

(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8月23日(23.08.2012)



(10) 国際公開番号
WO 2012/111329 A1

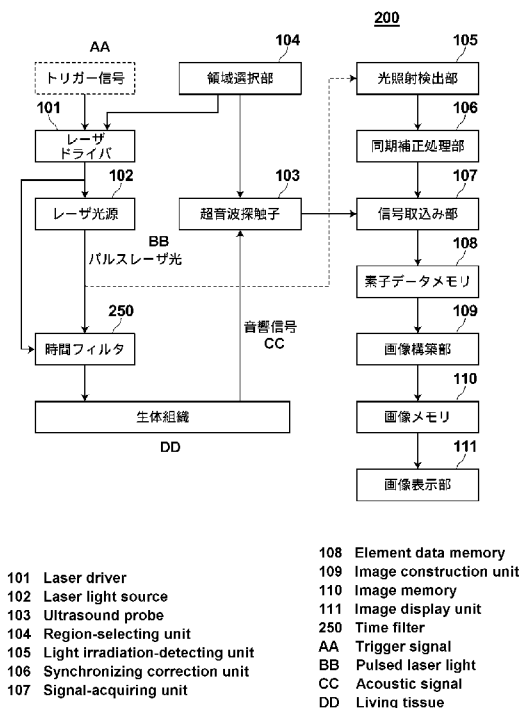
- (51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01) G01N 29/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/000999
- (22) 国際出願日: 2012年2月15日(15.02.2012)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2011-030335 2011年2月16日(16.02.2011) JP
特願 2011-287385 2011年12月28日(28.12.2011) JP
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 富士フイルム株式会社(FUJIFILM CORPORATION) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布2丁目2番30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): 笠松 直史 (KASAMATSU, Tadashi) [JP/JP]; 〒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: 柳田 征史, 外(YANAGIDA, Masashi et al.); 〒2220033 神奈川県横浜市港北区新横浜3-18-3 新横浜KS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, MD, RU, TJ, TM), ユーロッパ (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),

[続葉有]

(54) Title: OPTOACOUSTIC IMAGING APPARATUS

(54) 発明の名称: 光音響画像化装置

[図5]



(57) Abstract: [Problem] To prevent noise generation in image signals in optoacoustic imaging apparatuses wherein a semiconductor laser is used as a pulsed light source that irradiates pulsed light. [Solution] An optoacoustic imaging apparatus obtained by using a semiconductor laser (102) as the pulsed light source for irradiating pulsed light on a subject, particularly an optoacoustic imaging apparatus (200) configured to supply constantly, during apparatus operation, a low electric current that is less than the oscillation threshold to the semiconductor laser (102), wherein a time filter (250) that cuts the light from the semiconductor laser (102) is disposed between the semiconductor laser (102) and the subject during the period when said sub-oscillation threshold electric current is being supplied to the semiconductor laser (102).

(57) 要約: 【課題】パルス光を照射するパルス光源として半導体レーザが用いられた光音響画像化装置において、画像信号にノイズが発生することを防止する。【解決手段】被検体にパルス光を照射するパルス光源として半導体レーザ(102)が用いられてなる光音響画像化装置、特に、装置稼働時、半導体レーザ(102)にその発振閾値未満の低電流を常時供給する構成を有する光音響画像化装置(200)において、半導体レーザ(102)と被検体との間に、該半導体レーザ(102)にその発振閾値未満の電流が供給される期間は、半導体レーザ(102)からの光をカットする時間フィルタ(250)を配設する。

WO 2012/111329 A1



OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, 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：光音響画像化装置

技術分野

[0001] 本発明は光音響画像化装置すなわち、生体組織等の被検体に光を照射し、光照射に伴って発生する音響波に基づいて被検体を画像化する装置に関するものである。

背景技術

[0002] 従来、例えば特許文献1や非特許文献1に示されているように、光音響効果を利用して生体の内部を画像化する光音響画像化装置が知られている。この光音響画像化装置においては、例えばパルスレーザ光等のパルス光が生体内に照射される。このパルス光の照射を受けた生体内部では、パルス光のエネルギーを吸収した生体組織が熱によって体積膨張し、音響波（音響信号）を発生する。そこで、この音響波を超音波プローブなどで検出し、その検出信号に基づいて生体内部を可視像化することが可能となっている。

[0003] 上述のような光音響画像化装置においては、特許文献1にも記載されているように、パルス光を発する光源として半導体レーザ（レーザダイオード）が用いられることが多い。この半導体レーザは、その他の固体レーザ等と比べれば、光音響画像化装置を小型軽量化し、また低コストで形成する上で有利なものとなっている。また、半導体レーザ単体では光音響画像化に必要なエネルギーに達しない場合は、半導体レーザを種光源として用い、そこからの光を、希土類が添加された光ファイバを備えてなるファイバ増幅器や半導体光増幅器（場合により複数段設けてもよい）により増幅するようにした光増幅型レーザ光源を用いることも考えられている（非特許文献2参照）。

[0004] なお上記の半導体レーザを用いる場合、パルス駆動の立ち上がりを良くするために、光音響画像化装置の稼働時、半導体レーザに発振閾値未満の低電流を常時供給しておくことが考えられている。また、パルス発振する半導体レーザを種光源とした光増幅型レーザ光源を用いる場合は、種光のパルス間

の時間帯つまり非発光時間帯に、光増幅器の増幅自然放出光（Amplified Spontaneous Emission; ASE光）が、半導体レーザのスペクトル幅よりも大幅に広いスペクトル幅で、時間的には連続波として発光する現象が認められる。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2005-21380号公報

非特許文献

[0006] 非特許文献1：A High-Speed Photoacoustic Tomography System based on a Commercial Ultrasound and a Custom Transducer Array, Xueding Wang, Jonathan Cannata, Derek DeBusschere, Changhong Hu, J. Brian Fowlkes, and Paul Carson, Proc. SPIE Vol. 7564, 756424 (Feb. 23, 2010)

非特許文献2：全偏波保持型高出力YbファイバMOPAシステムの開発、住村和彦、吉田英次、藤田尚徳、中塚正大、電子情報通信学会論文誌C vol. J91-C、No. 4、pp. 244-250、2008

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] しかし、パルス光源に半導体レーザや、半導体レーザを種光源とする光増幅型レーザ光源を適用した従来の光音響画像化装置においては、得られた画像信号にノイズが含まれやすいという問題が認められている。この問題は、上述したように、装置稼働時に半導体レーザに常時低電流を供給するようにした光音響画像化装置に特に顕著に認められる。

[0008] 本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、パルス光源として半導体レーザを適用しても、ノイズの少ない画像信号を得ることができる光音響画像化装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0009] 本発明による第1の光音響画像化装置は、

生体組織等の被検体にパルス光を照射するパルス光源として半導体レーザ、あるいは半導体レーザを種光源とする光増幅型レーザ光源が用いられた光音響画像化装置において、

パルス光源と被検体との間の位置に、該パルス光源が発するレーザ光を通過させる一方、該レーザ光とは波長が異なる自然放出光をカットするスペクトルフィルタが配設されたことを特徴とするものである。

[0010] なお、パルス光源がリング共振器を有するものである場合は、このリング共振器内に上記スペクトルフィルタが配設されることが望ましい。

[0011] またパルス光源として、互いに波長が異なるレーザ光を発する複数のパルス光源が設けられる場合は、それらのパルス光源の各々に対応させて上記スペクトルフィルタが配設されることが望ましい。

