

(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 11 月 22 日(22.11.2012)



(10) 国際公開番号
WO 2012/157221 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/003059
- (22) 国際出願日: 2012 年 5 月 10 日(10.05.2012)
- (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 2011-107766 2011 年 5 月 13 日(13.05.2011) JP
特願 2012-098320 2012 年 4 月 24 日(24.04.2012) JP
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 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 2 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): 佐藤 良彰 (SATO, Yoshiaki) [JP/JP]; 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内 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

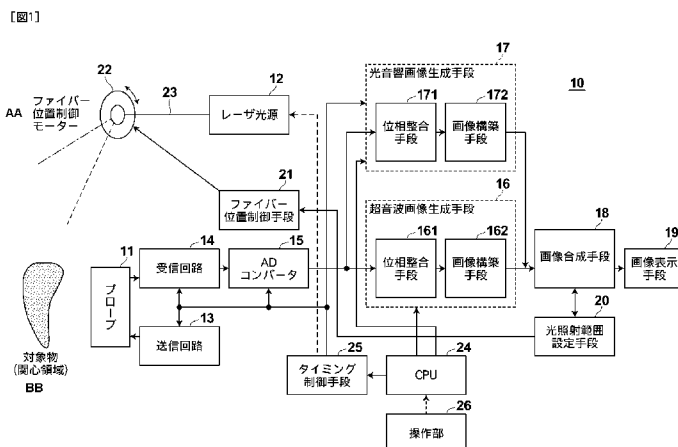
1 8 - 3 新横浜 K S ビル 7 階 柳田国際特許事務所 Kanagawa (JP).

- (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, 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).

[続葉有]

(54) Title: TOMOGRAPHIC IMAGE GENERATING DEVICE, METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 断層画像生成装置、方法、及びプログラム



11 Probe
12 Laser light source
13 Transmission circuit
14 Reception circuit
15 AD converter
16 Ultrasonic image generating means
17 Photoacoustic image generating means
18 Image synthesising means
19 Image display means
20 Optical illumination range setting means

21 Fibre position control means
25 Timing control means
26 Console
161 Phase matching means
162 Image construction means
171 Phase matching means
172 Image construction means
AA Fibre position control motor
BB Subject (region of interest)

(57) Abstract: [Problem] To suppress unwanted laser emission when generating a photoacoustic image in a prescribed range. [Solution] An ultrasonic image generating means (16) generates an ultrasonic image based on reflected ultrasonic waves detected by a probe (11). In the ultrasonic image, an optical illumination range setting means (20) sets up a range of optical illumination that is narrower than the image range. A fibre position control means (21) controls the direction of the emission end of an optical fibre (23) by driving a fibre position control motor (22). Laser light emitted from a light source (12) is directed from the emission end of the optical fibre (23) towards a detection subject in a prescribed optical illumination range. A photoacoustic image generating means (17) generates a photoacoustic image in the range that was set up by the optical illumination range setting means (20), based on the photoacoustic signal detected by the probe (11).

(57) 要約: 【課題】所定の範囲で光音響画像を生成する際に、不要なレーザ発光を抑制する。【解決手段】超音波画像生成手段(16)は、プローブ(11)で検出された反射超音波に基づいて超音波画像を生成する。光照射範囲設定手段(20)は、超音波画像中に、その画像範囲よりも狭い光

照射範囲を設定する。ファイバ位置制御手段(21)は、ファイバ位置制御モータ(22)を駆動して、光ファイバ(23)の出射端の向きを制御する。光ファイバ(23)の出射端からは、光源(12)から出射したレーザ光が、被検体に向けて所定の光照射範囲で照射される。光音響画像生成手段(17)は、プローブ11で検出された光音響信号に基づいて、光照射範囲設定手段(20)が設定した範囲で光音響画像生成する。

WO 2012/157221 A1



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：断層画像生成装置、方法、及びプログラム

技術分野

[0001] 本発明は、断層画像生成装置及び方法に関し、更に詳しくは、反射超音波に基づく超音波画像と、光音響信号に基づく光音響画像とを生成する断層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、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] 光音響画像と超音波画像とを生成可能な装置が、例えば特許文献1に記載されている。特許文献1では、超音波探触子が、超音波の送信及び受信が可能な第1のアレイ素子と、光音響波の受信が可能な第2のアレイ素子とを有する。第1のアレイ素子は、超音波探触子を移動させて走査する際の超音波探触子の移動方向（走査方向）と垂直な方向に配列した機械電気変換素子を複数有し、第2のアレイ素子は、2次元に配列した機械電気変換素子を複数

有する。第1のアレイ素子と第2のアレイ素子とは、同一平面上で、かつ走査方向に並んで配置されている。特許文献1では、第1のアレイ素子の幅は、第2のアレイ素子の幅よりも広くなっており、超音波画像と光音響画像とを同じ範囲で生成している。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：2010-22816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、光音響用のレーザの使用にあたっては、ファイバへのダメージや省電力低減を考慮すると、可能な限りレーザ光の照射範囲を抑制できることが好ましい。しかしながら、光音響信号はレーザ光の照射により生じることから、レーザ光の照射範囲が狭いと、光音響画像で画像化できる範囲が狭くなる。光音響画像において所望の観察対象（関心領域）が画像化されているかは光音響画像を生成してみないとわからず、所望の観察対象が画像化の範囲に入っていないときには、超音波探触子を移動しながら、観察対象が光照射範囲に入るまで、レーザ光の照射と光音響画像の生成とを繰り返し行う必要があった。

[0007] 本発明は、上記に鑑み、ある所定の範囲で光音響画像を生成する際に、不要なレーザ発光を抑制できる断層画像生成装置、方法、及びプログラムを提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0008] 上記目的を達成するために、本発明は、光源ユニットと、光源ユニットから出射した光を、被検体に向けて所定の光照射範囲で照射する光照射部と、被検体に対して音響波の送信を行う音響波送信手段と、光の照射により被検体内で生じた光音響波、及び送信された音響波に対する反射音響波を検出する音響波検出手段と、音響波検出手段が検出した反射音響波に基づいて、光

照射範囲よりも広い範囲で反射音響波画像を生成する反射音響波画像生成手段と、反射音響波画像生成手段が生成した反射音響波中に、光音響画像を生成すべき範囲を設定する光照射範囲設定手段と、光照射部から、光照射範囲設定手段が設定した範囲に向けて光が照射されるように光照射部を制御する光照射範囲制御手段と、音響波検出手段が検出した光音響波に基づいて、光照射範囲設定手段が設定した範囲で光音響画像生成する光音響画像生成手段とを備えたことを特徴とする断層画像生成装置を提供する。

[0009] 本発明では、光照射範囲設定手段が、反射音響波画像生成手段が生成した反射音響波画像に、光照射部から光が照射される所定の光照射範囲を重ねて表示し、ユーザに、光音響画像を生成すべき範囲の設定を促すものとして行うことができる。この場合、光照射範囲設定手段は、ユーザが光音響画像を生成すべき範囲を移動させる操作を行うと、該操作に応じて、表示する光照射範囲の位置を移動させてもよい。

