

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6732054号
(P6732054)

(45) 発行日 令和2年7月29日(2020.7.29)

(24) 登録日 令和2年7月9日(2020.7.9)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/13 (2006.01) A 6 1 B 8/13

請求項の数 6 (全 17 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2018-566776 (P2018-566776) (86) (22) 出願日 平成29年12月6日 (2017.12.6) (86) 国際出願番号 PCT/JP2017/043815 (87) 国際公開番号 W02018/146929 (87) 国際公開日 平成30年8月16日 (2018.8.16) 審査請求日 令和1年8月8日 (2019.8.8) (31) 優先権主張番号 特願2017-22857 (P2017-22857) (32) 優先日 平成29年2月10日 (2017.2.10) (33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国 (JP)</p>	<p>(73) 特許権者 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 110001519 特許業務法人太陽国際特許事務所 (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 審査官 富永 昌彦</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光音響画像生成装置

(57) 【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、

10

20

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。

10

【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。

【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。

20

【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】

30

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。

【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】

40

【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。

【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

50

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。

【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超音波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超音波画像生成装置は、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超音波を発生する超音波発生部とを有する挿入物と、超音波発生部から発せられた超音波と被検体に対する超音波の送信によって反射された反射超音波とを検出するプローブと、超音波に基づいて、超音波画像を生成する超音波画像生成部と、反射超音波に基づいて、反射超音波画像を生成する反射超音波画像生成部と、超音波画像に基づいて、超音波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、反射超音波画像上における計測点と超音波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。

【0010】

また、本発明の一態様による超音波画像生成装置においては、反射超音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超音波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超音波画像生成装置においては、反射超音波画像に基づいて、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。

【0013】

また、本発明の一態様による超音波画像生成装置においては、反射超音波画像に基づいて、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超音波画像生成装置においては、反射超音波画像と超音波画像とを用いて、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超音波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。

【0016】

また、本発明の一態様による超音波画像生成装置において、プローブは、超音波と反射超音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超音波画像生成装置においては、計測部によって計測され

10

20

30

40

50

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。

【発明の効果】

【0018】

本発明の一態様による超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超音響波発生部から発せられた超音響波と被検体に対する超音響波の送信によって反射された反射超音響波との両方をプローブによって検出し、その検出した超音響波に基づいて生成された超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、その超音響画像上において検出した挿入物の先端位置と反射超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。

10

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明の超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】本発明の超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

20

【図5】本発明の超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】本発明の超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

【図8】本発明の超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】本発明の超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】本発明の超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

30

【図12】本発明の超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

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、本発明の超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、本実施形態の超音響画像生成装置10の概略構成を示すブロック図である。

【0021】

40

本実施形態の超音響画像生成装置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、超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、可聴周波数の超音響波を用いても良い。

【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1

50

3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700nm~2500nm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。

【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15a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15b（本発明の導光部材に相当する）と、光ファイバ15b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15cとを含む。

10

【0024】

光ファイバ15bおよび光音響波発生部15cは、穿刺針本体15aの中空部15dに配置される。光ファイバ15b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15bの光出射端からは、たとえば0.2mJのレーザ光が出射される。

【0025】

光音響波発生部15cは、光ファイバ15b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15aの内壁に設けられる。光音響波発生部15cは、光ファイバ15b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15c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15bよりも光音響波発生部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。

20

【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。

30

【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。

40

【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】

50

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。

【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。

10

【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。

20

【0033】

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。

30

【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。

40

【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。

【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】

50

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。

【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。

10

【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。

【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。

20

【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。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。

30

【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。

【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。

40

【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。

50

【 0 0 4 7 】

制御部 2 8 は、計測部 2 8 a を備えている。計測部 2 8 a は、光音響画像において検出された穿刺針 1 5 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。

【 0 0 4 8 】

計測点指定受付部 2 9 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 3 0 に表示された超音波画像上において、入力部 4 0 を用いて計測点を指定する。入力部 4 0 から入力された計測点の位置情報が計測点指定受付部 2 9 によって取得され、計測部 2 8 a に出力される。なお、入力部 4 0 は、マウスまたはキーボードなどを備える。

