(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
2014 年 8 月 21 日(21.08.2014)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2014/125853 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2014/050472

(22) 国際出願日: 2014 年 1 月 14 日(14.01.2014)

(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 2013-027815 2013 年 2 月 15 日(15.02.2013) JP

(71) 出願人: 富士フイルム株式会社(**FUJIFILM CORPORATION**) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布２丁目２６番３０号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 広田　和弘(**HIROTA Kazuhiro**); 〒2588538 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 Kanagawa (JP). 白水　豪(**SHIROZU Go**); 〒2588538 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 Kanagawa (JP).

(74) 代理人: 小田原　修一, 外(**ODAHARA Shuichi** et al.); 〒2500111 神奈川県南足柄市竹松１２５０番地　ＦＦＴＰ　ＭＯ棟６Ｆ Kanagawa (JP).

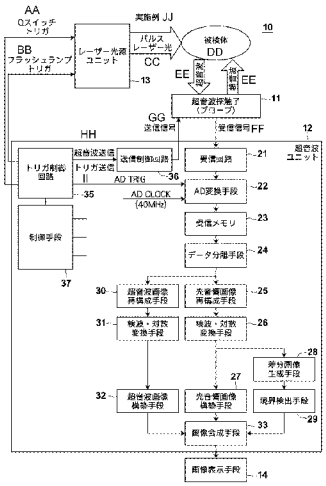
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS,

[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

FIG.1



AA Q switch trigger
BB Flash lamp trigger
CC Pulse laser light
DD Subject
EE Ultrasonic waves
FF Reception signal
GG Transmission signal
HH Transmit ultrasonic waves
II Transmit trigger
JJ Embodiment
11 Ultrasonic probe (Probe)
12 Ultrasonic unit
13 Laser light source unit
14 Image displaying means
21 Reception circuit
22 AD conversion means
23 Reception memory
24 Data separating means
25 Photoacoustic image reconstructing means
26,31 Demodulation/Log conversion means
27 Photoacoustic image constructing means
28 Difference image generating means
29 Boundary detecting means
30 Ultrasonic image reconstructing means
32 Ultrasonic image constructing means
33 Image combining means
35 Trigger control circuit
36 Transmission control circuit
37 Control means

(57) **Abstract**: Provided are a photoacoustic image generating device and a photoacoustic image generating method such that the range of infiltration of a liquid injected into a subject can be visualized in a photoacoustic image. After a light-absorbing liquid is injected into the subject via a needle puncturing the subject and the subject is irradiated with light, photoacoustic waves generated in the subject as a result of the light irradiation are detected. The photoacoustic image generating means generates a photoacoustic image on the basis of the detected photoacoustic waves. The infiltration range image generating means generates an infiltration range image showing the range of infiltration of the liquid on the basis of the photoacoustic image.

(57) 要約: 本発明は、光音響画像において、被検体に注入された液体の浸潤範囲を視覚化することを可能とする、光音響画像生成装置及び光音響画像生成方法を提供する。光吸収性を有する液体が被検体に穿刺された針を通して被検体内に注入され、かつ被検体に対して光が出射された後に、光出射に起因して被検体内で発生した光音響波を検出する。光音響画像生成手段は、検出された光音響波に基づいて光音響画像を生成する。浸潤範囲画像生成手段は、光音響画像に基づいて、液体の浸潤範囲を示す浸潤範囲画像を生成する。

WO 2014/125853 A1

LT, 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, 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, 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, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

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、光照射に起因して生じた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種として、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（光音響波）が発生する。この光音響波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、光音響波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、光を吸収して光音響波を発生する造影剤を用いた光音響画像の生成が記載されている。造影剤には、インドシアニングリーン（ＩＣＧ）や金ナノ微粒子などが用いられる。生体内への造影剤の導入後、光照射を行い、その光照射に起因して発生した光音響波を検出し、検出された光音響波に基づいて、被検体の吸収係数分布を表す光音響画像を生成する。特許文献１では、生体内に導入された造影剤集積場所及び濃度分布などを画像化することができる。生成された光音響画像は、悪性腫瘍の診断やア

ルツハイマー病や頚動脈プラークなどの診断に利用される。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：国際公開第ＷＯ２０１０／０２４２９０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、麻酔薬などの浸透性を有する液体を被検体に注入するときに、液体がどの範囲まで浸潤しているかを画像で確認できると、便利であると考えられる。医師などは、例えば麻酔薬が所望の範囲にまで浸潤したことを確認した後に、次の処置を開始することができる。しかしながら、これまで、光音響画像を用いて液体の浸潤範囲を画像化して提供することは行われていなかった。特許文献１では、生体内に導入された造影剤集積場所及び濃度分布を画像化しており、特許文献１は注入された液体の広がりを視覚的に提供するものではない。

[0007] 本発明は、上記に鑑み、光音響画像を用いて被検体に注入された液体の浸潤範囲を視覚化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、光吸収性を有する液体が被検体に穿刺された針を通して被検体内に注入されかつ被検体に対して光が出射された後にその光出射に起因して被検体内で発生した光音響波の検出信号である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生成手段と、光音響画像に基づいて、注入された液体の浸潤範囲を示す浸潤範囲画像を生成する浸潤範囲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、浸潤範囲画像生成手段が、液体の注入後の複数の時刻に対応した複数の光音響画像の経時的な変化に基づいて浸潤範囲画像を生成するこ

とが好ましい。

[0010] 上記において、浸潤範囲画像生成手段が、複数の光音響画像間の差分画像を生成してもよい。この場合、浸潤範囲画像生成手段が、差分画像から、光音響波が発生した部分と発生していない部分との境界を抽出し、抽出した境界を示す画像を浸潤範囲画像として生成してもよい。

[0011] 上記に代えて、浸潤範囲画像生成手段は、被検体に注入された針の先端位置を含む範囲で光音響波が発生した部分を検索し、光音響波が発生した部分と発生していない部分との境界を示す画像を浸潤範囲画像として生成してもよい。