[0010] 上記に代えて、光照射範囲設定手段が、反射音響波画像生成手段が生成した反射音響波画像に基づいて、光音響画像を生成すべき範囲を設定する構成を採用することができる。この場合、光照射範囲設定手段は、観察対象と該観察対象の反射音響波画像からの抽出条件とを対応付けて記憶するテーブルを参照し、ユーザが指定した観察対象に対応する抽出条件に基づいて反射音響波画像から観察対象を抽出し、該抽出した観察対象の位置を含む範囲を光音響画像を生成すべき範囲として設定することとしてもよい。

[0011] 反射音響波画像生成手段が、セクタ走査を行って検出された反射音響波に基づいて反射音響波画像を生成するものであり、光音響画像生成手段が、光照射範囲設定手段が設定した範囲内で走査線を走査して光音響画像を生成するものである構成とすることができる。

[0012] 光照射部が、光源ユニットからの光を導光する光ファイバの出射端で構成されており、光照射範囲制御手段が、光ファイバの出射端を変位させることで光制御部を制御してもよい。

[0013] 本発明においては、生成された光音響画像と反射音響波画像とを、並べて

又は合成して表示してもよい。

[0014] 音響波検出手段の検出器素子が、音響波送信手段の送信器素子を兼ねることとしてもよい。

[0015] 本願発明の断層画像生成装置は、音響波検出手段の位置を検出するための位置センサと、位置センサからの信号に基づいて音響波検出手段の位置を測定する位置測定手段とを更に含む構成とすることができる。

[0016] 上記構成を採用した場合、位置測定手段で測定された音響波検出時の音響波検出手段の位置を用いて、光音響画像生成手段及び超音波画像生成手段のうちの少なくとも一方が、三次元画像データを生成することとしてもよい。

[0017] 光源が、相互に異なる複数の波長の光を出射可能としてもよい。

[0018] 本発明は、また、被検体に対して音響波の送信を行い、該送信された音響波に対する反射音響波を検出するステップと、

検出された反射音響波に基づいて反射音響波画像を生成するステップと、
生成された反射音響波画像中に、該反射音響波画像よりも狭い範囲で光音響画像を生成すべき範囲を設定するステップと、

被検体に対し、設定された範囲に向けて光を照射するステップと、
光の照射により被検体内で生じた光音響波を検出するステップと、
検出された光音響波に基づいて、設定された範囲で光音響画像を生成するステップとを有する断層画像生成方法を提供する。

[0019] 更に、本発明は、被検体内に送信された音響波に対する反射音響波の検出結果に基づいて反射音響波画像を生成する工程と、生成された反射音響波画像中に、該反射音響波画像よりも狭い範囲で光音響画像を生成すべき範囲を設定する工程と、被検体に対して設定された範囲で光が照射されるように、被検体に対する光照射を制御する工程と、光の照射により被検体内で生じた光音響信号の検出結果に基づいて、設定された範囲で光音響画像を生成する工程とをコンピュータに実行させるためのプログラムを提供する。

発明の効果

[0020] 本発明の断層画像生成装置、方法、及びプログラムは、超音波画像中に、

超音波画像の画像範囲よりも狭い光照射範囲を設定し、設定した範囲にレーザ光の照射を行って光音響画像を生成する。超音波画像を用いることで、被検体内の関心領域の位置を特定することができ、その関心領域が光照射範囲に入るように光照射部を制御することで、関心領域部分を光音響画像で画像化できる。本発明では、関心領域が光照射範囲に入るまで、超音波探触子を移動しながらレーザ光の照射と光音響画像の生成とを繰り返し行う必要がないため、不要なレーザ発光を抑制することができる。

図面の簡単な説明

- [0021] [図1]本発明の第1実施形態の断層画像生成装置を示すブロック図。
- [図2A]超音波画像の生成範囲と光音響画像の生成範囲とを示すブロック図。
- [図2B]超音波画像の生成範囲と光音響画像の生成範囲とを示すブロック図。
- [図3]光照射範囲の設定時の表示画面例を示す図。
- [図4]動作例を示すタイミングチャート。
- [図5]光音響画像生成の際の走査線を示す図。
- [図6]光音響信号の位相整合加算を示す波形図。
- [図7]動作手順を示すフローチャート。
- [図8]本発明の第2実施形態の断層画像生成装置を示すブロック図。

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、本発明の第1実施形態の断層画像生成装置を示す。断層画像生成装置10は、プローブ11、光源（光源ユニット）12、送信回路13、受信回路14、ADコンバータ15、超音波画像生成手段16、光音響画像生成手段17、画像合成手段18、画像表示手段19、光照射範囲設定手段20、ファイバ位置制御手段21、ファイバ位置制御モータ22、CPU24、タイミング制御手段25、及び操作部26を備える。

- [0023] 光源12は、例えばレーザ光源として構成され、被検体に照射すべき光を出射する。レーザ光の波長は、観察対象物に応じて適宜設定すればよい。光源12から出射したレーザ光は、例えば光ファイバ23などの導光手段を用

いて被検体の表面付近にまで導光される。光ファイバ23の端部は、被検体に対してレーザ光を照射する光照射部を構成し、導光されたレーザ光は、光ファイバ23の出射端から所定の光照射範囲で被検体に照射される。言い換えれば、光ファイバ23の出射端から出射したレーザ光は、所定の広がりを持って被検体に照射される。ファイバ位置制御モータ22は、光ファイバ23の出射端の向きを変位させ、レーザ光の出射方向を変化させる。

[0024] プローブ（音響波検出手段）11は、被検体に対して音響波（典型的には超音波）を出力（送信）する音響波送信手段と、被検体からの音響波を検出（受信）する音響波検出手段とを含む。音響波検出手段の検出器素子は、音響波送信手段の送信器素子を兼ねていてもよい。すなわち、1つの素子を、音響波の送信と受信との双方に用いてもよい。音響波検出手段と音響波送信手段とは、必ずしも同一のプローブに設けられている必要はなく、音響波検出手段と音響波送信手段とが別の位置に置かれる構成も可能である。

[0025] プローブ11は、例えば、音響波検出手段の検出器素子及び音響波送信手段の送信器素子として、一次元的に配列された複数の超音波振動子を有する。各超音波振動子は、被検体へのレーザ光の照射後に、被検体内の測定対象物が光源12からのレーザ光を吸収することで生じた光音響波を検出する。また、各超音波振動子は、被検体内に向けて超音波を出力し、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。プローブ11には、例えばセクタ走査型の超音波探触子を用いることができる。プローブ11のタイプには特に制限はなく、プローブ11は、経膈用や経直腸用のプローブでもよく、或いは、超音波内視鏡用に使用されるマイクロコンベックスタイプの探触子でもよい。

[0026] 送信回路13は、プローブ11の複数の超音波振動子を駆動し、プローブ11から被検体に向けて超音波を送信させる。受信回路14は、プローブ11が検出した音響波（光音響波又は反射音響波）の検出信号を受信する。A/Dコンバータ15は、受信回路14が受信した音響波の検出信号をサンプリングしてデジタル信号に変換する。A/Dコンバータ15は、例えばA/Dクロ

ック信号に同期して、所定のサンプリング周期で超音波信号をサンプリングする。

[0027] 超音波画像生成手段 16 は、プローブ 11 が検出した反射音響波の検出信号（以下、反射音響信号とも呼ぶ）に基づいて、反射音響波画像（超音波画像）を生成する。光音響画像生成手段 17 は、プローブ 11 が検出した光音響波の検出信号（以下、光音響信号とも呼ぶ）信号に基づいて、光音響画像を生成する。超音波画像生成手段 16 は、光音響画像の生成の際に光照射部から照射されるレーザ光の照射範囲よりも広い範囲で超音波画像を生成する。光音響画像生成手段 17 は、レーザ光の照射範囲に相当する範囲で光音響画像を生成する。光音響画像で画像化する範囲は、超音波画像で画像化する範囲よりも狭い。