10

【 0 0 4 9 】

計測部 2 8 a は、計測点指定受付部 2 9 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 2 5 から出力された穿刺針 1 5 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 1 5 の先端位置との間の距離を計測する。

【 0 0 5 0 】

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プ 1 1 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 2 5 において、光音響画像を用いて穿刺針 1 5 の先端位置を検出するようにしたので、穿刺針 1 5 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 1 5 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。

20

【 0 0 5 1 】

また、本実施形態においては、上述したようにプロープ 1 1 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 1 5 の先端位置を検出するようにすれば、穿刺針 1 5 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。

【 0 0 5 2 】

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 3 に示すフローチャートを参照しながら説明する。

30

【 0 0 5 3 】

まず、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とが共通のプロープ 1 1 によって検出される (S 1 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 1 2)。

【 0 0 5 4 】

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、穿刺針 1 5 の先端位置が検出された場合には (S 1 4 , Y E S)、その先端位置を表す指標が表示される (S 1 6)。具体的には、図 4 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。

40

【 0 0 5 5 】

次いで、上述したように穿刺針 1 5 の先端位置が検出された場合には、計測点指定受付部 2 9 が、計測点の指定の受け付けを開始する (S 1 8)。具体的には、ユーザが、入力部 4 0 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 2 9 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 2 9 は、光音響画像上において穿刺針 1 5 の先端が検出されていない場合には (S 1 4 , N O)、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 4 0 を用いて超音波画像上の点を指定したとしても、穿刺針 1 5 の先端が検出されていない場合には、計測点指定受付部 2 9 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 2 9 は、光音響画像上において穿刺針 1 5 の先端が検出されている場合

50

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。

【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×印を超音波画像上に表示させる。

【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)。

10

【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。

20

【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。

【0061】

本実施形態の特徴点検出部31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31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31は、たとえば病変部を示す円上の点のうち、穿刺針15の先端位置P1と最短距離の点を計測点P3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。

30

【0062】

そして、第2の実施形態の光音響画像生成装置10における計測部28aは、上述したように特徴点検出部31によって検出された計測点P3と、穿刺針15の先端位置P1との間の距離Dを計測する。

【0063】

次に、第2の実施形態の光音響画像生成装置10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。

【0064】

まず、第1の実施形態と同様に、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プローブ11によって検出される(S30)。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(S32)。

40

【0065】

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(S34)、その先端位置を表す指標が表示される(S36)。具体的には、図6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。

【0066】

次いで、超音波画像に含まれる病変部が特徴点検出部31によって検出され、その病変

50

部上の1点が特徴点として検出される(S38)。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6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(S40)。

【0067】

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との間の距離D(図6参照)を計測する(S42)。

【0068】

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(S44)。

10

【0069】

次に、本発明の光音響画像生成装置10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10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10は、実質的に、第1の実施形態の光音響画像生成装置10の構成と第2の実施形態の光音響画像生成装置10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10は、図8に示すように、計測点指定受付部29と、特徴点検出部31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10と同様である。

【0070】

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9に示すフローチャートを参照しながら説明する。

20

【0071】

まず、第1および第2の実施形態と同様に、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プローブ11によって検出される(S50)。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(S52)。

【0072】

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(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。

30

【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、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(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、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。

40

【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。

【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

50

と計測点 P 2 との間の第 1 の距離 D 1 (図 1 0 参照) を計測する (S 6 0) 。

【 0 0 7 6 】

計測部 2 8 a によって計測された第 1 の距離 D 1 は表示制御部 2 6 に出力され、表示制御部 2 6 は、計測された第 1 の距離 D 1 を画像表示部 3 0 にテキスト表示させる (S 6 8) 。

【 0 0 7 7 】

一方、S 5 2 における超音波画像の表示の後、光音響画像に含まれる穿刺針 1 5 の先端位置の検出処理と並行して、特徴点検出部 3 1 による特徴点の検出が行われる (S 6 2) 。具体的には、特徴点検出部 3 1 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 点の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 2 6 10 に出力され、表示制御部 2 6 は、図 1 0 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 6 4) 。

【 0 0 7 8 】

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 との間の第 2 の距離 D 2 (図 1 0 参照) を計測する (S 6 6) 。