[0012] 浸潤範囲画像生成手段が、抽出した境界の内部を塗りつぶした画像を生成してもよい。

[0013] 本発明の光音響画像生成装置では、光音響画像と浸潤範囲画像とを合成し、表示画面上に表示させる画像合成手段を更に備える構成を採用できる。

[0014] 被検体に向けて送信された音響波に対する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手段を更に備える構成とし、画像合成手段が、光音響画像に代えて、又は光音響画像に加えて、反射音響波画像を浸潤範囲画像に合成してもよい。

[0015] 画像合成手段は、浸潤範囲画像に、超音波画像及び前記光音響画像の少なくとも一方とは異なる色を割り当てて画像合成を行ってもよい。

[0016] 液体が麻酔薬を含んでいてもよい。

[0017] 浸潤範囲画像生成手段は、針の先端位置から見て外側の境界を抽出して浸潤範囲画像として生成してもよい。

[0018] 浸潤範囲画像生成手段が検索する範囲は、液体の注入時刻からの時間経過と共に拡大してもよい。

[0019] 本発明は、また、光吸収性を有する液体が被検体に穿刺された針を通して被検体内に注入されかつ被検体に対して光が出射された後に光出射に起因して被検体内で発生した光音響波の検出信号である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、光音響画像に基づいて、液体の浸潤範囲を示

す浸潤範囲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。

発明の効果

[0020] 本発明では、光吸収性を有する液体が被検体に穿刺された針を通して被検体内に注入され、かつ被検体に対して光が出射された後に光出射に起因して被検体内で発生した光音響波を検出する。検出された光音響波の検出信号である光音響信号に基づいて光音響画像を生成し、光音響画像に基づいて、被検体内に注入された液体の浸潤範囲を示す浸潤範囲画像を生成する。これにより、光音響画像を用いて被検体に注入された液体の浸潤範囲を視覚化することができる。医師などは、浸潤範囲画像を観察することで、時間経過と共に浸潤範囲が広がっていく液体がどこまで浸潤したかを確認することができ、注入された液体が所望の箇所まで浸潤したか否かを確認することができる。

図面の簡単な説明

[0021] [図1]本発明の一実施形態の光音響画像生成システムを示すブロック図。

[図2]超音波画像と光音響画像の合成画像を示す図。

[図3]液体の注入に使用される注射器を示す図。

[図4]光音響画像生成システムの動作手順を示すフローチャート。

[図5]（ａ）～（ｄ）は、液体の注入後に生成される光音響画像を示す図。

[図6]（ａ）～（ｄ）は、前後の時刻の光音響画像の差分画像を示す図。

[図7]（ａ）～（ｄ）は、差分画像から抽出された境界を示す図。

[図8]（ａ）～（ｄ）は、超音波画像と光音響画像と浸潤範囲画像とを合成した合成画像を示す図。

[図9]光音響画像における液体の探索範囲を示す図。

発明を実施するための形態

[0022] 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、本発明の一実施形態の光音響画像生成システムを示す。光音響画像生成システム１０は、超音波探触子（プローブ）１１と、超音波ユニット１２と、レー

ザ光源ユニット１３とを備える。なお、本発明の実施形態では、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無く、被検対象や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。

[0023] レーザ光源ユニット１３は、被検体に照射する光を出射する光源である。レーザ光源ユニット１３は、例えばＱスイッチ固体レーザとして構成され、パルスレーザ光を出射する。レーザ光源ユニット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から被検体に向けて照射される。パルスレーザ光の照射位置は特に限定されず、プローブ１１以外の場所からパルスレーザ光の照射を行ってもよい。

[0024] 被検体には、被検体に穿刺された針を通して、光吸収性を有する液体が注入される。被検体に対する液体の注入後、レーザ光源ユニット１３からのパルスレーザ光が被検体に照射される。被検体内では、光吸収体が照射されたパルスレーザ光のエネルギーを吸収することで超音波（光音響波）が生じる。

[0025] プローブ１１は、被検体内から発生する音響波の検出、及び、被検体への音響波（超音波）の送信を行う。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検出器素子（超音波振動子）を有し、その一次元配列された超音波振動子から超音波を送信する。また、一次元配列された超音波振動子により、被検体内から発生する音響波を検出する。プローブ１１が検出する音響波は、被検体への光照射に起因して被検体内で発生した光音響波と、被検体に向けて送信された超音波に対する反射超音波（反射音響波）とを含む。超音波の送信と検出とは、必ずしも単一のプローブで行われる必要はなく、超音波の送信と検出とを分離し、別個のプローブで行うこととしてもよい。

[0026] 超音波ユニット１２は、受信回路２１、ＡＤ変換手段２２、受信メモリ２３、データ分離手段２４、光音響画像再構成手段２５、検波・対数変換手段

２６、光音響画像構築手段２７、差分画像生成手段２８、境界検出手段２９、超音波画像再構成手段３０、検波・対数変換手段３１、超音波画像構築手段３２、画像合成手段３３、トリガ制御回路３５、送信制御回路３６、及び制御手段３７を有する。超音波ユニット１２は、光音響画像生成装置を構成する。

[0027] 受信回路２１は、プローブ１１が検出した光音響波の検出信号（光音響信号）及び反射超音波の検出信号（反射超音波信号）を受信する。ＡＤ変換手段２２は検出手段であり、受信回路２１が受信した光音響信号及び反射超音波信号をサンプリングし、デジタルデータに変換する。ＡＤ変換手段２２は、ＡＤクロック信号に同期して、所定のサンプリング周期で信号のサンプリングを行う。ＡＤ変換手段２２は、サンプリングした光音響信号及び反射超音波信号を受信メモリ２３に格納する。

[0028] データ分離手段２４は、光音響信号と反射超音波信号とを分離する。データ分離手段２４は、受信メモリ２３から光音響信号を読み出し、光音響画像再構成手段２５に渡す。また、データ分離手段２４は、受信メモリ２３から反射超音波信号を読み出し、超音波画像再構成手段３０に送信する。

[0029] 光音響画像再構成手段２５は、受け取った光音響信号を例えば遅延加算法により再構成し、光音響画像の各ラインのデータを生成する。光音響画像再構成手段２５は、例えばプローブ１１の６４個の超音波振動子によって検出したデータを、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。再構成の手法は特に問わず、フーリエ変換法（ＦＴＡ法）により画像再構成を行うこととしてもよい。再構成された光音響信号は光音響画像とみなすことができる。

