

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/146929

発行日 令和1年12月12日 (2019.12.12)

(43) 国際公開日 平成30年8月16日 (2018.8.16)

(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 6 0 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

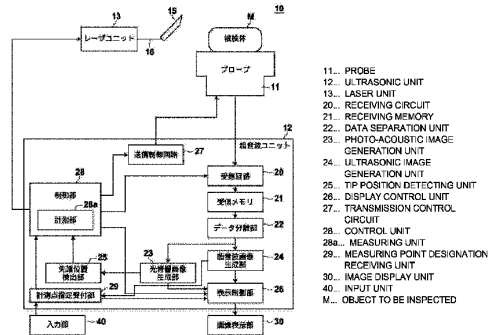
<p>出願番号 特願2018-566776 (P2018-566776)</p> <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP2017/043815</p> <p>(22) 国際出願日 平成29年12月6日 (2017.12.6)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2017-22857 (P2017-22857)</p> <p>(32) 優先日 平成29年2月10日 (2017.2.10)</p> <p>(33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国 (JP)</p>	<p>(71) 出願人 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号</p> <p>(74) 代理人 110001519 特許業務法人太陽国際特許事務所</p> <p>(72) 発明者 山本 勝也 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</p> <p>Fターム(参考) 4C601 DD01 DE16 EE09 FF06 GA20 GB44 GB45 JC20 KK24 KK31</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光音響画像生成装置

(57) 【要約】

穿刺針などの先端の超音波画像上における位置を高精度に検出することができ、穿刺針の先端位置と超音波画像上の計測点との距離を高精度に検出可能な光音響画像生成装置を提供する。光音響波発生部(15c)を有する穿刺針(15)と、光音響波発生部(15c)から発せられた光音響波と被検体に対する音響波の送信によって反射された反射音響波とを検出するプローブ(11)と、光音響波に基づいて光音響画像を生成する光音響画像生成部(23)と、反射音響波に基づいて反射音響波画像を生成する超音波画像生成部(24)と、光音響画像に含まれる穿刺針(15)の先端位置を検出する先端位置検出部(25)と、反射音響波画像上の計測点と光音響画像上において検出された穿刺針の先端位置との距離を計測する計測部(28a)とを備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

少なくとも先端部分が被検体内に挿入可能な挿入物であって、前記先端部分まで光を導光する導光部材と、前記導光部材により導光された光を吸収して光音響波を発生する光音響波発生部とを有する挿入物と、

前記光音響波発生部から発せられた光音響波と前記被検体に対する音響波の送信によって反射された反射音響波とを検出するプローブと、

前記光音響波に基づいて、光音響画像を生成する光音響画像生成部と、

前記反射音響波に基づいて、反射音響波画像を生成する反射音響波画像生成部と、

前記光音響画像に基づいて、前記光音響画像に含まれる前記挿入物の先端位置を検出する先端位置検出部と、

前記反射音響波画像上における計測点と前記光音響画像上において検出された前記挿入物の先端位置との距離を計測する計測部とを備える光音響画像生成装置。

【請求項 2】

前記反射音響波画像上において前記計測点の指定を受け付ける計測点指定受付部を備えた請求項 1 記載の光音響画像生成装置。

【請求項 3】

前記計測点指定受付部が、前記先端位置検出部によって前記挿入物の先端位置が検出されている場合のみ前記計測点の指定を受け付ける請求項 2 記載の光音響画像生成装置。

【請求項 4】

前記反射音響波画像に基づいて、特徴点を検出する特徴点検出部を備え、
前記計測部が、前記挿入物の先端位置と前記指定された計測点との間の第 1 の距離と、前記挿入物の先端位置と前記特徴点との間の第 2 の距離とを計測する請求項 2 または 3 記載の光音響画像生成装置。

【請求項 5】

前記反射音響波画像に基づいて、特徴点を検出する特徴点検出部を備え、
前記計測部が、前記特徴点を前記計測点として前記距離の計測を行う請求項 1 記載の光音響画像生成装置。

【請求項 6】

前記反射音響波画像と前記光音響画像とを用いて、前記挿入物の先端位置の動きを検出する動き検出部を備えた請求項 1 から 5 いずれか 1 項記載の光音響画像生成装置。

【請求項 7】

前記計測部が、前記動き検出部によって前記挿入物の先端位置の動きが検出された場合に、前記距離を再計測する請求項 6 記載の光音響画像生成装置。

【請求項 8】

前記プローブが、前記光音響波と前記反射音響波とを交互に検出する請求項 1 から 7 いずれか 1 項記載の光音響画像生成装置。

【請求項 9】

前記計測部によって計測された距離を表示部に表示させる表示制御部を備え、

前記表示制御部が、前記先端位置検出部によって前記挿入物の先端位置が検出された後、前記先端位置が検出されなくなった場合には、前記距離を非表示とする請求項 1 から 8 いずれか 1 項記載の光音響画像生成装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、光を吸収して光音響波を発生する光音響波発生部を有し、少なくとも一部が被検体に挿入可能な挿入物を備えた光音響画像生成装置に関する。

【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

10

20

30

40

50

ている。超音波検査では、超音波の送信および受信が可能な超音波探触子が用いられる。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。その反射超音波を超音波探触子によって受信し、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。

【0003】

たとえば特許文献1には、上述したような超音波検査を行う超音波診断装置を用いて、穿刺針を利用した焼灼治療が提案されている。特許文献1においては、磁気センサにより取得した位置情報に基づいて、穿刺針の先端位置を決定し、穿刺針の先端位置を示す指標を超音波画像に重畳して表示させることが提案されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2013-188428号公報

【特許文献2】特開2015-231583号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ここで、特許文献1では、上述したように磁気センサまたはエンコーダを用いて穿刺針の先端位置を検出している。また、特許文献2では、穿刺針の内部に設けられた導光部材により導光された光が、穿刺針の先端近傍にある光音響波発生部に照射されて光音響波を発生し、その光音響波をプローブで検出して画像化することにより、光音響画像において穿刺針の位置を確認している。

20

【0006】

本来、組織内の音速は、部分的に異なる。しかしながら、穿刺針の先端位置の指標が重畳表示される超音波画像は、組織内の音速を一定の音速として演算処理を行って生成しているため、実際の組織内の位置と超音波画像内の位置とではズレが生じる。すなわち、上述したように磁気センサなどによって検出された穿刺針の先端位置を超音波画像上に重畳表示した場合、その先端位置は正確ではない。

【0007】

また、特許文献1では、穿刺針に設けられたセンシング機器と超音波画像のフレームとの時相を合わせるために同期をとる必要があり、検出した穿刺針の先端位置をリアルタイムに表示させることが困難であった。