[0012] また、本発明による第2の光音響画像化装置は、

生体組織等の被検体にパルス光を照射するパルス光源として半導体レーザ、あるいは半導体レーザを種光源とする光増幅型レーザ光源が用いられた光音響画像化装置において、

前記パルス光源と被検体との間の位置に、前記半導体レーザ（単体で用いられるもの、あるいは光増幅型レーザ光源の種光源として用いられるもの）に発振閾値未満の電流が供給される期間は、該パルス光源からの光をカットする時間フィルタが配設されたことを特徴とするものである。

[0013] この第2の光音響画像化装置においても、パルス光源がリング共振器を有するものである場合は、このリング共振器内に上記時間フィルタが配設されることが望ましい。

[0014] またこの第2の光音響画像化装置においても、パルス光源として互いに波長が異なるレーザ光を発する複数のパルス光源が設けられる場合は、それらのパルス光源の各々に対応させて上記時間フィルタが配設されることが望ましい。

[0015] また、この第2の光音響画像化装置においては、パルス光源と被検体との間の位置に、第1の光音響画像化装置が備えるものと同様のスペクトルフィ

ルタ、すなわち、パルス光源が発するレーザ光を通過させる一方、該レーザ光とは波長が異なる自然放出光をカットするスペクトルフィルタがさらに配設されることが望ましい。

[0016] なお本発明は、装置稼働時、半導体レーザ（単体で用いられるもの、あるいは光増幅型レーザ光源の種光源として用いられるもの）にその発振閾値未満の低電流を常時供給する構成を有する光音響画像化装置に適用されることが特に望ましい。

[0017] なお本発明の第2の光音響画像化装置における「発振閾値未満の電流」とは、装置稼働時に常時供給される「低電流」も含むが、それに限定されるものではなく、半導体レーザがパルス駆動される際に該半導体レーザに過渡的に流れる比較的低い電流も含むものである。

発明の効果

[0018] 本発明者の研究によると、従来の光音響画像化装置においてパルス光源として半導体レーザを用いたとき画像信号にノイズが発生しやすいのは、以下の理由によるものであることが分かった。

[0019] 周知の通り半導体レーザは、発振閾値未満の低電流が供給されると自然放出光を発するが、この自然放出光の波長範囲は、発振したレーザ光の波長範囲よりも広がっているのが一般的である。光音響画像化装置のパルス光源を構成する半導体レーザとしては、その発振波長が、本来被検体に照射したい波長領域に有るものが選択使用されるが、この発振波長と異なる波長の自然放出光が被検体に照射されると、その自然放出光が、画像化すべき部分とは別の部分で吸収されて、そこから微弱な音響波が発せられるようになる。その微弱な音響波は、本来検出すべき音響波に重畳して検出されるので、光音響画像の空間的な分解能を低下させ、ひいては画像にノイズを発生させることになる。

[0020] 上記自然放出光は、半導体レーザが供給電流ゼロの状態から立ち上がってパルス駆動する際、過渡的に半導体レーザに発振閾値未満の電流が流れたとき発生するので、こうして生じた自然放出光が生体組織等の被検体に照射さ

れば、それが上記ノイズの発生につながる。

[0021] また、特に光音響画像化装置の稼働時、半導体レーザにその発振閾値未満の低電流を常時供給するようにした場合は、上述したようにパルス駆動期間内で過渡的に発生する自然放出光に加えて、低電流の常時供給により生じた自然放出光も被検体に照射されることになるので、それらのためにより顕著なノイズが発生する。他方、光増幅型レーザ光源が用いられる場合は、上記のような自然放出光に加えて、光増幅器自体から増幅自然放出光が連続的に発せられる。そのような自然放出光も、連続波の広帯域成分として被検体を加熱するようになるので、それによる余分な加熱が、本当に知りたい被検体の熱膨張に影響を与えて、光音響信号のレベル低下、ひいてはそれによる光音響画像の画質低下を招く。

[0022] 上記の知見に基づいて本発明による第1の光音響画像化装置では、パルス光源と被検体との間の位置に、該パルス光源が発するレーザ光を通過させる一方、該レーザ光とは波長が異なる自然放出光をカットするスペクトルフィルタが配設されているので、本来照射すべき波長と異なる波長の自然放出光が被検体に照射されることを無くして、画像信号にノイズが生じることを防止可能となる。

[0023] また、上記の知見に基づいて本発明による第2の光音響画像化装置では、パルス光源と被検体との間の位置に、半導体レーザにその発振閾値未満の電流が供給される期間は、該パルス光源からの光をカットする時間フィルタが配設されているので、この場合も、所定の光照射期間外に半導体レーザやあるいは光増幅器から発せられる自然放出光が被検体に照射されることを無くして、画像信号にノイズが生じることを防止可能となる。

[0024] なお本発明が、装置稼働時、半導体レーザにその発振閾値未満の低電流を常時供給する構成を有する光音響画像化装置に適用された場合は、前述のように半導体レーザが立ち上がる際に過渡的に生じる自然放出光に加えて、半導体レーザに上記低電流が供給されることにより生じる自然放出光もカットすることができる。

図面の簡単な説明

- [0025] [図1]本発明の第1実施形態による光音響画像化装置の概略構成を示すブロック図
- [図2]超音波探触子の構成例を示す斜視図
- [図3]超音波探触子と信号取込み部との接続例を示すブロック図
- [図4]図1の装置における半導体レーザの光照射期間を示すグラフ
- [図5]本発明の第2実施形態による光音響画像化装置の概略構成を示すブロック図
- [図6]図5の装置における半導体レーザの発光期間と、時間フィルタによる光通過／遮断期間とを示すグラフ
- [図7]本発明の第3実施形態による光音響画像化装置の概略構成を示すブロック図
- [図8]図7の装置に用いられた光増幅型レーザ光源を示す概略側面図
- [図9A]図8の光増幅型レーザ光源における光増幅器の前の光の波形を概略的に示すグラフ
- [図9B]図8の光増幅型レーザ光源における光増幅器の後の光の波形を概略的に示すグラフ
- [図10]本発明の第4実施形態による光音響画像化装置の概略構成を示すブロック図
- [図11]本発明の光音響画像化装置に用いられ得る半導体レーザ光源の例を示す概略図
- [図12]図11の半導体レーザ装置の駆動状態を説明する図
- [図13]本発明の光音響画像化装置に用いられ得る半導体レーザ光源の別の例を示す概略図

発明を実施するための形態

- [0026] 以下、図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。図1は、本発明の第1実施形態による光音響画像化装置の基本構成を示すブロック図である。この光音響画像化装置100は、レーザドライバ101、レーザ光源1

０２、超音波探触子１０３、領域選択部１０４、光照射検出部１０５、同期補正処理部１０６、信号取込み部１０７、素子データメモリ１０８、画像構築部１０９、画像メモリ１１０、画像表示部１１１およびスペクトルフィルタ１５０を有している。

[0027] レーザ光源１０２は、被検体である生体組織に照射するパルスレーザ光を射出するもので、本実施形態においては半導体レーザが用いられる。レーザドライバ１０１は、上記レーザ光源（以下、半導体レーザと称する）１０２を駆動するものであり、トリガー信号が入力されるとそれに応答して半導体レーザ１０２をパルス駆動させる。

[0028] 超音波探触子１０３は、複数チャネルの超音波探触子素子（プローブ素子）を有する。それらのプローブ素子は、生体組織の画像化する範囲に対応させて、例えば１９２個設けられている。この超音波探触子１０３は、半導体レーザ１０２から生体組織にパルスレーザ光が照射されたとき該生体組織内から生じる音響信号（超音波）を検出し、その音響信号を電気信号に変換して出力する。

