

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2012 年 12 月 13 日(13.12.2012)



(10) 国際公開番号

WO 2012/169178 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/003686
- (22) 国際出願日: 2012 年 6 月 6 日(06.06.2012)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2011-127049 2011 年 6 月 7 日(07.06.2011) JP
特願 2012-122751 2012 年 5 月 30 日(30.05.2012) JP
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 富士
フィルム株式会社(FUJIFILM CORPORATION)
[JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布 2 丁目 2 6
番 3 0 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 辻田 和宏
(TSUJITA, Kazuhiro) [JP/JP]; 〒2588538 神奈川県足
柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フィルム株
式会社内 Kanagawa (JP). 入澤 寛(IRISAWA,
Kaku) [JP/JP]; 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町

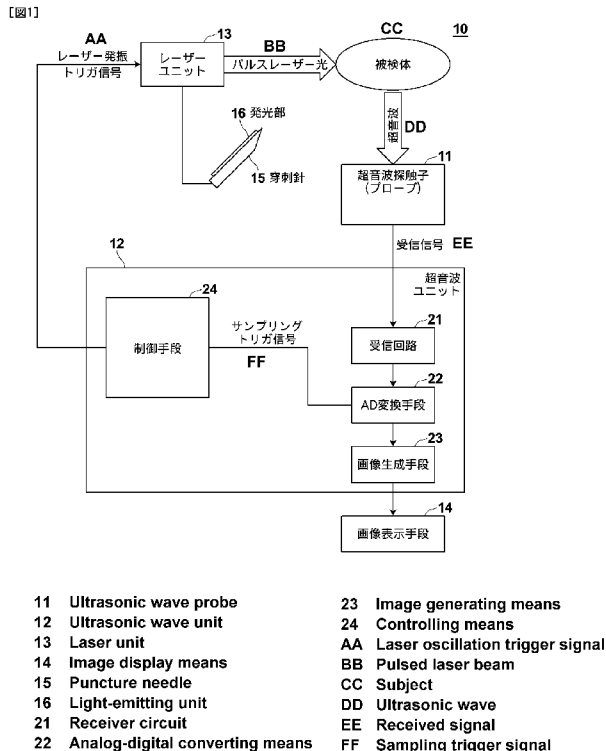
宮台 7 9 8 番地 富士フィルム株式会社内
Kanagawa (JP).

- (74) 代理人: 柳田 征史, 外(YANAGIDA, Masashi et al.); 〒2220033 神奈川県横浜市港北区新横浜 3 ー
1 8 ー 3 新横浜 K S ビル 7 階 柳田国際特
許事務所 Kanagawa (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保
護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,
BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO,
CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI,
GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS,
KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT,
LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY,
MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA,
RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV,
SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC,
VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保
護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW,
MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシ
ア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ
(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR,

[続葉有]

(54) Title: PHOTOACOUSTIC IMAGE GENERATING DEVICE AND METHOD

(54) 発明の名称: 光音響画像生成装置及び方法



(57) Abstract: [Problem] To provide a photoacoustic image generating device with which the location of a puncture needle can be ascertained by photoacoustic imaging. [Solution] A laser (13) emits a laser beam. The laser beam is irradiated from a light-irradiating means towards a subject. A puncture needle (15) has a light-emitting unit (16), and laser beam irradiation is implemented via the light-emitting unit (16). A probe (11) detects the photoacoustic signal generated when a light absorber within the subject absorbs the laser beam irradiated from the light-irradiating means. The probe (11) also detects the photoacoustic signal generated when a light absorber within the subject absorbs a laser beam emitted from the light-emitting unit (16). An image generating means (23) generates a photoacoustic image on the basis of the photoacoustic signals.

(57) 要約: 【課題】 光音響画像生成装置において、光音響画像上で穿刺針の位置を確認することができるようにする。 【解決手段】 レーザユニット(13)は、レーザ光を出射する。このレーザ光は、光照射手段から被検体に向けて照射される。また、穿刺針(15)は発光部(16)を有しており、発光部(16)からレーザ光照射を行う。プローブ(11)は、被検体内の光吸収体が、光照射手段から照射されたレーザ光を吸収することで発生する光音響信号を検出する。また、プローブ(11)は、被検体内の光吸収体が、発光部(16)から出射したレーザ光を吸収することで発生する光音響信号を検出する。画像生成手段(23)は、光音響

信号に基づいて光音響画像を生成する。



GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT,
NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI
(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR,
NE, SN, TD, TG).

— 請求の範囲の補正の期限前の公開であり、補
正を受理した際には再公開される。(規則
48.2(h))

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称： 光音響画像生成装置及び方法

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、被検体にレーザ光を照射し、レーザ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的一种として、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。

[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、レーザパルスなどのパルスレーザ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。

[0004] ここで、特許文献１には、光音響を用いた生体情報イメージングと穿刺針を用いた処置との組み合わせが言及されている。特許文献１では、光音響画像を生成し、その画像を観察することで、腫瘍などの患部や、患部の疑いがある部位などを見つける。そのような部位をより精密に検査するために、或いは患部に注射などを行うために、注射針や細胞診針等の穿刺針を用いて、細胞を採取や患部への注射などを行う。特許文献１では、光音響画像を用い

て、患部を観察しながら穿刺を行うことができるとしている。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2009-31262号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] ところで、特許文献1において光音響画像を観察しながら穿刺針の穿刺を行う際、患部やその疑いがある部位がどこにあるかは光音響画像で確認できるものの、穿刺針がどの位置に刺されているかを光音響画像で確認することは難しい。光音響画像上で穿刺針の位置を確認することができないと、穿刺針、特にその先端と患部やその疑いがある部位との位置関係を把握することができず、光音響画像を観察しながら穿刺針を所望の位置に穿刺することが困難となる。

[0007] 本願発明は、上記に鑑み、光音響画像上で穿刺針の位置を確認することが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、光を出射する光源と、光源からの光を被検体に向けて照射する光照射手段と、光源からの光を出射する発光部を有する穿刺針と、被検体内の光吸収体が、光照射手段から照射された光及び発光部から出射した光を吸収することで発生する光音響信号を検出する超音波探触子と、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を備えたことを特徴とする光音響画像生成装置を提供する。

[0009] 本発明では、穿刺針が、少なくともその先端部分に発光部を有する構成とすることが好ましい。

[0010] 発光部は、穿刺針の先端方向に向かって厚みが減少するように形成された導光部材で構成することができる。

[0011] 穿刺針は、互いに離れた位置に配置される複数の発光部を有していてもよ

い。その場合、複数の発光部のうちの少なくとも1つは、光源からの光を導光する光ファイバの中間地点でコアを露出させた部分で構成してもよい。

[0012] 本発明では、光照射手段からの光照射と発光部からの光出射とを同時に行い、超音波探触子が、光照射手段から照射された光に起因する光音響信号と発光部から出射した光に起因する光音響信号とを同時に検出することとしてもよい。

[0013] 上記に代えて、光照射手段からの光照射と発光部からの光出射とを別々に行い、画像生成手段が、光照射手段から照射された光に起因する光音響信号に基づいて第1の光音響画像を生成し、発光部から出射した光に起因する光音響信号に基づいて第2の光音響画像を生成し、第1の光音響画像と第2の光音響画像とを合成することとしてもよい。

[0014] 光源は、相互に異なる複数の波長の光を出射してもよい。その場合、画像生成手段は、各波長の光が照射されたときに検出された光音響信号の信号強度の大小関係に基づいて光音響画像を生成してもよい。