【 0 0 7 9 】

計測部 2 8 a によって計測された第 2 の距離 D 2 は表示制御部 2 6 に出力され、表示制御部 2 6 は、計測された第 2 の距離 D 2 を画像表示部 3 0 にテキスト表示させる (S 6 8) 20) 。なお、光音響画像において穿刺針 1 5 の先端位置が検出されない場合には、第 2 の距離 D 2 のみが画像表示部 3 0 にテキスト表示される。

【 0 0 8 0 】

ここで、上記第 1 ~ 3 の実施形態の光音響画像生成装置 1 0 のように、光音響画像を用いて穿刺針 1 5 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 1 1 の直下に穿刺針 1 5 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 1 5 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 2 8 a によって計測された距離は正しい値である。穿刺針 1 5 の先端が、プローブ 1 1 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 1 5 の長さ方向に直交する方向 30 に沿ってプローブ 1 1 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 1 5 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 1 5 の画像が点状に現れる。

【 0 0 8 1 】

そこで、上記第 1 ~ 3 の実施形態の光音響画像生成装置 1 0 において、穿刺針 1 5 の先端が、プローブ 1 1 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。

【 0 0 8 2 】

図 1 1 は、第 1 の実施形態の光音響画像生成装置 1 0 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。

【 0 0 8 3 】

図 1 1 に示す S 1 0 ~ S 2 2 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、S 2 2 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 2 5 によって光音響画像上における穿刺針 1 5 の先端位置の検出を行う。光音響画像上において穿刺針 1 5 の先端が検出されている場合には (S 2 4 , Y E S) 、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 1 5 の先端が検出されなくなった場合には (S 2 4 , N O) 、すなわち穿刺針 1 5 の先端がプローブ 1 1 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 (S 2 6) 。これにより、医師などの誤診を防止することができる。

【 0 0 8 4 】

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 1 0 においても 50

、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。

【 0 0 8 5 】

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。

10

【 0 0 8 6 】

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。

【 0 0 8 7 】

図 13 に示す S 10 ~ S 22 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、S 22 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 (S 70, NO)、距離の再計測を行わず、測定結果を更新しない (S 78)。

20

【 0 0 8 8 】

一方、光音響画像上において、穿刺針 15 の先端位置が変化した場合には (S 70, YES)、動き検出部 32 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 72)。なお、このように光音響画像において穿刺針 15 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 15 ではなく、プローブ 11 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 15 の先端位置が動くからである。そして、プローブ 11 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 15 の先端位置が動いたのか、プローブ 11 が動いたのかを識別することができる。

30

【 0 0 8 9 】

S 72 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 72, YES)、穿刺針 15 の先端位置ではなく、プローブ 11 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 78)。一方、S 72 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 72, NO)、プローブ 11 ではなく、穿刺針 15 の先端位置が動いたと判断し、移動後の穿刺針 15 の先端位置と計測点との間の距離を再計測する (S 74)。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 76)。

40

【 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 10 に対して動き検出部 32 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 10 に対して動き検出部 32 を設け、同様の処理を行うようにしてもよい。

【 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 15 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、

50

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、レーザー治療用の光ファイバであってもよい。

【0092】

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）において超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。

【0093】

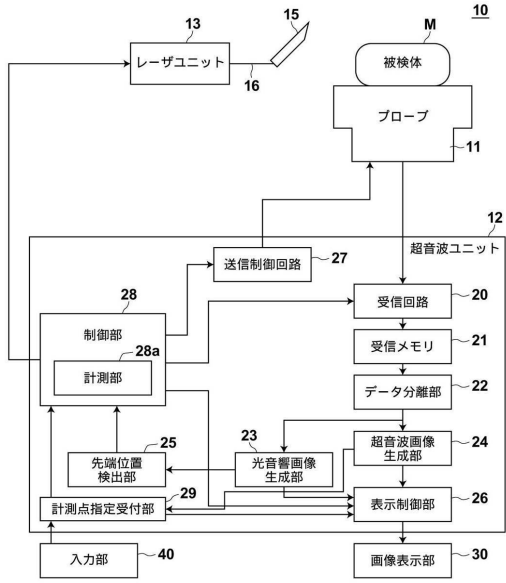
以上、本発明をその好適な実施形態に基づいて説明したが、本発明の挿入物および超音響計測装置は、上記実施形態にのみ限定されるものではなく、上記実施形態の構成から種々の修正及び変更を施したものも、本発明の範囲に含まれる。