[0029] 超音波探触子１０３の複数のプローブ素子に対応する範囲、つまり生体組織の画像化される範囲は、互いに重ならない複数の部分領域に分けられている。本実施形態においてこの部分領域は、後に詳述するように例えば領域Ａ、領域Ｂおよび領域Ｃの３つとされている。各部分領域の幅は、信号取込み部１０７が並列にサンプリング可能な信号数と同数のプローブ素子に対応する幅となっている。本例において、信号取込み部１０７は６４ｃｈ分のデータを並列にサンプリング可能とされている。そこで、領域Ａ、領域Ｂ、および領域Ｃの各領域は、６４個のプローブ素子に対応した幅となる。

[0030] 領域選択部１０４は、上記３つの部分領域のうちの１つを選択するものであり、その選択情報をレーザドライバ１０１および超音波探触子１０３に通知する。レーザドライバ１０１は、少なくとも選択された部分領域を含む範囲にパルスレーザ光を照射するように半導体レーザ１０２を駆動する。一方、超音波探触子１０３は、図示しないマルチプレクサなどを用いて、選択さ

れた部分領域に対応するプローブ素子を信号取込み部 107 に接続させる。信号取込み部 107 は、部分領域に光が照射された後、接続されたプローブ素子が出力する電気信号（音響信号データ）を所定の計測期間にわたって複数回サンプリングし、サンプリングしたデータを素子データメモリ 108 に格納する。

[0031] 領域選択部 104 は、選択した部分領域に対応するプローブ素子からの音響信号データが素子データメモリ 108 に格納されると、次の部分領域を選択する。こうして領域選択部 104 は、生体組織の画像化する範囲すべてが選択されるまで、部分領域を順次選択する。領域選択部 104 が部分領域を順次選択することで、素子データメモリ 108 には、超音波探触子 103 の全プローブ素子からの音響信号データが素子データメモリ 108 に格納される。つまり、領域選択部 104 が領域 A、領域 B、領域 C を順次選択し、信号取込み部 107 が各領域について N 回サンプリングすれば、素子データメモリ 108 には計 $(192 \times N)$ ch 分の音響信号データが格納されることになる。

[0032] 信号取込み部 107 は、超音波探触子 103 からの電気信号を素子データメモリ 108 に格納する。信号取込み部 107 は、超音波探触子 103 が出力する上記電気信号を所定の計測期間にわたって複数回サンプリングし、それにより得られたサンプリングデータを素子データメモリ 108 に格納する。この信号取込み部 107 は、例えば微小信号を増幅するプリアンプや、アナログ信号をデジタル信号に変換する A/D 変換器を含んで構成されている。信号取込み部 107 が、並列に取り込める信号の数つまりチャンネル（ch）数は、超音波探触子 103 が有するプローブ素子の総数よりも少ない。例えば本実施形態では、超音波探触子 103 は一例として 192 個のプローブ素子を有するのに対して、信号取込み部 107 が並列に取り込み可能な ch 数は 64 とされている。

[0033] 次に、上記構成についてさらに詳しく説明する。図 2 は、超音波探触子 103 を詳しく示すものである。ここに 131 で示すのが、上記プローブ素子

である。プローブ素子 131 は、例えば所定の方向に沿って 1 次元的に配列されている。光ファイバ 134 は、半導体レーザ 102（図 1 参照）から発せられたパルスレーザ光を、超音波探触子 103 内に設けられた光照射部 132 まで導く。光照射部 132 は、上記パルスレーザ光を生体組織に照射する。本実施形態において光照射部 132 は、生体組織の例えば 3 つの領域 A、領域 B、および領域 C のそれぞれに対応して設けられている。すなわち、領域 A に対応する光照射部 132 は領域 A の選択時にパルスレーザ光を少なくとも領域 A に照射する。また、領域 B に対応する光照射部 132 は領域 B の選択時にパルスレーザ光を少なくとも領域 B に照射し、領域 C に対応する光照射部 132 は領域 C の選択時にパルスレーザ光を少なくとも領域 C に照射する。

[0034] 光検出器 133 は、図 1 に示す光照射検出部 105 に含まれる。光検出器 133 は、光照射部 132 からのパルスレーザ光が生体組織に照射されたことを検出するもので、このパルスレーザ光を受光すると光検出信号を出力する。光検出器 133 は、領域 A、領域 B、および領域 C のそれぞれに対応して設けられている。領域 A に対応する光検出器 133 は、領域 A が選択されているときに、該領域 A にパルスレーザ光が照射されたことを検出する。領域 B および領域 C に対応する光検出器 133 も同様であり、それぞれの領域の選択時に、各領域にパルスレーザ光が照射されたことを検出する。

[0035] また図 3 は、超音波探触子 103 と信号取込み部 107 との接続例を示している。超音波探触子 103 は上述の通り、192ch のプローブ素子 131（図 2 参照）を有している。192ch のプローブ素子 131 に対応する生体組織の領域は、前述したように 3 つの部分領域（領域 A～C）からなるものとして考えられる。つまり、192ch のプローブ素子 131 に対応する生体組織の幅が 57.6mm であるとする、各部分領域の幅は 19.2mm となる。光音響画像化装置 100 は、上記 19.2mm 幅の部分領域への光照射・データ収集を逐次行って、全 192ch 分のデータを取得する。

[0036] 信号取込み部 107 は、例えば 64ch 分のデータを並列にサンプリング

可能なA/D変換器を含む。マルチプレクサ112は、超音波探触子103のプローブ素子と信号取り込み部107とを選択的に接続する。マルチプレクサ112は、例えば192chのプローブ素子と接続しており、そのうちの64ch分を信号取込み部107のA/D変換器に選択的に接続する。マルチプレクサ112は、例えば領域Aが選択されているときは、領域Aに対応する部分の64chのプローブ素子を信号取込み部107のA/D変換器に接続する。また、マルチプレクサ112は、領域Bが選択されているときは、領域Bに対応する部分の64chのプローブ素子を信号取込み部107のA/D変換器に接続し、領域Cが選択されているときは、領域Cに対応する部分の64chのプローブ素子を信号取込み部107のA/D変換器に接続する。

[0037] 領域Aが選択され、光照射部132（図2参照）が生体組織の領域Aにパルスレーザ光を照射すると、このパルスレーザ光は生体組織内の散乱により、ある程度の広がりを持って進行する。生体組織内に存在する血液等の吸収体はパルスレーザ光のエネルギーを吸収し、音響信号を発生する。この音響信号が各プローブ素子で検出されるまでに要する時間は、音響信号発生地点と各プローブ素子とのX方向の位置関係と、音響信号発生地点のZ方向の位置とに応じて決まる。

[0038] 上記音響信号を検出するために、マルチプレクサ112が選択したプローブ素子131が出力する電気信号は、A/D変換器にて所定の計測期間にわたって複数回サンプリングされる。これは他の領域Bおよび領域Cについても同様であり、各領域に対してパルスレーザ光が照射され、各領域に対応するプローブ素子が出力する電気信号が所定の計測期間にわたって複数回サンプリングされ、音響信号が検出される。

[0039] ここで、各部分領域に関する処理の流れを考えると、部分領域の選択、トリガー信号発生、レーザ光源駆動、生体組織へのパルスレーザ光照射、生体組織からの音響信号検出、素子データメモリへのデータ格納という流れになる。信号取込み部107における電気信号の取込み開始タイミングつまりサンプリング開始タイミングは、生体組織へパルスレーザ光が照射されるタイ