[0015] 画像生成手段は、光音響信号から、被検体に照射された光の微分波形をデコンボリューションするデコンボリューション手段を有していてもよい。

[0016] 本発明は、また、光照射手段から被検体に向けて光を照射するステップと、発光部を有する穿刺針の発光部から被検体に光を照射するステップと、被検体内の光吸収体が、光照射手段から照射された光及び発光部から照射された光を吸収することで発生する光音響信号を検出するステップと、光音響信号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。

[0017] 本発明の光音響画像生成方法では、光照射手段から光を照射するステップと、発光部から光を照射するステップとを同時に行い、光音響信号を検出するステップにおいて、光照射手段から照射された光に起因する光音響信号と発光部から出射した光に起因する光音響信号とを同時に検出してもよい。

[0018] 上記に代えて、光照射手段から光を照射するステップと、発光部から光を照射するステップとを別々に行い、光音響信号を検出するステップにおいて

、光照射手段から照射された光に起因する光音響信号と発光部から出射した光に起因する光音響信号とを別々に検出し、光音響画像を生成するステップにおいて、光照射手段から照射された光に起因する光音響信号に基づいて第1の光音響画像を生成し、発光部から出射した光に起因する光音響信号に基づいて第2の光音響画像を生成し、第1の光音響画像と第2の光音響画像とを合成してもよい。

発明の効果

[0019] 本発明の光音響画像生成装置及び方法では、穿刺針に発光部を設け、その発光部から被検体に対して光を照射する。発光部から照射された光は、穿刺針の近傍において吸収され、穿刺針の近傍において光音響信号が発生する。その光音響信号に基づいて光音響画像を生成することで、光音響画像上で、発光部から光が照射された場所を認識することができ、穿刺針が存在する位置を確認することができる。

図面の簡単な説明

[0020] [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。

[図2A]プローブの外観を示す側面図。

[図2B]プローブの外観を示す正面図。

[図3]発光部の構成例を示す図。

[図4]光照射部の照明範囲と発光部の照明範囲とを示す図。

[図5]発光部を穿刺針の先端部分に設けた例を示す図。

[図6]発光部を穿刺針の先端に設けた場合の光照射部の照明範囲と発光部の照明範囲とを示す図。

[図7]穿刺針に2つの発光部を設けた例を示す図。

[図8]図7に示す2つの発光部を得るための構成例を示す図。

[図9]2つの発光部を設けた場合の光照射部の照明範囲と発光部の照明範囲とを示す図。

[図10]動作手順を示すフローチャート。

[図11]本発明の第2実施形態の光音響画像生成装置における画像生成手段を

示すブロック図。

[図12]本発明の第3実施形態の光音響画像生成装置における画像生成手段を示すブロック図。

発明を実施するための形態

[0021] 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、プローブ（超音波探触子）11と、超音波ユニット12と、レーザユニット（光源）13とを含む。レーザユニット13は、生体組織などの被検体に照射するレーザ光を生成する。レーザ光の波長は、観察対象の生体組織などに応じて適宜設定すればよい。レーザユニット13から出射したレーザ光は、例えば光ファイバなどの導光手段を用いてプローブ11及び穿刺針15まで導光される。

[0022] プローブ11は、例えば内視鏡用の超音波プローブとして構成される。プローブ11は、プローブ11まで導光されたレーザ光を被検体に向けて照射する光照射手段を有する。また、プローブ11は、被検体内の光吸収体が照射されたレーザ光を吸収することで発生する光音響信号を検出する。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している。なお、光照射手段は、プローブ11に設けられている必要はなく、プローブ11以外の場所からレーザ光を照射することとしてもよい。

[0023] 穿刺針15は、被検体内に穿刺される針である。穿刺針15は、レーザ光を出射する発光部16を有する。穿刺針15が被検体内に穿刺された状態のとき、発光部16から出射したレーザ光は被検体内の生体組織などに照射される。発光部16の照明範囲は、プローブ11に設けられた光照射手段の照明範囲（光照射範囲）よりも狭い。また、発光部16から出射した光は、穿刺針15の近傍の生体組織に照射されればよい。また、発光部16から出射するレーザ光の光量やパワーは、光照射手段から照射されるレーザ光の光量やパワーよりも低くてよい。

[0024] 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、及び制御手段24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光音響信号を受信する。AD変換手段22は、受信回路21が受信した光音響信号をデジタル信号に変換する。AD変換手段22は、例えば外部から入力される所定のサンプリングクロック信号に基づいて、所定のサンプリング周期で光音響信号をサンプリングする。

[0025] 画像生成手段23は、プローブ11が検出した光音響信号に基づいて光音響画像を生成する。光音響画像の生成は、例えば、位相整合加算などの画像再構成や、検波、対数変換などを含む。画像表示手段14は、画像生成手段23が生成した光音響画像を、表示モニタなどに表示する。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、例えばレーザユニット13にレーザ発振トリガ信号を送り、レーザユニット13からレーザ光を出射させる。また、レーザ光の照射に合わせて、AD変換手段22にサンプリングトリガ信号を送り、光音響信号のサンプリング開始タイミングを制御する。

[0026] 図2A及び図2Bは、プローブ11の外観を示す。図2Aはプローブ11の側面図であり、図2Bはプローブ11の正面図である。プローブ11は、正面方向から見て、例えば一次元配列された複数の超音波振動子33の両側に光照射手段（光照射部）32を有する（図2B）。光照射部32は、光ファイバ31（図2A）を用いてレーザユニット13から導光されたレーザ光を被検体に照射する。光照射部32は、例えば面光源として構成される。光照射部32の光照射範囲（照明範囲）は、光音響画像の生成範囲に対応している。被検体内の血管や病変部などは、光照射部32から照射されたレーザ光を吸収して光音響信号を発生する。

[0027] プローブ11は、穿刺針15をガイドする穿刺ガイド38を有している。穿刺針15は、穿刺ガイド38にガイドされて、所定の角度で被検体内に穿刺される。図2Aにおいては、穿刺針15が照明範囲34内の穿刺された状態を示している。図2Aでは図示を省略しているが、穿刺針15の発光部16からも、光ファイバ31を用いて導光されたレーザ光が照射される。発光

部 1 6 から照射された光は、例えば被検体の生体組織中に含まれる血液等の成分で吸収され、その部分から光音響信号が発生する。

[0028] 図 3 は、発光部 1 6 の構成例を示す。発光部 1 6 は、例えば線状の光源として構成される。発光部 1 6 は、例えば穿刺針 1 5 の先端方向（光の進行方向）に向かって厚みが減少するように形成された導光部材で構成される。具体的には、穿刺針 1 5 の先端方向に向かって厚みが減少するようなテーパ形状のファイバーコアで構成することができる。テーパ形状は研磨などによって形成されてもよい。発光部 1 6 は、発光部 1 6 からのレーザ光が穿刺針の近傍の生体組織に照射されればよい。プロブ 1 1 の光照射部 3 2 とは異なり、広い範囲を照明する必要はない。

[0029] 図 4 は、光照射部 3 2（図 1）の照明範囲と穿刺針 1 5 の発光部 1 6 の照明範囲とを示す。発光部 1 6 がプロブ 1 1 の光照射部 3 2 の照明範囲 3 4 の内側に入る場合、発光部 1 6 の照明範囲 3 5 では、光照射部 3 2 からのレーザ光に加えて、穿刺針 1 5 の発光部 1 6 からのレーザ光が照射される。プロブ 1 1 は、被検体内の光吸収体が、光照射部 3 2 から照射されたレーザ光及び穿刺針 1 5 の発光部 1 6 から出射したレーザ光を吸収することで発生する光音響信号を検出する。画像生成手段 2 3 は、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。