[0028] 超音波画像生成手段 16 は、位相整合手段 161 と画像構築手段 162 とを含む。位相整合手段 161 は、プローブ 11 の複数の超音波振動子で検出された反射音響信号を位相整合加算する。位相整合手段 161 は、例えばプローブ 11 が有する 64 c h 分の超音波振動子からの反射音響信号を、超音波振動子の位置に応じた遅延時間だけ遅延させつつ加算する。位相整合加算を行うことで、走査線 1 ライン分の画像信号が生成される。画像構築手段 162 は、位相整合加算された各ラインの画像信号に対して例えば検波・対数変換などを行った上で超音波画像を生成する。

[0029] 光音響画像生成手段 17 は、位相整合手段 171 と画像構築手段 172 とを含む。位相整合手段 171 は、プローブ 11 の複数の超音波振動子で検出された光音響信号を位相整合加算する。位相整合手段 171 は、例えばプローブ 11 が有する 64 c h 分の超音波振動子からの光音響信号を、超音波振動子の位置に応じた遅延時間だけ遅延させつつ加算する。位相整合加算を行うことで、走査線 1 ライン分の画像信号が生成される。画像構築手段 172 は、各ラインの画像信号に対して例えば検波・対数変換などを行った上で、光音響画像を生成する。

[0030] 画像合成手段 18 は、超音波画像生成手段 16 で生成された超音波画像と

、光音響画像生成手段１７で生成された光音響画像と合成する。画像合成手段１８は、例えば超音波画像に対して光音響画像を重畳することで、画像合成を行う。画像表示手段１９は、画像合成手段１８で合成された画像を、表示モニタなどに表示する。あるいは画像合成を行わずに、画像表示手段１９に、超音波画像と光音響画像とを切り替えて表示してもよいし、光音響画像と超音波画像とを同時に並べて表示してもよい。

[0031] 光照射範囲設定手段２０は、超音波画像生成手段１６が生成した超音波画像中に、光音響画像を生成すべき範囲を設定する。光照射範囲設定手段２０は、例えば超音波画像生成手段１６が生成した超音波画像に、光照射部からレーザ光が照射される光照射範囲を重ねて表示し、ユーザに、光音響画像を生成すべき範囲の設定を促す。ユーザは、例えば操作部２６が有するトラックボールなどのポインティングデバイスなどを操作し、光照射範囲（光音響画像を生成する範囲）を移動させる。光照射範囲設定手段２０は、ユーザの操作に応じて、表示する光照射範囲の位置を移動させる。

[0032] ファイバ位置制御手段２１は、光照射範囲制御手段であり、光照射部から、光照射範囲設定手段２０が設定した範囲に向けてレーザ光が照射されるように、光照射部を制御する。ファイバ位置制御手段２１は、例えばファイバ位置制御モータ２２を駆動することで光照射部である光ファイバ２３の出射端を変位させ、光照射部から出射するレーザ光の進行方向を制御する。

[0033] CPU (Central Processing Unit) ２４は、断層画像生成装置１０内の各部を制御する。タイミング制御手段２５は、レーザ光の発光タイミングや、プローブ１１から被検体に超音波を送信するタイミング、及びＡＤコンバータ１５におけるサンプリング開始タイミングなどを制御する。超音波画像生成手段１６、光音響画像生成手段１７、画像合成手段１８、光照射範囲設定手段２０、ファイバ位置制御手段２１、及びタイミング制御手段２５は、CPU ２４とは異なるハードウェアによって実現されている必要はなく、それら手段の機能を、CPU ２４が所定のプログラムに従って処理を実行することで実現することとしてもよい。

[0034] タイミング制御手段 25 は、例えば超音波画像を生成するフレームでは、送信回路に対して超音波の送信を指示すると共に、A/Dコンバータ 15 に反射音響信号のサンプリング開始を指示する。また、反射音響信号の検出後、超音波画像生成手段 16 に、超音波画像生成を指示する。一方、光音響画像を生成するフレームでは、光源 12 に対してレーザ光照射を指示すると共に、レーザ光の発光タイミングに合わせて A/Dコンバータ 15 に光音響信号のサンプリング開始を指示する。また、光音響信号の検出後、光音響画像生成手段 17 に、光音響画像生成を指示する。

[0035] 図 2 A 及び図 2 B は、超音波画像の生成範囲と光音響画像の生成範囲とを示す。図 2 A は正面図であり、図 2 B は側面図である。プローブ 11 は、例えば一次元配列された C H 0 から C H 63 までの 64 個の超音波振動子を有する。超音波画像の生成では、各超音波振動子に対して時間差を与えて超音波送信を行わせることで、セクタ走査を行う。超音波画像生成手段 16 は、セクタ走査を行って検出された反射音響信号に基づいて、図 2 A に画像範囲 30 として示す範囲について、超音波画像を生成する。

[0036] 光照射部を構成する光ファイバ 23 の先端（出射端）は、ファイバ位置制御モータ 22 を駆動することで向きが変位可能になっており、出射端の向きに応じて、レーザ光の照射範囲を変えることができる。レーザ光が照射される範囲は、図 2 A に光照射範囲 31 として示すように、超音波画像の画像範囲 30 よりも狭い。本実施形態においては、レーザ光を照射する範囲と、光音響画像を生成する範囲とが一致しているものとする。すなわち、光照射範囲 31 は、光音響画像の画像範囲を表しているものとする。

[0037] ユーザは、例えば表示された超音波画像を参照することで、光音響画像により観察したい部位の位置を特定する。例えば図 2 A では、関心領域である測定対象物の領域 32 が、一部、現在の光照射範囲 31 から外れている。このような場合、ユーザは、例えば操作部 26 のトラックボールを操作し、関心領域にレーザ光が照射されるように、光照射範囲 31 を移動させる。

[0038] 図 3 は、光照射範囲の設定時の表示画面例を示す。ユーザは、光照射範囲

を移動させたい方向に応じてトラックボールなどを操作する。光照射範囲設定手段20は、ユーザ操作に応じて、ファイバ位置制御手段21を介してファイバ位置制御モータ22を駆動し、光照射範囲を変化させる。また、光照射範囲設定手段20は、光照射範囲の移動に対応させて、超音波画像上に表示する光照射範囲31を表すグラフィック表示を移動する。ユーザは、表示画面上で光照射範囲31内に関心領域32が入ることを確認して、所定のキーを操作し、光照射範囲を確定する。

[0039] 光照射範囲設定手段20は、ユーザが確定した光照射範囲の空間位置情報をCPU24に通知する。CPU24は、光音響画像生成手段17に対して、確定した光照射範囲の空間位置情報、言い換えれば光音響画像を生成すべき範囲の空間位置情報を通知する。光音響画像生成手段17は、例えば光照射範囲設定手段20が設定した範囲内で走査線を走査し、光音響画像を生成する。

