

(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
2019年3月7日(07.03.2019)



(10) 国際公開番号

WO 2019/044594 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/13 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2018/030838
- (22) 国際出願日: 2018年8月21日(21.08.2018)
- (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 2017-164588 2017年8月29日(29.08.2017) 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2番30号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 橋本 温之 (HASHIMOTO, Atsushi); 〒2580023 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: 特許業務法人太陽国際特許事務所 (TAIYO, NAKAJIMA & KATO); 〒1600022 東京都新宿区新宿4丁目3番17号 Tokyo (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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ,

(54) Title: PHOTOACOUSTIC IMAGE GENERATION DEVICE AND IMAGE ACQUISITION METHOD

(54) 発明の名称: 光音響画像生成装置および画像取得方法

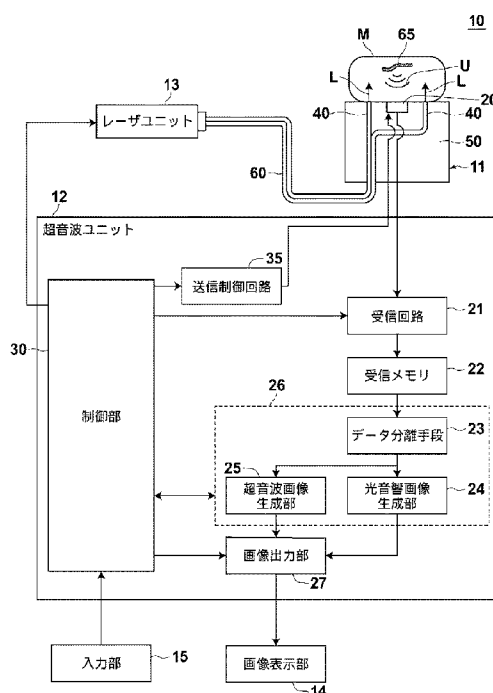


FIG. 1:
12 Ultrasonic unit
13 Laser unit
14 Image display unit
15 Input unit
21 Reception circuit
22 Reception memory
23 Data separation means
24 Photoacoustic image generation unit
25 Ultrasonic image generation unit
27 Image output unit
30 Control unit
35 Transmission control circuit

(57) Abstract: Provided are a photoacoustic image generation device in which visible depth in a photoacoustic image is enhanced, and an image acquisition method for a photoacoustic image generation device. A control unit 30 of a photoacoustic image generation device performs control for adjusting, in a light source, an excitation light generation condition based on the pulse width of excitation light generated in the light source, on the basis of a reception frequency characteristic of an acoustic wave detection means and an attenuation characteristic of a photoacoustic wave in a subject.

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, ST, 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:

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))

(57) 要約: 光音響画像における視認可能深さを向上させた光音響画像生成装置、および光音響画像生成装置における画像取得方法を提供する。光音響画像生成装置の制御部30は、光源に対して、音響波検出手段の受信周波数特性および被検体内における光音響波の減衰特性に基づいて、光源において発生させる励起光のパルス幅に基づいた励起光発生条件を調整する制御を行う。

明 細 書

発明の名称： 光音響画像生成装置および画像取得方法

技術分野

[0001] 本発明は、光源から被検体に向けて出射された励起光を受けることにより被検体内から発生した光音響波を検出して得られた信号に基づいて光音響画像を生成する光音響画像生成装置、および光音響画像生成装置における画像取得方法に関する。

背景技術

[0002] 近年、光音響効果を利用した非侵襲の計測法が注目されている。この計測法は、ある適宜の波長（例えば、可視光、近赤外光または中間赤外光の波長帯域）を有するパルス光を被検体に向けて出射し、被検体内の吸収物質がこのパルス光のエネルギーを吸収した結果生じる弾性波である光音響波を検出して、その吸収物質の濃度を定量的に計測するものである。被検体内の吸収物質とは、例えば血管や、血液中に含まれるグルコースおよびヘモグロビンなどである。また、このような光音響波を検出しその検出信号に基づいて光音響画像を生成する技術は、光音響イメージング（P A I : P h o t o A c o u s t i c I m a g i n g）あるいは光音響トモグラフィー（P A T : P h o t o A c o u s t i c T o m o g r a p h y）と呼ばれている。

[0003] 例えば特許文献1 および2 には、光音響イメージングを行って光音響画像を生成する装置が示されている。この種の光音響画像生成装置は、いわゆる反射超音波画像も生成可能に構成されることが多い。

[0004] 反射超音波画像を生成する装置は一般に、被検体に向けて出射された音響波（多くは超音波）が被検体内で反射した反射音響波を検出して得られた信号に基づいて、被検体の内部の断層画像などを生成する。

