被検体に接触していると判断されたときに、前記プローブから被検体に対して光照射を行うステップと、前記プローブにより、前記光照射により被検体内で生じた超音波を受信するステップと、前記受信された、光照射により生じた超音波に基づいて光音響画像を生成するステップとを有することを特徴とする光音響画像生成方法を提供する。

50

【発明の効果】

【0024】

本発明の光音響画像生成装置及び方法は、光音響画像の生成に先立って超音波の送受信を行い、超音波の検出結果に基づいてプローブが被検体に接触しているか否かを判断する。プローブが被検体に接触しているときに光照射を行うようにすることで、光が空間に放出されることを防ぐことができ、人体の目に対する安全性を向上できる。本発明では、超音波に基づいて接触を判断しているため、そのための追加の物理的手段は必要ない。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】本発明の第1実施形態の光音響画像生成装置を示すブロック図。

10

【図2】プローブが被検体に接触していない状態で生成された超音波画像を例示する図。

【図3】プローブが被検体に接触した状態で生成された超音波画像を例示する図。

【図4】光音響画像生成時の動作手順を示すフローチャート。

【図5】光音響画像と超音波画像とを重畳した画像を例示する図。

【図6】本発明の第2実施形態の光音響画像生成装置を示すブロック図。

【図7】プローブが被検体に接触していない状態における反射音響信号の信号波形を例示する信号波形図。

【図8】プローブが被検体に接触した状態における反射音響信号の信号波形を例示する信号波形図。

【図9】第2実施形態における光音響画像生成時の動作手順を示すフローチャート。

20

【図10】本発明の第3実施形態の光音響画像生成装置を示すブロック図。

【図11】レーザ光源ユニットを示すブロック図。

【図12】本発明の第4実施形態の光音響画像生成装置を示すブロック図。

【図13】レーザ光源ユニットを示すブロック図。

【発明を実施するための形態】

【0026】

以下、図面を参照し、本発明の実施の形態を詳細に説明する。図1は、本発明の第1実施形態の光音響画像生成装置を示す。光音響画像生成装置（光音響画像診断装置）10は、超音波探触子（プローブ）11、超音波ユニット12、及び光源（レーザユニット）13を備える。光音響画像診断装置10は、超音波画像と光音響画像との双方を生成可能である。レーザユニット13は、光音響画像生成の際に、被検体に照射する光（レーザ光）を生成する。レーザ光の波長は、観察対象物に応じて適宜設定すればよい。レーザユニット13が射出するレーザ光は、例えば光ファイバなどの導光手段を用いてプローブ11まで導光される。

30

【0027】

プローブ11は、光照射部を含み、レーザユニット13から導光されたレーザ光を被検体に向けて照射する。また、プローブ11は、被検体に対する超音波の出力（送信）、及び被検体からの超音波の検出（受信）を行う。プローブ11は、例えば一次元的に配列された複数の超音波振動子を有する。プローブ11は、例えば超音波画像の生成時は複数の超音波振動子から超音波を出力し、出力された超音波に対する反射超音波（以下、反射音響信号とも呼ぶ）を検出する。プローブ11は、光音響画像生成時は、被検体内の測定対象物がレーザユニット13からのレーザ光を吸収することで生じた超音波（以下、光音響信号とも呼ぶ）を検出する。

40

【0028】

超音波ユニット12は、受信回路21、AD変換手段22、画像生成手段23、制御手段24、送信制御回路25、及び接触状態判断手段26を有する。受信回路21は、プローブ11が有する複数の超音波振動子が検出した超音波（光音響信号又は反射音響信号）を受信する。AD変換手段22は、受信回路21が受信した超音波信号をデジタル信号に変換する。AD変換手段22は、例えば所定のサンプリング周期で超音波信号をサンプリングする。

50

【0029】

画像生成手段23は、AD変換手段22でサンプリングされた超音波に基づいて断層画像を生成する。画像生成手段23は、プローブ11で検出された光音響信号に基づいて光音響画像を生成すると共に、プローブ11で検出された反射音響信号に基づいて超音波画像を生成する。画像生成手段23は、画像再構成手段231、検波手段232、対数変換手段233、及び画像構築手段234を含む。画像生成手段23内の各部の機能は、コンピュータが所定のプログラムに従って処理を動作することで実現できる。

【0030】

画像再構成手段231は、プローブ11の複数の超音波振動子で検出された超音波信号に基づいて、断層画像の各ラインのデータを生成する。画像再構成手段231は、例えばプローブ11の64個の超音波振動子からのデータを、超音波振動子の位置に応じた遅延時間で加算し、1ライン分のデータを生成する(遅延加算法)。画像再構成手段231は、遅延加算法に代えて、CBP法(Circular Back Projection)により再構成を行ってもよい。あるいは画像再構成手段231は、ハフ変換法又はフーリエ変換法を用いて再構成を行ってもよい。

10

【0031】

検波手段232は、画像再構成手段231が出力する各ラインのデータの包絡線を出力する。対数変換手段233は、検波手段232が出力する包絡線に対数変換し、ダイナミックレンジを広げる。画像構築手段234は、対数変換が施された各ラインのデータに基づいて、断層画像を生成する。画像構築手段234は、例えば超音波信号(ピーク部分)の時間軸方向の位置を、断層画像における深さ方向の位置に変換して断層画像を生成する。画像表示手段14は、画像構築手段234が生成した断層画像を、表示モニタなどに表示する。

20

【0032】

制御手段24は、超音波ユニット12内の各部を制御する。制御手段24は、画像生成手段23で超音波画像を生成する場合は、送信制御回路25に超音波送信トリガ信号を送る。送信制御回路25は、トリガ信号を受けると、プローブ11から超音波を送信させる。制御手段24は、超音波送信トリガ信号と同期して、AD変換手段22における反射音響信号のサンプリング開始タイミングを制御する。

【0033】

一方、制御手段24は、画像生成手段23で光音響画像を生成する場合は、レーザユニット13に対してレーザ発振トリガ信号を送る。レーザユニット13は、トリガ信号を受けてレーザ発振を行い、レーザ光を出射する。制御手段24は、レーザ発振トリガ信号と同期して、AD変換手段22における光音響信号のサンプリング開始タイミングを制御する。

30

【0034】

制御手段24は、光音響画像の生成では、レーザユニット13へのレーザ発振トリガ信号の出力に先立って、プローブ11から超音波を送信させる。プローブ11は、その超音波に対する反射音響信号を検出する。接触状態判断手段26は、プローブ11で検出された反射音響信号に基づいて、プローブ11が被検体に接触しているか否かを判断する。より詳細には、接触状態判断手段26は、画像生成手段23が生成した、反射音響信号に基づく超音波画像を用いて、プローブ11が被検体に接触しているか否かを判断する。

40

【0035】

接触状態判断手段26は、例えばプローブ11が被検体に接触していない状態で生成された超音波画像の典型的な画像を参照画像として記憶している。接触状態判断手段26は、画像生成手段23が生成した超音波画像と、記憶している参照画像とを比較し、その比較結果に基づいてプローブ11が被検体に接触しているか否かを判断する。接触状態判断手段26は、例えば画像生成手段23が生成した超音波画像と参照画像との類似度を計算する。接触状態判断手段26は、2つの超音波画像の類似度が所定のしきい値以上のときは、プローブ11が被検体に接触していないと判断する。接触状態判断手段26は、類似

50

度がしきい値よりも低ければ、プローブ 1 1 が被検体に接触していると判断する。

【 0 0 3 6 】

制御手段 2 4 は、接触状態判断手段 2 6 にてプローブ 1 1 が被検体に接触していると判断された場合は、レーザユニット 1 3 に対してレーザ発振トリガ信号を出力し、被検体にレーザ光を照射させる。一方、接触状態判断手段 2 6 にてプローブ 1 1 が被検体に接触していないと判断されたときは、レーザユニット 1 3 に対するレーザ発振トリガ信号を抑止し、プローブ 1 1 からレーザ光を照射させない。

【 0 0 3 7 】

図 2 は、プローブ 1 1 が被検体に接触していない状態で生成された超音波画像を例示する。同図において、紙面横方向は、プローブ 1 1 において超音波振動子が一次的に配列された方向に対応し、縦方向は深さ方向に対応している。プローブ 1 1 が空気中にあるときに、つまりプローブ 1 1 を被検体に接触させずに超音波の送受信を行い、受信した超音波に基づいて超音波画像を生成すると、生成された超音波画像には、図 2 に示すように、プローブ 1 1 と空気との界面の高輝度エコーと、その多重エコーとが含まれる。

10

【 0 0 3 8 】

図 3 は、プローブ 1 1 が被検体に接触した状態で生成された超音波画像を例示する。プローブ 1 1 が被検体に接触した状態で超音波の送信が行われた場合、プローブ 1 1 から送信された超音波は被検体の内部を進行し、組織界面で反射波が生じる。従って、受信超音波に基づいて超音波画像を生成すると、生成された超音波画像には、図 3 に示すように、組織の輪郭などが現れる。図 2 に示す超音波画像と図 3 に示す超音波画像とを比較すると、プローブ 1 1 が被検体に接触しているときと接触していないときとで、生成される超音波画像が大きく異なることがわかる。

20

【 0 0 3 9 】

接触状態判断手段 2 6 は、例えば、図 2 に示すような、プローブ 1 1 が被検体に接触していないときの典型的な超音波画像を参照画像として記憶している。接触状態判断手段 2 6 は、例えば参照画像と画像生成手段 2 3 が生成した超音波画像との相関を求め、その相関に基づいて両者がどれだけ類似しているかを判断する。接触状態判断手段 2 6 は、両者の類似度をしきい値処理し、類似度が高ければ生成された超音波画像はプローブ 1 1 が被検体に接触していない状態で生成された超音波画像であると判断する。つまり、生成された超音波画像が図 2 に示すような画像であれば、接触状態判断手段 2 6 は、超音波画像の生成時にプローブ 1 1 が被検体に接触していなかったと判断する。一方、生成された超音波画像が図 3 に示すような画像である場合、参照画像との類似度は低くなる。この場合、接触状態判断手段 2 6 は、超音波画像の生成時にプローブ 1 1 が被検体に接触していたと判断する。