[0030] 例えば、光照射部 3 2 からのレーザ光照射と、穿刺針 1 5 の発光部 1 6 からのレーザ光照射とを別々に行う。例えば、先に、光照射部 3 2 からレーザ光照射を行って光音響信号を検出し、その後、穿刺針 1 5 の発光部 1 6 からレーザ光照射を行って光音響信号を検出する。画像生成手段 2 3 は、光照射部 3 2 から照射されたレーザ光に起因する光音響信号に基づいて第 1 の光音響画像を生成する。また、穿刺針 1 5 の発光部 1 6 から照射されたレーザ光に起因する光音響信号に基づいて第 2 の光音響画像を生成して、生成した 2 つの画像を合成する。

[0031] 上記生成された第 1 の光音響画像により、照明範囲 3 4 内の病変 3 6 や血管 3 7 などを画像化できる。また、穿刺針 1 5 の発光部 1 6 からは、穿刺針

15の近傍にのみレーザ光が照射されるため、第2の光音響画像では、穿刺針の位置及び方向に従って、直線状に光音響信号が検出される部分が現れる。ユーザは、合成された光音響画像を観察し、直線状に現れる光音響信号が強い部分と弱い部分との境界を探すことで、穿刺針15が光音響画像中のどの位置にあるかを特定することができる。

[0032] 例えば図4において、光音響画像で画像化された病変36に穿刺針15を穿刺したいとする。このとき、穿刺針15の先端が誤って血管37を突き刺すことがないように注意が必要である。医師などのユーザは、光音響画像を観察しながら、穿刺針15の穿刺を行う。このとき、光音響画像では発光部16からのレーザ光が照射される部分が明るく描画されるため、ユーザは光音響画像中で穿刺針15の位置を確認できる。光音響画像中で穿刺針15の位置が確認できることで、誤って穿刺針15の先端が血管37を突き刺す事態を避けることができる。

[0033] なお、図3では、発光部16が穿刺針15の全体に対応して設けられる例を説明したが、発光部16は、必ずしも穿刺針15の全体にわたって設けられている必要はなく、少なくともその先端部分に設けられていればよい。例えば細い光ファイバなどを用いて穿刺針15の先端までレーザ光を導光し、穿刺針15の先端部分に発光部を設けてもよい。針先までレーザ光を導光する光ファイバは、穿刺針15の内側を通してよいし、穿刺針15の外側に配置してもよい。

[0034] 図5は、発光部16を穿刺針15の先端部分に設けた例を示す。また、図6は、発光部を穿刺針の先端に設けた場合の光照射部32の照明範囲34と発光部16の照明範囲35とを示す。この例の場合、穿刺針15の長さ方向に関して発光部16の長さが短くなり、照明範囲35は図4の場合に比して狭くなる。しかしながら、このような構成とした場合でも、光音響画像中で穿刺針15の先端の位置を特定することができる。

[0035] 穿刺針15に設ける発光部16は1つには限られず、互いに離れた位置に配置される複数の発光部16を設けることとしてもよい。図7は、穿刺針1

5に2つの発光部16を設けた例を示す。穿刺針15は、その先端部分の発光部16aに加えて、中間部分にも発光部16bを有する。図8は、図7に示す2つの発光部16a、16bを得るための構成例を示す。例えば、穿刺針15の中間部分の発光部16bは、部分的に光ファイバのクラッド42をはぎ取ってコア41を露出させ、更にコア41の一部を研磨することで実現できる。先端部の発光部16aについては、コア41を露出させたもので実現できる。

[0036] 図9は、2つの発光部を設けた場合の光照射部32の照明範囲と発光部16の照明範囲とを示す。穿刺針15の発光部16a、16bに対応して、照明範囲35aと照明範囲35bとが形成される。この場合、照明範囲35aと照明範囲35bのそれぞれにおいて、穿刺針15の近傍から光音響信号が検出される。光音響画像では、2つの光音響信号が検出された部分を結んだ位置を、穿刺針の位置として検出できる。

[0037] 図10は、動作手順を示す。超音波ユニット12の制御手段24は、レーザユニット13にレーザ発振トリガ信号を送る。レーザユニット13は、レーザ発振トリガ信号を受けると、レーザ発振を開始し、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の光照射部32（図2A）から被検体に照射される（ステップS1）。

[0038] プローブ11は、光照射部32からのレーザ光の照射により被検体内で発生した光音響信号を検出する（ステップS2）。AD変換手段22は、受信回路21を介して光音響信号を受け取り、光音響信号をサンプリングする。画像生成手段23は、サンプリングされた光音響信号に基づいて第1の光音響画像を生成する（ステップS3）。

[0039] 続いて、穿刺針15の発光部16からレーザ光照射を行う（ステップS4）。プローブ11は、発光部16からのレーザ光の照射により被検体内で発生した光音響信号を検出する。（ステップS5）。AD変換手段22は、受信回路21を介して光音響信号を受け取り、光音響信号をサンプリングする。画像生成手段23は、サンプリングされた光音響信号に基づいて第2の光

音響画像を生成する（ステップS6）。

[0040] 画像生成手段23は、生成した第1及び第2の光音響画像を合成して出力する。画像表示手段14は、合成された光音響画像を表示する（ステップS7）。画像生成手段23にて画像生成を行うのに代えて、画像表示手段14が、第1及び第2の光音響画像を重ねて表示することとしてもよい。

[0041] 本実施形態では、穿刺針15に発光部16を設け、発光部16からレーザ光の照射を行う。発光部16から照射されたレーザ光は穿刺針15の近傍において吸収され、穿刺針15の近傍において光音響信号が発生する。そのような光音響信号に基づいて光音響画像を生成することで、光音響画像上で、穿刺針15の位置などを確認することができる。特に、光照射部32からレーザ光照射を行って生成した光音響画像（第1の光音響画像）と、穿刺針15の発光部16からレーザ光照射を行って生成した光音響画像（第2の光音響画像）とを重ねて表示することで、表示された光音響画像を観察しつつ穿刺針15の穿刺を行う際に、光音響画像上で病変などの位置と穿刺針15の位置関係を把握することができる。

[0042] 続いて、本発明の第2実施形態を説明する。本実施形態では、被検体に対して複数の波長の光を照射し、各波長の光を照射したときの光音響信号を検出する。本実施形態では、複数の波長の光を照射したときの光音響信号を用い、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。

[0043] 本実施形態では、レーザユニット13（図1）は、相互に異なる複数の波長のレーザ光を出射可能に構成されている。レーザユニット13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から被検体方向に出射する。また、レーザユニット13から出射したパルスレーザ光は、穿刺針15の発光部16から、被検体方向に出射する。以下の説明においては、主に、レーザユニット13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出射可能であるものとして説明する。

- [0044] 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）の波長約750nmにおける分子吸収係数は、波長約800nmにおける分子吸収係数よりも低い。一方、静脈に多く含まれる脱酸素化ヘモグロビン（酸素と結合していないヘモグロビンdeoxy-Hb）の波長約750nmにおける分子吸収係数は、波長約800nmにおける分子吸収係数よりも高い。この性質を利用し、波長約800nmで得られた光音響信号に対して、波長約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。
- [0045] 受信回路21は、プローブ11が検出した光音響信号を受信する。AD変換手段22は、受信回路21が受信した光音響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光音響信号のサンプリングを行う。
- [0046] 光音響信号のサンプリングは、レーザユニット13が出射する光の波長の数だけ繰り返し行う。例えばまずレーザユニット13から第1の波長の光を被検体に照射し、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する。次いで、レーザユニット13から第2の波長の光を被検体に照射し、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する。画像生成手段23は、第1の波長の光に対応する光音響信号（第1の光音響信号）と、第2の波長の光に対応する光音響信号（第2の光音響信号）との相対的な信号強度の大小関係に基づいて、動脈と静脈とを区別可能な光音響信号を生成する。
- [0047] 図11は、本実施形態における画像生成手段23を示す。画像生成手段23は、2波長データ複素数化手段231、光音響画像再構成手段232、2波長データ演算手段233、強度情報抽出手段234、検波・対数変換手段235、及び光音響画像構築手段236を有する。2波長データ複素数化手