[0040] 図4は、動作例を示すタイミングチャートである。タイミング制御手段25は、CPU24からの制御で、フレーム同期信号(a)を生成する。タイミング制御手段25は、フレーム同期信号(a)に同期して、超音波画像又は光音響画像を生成させる。超音波画像を生成するフレームと、光音響画像を生成するフレームとの比率は、任意でよい。タイミング制御手段25は、超音波画像を生成するフレームでは、送信回路13に対して超音波送信を指示し、受信回路14に対して反射超音波の受信を指示する。また、ADコンバータ15に対して、受信回路14が受信する反射超音波のサンプリング開始を指示する。ADコンバータ15が所定の期間だけ反射超音波のサンプリングを行うことで、図示しない素子データメモリに、反射超音波のサンプリングデータが格納される(b)。超音波画像生成手段16は、プローブ11の各素子で検出された反射超音波を位相整合加算し、超音波画像を生成する。

[0041] 一方、タイミング制御手段25は、光音響画像を生成するフレームの直前のフレームのフレーム同期信号の立ち上がりタイミングで、光源12にレー

ザ光照射を指示する（c）。光源12は、レーザ光照射の指示を受けてから、所定の時間後にレーザ光を出射する（d）。タイミング制御手段25は、受信回路14に対して光音響信号の受信を指示する。また、レーザ光の実際の出射タイミングに合わせて、ADコンバータ15に対して光音響信号のサンプリング開始を指示する。ADコンバータ15が所定の期間だけ光音響信号のサンプリングを行うことで、図示しない素子データメモリに、光音響信号のサンプリングデータが格納される（e）。光音響画像生成手段17は、プローブ11の各素子で検出された光音響信号を位相整合加算し、光音響画像を生成する。

[0042] 図5は、光音響画像生成の際の走査線を示す。プローブ11は、例えば64個の超音波振動子有している。紙面向って一番右側がCH0で、一番左側がCH63であるとする。光音響画像生成手段17は、例えば64個の超音波振動子の中央を通る走査線を光照射範囲31内に設定し、各走査線において、64ch分の光音響信号を位相整合加算する。

[0043] 図6に、光音響信号の位相整合加算を示す。位相整合加算は、時刻を t 、超音波振動子の位置に応じた遅延量を $tdly_i$ （ i はch番号で0～63）として、

[数1]

$$\sum_{i=0}^{63} CH_i(t + tdly_i)$$

で表わすことができる。位相整合加算では、電子ステアリングを含めた位相整合加算を行う。図5では走査線が光吸収体方向にステアリングしている。その場合、CH0側の遅延量（ $tdly_0$ ）は、CH63側の遅延量（ $tdly_{63}$ ）よりも大きくなる。なお、超音波画像生成における位相整合加算も、光音響画像生成における位相整合加算と同様な処理となる。ただし、光音響画像生成では復路距離（片道）分の遅延量を考慮して位相整合加算を行うのに対し、超音波画像生成では往復距離の遅延量を考慮して位相整合加算

を行う。

[0044] 図 7 は、動作手順を示す。送信回路 1 3 は、プローブ 1 1 が有する複数の超音波振動子を駆動し、プローブ 1 1 から被検体内に超音波を送信させる（ステップ S 1）。受信回路 1 4 は、プローブ 1 1 の各超音波振動子が検出した反射超音波を受信し、A/Dコンバータ 1 5 は、受信された反射超音波を A/D変換する（ステップ S 2）。超音波画像生成手段 1 6 は、位相整合手段 1 6 1 により、A/D変換された反射超音波のサンプリングデータに対して位相整合加算を行い（ステップ S 3）、画像構築手段 1 6 2 により、位相加算された反射超音波から超音波画像を生成する（ステップ S 4）。

[0045] 光照射範囲設定手段 2 0 は、超音波画像に、レーザ光の照射範囲を重ねて表示し、ユーザに光照射範囲の設定を促す。ユーザは、超音波画像を見ながら操作部 2 6 を操作し、所望の観察対象（関心領域）が光照射範囲内に入るように、光照射範囲を設定する（ステップ S 5）。ファイバ位置制御手段 2 1 は、ファイバ位置制御モータ 2 2 を駆動し、ユーザが設定した光照射範囲にレーザ光が照射されるように、光照射部である光ファイバ 2 3 の出射端の向きを制御する（ステップ S 6）。光照射範囲設定手段 2 0 は、ユーザが光照射範囲の設定を確定する操作を行うと、光照射範囲の空間情報を CPU 2 4 に通知する（ステップ S 7）。

[0046] 光照射範囲の設定後、タイミング制御手段 2 5 は、CPU 2 4 からの指示により、光源 1 2 に発光指令を送る。光源 1 2 は、発光指令を受け取ると、所定時間の経過後にレーザ光を出射する。出射したレーザ光は、光ファイバ 2 3 の出射端から被検体に照射される（ステップ S 8）。受信回路 1 4 は、プローブ 1 1 の各超音波振動子が検出した光音響信号を受信し、A/Dコンバータ 1 5 は、受信された光音響信号を A/D変換する（ステップ S 9）。光音響画像生成手段 1 7 は、位相整合手段 1 7 1 により、A/D変換された光音響信号のサンプリングデータに対して位相整合加算を行い（ステップ S 10）、画像構築手段 1 7 2 により、位相加算された光音響信号から光音響画像を生成する（ステップ S 11）。

[0047] 本実施形態では、光音響画像の生成の前に超音波画像の生成を行い、超音波画像中に、超音波画像の画像範囲よりも狭い光照射範囲を設定する。光音響画像の生成では、超音波画像を用いて設定した光照射範囲にレーザ光を照射し、その範囲で光音響画像を生成する。超音波画像を観察して、光音響画像で観察したい関心領域の位置を確認し、その関心領域が光照射範囲内に含まれるように光照射範囲を設定することで、関心領域部分を光音響画像で画像化することができる。特に、超音波画像に光照射範囲を重ねて表示し、ユーザ操作に従って重ねて表示する光照射範囲を移動させることで、ユーザは、光照射範囲と関心領域との位置関係を把握しながら、光照射範囲の調整を行うことができる。

[0048] ここで、光音響画像の画像範囲を超音波画像の画像範囲と同様な範囲まで広げることを考えると、十分な強度で光音響信号を検出するためには、光源 1 2 が出射するレーザ光のレーザパワーを増大させる必要がある。光ファイバ 2 3 へのダメージや消費電力を考慮すると、大パワーのレーザ光の使用は好ましくない。本実施形態では、光照射範囲を超音波画像の画像範囲よりも狭くしているため、大パワーのレーザ光を光ファイバ 2 3 に入射する必要がなく、光ファイバ 2 3 の損傷を抑えることができると共に消費電力低減が可能である。

[0049] 一方で、光照射範囲を狭めると、光音響画像の画像範囲が狭くなる。超音波画像の画像範囲に比して光音響画像の画像範囲が狭くなると、適切に光照射範囲を設定しないと、超音波画像では観察可能な関心領域が、光音響画像で観察できなくなる。本実施形態では、超音波画像を用いて光照射範囲を設定しているため、超音波探触子を移動しながらレーザ光の照射と光音響画像の生成とを繰り返し行わなくても、関心領域にレーザ光を照射することができる。本実施形態では、簡易に関心領域にレーザ光を照射することができるため、関心領域を光音響画像で画像化する際の不要なレーザ発光を抑制することができる。