30

【 0 0 4 0 】

上記では、接触状態判断手段 2 6 が参照画像を記憶しておき、参照画像と類似度に基づいてプローブ 1 1 が被検体に接触しているか否かを判断することとしたが、超音波画像に基づく接触状態の判断は上記したものに限定されない。例えば、接触状態判断手段 2 6 が、画像生成手段 2 3 で生成された超音波画像の特徴解析を行い、その解析結果に基づいて接触しているか否かを判断してもよい。図 2 に示したように、プローブ 1 1 が被検体に接触しない状態で生成された超音波画像では、飽和した高輝度の線が超音波振動子と平行に等間隔で並ぶ。接触状態判断手段 2 6 は、例えば生成された超音波画像において、飽和した高輝度の線が超音波振動子と平行に等間隔で並んでいるときに、プローブ 1 1 が被検体に接触していない状態で超音波画像が生成されたと判断してもよい。

40

【 0 0 4 1 】

図 4 は、超音波画像生成時の動作手順を示す。制御手段 2 4 は、被検体への光照射に先立って、超音波送信トリガ信号を送信制御回路 2 5 に出力する（ステップ A 1）。プローブ 1 1 は、被検体内へ超音波を送信する（ステップ A 2）。プローブ 1 1 は、被検体内で反射した反射音響信号を受信する（ステップ A 3）。超音波ユニット 1 2 内の画像生成手段 2 3 は、反射音響信号に基づいて超音波画像を生成する（ステップ A 4）。

50

【0042】

接触状態判断手段26は、ステップA4で生成された超音波画像に基づいて、プローブ11が被検体に接触しているか否かを判断する(ステップA5)。プローブ11が被検体に接触していないと判断されたときはステップA1に戻り、プローブ11が被検体に接触していると判断されるまで、ステップA1~A5を繰り返し実行する。

【0043】

ステップA5でプローブ11が被検体に接触していると判断されると、制御手段24は、レーザユニット13に対してレーザ発振トリガ信号を出力する(ステップA6)。レーザユニット13は、レーザ発振トリガ信号を受けた後にパルスレーザ光を出射する。レーザユニット13から出射したパルスレーザ光は、プローブ11から被検体に照射される(ステップA7)。

10

【0044】

プローブ11は、レーザ光の照射後、レーザ光の照射により生体内で発生した光音響信号を受信する(ステップA8)。超音波ユニット12内の画像生成手段は、光音響信号に基づいて光音響画像を生成する(ステップA9)。画像表示手段14は、ステップA4で生成された超音波画像と、ステップA8で生成された光音響画像とを表示画面上に表示する(ステップA10)。画像表示手段14は、ステップB10では、例えば光音響画像と超音波画像とを重畳表示する。

【0045】

図5は、光音響画像と超音波画像とを重畳した画像を例示する。同図において、横方向は超音波振動子が配列された方向に対応し、縦方向は深さ方向に対応している。画像表示手段14は、図5に示すように、例えば組織の輪郭が画像化される超音波画像(図3)に対し、例えば血管部分が画像化される光音響画像を重ねて表示する。

20

【0046】

本実施形態では、超音波画像に基づいてプローブ11が被検体に接触しているか否かを判断し、プローブ11が被検体に接触しているときにレーザユニット13に対してレーザ発振トリガ信号を出力するようにしている。このようにすることで、空間中にレーザ光が出射する事態を避けることができ、人体の目に対する安全性を向上できる。また、本実施形態では超音波画像に基づいてプローブ11が被検体に接触しているか否かを判断しているため、接触状態の判断のために、それ専用の特別のセンサなどの追加の物理的手段が不要である。また、既存のプローブを用いたときでも、被検体への接触を判断可能である。

30

【0047】

続いて本発明の第2実施形態を説明する。図6は、本発明の第2実施形態の光音響画像生成装置を示す。本実施形態の光音響画像生成装置(光音響画像診断装置)の構成は、図1に示す第1実施形態の光音響画像診断装置の構成と同様である。本実施形態では、接触状態判断手段26は、超音波画像に代えて、反射音響信号の信号波形に基づいてプローブ11が被検体に接触しているか否かを判定する。その他の点は第1実施形態と同様である。

【0048】

図7は、プローブ11が被検体に接触していない状態で超音波の送信を行ったときに検出される反射音響信号の信号波形を例示する。同図において、紙面縦方向は、サンプリング開始からの時間(被検体の深さ方向の位置)に対応し、横方向は信号レベルに対応する。プローブ11が被検体に接触していないときは、図7に示すように、信号レベルが飽和した点が周期的に複数現れるような信号波形の反射音響信号が検出される。このような信号波形の反射音響信号に基づいて超音波画像を生成すると、図2に示すような超音波画像が得られる。

40

【0049】

図8は、プローブ11が被検体に接触した状態で超音波の送受信を行ったときに検出される反射音響信号の信号波形を例示する。プローブ11が被検体に接触した状態で超音波の送信が行われた場合、プローブ11から送信された超音波は被検体の内部を進行し組織

50

界面で反射して、図 8 に示すような、飽和レベルよりも低い振幅の信号波形が観察される。このような信号波形の反射音響信号に基づいて超音波画像を生成すると、図 3 に示すような超音波画像が得られる。図 7 に示す反射音響信号の信号波形と図 8 に示す反射音響信号の信号波形とを比較すると、プローブ 1 1 が被検体に接触しているときと接触していないときとで、反射音響信号の信号波形が大きく異なることがわかる。

【 0 0 5 0 】

本実施形態では、接触状態判断手段 2 6 は、A D 変換手段 2 2 でサンプリングされた反射音響信号を入力する。接触状態判断手段 2 6 は、反射音響信号の信号波形の特徴解析を行い、A D 変換手段 2 2 でサンプリングされた反射音響信号の信号波形に、プローブ 1 1 が被検体に接触していないときに観察される反射音響信号の信号波形の特徴が表れているか否かを判断する。例えば接触状態判断手段 2 6 は、反射音響信号において振幅が飽和レベルに対応する所定のレベル以上となっている箇所がいくつあるかを調べると共に、その飽和レベルとなっている箇所の間隔を調べる。接触状態判断手段 2 6 は、例えば反射音響信号において複数の飽和レベルとなる個所が等間隔に並んでいるときは、プローブ 1 1 が被検体に接触していないと判断する。接触状態判断手段 2 6 は、逆に、飽和レベルとなる個所が等間隔に並んでいないときは、プローブ 1 1 が被検体に接触していると判断する。

10

【 0 0 5 1 】

上記では、接触状態判断手段 2 6 が反射音響信号の特徴解析を行ってプローブ 1 1 が被検体に接触しているか否かを判断することとしたが、反射音響信号の信号波形に基づく接触状態の判断は上記したものに限定されない。例えば、接触状態判断手段 2 6 は、図 7 に示すような、プローブ 1 1 が被検体に接触していないときの典型的な反射音響信号の信号波形を参照信号波形として記憶しておき、A D 変換手段 2 2 が出力する反射音響信号の信号波形と参照信号との相関を求め、その相関に基づいて両者がどれだけ類似しているかを判断してもよい。その場合、接触状態判断手段 2 6 は、両者の類似度をしきい値処理し、類似度が高ければプローブ 1 1 が被検体に接触していると判断し、類似度が低ければプローブ 1 1 が被検体に接触していると判断すればよい。

20

【 0 0 5 2 】

なお、接触状態判断手段 2 6 は、A D 変換手段 2 2 でサンプリングされた反射音響信号に代えて、画像再構成手段 2 3 1、検波手段 2 3 2、又は対数変換手段 2 3 3 の出力信号を入力してもよい。その場合でも、超音波画像生成前の反射音響信号の信号波形に基づいて、プローブ 1 1 が被検体に接触しているか否かの判断が可能である。

30

【 0 0 5 3 】

図 9 は、本実施形態における光音響画像生成時の動作手順を示す。制御手段 2 4 は、被検体への光照射に先立って、超音波送信トリガ信号を送信制御回路 2 5 に出力する（ステップ B 1）。プローブ 1 1 は、被検体内へ超音波を送信する（ステップ B 2）。プローブ 1 1 は、被検体内で反射した反射音響信号を受信する（ステップ B 3）。ここまでのステップは、図 4 におけるステップ A 1 ~ A 3 と同様でよい。

【 0 0 5 4 】

接触状態判断手段 2 6 は、ステップ B 3 で受信された反射音響信号の信号波形に基づいて、プローブ 1 1 が被検体に接触しているか否かを判断する（ステップ B 4）。接触状態判断手段 2 6 は、プローブ 1 1 が有する複数の超音波振動子で検出された反射音響信号のうち、少なくとも超音波振動子 1 c h 分の反射音響信号の信号波形に基づいて、プローブ 1 1 が被検体に接触しているか否かを判断する。ステップ B 4 でプローブ 1 1 が被検体に接触していないと判断されたときはステップ B 1 に戻り、プローブ 1 1 が被検体に接触していると判断されるまで、ステップ B 1 ~ B 4 を繰り返し実行する。ステップ B 4 でプローブ 1 1 が被検体に接触していると判断されると、画像生成手段 2 3 は、反射音響信号に基づいて超音波画像を生成する（ステップ B 5）。