段 2 3 1 は、第 1 の光音響信号と第 2 の光音響信号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 2 3 1 が、第 1 の光音響信号を実部とし、第 2 の光音響信号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。

[0048] 光音響画像再構成手段 2 3 2 は、2 波長データ複素数化手段 2 3 1 から複素数データを入力し、光音響信号の再構成を行う。光音響画像再構成手段 2 3 2 は、入力された複素数データから、フーリエ変換法（F T A 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 2 3 2 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 2 3 4 と 2 波長データ演算手段 2 3 3 とに入力する。

[0049] 2 波長データ演算手段 2 3 3 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 2 3 3 は、光音響画像再構成手段 2 3 2 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 2 3 3 は、例えば複素数データが $X + i Y$ 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、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。

[0050] 強度情報抽出手段 2 3 4 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 2 3 4 は、光音響画像再構成手段 2 3 2 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234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235は、強度情報抽出手段234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。

[0051] 光音響画像構築手段236は、2波長データ演算手段233から位相情報を入力し、検波・対数変換手段235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236は、入力された位相情報と強度情報とに基づいて、光音響画像を生成する。光音響画像構築手段236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236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236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。

[0052] ここで、位相 0° から 45° の範囲は、第1の光音響信号が第2の光音響信号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 の光に対する吸収よりも波長 756 nm の光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。一方、位相 45° から 90° 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小さい範囲であるため、光音響信号の発生源は、波長 798 nm の光に対する吸収よりも波長 756 nm の光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。

[0053] そこで、カラーマップとして、例えば位相が 0° が青色で、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° が赤色で、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。

[0054] 上記した2つの波長の光に対応した光音響信号に基づく光音響画像の生成は、プローブ11の光照射部32（図2A）からの光照射と、穿刺針15の発光部16（図1）からの光照射とのそれぞれに対して行う。例えば、被検体に向けてプローブ11の光照射部32から第1の波長の光と第2の波長の光とを順次に照射し、各波長に対応した光音響信号を検出して光音響画像（第1の光音響画像）を生成する。その後、被検体内に穿刺した穿刺針15の発光部16から第1の波長の光と第2の波長の光とを順次に出射し、各波長に対応した光音響信号を検出して光音響画像（第2の光音響画像）を生成する。第1の光音響画像と第2の光音響画像とを合成する点は、第1実施形態と同様でよい。

[0055] 上記では、プローブ11の光照射部32からの光照射と、穿刺針15の発光部16からの光照射とのそれぞれから、第1の波長の光及び第2の波長の光を照射するものとしたが、これに代えて、穿刺針15の発光部16からは、単一の波長の光が出射されるようにしてもよい。被検体に対して単一の波長の光のみが照射された場合は、2波長データ複素数化手段231による複素数化、及び、2波長データ演算手段233による位相情報の抽出は不要である。単一の波長の光のみが照射された場合は、強度情報抽出手段234によって抽出される強度情報に基づいて、光音響画像を生成すればよい。

[0056] 本実施形態では、レーザユニット13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。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。例えば動脈と静脈の区別が可能になるような波長の光を照射することで、穿刺針が進行する方向に存在する血管が、動脈であるか静脈であるかの判別が可能になり、穿刺をより安全に行うことができるようになる。

[0057] また、本実施形態では、2つの波長で得られた第1の光音響信号と、第2

の光音響信号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2つの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の光音響信号と第2の光音響信号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。

[0058] 続いて、本発明の第3実施形態を説明する。図11は、本発明の第3実施形態における画像生成手段23aを示す。画像生成手段23aは、図10に示す第2実施形態における画像生成手段23の構成に加えて、デコンボリューション手段237を有する。

[0059] デコンボリューション手段237は、光音響画像再構成手段232で再構成された光音響信号から、被検体に照射された光の光強度の時間波形の微分波形である光微分波形をデコンボリューションした信号を生成する。デコンボリューション手段237は、例えば複素数化されたデータにおける実部と虚部とのそれぞれに対して、光微分波形をデコンボリューションする処理を実行する。

[0060] 2波長データ演算手段233は、光微分波形がデコンボリューションされた光音響信号から位相情報を生成する。また、強度情報抽出手段234は、光微分波形がデコンボリューションされた光音響信号から強度情報を抽出する。以降の処理は第2実施形態と同様である。なお、デコンボリューションに際して複数波長の光の照射は必須ではない。すなわち、単一波長の光を被検体に照射し、検出された光音響信号から光微分波形をデコンボリューションすることとしてもよい。

[0061] デコンボリューション手段237は、例えば離散フーリエ変換により、再構成された光音響信号を時間領域の信号から周波数領域の信号へと変換する。また、光微分波形についても、離散フーリエ変換により時間領域の信号から周波数領域の信号へと変換する。デコンボリューション手段237は、フーリエ変換された光微分波形の逆数を逆フィルタとして求め、フーリエ変換された周波数領域の光音響信号に逆フィルタを適用する。逆フィルタが適用

されることで、周波数領域の信号において、光微分波形がデコンボリューションされる。その後、フーリエ逆変換により、逆フィルタが適用された光音響信号を、周波数領域の信号から時間領域の信号へと変換する。

[0062] 光微分波形のデコンボリューションについて説明する。光吸収体であるミクロ吸収粒子を考え、このミクロ吸収粒子がパルスレーザ光を吸収して圧力波（光音響圧力波）が生じることを考える。時刻を t として、位置 r にあるあるミクロ吸収粒子から発生する光音響圧力波を、位置 R で観測した場合の圧力波形 $p_{micro}(R, t)$ は、[Phys. Rev. Lett. 86(2001)3550.]より、以下の球面波となる。

[数1]

$$p_{micro}(R, t) = \frac{k}{|\mathbf{r} - \mathbf{R}|} \frac{d}{d(t - \frac{|\mathbf{r} - \mathbf{R}|}{v_s})} I(t - \frac{|\mathbf{r} - \mathbf{R}|}{v_s})$$

ここで、 $I(t)$ は励起光の光強度の時間波形であり、係数 k は、粒子が光を吸収して音響波を出力する際の変換係数であり、 v_s は被検体の音速である。また、位置 r 、 R は、空間上の位置を示すベクトルである。ミクロ吸収粒子から発生する圧力は、上記式に示すように、光パルス微分波形に比例した球面波となる。

[0063] 実際にイメージングする対象から得られる圧力波形は、よりマクロな吸収体のサイズを有しているため、上記のミクロ吸収波形を重ね合わせた波形になると考える（重ね合わせの原理）。ここで、マクロな光音響波を発する粒子の吸収分布を $A(r - R)$ とし、そのマクロな吸収体からの圧力の観測波形を $p_{macro}(R, t)$ とする。観測位置 R では、各時刻において、観測位置 R から半径 $v_s t$ に位置する吸収粒子からの光音響波が観測されることになるため、観測波形 $p_{macro}(R, t)$ は、以下の圧力波形の式で示される。