[0030] 検波・対数変換手段２６は、再構成された光音響信号の包絡線を生成し、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。光音響画像構築手段２７は、検波・対数変換処理後の光音響信号に基づいて、光吸収体の分布画像である光音響画像を生成する。光音響画像再構成手段２５、検波・対数変換手段２６、及び光音響画像構築手段２７は、光音響画像生成手段

を構成する。

[0031] 差分画像生成手段２８及び境界検出手段２９は、光音響画像に基づいて浸潤範囲画像を生成する浸潤範囲画像生成手段を構成する。本実施形態では、浸潤範囲画像生成手段は、液体の注入後の複数の時刻に対応した複数の光音響画像の経時的な変化に基づいて浸潤範囲画像を生成する。特に、複数の光音響画像間の差分画像を生成し、差分画像を用いて浸潤範囲画像を生成する。

[0032] 差分画像生成手段２８は、被検体への液体の注入後の複数の時刻に対応した複数の光音響画像（検波・対数変換処理後の光音響信号）の間の差分画像を生成する。差分画像生成手段２８は、例えば現時刻（最新）の光音響画像とそれよりも１つ前の時刻の光音響画像との差分画像を生成する。境界検出手段２９は、差分画像から、光音響波が発生した部分と発生していない部分との境界を抽出し、抽出した境界を示す画像を、被検体に注入された液体の浸潤範囲を示す浸潤範囲画像として生成する。

[0033] 超音波画像再構成手段３０は、データ分離手段２４から受け取った反射超音波信号を例えば遅延加算法を用いて再構成し、超音波画像（反射音響波画像）の各ラインのデータを生成する。超音波画像再構成手段３０は、例えばプローブ１１の６４個の超音波振動子によって検出したデータを、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。反射超音波信号についても、再構成の手法は特に問わない。

[0034] 検波・対数変換手段３１は、再構成された反射超音波信号の包絡線を求め、求めた包絡線を対数変換する。超音波画像構築手段３２は、対数変換が施された反射超音波信号に基づいて、超音波画像を生成する。超音波画像再構成手段３０、検波・対数変換手段３１、及び超音波画像構築手段３２は、反射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手段（反射音響波画像生成手段）を構成する。

[0035] 画像合成手段３３は、光音響画像と超音波画像と浸潤範囲画像とを合成する。画像合成手段３３は、例えば光音響画像と超音波画像と浸潤範囲画像と

を重畳することで画像合成を行う。その際、画像合成手段３３は、各画像の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浸潤範囲画像を並べて表示し、或いは光音響画像と超音波画像と浸潤範囲画像とを切り替えて表示するようにしてもよい。

[0036] 制御手段３７は、超音波ユニット１２内の各部の制御を行う。トリガ制御回路３５は、レーザ光源ユニット１３に対して、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を送る。レーザ光源ユニット１３は、フラッシュランプトリガ信号を受けるとフラッシュランプを点灯してレーザ媒質を励起し、Ｑスイッチトリガ信号を受けるとＱスイッチをオンにしてパルスレーザ光を出射する。また、トリガ制御回路３５は、パルスレーザ光が出射するタイミングでＡＤ変換手段２２にサンプリングトリガ信号（ＡＤトリガ信号）を出力する。ＡＤ変換手段２２は、サンプリングトリガ信号に基づいて光音響信号のサンプリングを開始する。

[0037] トリガ制御回路３５は、超音波画像の生成時は、送信制御回路３６に超音波送信を指示する旨の超音波送信トリガ信号を送る。送信制御回路３６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３５は、超音波送信のタイミングに合わせてＡＤ変換手段２２にサンプリングトリガ信号を送る。ＡＤ変換手段２２は、サンプリングトリガ信号に基づいて反射超音波信号のサンプリングを開始する。

[0038] 図２は、超音波画像と光音響画像とを合成した画像を示す。超音波画像により組織の形状が視覚化され、光音響画像により光吸収体の分布が視覚化される。光音響画像では、例えば被検体内に穿刺された針４０や、血管４１などが画像化される。なお、針４０から液体が注入される前は、浸潤範囲画像は生成しなくてよい。

[0039] 図３は、液体の注入に使用される注射器を示す。例えば被検体に注入される液体が麻酔薬である場合、麻酔薬それ自体は光吸収性を有していない場合

もある。そのような場合は、麻酔薬に光吸収性を有する物質を混合すればよい。麻酔薬に混合する光吸収性を有する物質としては、麻酔薬を注射する本人の血液を用いることができる。例えば図３に示すような注射器を用い、点線で示す目盛り位置まで自己血を採取しておく。その後、麻酔薬を混合することで、被検体に注入される麻酔薬（液体）に光吸収性を持たせることができる。

[0040] 図４は、光音響画像生成システム１０の動作手順を示す。医師などにより、被検体内に針を通して液体が注入される（ステップＳ１）。トリガ制御回路３５は、送信制御回路３６を介してプローブ１１から被検体に超音波を送信させる（ステップＳ２）。プローブ１１は、送信した超音波に対する反射超音波を検出する（ステップＳ３）。検出された反射超音波は、受信回路２１を経てＡＤ変換手段２２でサンプリングされ、反射超音波信号が受信メモリ２３に格納される。

[0041] データ分離手段２４は、受信メモリ２３から反射超音波信号を読み出し、超音波画像再構成手段３０に送信する。超音波画像再構成手段３０は、例えば遅延加算法により、超音波画像の各ラインのデータを生成する。検波・対数変換手段３１は、超音波画像再構成手段３０が出力する各ラインのデータの包絡線を求め、求めた包絡線を対数変換する。超音波画像構築手段３２は、対数変換が施された各ラインのデータに基づいて、超音波画像を生成する（ステップＳ４）。