30

【0008】

本発明は、上記事情に鑑み、穿刺針などの被検体に挿入可能な挿入物の先端の超音波画像上における位置を高精度に検出することができ、これにより挿入物の先端位置と超音波画像上における計測点との距離を高精度に検出することができる光音響画像生成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】

【0009】

本発明の一態様による光音響画像生成装置は、少なくとも先端部分が被検体内に挿入される挿入物であって、先端部分まで光を導光する導光部材と、導光部材により導光された光を吸収して光音響波を発生する光音響波発生部とを有する挿入物と、光音響波発生部から発せられた光音響波と被検体に対する音響波の送信によって反射された反射音響波とを検出するプローブと、光音響波に基づいて、光音響画像を生成する光音響画像生成部と、反射音響波に基づいて、反射音響波画像を生成する反射音響波画像生成部と、光音響画像に基づいて、光音響画像に含まれる挿入物の先端位置を検出する先端位置検出部と、反射音響波画像上における計測点と光音響画像上において検出された挿入物の先端位置との距離を計測する計測部とを備える。

40

【0010】

50

また、本発明の一態様による光音響画像生成装置においては、反射音響波画像上において計測点の指定を受け付ける計測点指定受付部を備えることができる。

【0011】

また、本発明の一態様による光音響画像生成装置において、計測点指定受付部は、先端位置検出部によって挿入物の先端位置が検出されている場合のみ計測点の指定を受け付けることができる。

【0012】

また、本発明の一態様による光音響画像生成装置においては、反射音響波画像に基づいて、特徴点を検出する特徴点検出部を備えることができ、計測部は、挿入物の先端位置と指定された計測点との間の第1の距離と、挿入物の先端位置と特徴点との間の第2の距離とを計測することができる。

10

【0013】

また、本発明の一態様による光音響画像生成装置においては、反射音響波画像に基づいて、特徴点を検出する特徴点検出部を備えることができ、計測部は、特徴点を計測点として距離の計測を行うことができる。

【0014】

また、本発明の一態様による光音響画像生成装置においては、反射音響波画像と光音響画像とを用いて、挿入物の先端位置の動きを検出する動き検出部を備えることができる。

【0015】

また、本発明の一態様による光音響画像生成装置において、計測部は、動き検出部によって挿入物の先端位置の動きが検出された場合に、距離を再計測することができる。

20

【0016】

また、本発明の一態様による光音響画像生成装置において、プローブは、光音響波と反射音響波とを交互に検出することができる。

【0017】

また、本発明の一態様による光音響画像生成装置においては、計測部によって計測された距離を表示部に表示させる表示制御部を備えることができ、表示制御部は、先端位置検出部によって挿入物の先端位置が検出された後、先端位置が検出されなくなった場合には、距離を非表示とすることができる。

30

【発明の効果】

【0018】

本発明の一態様による光音響画像生成装置によれば、挿入物の先端部分に設けられた光音響波発生部から発せられた光音響波と被検体に対する音響波の送信によって反射された反射音響波との両方をプローブによって検出し、その検出した光音響波に基づいて生成された光音響画像に基づいて、挿入物の先端位置を検出するようにしたので、超音波画像上における挿入物の先端位置を高精度に検出することができる。そして、その光音響画像上において検出した挿入物の先端位置と反射音響波画像上における計測点との間の距離を計測するようにしたので、挿入物の先端位置と計測点との間の距離を高精度に計測することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明の光音響画像生成装置の第1の実施形態の概略構成を示すブロック図

【図2】穿刺針の先端部分の構成を示す断面図

【図3】本発明の光音響画像生成装置の第1の実施形態の作用を説明するためのフローチャート

【図4】超音波画像上における穿刺針の先端位置と指定された計測点の一例を示す図

【図5】本発明の光音響画像生成装置の第2の実施形態の概略構成を示すブロック図

【図6】超音波画像上における穿刺針の先端位置と特徴点の一例を示す図

【図7】本発明の光音響画像生成装置の第2の実施形態の作用を説明するためのフローチャート

50

【図 8】本発明の光音響画像生成装置の第 3 の実施形態の概略構成を示すブロック図

【図 9】本発明の光音響画像生成装置の第 3 の実施形態の作用を説明するためのフローチャート

【図 10】超音波画像上における穿刺針の先端位置と指定された計測点と特徴点の一例を示す図

【図 11】本発明の光音響画像生成装置の第 1 の実施形態の変形例の作用を説明するためのフローチャート

【図 12】本発明の光音響画像生成装置の第 1 の実施形態に動き検出部を設けた変形例の概略構成を示すブロック図

【図 13】図 12 に示す変形例の作用を説明するためのフローチャート

10

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、本発明の光音響画像生成装置の第 1 の実施形態について、図面を参照しながら詳細に説明する。図 1 は、本実施形態の光音響画像生成装置 10 の概略構成を示すブロック図である。

【0021】

本実施形態の光音響画像生成装置 10 は、図 1 に示すように、プローブ 11、超音波ユニット 12、レーザユニット 13、および穿刺針 15 を備えている。穿刺針 15 とレーザユニット 13 とは、光ファイバを有する光ケーブル 16 によって接続されている。穿刺針 15 は、光ケーブル 16 に対して着脱可能であり、ディスプレイに構成される。なお、本実施形態では、音響波として超音波を用いるが、超音波に限定されるものではなく、被検対象または測定条件等に応じて適切な周波数を選択してさえいれば、可聴周波数の音響波を用いても良い。

20

【0022】

レーザユニット 13 は、たとえば YAG (イットリウム・アルミニウム・ガーネット) およびアレキサンドライトなどを用いた固体レーザ光源を備えている。レーザユニット 13 の固体レーザ光源から出射されたレーザ光は、光ケーブル 16 によって導光され、穿刺針 15 に入射される。本実施形態のレーザユニット 13 は、近赤外波長域のパルスレーザ光を出射する。近赤外波長域とは、およそ 700 nm ~ 2500 nm の波長域を意味する。なお、本実施形態においては、固体レーザ光源を用いるようにしたが、気体レーザ光源などその他のレーザ光源を用いるようにしてもよいし、レーザ光源以外の光源を用いるようにしてもよい。

30

【0023】

穿刺針 15 は、本発明の挿入物の一実施形態であり、被検体 M に穿刺される針である。図 2 は、穿刺針 15 の長さ方向に延びる中心軸を含む断面図である。穿刺針 15 は、鋭角に形成された先端に開口を有し、中空状に形成された穿刺針本体 15 a と、レーザユニット 13 から出射されたレーザ光を穿刺針 15 の開口の近傍まで導光する光ファイバ 15 b (本発明の導光部材に相当する) と、光ファイバ 15 b から出射したレーザ光を吸収して光音響波を発生する光音響波発生部 15 c とを含む。