[0005] 一方、光音響画像生成装置は一般に、被検体に向けてレーザ光などの励起光を出射し、この励起光を吸収した部位から発生した光音響波を検出して得

られた信号に基づいて、被検体の内部組織などを示す光音響画像を生成する。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特開 2 0 1 6 － 4 7 2 3 2 号公報

特許文献2：特開 2 0 1 6 － 4 7 0 7 7 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 上記のような光音響イメージングにおいて、光音響画像における視認可能深さを向上させるためには、発生した光音響波を検出する超音波プローブの受信効率を向上させることが考えられる。

[0008] この点について、特許文献 1 および 2 とともに、光音響波を発生させるための励起光のパルス幅を超音波プローブに応じて最適化することで、光音響波を超音波プローブにおいて効率よく受信できるようにすることが開示されている。

[0009] しかしながら、特許文献 1 および 2 の方法で、被検体内で発生させる光音響波の周波数特性を超音波プローブに応じて最適化したとしても、実際には、被検体内で発生した光音響波は被検体中で減衰する（特に高周波成分ほど多く減衰する）ため、超音波プローブ直前での光音響波の周波数特性は、最適化した特性から変化してしまい、超音波プローブの受信効率が低下するという問題がある。

[0010] 本発明は、上記事情に鑑み、光音響画像における視認可能深さを向上させた光音響画像生成装置、および光音響画像生成装置における画像取得方法を提供することを目的とするものである。

課題を解決するための手段

[0011] 本発明の光音響画像生成装置は、光源から被検体に向けて出射された励起光を受けることにより被検体内から発生した光音響波を音響波検出手段によ

り検出して得られた信号に基づいて光音響画像を生成する光音響画像生成部を備える光音響画像生成装置において、光源に対して、音響波検出手段の受信周波数特性および被検体内における光音響波の減衰特性に基づいて、光源において発生させる励起光のパルス幅に基づいた励起光発生条件を調整する制御を行う制御部を備える。

[0012] 本発明の光音響画像生成装置において、制御部は、被検体内において発生する光音響波の周波数特性が異なる複数の励起光発生条件を記憶し、記憶している複数の励起光発生条件の中から選択された励起光発生条件に基づいて光源を制御するものとしてもよい。

[0013] この場合、制御部は、音響波検出手段の受信周波数特性が異なる種類毎に複数の励起光発生条件を記憶し、記憶している複数の励起光発生条件の中からユーザに選択された励起光発生条件に基づいて光源を制御するものとしてもよい。

[0014] また、制御部は、光音響画像の画像深さに基づいて、励起光発生条件を調整するものとしてもよい。

[0015] また、制御部は、光音響画像の焦点深さに基づいて、励起光発生条件を調整するものとしてもよい。

[0016] また、光音響画像生成部は、励起光発生条件に基づいて、光音響画像に対して補正処理を施すものとしてもよい。

[0017] 本発明の画像取得方法は、光源から被検体に向けて出射された励起光を受けることにより被検体内から発生した光音響波を音響波検出手段により検出して得られた信号に基づいて光音響画像を生成する光音響画像生成部を備える光音響画像生成装置における画像取得方法であって、光源に対して、音響波検出手段の受信周波数特性および被検体内における光音響波の減衰特性に基づいて、光源において発生させる励起光のパルス幅に基づいた励起光発生条件を調整する制御を行う。

[0018] 本発明の画像取得方法においては、被検体内において発生する光音響波の周波数特性が異なる複数の励起光発生条件を記憶し、記憶している複数の励

起光発生条件の中から選択された励起光発生条件に基づいて光源を制御するようにしてもよい。

[0019] この場合、音響波検出手段の受信周波数特性が異なる種類毎に複数の励起光発生条件を記憶し、記憶している複数の励起光発生条件の中からユーザに選択された励起光発生条件に基づいて光源を制御するようにしてもよい。

[0020] また、光音響画像の画像深さに基づいて、励起光発生条件を調整するようにしてもよい。

[0021] また、光音響画像の焦点深さに基づいて、励起光発生条件を調整するようにしてもよい。

[0022] また、励起光発生条件に基づいて、光音響画像に対して補正処理を施すようにしてもよい。

発明の効果

[0023] 本発明の光音響画像生成装置および画像取得方法によれば、光源に対して、音響波検出手段の受信周波数特性および被検体内における光音響波の減衰特性に基づいて、光源において発生させる励起光のパルス幅に基づいた励起光発生条件を調整する制御を行うようにしたので、音響波検出手段における光音響波の受信効率を向上させることができ、その結果、光音響画像における視認可能深さを向上させることができる。