【符号の説明】

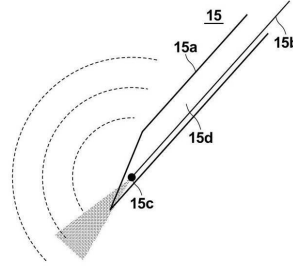
【0094】

10	超音響画像生成装置	
11	プローブ	
12	超音波ユニット	
13	レーザーユニット	
15	穿刺針	20
15a	穿刺針本体	
15b	光ファイバ	
15c	超音響波発生部	
15d	中空部	
16	光ケーブル	
20	受信回路	
21	受信メモリ	
22	データ分離部	
23	超音響画像生成部	
24	超音波画像生成部	30
25	先端位置検出部	
26	表示制御部	
27	送信制御回路	
28	制御部	
28a	計測部	
29	計測点指定受付部	
30	画像表示部	
31	特徴点検出部	
32	動き検出部	
40	入力部	40
M	被検体	
P1	穿刺針の先端位置	
P2, P3	計測点	

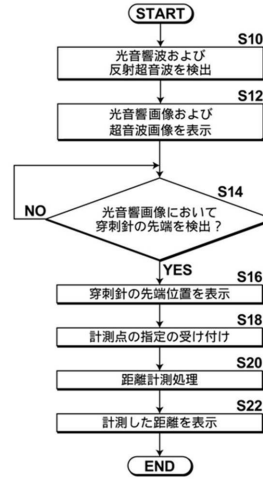
【図1】



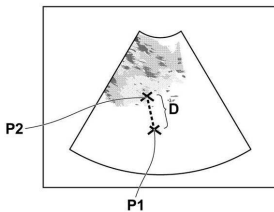
【図2】



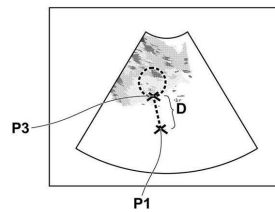
【図3】



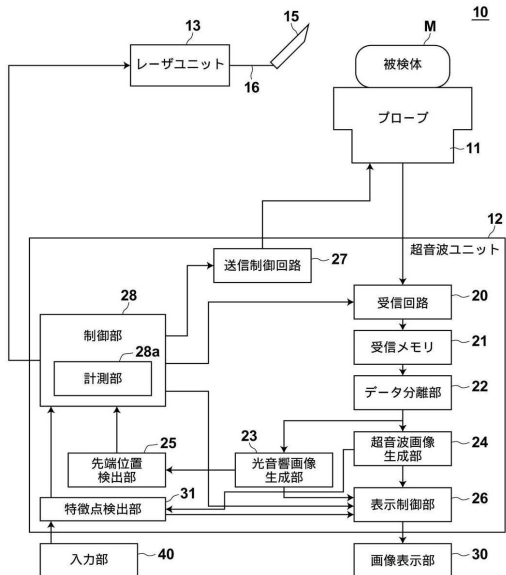