[0042] トリガ制御回路３５は、レーザ光源ユニット１３にフラッシュランプトリガ信号を送り、次いで、Ｑスイッチトリガ信号を送る。レーザ光源ユニット１３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を点灯し、Ｑスイッチトリガ信号に応答してＱスイッチをオンにし、パルスレーザ光を出射する（ステップＳ５）。被検体内では、光吸収体が照射されたパルスレーザ光のエネルギーを吸収することで、光音響波が発生する。プローブ１１は、被検体内で発生した光音響波を検出する（ステップＳ６）。検出された光音響波は、受信回路２１を経てＡＤ変換手段２２でサンプリングされ、

光音響信号が受信メモリ２３に格納される。被検体のレーザ光が照射される領域を複数の部分領域に分割し、部分領域ごとに光照射と光音響信号の検出とを行うこととしてもよい。

[0043] データ分離手段２４は、受信メモリ２３から光音響信号を読み出し、光音響画像再構成手段２５に送信する。光音響画像再構成手段２５は、例えば遅延加算法により、光音響画像の各ラインのデータを生成する。検波・対数変換手段２６は、超音波画像再構成手段３０が出力する各ラインのデータの包絡線を求め、求めた包絡線を対数変換する。光音響画像構築手段２７は、対数変換が施された各ラインのデータに基づいて、光音響画像を生成する（ステップＳ７）。検出された光音響波には、光吸収性を有する液体から発生した光音響波が含まれており、光音響画像により被検体に注入された液体から発生した光音響波の発生位置が視覚化できる。

[0044] 差分画像生成手段２８は、今回の時刻の光音響画像と前の時刻の光音響画像との差分画像を生成する（ステップＳ８）。被検体内に注入された液体は時間経過と共に広がっていくため、差分画像を生成することで、注入された液体が広がった範囲を判別可能となる。境界検出手段２９は、差分画像から、光音響波が存在する部分と存在しない部分との境界を抽出する（ステップＳ９）。境界検出手段２９は、ステップＳ９では、針の先端位置から見て外側の境界を抽出する。境界検出手段２９は、抽出した境界の位置を示す浸潤範囲画像を生成する（ステップＳ１０）。

[0045] 画像合成手段３３は、ステップＳ４で生成された超音波画像と、ステップＳ７で生成された光音響画像と、ステップＳ１０で生成された浸潤範囲画像とを合成し、画像表示手段１４に表示する（ステップＳ１１）。画像表示手段１４には、最低限浸潤範囲画像が表示されればよく、超音波画像と光音響画像の何れか一方又は双方の表示を省略することも可能である。すなわち、必ずしも超音波画像、光音響画像、及び浸潤範囲画像の３つの画像を合成する必要はなく、光音響画像と浸潤範囲画像とを合成してもよいし、超音波画像と浸潤範囲画像とを合成してもよい。その後、ステップＳ２に戻る。ステ

ップＳ２～Ｓ１１を繰り返し実行することで、画像を動画的に表示することができる。

[0046] なお、図４に示すフローチャートでは、液体の注入後に超音波画像及び光音響画像を生成しているが、液体の注入前に超音波画像及び光音響画像を生成することも可能である。その場合、ステップＳ８からステップＳ１０を省略し、浸潤範囲画像の生成を省略してもよい。また、超音波画像の生成と光音響画像の生成は、どちらが先でもよい。図４では、超音波画像の生成後に光照射を行うこととしているが、反射超音波信号の検出に続けて光照射を行い、反射超音波信号及び光音響信号の双方が受信メモリ２３に格納された後に各画像を生成するようにしてもよい。

[0047] 超音波画像と光音響画像とは、必ずしも同一のフレームレートで生成する必要はなく、例えば複数の超音波画像を生成する間に１枚の光音響画像を生成するようにしてもよい。また、光音響画像を生成するたびに差分画像を生成する必要はなく、例えば５枚の光音響画像の生成に対して１つの差分画像が生成されるようにしてもよい。その場合、５枚の光音響画像を加算平均し、加算平均された光音響画像間の差分を取るようにしてもよい。差分画像の生成は、検波・対数変換の後に限定されるものではなく、光音響画像再構成手段２５で再構成された光音響信号（光音響画像）間の差分画像を生成してもよいし、光音響画像構築手段２７で生成された光音響画像間の差分画像を生成してもよい。

[0048] 図５（ａ）～（ｄ）は、液体の注入後に生成される光音響画像を示す。光音響画像は、時間経過につれて、図５（ａ）、図５（ｂ）、図５（ｃ）、図５（ｄ）に示すように変化していく。光音響画像には、針４０、血管４１、及び液体４２が含まれる。光音響画像では、針４０や血管４１の位置や大きさなどは変化しないが、液体４２は、時間経過と共に徐々に広がっていく。光音響画像により光吸収性を有する液体を画像化できるものの、液体から発生する光音響信号は弱く、光音響画像を見るだけでは液体の浸潤範囲はわかりにくい。

[0049] 図６（ａ）～（ｄ）は、前後の時刻の光音響画像の差分画像を示す。図６（ａ）は、図５（ａ）に示す光音響画像と、液体注入前又は液体注入直後の光音響画像との差分画像を示す。図６（ｂ）は、図５（ｂ）に示す光音響画像と図５（ａ）に示す光音響画像との差分画像を示し、図６（ｃ）は、図５（ｃ）に示す光音響画像と図５（ｂ）に示す光音響画像との差分画像を示し、図６（ｄ）は、図５（ｄ）に示す光音響画像と図５（ｃ）に示す光音響画像との差分画像を示す。差分画像を生成することで、前の時刻に対して光音響画像が変化した部分が視覚化できる。図６（ａ）～（ｄ）に示す変化部分５１は、前の時刻から液体が広がった部分を表す。液体から発生した光音響信号を時系列で追うことで、時間経過に伴う液体の広がりを追跡できる。

[0050] 図７（ａ）～（ｄ）は、差分画像から抽出された境界を示す。境界検出手段２９は、図６（ａ）～（ｄ）に示す差分画像において、光音響信号が存在する部分としない部分（差分画像において信号がある部分とない部分）との境界を抽出する。抽出する境界は、針の先端位置から見て外側の境界である。境界検出手段２９は、抽出した境界５２を、液体の浸潤範囲を示す浸潤範囲画像として生成する。