[数2]

$$\begin{aligned}
p_{macro}(\mathbf{R}, t) &= \iiint A(\mathbf{r}-\mathbf{R}) \times \frac{k}{|\mathbf{r}-\mathbf{R}|} \frac{d}{d(t-\frac{|\mathbf{r}-\mathbf{R}|}{v_s})} I(t-\frac{|\mathbf{r}-\mathbf{R}|}{v_s}) dV \\
&= \int_0^\pi \int_{\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} \int_0^{|\mathbf{r}-\mathbf{R}|=v_s t} \frac{k A(\mathbf{r}-\mathbf{R})}{|\mathbf{r}-\mathbf{R}|} I'(t-\frac{|\mathbf{r}-\mathbf{R}|}{v_s}) |\mathbf{r}-\mathbf{R}|^2 \sin \theta d|\mathbf{r}-\mathbf{R}| d\theta d\phi \\
&= \int_0^{|\mathbf{r}-\mathbf{R}|=v_s t} \frac{k}{|\mathbf{r}-\mathbf{R}|} \int_0^\pi \int_{\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} A(\mathbf{r}-\mathbf{R}) dS \times I'(t-\frac{|\mathbf{r}-\mathbf{R}|}{v_s}) d|\mathbf{r}-\mathbf{R}| \\
&= \left[\frac{k}{|\mathbf{r}-\mathbf{R}|} \int_0^\pi \int_{\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} A(\mathbf{r}-\mathbf{R}) dS \right] * \left[I'(t-\frac{|\mathbf{r}-\mathbf{R}|}{v_s}) \right]
\end{aligned} \tag{1}$$

上記式（１）からわかるように、観測波形は、光パルス微分のコンボリューション型を示す。観測波形から光パルス微分波形をデコンボリューションすることで、吸収体分布が得られる。なお、上記では再構成後の光音響信号から光微分波形をデコンボリューションする例について説明しているが、これに代えて、再構成前の光音響信号から光微分波形をデコンボリューションするようにしてもよい。

[0064] 本実施形態では、検出された光音響信号から被検体に照射された光の微分波形をデコンボリューションする。光微分波形をデコンボリューションすることで、光吸収体の分布を得ることができ、吸収分布画像を生成することができる。吸収分布画像を生成することで、血管をより明瞭に観察することができるようになる。その他の効果は、第２実施形態と同様である。

[0065] なお、上記各実施形態では光照射部３２からのレーザ光照射と穿刺針１５の発光部１６からのレーザ光照射とを別々に行うこととして説明したが、光照射部３２からのレーザ光照射と穿刺針１５の発光部１６からのレーザ光照射とを同時に行うこととしてもよい。その場合、プローブ１１は、光照射部３２から照射されたレーザ光に起因する光音響信号と、穿刺針１５の発光部１６から照射されたレーザ光に起因する光音響信号を、同時に（一度に）検出する。この場合、光音響画像の生成は１回で済むため、２つの光音響画像を生成して後で合成する（重ねる）場合に比して、短時間で画像表示を行う

ことができる。

[0066] また、第2実施形態では、第1の光音響信号と第2の光音響信号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の光音響信号と第2の光音響信号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、上記第2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の光音響信号と第2の光音響信号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、一方の波長に対応した再構成画像における信号強度と、他方の波長に対応した再構成画像における信号強度とに基づいて生成できる。

[0067] 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233は、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234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。

[0068] 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。

請求の範囲

- [請求項1] 光を出射する光源と、
前記光を被検体に向けて照射する光照射手段と、
前記光を出射する発光部を有する穿刺針と、
被検体内の光吸収体が、前記光照射手段から照射された光及び前記発光部から出射した光を吸収することで発生する光音響信号を検出する音響波探触子と、
前記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を備えたことを特徴とする光音響画像生成装置。
- [請求項2] 前記穿刺針が、少なくともその先端部分に発光部を有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] 前記発光部が、前記穿刺針の先端方向に向かって厚みが減少するように形成された導光部材で構成されるものであることを特徴とする請求項1又は2に記載の光音響画像生成装置。
- [請求項4] 前記穿刺針が、互いに離れた位置に配置される複数の発光部を有することを特徴とする請求項1から3何れかに記載の光音響画像生成装置。
- [請求項5] 前記複数の発光部のうちの少なくとも1つは、前記光を導光する光ファイバの中間地点でコアを露出させた部分で構成されることを特徴とする請求項4に記載の光音響画像生成装置。
- [請求項6] 前記光照射手段からの光照射と前記発光部からの光出射とを同時に行い、前記音響波探触子が、前記光照射手段から照射された光に起因する光音響信号と前記発光部から出射した光に起因する光音響信号とを同時に検出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] 前記光照射手段からの光照射と前記発光部からの光出射とを別々に行い、前記画像生成手段が、前記光照射手段から照射された光に起因する光音響信号に基づいて第1の光音響画像を生成し、前記発光部か

ら出射した光に起因する光音響信号に基づいて第2の光音響画像を生成し、前記第1の光音響画像と前記第2の光音響画像とを合成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8] 前記光源が、相互に異なる複数の波長の光を出射するものであることを特徴とする請求項1から7何れかに記載の光音響画像生成装置。

[請求項9] 前記画像生成手段が、各波長の光が照射されたときに検出された光音響信号の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8に記載の光音響画像生成装置。

[請求項10] 前記画像生成手段が、光音響信号から、被検体に照射された光の微分波形をデコンボリューションするデコンボリューション手段を有していることを特徴とする請求項1から9何れかに記載の光音響画像生成装置。

[請求項11] 光照射手段から被検体に向けて光を照射するステップと、
発光部を有する穿刺針の発光部から被検体に光を照射するステップと、
被検体内の光吸収体が、前記光照射手段から照射された光及び前記発光部から照射された光を吸収することで発生する光音響信号を検出するステップと、
前記光音響信号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。

[請求項12] 前記光照射手段から光を照射するステップと、前記発光部から光を照射するステップとを同時に行い、
前記光音響信号を検出するステップにおいて、前記光照射手段から照射された光に起因する光音響信号と前記発光部から出射した光に起因する光音響信号とを同時に検出することを特徴とする請求項11に記載の光音響画像生成方法。

[請求項13] 前記光照射手段から光を照射するステップと、前記発光部から光を

照射するステップとを別々に行い、

前記光音響信号を検出するステップにおいて、前記光照射手段から照射された光に起因する光音響信号と前記発光部から出射した光に起因する光音響信号とを別々に検出し、

前記光音響画像を生成するステップにおいて、前記光照射手段から照射された光に起因する光音響信号に基づいて第1の光音響画像を生成し、前記発光部から出射した光に起因する光音響信号に基づいて第2の光音響画像を生成し、前記第1の光音響画像と前記第2の光音響画像とを合成することを特徴とする請求項11に記載の光音響画像生成方法。