40

【 0 0 5 5 】

制御手段 2 4 は、ステップ B 4 でプローブ 1 1 が被検体に接触していると判断された後に、レーザユニット 1 3 に対してレーザ発振トリガ信号を出力する（ステップ B 6）。レ

50

ーザユニット 13 は、レーザ発振トリガ信号を受けた後にパルスレーザ光を出射する。レーザユニット 13 から出射したパルスレーザ光は、プローブ 11 から被検体に照射される（ステップ B7）。プローブ 11 は、レーザ光の照射後、レーザ光の照射により生体内で発生した光音響信号を受信する（ステップ B8）。

【0056】

超音波ユニット 12 内の画像生成手段は、光音響信号に基づいて光音響画像を生成する（ステップ B9）。画像表示手段 14 は、ステップ B5 で生成された超音波画像と、ステップ B8 で生成された光音響画像とを表示画面上に表示する（ステップ B10）。画像表示手段 14 は、ステップ B10 では、例えば光音響画像と超音波画像とを重畳表示する。ステップ B6 ~ B10 は、図 4 のステップ A6 ~ A10 と同様でよい。なお、超音波画像の生成は、特にステップ B4 でプローブ 11 が被検体に接触していると判断された直後に限定されるわけではなく、反射音響信号の受信後であれば任意のタイミングでよい。

10

【0057】

本実施形態では、検出された反射音響信号から生成された超音波画像に代えて、反射音響信号の信号波形に基づいて、プローブ 11 が被検体に接触しているか否かを判断する。プローブ 11 が被検体に接触していないときには、そのときに特有の信号波形が観察されるため、画像生成前の反射音響信号の信号波形を用いたときでも、第 1 実施形態と同様に、追加の物理手段を必要とせず、プローブ 11 が被検体に接触しているか否かを判断できる。本実施形態では、超音波画像を生成せずにプローブ 11 の接触状態を判断できるため、第 1 実施形態に比して、接触状態を判断するための処理を簡素化できる。

20

【0058】

引き続き、本発明の第 3 実施形態を説明する。図 10 は、本発明の第 3 実施形態の光音響画像生成装置を示す。光音響画像診断装置 10a は、超音波探触子（プローブ）11、超音波ユニット 12a、及び光源（レーザユニット）13 を備える。超音波ユニット 12a は、受信回路 21、AD 変換手段 22、画像生成手段 23a、送信制御回路 25、接触状態判断手段 26、トリガ制御回路 27、及び制御手段 28 を有する。本実施形態の光音響画像診断装置 10a も、図 1 に示す第 1 実施形態の非光音響画像診断装置 10 と同様に、超音波画像と光音響画像との双方を生成可能である。

【0059】

プローブ 11 は、光照射部を含み、レーザユニット 13 から導光されたレーザ光を被検体に向けて照射する。また、プローブ 11 は、被検体に対する超音波の出力（送信）、及び被検体からの超音波の検出（受信）を行う。プローブ 11 は、例えば一次的に配列された複数の超音波振動子を有する。プローブ 11 には、モード切替スイッチ 15 が設けられている。プローブ 11 は、モード切替スイッチ 15 の有無を除けば、第 1 実施形態の光音響画像診断装置 10 で用いられるプローブ 11 と同じでよい。

30

【0060】

モード切替スイッチ 15 には、例えばオルタネート動作のプッシュスイッチを用いることができる。モード切替スイッチ 15 は、光音響画像の生成を含む動作モードと、光音響画像の生成を含まない動作モードとの間で動作モードを切り替えるために使用される。動作モードは、例えば超音波画像を生成するモード、光音響画像を生成するモード、及び超音波画像と光音響画像とを生成するモードを含む。医師などの操作者は、モード切替スイッチ 15 を押すことで、超音波画像、光音響画像、超音波画像及び光音響画像の双方を切り替えて表示させることができる。

40

【0061】

受信回路 21 は、プローブ 11 が有する複数の超音波振動子が検出した超音波（光音響信号又は反射音響信号）を受信する。AD 変換手段 22 は、受信回路 21 が受信した超音波信号、すなわち光音響信号及び反射音響信号をデジタル信号に変換する。AD 変換手段 22 は、例えば所定のサンプリング周期で超音波信号をサンプリングする。画像生成手段 23a は、AD 変換手段 22 でサンプリングされた超音波信号に基づいて断層画像、すなわち光音響画像と超音波画像とを生成する。

50

【0062】

画像生成手段23aは、受信メモリ235、データ分離手段236、光音響画像再構成手段237、検波・対数変換手段238、光音響画像構築手段239、超音波画像再構成手段240、検波・対数変換手段241、超音波画像構築手段242、及び画像合成手段243を含む。光音響画像再構成手段237及び超音波画像再構成手段240は、図1における画像再構成手段231に対応する。検波・対数変換手段238及び検波・対数変換手段241は、図1における検波手段232と対数変換手段233とに対応する。光音響画像構築手段239及び超音波画像構築手段242は、図1における画像構築手段234に対応する。

【0063】

受信メモリ235には、AD変換手段22でサンプリングされた超音波信号のサンプリングデータが格納される。すなわち、光音響信号のサンプリングデータである光音響データと、反射音響信号のサンプリングデータである反射超音波データとが格納される。データ分離手段236は、受信メモリ235に格納された光音響データと反射超音波データとを分離する。データ分離手段236は、光音響データを光音響画像再構成手段237に渡し、反射超音波データを超音波画像再構成手段240に渡す。

【0064】

光音響画像再構成手段237は、光音響データの再構成を行う。超音波画像再構成手段240は、反射超音波データの再構成を行う。光音響画像再構成手段237及び超音波画像再構成手段240が行う再構成は、画像再構成手段231(図1)が行う再構成と同じでよい。検波・対数変換手段238は、光音響画像再構成手段237で再構成された光音響データに対して検波を行い、対数変換を行う。検波・対数変換手段241は、超音波画像再構成手段240で再構成された反射超音波データに対して検波を行い、対数変換を施す。

【0065】

光音響画像構築手段239は、検波・対数変換が行われた光音響データに基づいて、光音響画像を生成する。超音波画像構築手段242は、検波・対数変換が行われた超音波データに基づいて、超音波画像を生成する。光音響画像構築手段239及び超音波画像構築手段242における画像生成は、画像構築手段234(図1)が行う画像生成と同じでよい。超音波画像構築手段242が生成した超音波画像は、接触状態判断手段26に与えられる。接触状態判断手段26は、超音波画像構築手段242で生成された超音波画像に基づいて、プローブ11が被検体に接触しているか否かの判断を行う。

【0066】

画像合成手段243は、光音響画像構築手段239で生成された光音響画像と、超音波画像構築手段242で生成された超音波画像とを合成する。画像合成手段243は、例えば光音響画像と超音波画像とを重畳することで画像合成を行う。その際、画像合成手段243は、光音響画像と超音波画像とで、対応点が同一の位置となるように位置合わせをすることが好ましい。合成された画像は、画像表示手段14に表示される。画像合成を行わずに、画像表示手段14に、光音響画像と超音波画像とを並べて表示し、或いは光音響画像と超音波画像とを切り替えてすることも可能である。

【0067】

次いで、レーザユニット13の構成を詳細に説明する。図11は、レーザユニット13の構成を示す。レーザユニット13は、レーザロッド51、フラッシュランプ52、ミラー53、54、Qスイッチ55、バンドパスフィルタ56を有する。レーザロッド51は、レーザ媒質である。レーザロッド51には、例えばアレキサンドライト結晶やCr:LiSAF(Cr:LiSrAlF6)、Cr:LiCAF(Cr:LiCaAlF6)結晶、Ti:Sapphire結晶を用いることができる。フラッシュランプ52は、励起光源であり、レーザロッド51に励起光を照射する。フラッシュランプ52以外の光源、例えば半導体レーザや固体レーザを、励起光源として用いてもよい。

【0068】

10

20

30

40

50

ミラー 53、54 は、レーザロッド 51 を挟んで対向しており、ミラー 53、54 により光共振器が構成される。ここでは、ミラー 54 が出力側のミラーであるとする。光共振器内には、Q スイッチ 55 が挿入される。Q スイッチ 55 により、光共振器内の挿入損失を損失大（低 Q）から損失小（高 Q）へと急速に変化させることで、パルスレーザ光を得ることができる。バンドパスフィルタ（BPF：Band Pass Filter）56 は、レーザユニット 13 から出射すべきパルスレーザ光の波長に対応した光を選択的に透過させる。バンドパスフィルタ 56 に代えて、所定の波長の光を透過する BRF など、他の素子を用いてもよい。あるいは、バンドパスフィルタ 56 は省略してもよい。

【0069】

図 10 に戻り、トリガ制御回路 27 は、モード切替スイッチ 15 の操作状態に応じた動作モードの切り替えや、レーザユニット 13 に対するトリガ、送信制御回路 25 に対するトリガ、AD 変換手段 22 に対するトリガなどを行う。制御手段 28 は、超音波ユニット 12a 内の各部に接続されており、各部の制御を行う。トリガ制御回路 27 及び制御手段 28 は、図 1 における制御手段 24 に対応する。

【0070】

トリガ制御回路 27 は、モード切替スイッチ 15 からの信号に基づいて、動作モードの切り替えを行う。トリガ制御回路 27 は、例えばモード切替スイッチ 15 が操作されるたびに動作モードを切り替える。トリガ制御回路 27 は、例えば、初期状態、つまりモード切替スイッチ 15 が一度も押されていない状態では、動作モードを光音響画像の生成を含まない動作モード、例えば超音波画像のみを生成する動作モードに設定する。トリガ制御回路 27 は、動作モードが超音波画像生成モードのときにモード切替スイッチ 15 が押されると、動作モードを光音響画像生成モードに切り替える。トリガ制御回路 27 は、更にモード切替スイッチ 15 が押されると、動作モードを光音響画像生成モードから超音波画像と光音響画像との双方を生成するモードに切り替える。双方の画像を生成するモードでモード切替スイッチ 15 が押されたときは、動作モードを、超音波画像を生成するモードに戻す。以降、トリガ制御回路 27 は、モード切替スイッチ 15 が押されるたびに、動作モードを、超音波画像、光音響画像、超音波画像と光音響画像の双方を生成するモードの順に切り替えていく。