[0051] 図８（ａ）～（ｄ）は、超音波画像と光音響画像と浸潤範囲画像とを合成した合成画像を示す。例えば画像表示手段１４に表示される合成画像は、時間経過と共に、図８（ａ）、図８（ｂ）、図８（ｃ）、図８（ｄ）と変化する。境界５２が重ねられることで、広がっていく液体４２（図５（ａ）～（ｄ））の輪郭が強調され、被検体に注入された液体の浸潤範囲の確認が容易となる。合成画像を生成する際には、浸潤範囲画像の色を、超音波画像及び光音響画像の少なくとも一方とは異なる色にするとよい。また、境界５２の内部を塗りつぶした画像を表示してもよい。ここで、境界５２の内部を塗りつぶした画像とは、境界５２の内部に、超音波画像および光音響画像とは異なる色を付した画像をいう。なお、超音波画像および光音響画像とは異なる色は、針４０の位置を確認可能とするために半透明であることが望ましい。

[0052] 本実施形態では、光吸収性を有する液体を被検体に注入した後に光照射を

行い、被検体内で発生した光音響波を検出する。検出される光音響波には、被検体に注入された液体から発生した光音響波が含まれる。検出された光音響波に基づいて光音響画像を生成し、その光音響波に基づいて、被検体に注入された液体の浸潤範囲を示す浸潤範囲画像を生成する。医師などは、浸潤範囲画像を見ることで、時間経過と共に浸潤範囲が広がっていく液体がどこまで広がったかを確認することができる。これにより、医師などは、注入された麻酔薬などの液体が所望の箇所まで浸潤したことを確認した後に、次の処置へ移行することができる。

[0053] 本実施形態では、液体の注入後の複数の時刻に対応した複数の光音響画像の経時的な変化に基づいて浸潤範囲画像を生成している。体動の影響を考慮しなければ、差分画像を取ることで、注入後に被検体内で広がっていく液体から発生する光音響信号が追跡可能となる。そのような差分画像から、光音響信号が存在する部分としない部分との境界を抽出することで、液体の浸潤範囲を求めることができる。抽出された境界部分を示す浸潤範囲画像を超音波画像や光音響画像に重ねることで、上記の境界が強調され、浸潤範囲の確認が容易となる。医師などは、例えば麻酔薬が神経の位置まで十分に浸潤したかを確認することができる。また、画像を動画的に表示する場合は、浸潤範囲が広がる速度を見ながら、液体の注入速度を調整することができる。

[0054] 次いで、本発明の変形例について説明する。上記実施形態では、光音響画像の時系列的な変化に基づいて浸潤範囲画像を生成する態様を説明した。これに代えて、被検体内に穿刺された針の先端位置を含む範囲で光音響波が発生した部分を検索し、光音響波が発生した部分と発生していない部分との境界を示す画像を浸潤範囲画像として生成してもよい。この場合、差分画像生成手段２８は省略可能である。

[0055] 図９に、液体の探索範囲を示す。浸潤範囲画像生成手段（境界検出手段２９）は、被検体に穿刺された針の先端位置を含む所定の範囲で探索範囲６０を設定する。針の先端位置は、医師などのユーザが指定してもよいし、光音響画像から針を抽出して自動的に設定してもよい。液体の探索範囲６０は、

液体の注入時刻からの時間経過と共に拡大するようにしてもよい。境界検出手段２９は、探索範囲６０内で、光音響波が発生している部分としていない部分との境界を抽出する。境界検出手段２９は、抽出した境界を示す画像を浸潤範囲画像として生成する。この変形例においても、境界の内部を塗りつぶして表示してもよい。なお、この例では、血管のうちの１つが探索範囲６０に含まれているが、血管から発生する光音響波は、時間が経過してもその発生範囲が変化しないため、画像観察において特に問題とならない。

[0056] 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ものも、本発明の範囲に含まれる。

符号の説明

[0057] １０：光音響画像生成システム

１１：プローブ

１２：超音波ユニット

１３：レーザ光源ユニット

１４：画像表示手段

２１：受信回路

２２：ＡＤ変換手段

２３：受信メモリ

２４：データ分離手段

２５：光音響画像再構成手段

２６：検波・対数変換手段

２７：光音響画像構築手段

２８：差分画像生成手段

２９：境界検出手段

３０：超音波画像再構成手段

３１：検波・対数変換手段

３２：超音波画像構築手段

３３：画像合成手段

３５：トリガ制御回路

３６：送信制御回路

３７：制御手段

４０：針

４１：血管

４２：液体

５１：変化部分

５２：境界

６０：探索範囲

請求の範囲

[請求項1] 光吸収性を有する液体が被検体に穿刺された針を通して被検体内に注入されかつ被検体に対して光が出射された後に該光出射に起因して被検体内で発生した光音響波の検出信号である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生成手段と、

前記光音響画像に基づいて、前記液体の浸潤範囲を示す浸潤範囲画像を生成する浸潤範囲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] 前記浸潤範囲画像生成手段が、前記液体の注入後の複数の時刻に対応した複数の光音響画像の経時的な変化に基づいて前記浸潤範囲画像を生成する請求項１に記載の光音響画像生成装置。

[請求項3] 前記浸潤範囲画像生成手段が、前記複数の光音響画像間の差分画像を生成する請求項２に記載の光音響画像生成装置。

[請求項4] 前記浸潤範囲画像生成手段が、前記差分画像から、光音響波が発生した部分と発生していない部分との境界を抽出し、該抽出した境界を示す画像を前記浸潤範囲画像として生成する請求項３に記載の光音響画像生成装置。

[請求項5] 前記浸潤範囲画像生成手段が、前記光音響画像から、前記針の先端位置を含む範囲で前記光音響波が発生した部分を検索し、前記光音響波が発生した部分と発生していない部分との境界を示す画像を前記浸潤範囲画像として生成する請求項１に記載の光音響画像生成装置。