[請求項14] 前記穿刺針が、少なくともその先端部分に発光部を有していることを特徴とする請求項11から13に記載の光音響画像生成方法。

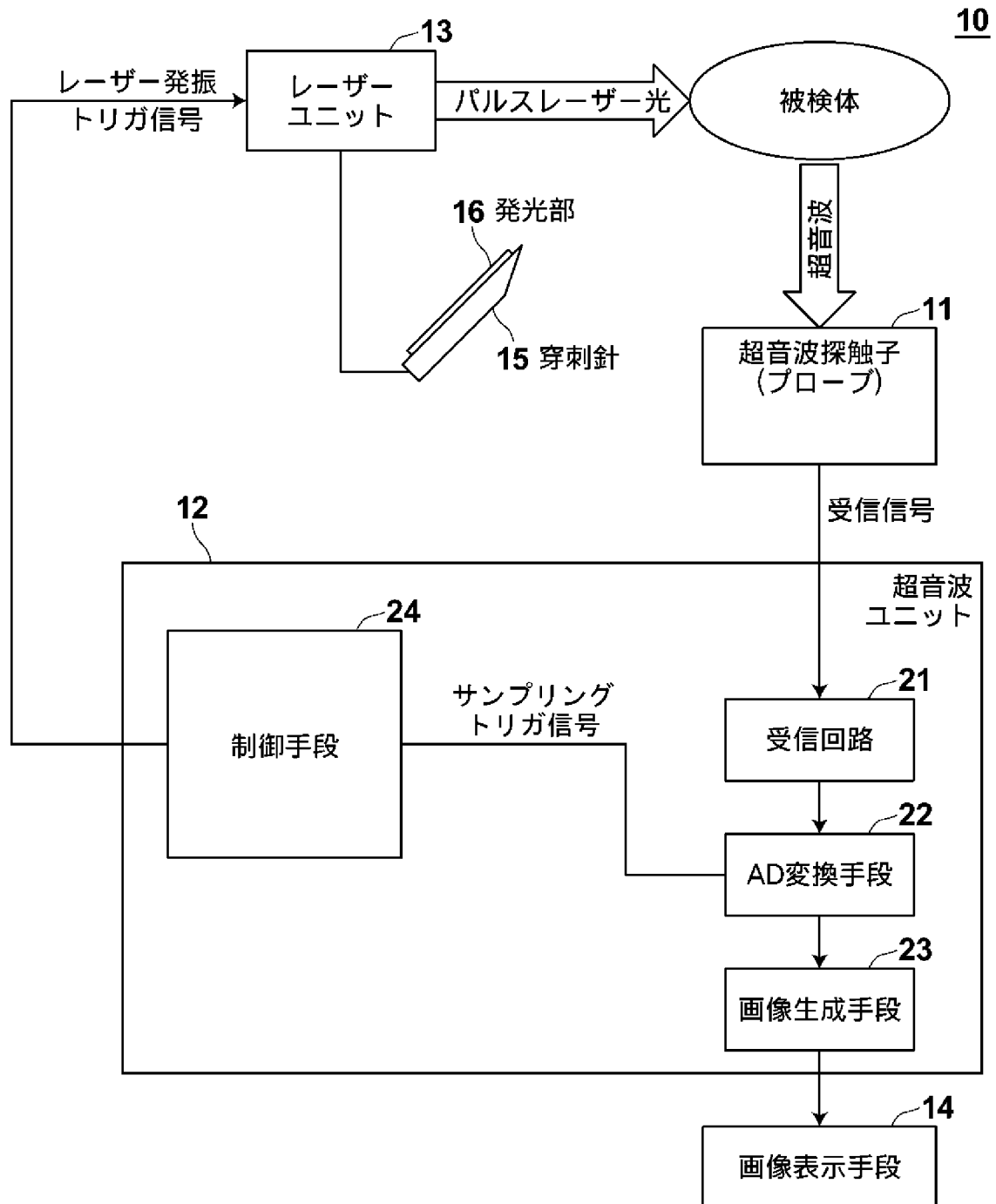
[請求項15] 前記穿刺針が、互いに離れた位置に配置される複数の発光部を有していることを特徴とする請求項11から14何れかに記載の光音響画像生成方法。

[請求項16] 被検体に対し、相互に異なる複数の波長の光を出射することを特徴とする請求項11から15何れかに記載の光音響画像生成方法。

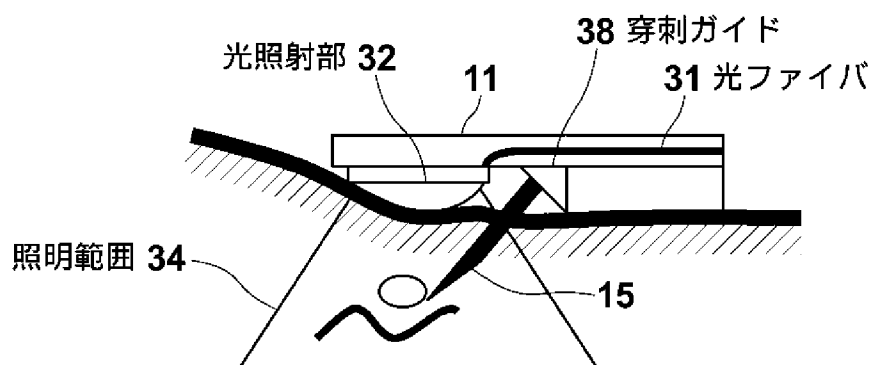
[請求項17] 前記光音響画像を生成するステップでは、各波長の光が照射されたときに検出された光音響信号の信号強度の大小関係に基づいて光音響画像を生成することを特徴とする請求項16に記載の光音響画像生成方法。

[請求項18] 前記光音響画像を生成するステップが、前記光音響信号から、被検体に照射された光の微分波形をデコンボリューションするステップを含むことを特徴とする請求項11から17何れかに記載の光音響画像生成方法。

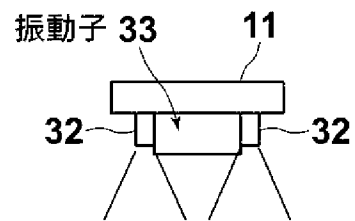
[図1]



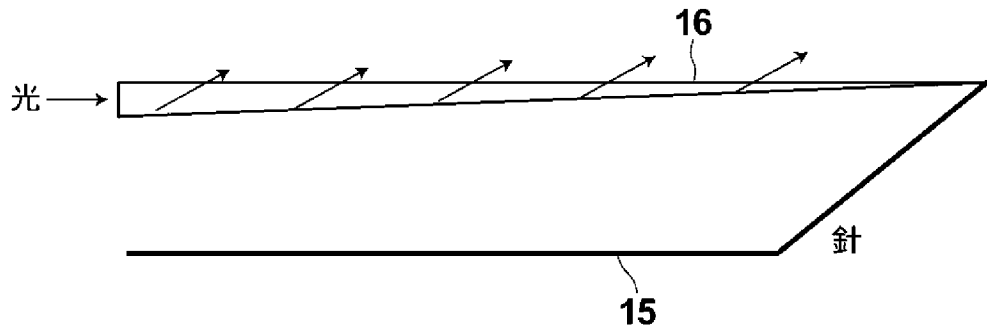
[図2A]



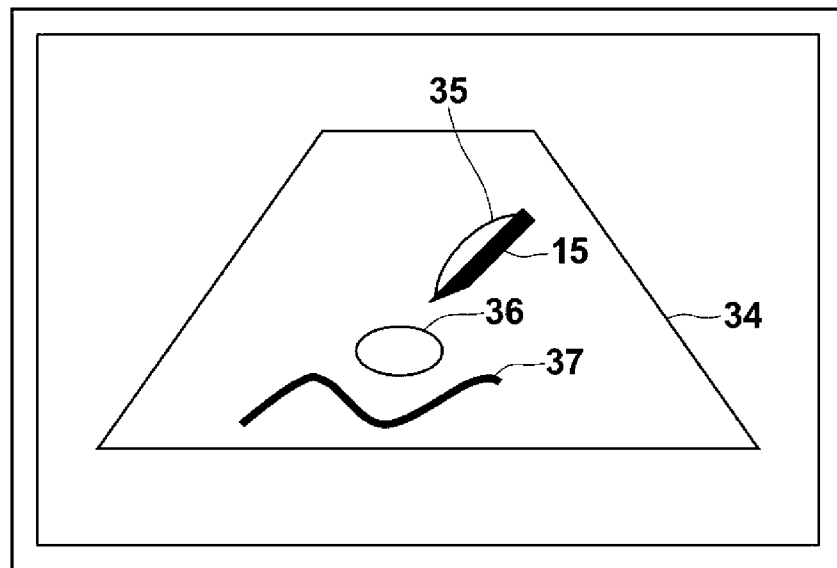
[図2B]