ミングに合わせて事前に設定されている。

- [0040] 上記のトリガー信号発生から実際に生体組織へパルスレーザ光が照射されるまでの時間が、各部分領域毎に異なっていると、各部分領域毎に得られた音響信号データを合成して生成される画像の画質が低下する問題が起きる。光照射検出部 105 および同期補正処理部 106 は、この問題を防止するために設けられている。すなわち、光照射検出部 105 は半導体レーザ 102 から生体組織に光が照射されたことを検出し、また同期補正処理部 106 は、光照射検出部 105 が検出した光照射タイミングの差を部分領域間で求め、そのタイミング差に基づいて、素子データメモリ 108 におけるサンプリングデータの時間軸を部分領域間で補正する。
- [0041] 領域選択部 104 が全ての部分領域を選択し、超音波探触子 103 が有する 192ch のプローブ素子それぞれが出力する複数回のサンプリングデータが素子データメモリ 108 に格納されると、画像構築部 109 はこの素子データメモリ 108 からサンプリングデータを読み出し、読み出したデータに基づいて生体組織の断層画像を構築する。画像構築部 109 は典型的には、信号処理部、位相整合加算部および画像処理部を含んで構成される。画像構築部 109 における詳細な画像構築手順について詳しい説明は省略するが、その機能は、例えばコンピュータが所定のプログラムに従って動作することで実現可能である。あるいは画像構築部 109 の機能を、DSP (digital Signal Processor) や FPGA (Field Programmable Gate Array) などでも実現してもよい。
- [0042] 画像構築部 109 は、構築した断層画像を示す画像データを画像メモリ 110 に格納する。画像表示部 111 は、画像メモリ 110 に格納された画像データに基づいて、上記断層画像を表示モニタなどに表示する。
- [0043] 次に、図 1 に示したスペクトルフィルタ 150 およびその作用について説明する。本実施形態においてパルス光源として適用された半導体レーザ 102 は、その発振閾値未満の値の電流が供給されたときは、自然放出光を発する。図 4 はこのことを示すものである。図中 P_s が半導体レーザ 102 に求

められる所定の光出力であり、図1に示すレーザドライバ101は、この光出力 P_s で発光するように半導体レーザ102をパルス駆動する。本実施形態では、光音響画像化装置100の稼働中、半導体レーザ102を駆動しない期間では該半導体レーザ102に電流供給はなされない。したがって、半導体レーザ102に駆動電流が供給される光照射期間において、該半導体レーザ102の光出力はゼロの状態から立ち上がるが、駆動電流が発振閾値未満のときは自然放出光が発せられ、駆動電流が発振閾値以上になると発振したレーザ光が発せられる。図4では、自然放出領域をP1として、またレーザ発振領域をP2として示している。

[0044] 周知の通り自然放出光は、発振したレーザ光と比べると波長範囲が広がっている。このような自然放出光が生体組織に照射されると、本来生体組織に照射すべき光の波長とは異なる波長の光が照射されることになって、先に述べたように、構築される画像の画質劣化を招く。スペクトルフィルタ150はこの問題を防止するためのものであり、半導体レーザ102と生体組織との間に位置するように配されている。このスペクトルフィルタ150は、半導体レーザ102（一例として発振中心波長800nm、スペクトル幅1nm）が発する波長799.5nm～800.5nmのレーザ光は良好に通過させる一方、それとは異なる波長域、例えば750nm以上799.5nm未満、および800.5nmを越えて850nm以下の範囲に含まれる自然放出光はカットする特性を有するものである。つまりこのスペクトルフィルタ150は、帯域幅1nmの帯域通過フィルタとして機能する。

[0045] 上述の通りのスペクトルフィルタ150が設けられていることにより、本来照射すべき光の波長とは異なる波長の自然放出光が生体組織に照射されることがなくなるので、構築される光音響画像のノイズ増大、画質劣化を防止可能となる。

[0046] 次に図5を参照して、本発明の第2の実施形態による光音響画像化装置200について説明する。なおこの図5において、図1中の要素と同等の要素には同番号を付してあり、それらについての説明は特に必要の無い限り省略

する（以下、同様）。

[0047] この第2実施形態の光音響画像化装置200は、図1に示した第1実施形態の光音響画像化装置100と比べると、光音響画像化装置200の稼働時半導体レーザ102には、レーザドライバ101から発振閾値未満の低電流が常時供給される点、およびスペクトルフィルタ150に代えて時間フィルタ250が設けられた点が異なるものである。この時間フィルタ250も、半導体レーザ102と生体組織との間に位置する状態に配されている。装置稼働時、半導体レーザ102に上記低電流が常時供給されることにより、半導体レーザ102がパルス駆動される際の立ち上がり特性が良好になる。なお、上記低電流が常時供給されている間、つまり光照射期間の前後において、半導体レーザ102は低出力 P_L の自然放出光を発し続ける。

[0048] 時間フィルタ250は電気光学素子と偏光子とを組み合わせで構成されたもので、設定された期間だけ開状態となって、半導体レーザ102から発せられた光を通過させる。時間フィルタ250はより詳しくは、閉状態とするときは、通過光に半波長の位相差を与える駆動電圧を電気光学素子に加えてレーザ光の偏光の向きを90度回転させ、それを偏光子にてカットする一方、開状態とするときは上記駆動電圧を切ることにより、レーザ光を通過させるものである。この時間フィルタ250における光の通過期間は、レーザドライバ101が半導体レーザ102に供給するパルス波駆動電流の出力タイミングに基づいて、例えば図6に示すように設定されている。すなわち、上記低電流が供給されている間、およびパルス駆動される半導体レーザ102の立ち上がり並びに立ち下がり時に過渡的に発振閾値未満の電流が流れる間、時間フィルタ250による遮断期間とされ、半導体レーザ102に発振閾値以上の電流が供給される期間がフィルタ通過期間とされている。

[0049] このように動作する時間フィルタ250が設けられていることにより、本実施形態においても、本来照射すべき光の波長とは異なる波長の自然放出光が生体組織に照射されることがなくなるので、構築される画像の画質劣化を防止可能となる。

[0050] なお上記のように、装置稼働時、半導体レーザに前述の低電流が常時供給される構成を有する光音響画像化装置において、第1実施形態で用いられたスペクトルフィルタ150が設けられてもよい。そうした場合も、第1実施形態におけるのと同様の効果を得ることができる。その場合、時間フィルタ250は基本的に不要であるが、画像の画質劣化をより確実に防止するために、併せて時間フィルタ250を設けても構わない。

[0051] また上記とは逆に、装置稼働時、半導体レーザに前述の低電流が常時供給されることがない光音響画像化装置において時間フィルタを設け、それにより第2実施形態におけるのと同様の効果を得ることもできる。すなわちその場合は、パルス駆動される半導体レーザの立ち上がり並びに立ち下がり時に過渡的に発振閾値未満の電流が流れる間が、時間フィルタによる遮断期間とされ、半導体レーザに発振閾値以上の電流が供給される期間がフィルタ通過期間とされる。その場合、半導体レーザにパルス波駆動電流が供給される期間の前後では半導体レーザは当然発光しないので、その発光しない期間は基本的に時間フィルタで光を遮断する必要はない。

[0052] 次に図7を参照して、本発明の第3の実施形態による光音響画像化装置300について説明する。この第3実施形態の光音響画像化装置300は、図1に示した第1実施形態の光音響画像化装置100と比べると基本的に、半導体レーザからなるレーザ光源102に代えて光増幅型レーザ光源302が用いられている点、およびスペクトルフィルタ150とは通過帯域が異なるスペクトルフィルタ350が適用されている点が異なるものである。

[0053] 上記光増幅型レーザ光源302は図8にブロック図で構成を示すように、種光としてのパルスレーザ光360を発する半導体レーザ351と、励起用レーザ光352を発する励起用半導体レーザ353と、パルスレーザ光360および励起用レーザ光352を合波する合波器354と、例えばEr（エルビウム）がドーピングされたコアを有し、上記合波器354に接続されたファイバ光増幅器355と、このファイバ光増幅器355に接続された発振防止のための光アイソレータ356と、この光アイソレータ356から出力され