[請求項6] 前記浸潤範囲画像生成手段が、前記境界の内部を塗りつぶした画像を生成する請求項４又は５に記載の光音響画像生成装置。

[請求項7] 前記光音響画像と前記浸潤範囲画像とを合成し、表示画面上に表示させる画像合成手段を更に備えた請求項１から６何れか１項に記載の光音響画像生成装置。

[請求項8] 被検体に向けて送信された音響波に対する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手段を更に備え、

前記画像合成手段が、前記光音響画像に代えて、又は前記光音響画像に加えて、前記反射音響波画像を前記浸潤範囲画像に合成する請求項７に記載の光音響画像生成装置。

[請求項9] 前記画像合成手段が、前記浸潤範囲画像に、前記超音波画像及び前記光音響画像の少なくとも一方とは異なる色を割り当てて画像合成を行う請求項８に記載の光音響画像生成装置。

[請求項10] 前記液体が麻酔薬を含む請求項１から９何れか１項に記載の光音響画像生成装置。

[請求項11] 前記浸潤範囲画像生成手段は、前記針の先端位置から見て外側の境界を抽出して前記浸潤範囲画像を生成する請求項４に記載の光音響画像生成装置。

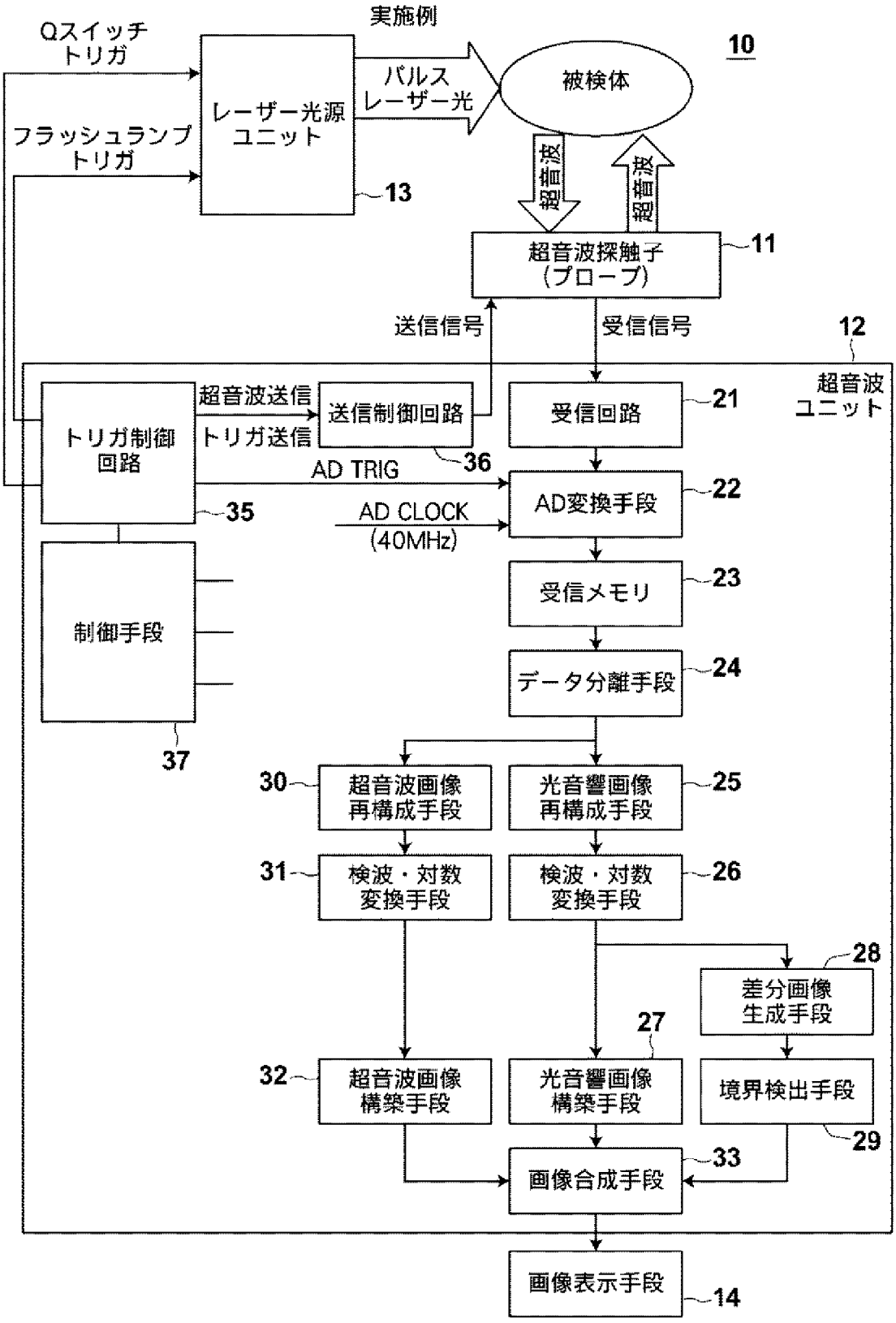
[請求項12] 前記浸潤範囲画像生成手段が検索する範囲は、液体の注入時刻からの時間経過と共に拡大する請求項５に記載の光音響画像生成装置。

[請求項13] 光吸収性を有する液体が被検体に穿刺された針を通して被検体内に注入されかつ被検体に対して光が出射された後に該光出射に起因して被検体内で発生した光音響波の検出信号である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、

前記光音響画像に基づいて、前記液体の浸潤範囲を示す浸潤範囲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。

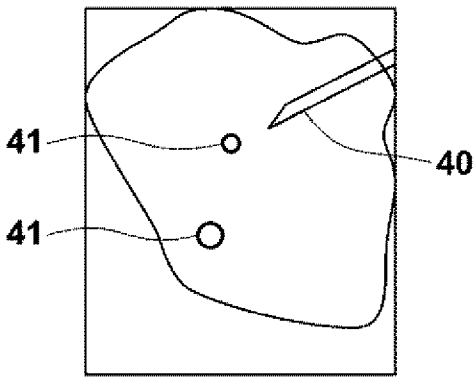
[図1]