【図4】



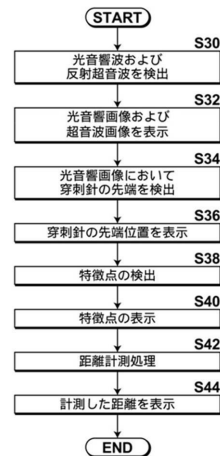
【図6】



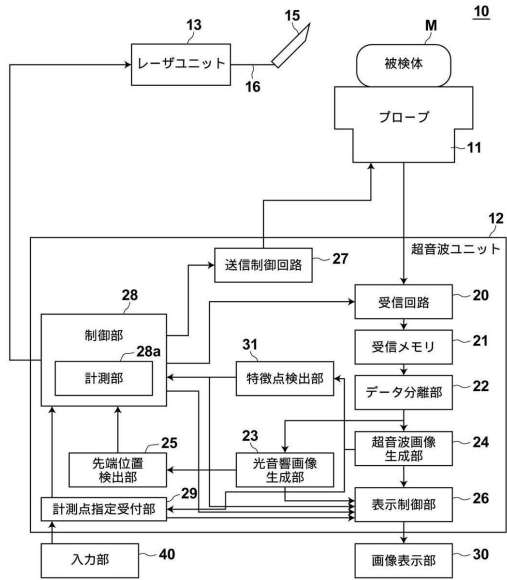
【図5】



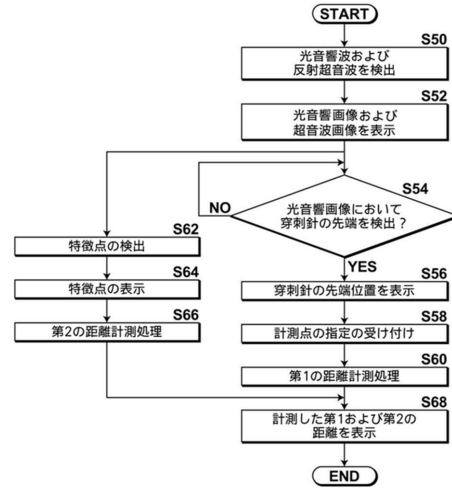
【図7】



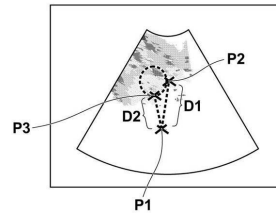
【図 8】



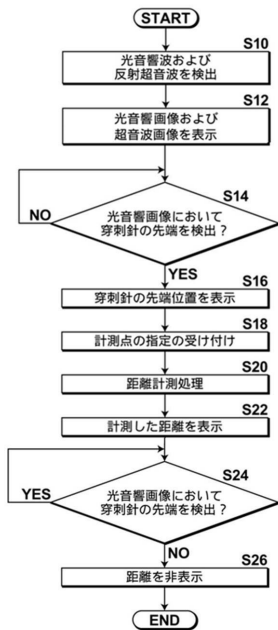
【図 9】



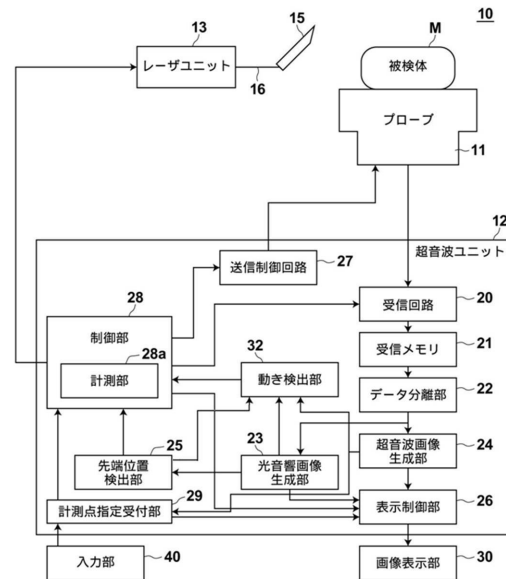
【図 10】



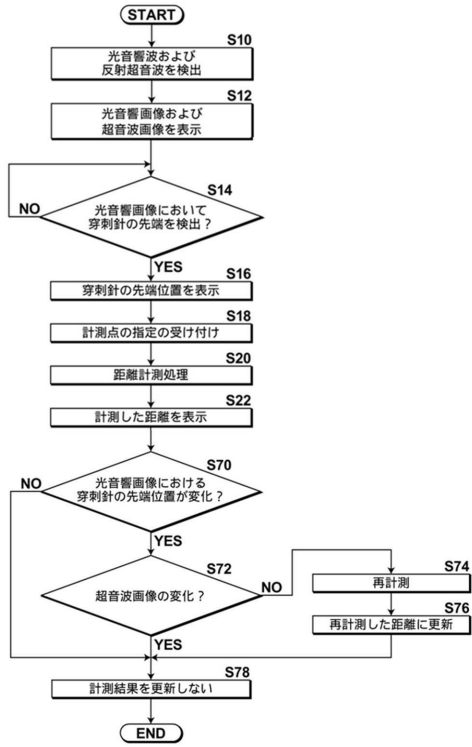
【図 11】



【図 12】



【図13】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2015-231583(JP,A)
特開2016-64011(JP,A)
特開平11-33028(JP,A)
特開2012-196308(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15