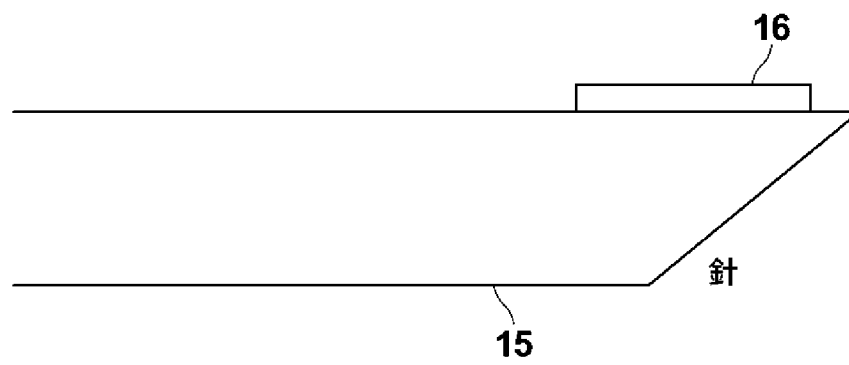
[図3]



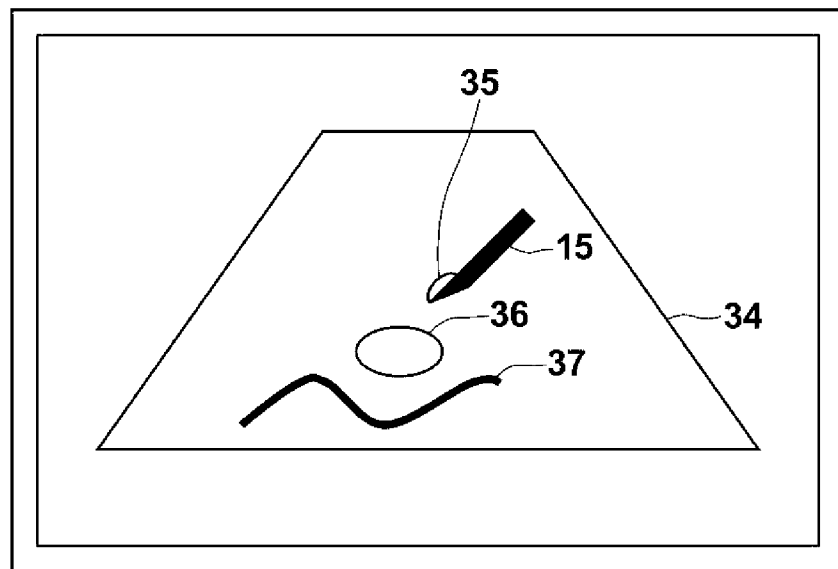
[図4]



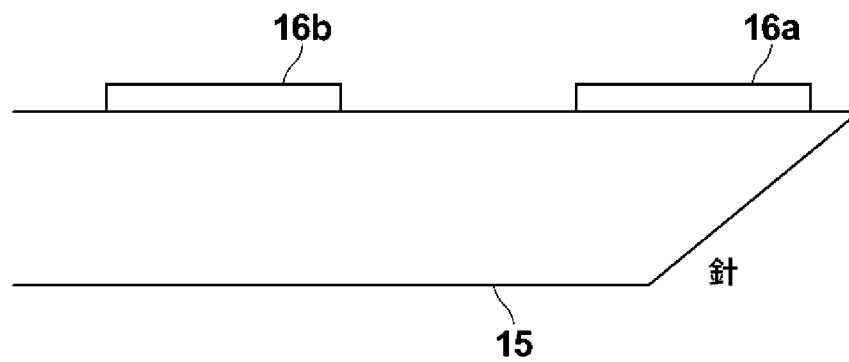
[図5]



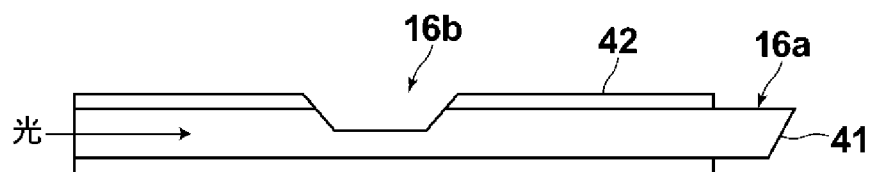
[図6]



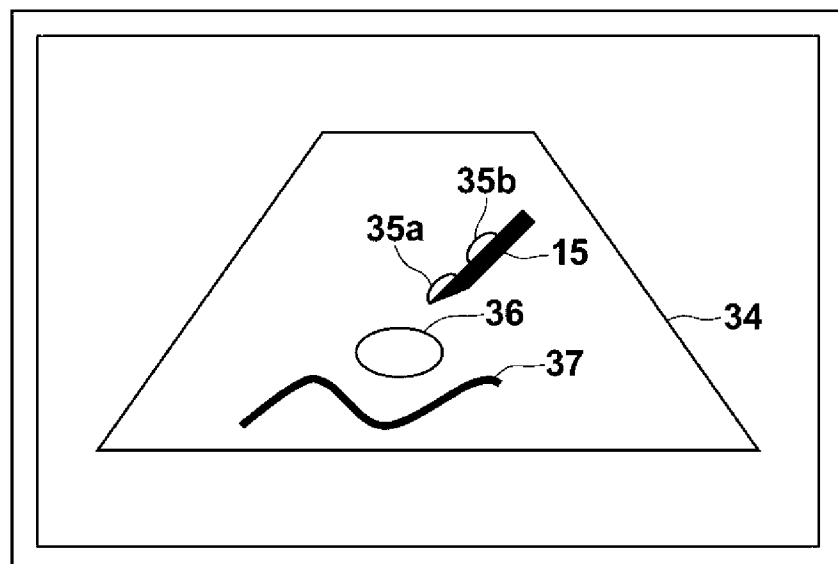
[図7]



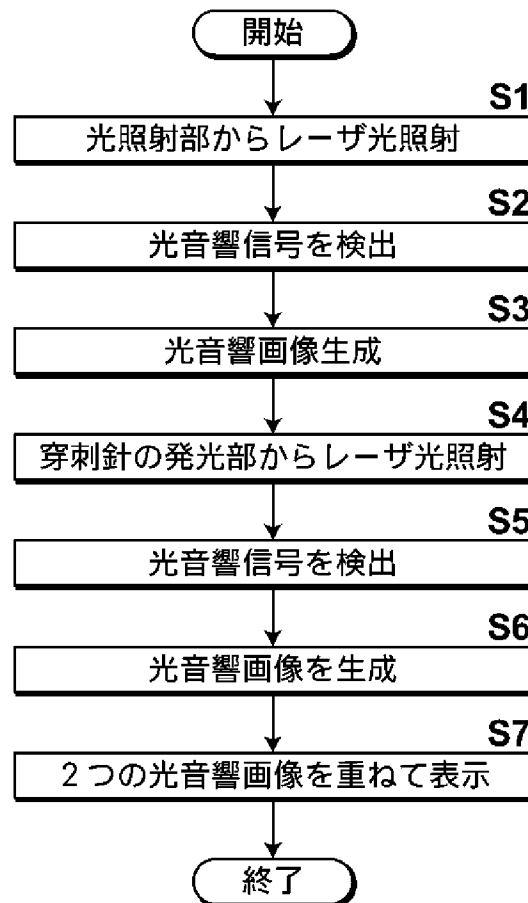
[図8]