FIG.1


実施例
Qスイッチ
トリガ
フラッシュランプ
トリガ
レーザー光源
ユニット
13
パルス
レーザー光
被検体
10
超音波
超音波探触子
(プローブ)
11
送信信号
受信信号
12
超音波
ユニット
トリガ制御
回路
35
超音波送信
トリガ送信
送信制御回路
36
AD TRIG
AD CLOCK
(40MHz)
受信回路
21
AD変換手段
22
受信メモリ
23
データ分離手段
24
制御手段
37
超音波画像
再構成手段
30
光音響画像
再構成手段
25
検波・対数
変換手段
31
検波・対数
変換手段
26
差分画像
生成手段
28
27
超音波画像
構築手段
32
光音響画像
構築手段
境界検出手段
29
画像合成手段
33
画像表示手段
14

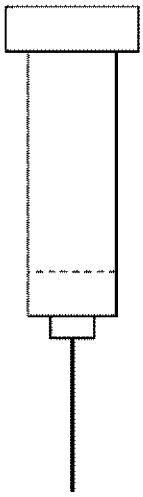
[図2]

FIG.2



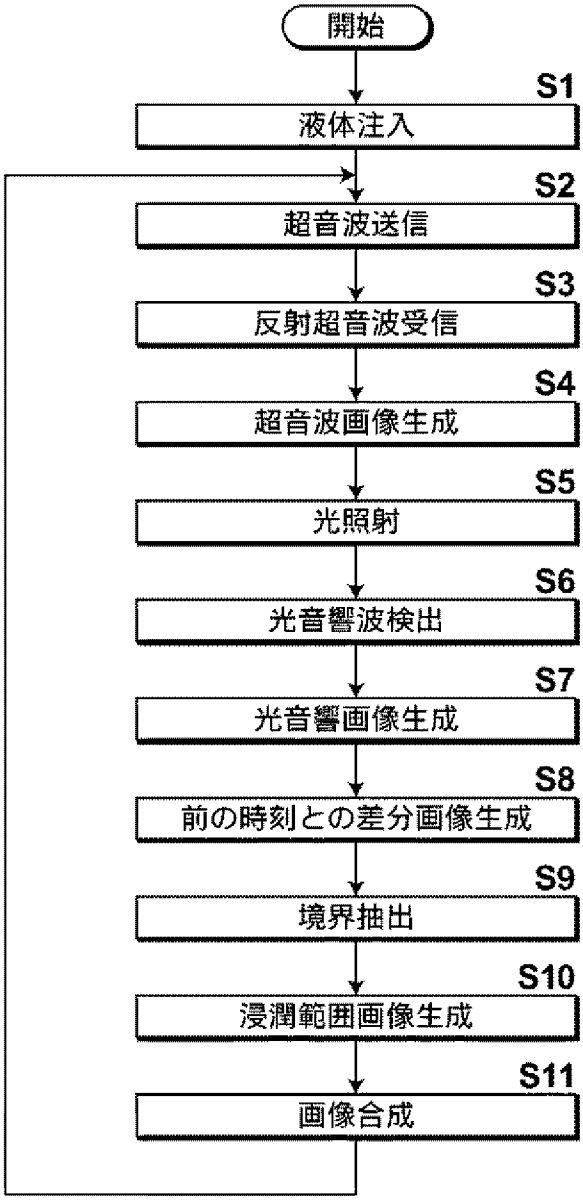
[図3]

FIG.3



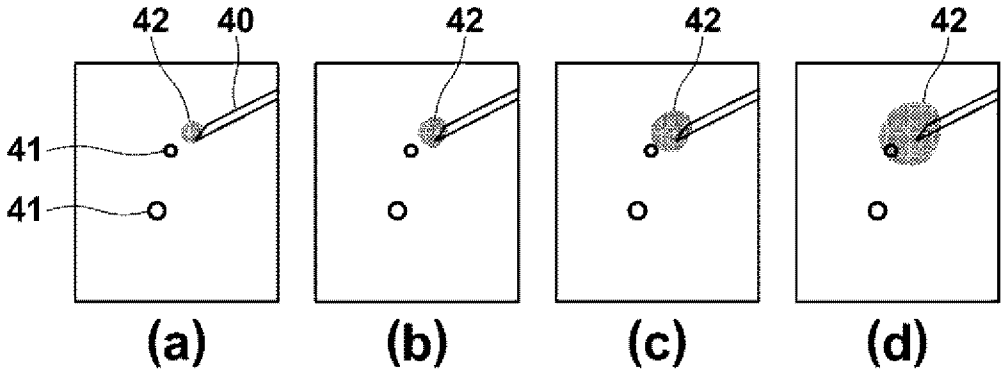
[図4]

FIG.4


開始
S1
液体注入
S2
超音波送信
S3
反射超音波受信
S4
超音波画像生成
S5
光照射
S6
光音響波検出
S7
光音響画像生成
S8
前の時刻との差分画像生成
S9
境界抽出
S10
浸潤範囲画像生成
S11
画像合成

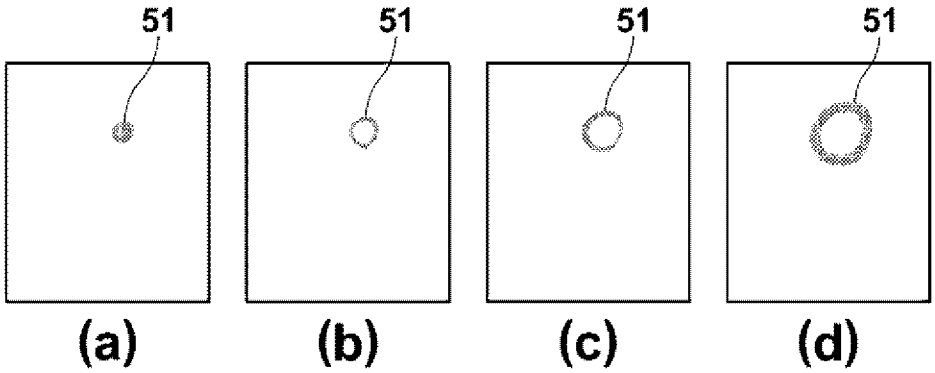
[図5]