たパルスレーザ光 370 を波長が $1/2$ の第 2 高調波に変換する光波長変換素子 358 とから構成されている。

[0054] 光音響画像の取得時、上記光増幅型レーザ光源 302 においては、種光源である半導体レーザ 351 が図 7 に示すトリガー信号に基づいてパルス駆動され、そこから発せられた例えば波長 1560 nm のパルスレーザ光 360 がファイバ光増幅器 355 に入力される。このパルスレーザ光 360 はファイバ光増幅器 355 のコアを伝搬し、その際、例えば波長 980 nm の励起用レーザ光 352 により励起されたエルビウムイオンからエネルギーを受けて増幅される。この増幅されたパルスレーザ光 370 は、ファイバ光増幅器 355 から出射した後、光波長変換素子 358 により波長 780 nm の第 2 高調波であるパルスレーザ光 380 に変換され、最終的にこのパルスレーザ光 380 が、図 2 に示したような超音波探触子 103 から生体組織に照射される。

[0055] 図 9 A および図 9 B は、ファイバ光増幅器 355 に入力される前と後の光の波形を概略的に示すものであり、図 9 A に示す入力前のパルスレーザ光 360 に対して、ファイバ光増幅器 355 で増幅された後のパルスレーザ光 370 は、図 9 B に示す通りより高出力のものとなる。しかしここでファイバ光増幅器 355 においては、エルビウムイオンが発する自然放出光が光増幅器自身を通過する際に増幅され、この増幅された自然放出光が、図 9 B に 390 として示すようにパルスレーザ光 370 に重畳して出力される。この自然放出光 390 は 1560 nm を中心に広い波長範囲に亘るもので、時間的には連続して、つまりパルスレーザ光 360 が入力されていない期間も通して放出される。このような波長範囲に亘る自然放出光 390 が光波長変換素子 358 を通過した後、光音響画像化の過程で生体組織に照射されると、先に説明した通り光音響画像のノイズ増大、画質低下を招く。

[0056] この問題を防止するために、光波長変換素子 358 から出力されたパルスレーザ光 380 は、図 7 に示すスペクトルフィルタ 350 を通して生体組織に照射されるようになっている。このスペクトルフィルタ 350 は、一例と

して波長 779.5 nm ~ 780.5 nm のパルスレーザ光 380 は良好に通過させる一方、それとは異なる波長域、すなわち 1450 nm 以上 1650 nm 以下の自然放出光はカットする特性を有するものである。つまりこのスペクトルフィルタ 350 は、帯域幅 1 nm の帯域通過フィルタとして機能する。

[0057] 上述の通りのスペクトルフィルタ 350 が設けられていることにより、本実施形態においても、本来照射すべき光の波長とは異なる波長の自然放出光が生体組織に照射されることがなくなるので、構築される光音響画像のノイズ増大、画質劣化を防止可能となる。

[0058] 次に図 10 を参照して、本発明の第 4 の実施形態による光音響画像化装置 400 について説明する。この第 4 実施形態の光音響画像化装置 400 は、図 5 に示した第 2 実施形態の光音響画像化装置 200 と比べると基本的に、半導体レーザからなるレーザ光源 102 に代えて、図 7 および 8 に示したものと同様の光増幅型レーザ光源 302 が用いられている点が異なるものである。

[0059] この光音響画像化装置 400 において用いられている時間フィルタ 250 は、図 5 の光音響画像化装置 200 における時間フィルタ 250 と基本的に同じものであって、その光通過／遮断特性は図 6 に示した通りである。光増幅型レーザ光源 302 から発せられた中心波長 780 nm のパルスレーザ光 380 は、この時間フィルタ 250 を通して生体組織に照射される。そのため、ファイバ光増幅器 355 から連続的に発せられる自然放出光 390（図 9B 参照）が、パルスレーザ光 380 の照射期間以外に生体組織に照射されることが防止され、それによりこの場合も、構築される光音響画像のノイズ増大、画質劣化を防止可能となる。

[0060] なお本実施形態においては、パルスレーザ光 380 の照射期間に、それと共に自然放出光 390 が生体組織に照射されることを阻止することは不可能である。したがって本実施形態のように構成する場合は、図 7 に示したスペクトルフィルタ 350 も併せて設置することがより好ましい。

[0061] 本実施形態では、光増幅型レーザ光源 302 の種光源としての半導体レーザ 351（図 8 参照）に、発振閾値未満の低電流が装置稼働時常時供給されることはないが、該半導体レーザ 351 の立ち上がり特性を良好にするために、上記低電流の供給を行うようにしてもよい。そのようにした場合は、半導体レーザ 351 のパルス駆動期間（これはパルスレーザ光 380 の照射期間となる）外に、半導体レーザ 351 から波長が 1560 nm 近辺の自然放出光が発せられる。この自然放出光は図 8 に示したファイバ光増幅器 355、光アイソレータ 356 を経て光波長変換素子 358 から出射するが、この自然放出光も時間フィルタ 250 によってカットされるので、該自然放出光が生体組織に照射されることが防止される。

[0062] ここで、本発明の光音響画像化装置に用いられ得るレーザ光源の別の例について説明する。光音響画像化装置は、人体の血管画像（静脈画像および動脈画像）を取得するために用いられることが多く、その場合は、静脈に良く吸収される例えば波長 750 nm のパルスレーザ光と、動脈に良く吸収される例えば波長 800 nm のパルスレーザ光とを、短い時間間隔を置いて交互に人体の血管部分に照射することが必要となる。図 11 および図 13 に示すレーザ光源は、そのような要求に応える構成を有するものである。

[0063] まず、図 11 に示すレーザ光源 500 について説明する。このレーザ光源 500 は、1 つの発光部を有する光増幅型レーザ光源であり、1 つの半導体光増幅器（SOA）501 と、光の進行方向を一方向のみに設定するアイソレータ 502 と、タップカップラ 503 と、波長可変素子 504 と、上記アイソレータ 502 と同様のアイソレータ 505 と、時間フィルタ 507 と、以上の要素を光が循環するように結合してリング共振器を構成する光ファイバ等の導波手段 506 とから構成されている。

[0064] 半導体光増幅器 501 は、半導体レーザと殆ど同じ構造を有するが単独では共振器を備えないものであり、そこから出射した光は上記リング共振器により発振する。この半導体光増幅器 501 の波長帯域は 750～800 nm である。そして該半導体光増幅器 501 には図 12 の上段に示すようにパル

ス状に駆動電流が供給され、したがって、上述のようにして発振するレーザ光はパルスレーザ光となる。

[0065] 一方、上記タップカプラ503は、入射した光を所定比率（例えば20%等）でリング共振器に戻し、残余は共振器から出力させるものである。

[0066] また波長可変素子504は、一例として回折格子やファブリペロー可変フィルタ等からなるものであり、該素子504には図12の中段に示すような波形の駆動電圧が印加される。波長可変素子504は、印加された駆動電圧の値に応じた波長の光を選択して通過させるもので、その駆動電圧と選択波長の関係はリニアなものとなっている。そこで、この波長可変素子504の選択波長が750nmとなる時点、および800nmとなる時点で半導体光増幅器501に駆動電流を供給すれば、タップカプラ503から波長750nmのパルスレーザ光、および波長800nmのパルスレーザ光が、図12の下段に示すように互いに一定の時間間隔を置いて交互に出力されるようになる。

[0067] 時間フィルタ507は、図5に示した時間フィルタ250と同様に、半導体光増幅器501に供給される駆動電流が発振閾値未満の値にある過渡期間は、そこを通過する光をカットする。このように動作する時間フィルタ507が設けられていることにより、本実施形態においても、本来照射すべき光の波長とは異なる波長の自然放出光が生体組織に照射されることがなくなるので、構築される画像の画質劣化を防止可能となる。