【0024】

40

光ファイバ 15 b および光音響波発生部 15 c は、穿刺針本体 15 a の中空部 15 d に配置される。光ファイバ 15 b は、たとえば穿刺針 15 の基端部に設けられた光コネクタを介して光ケーブル 16 (図 1 を参照) 内の光ファイバに接続される。光ファイバ 15 b の光出射端からは、たとえば 0.2 mJ のレーザ光が出射される。

【0025】

光音響波発生部 15 c は、光ファイバ 15 b の光出射端に設けられており、穿刺針 15 の先端近傍かつ穿刺針本体 15 a の内壁に設けられる。光音響波発生部 15 c は、光ファイバ 15 b から出射されるレーザ光を吸収して光音響波を発生する。光音響波発生部 15 c は、たとえば黒顔料を混合したエポキシ樹脂、ポリウレタン樹脂、フッ素樹脂およびシリコーンゴムなどから形成されている。なお、図 2 では、光ファイバ 15 b よりも光音響

50

波発生部 15cの方が大きく描かれているが、これには限定されず、光音響波発生部 15cは、光ファイバ 15bの直径と同程度の大きさであってもよい。

【0026】

光音響波発生部 15cは、上述したものに限定されず、レーザ光の波長に対して光吸収性を有する金属膜または酸化物の膜を、光音響波発生部としてもよい。たとえば光音響波発生部 15cとして、レーザ光の波長に対して光吸収性が高い酸化鉄や、酸化クロムおよび酸化マンガンなどの酸化物の膜を用いることができる。あるいは、光吸収性は酸化物よりも低いが生体適合性が高いTi(チタン)やPt(白金)などの金属膜を光音響波発生部 15cとして用いてもよい。また、光音響波発生部 15cが設けられる位置は穿刺針本体 15aの内壁には限定されない。たとえば光音響波発生部 15cである金属膜または酸化物の膜を、蒸着などにより光ファイバ 15bの光出射端上にたとえば100nm程度の膜厚で製膜し、酸化物の膜が光出射端を覆うようにしてもよい。この場合、光ファイバ 15bの光出射端から出射されたレーザ光の少なくとも一部は、光出射端を覆う金属膜または酸化物の膜で吸収され、金属膜または酸化物の膜から光音響波が生じる。

10

【0027】

なお、穿刺針 15の先端近傍とは、その位置に光ファイバ 15bの先端および光音響波発生部 15cが配置された場合に、穿刺作業に必要な精度で穿刺針 15の先端の位置を画像化できる光音響波を発生可能な位置であることを意味する。たとえば穿刺針 15の先端から基端側へ0mm~3mmの範囲内のことを指す。以降の実施の形態においても、先端近傍とは同様の意味とする。

20

【0028】

図1に戻り、プローブ 11は、超音波探触子であって、一次元状または二次元状に配列された複数の超音波振動素子を有している。超音波振動子は、たとえば圧電セラミクス、またはポリフッ化ビニリデン(PVDF)のような高分子フィルムから構成される圧電素子である。

【0029】

プローブ 11は、被検体Mに穿刺針 15が穿刺された後に、光音響波発生部 15cから発せられた光音響波を検出する。また、プローブ 11は、光音響波の検出に加えて、被検体Mに対する超音波(音響波)の送信、およびその送信した超音波に対する反射超音波(反射音響波)を検出する。

30

【0030】

本実施形態のプローブ 11は、光音響波と反射超音波とを交互に検出する。これにより光音響画像のフレームと超音波画像のフレームとが交互に生成される。

【0031】

なお、超音波の送信と受信とは分離した位置で行ってもよい。たとえばプローブ 11とは異なる位置から超音波の送信を行い、その送信された超音波に対する反射超音波をプローブ 11によって受信してもよい。プローブ 11としては、リニア超音波探触子、コンベクス超音波探触子、またはセクター超音波探触子などを用いることができる。

【0032】

超音波ユニット 12は、受信回路 20、受信メモリ 21、データ分離部 22、光音響画像生成部 23、超音波画像生成部 24、先端位置検出部 25、表示制御部 26、送信制御回路 27、制御部 28および計測点指定受付部 29を有する。超音波ユニット 12は、典型的にはプロセッサ、メモリ、およびバスなどを有する。超音波ユニット 12には、光音響画像生成処理、超音波画像生成処理、光音響画像における穿刺針 15の先端位置検出処理および後述する計測処理などに関するプログラムがメモリに組み込まれている。プロセッサによって構成される制御部 28によってそのプログラムが動作することで、データ分離部 22、光音響画像生成部 23、超音波画像生成部 24、先端位置検出部 25、表示制御部 26、計測部 28aおよび計測点指定受付部 29の機能が実現する。すなわち、これらの各部は、プログラムが組み込まれたメモリとプロセッサにより構成されている。

40

【0033】

50

なお、超音波ユニット12のハードウェアの構成は特に限定されるものではなく、複数のIC(Integrated Circuit)、プロセッサ、ASIC(Application Specific Integrated Circuit)、FPGA(Field-Programmable Gate Array)、およびメモリなどを適宜組み合わせることによって実現することができる。

【0034】

受信回路20は、プローブ11が出力する検出信号を受信し、受信した検出信号を受信メモリ21に格納する。受信回路20は、典型的には、低ノイズアンプ、可変ゲインアンプ、ローパスフィルタ、およびAD変換器(Analog to Digital convertor)を含む。プローブ11の検出信号は、低ノイズアンプで増幅された後に、可変ゲインアンプで穿刺針15の先端の深度に応じたゲイン調整がなされ、ローパスフィルタで高周波成分がカットされた後にAD変換器でデジタル信号に変換され、受信メモリ21に格納される。受信回路20は、例えば1つのIC(Integral Circuit)で構成される。

10

【0035】

プローブ11は、光音響波の検出信号と反射超音波の検出信号とを出力し、受信メモリ21には、AD変換された光音響波および反射超音波の検出信号(サンプリングデータ)が格納される。

【0036】

データ分離部22は、光音響画像を生成する場合には、受信メモリ21から光音響波の検出信号を読み出し、光音響画像生成部23に送信する。また、データ分離部22は、超音波画像を生成する場合には、受信メモリ21から反射超音波の検出信号を読み出し、超音波画像生成部24に送信する。

20

【0037】

光音響画像生成部23は、プローブ11で検出された光音響波の検出信号に基づいて光音響画像を生成する。光音響画像の生成処理は、たとえば位相整合加算などの画像再構成、検波および対数変換などを含む。

【0038】

超音波画像生成部24(本発明の反射音響波画像生成部に相当する)は、プローブ11で検出された反射超音波の検出信号に基づいて超音波画像(反射音響波画像)を生成する。超音波画像の生成処理も、位相整合加算などの画像再構成、検波および対数変換などを含む。なお、超音波画像の生成処理において用いられる音速と光音響画像の生成処理において用いられる音速とは同じである。