図面の簡単な説明

[0024] [図1]本発明の一実施形態の光音響画像生成装置の概略構成を示すブロック図

[図2]光音響波のスペクトルを示すグラフ

[図3]光音響波のスペクトルを示すグラフ

発明を実施するための形態

[0025] 以下、図面を参照して、本発明の実施形態について詳しく説明する。図1は、本発明の一実施形態の光音響画像生成装置10の全体構成を示す概略図である。なお図1において、超音波プローブ（以下、単にプローブという）11の形状は概略的に示してある。本例の光音響画像生成装置10は、光音響波検出信号に基づいて光音響画像を生成する機能を有するものであり、図

1に概略的に示すように、プローブ11、超音波ユニット12、レーザユニット13、画像表示部14、および入力部15などを備えている。以下、それらの構成要素について順次説明する。

[0026] 音響波検出手段としてのプローブ11は、例えば生体である被検体Mに向けて励起光および超音波を出射する機能と、被検体M内を伝搬する音響波Uを検出する機能とを有する。すなわちプローブ11は、被検体Mに対する超音波（音響波）の出射（送信）、および被検体Mで反射して戻って来た反射超音波（反射音響波）の検出（受信）を行うことができる。

[0027] 本明細書において「音響波」とは、超音波および光音響波を含む用語である。ここで、「超音波」とはプローブ11により送信された弾性波およびその反射波（反射超音波）を意味し、「光音響波」とは吸収体65が励起光を吸収することにより発する弾性波を意味する。また、プローブ11が発する音響波は超音波に限定されるものではなく、被検対象や測定条件など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よい。なお被検体M内の吸収体65としては、例えば血管や、血液中に含まれるグルコースおよびヘモグロビンなど、さらには金属部材などが挙げられる。

[0028] プローブ11は一般に、セクタ走査対応のもの、リニア走査対応のもの、コンベックス走査対応のものなどが用意され、それらの中から適宜のものが撮像部位に応じて選択使用される。またプローブ11には、後述するレーザユニット13から発せられた励起光であるレーザ光Lを、光出射部40まで導光させる接続部としての光ファイバ60が接続されている。

[0029] プローブ11は、音響波検出器である振動子アレイ20と、この振動子アレイ20を間に置いて、振動子アレイ20の両側に各々1つずつ配設された合計2つの光出射部40と、振動子アレイ20および2つの光出射部40などを内部に収容した筐体50とを備えている。

[0030] 本実施形態において振動子アレイ20は、超音波送信素子としても機能する。振動子アレイ20は、図示外の配線を介して、超音波の送信制御回路35および受信回路21などと接続されている。

- [0031] 振動子アレイ 20 は、電気音響変換素子である音響波振動子（超音波振動子）が複数、一次元方向に並設されてなるものである。音響波振動子は、例えば圧電セラミクスから構成された圧電素子である。また音響波振動子は、ポリフッ化ビニリデン（P V D F）のような高分子フィルムから構成された圧電素子であってもよい。音響波振動子は、受信した音響波 U を電気信号に変換する機能を有している。なお、振動子アレイ 20 は音響レンズを含んでもよい。
- [0032] 本実施形態における振動子アレイ 20 は、上述の通り、複数の音響波振動子が一次元に並設されてなるものであるが、複数の音響波振動子が二次元に並設されてなる振動子アレイが用いられてもよい。
- [0033] 上記音響波振動子は、上述した通り超音波を送信する機能も有する。すなわち、この音響波振動子に交番電圧が印加されると、音響波振動子は交番電圧の周波数に対応した周波数の超音波を発生させる。なお、超音波の送信と受信は互いに分離させてもよい。つまり、例えばプローブ 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 で受信するようにしてもよい。
- [0034] 光出射部 40 は、光ファイバ 60 によって導光されたレーザ光 L を被検体 M に向けて出射させる部分である。本実施形態において光出射部 40 は、光ファイバ 60 の先端部、つまり励起光の光源であるレーザユニット 13 から遠い方の端部によって構成されている。図 1 に示されるように、本実施形態では 2 つの光出射部 40 が、振動子アレイ 20 を間に置いて、振動子アレイ 20 の例えばエレベーション方向の両側に配置されている。このエレベーション方向とは、複数の音響波振動子が一次元に並設された場合、その並び方向に対して直角で、振動子アレイ 20 の検出面に平行な方向である。
- [0035] なお光出射部は、光ファイバ 60 の先端に光学的に結合させた導光板および拡散板から構成されてもよい。そのような導光板は、例えばアクリル板や石英板から構成することができる。また拡散板としては、マイクロレンズが基板上にランダムに配置されているレンズ拡散板を使用することができる。