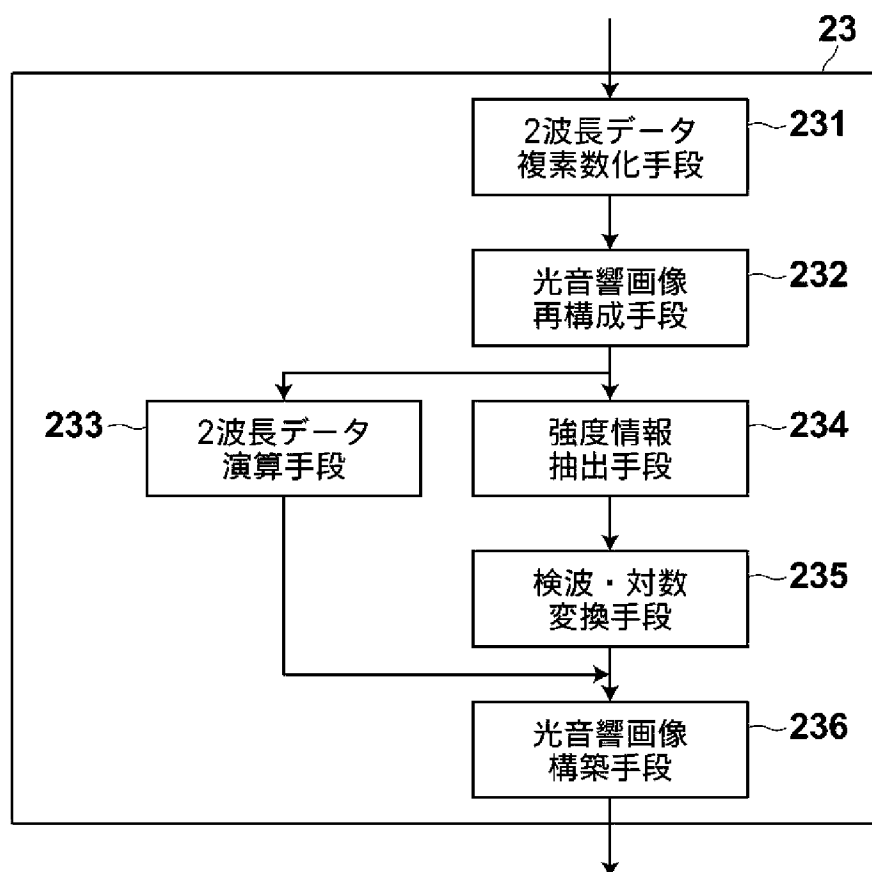
[図9]



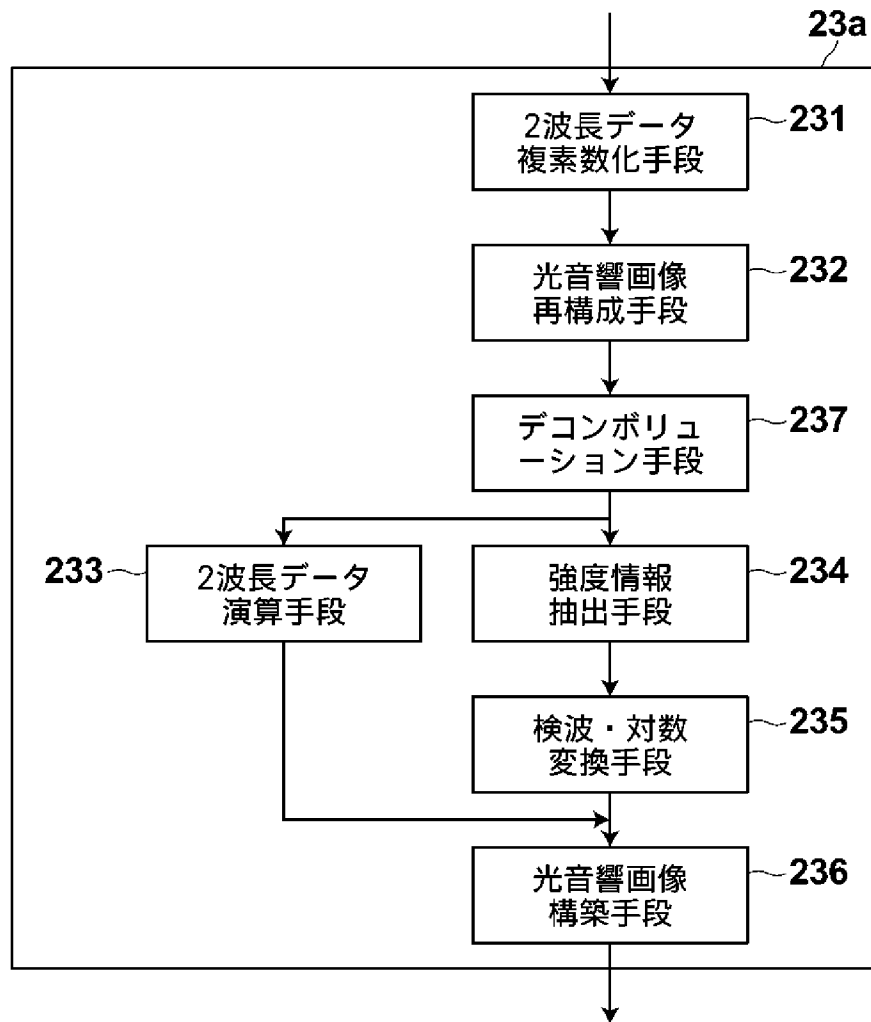
[図10]



[図11]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/003686

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00 (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)

A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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.
A	JP 57-40632 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 06 March 1982 (06.03.1982), page 3, upper right column, line 2 to page 3, lower right column, line 1; fig. 2 (Family: none)	1-10
A	WO 2010/009747 A1 (HELMHOLTZ ZENTRUM MUNCHEN DEUTSCHES FORSCHUNGSZENTRUM FURGESUNDHEIT UND UMWELT GMBH), 28 January 2010 (28.01.2010), description, page 35, line 30 to page 37, line 36; fig. 6 to 9 & JP 2011-528923 A & EP 2148183 A1 & CN 102137618 A	1-10

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ 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
28 September, 2012 (28.09.12)

Date of mailing of the international search report
09 October, 2012 (09.10.12)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/003686

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 4-92647 A (Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 25 March 1992 (25.03.1992), page 2, upper left column, line 12 to page 2, upper right column, line 1; fig. 1 (Family: none)	1-10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/003686

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 11-18
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
(See extra sheet)
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/003686

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet (2)

The inventions described in these claims involve a surgical treatment, i.e., the insertion of a puncture needle, and therefore relate to a method for treatment of the human body by surgery. Thus, the inventions of these claims relate to a subject matter which this international searching authority is not required, under the provisions of PCT Article 17 (2) (a) (i) and PCT Rule 39.1, to search.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B8/00(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 (I P C))

Int.Cl. A61B8/00

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

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 2 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 2 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 2 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
A	JP 57-40632 A (オリンパス光学工業株式会社) 1982.03.06 3 頁右上欄 2 行目-3 頁右下欄 1 行目、図 2 (ファミリーなし)	1-10
A	WO 2010/009747 A1 (HELMHOLTZ ZENTRUM MUNCHEN DEUTSCHES FORSCHUNGSZENTRUM FURGESUNDHEIT UND UMWELT GMBH) 2010.01.28 明細書 35 頁 30 行目-37 頁 36 行目、図 6-9 & JP 2011-528923 A & EP 2148183 A1 & CN 102137618 A	1-10

☒ 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

2 8 . 0 9 . 2 0 1 2

国際調査報告の発送日

0 9 . 1 0 . 2 0 1 2

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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)

右高 孝幸

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

2 Q

9 8 0 8

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
A	JP 4-92647 A (横河メディカルシステム株式会社) 1992.03.25 2 頁左上欄 12 行目-2 頁右上欄 1 行目、図 1 (ファミリーなし)	1-10

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（P C T 17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求項 11-18 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
これは、穿刺針の刺入という外科的処置を伴うから、手術による人体の処置方法であり、
PCT第17条(2)(a)(i)及びPCT規則第39.1の規定により、この国際調査機関が調査することを要しない対象である。
2. ☐ 請求項 は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 は、従属請求の範囲であってP C T 規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。