30

【0039】

先端位置検出部25は、光音響画像生成部23によって生成された光音響画像に基づいて、穿刺針15の先端位置を検出する。穿刺針15の先端位置の検出方法としては、たとえば光音響画像における最大輝度点の位置を、穿刺針15の先端位置として検出するようにすればよい。

【0040】

なお、上述したように光音響画像に基づいて穿刺針15の先端位置検出を行った場合、実際には、光のアーティファクトや音のアーティファクトが生じ、あたかも複数の位置から光音響波が検出されたかのような光音響画像が生成される場合があり、本来の穿刺針15の先端位置を特定できない場合がある。

40

【0041】

そこで、光音響画像生成部23によって生成された光音響画像をそのまま用いるのではなく、平滑化処理などを施すことによって、上述したアーティファクトによる誤検出を防止するようにしてもよい。具体的には、検波および対数変換後の光音響画像に対して平滑化処理を行う。平滑化処理としては、たとえばガウシアンフィルタによるフィルタ処理を用いることができる。ガウシアンフィルタのフィルタサイズは、穿刺針15の先端部分より小さいことが好ましい。

【0042】

次いで、平滑化処理後の光音響画像に対して2値化処理を施して2値画像を生成する。

50

そして、2値画像から、白画素が連続して分布する領域を検出することによって、穿刺針15の先端位置を検出する。このように穿刺針15の先端位置検出を行うことによって、より高精度に検出することができる。

【0043】

本実施形態においては、先端位置検出部25によって検出された穿刺針15の先端位置の情報は、表示制御部26および計測部28aに出力される。

【0044】

表示制御部26は、光音響画像と超音波画像とをディスプレイ装置などを備えた画像表示部30に表示させる。また、表示制御部26は、光音響画像に基づいて検出された穿刺針15の先端位置を示す指標と、ユーザによって超音波画像上において指定された計測点を示す指標とを超音波画像上に表示させる。なお、超音波画像および光音響画像を重ね合わせて表示するようにしてもよい。

10

【0045】

制御部28は、超音波ユニット12内の各部を制御する。制御部28は、光音響画像を取得する場合は、レーザユニット13にトリガ信号を送信し、レーザユニット13からパルスレーザ光を出射させる。また、レーザ光の出射に合わせて、受信回路20にサンプリングトリガ信号を送信し、光音響波のサンプリング開始タイミングなどを制御する。受信回路20によって受信され、デジタル信号に変換された光音響波の検出信号は、受信メモリ21に格納される。

【0046】

制御部28は、超音波画像を取得する場合は、送信制御回路27に対して超音波送信を指示する旨の超音波送信トリガ信号を送信する。送信制御回路27は、超音波送信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。制御部28は、超音波送信のタイミングに合わせて受信回路20にサンプリングトリガ信号を送信し、反射超音波のサンプリングを開始させる。受信回路20によって受信され、デジタル信号に変換された超音波の検出信号は、受信メモリ21に格納される。

20

【0047】

制御部28は、計測部28aを備えている。計測部28aは、光音響画像において検出された穿刺針15の先端位置と、超音波画像上においてユーザによって指定された計測点との間の距離を計測する計測処理を行う。

30

【0048】

計測点指定受付部29は、超音波画像上においてユーザによって指定された計測点の位置情報を取得する。具体的には、ユーザは、画像表示部30に表示された超音波画像上において、入力部40を用いて計測点を指定する。入力部40から入力された計測点の位置情報が計測点指定受付部29によって取得され、計測部28aに出力される。なお、入力部40は、マウスまたはキーボードなどを備える。

【0049】

計測部28aは、計測点指定受付部29によって取得された計測点の位置情報と、先端位置検出部25から出力された穿刺針15の先端位置の情報とが入力され、これらの位置情報に基づいて、計測点と穿刺針15の先端位置との間の距離を計測する。

40

【0050】

本実施形態においては、上述したように光音響波と反射超音波とを共通のプローブ11を用いて検出するので、光音響画像と超音波画像の座標軸を共通の座標軸とすることができる。そして、先端位置検出部25において、光音響画像を用いて穿刺針15の先端位置を検出するようにしたので、穿刺針15の先端の超音波画像上における位置を高精度に検出することができる。これにより穿刺針15の先端位置と超音波画像上の計測点との間の距離を高精度に計測することができる。

【0051】

また、本実施形態においては、上述したようにプローブ11によって光音響波と反射超音波とを交互に検出し、光音響画像のフレームと超音波画像のフレームとを交互に生成す

50

る。このため、超音波画像のフレームの直前のフレームの光音響画像を用いて穿刺針 15 の先端位置を検出するようにすれば、穿刺針 15 の先端の超音波画像上における位置をリアルタイムに、より高精度に検出することができる。

【0052】

次に、本実施形態の光音響画像生成装置 10 の作用について、図 3 に示すフローチャートを参照しながら説明する。

【0053】

まず、穿刺針 15 の先端から発せられた光音響波と被検体 M 内において反射された反射超音波波とが共通のプロブ 11 によって検出される (S10)。そして、光音響波の検出信号に基づく光音響画像と反射超音波の検出信号に基づく超音波画像とが生成され、表示制御部 26 によって画像表示部 30 に表示される (S12)。

10

【0054】

そして、先端位置検出部 25 によって光音響画像内における穿刺針 15 の先端位置の検出処理が行われ、穿刺針 15 の先端位置が検出された場合には (S14, YES)、その先端位置を表す指標が表示される (S16)。具体的には、図 4 に示すような穿刺針 15 の先端位置 P1 を表す x 印が、超音波画像上に表示される。

【0055】

次いで、上述したように穿刺針 15 の先端位置が検出された場合には、計測点指定受付部 29 が、計測点の指定の受け付けを開始する (S18)。具体的には、ユーザが、入力部 40 を用いて超音波画像上の点を指定した場合には、計測点指定受付部 29 は、その指定した点を計測点として認識し、その計測点の位置情報を取得する。なお、計測点指定受付部 29 は、光音響画像上において穿刺針 15 の先端が検出されていない場合には (S14, NO)、ユーザによる計測点の指定を受け付けない。具体的には、ユーザが、入力部 40 を用いて超音波画像上の点を指定したとしても、穿刺針 15 の先端が検出されていない場合には、計測点指定受付部 29 は、その点を計測点として認識しない。逆に言えば、計測点指定受付部 29 は、光音響画像上において穿刺針 15 の先端が検出されている場合のみ計測点の指定を受け付ける。これにより無駄に計測点が指定されるのを防止することができる。

20

【0056】

そして、計測点指定受付部 29 によって受け付けられた計測点の位置情報は、表示制御部 26 に出力され、表示制御部 26 は、図 4 に示すような計測点 P2 を表す x 印を超音波画像上に表示させる。