また、例えば拡散微粒子が分散された石英板などを使用することができる。
さらにレンズ拡散板としてはホログラフィカル拡散板を用いてもよいし、エンジニアリング拡散板を用いてもよい。

[0036] 光源としてのレーザユニット13は、例えばQスイッチアレキサンドライトレーザなどのフラッシュランプ励起Qスイッチ固体レーザを有し、励起光としてのレーザ光Lを発生させる。レーザユニット13は、超音波ユニット12の制御部30からのトリガ信号を受けてレーザ光Lを出力するように構成されている。

[0037] レーザ光Lの波長は、計測の対象となる被検体M内の吸収体65の光吸収特性に応じて適宜選択される。例えば計測対象が生体内のヘモグロビンである場合、つまり血管を撮像する場合、一般にその波長は、近赤外波長域に属する波長であることが好ましい。近赤外波長域とはおよそ700～2500nm（ナノメートル）の波長域を意味する。しかし、レーザ光Lの波長は当然これに限られるものではない。またレーザ光Lは、単波長のものでもよいし、例えば750nm（ナノメートル）および800nm（ナノメートル）などの複数波長を含むものでもよい。レーザ光Lが複数の波長を含む場合、これらの波長の光は、同時に射出されてもよいし、交互に切り替えながら射出されてもよい。

[0038] なおレーザユニット13は、上に述べたアレキサンドライトレーザの他、同様に近赤外波長域のレーザ光を出力可能なYAG（Yttrium Aluminum Garnet：イットリウム・アルミニウム・ガーネット）－SHG（Second Harmonic Generation：第二次高調波発生）－OPO（Optical Parametric Oscillation：光パラメトリック発振）レーザ、あるいはTi-Sapphire（チタン－サファイア）レーザなどを用いて構成することもできる。

[0039] また、レーザユニット13は、LD（Laser Diode）またはLED（Light Emitting Diode）を用いて構成すること

もできる。本発明は光音響波の受信効率を向上させるものであるため、光源について、大出力である個体レーザの代わりに、より低出力であるＬＤまたはＬＥＤとすることもできる。また、後述のように任意の波形の励起光を発生させるためには、一般的に個体レーザよりもＬＤまたはＬＥＤの方が好適である。

[0040] 光ファイバ６０は、レーザユニット１３から出射されたレーザ光Ｌを、２つの光出射部４０まで導く。光ファイバ６０は特に限定されず、石英ファイバなどの公知のものを使用することができる。例えば１本の太い光ファイバが用いられてもよいし、あるいは複数の光ファイバが束ねられてなるバンドルファイバが用いられてもよい。一例としてバンドルファイバが用いられる場合、１つにまとめられたファイバ部分の光入射端面から上記レーザ光Ｌが入射するようにバンドルファイバが配置され、そしてバンドルファイバの２つに分岐されたファイバ部分の各先端部が前述した通り光出射部４０を構成する。

[0041] 超音波ユニット１２は、受信回路２１、受信メモリ２２、画像生成部２６、画像出力部２７、制御部３０、および送信制御回路３５を有する。画像生成部２６は、データ分離部２３、光音響画像生成部２４、および超音波画像生成部２５から構成される。制御部３０は、光源としてのレーザユニット１３に対して、プローブ１１の受信周波数特性に基づいて、レーザユニット１３において発生させるレーザ光Ｌのパルス幅に基づいた励起光発生条件を調整する制御を行うなどの機能を備える。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においては、光音響画像生成処理、超音波画像生成処理、およびレーザユニット１３に対する制御処理などに関するプログラムが不図示の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３０によってそのプログラムが動作することで、各部の機能が実現する。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。

[0042] 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。

[0043] 受信回路 21 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 22 に格納する。受信回路 21 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 Converter) 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 22 に格納される。受信回路 21 は、例えば 1 つの IC で構成される。

[0044] 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 22 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。データ分離部 23 は、受信メモリ 22 から光音響波の検出信号を読み出し、光音響画像生成部 24 に送信する。また、受信メモリ 22 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 25 に送信する。

[0045] 光音響画像生成部 24 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、例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。超音波画像生成部 25 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。画像出力部 27 は、光音響画像および／または超音波画像を、ディスプレイ装置などの画像表示部 14 に出力する。