[0050] なお、上記実施形態では、光照射範囲設定手段 2 0 が、ユーザ操作に応じ

て光照射範囲を設定することとして説明したが、これに代えて、光照射範囲設定手段20が、超音波画像又はその生成元の反射超音波に基づいて、光照射範囲（光音響画像を生成すべき範囲）を設定することとしてもよい。例えば、光照射範囲設定手段20は、超音波画像の画素値（輝度値）に基づいて関心領域を抽出し、抽出した関心領域の位置を含む範囲を光照射範囲として設定してもよい。これに代えて、又は加えて、光照射範囲設定手段20が、反射超音波からドプラー成分検出し、大きいドプラー成分が検出される領域を含む範囲を光照射範囲として設定してもよい。ユーザは、光照射範囲設定手段20が、超音波画像に基づいてどのように光照射範囲を設定するかを、設定（選択）することができる。

[0051] 光照射範囲設定手段20は、超音波画像から関心領域を抽出する際に、観察対象と、その観察対象の超音波画像からの抽出条件とを対応付けて記憶するテーブルを用いてもよい。例えば、観察対象「嚢胞」に対して、「中輝度組織部における低エコー部」を抽出条件としてテーブルに登録しておき、観察対象「腫瘍」に対して、「中輝度組織部における高エコー部」を抽出条件としてテーブルに登録しておく。ユーザが観察対象を指定すると、光照射範囲設定手段20は、指定された観察対象に対応する抽出条件をテーブルから読み出し、読み出した抽出条件に従って超音波画像から観察対象を抽出する。例えばユーザが「嚢胞」を観察対象として指定したときは、それに対応する抽出条件「中輝度組織部における低エコー部」を読み出し、その抽出条件に従って超音波画像から「嚢胞」部分を抽出すればよい。光照射範囲設定手段20が自動設定した光照射範囲に対し、更にユーザが任意に光照射範囲を調整できるようにしてもよい。

[0052] 図8は、本発明の第2実施形態の断層画像生成装置を示す。本実施形態の断層画像生成装置10aは、図1に示す第1実施形態の断層画像生成装置10の構成に加えて、位置センサ27及び位置測定手段28を更に有する。位置センサ27は、プローブ11の位置を検出するためのセンサである。位置センサ27には磁気センサを用いることができる。位置測定手段28は、位

置センサ 27 からの信号に基づいて、音響波（光音響波又は反射音響波）の検出時のプローブ 11 の位置を測定する。

[0053] プローブ 11 は、音響波検出手段 11 a と音響波送信手段 11 b をと含んでいる。音響波検出手段 11 a には、光音響用に受信帯域が広い P V D F（ポリフッ化ビニリデン）などの素子が用いられる。一方、音響波送信手段 11 b には、P Z T（チタン酸ジルコン酸鉛）などの素子が用いられる。例えば音響波検出手段 11 a と音響波送信手段 11 b とが分離している場合、位置センサ 27 は、音響波検出手段 11 a に取り付けられていればよい。

[0054] 本実施形態では、超音波画像生成手段 16 及び光音響画像生成手段 27 の少なくとも一方が、位置測定手段 28 で測定された音響波検出時の音響波検出手段 11 a の位置情報を用いて三次元画像データ（ボリュームデータ）を生成することができる。例えば、位置測定手段 28 で測定された位置情報は CPU 24 に入力され、CPU 24 は、超音波画像生成手段 16 及び光音響画像生成手段 17 を、複数の超音波画像及び光音響画像を音響波検出時の音響波検出手段 11 a の位置に応じて結合させるように制御する。このようにすることで、光音響画像及び超音波画像の三次元画像データが生成できる。超音波画像生成手段 16 及び光音響画像生成手段 17 は、プローブ 11 の走査に同期してリアルタイムで三次元画像データを生成してもよい。あるいは、検出対象空間の走査が終わった後に、三次元画像データを生成するようにしてもよい。

[0055] 本実施形態では、光源 12 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。操作部 26 には、例えば波長選択の操作を受け付けるための波長選択スイッチが設けられている。ユーザは、例えば操作部 26 に設けられた波長選択スイッチを操作することで、光源 12 が出射可能な複数の波長の中から、被検体に照射されるレーザ光の波長を選択することができる。ユーザは、例えば観察対象部位や使用したい機能画像種類に応じてレーザ波長を選択する。複数波長の光を被検体に照射する場合、光照射範囲設定手段 20 は、波長ごとに、光照射範囲を設定してもよい。

[0056] 本実施形態では、位置センサ 27 を設け、位置測定手段 28 によりプローブ 11 の位置を測定する。音響波検出時のプローブ 11 の位置を測定することで、検出された音響波に基づいて生成された超音波画像及び光音響画像と被検体における位置とを対応付けることができる。そのような位置情報を用いることで、超音波画像及び光音響画像の三次元画像データを構築することができる。また、本実施形態では、光源 12 が複数の波長の光を出射可能に構成されており、ユーザは、任意の波長を選択して被検体に対する光照射を行わせることができる。

[0057] 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、本発明の断層画像生成装置、方法、及びプログラムは、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の、本発明の範囲に含まれる。

請求の範囲

[請求項1]

光源ユニットと、
前記光源ユニットから出射した光を、被検体に向けて所定の光照射範囲で照射する光照射部と、
被検体に対して音響波の送信を行う音響波送信手段と、
前記光の照射により被検体内で生じた光音響波、及び前記送信された音響波に対する反射音響波を検出する音響波検出手段と、
前記音響波検出手段が検出した反射音響波に基づいて、前記光照射範囲よりも広い範囲で反射音響波画像を生成する反射音響波画像生成手段と、
前記反射音響波画像生成手段が生成した反射音響波中に、光音響画像を生成すべき範囲を設定する光照射範囲設定手段と、
前記光照射部から、前記光照射範囲設定手段が設定した範囲に向けて光が照射されるように前記光照射部を制御する光照射範囲制御手段と、
前記音響波検出手段が検出した光音響波に基づいて、前記光照射範囲設定手段が設定した範囲で光音響画像を生成する光音響画像生成手段とを備えたことを特徴とする断層画像生成装置。

[請求項2]

前記光照射範囲設定手段が、前記反射音響波画像生成手段が生成した反射音響波画像に、前記光照射部から光が照射される所定の光照射範囲を重ねて表示し、ユーザに、前記光音響画像を生成すべき範囲の設定を促すものであることを特徴とする請求項1に記載の断層画像生成装置。

[請求項3]

前記光照射範囲設定手段が、ユーザが前記光音響画像を生成すべき範囲を移動させる操作を行うと、該操作に応じて、前記表示する光照射範囲の位置を移動させるものであることを特徴とする請求項2に記載の断層画像生成装置。

[請求項4]

前記光照射範囲設定手段が、前記反射音響波画像生成手段が生成し

た反射音響波画像に基づいて、前記光音響画像を生成すべき範囲を設定するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の断層画像生成装置。

[請求項5] 前記光照射範囲設定手段が、観察対象と該観察対象の反射音響波画像からの抽出条件とを対応付けて記憶するテーブルを参照し、ユーザが指定した観察対象に対応する抽出条件に基づいて前記反射音響波画像から観察対象を抽出し、該抽出した観察対象の位置を含む範囲を前記光音響画像を生成すべき範囲として設定するものであることを特徴とする請求項 4 に記載の断層画像生成装置。

[請求項6] 前記反射音響波画像生成手段が、セクタ走査を行って検出された反射音響波に基づいて反射音響波画像を生成するものであり、前記光音響画像生成手段が、前記光照射範囲設定手段が設定した範囲内で走査線を走査し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 1 から 5 何れかに記載の断層画像生成装置。