[0068] この図5に示した構成においても、波長可変素子504の動作と連動して波長750nmのパルスレーザ光、および波長800nmのパルスレーザ光とは異なる波長の光をカットするスペクトルフィルタを導波手段506に介設すれば、本来照射すべき光の波長とは異なる波長の自然放出光が生体組織に照射されることを防止できる。

[0069] 次に、本発明の光音響画像化装置に適用され得るレーザ光源の別の例を、図13を参照して説明する。この図13のレーザ光源600は、パルス駆動回路601と、このパルス駆動回路601によって駆動される2つの半導体

レーザ602および603と、これらの半導体レーザ602および603から各々射出されたパルスレーザ光を合波する光カプラ604とを有している。なお、半導体レーザ602と光カプラ604とは例えば光ファイバ等の導波手段605によって接続され、半導体レーザ603と光カプラ604とは同様の導波手段606によって接続され、光カプラ604からは同じく光ファイバ等の導波手段607を介してパルスレーザ光が出力される。

[0070] そして半導体レーザ602と光カプラ604との間において導波手段605にはスペクトルフィルタ608が介設され、半導体レーザ603と光カプラ604との間において導波手段606にはスペクトルフィルタ609が介設されている。

[0071] 一方の半導体レーザ602の発振波長は一例として750nm、他方の半導体レーザ603の発振波長は一例として800nmである。そしてパルス駆動回路601はこれらの半導体レーザ602、603を、所定の時間間隔 ΔT を置いて交互に駆動させる。そこで光カプラ604からは、波長750nmのパルスレーザ光と波長800nmのパルスレーザ光が時間間隔 ΔT を置いて交互に出力されるようになる。

[0072] 上記スペクトルフィルタ608は、波長750nmのパルスレーザ光は通過させる一方、それとは波長が異なる自然放出光はカットするものである。またスペクトルフィルタ609は、波長800nmのパルスレーザ光は通過させる一方、それとは波長が異なる自然放出光はカットするものである。このようなスペクトルフィルタ608、609が設けられていることにより、本実施形態においても、本来照射すべき光の波長とは異なる波長の自然放出光が生体組織に照射されることがなくなるので、構築される画像の画質劣化を防止可能となる。

[0073] なお、スペクトルフィルタ608、609の代わりに、それぞれ時間フィルタを設けてもよい。また、そのような時間フィルタとスペクトルフィルタ608とを直列に配置し、あるいはそのような時間フィルタとスペクトルフィルタ609とを直列に配置して、自然放出光をより確実にカットするよう

にしてもよい。さらには、光カプラ 604 の後段に時間フィルタおよび／またはスペクトルフィルタを配置してもよい。

請求の範囲

[請求項1] 被検体にパルス光を照射するパルス光源として半導体レーザまたは、半導体レーザを種光源とする光増幅型レーザ光源が用いられた光音響計測装置において、

前記パルス光源と被検体との間の位置に、該パルス光源が発するレーザ光を通過させる一方、該レーザ光とは波長が異なる自然放出光をカットするスペクトルフィルタが配設されたことを特徴とする光音響計測装置。

[請求項2] 前記パルス光源として、発振中心波長が800nmである半導体レーザが用いられ、

前記スペクトルフィルタとして、通過波長域が799.5nm～800.5nmであるものが用いられたことを特徴とする請求項1記載の光音響計測装置。

[請求項3] 前記パルス光源として、半導体レーザを種光源とする光増幅型レーザと、該光増幅型レーザから発せられた中心波長1560nmのレーザ光を中心波長780nmの第2高調波に変換する光波長変換素子とからなるものが用いられ、

前記スペクトルフィルタとして、通過波長域が779.5nm～780.5nmで、カット波長域に1450nm～1650nmを含むものが用いられたことを特徴とする請求項1記載の光音響計測装置。

[請求項4] 前記パルス光源がリング共振器を有するものであり、このリング共振器内に前記スペクトルフィルタが配設されたことを特徴とする請求項1記載の光音響計測装置。

[請求項5] 前記パルス光源が、リング共振器内に半導体光増幅器を配置してなるものであり、

前記リング共振器内に、前記半導体光増幅器の波長帯域内で選択波長を複数通りに変え得る波長可変素子が配置され、

前記スペクトルフィルタとして、前記波長可変素子を経た複数通り

の波長のレーザ光をそれぞれ通過させるものが用いられたことを特徴とする請求項4記載の光音響計測装置。

[請求項6] 前記パルス光源として、互いに波長が異なるレーザ光を発する複数のパルス光源が設けられ、それらのパルス光源の各々に対応させて前記スペクトルフィルタが配設されたことを特徴とする請求項1記載の光音響計測装置。

[請求項7] 被検体にパルス光を照射するパルス光源として半導体レーザまたは、半導体レーザを種光源とする光増幅型レーザ光源が用いられた光音響計測装置において、

前記パルス光源と被検体との間の位置に、前記半導体レーザにその発振閾値未満の電流が供給される期間は、該パルス光源からの光をカットする時間フィルタが配設されたことを特徴とする光音響計測装置。

[請求項8] 前記パルス光源がリング共振器を有するものであり、このリング共振器内に前記時間フィルタが配設されたことを特徴とする請求項7記載の光音響計測装置。

[請求項9] 前記パルス光源が、リング共振器内に半導体光増幅器を配置してなるものであり、

前記リング共振器内に、時間経過に応じて、前記半導体光増幅器の波長帯域内で選択波長を複数通りに変え得る波長可変素子が配置されたことを特徴とする請求項8記載の光音響計測装置。

[請求項10] 前記パルス光源として、互いに波長が異なるレーザ光を発する複数のパルス光源が設けられ、それらのパルス光源の各々に対応させて前記時間フィルタが配設されたことを特徴とする請求項7記載の光音響計測装置。