[0046] 制御部 30 は、超音波ユニット 12 内の各部を制御する。制御部 30 は、

光音響画像を取得する場合は、レーザユニット 13 に後述の励起光発生条件に基づいてトリガ信号を送信し、レーザユニット 13 からレーザ光 L を出射させる。また、レーザ光 L の出射に合わせて、受信回路 21 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 21 によって受信されたサンプリングデータは、受信メモリ 22 に格納される。

[0047] 光音響画像生成部 24 は、データ分離部 23 を介して光音響波の検出信号のサンプリングデータを受信し、所定の検波周波数で検波して光音響画像を生成する。光音響画像生成部 24 が生成した光音響画像は、画像出力部 27 に入力される。

[0048] また、制御部 30 は、超音波画像を取得する場合は、送信制御回路 35 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信する。送信制御回路 35 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。プローブ 11 は、超音波画像を取得する場合には、制御部 30 による制御によって、例えば圧電素子群の受信領域を一ラインずつずらしながら走査して反射超音波の検出を行う。制御部 30 は、超音波送信のタイミングに合わせて受信回路 21 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 21 によって受信されたサンプリングデータは、受信メモリ 22 に格納される。

[0049] 超音波画像生成部 25 は、データ分離部 23 を介して超音波の検出信号のサンプリングデータを受信し、所定の検波周波数で検波して超音波画像を生成する。超音波画像生成部 25 が生成した超音波画像は、画像出力部 27 に入力される。

[0050] ここで、本実施形態の光音響画像生成装置 10 における光音響画像の取得方法について詳細に説明する。光音響画像取得時において、制御部 30 は、レーザユニット 13（光源）に対して、プローブ 11（音響波検出手段）の受信周波数特性および被検体 M 内における光音響波の減衰特性に基づいて、レーザユニット 13 において発生させるレーザ光 L（励起光）のパルス幅に

基づいた励起光発生条件を調整する制御を行う。なお、ここでは周波数特性として中心周波数を考えるが、ピーク周波数など、他の周波数特性としてもよい。

[0051] 超音波（光音響波）は、被検体の組織の種類によって減衰率が異なる。具体的には、水分を多く含む組織では減衰が少なく、逆にカルシウムまたは脂肪などを多く含む組織では減衰が大きくなる。また、同じ組織内であっても超音波（光音響波）の伝達距離が長くなる程（観察対象の深さが深くなる程）、減衰が大きくなる。従って、被検体M内における光音響波の減衰特性に基づいて励起光発生条件を調整する場合、被検体Mの組織の種類と観察対象の深さの両方に基づいて励起光発生条件を調整してもよいし、いずれか一方に基づいて励起光発生条件を調整してもよい。ここでは、観察対象の深さのみに基づいて励起光発生条件を調整する場合について説明する。

[0052] 例えば、プローブ11の感度の中心周波数が6.5MHz（メガヘルツ）で、主要な観察対象の深さが4cm（センチメートル）の場合を考える。従来、被検体M内で発生する光音響波の中心周波数が6.5MHz（メガヘルツ）となるような励起光発生条件（レーザ光Lのパルス幅 $t_{LP}=77\text{ ns}$ （ナノ秒））を設定するのが一般的であったが、発生した光音響波は被検体M中で減衰する（特に高周波成分ほど多く減衰する）ため、光音響波のスペクトルを示すグラフである図2に示すように、プローブ11直前での光音響波の中心周波数は6.5MHz（メガヘルツ）からより低い中心周波数に変化してしまう。

[0053] 一般にプローブ11の受信周波数帯域は、中心周波数に対して70%～100%の幅を持つ帯域であるため、中心周波数6.5MHz（メガヘルツ）のプローブ11で受信可能な音響波の周波数は3.2～9.8MHz（メガヘルツ）程度と考えられる。そのため、本実施形態においては、被検体M中での減衰を考慮して、プローブ11直前での光音響波の中心周波数が、中心周波数6.5MHz（メガヘルツ）のプローブ11で受信可能な周波数である3.2～9.8MHz（メガヘルツ）の成分の信号を多く含むように励起

光発生条件を調整する。

[0054] 例えば、光音響波のスペクトルを示すグラフである図3に示すように、レーザ光Lのパルス幅 $t_{LP} = 62.5 \text{ ns}$ (ナノ秒) に設定すると、レーザ光Lのパルス幅 $t_{LP} = 77 \text{ ns}$ (ナノ秒) の場合と比較して、中心周波数 6.5 MHz (メガヘルツ) のプローブ11で受信可能な音響波の周波数は $3.2 \sim 9.8 \text{ MHz}$ (メガヘルツ) の成分の信号を多く含むことができる。これにより、プローブ11における光音響波の受信効率を高めることができる。