FIG.5



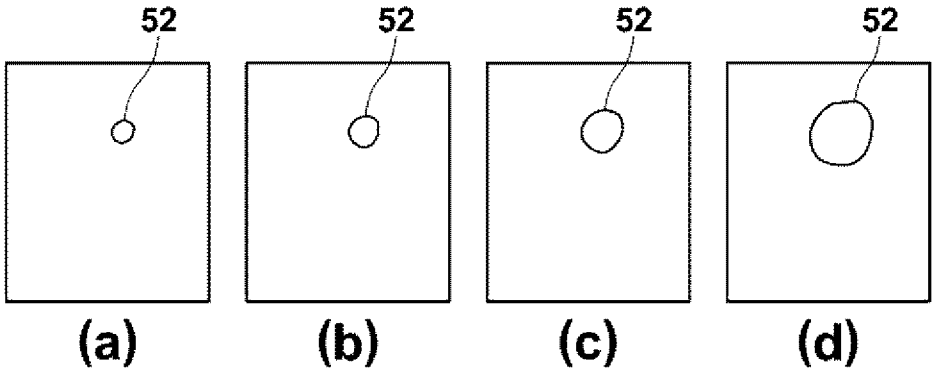
[図6]

FIG.6



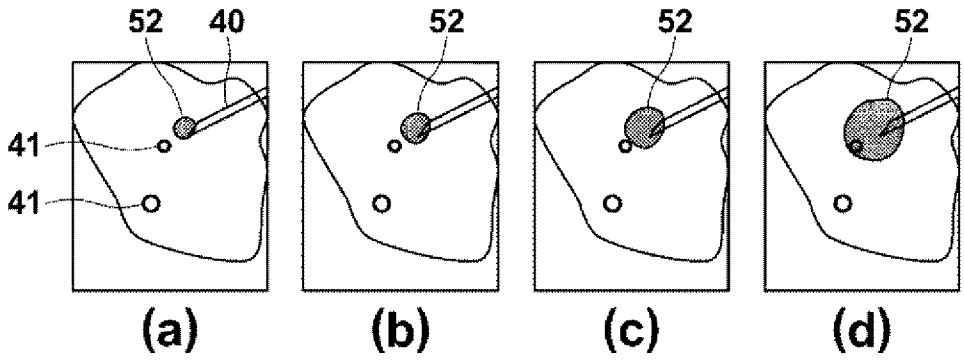
[図7]

FIG.7



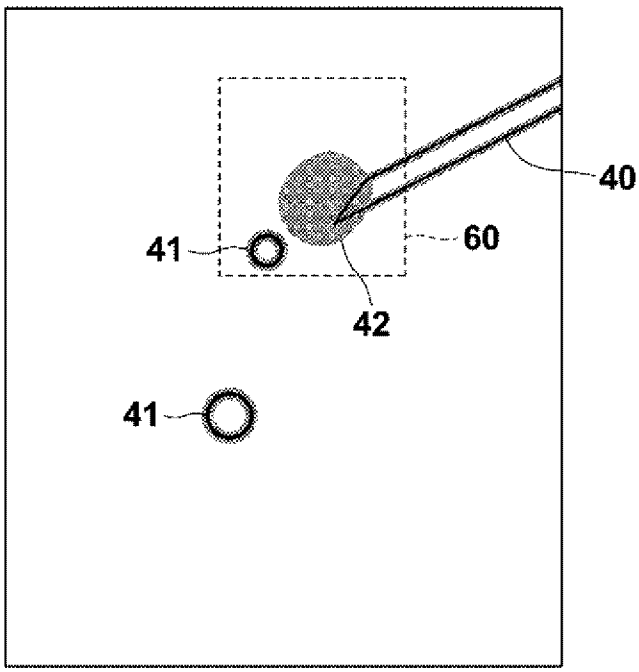
[図8]

FIG.8



[図9]

FIG.9



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2014/050472

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	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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	Gentaro TAKAHASHI et al., "Psoas compartment block ni yoru Tanshinkei Block-ho", Pain Clinic, vol.28, no.9, 2007.09, pages 1240 to 1245	1-12
Y	Daisuke FUKAHORI et al., "Application of X-ray CT Method to Permeability Tests of Rock under Low Pressure Condition", Journal of MMIJ, 2010, vol.126, no.7, pages 401 to 407	1-12
Y	Akira SATO et al., "Analysis of Swelling and Homogenization Process of Bentonite by X-ray CT Method", Journal of MMIJ, 2012, vol.128, no.2, pages 86 to 93	1-12

☐ 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	Date of mailing of the international search report
20 February, 2014 (20.02.14)	04 March, 2014 (04.03.14)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2014/050472

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. [x] Claims Nos.: 13
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.

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

The invention in claim 13 is considered to be a method for puncturing a subject, and thus it "pertains to a method for treatment of the human body by surgery". Therefore, it relates to a subject matter on which an international search is not required to be carried out under the provisions of PCT Rule 39.1(iv).

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１４／０５０４７２

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

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（ＩＰＣ））

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	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１４年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１４年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１４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	高橋嚴太郎　他，Psoas compartment block による単神経ブロック法，ペインクリニック，Vol.28 No.9，2007.09，PP.1240-1245	1-12
Y	深堀大介　他，岩石の低圧透水試験へのＸ線ＣＴ法の適用，Journal of MMIJ，2010，Vol.126 No.7，PP.401-407	1-12
Y	佐藤 晃 他，Ｘ線ＣＴ法によるベントナイトの膨潤・均質化プロセスの分析，Journal of MMIJ，2012，Vol.128 No.2，PP.86-93	1-12

☐　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 ２０．０２．２０１４	国際調査報告の発送日 ０４．０３．２０１４
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 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）　２Ｑ　３４１０ 松谷　洋平 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１４／０５０４７２

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（ＰＣＴ17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　13　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、
請求項13に係る発明は、被検体に穿刺を行う方法であると認められるので、[手術による人体の処置方法に関するもの]であって、PCT規則39.1(iv)の規定により、国際調査をすることを要しない対象に係るものである。

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ＰＣＴ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。