【0071】

また、トリガ制御回路 27 は、被検体に対する超音波送信に際して、送信制御回路 25 に超音波送信トリガ信号を送る。送信制御回路 25 は、トリガ信号を受けると、プローブ 11 から超音波を送信させる。トリガ制御回路 27 は、超音波送信トリガ信号と同期して AD 変換手段 22 に AD トリガ信号（サンプリングトリガ信号）を送る。AD 変換手段 22 は、AD トリガ信号を受けると、反射音響信号のサンプリングを開始する。

【0072】

トリガ制御回路 27 は、動作モードが光音響画像の生成を含むモードであるとき、レーザユニット 13 に、フラッシュランプ 52（図 11）からレーザロッド 51 へ励起光を照射させる旨のフラッシュランプトリガ信号（励起トリガ信号）を出力する。トリガ制御回路 27 は、例えば所定の時間間隔でフラッシュランプトリガ信号を出力する。フラッシュランプ 52 は、フラッシュランプトリガ信号に应答してレーザロッド 51 に励起光を照射する。

【0073】

トリガ制御回路 27 は、励起光の照射後、接触状態判断手段 26 がプローブ 11 が被検体に接触していると判断していれば、レーザユニット 13 の Q スイッチ 55 に Q スイッチトリガ信号を出力する。Q スイッチ 55 が、Q スイッチトリガ信号に应答して光共振器内の挿入損失を損失大から損失小に急激に変化させることで、出力側のミラー 54 からパルスレーザ光が出射する。トリガ制御回路 27 は、Q スイッチトリガ信号と同期して AD 変換手段 22 に AD トリガ信号を送る。AD 変換手段 22 は、AD トリガ信号を受けると、光音響信号のサンプリングを開始する。

【0074】

10

20

30

40

50

一方、トリガ制御回路27は、フラッシュランプトリガ信号の出力後、接触状態判断手段26がプローブ11が被検体に接触していないと判断しているときは、Qスイッチトリガ信号を出力しない。この場合、レーザロッド51に対する励起は行われるものの、Qスイッチがオンしないため、パルスレーザ光は出射しない。なお、フラッシュランプトリガ信号及びQスイッチトリガ信号は、第1実施形態におけるレーザ発振トリガ信号に相当する。

【0075】

本実施形態では、レーザユニット13が光共振器内にQスイッチ55を有している。レーザをQスイッチ動作とすることで、レーザユニット13が出射するレーザ光を短パルス化することができる。また、本実施形態では、トリガ制御回路27は、プローブ11が被検体に接触している場合、接触していても、接触していなくても、フラッシュランプトリガ信号を出力し、接触状態判断手段26がプローブ11が被検体に接触していると判断すれば、Qスイッチトリガ信号を出力する。プローブ11が被検体に接触していないときは、フラッシュランプトリガ信号に応答してフラッシュランプ52がレーザロッド51に励起光を照射するものの、Qスイッチトリガ信号が出力されないために、レーザ光は出力されない。動作モードが光音響信号の生成を含み、かつ、プローブ11が被検体に接触しているときは、トリガ制御回路27がQスイッチトリガ信号を出力することで、レーザユニット13からレーザ光が出力される。

【0076】

ここで、フラッシュランプ52がオンになった直後はレーザの出力が安定しないことがある。このため、フラッシュランプ52は、定期的に発光し続けた方がよいと考えられる。本実施形態では、レーザ光の出力の制御はQスイッチ55で行っており、Qスイッチ55をオンにしなければレーザ光が出力されないため、レーザロッド51の励起は行いながらも、レーザ光出射を抑制できる。このため、レーザ光出射の有無とは無関係に、フラッシュランプ52を一定間隔で発光させることができる。Qスイッチ55を用いることで短パルス化が可能なことと併せて、レーザ出力を安定化させる効果があり、メリットが大きい。更には、フラッシュランプ52を例えば一定間隔で発光させ続けた場合、光共振器内の温度をほぼ一定に保つことができる効果も期待でき、熱レンズ効果に起因する光共振器条件の変動を避けることができる。その他の効果は第1実施形態と同様である。

【0077】

次いで、本発明の第4実施形態を説明する。図12は、本発明の第4実施形態の光音響画像生成装置を示す。本実施形態の光音響画像診断装置10bは、図10に示す第3実施形態の光音響画像診断装置10aとは、超音波ユニット12b内の画像生成手段23bが、2波長データ複素数化手段244、強度情報抽出手段245、及び2波長データ演算手段246を更に有する点で相違する。本実施形態では、レーザユニット13bから、相互に異なる複数の波長のレーザ光を被検体に照射する。画像生成手段23bは、被検体内の光吸収体における光吸収特性の波長依存性を利用して、例えば動脈と静脈とが判別可能な光音響画像を生成する。

【0078】

本実施形態におけるレーザユニット13bは、相互に異なる複数の波長のパルスレーザ光を切り替えて出射する。レーザユニット13bから出射したパルスレーザ光は、例えば光ファイバなどの導光手段を用いてプローブ11まで導光され、プローブ11から被検体に向けて照射される。以下の説明においては、主に、レーザユニット13bが、第1の波長のパルスレーザ光と第2の波長のパルスレーザ光とを順次に出射するものとして説明する。

【0079】

例えば、第1の波長(中心波長)として約750nmを考え、第2の波長として約800nmを考える。ヒトの動脈に多く含まれる酸素化ヘモグロビン(酸素と結合したヘモグロビン:oxy-Hb)の波長750nmにおける分子吸収係数は、波長800nmにおける分子吸収係数よりも高い。一方、静脈に多く含まれる脱酸素化ヘモグロビン(酸素と結合して

10

20

30

40

50

いないヘモグロビン(deoxy-Hb)の波長750nmにおける分子吸収係数は、波長800nmにおける分子吸収係数よりも低い。この性質を利用し、波長800nmで得られた光音響信号に対して、波長750nmで得られた光音響信号が相対的に大きいのか小さいのかを調べることで、動脈からの光音響信号と静脈からの光音響信号とを判別することができる。

【0080】

プローブ11は、被検体内からの超音波信号(光音響信号又は反射音響信号)を検出する。受信回路21は、プローブ11が検出した超音波信号を受信する。AD変換手段22は、受信回路21が受信した超音波信号をサンプリングする。AD変換手段22は、例えばADクロック信号に同期して、所定のサンプリング周期で超音波信号のサンプリングを行う。AD変換手段22は、反射音響信号をサンプリングした反射超音波データと、光音響信号をサンプリングした光音響データとを、受信メモリ235に格納する。

10

【0081】

AD変換手段22は、光音響信号については、レーザユニット13bから出射されるパルスレーザ光の各波長に対応した光音響信号のサンプリングデータを受信メモリ235に格納する。つまり、AD変換手段22は、被検体に第1の波長のパルスレーザ光が照射されたときにプローブ11で検出された光音響信号をサンプリングした第1の光音響データと、第2の波長のパルスレーザ光が照射されたときにプローブ11で検出された光音響信号をサンプリングした第2の光音響データとを、受信メモリ235に格納する。

20

【0082】

データ分離手段236は、受信メモリ235に格納された超音波データと、第1及び第2の光音響データとを分離する。データ分離手段236は、反射超音波データを、超音波画像再構成手段240に渡す。また、第1及び第2の光音響データを、2波長データ複素数化手段244に渡す。反射超音波データがデータ分離手段236から超音波画像再構成手段240に送られて超音波画像が生成される点、及び、接触状態判断手段26が、生成された超音波画像に基づいてプローブ11の接触状態を判断する点は、第3実施形態と同様である。

【0083】

2波長データ複素数化手段244は、第1の光音響データと第2の光音響データのうちの何れか一方を実部、他方を虚部とした複素数データを生成する。以下では、2波長データ複素数化手段244が、第1の光音響データを実部とし、第2の光音響データを虚部とした複素数データを生成するものとして説明する。

30

【0084】

光音響画像再構成手段237は、2波長データ複素数化手段244から光音響データである複素数データを入力し、光音響データの再構成を行う。光音響画像再構成手段237は、入力された複素数データから、フーリエ変換法(FTA法)により画像再構成を行う。フーリエ変換法による画像再構成には、例えば文献"Photoacoustic Image Reconstruction-A Quantitative Analysis" Jonathan I. Sperl et al. SPIE-OSA Vol. 6631 663103等に記載されている従来公知の方法を適用することができる。光音響画像再構成手段237は、再構成画像を示すフーリエ変換のデータを強度情報抽出手段245と2波長データ演算手段246とに入力する。

40

【0085】

2波長データ演算手段246は、各波長に対応した光音響データ間の相対的な信号強度の大小関係を抽出する。本実施形態では、2波長データ演算手段246は、光音響画像再構成手段237で再構成された再構成画像を入力データとし、複素数データである入力データから、実部と虚部とを比較したときに、相対的に、どちらがどれくらい大きいかを示す位相情報を抽出する。2波長データ演算手段246は、例えば複素数データが $X + iY$ で表わされるとき、 $\theta = \tan^{-1}(Y/X)$ を位相情報として生成する。なお、 $X = 0$ の場合は $\theta = 90^\circ$ とする。実部を構成する第1の光音響データ(X)と虚部を構成する第2の光音響データ(Y)とが等しいとき、位相情報は $\theta = 45^\circ$ となる。位相情報は、