[0055] このように、被検体M内における光音響波の減衰特性を考慮せずに、プローブ11の感度の中心周波数と被検体M内で発生する光音響波の中心周波数とが近くなるように励起光発生条件を設定したときのレーザ光Lのパルス幅よりも、励起光発生条件におけるレーザ光Lのパルス幅を短くすることで、プローブ11で受信可能な周波数帯域の成分の信号をより多く発生させることもできる。ここで、レーザ光Lのパルス幅をどの程度短くするかについては、被検体M内における光音響波の減衰特性に基づいて調整すればよく、具体的には、被検体M内における光音響波の減衰が大きい程（上記例では観察対象の深さが深くなる程）、レーザ光Lのパルス幅をより短くすればよい。

[0056] なお、プローブ11で受信可能な周波数帯域の成分の信号が多くなるような励起光発生条件のパターンについて、超音波ユニット12内部にあらかじめテーブルとしてプローブ11の種類毎に複数（例えば主要な観察対象が浅い場所に位置する場合用、中間の場所に位置する場合用、深い場所に位置する場合用など）記憶されていて、ユーザがそれらを選択できるようにしておくことが望ましい。

[0057] このとき、光音響波の検波条件もそれぞれのモードに応じて最適化されていることが望ましい。また、光音響画像、または光音響画像と合成する超音波画像の画像深さ（画像における最大深さ）や焦点深さ（観察対象の深さ）に応じて、励起光発生条件が自動で切り替わるようにしてもよい。さらに、被検体Mの組織の種類に応じて励起光発生条件が自動で切り替わるようにし

てもよい。

[0058] また、レーザ光Lのパルス数は単発に限らず、2以上の複数としてもよい。

[0059] また、例えば、レーザ光Lのパルス数が増えた場合に、光音響画像中の物体位置が深い方向にずれるなど、励起光発生条件が変化することで、光音響画像中の物体位置が変化してしまう。そのため、光音響画像生成部24において、励起光発生条件に応じて、光音響画像中の物体位置を補正することが望ましい。

[0060] また、プローブ11直前での光音響波の中心周波数とプローブ11の感度における中心周波数を必ずしも一致させる必要はない。例えば、画質などの要請からプローブ11の感度における周波数帯域内の任意の箇所に光音響波の中心周波数を設定してもよい。

[0061] 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の、本発明の範囲に含まれる。

請求の範囲

- [請求項1] 光源から被検体に向けて出射された励起光を受けることにより前記被検体内から発生した光音響波を音響波検出手段により検出して得られた信号に基づいて光音響画像を生成する光音響画像生成部を備える光音響画像生成装置において、
- 前記光源に対して、前記音響波検出手段の受信周波数特性および前記被検体内における光音響波の減衰特性に基づいて、前記光源において発生させる励起光のパルス幅に基づいた励起光発生条件を調整する制御を行う制御部を備える光音響画像生成装置。
- [請求項2] 前記制御部は、前記被検体内において発生する光音響波の周波数特性が異なる複数の前記励起光発生条件を記憶し、記憶している複数の前記励起光発生条件の中から選択された前記励起光発生条件に基づいて前記光源を制御する
- 請求項 1 記載の光音響画像生成装置。
- [請求項3] 前記制御部は、前記音響波検出手段の受信周波数特性が異なる種類毎に複数の前記励起光発生条件を記憶し、記憶している複数の前記励起光発生条件の中からユーザに選択された前記励起光発生条件に基づいて前記光源を制御する
- 請求項 2 記載の光音響画像生成装置。
- [請求項4] 前記制御部は、前記光音響画像の画像深さに基づいて、前記励起光発生条件を調整する
- 請求項 1 から 3 のいずれか 1 項記載の光音響画像生成装置。
- [請求項5] 前記制御部は、前記光音響画像の焦点深さに基づいて、前記励起光発生条件を調整する
- 請求項 1 から 3 のいずれか 1 項記載の光音響画像生成装置。
- [請求項6] 前記光音響画像生成部は、前記励起光発生条件に基づいて、前記光音響画像に対して補正処理を施す
- 請求項 1 から 5 のいずれか 1 項記載の光音響画像生成装置。

[請求項7] 光源から被検体に向けて出射された励起光を受けることにより前記被検体内から発生した光音響波を音響波検出手段により検出して得られた信号に基づいて光音響画像を生成する光音響画像生成部を備える光音響画像生成装置における画像取得方法であって、

前記光源に対して、前記音響波検出手段の受信周波数特性および前記被検体内における光音響波の減衰特性に基づいて、前記光源において発生させる励起光のパルス幅に基づいた励起光発生条件を調整する制御を行う画像取得方法。