30

【0057】

そして、穿刺針 15 の先端位置 P1 の情報とユーザにより指定された計測点 P2 の位置情報とが計測部 28a によって取得され、計測部 28a は、穿刺針 15 の先端位置 P1 と計測点 P2 との間の距離 D (図 4 参照) を計測する (S20)。

【0058】

計測部 28a によって計測された距離 D は、表示制御部 26 に出力され、表示制御部 26 は、計測された距離 D を画像表示部 30 にテキスト表示させる (S22)。

【0059】

次に、本発明の光音響画像生成装置 10 の第 2 の実施形態について説明する。図 5 は、第 2 の実施形態の光音響画像生成装置 10 の概略構成を示すブロック図である。第 1 の実施形態の光音響画像生成装置 10 においては、ユーザが計測点を指定するようにしたが、第 2 の実施形態の光音響画像生成装置 10 は、計測点を自動的に検出する。これによりユーザが計測点を指定する手間を省くことができ、またより適切な計測点を特定することができる。

40

【0060】

第 2 の実施形態の光音響画像生成装置 10 は、図 5 に示すように、第 1 の実施形態の計測点指定受付部 29 の代わりに、特徴点検出部 31 を備えている。その他の構成は、第 1 の実施形態の光音響画像生成装置 10 と同様である。

50

【 0 0 6 1 】

本実施形態の特徴点検出部 3 1 は、超音波画像上に含まれる病変部上の点を特徴点として検出する。病変部としては、たとえば腫瘍および嚢胞などがある。図 6 は、特徴点検出部 3 1 によって検出された病変部を点線の円で示している。そして、特徴点検出部 3 1 は、たとえば病変部を示す円上の点のうち、穿刺針 1 5 の先端位置 P 1 と最短距離の点を計測点 P 3 として検出する。なお、特徴点としては、病変部上の点に限らず、所定の血管および神経束など解剖学的な特徴点を検出するようにしてもよい。

【 0 0 6 2 】

そして、第 2 の実施形態の光音響画像生成装置 1 0 における計測部 2 8 a は、上述したように特徴点検出部 3 1 によって検出された計測点 P 3 と、穿刺針 1 5 の先端位置 P 1 との間の距離 D を計測する。

10

【 0 0 6 3 】

次に、第 2 の実施形態の光音響画像生成装置 1 0 の作用について、図 7 に示すフローチャートを参照しながら説明する。

【 0 0 6 4 】

まず、第 1 の実施形態と同様に、穿刺針 1 5 の先端から発せられた光音響波と被検体 M 内において反射された反射超音波波とがプローブ 1 1 によって検出される (S 3 0)。そして、光音響波の検出信号に基づく光音響画像と反射超音波の検出信号に基づく超音波画像とが生成され、表示制御部 2 6 によって画像表示部 3 0 に表示される (S 3 2)。

【 0 0 6 5 】

そして、先端位置検出部 2 5 によって光音響画像内における穿刺針 1 5 の先端位置の検出処理が行われ (S 3 4)、その先端位置を表す指標が表示される (S 3 6)。具体的には、図 6 に示すような穿刺針 1 5 の先端位置 P 1 を表す x 印が、超音波画像上に表示される。

20

【 0 0 6 6 】

次いで、超音波画像に含まれる病変部が特徴点検出部 3 1 によって検出され、その病変部上の 1 点が特徴点として検出される (S 3 8)。そして、特徴点の位置情報が表示制御部 2 6 に出力され、表示制御部 2 6 は、図 6 に示すような計測点 (特徴点) P 3 を表す x 印を超音波画像上に表示させる (S 4 0)。

【 0 0 6 7 】

そして、穿刺針 1 5 の先端位置 P 1 の情報と計測点 P 3 の位置情報とが計測部 2 8 a によって取得され、計測部 2 8 a は、穿刺針 1 5 の先端位置 P 1 と計測点 P 3 との間の距離 D (図 6 参照) を計測する (S 4 2)。

30

【 0 0 6 8 】

計測部 2 8 a によって計測された距離 D は表示制御部 2 6 に出力され、表示制御部 2 6 は、計測された距離 D を画像表示部 3 0 にテキスト表示させる (S 4 4)。

【 0 0 6 9 】

次に、本発明の光音響画像生成装置 1 0 の第 3 の実施形態について説明する。図 8 は、第 3 の実施形態の光音響画像生成装置 1 0 の概略構成を示すブロック図である。第 3 の実施形態の光音響画像生成装置 1 0 は、実質的に、第 1 の実施形態の光音響画像生成装置 1 0 の構成と第 2 の実施形態の光音響画像生成装置 1 0 の構成とを合わせた構成である。すなわち、第 3 の実施形態の光音響画像生成装置 1 0 は、図 8 に示すように、計測点指定受付部 2 9 と、特徴点検出部 3 1 との両方を備えている。その他の構成は、第 1 および第 2 の実施形態の光音響画像生成装置 1 0 と同様である。

40

【 0 0 7 0 】

次に、本実施形態の光音響画像生成装置 1 0 の作用について、図 9 に示すフローチャートを参照しながら説明する。

【 0 0 7 1 】

まず、第 1 および第 2 の実施形態と同様に、穿刺針 1 5 の先端から発せられた光音響波と被検体 M 内において反射された反射超音波波とがプローブ 1 1 によって検出される (S

50

50)。そして、超音響波の検出信号に基づく超音響画像と反射超音波の検出信号に基づく超音波画像とが生成され、表示制御部26によって画像表示部30に表示される(S52)。

【0072】

そして、先端位置検出部25によって超音響画像内における穿刺針15の先端位置の検出処理が行われ、穿刺針15の先端位置が検出された場合には(S54, YES)、その先端位置を表す指標が表示される(S56)。具体的には、図10に示すような穿刺針15の先端位置P1を表す×印が、超音波画像上に表示される。

【0073】

次いで、上述したように穿刺針15の先端位置が検出された場合には、計測点指定受付部29が、計測点の指定の受け付けを開始する(S58)。具体的には、ユーザが、入力部40を用いて超音波画像上の点を指定した場合には、計測点指定受付部29は、その指定した点を計測点として認識し、その計測点の位置情報を取得する。なお、第1の実施形態と同様に、計測点指定受付部29は、超音響画像上において穿刺針15の先端が検出されていない場合には(S54, NO)、ユーザによる計測点の指定を受け付けない。具体的には、ユーザが、入力部40を用いて超音波画像上の点を指定したとしても、穿刺針15の先端が検出されていない場合には、計測点指定受付部29は、その点を計測点として認識しない。逆に言えば、計測点指定受付部29は、超音響画像上において穿刺針15の先端が検出されている場合のみ計測点の指定を受け付ける。

10

【0074】

計測点指定受付部29によって受け付けられた計測点の位置情報は、表示制御部26に出力され、表示制御部26は、図10に示すような計測点P2を表す×印を超音波画像上に表示させる。