50

相対的に第 1 の光音響データが大きいほど $\theta = 0^\circ$ に近づいていき、第 2 の光音響データが大きいほど $\theta = 90^\circ$ に近づいていく。

【0086】

強度情報抽出手段 245 は、各波長に対応した光音響データに基づいて信号強度を示す強度情報を生成する。本実施形態では、強度情報抽出手段 245 は、光音響画像再構成手段 237 で再構成された再構成画像を入力データとし、複素数データである入力データから、強度情報を生成する。強度情報抽出手段 245 は、例えば複素数データが $X + iY$ で表わされるとき、 $(X^2 + Y^2)^{1/2}$ を、強度情報として抽出する。検波・対数変換手段 238 は、強度情報抽出手段 245 で抽出された強度情報を示すデータの包絡線を生成し、次いでその包絡線を対数変換してダイナミックレンジを広げる。

10

【0087】

光音響画像構築手段 239 は、2 波長データ演算手段 246 から位相情報を入力し、検波・対数変換手段 238 から検波・対数変換処理後の強度情報を入力する。光音響画像構築手段 239 は、入力された位相情報と強度情報とに基づいて、光吸収体の分布画像である光音響画像を生成する。光音響画像構築手段 239 は、例えば入力された強度情報に基づいて、光吸収体の分布画像における各画素の輝度（階調値）を決定する。また、光音響画像構築手段 239 は、例えば位相情報に基づいて、光吸収体の分布画像における各画素の色（表示色）を決定する。光音響画像構築手段 239 は、例えば例えば位相 0° から 90° の範囲を所定の色に対応させたカラーマップに用いて、入力された位相情報に基づいて各画素の色を決定する。

20

【0088】

ここで、位相 0° から 45° の範囲は、第 1 の光音響データが第 2 の光音響データよりも大きい範囲であるため、光音響信号の発生源は、波長 798 nm に対する吸収よりも波長 756 nm に対する吸収の方が大きい酸素化ヘモグロビンを主に含む血液が流れている動脈であると考えられる。一方、位相 45° から 90° の範囲は、第 2 の光音響データが第 1 の光音響データよりも小さい範囲であるため、光音響信号の発生源は、波長 798 nm に対する吸収よりも波長 756 nm に対する吸収の方が小さい脱酸素化ヘモグロビンを主に含む血液が流れている静脈であると考えられる。

【0089】

そこで、カラーマップとして、例えば位相が 0° が赤色で、位相が 45° に近づくに連れて無色（白色）になるように色が徐々に変化すると共に、位相 90° が青色で、位相が 45° に近づくに連れて白色になるように色が徐々に変化するようなカラーマップを用いる。この場合、光音響画像上で、動脈に対応した部分を赤色で表わし、静脈に対応した部分を青色で表わすことができる。強度情報を用いずに、階調値は一定として、位相情報に従って動脈に対応した部分と静脈に対応した部分との色分けを行うだけでもよい。

30

【0090】

画像合成手段 243 は、光音響画像構築手段 239 で生成された光音響画像と、超音波画像構築手段 242 で生成された超音波画像とを合成する。合成された画像は、画像表示手段 14 に表示される。画像合成を行わずに、画像表示手段 14 に、光音響画像と超音波画像とを並べて表示し、或いは光音響画像と超音波画像とを切り替えてすることも可能である。

40

【0091】

続いて、レーザユニット 13b の構成を詳細に説明する。図 13 は、レーザユニット 13b の構成を示す。レーザユニット 13b は、レーザロッド 51、フラッシュランプ 52、ミラー 53、54、Q スイッチ 55、駆動手段 57、駆動状態検出手段 58、BPF 制御回路 59、及び波長選択素子 60 を有する。レーザロッド 51、フラッシュランプ 52、ミラー 53、54、及び Q スイッチ 55 は、図 11 に示した、第 3 実施形態におけるレーザユニット 13 におけるそれらと同じでよい。

【0092】

波長選択素子 60 は、透過波長が相互に異なる複数のバンドパスフィルタ（BPF：Ba

50

nd Pass Filter) を含む。波長選択素子 60 は、複数のバンドパスフィルタを光共振器の光路上に選択的に挿入する。波長選択素子 60 は、例えば波長 750 nm (中心波長) の光を透過させる第 1 のバンドパスフィルタと、波長 800 nm (中心波長) の光を透過させる第 2 のバンドパスフィルタとを含む。光共振器の光路上に第 1 のバンドパスフィルタを挿入することで、光発振器の発振波長を 750 nm とすることができ、光共振器の光路上に第 2 のバンドパスフィルタを挿入することで、光発振器の発振波長を 800 nm とすることができる。

【0093】

駆動手段 57 は、光共振器の光路上に挿入されるバンドパスフィルタが所定の順序で順次に切り替わるように波長選択素子 60 を駆動する。駆動手段 57 には、例えばサーボモータを用いることができる。例えば波長選択素子 60 が、回転変位に伴って光共振器の光路上に選択的に挿入するバンドパスフィルタを切り替えるフィルタ回転体で構成されているとき、駆動手段 57 は、モータ出力軸の回転によりフィルタ回転体を回転駆動する。例えば、フィルタ回転体の半分 (例えば回転変位位置 0° から 180°) を波長 750 nm の光を透過させる第 1 のバンドパスフィルタとし、残りの半分 (例えば回転変位位置 180° から 360°) を波長 800 nm の光を透過させる第 2 のバンドパスフィルタとする。このようなフィルタ回転体を回転させることで、光共振器の光路上に、第 1 のバンドパスフィルタと第 2 のバンドパスフィルタとを、フィルタ回転体の回転速度に応じた切り替え速度で交互に挿入することができる。

【0094】

駆動状態検出手段 58 は、波長選択素子 60 の駆動状態を検出する。駆動状態検出手段 58 は、例えばフィルタ回転体である波長選択素子 60 の回転変位を検出する。駆動状態検出手段 58 は、例えばロータリーエンコーダを含む。ロータリーエンコーダは、サーボモータの出力軸に取り付けられたスリット入りの回転板と透過型フォトインタラプタとで、波長選択素子 60 であるフィルタ回転体の回転変位を検出し、BPF 状態情報を生成する。駆動状態検出手段 58 は、フィルタ回転体の回転変位位置を示す BPF 状態情報を BPF 制御回路 59 に出力する。

【0095】

BPF 制御回路 59 は、所定時間の間に駆動状態検出手段 58 が検出した回転変位の量が、フィルタ回転体の所定の回転速度に応じた量になるように駆動手段 57 に供給する電圧などを制御する。トリガ制御回路 27 は、BPF 制御信号を通じて、BPF 制御回路 59 に、フィルタ回転体の回転速度を指示する。BPF 制御回路 59 は、例えば BPF 状態情報をモニタし、所定時間の間にロータリーエンコーダで検出されるサーボモータの回転軸の回転変位量が、指示された回転速度に対応した量に保たれるように、サーボモータに供給する電圧などを制御する。BPF 制御回路 59 を用いるのに代えて、トリガ制御回路 27 が BPF 状態情報をモニタし、波長選択素子 60 が所定の速度で駆動されるように、駆動手段 57 を制御するようにしてもよい。

【0096】

図 12 に戻り、制御手段 28 は、超音波ユニット 12b 内の各部の制御を行う。トリガ制御回路 27 は、レーザユニット 13b 内の波長選択素子 60 が光共振器の光路上に挿入するバンドパスフィルタが所定の切替え速度で切り替わるように、BPF 制御回路 59 を制御する。トリガ制御回路 27 は、例えば、波長選択素子 60 を構成するフィルタ回転体を、所定の方向に所定の回転速度で連続的に回転させる旨の BPF 制御信号を、BPF 制御回路 59 に出力する。フィルタ回転体の回転速度は、例えばレーザユニット 13b から出射すべきパルスレーザ光の波長の数 (バンドパスフィルタの透過波長の数) と、単位時間当たりのパルスレーザの個数とに基づいて決定できる。

【0097】

トリガ制御回路 27 は、上記に加えて、モード切替スイッチ 15 の操作状態に応じた動作モードの切り替えや、レーザユニット 13b に対するトリガ、送信制御回路 25 に対するトリガ、AD 変換手段 22 に対するトリガなどを行う。動作モード切り換えの動作、送

10

20

30

40

50

信制御回路 25 に対するトリガ、及び A D 変換手段 22 に対するトリガについては、第 3 実施形態におけるトリガ制御回路 27 の動作と同じでよい。

【0098】

トリガ制御回路 27 は、動作モードが光音響画像の生成を含むモードであるとき、レーザユニット 13b に、フラッシュランプ 52 (図 13) からレーザロッド 51 へ励起光を照射させる旨のフラッシュランプトリガ信号 (励起トリガ信号) を出力する。フラッシュランプ 52 は、フラッシュランプトリガ信号にตอบสนองしてレーザロッド 51 に励起光を照射する。トリガ制御回路 27 は、BPF 状態信号に基づいて、フラッシュランプトリガ信号を出力する。例えばトリガ制御回路 27 は、BPF 状態情報が、出射すべきパルスレーザ光の波長に対応したバンドパスフィルタが光共振器の光路上に挿入される波長選択素子 60 の駆動位置から、レーザロッド 51 の励起に要する時間の間に波長選択素子 60 が変位する量を差し引いた位置を示す情報になるとフラッシュランプトリガ信号を出力し、レーザロッド 51 に対して励起光を照射させる。トリガ制御回路 27 は、例えば所定の時間間隔で周期的にフラッシュランプトリガ信号を出力する。