[請求項8] 前記被検体内において発生する光音響波の周波数特性が異なる複数の前記励起光発生条件を記憶し、記憶している複数の前記励起光発生条件の中から選択された前記励起光発生条件に基づいて前記光源を制御する

請求項 7 記載の画像取得方法。

[請求項9] 前記音響波検出手段の受信周波数特性が異なる種類毎に複数の前記励起光発生条件を記憶し、記憶している複数の前記励起光発生条件の中からユーザに選択された前記励起光発生条件に基づいて前記光源を制御する

請求項 8 記載の画像取得方法。

[請求項10] 前記光音響画像の画像深さに基づいて、前記励起光発生条件を調整する

請求項 7 から 9 のいずれか 1 項記載の画像取得方法。

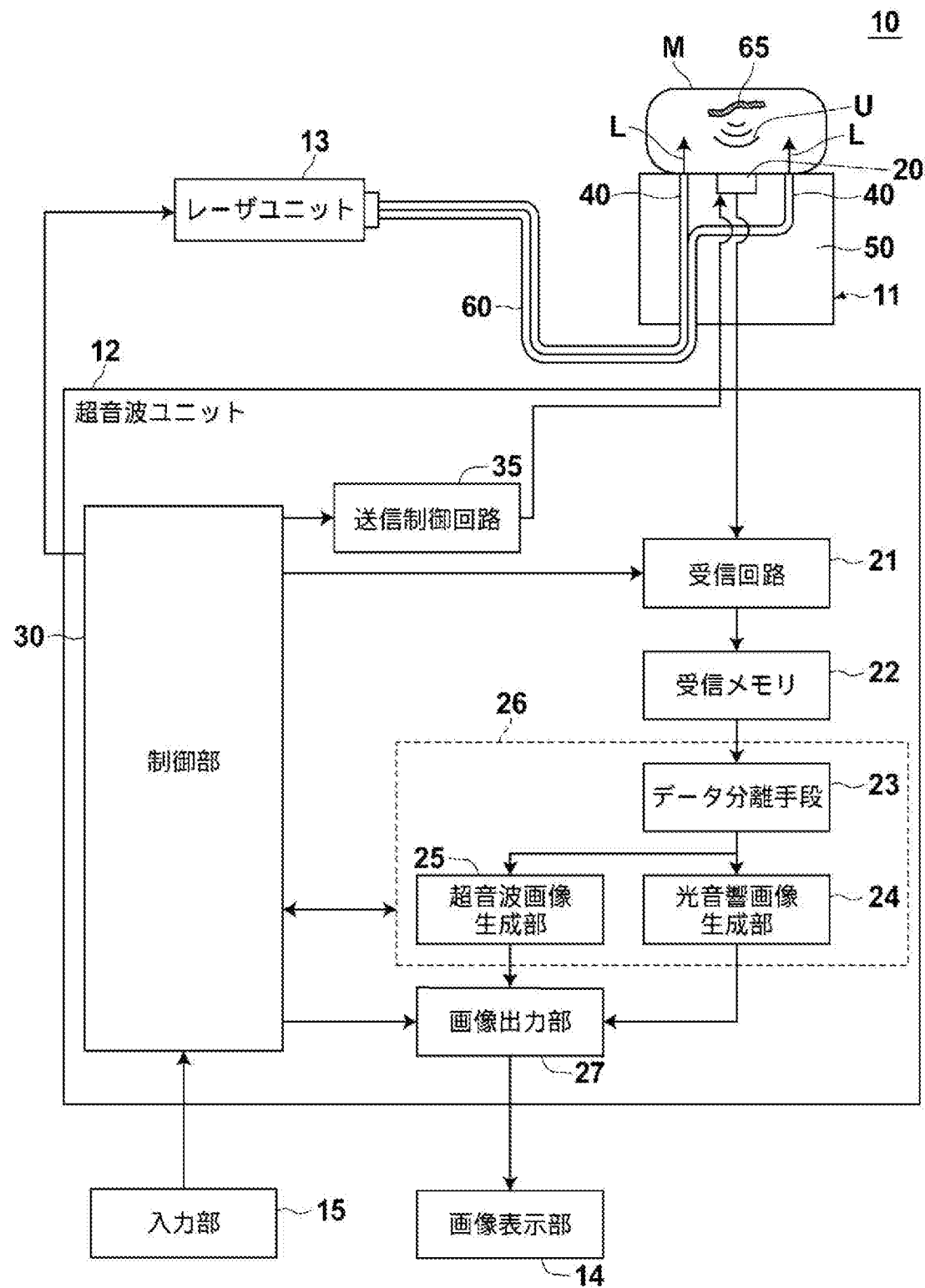
[請求項11] 前記光音響画像の焦点深さに基づいて、前記励起光発生条件を調整する