[請求項7] 前記光照射部が、前記光源ユニットからの光を導光する光ファイバの出射端で構成されており、前記光照射範囲制御手段が、前記光ファイバの出射端を変位させることで前記光制御部を制御するものであることを特徴とする請求項 1 から 6 何れかに記載の断層画像生成装置。

[請求項8] 前記生成された光音響画像と反射音響波画像とを、並べて又は合成して表示することを特徴とする請求項 1 から 7 何れかに記載の断層画像生成装置。

[請求項9] 前記音響波検出手段の検出器素子が、前記音響波送信手段の送信器素子を兼ねることを特徴とする請求項 1 から 8 何れかに記載の断層画像生成装置。

[請求項10] 前記音響波検出手段の位置を検出するための位置センサと、
前記位置センサからの信号に基づいて前記音響波検出手段の位置を測定する位置測定手段とを更に含むことを特徴とする請求項 1 から 9 何れかに記載の断層画像生成装置。

- [請求項11] 前記位置測定手段で測定された音響波検出時の音響波検出手段の位置を用いて、前記光音響画像生成手段及び前記超音波画像生成手段のうちの少なくとも一方が、三次元画像データを生成することを特徴とする請求項10に記載の断層画像生成装置。
- [請求項12] 前記光源が、相互に異なる複数の波長の光を出射可能であることを特徴とする請求項1から11何れかに記載の断層画像生成装置。
- [請求項13] 被検体に対して音響波の送信を行い、該送信された音響波に対する反射音響波を検出するステップと、
前記検出された反射音響波に基づいて反射音響波画像を生成するステップと、
前記生成された反射音響波画像中に、該反射音響波画像よりも狭い範囲で光音響画像を生成すべき範囲を設定するステップと、
被検体に対し、前記設定された範囲に向けて光を照射するステップと、
前記光の照射により被検体内で生じた光音響波を検出するステップと、
前記検出された光音響波に基づいて、前記設定された範囲で光音響画像を生成するステップとを有する断層画像生成方法。
- [請求項14] 被検体内に送信された音響波に対する反射音響波の検出結果に基づいて反射音響波画像を生成する工程と、
前記生成された反射音響波画像中に、該反射音響波画像よりも狭い範囲で光音響画像を生成すべき範囲を設定する工程と、
被検体に対して前記設定された範囲で光が照射されるように、被検体に対する光照射を制御する工程と、
前記光の照射により被検体内で生じた光音響信号の検出結果に基づいて、前記設定された範囲で光音響画像を生成する工程とをコンピュータに実行させるためのプログラム。

[図1]

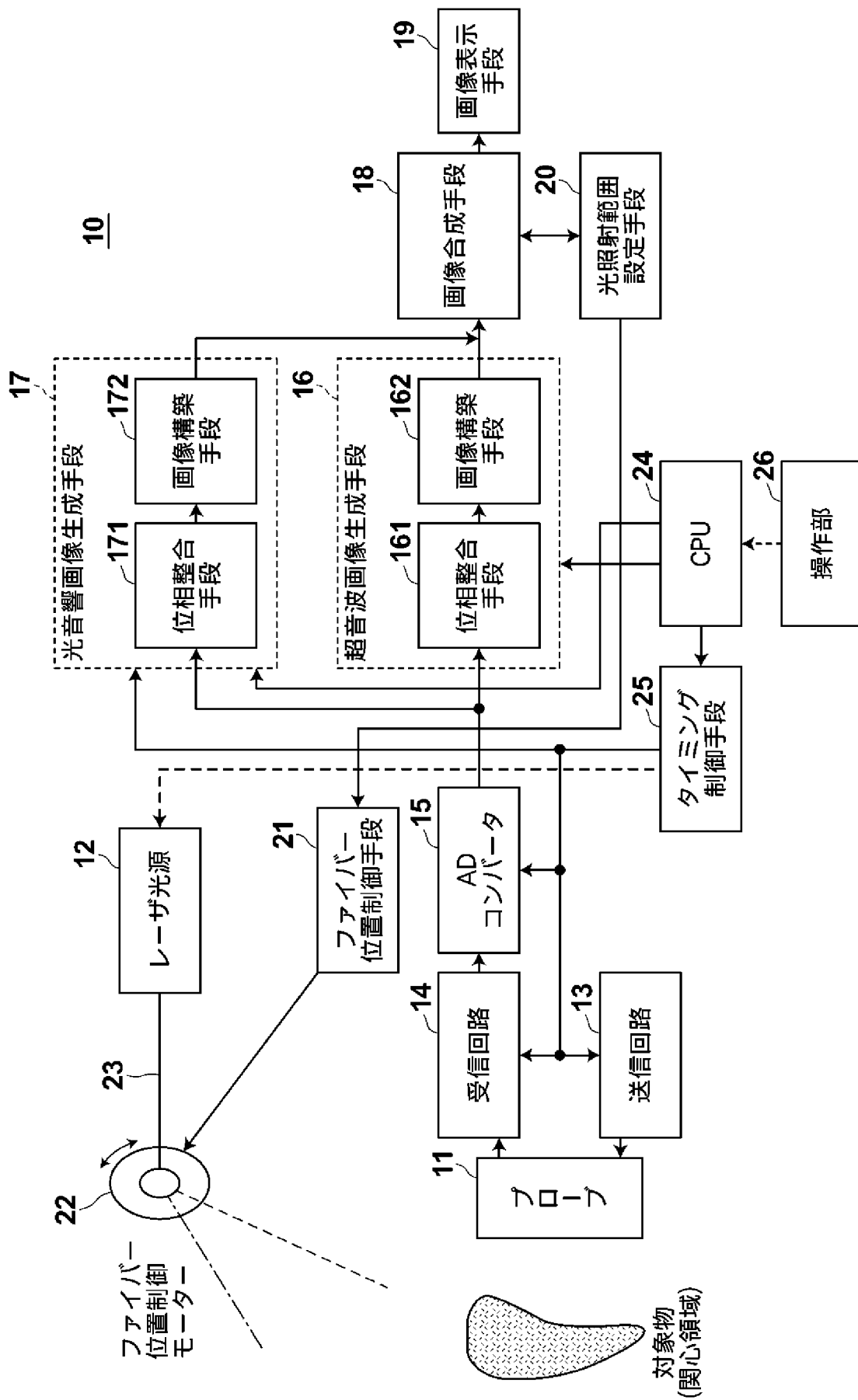
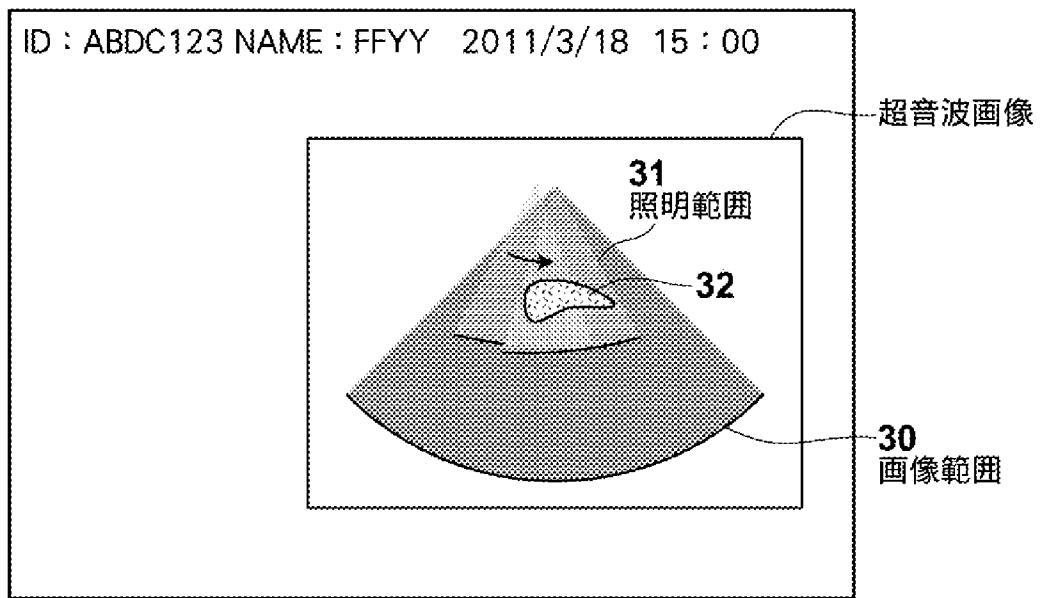