10

【0099】

トリガ制御回路 2 は、フラッシュランプトリガ信号の出力後、接触状態判断手段 26 がプローブ 11 が被検体に接触していると判断していれば、レーザユニット 13b の Q スイッチ 55 に Q スイッチトリガ信号を出力する。トリガ制御回路 27 は、波長選択素子 60 が、出射すべきパルスレーザ光の波長に対応した透過波長のバンドパスフィルタを光共振器の光路上に挿入しているタイミングで Q スイッチトリガ信号を出力する。例えば波長選択素子 60 がフィルタ回転体で構成されるとき、トリガ制御回路 27 は、BPF 状態情報が、出射すべきパルスレーザ光の波長に対応したバンドパスフィルタが光共振器の光路上に挿入されていることを示す位置となっているときに、Q スイッチトリガ信号を出力する。Q スイッチ 55 が、Q スイッチトリガ信号にตอบสนองして光共振器内の挿入損失を損失大から損失小に急激に変化させることで、出力側のミラー 54 からパルスレーザ光が出射する。トリガ制御回路 27 は、Q スイッチトリガ信号と同期して A D 変換手段 22 に A D トリガ信号を送る。A D 変換手段 22 は、A D トリガ信号を受けると、光音響信号のサンプリングを開始する。

20

【0100】

一方、トリガ制御回路 27 は、フラッシュランプトリガ信号の出力後、接触状態判断手段 26 がプローブ 11 が被検体に接触していないと判断しているときは、Q スイッチトリガ信号を出力しない。この場合、レーザロッド 51 に対する励起は行われるものの、Q スイッチがオンしないため、パルスレーザ光は出射しない。

30

【0101】

本実施形態では、レーザユニット 13b が波長選択素子 60 を含んでおり、レーザユニット 13b から、相互に異なる複数の波長のレーザ光を被検体に照射することができる。例えば、透過波長が異なる 2 つのバンドパスフィルタを含む波長選択素子 60 を連続的に駆動することで、2 つのバンドパスフィルタを連続的、かつ選択的に光共振器の光路上に挿入することができ、レーザユニット 13b から複数波長のレーザ光を連続的に切り換えて出射することができる。複数の波長のパルスレーザ光を照射したときの光音響信号 (光音響データ) を用いることで、各光吸収体の光吸収特性が波長に応じて異なることを利用した機能イメージングを行うことができる。

40

【0102】

本実施形態では、2 つの波長で得られた第 1 の光音響データと、第 2 の光音響データとの何れか一方を実部、他方を虚部とした複素数データを生成し、その複素数データからフーリエ変換法により再構成画像を生成している。このようにする場合、再構成は一度で済むため、第 1 の光音響データと第 2 の光音響データとを別々に再構成する場合に比して、再構成を効率的に行うことができる。

【0103】

本実施形態においても、第 3 実施形態と同様に、トリガ制御回路 27 は、プローブ 11

50

が被検体に接触していても、接触していなくても、フラッシュランプトリガ信号を出力し、接触状態判断手段26がプローブ11が被検体に接触していると判断すれば、Qスイッチトリガ信号を出力する。このようにすることで、第3実施形態において説明したものと同等な効果が得られる。ここで、プローブ11が被検体に接触していないときはレーザ光が出射しないため、本実施形態において、プローブ11が被検体に接触していないときはフラッシュランプトリガ信号を出力しない構成とすることも可能である。しかしながら、フラッシュランプ52を定期的に発光し続けることは、レーザ出力の安定性などの面で有利であると考えられ、上記構成とすることが好ましいと考えられる。接触状態判断手段26がプローブ11が被検体に接触していないと判断しているときは、レーザ光は出力されないため、波長選択素子60の駆動を停止するようにしてもよい。この場合、波長選択素子60を駆動し続ける場合に比べて、消費電力を抑えることができる。

10

【0104】

なお、上記各実施形態では光音響画像と超音波画像とを重畳して表示する例について説明したが、光音響画像診断装置は、超音波画像のみを表示するモード、又は光音響画像のみを表示するモードで動作することも可能である。超音波画像のみを表示するモードでは、光音響画像の生成は行わずに、例えば図4のステップA1～A4に相当するステップを実行して超音波画像を生成し、画像表示手段14に超音波画像を表示すればよい。光音響画像のみを生成するモードでは、例えば図4のステップA10において、ステップA4で生成した超音波画像を表示画面上に表示せずに、ステップA9で生成された光音響画像を表示画面上に表示すればよい。

20

【0105】

特に、表示画面上に超音波画像を表示しない場合、超音波画像は接触状態の判断に使用されるだけであるため、光音響画像の画像化範囲と同じ範囲で超音波画像の生成を行う必要はない。例えば第1実施形態において、図4のステップA2で、プローブ11の全ての超音波振動子から超音波の送信を行わずに、光音響画像で画像化する範囲のうちの一部に対応する超音波振動子から超音波の送信を行い、ステップA3で、その一部に対応する超音波振動子で反射音響信号を検出してもよい。その場合、接触状態判断手段26は、ステップA4において反射音響信号が得られた部分の超音波画像を生成し（超音波の部分画像の生成）、その部分画像に基づいてプローブ11が被検体に接触しているか否かを判断してもよい。

30

【0106】

具体的に、超音波振動子が全部で192ch分あったとき、そのうちの中央の64chにおいて超音波の送受信を行って中央の部分について超音波画像を生成し、その中央の部分の超音波画像に基づいてプローブ11が被検体に接触しているか否かを判断してもよい。第2実施形態においても同様に、図9のステップB3でプローブ11の全ての超音波振動子から超音波の送信を行わずに、光音響画像で画像化する範囲のうちの一部に対応する超音波振動子から超音波の送信を行ってもよい。その場合、ステップB4では、超音波の送受信を行った範囲のうち少なくとも1ch分の超音波信号波形に基づいて、プローブ11が被検体に接触しているか否かを判断すればよい。

40

【0107】

また、光音響画像を画像化する範囲を複数のブロックに分けたとき、接触状態判断手段26が、複数のブロックのそれぞれについて、各ブロック内の少なくとも一部に対応する超音波振動子で検出された反射音響信号に基づいて、プローブ11が被検体に接触しているか否かを判断することも可能である。例えば、192ch分の超音波振動子の範囲が光音響画像を生成する範囲に相当するとき、その192ch分の超音波振動子を64ch分ずつ、左側、中央、及び右側の3つのブロックに分割する。例えば画像生成手段23にて、左側のブロックに対応する64ch分の超音波振動子で検出された反射音響信号に基づいて左側ブロックの超音波画像（部分画像）を生成し、その部分画像に基づいて左側ブロックが被検体に接触しているか否かを判断してもよい。中央のブロックと右側のブロックも同様に、各ブロックに対応した超音波の部分画像を生成し、各ブロックにおいてプロー

50

ブ 1 1 が被検体に接触しているか否かを判断してもよい。超音波画像に代えて反射音響信号の信号波形に基づいて接触状態を判断する場合も、同様に、ブロックごとにプローブ 1 1 が被検体に接触しているか否かを判断することができる。

【 0 1 0 8 】

例えばプローブ 1 1 がレーザ光を照射する範囲がブロック単位で切替え可能である場合には、少なくともレーザ光を照射しようとしているブロックにおいて超音波の送受信を行い、接触状態判断手段 2 6 が、そのブロックにおいてプローブ 1 1 が被検体に接触しているか否かを判断してもよい。その場合、制御手段 2 4 は、接触状態判断手段 2 6 にて、プローブ 1 1 からレーザ光を照射すべきブロックにおいてプローブ 1 1 が被検体に接触していると判断されたときに、プローブ 1 1 からそのブロックに対してレーザ光を照射させればよい。

10

【 0 1 0 9 】

具体的に、プローブ 1 1 が左側、中央、及び右側の 3 つのブロックに対してレーザ光を切り替えて照射可能であるとする。プローブ 1 1 から、中央のブロックに対してレーザ光を照射しようとしているときは、少なくとも中央のブロックにおいて超音波の送受信を行い、接触状態判断手段 2 6 が、中央のブロックにおいてプローブ 1 1 が被検体に接触しているか否かを判断すればよい。制御手段 2 4 は、中央のブロックにおいてプローブ 1 1 が被検体に接触していると判断されたときは、レーザ発振トリガ信号を出力し、プローブ 1 1 から中央のブロックに対してレーザ光を照射させればよい。

【 0 1 1 0 】

上記各実施形態では、プローブ 1 1 が被検体に接触している否かを判断するために超音波の送受信を行い、その送受信で得られた反射音響画像に基づく超音波画像を表示画面上に表示しているが、これには限定されない。プローブ 1 1 が被検体に接触している否かを判断するための超音波の送受信とは別に超音波の送受信を行い、別の超音波の送受信で得られた反射音響信号に基づいて別途超音波画像を生成してもよい。例えば図 4 のステップ A 9 で光音響画像を生成した後にプローブ 1 1 から超音波の送信を行い、プローブ 1 1 で反射音響信号を検出し、画像生成手段 2 3 で反射音響信号に基づいて超音波画像を別途生成してもよい。その場合、ステップ A 1 0 では、ステップ A 4 で生成した超音波画像に代えて、光音響画像の生成の後に別途生成された超音波画像を表示すればよい。

20

【 0 1 1 1 】

接触状態判断手段 2 6 は、被検体の深さ方向の所定の範囲における反射音響信号に基づいて、プローブ 1 1 が被検体に接触しているか否かを判断してもよい。例えば第 1 実施形態では、画像生成手段 2 3 が被検体の表面から 5 mm ~ 1 0 mm までの範囲で超音波画像を生成し、接触状態判断手段 2 6 が、その範囲の超音波画像に基づいてプローブ 1 1 の接触状態を判断してもよい。また、第 2 実施形態では、A D 変換手段 2 2 において、表面から 5 mm ~ 1 0 mm の深さまでに対応する時間領域について反射音響信号のサンプリングを行い、接触状態判断手段 2 6 がサンプリングされた反射音響信号の信号波形に基づいてプローブ 1 1 の接触状態を判断してもよい。