20

【0075】

そして、穿刺針15の先端位置P1の情報とユーザによって指定された計測点P2の位置情報とが計測部28aによって取得され、計測部28aは、穿刺針15の先端位置P1と計測点P2との間の第1の距離D1(図10参照)を計測する(S60)。

【0076】

計測部28aによって計測された第1の距離D1は表示制御部26に出力され、表示制御部26は、計測された第1の距離D1を画像表示部30にテキスト表示させる(S68)。

30

【0077】

一方、S52における超音波画像の表示の後、超音響画像に含まれる穿刺針15の先端位置の検出処理と並行して、特徴点検出部31による特徴点の検出が行われる(S62)。具体的には、特徴点検出部31によって超音波画像に含まれる病変部が検出され、その病変部上の1点が特徴点として検出される。そして、特徴点の位置情報が表示制御部26に出力され、表示制御部26は、図10に示すような計測点(特徴点)P3を表す×印を超音波画像上に表示させる(S64)。

【0078】

そして、穿刺針15の先端位置P1の情報と計測点P3の位置情報とが計測部28aによって取得され、計測部28aは、穿刺針15の先端位置P1と計測点P3との間の第2の距離D2(図10参照)を計測する(S66)。

40

【0079】

計測部28aによって計測された第2の距離D2は表示制御部26に出力され、表示制御部26は、計測された第2の距離D2を画像表示部30にテキスト表示させる(S68)。なお、超音響画像において穿刺針15の先端位置が検出されない場合には、第2の距離D2のみが画像表示部30にテキスト表示される。

【0080】

ここで、上記第1～3の実施形態の超音響画像生成装置10のように、超音響画像を用いて穿刺針15の先端位置を検出し、その先端位置と計測点との間の距離を計測する場合

50

において、いわゆる交差法によって光音響画像を取得する場合、プローブ11の直下に穿刺針15の先端が存在する場合には、光音響画像上に現れる穿刺針15の先端位置と計測点との位置関係は実際の位置関係と一致する。このため、計測部28aによって計測された距離は正しい値である。穿刺針15の先端が、プローブ11の直下を通り過ぎた後にまでその計測結果を継続して表示したままとした場合、その計測結果は正しい距離ではなく、誤診につながるおそれがある。なお、交差法とは、穿刺針15の長さ方向に直交する方向に沿ってプローブ11の圧電素子が配置されるようにして穿刺を行う方法である。平行法によって取得された光音響画像には、穿刺針15の画像が線状に現れるが、交差法によって取得された光音響画像には、穿刺針15の画像が点状に現れる。

【0081】

そこで、上記第1～第3の実施形態の光音響画像生成装置10において、穿刺針15の先端が、プローブ11の直下を通り過ぎた後は、計測結果を非表示としてもよい。

【0082】

図11は、第1の実施形態の光音響画像生成装置10において、上述したように計測結果を非表示とする場合を説明するためのフローチャートである。

【0083】

図11に示すS10～S22までの処理は、上記第1の実施形態の説明と同様である。そして、S22において計測した距離が表示された後、引き続き、先端位置検出部25によって光音響画像上における穿刺針15の先端位置の検出を行う。光音響画像上において穿刺針15の先端が検出されている場合には(S24, YES)、計測結果の距離を継続して表示する。一方、光音響画像上において穿刺針15の先端が検出されなくなった場合には(S24, NO)、すなわち穿刺針15の先端がプローブ11の直下を通り過ぎてしまった場合には、現在表示されている計測結果の距離を非表示とする(S26)。これにより、医師などの誤診を防止することができる。

【0084】

なお、上記説明では、第2および第3の実施形態の光音響画像生成装置10においても、同様に、光音響画像上において穿刺針15の先端が検出されなくなった場合に、現在表示されている計測結果の距離を非表示としてもよい。

【0085】

また、上記第1～3の実施形態の光音響画像生成装置10において、穿刺針15の先端位置と計測点との間の距離計測は、必ずしも光音響画像および超音波画像を撮像するフレーム毎に毎回行わなくてもよい。穿刺針15の先端位置が変化していないのにも関わらず、距離計測を行ったのでは、計測結果は同じであり、演算処理の負担が無駄となるからである。そこで、上記第1～3の実施形態の光音響画像生成装置10において、穿刺針15の先端位置が被検体M内において動いたか否かを検出し、穿刺針15の先端位置が動いた場合に、距離の再計測を行い、計測結果の表示を更新するようにしてもよい。

【0086】

図12は、第1の実施形態の光音響画像生成装置10において、穿刺針15の先端位置が被検体M内において動いた場合にのみ距離の再計測を行う場合の変形例を示すブロック図であり、図13は、その作用を説明するためのフローチャートである。図12に示すように、上述した第1の実施形態の変形例においては、穿刺針15の先端位置の動きを検出する動き検出部32をさらに備えている。その他の構成は、第1の実施形態と同様である。

【0087】

図13に示すS10～S22までの処理は、上記第1の実施形態の説明と同様である。そして、S22において計測した距離が表示された後、引き続き、先端位置検出部25によって光音響画像における穿刺針15の先端位置の検出を行い、動き検出部32は、先端位置検出部25によって検出された先端位置が変化したか否かを確認する。そして、光音響画像上において、穿刺針15の先端位置が変化しない場合には(S70, NO)、距離の再計測を行わず、測定結果を更新しない(S78)。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 8 】

一方、光音響画像上において、穿刺針 1 5 の先端位置が変化した場合には (S 7 0 , Y E S)、動き検出部 3 2 は、その光音響画像の直後のフレームで撮像された超音波画像に変化があるか否かを確認する (S 7 2)。なお、このように光音響画像において穿刺針 1 5 の先端位置が変化した場合において、さらに超音波画像の変化を確認するのは、穿刺針 1 5 ではなく、プローブ 1 1 が被検体 M に対して動いた場合にも光音響画像における穿刺針 1 5 の先端位置が動くからである。そして、プローブ 1 1 が被検体に対して動いた場合には、光音響画像だけでなく、超音波画像内の画像情報にも変化が生じるので、超音波画像内の画像情報の変化を確認することによって、被検体 M に対して穿刺針 1 5 の先端位置が動いたのか、プローブ 1 1 が動いたのかを識別することができる。

10

【 0 0 8 9 】

S 7 2 において、超音波画像内の画像情報の変化が確認された場合には (S 7 2 , Y E S)、穿刺針 1 5 の先端位置ではなく、プローブ 1 1 が被検体 M に対して動いたと判断して、距離の再計測は行わず、測定結果を更新しない (S 7 8)。一方、S 7 2 において、超音波画像内の画像情報の変化が確認されなかった場合には (S 7 2 , N O)、プローブ 1 1 ではなく、穿刺針 1 5 の先端位置が動いたと判断し、移動後の穿刺針 1 5 の先端位置と計測点との間の距離を再計測する (S 7 4)。そして、現在表示されている計測結果を再計測結果に更新して表示させる (S 7 6)。