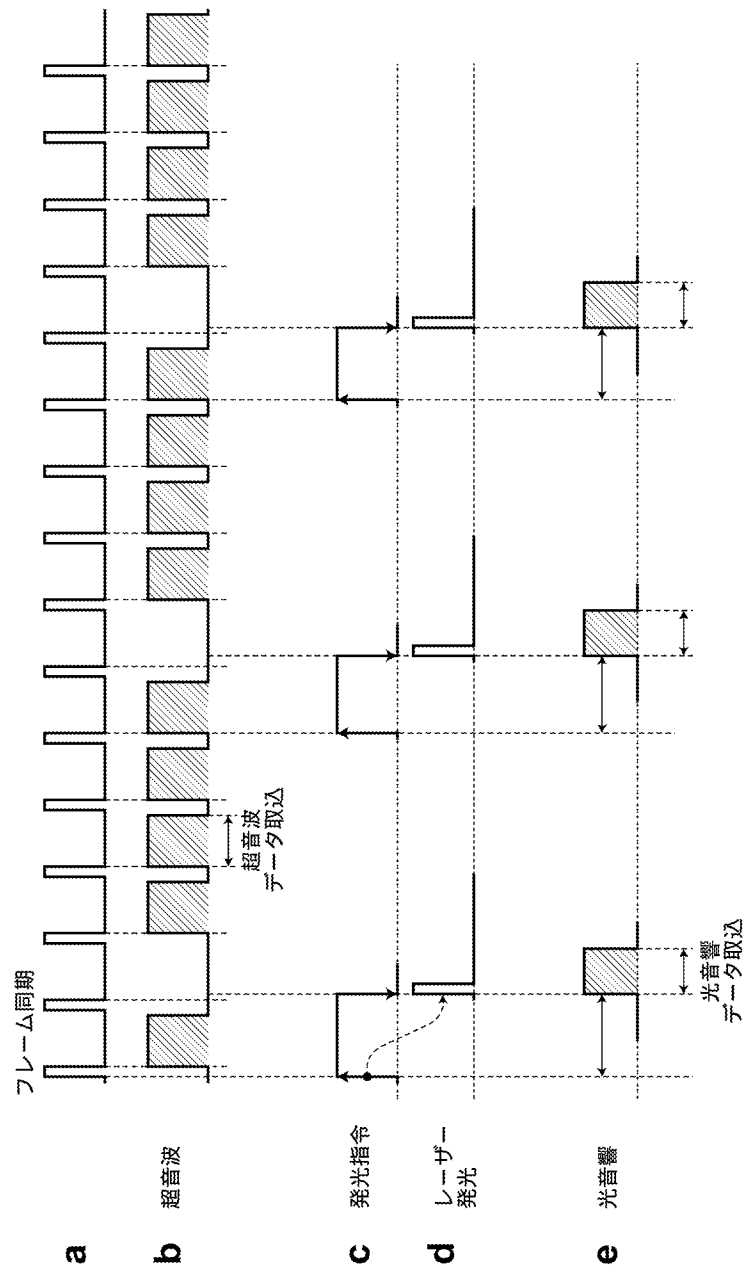
Figure 1 is a schematic diagram of a medical device 11. The device includes a probe 23 at the top. It is shown emitting a light irradiation range 31 (indicated by a dotted cone) and an ultrasound image range 30 (indicated by a solid cone). A region of interest 32 is shown within the ultrasound range 30.

Figure 1 is a schematic diagram of the fiber position control system. It shows a vertical assembly. At the base is a motor (22) labeled "ファイバー位置制御モーター" (Fiber position control motor). A fiber (23) extends upwards from the motor. At the top of the fiber is a sensor (11). A shaded area (32) at the tip of the fiber is labeled "関心領域" (Interest area).

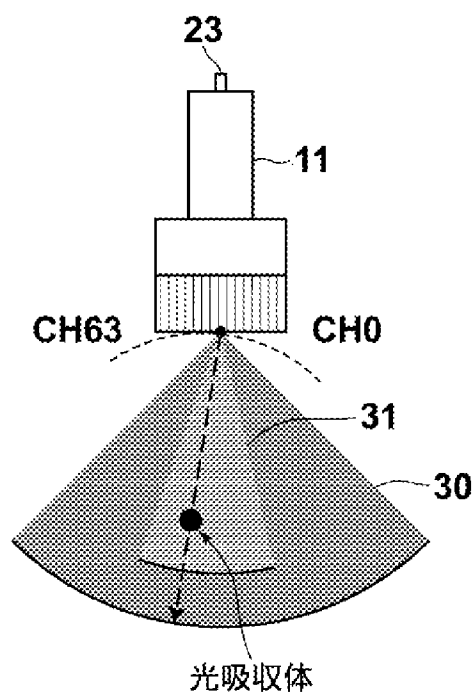
[図3]