30

【 0 1 1 2 】

第 4 実施形態では、第 1 の光音響データと第 2 の光音響データとを複素数化する例について説明したが、複素数化せずに、第 1 の光音響データと第 2 の光音響データとを別々に再構成してもよい。また、再構成の手法は、フーリエ変換法には限定されない。さらに、第 4 実施形態においては、複素数化して位相情報を用いて第 1 の光音響データと第 2 の光音響データの比を計算しているが、両者の強度情報から比を計算しても同様の効果が得られる。また、強度情報は、第 1 の再構成画像における信号強度と、第 2 の再構成画像における信号強度とに基づいて生成できる。

40

【 0 1 1 3 】

光音響画像の生成に際して、被検体に照射されるパルスレーザ光の波長の数は 2 つには限られず、3 以上のパルスレーザ光を被検体に照射し、各波長に対応する光音響データに基づいて光音響画像を生成してもよい。その場合、例えば 2 波長データ演算手段 2 4 6 は

50

、各波長に対応する光音響データ間での相対的な信号強度の大小関係を位相情報として生成すればよい。また、強度情報抽出手段245は、例えば各波長に対応する光音響データにおける信号強度を1つにまとめたものを強度情報として生成すればよい。

【0114】

第4実施形態では、主に、波長選択素子60が、2つのバンドパスフィルタ領域を含むフィルタ回転体で構成される例を説明したが、波長選択素子60は、光共振器内で発振する光の波長を変化させるものであればよく、フィルタ回転体の構成には限定されない。例えば、波長選択素子60を、複数のバンドパスフィルタを円周状に配置した回転体で構成してもよい。波長選択素子60は回転体である必要はなく、例えば、複数のバンドパスフィルタを一行に並べたものでもよい。その場合、複数のバンドパスフィルタが循環的に光共振器の光路上に挿入されるよう波長選択素子60を駆動してもよいし、一行に並べられた複数のバンドパスフィルタが光共振器の光路上を横切るように波長選択素子60を往復駆動させてもよい。バンドパスフィルタに代えて、複屈折フィルタなどの波長選択素子を用いることも可能である。

10

【0115】

以上、本発明をその好適な実施形態に基づいて説明したが、本発明の光音響画像生成装置及び方法は、上記実施形態にのみ限定されるものではなく、上記実施形態の構成から種々の修正及び変更を施したのも、本発明の範囲に含まれる。

【符号の説明】

【0116】

10：光音響画像生成装置（光音響画像診断装置）

11：プローブ

12：超音波ユニット

13：レーザユニット

14：画像表示手段

15：モード切替スイッチ

21：受信回路

22：A/D変換手段

23：画像生成手段

24：制御手段

25：送信制御回路

26：接触状態判断手段

27：トリガ制御回路

28：制御手段

51：レーザロッド

52：フラッシュランプ

53、54：ミラー

55：Qスイッチ

56：バンドパスフィルタ

57：駆動手段

58：駆動状態検出手段

59：BPF制御回路

60：波長選択素子

231：画像再構成手段

232：検波手段

233：対数変換手段

234：画像構築手段

235：受信メモリ

236：データ分離手段

237：光音響画像再構成手段

20

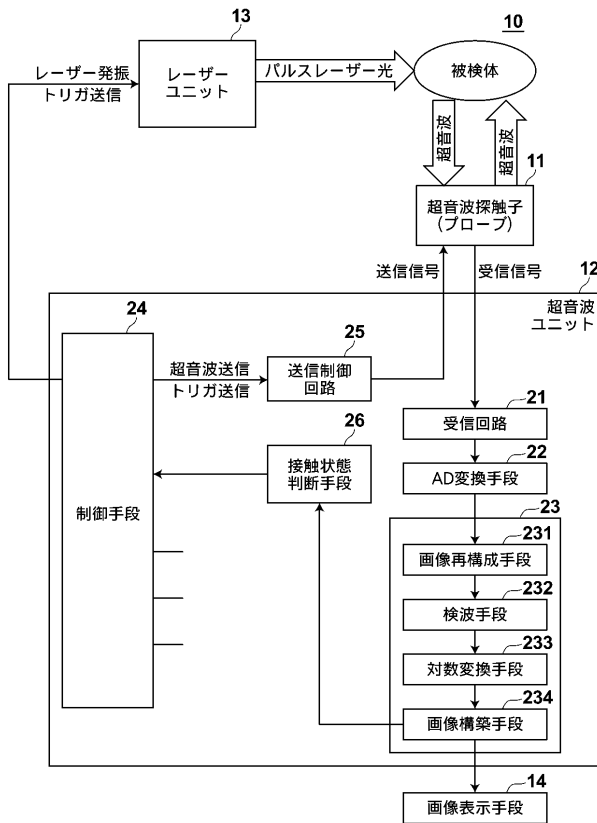
30

40

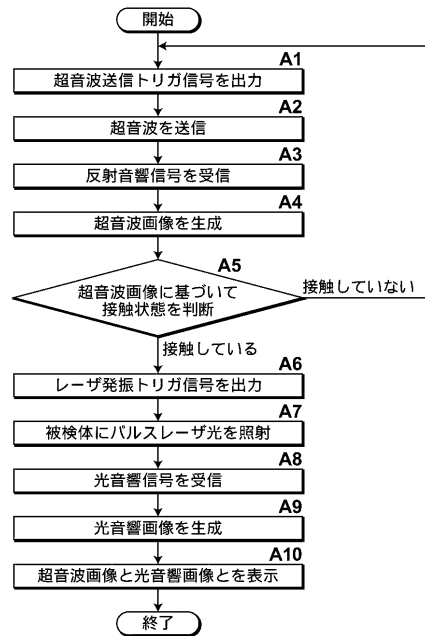
50

- 2 3 8 : 検波・対数変換手段
- 2 3 9 : 光音響画像構築手段
- 2 4 0 : 超音波画像再構成手段
- 2 4 1 : 検波・対数変換手段
- 2 4 2 : 超音波画像構築手段
- 2 4 3 : 画像合成手段
- 2 4 4 : 2 波長データ複素数化手段
- 2 4 5 : 強度情報抽出手段
- 2 4 6 : 2 波長データ演算手段