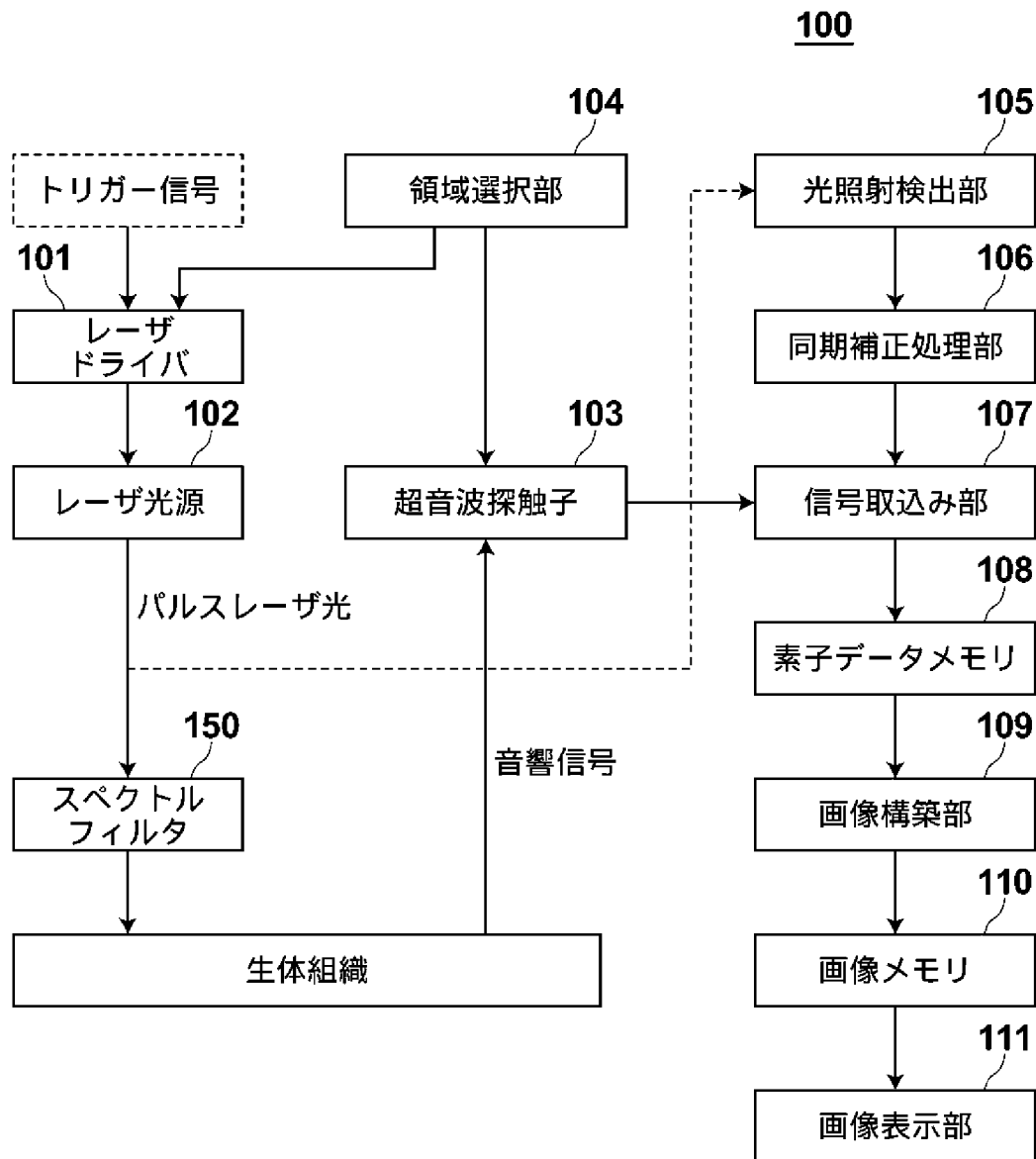
[請求項11] 前記パルス光源と被検体との間の位置に、該パルス光源が発するレーザ光を通過させる一方、該レーザ光とは波長が異なる自然放出光をカットするスペクトルフィルタがさらに配設されたことを特徴とする

請求項 7 から 1 0 いずれか 1 項記載の光音響計測装置。

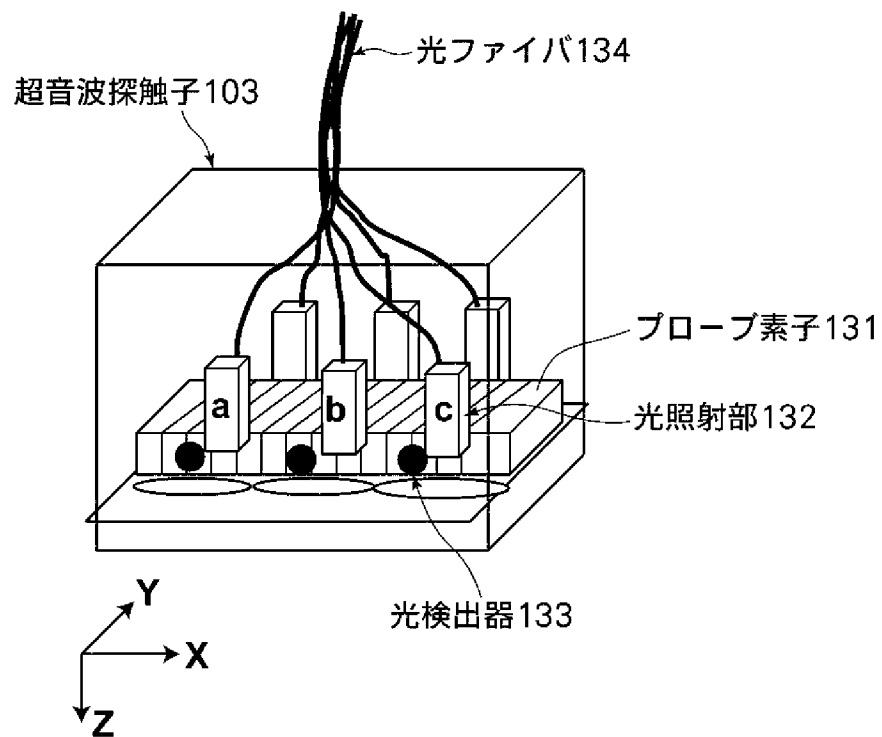
[請求項12] 前記時間フィルタが、電気光学素子と偏光子とを組み合わせるものであることを特徴とする請求項 7 から 1 1 いずれか 1 項記載の光音響計測装置。

[請求項13] 装置稼働時、前記半導体レーザにその発振閾値未満の低電流を常時供給する構成を有することを特徴とする請求項 1 から 1 2 いずれか 1 項記載の光音響計測装置。

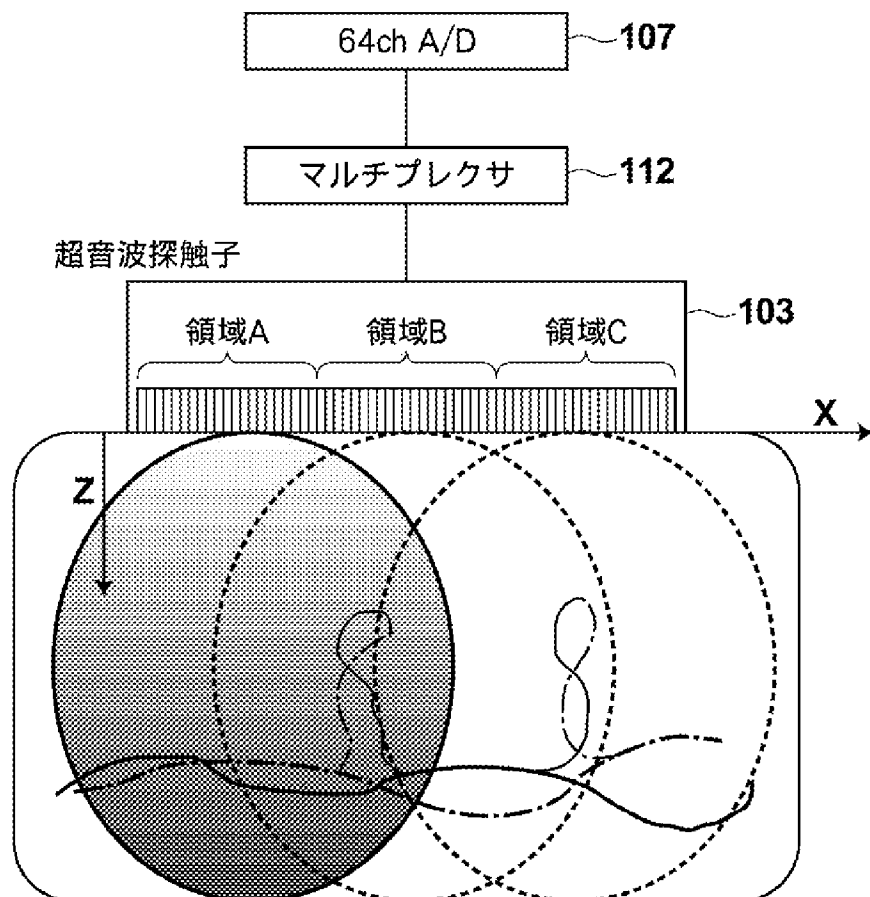
[図1]