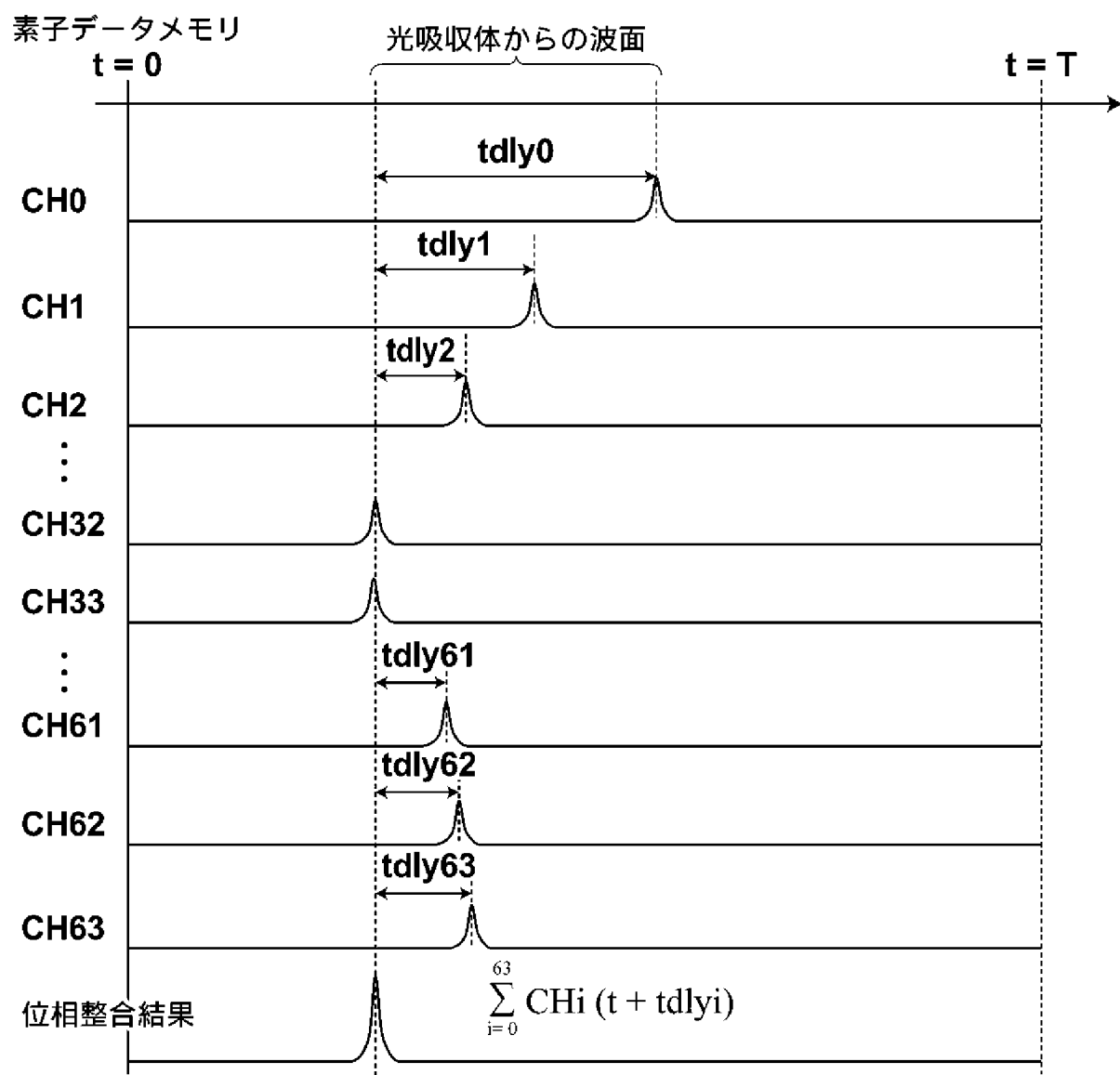
[図4]



[図5]



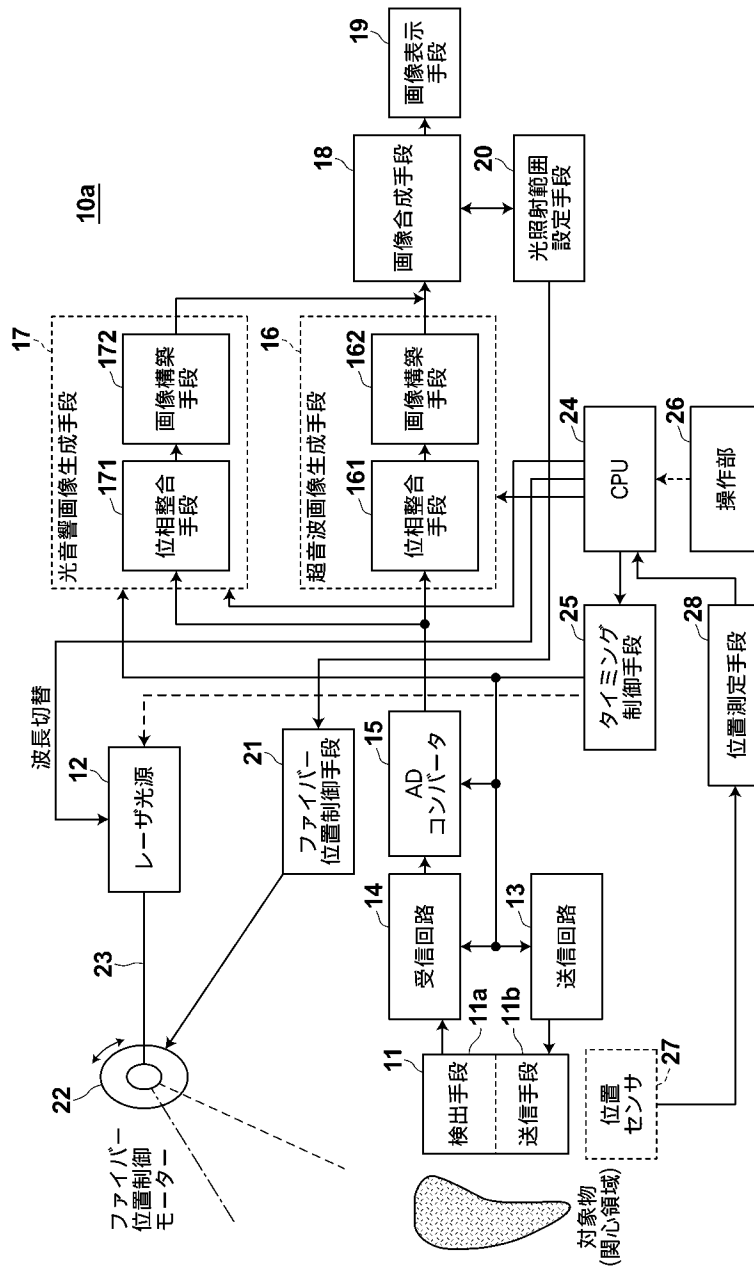
[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/003059

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 2008-79835 A (Toshiba Corp.), 10 April 2008 (10.04.2008), entire text; all drawings (Family: none)	1-14
A	JP 2004-506467 A (Glucon, Inc.), 04 March 2004 (04.03.2004), entire text; all drawings & US 2003/0167002 A1 & US 2005/0085725 A1 & EP 1313396 A & EP 1700563 A2 & WO 2002/015776 A1 & DE 60121179 D & IL 138073 D & AU 8006601 A & AT 331465 T & IL 138073 D0	1-14

☒ 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 June, 2012 (28.06.12)Date of mailing of the international search report
10 July, 2012 (10.07.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/003059

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2010/143591 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 16 December 2010 (16.12.2010), entire text; all drawings & US 2011/0270070 A1 & EP 2369321 A1 & WO 2010/143591 A1 & CN 102292627 A	1-14

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	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2012年
日本国実用新案登録公報	1996-2012年
日本国登録実用新案公報	1994-2012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 2008-79835 A (株式会社東芝) 2008.04.10, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 2004-506467 A (グルコン インク) 2004.03.04, 全文, 全図 & US 2003/0167002 A1 & US 2005/0085725 A1 & EP 1313396 A & EP 1700563 A2 & WO 2002/015776 A1 & DE 60121179 D & IL 138073 D & AU 8006601 A & AT 331465 T & IL 138073 D0	1-14
A	WO 2010/143591 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2010.12.16, 全文, 全図 & US 2011/0270070 A1 & EP 2369321 A1 & WO 2010/143591 A1 & CN 102292627 A	1-14

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

28.06.2012

国際調査報告の発送日

10.07.2012

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)

宮川 哲伸

2Q

9208

電話番号 03-3581-1101 内線 3292