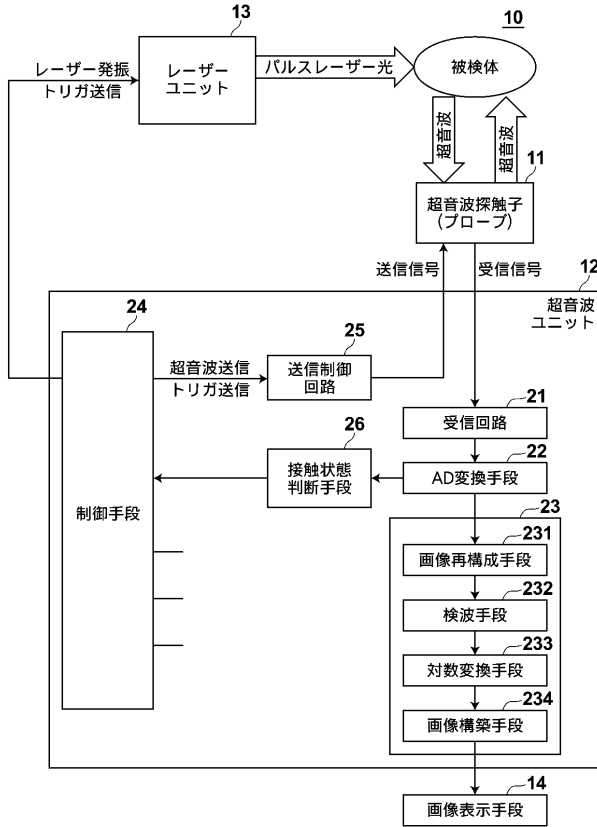
【 図 1 】



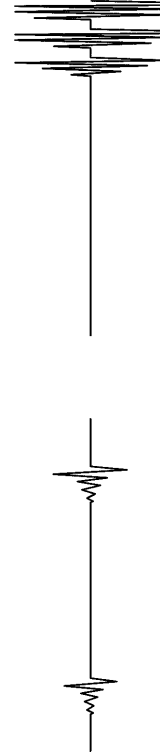
【 図 4 】



【図6】

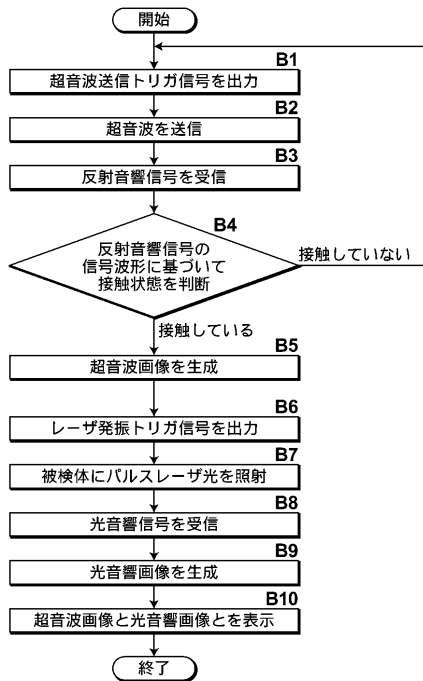


【図7】

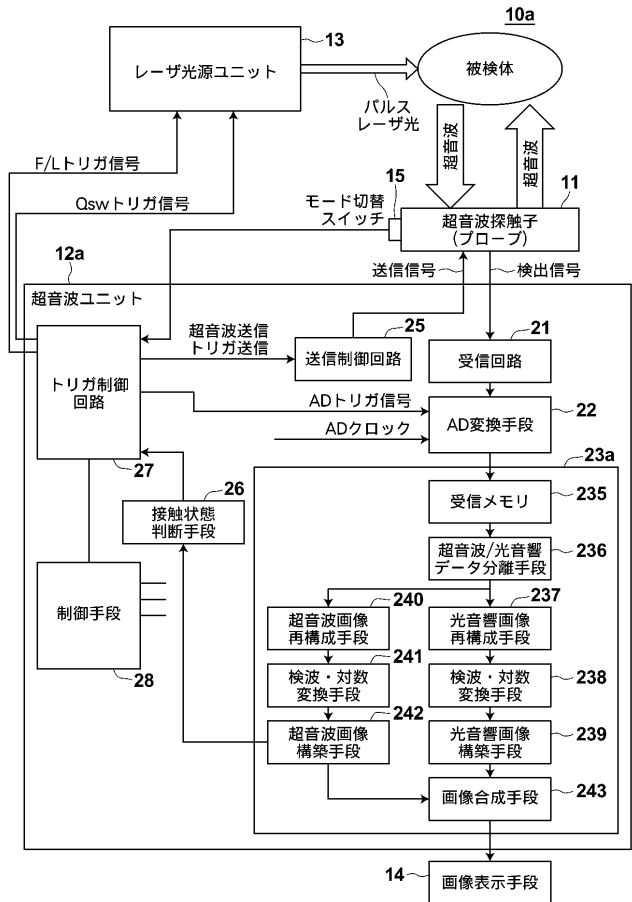


【図8】

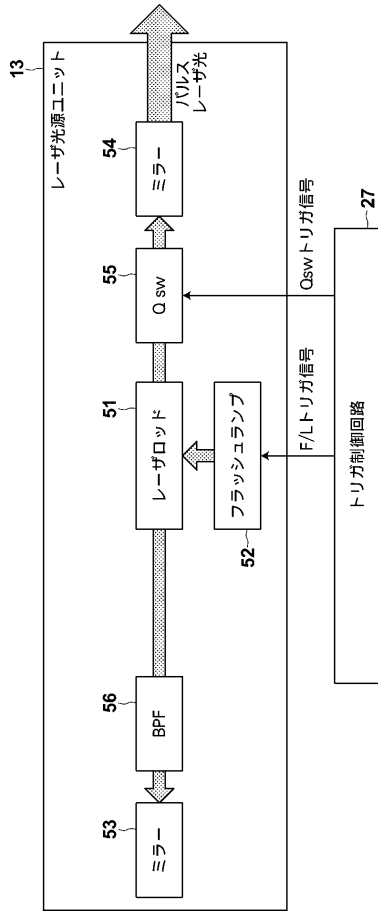
【図9】



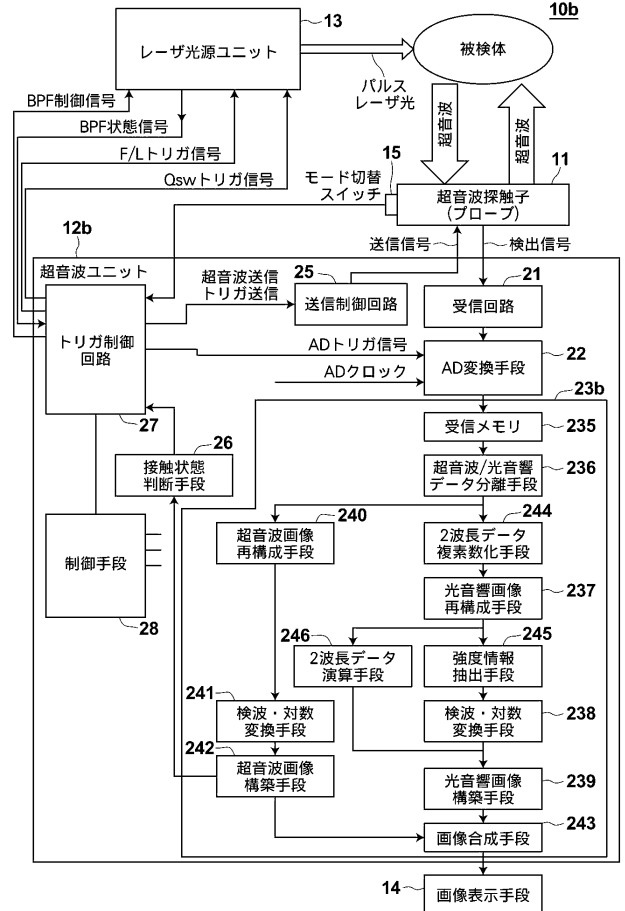
【図10】



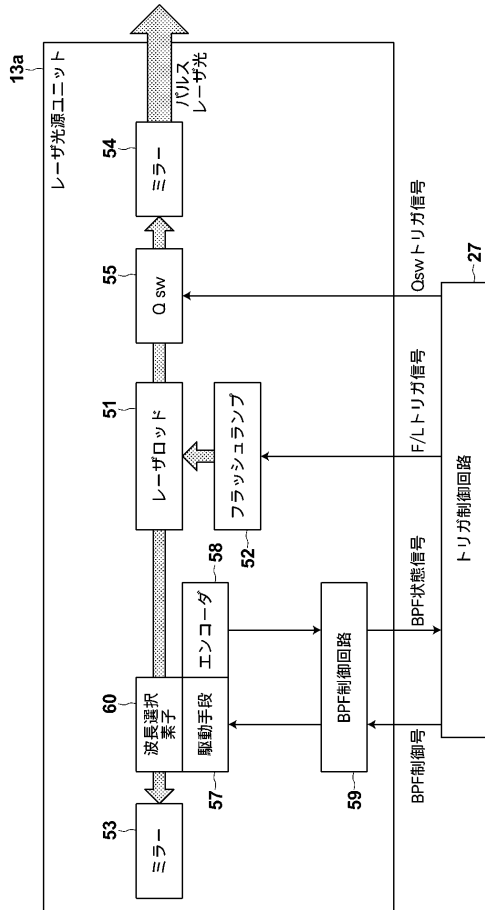
【図 1 1】



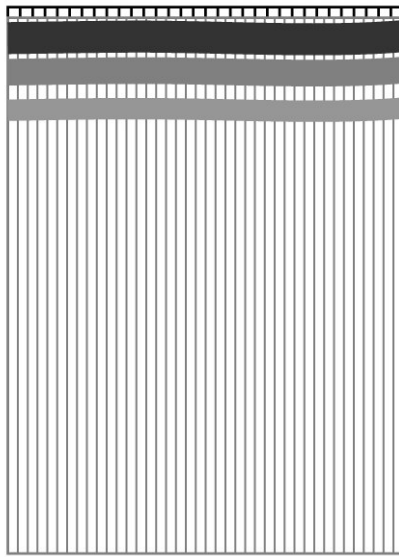
【図 1 2】



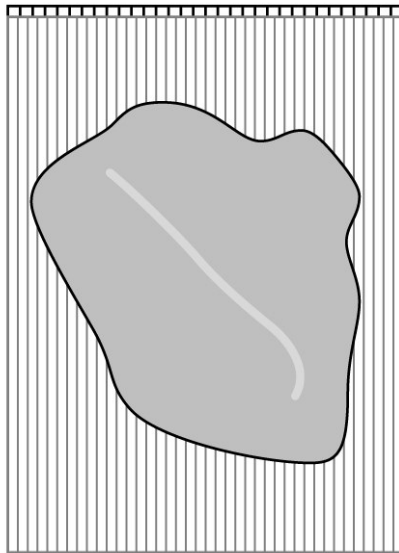
【図 1 3】



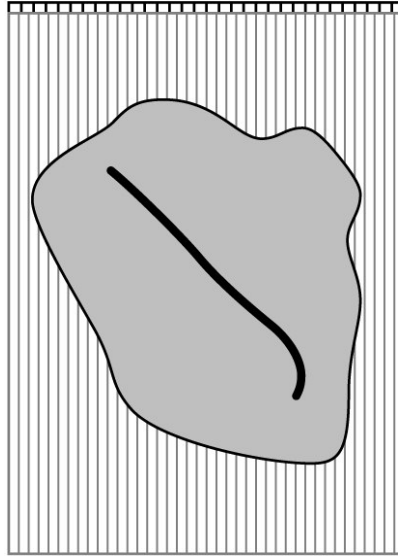
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 5 】



专利名称(译)	光声图像生成装置和方法		
公开(公告)号	JP2012187389A	公开(公告)日	2012-10-04
申请号	JP2011279154	申请日	2011-12-21
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	広田和弘 辻田和宏		
发明人	広田 和弘 ▲辻▼田 和宏		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/0095 A61B5/14551 A61B5/6844 A61B8/429 G01N29/2418		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/13 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DE16 4C601/EE16 4C601/GB04 4C601/HH02 4C601/JB31 4C601/JB36 4C601/JB37 4C601/JB40 4C601/JB42 4C601/JB49 4C601/KK12 4C601/KK24		
代理人(译)	佐久间刚		
优先权	2011035560 2011-02-22 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在不为光声图像生成设备提供任何物理手段的情况下，提高人眼的安全性。探针11用从激光单元13引导的光照射对象，并且向对象发送超声波/从对象接收超声波。探头11在产生光声图像之前发送和接收超声波。图像生成装置23基于超声波的接收结果来生成超声波图像。接触状态确定装置26基于超声图像确定探针11是否与被检体接触。当接触状态确定装置26确定物体正在接触时，控制装置24输出激光振荡触发信号以使探针11向对象照射光。[选型图]图1