【 0 0 9 0 】

なお、上記説明では、第 1 の実施形態の光音響画像生成装置 1 0 に対して動き検出部 3 2 を設けるようにしたが、第 2 および第 3 の実施形態の光音響画像生成装置 1 0 に対して動き検出部 3 2 を設け、同様の処理を行うようにしてもよい。

20

【 0 0 9 1 】

なお、上記実施形態では、挿入物の一実施形態として穿刺針 1 5 を用いるようにしたが、これには限定されない。挿入物は、内部にラジオ波焼灼術に用いられる電極を収容するラジオ波焼灼用針であってもよいし、血管内に挿入されるカテーテルであってもよいし、血管内に挿入されるカテーテルのガイドワイヤであってもよい。あるいは、レーザ治療用の光ファイバであってもよい。

【 0 0 9 2 】

また、本発明の挿入物は、注射針のような針には限定されず、生体検査に用いられる生検針であってもよい。すなわち、生体の検査対象物に穿刺して検査対象物中の生検部位の組織を採取可能な生検針であってもよい。その場合には、生検部位の組織を吸引して採取するための採取部 (吸入口) において光音響波を発生させればよい。また、針は、皮下および腹くう内臓器など、深部までの穿刺を目的とするガイディングニードルとして使用されてもよい。

30

【 0 0 9 3 】

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、本発明の挿入物および光音響計測装置は、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ものも、本発明の範囲に含まれる。

【 符号の説明 】

40

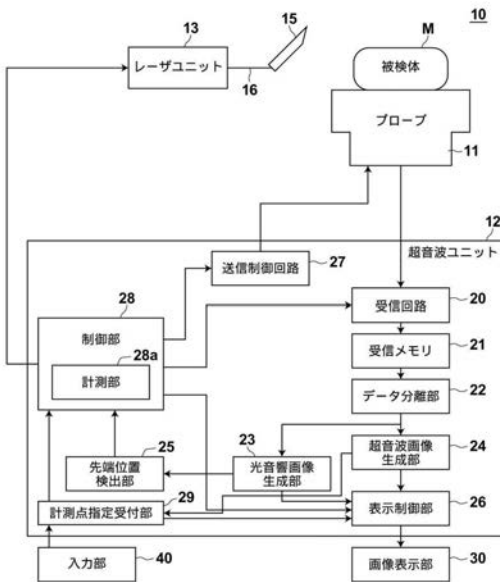
【 0 0 9 4 】

- 1 0 光音響画像生成装置
- 1 1 プローブ
- 1 2 超音波ユニット
- 1 3 レーザユニット
- 1 5 穿刺針
- 1 5 a 穿刺針本体
- 1 5 b 光ファイバ
- 1 5 c 光音響波発生部
- 1 5 d 中空部

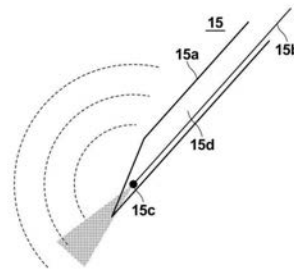
50

- 1 6 光ケーブル
- 2 0 受信回路
- 2 1 受信メモリ
- 2 2 データ分離部
- 2 3 光音響画像生成部
- 2 4 超音波画像生成部
- 2 5 先端位置検出部
- 2 6 表示制御部
- 2 7 送信制御回路
- 2 8 制御部
- 2 8 a 計測部
- 2 9 計測点指定受付部
- 3 0 画像表示部
- 3 1 特徴点検出部
- 3 2 動き検出部
- 4 0 入力部
- M 被検体
- P 1 穿刺針の先端位置
- P 2 , P 3 計測点

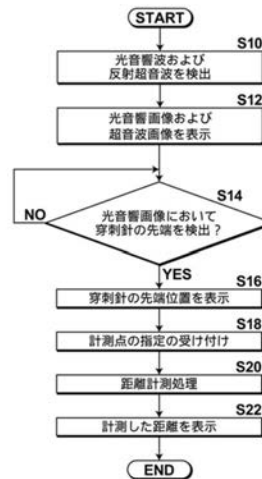
【 図 1 】



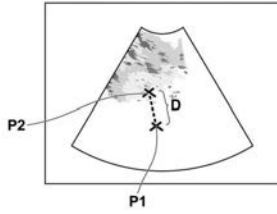
【 図 2 】



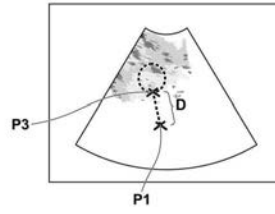
【 図 3 】



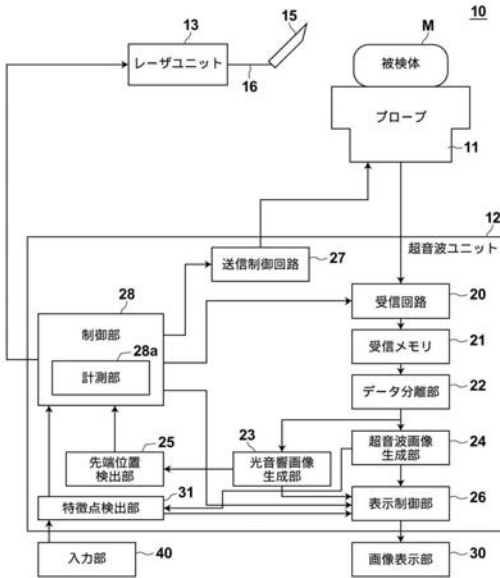
【 図 4 】



【 図 6 】



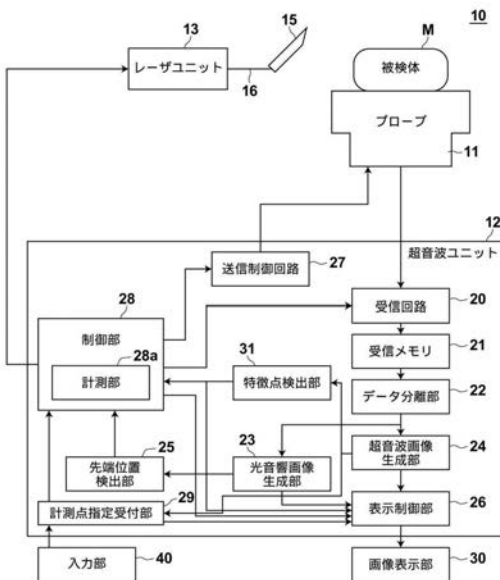
【 図 5 】



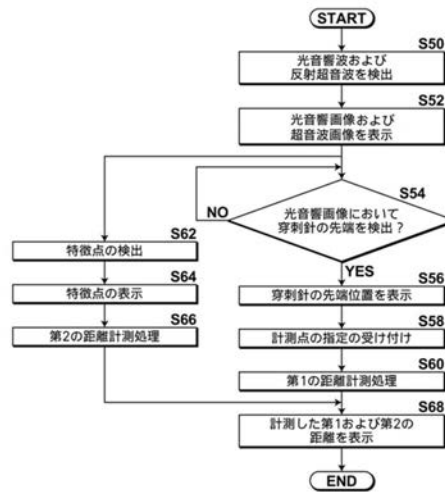
【 図 7 】



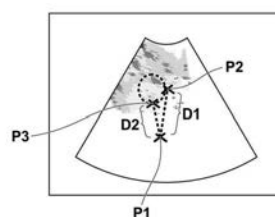
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