請求項 7 から 9 のいずれか 1 項記載の画像取得方法。

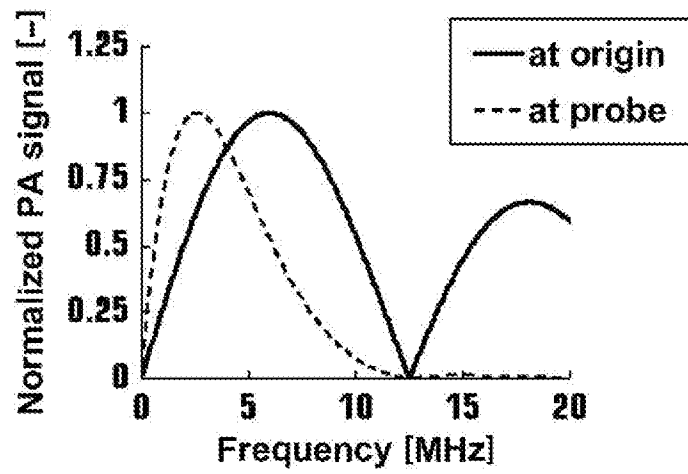
[請求項12] 前記励起光発生条件に基づいて、前記光音響画像に対して補正処理を施す

請求項 7 から 11 のいずれか 1 項記載の画像取得方法。

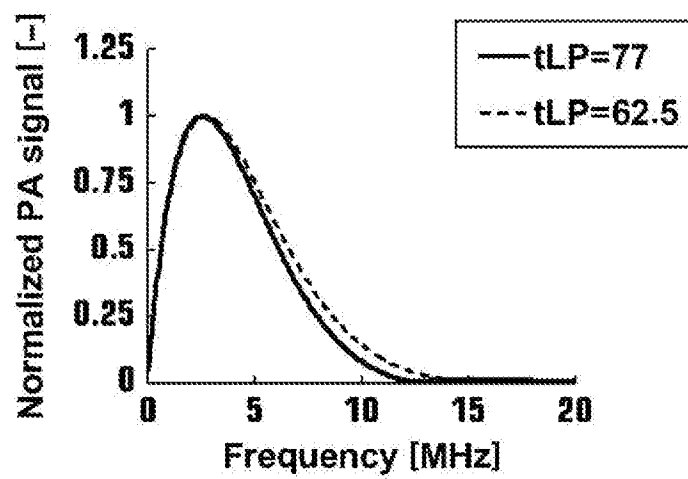
[図1]



[図2]



[図3]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/030838

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B8/13 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl. A61B8/13

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

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996

Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018

Registered utility model specifications of Japan 1996-2018

Published registered utility model applications of Japan 1994-2018

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2017-35407 A (SEIKO EPSON CORPORATION) 16 February 2017, fig. 3, 5, 6, 14, 30, paragraphs [0037], [0038], [0043], [0044], [0055], [0060], [0091]	1, 4, 5, 7, 10, 11
Y	(Family: none)	2, 3, 6, 8, 9, 12
Y	JP 2016-47232 A (PREXION CO., LTD.) 07 April 2016, paragraphs [0096]-[0101] & EP 2989970 A1, paragraphs [0107]-[0112]	2, 3, 8, 9



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
26.10.2018

Date of mailing of the international search report
06.11.2018

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/030838

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2016-47077 A (PREXION CO., LTD.) 07 April 2016, paragraphs [0037]-[0040] & US 2016/0061715 A1, paragraphs [0061]-[0064]	6, 12

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B8/13(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B8/13

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	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	JP 2017-35407 A (セイコーエプソン株式会社) 2017.02.16, [図3] [図5] [図6] [図14] [図30] [0037] [0038] [0043] [0044] [0055]	1, 4, 5, 7, 10, 11
Y	[0060] [0091] (ファミリーなし)	2, 3, 6, 8, 9, 12
Y	JP 2016-47232 A (プレキシオン株式会社) 2016.04.07, [0096] ~ [0101] & EP 2989970 A1 ([0107] ~ [0112])	2, 3, 8, 9

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

26.10.2018

国際調査報告の発送日

06.11.2018

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

森口 正治

2U

9403

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2016-47077 A (プレキシオン株式会社) 2016. 04. 07, [0037] ~ [0040] & US 2016/0061715 A1 ([0061] ~ [0064])	6, 12