【手続補正書】

【提出日】令和1年8月8日(2019.8.8)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

少なくとも先端部分が被検体内に挿入可能な挿入物であって、前記先端部分まで光を導光する導光部材と、前記導光部材により導光された光を吸収して光音響波を発生する光音響波発生部とを有する挿入物と、

前記光音響波発生部から発せられた光音響波と前記被検体に対する音響波の送信によって反射された反射音響波とを検出するプローブと、

前記光音響波に基づいて、光音響画像を生成する光音響画像生成部と、

前記反射音響波に基づいて、反射音響波画像を生成する反射音響波画像生成部と、

前記光音響画像に基づいて、前記光音響画像に含まれる前記挿入物の先端位置を検出する先端位置検出部と、

前記反射音響波画像上における計測点と前記光音響画像上において検出された前記挿入物の先端位置との距離を計測する計測部と、

前記反射音響波画像上において前記計測点の指定を受け付ける計測点指定受付部を備え

、
前記計測点指定受付部が、前記先端位置検出部によって前記挿入物の先端位置が検出されている場合のみ前記計測点の指定を受け付ける光音響画像生成装置。

【請求項2】

前記反射音響波画像に基づいて、特徴点を検出する特徴点検出部を備え、

前記計測部が、前記挿入物の先端位置と前記指定された計測点との間の第1の距離と、前記挿入物の先端位置と前記特徴点との間の第2の距離とを計測する請求項1記載の光音響画像生成装置。

【請求項3】

前記反射音響波画像と前記光音響画像とを用いて、前記挿入物の先端位置の動きを検出する動き検出部を備えた請求項1または2記載の光音響画像生成装置。

【請求項4】

前記計測部が、前記動き検出部によって前記挿入物の先端位置の動きが検出された場合に、前記距離を再計測する請求項3記載の光音響画像生成装置。

【請求項5】

前記プローブが、前記光音響波と前記反射音響波とを交互に検出する請求項1から4いずれか1項記載の光音響画像生成装置。

【請求項6】

前記計測部によって計測された距離を表示部に表示させる表示制御部を備え、

前記表示制御部が、前記先端位置検出部によって前記挿入物の先端位置が検出された後、前記先端位置が検出されなくなった場合には、前記距離を非表示とする請求項1から5いずれか1項記載の光音響画像生成装置。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2017/043815
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int. Cl. A61B8/13 (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) Int. Cl. A61B8/00-8/15 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018 Registered utility model specifications of Japan 1996-2018 Published registered utility model applications of Japan 1994-2018 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.
Y A	JP 2015-231583 A (FUJIFILM CORP.) 24 December 2015, paragraphs [0042]-[0154], fig. 1-15 & US 2015/0297092 A1, paragraphs [0074]-[0184], fig. 1-31 & EP 2944264 A1	1, 2, 4-6, 8 3, 7, 9
Y	JP 2016-64011 A (FUJIFILM CORP.) 28 April 2016, paragraphs [0071], [0072], (Family: none)	1, 2, 4-6, 8
Y	JP 11-33028 A (OLYMPUS OPTICAL CO., LTD.) 09 February 1999, paragraphs [0057]-[0065], (Family: none)	1, 2, 4-6, 8
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 21.02.2018		Date of mailing of the international search report 06.03.2018
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORTInternational application No.
PCT/JP2017/043815

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2012-196308 A (FUJIFILM CORP.) 18 October 2012, paragraph [0024], (Family: none)	8

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 4 3 8 1 5									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/13(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. A61B8/00 - 8/15											
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2018年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2018年	日本国実用新案登録公報	1996-2018年	日本国登録実用新案公報	1994-2018年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2018年										
日本国実用新案登録公報	1996-2018年										
日本国登録実用新案公報	1994-2018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									
Y A	JP 2015-231583 A (富士フイルム株式会社) 2015. 12. 24, 段落 42-154、図 1-15 & US 2015/0297092 A1, [0074]-[0184], Figs. 1-31 & EP 2944264 A1	1, 2, 4-6, 8 3, 7, 9									
Y	JP 2016-64011 A (富士フイルム株式会社) 2016. 04. 28, 段落 71-72 (ファミリーなし)	1, 2, 4-6, 8									
Y	JP 11-33028 A (オリンパス光学工業株式会社) 1999. 02. 09, 段落 57-65 (ファミリーなし)	1, 2, 4-6, 8									
☑ C欄の続きにも文献が列挙されている。		☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献									
国際調査を完了した日 21. 02. 2018		国際調査報告の発送日 06. 03. 2018									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 富永 昌彦	2U 4461								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 4 3 8 1 5
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
Y	JP 2012-196308 A (富士フイルム株式会社) 2012. 10. 18, 段落 24 (ファミリーなし)	8

フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(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), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, 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

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	光声图像生成装置		
公开(公告)号	JPWO2018146929A1	公开(公告)日	2019-12-12
申请号	JP2018566776	申请日	2017-12-06
[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	山本勝也		
发明人	山本 勝也		
IPC分类号	A61B8/13		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/0841 A61B17/3403 A61B2017/3413 A61B2090/3929 A61B8/12 A61B8/15 A61B8/4263 A61B8/463		
FI分类号	A61B8/13		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/DE16 4C601/EE09 4C601/FF06 4C601/GA20 4C601/GB44 4C601/GB45 4C601/JC20 4C601/KK24 4C601/KK31		
优先权	2017022857 2017-02-10 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种光声图像产生装置，包括：具有光声波产生部（15c）的穿刺针（15）；以及穿刺针（15）。探头（11），其检测从光声波产生部（15c）产生的光声波以及通过向被检体的传播而反射的反射声波。光声图像生成单元（23），其基于光声波生成光声图像；超声波图像生成部（24），其基于反射的声波生成反射的声像。尖端位置检测单元（25），其检测光声图像中包括的穿刺针（15）的尖端的位置；测量单元（28a）测量反射的声像上的测量点与在光声图像上检测到的穿刺针的尖端位置之间的距离。