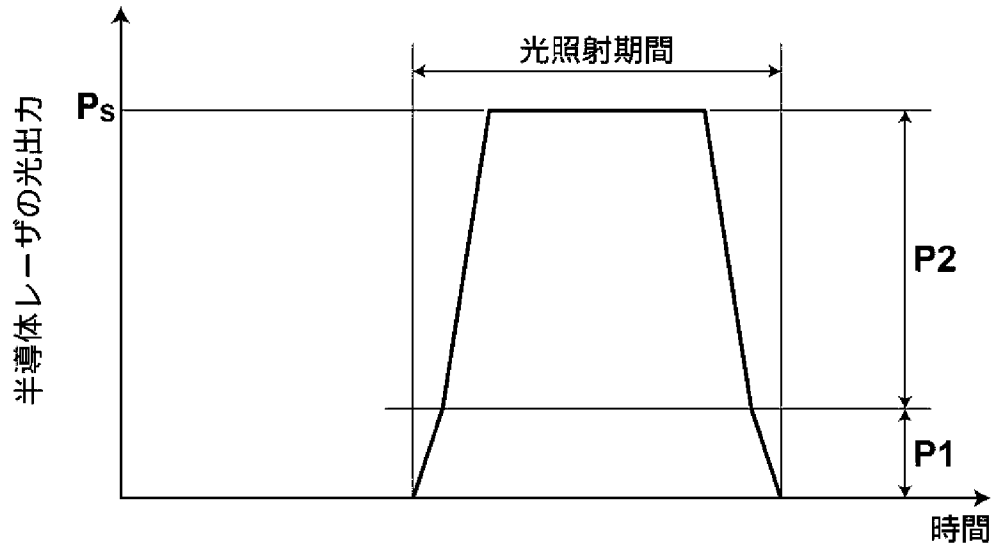
[図2]



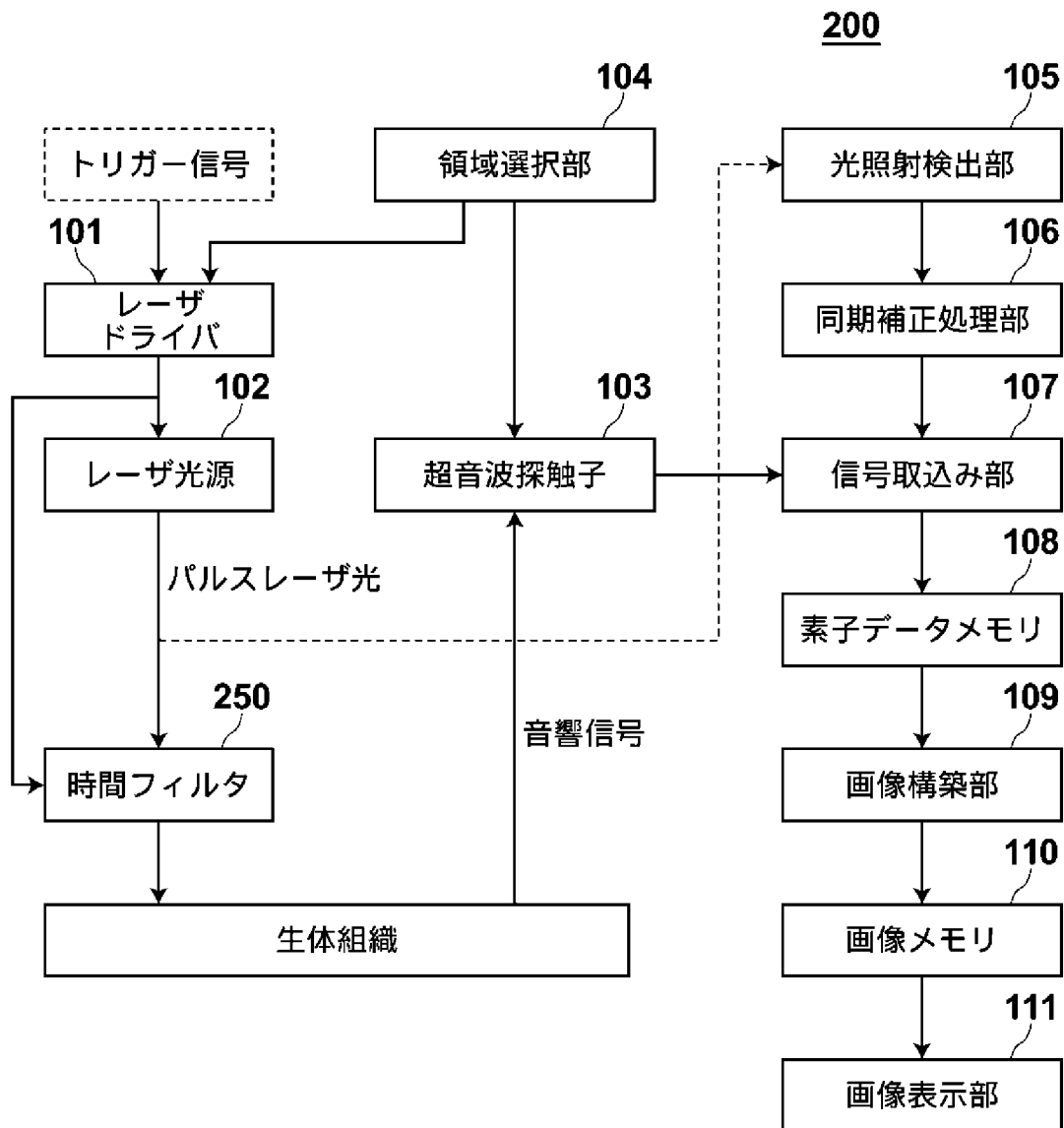
[図3]



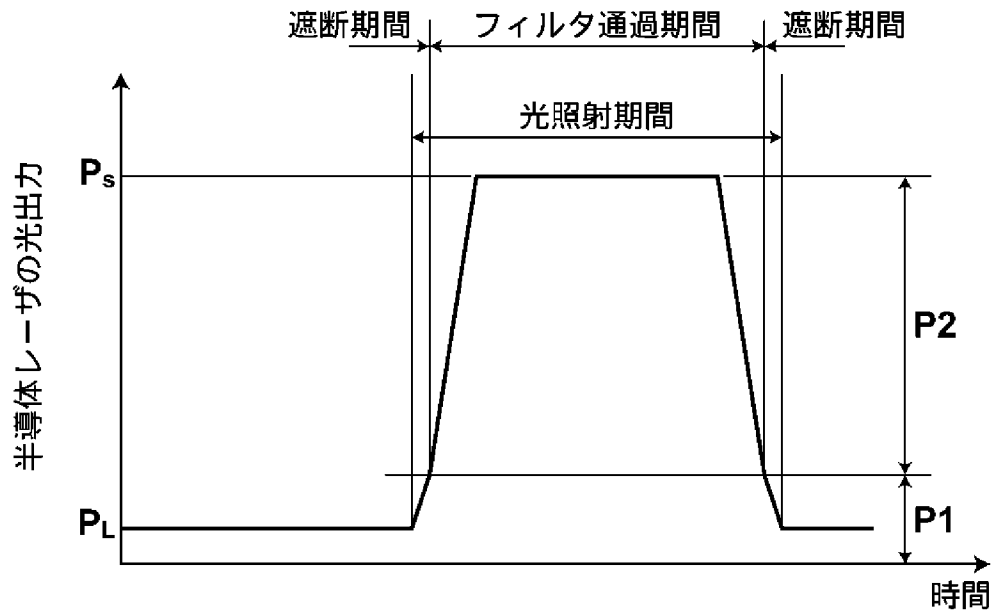
[図4]



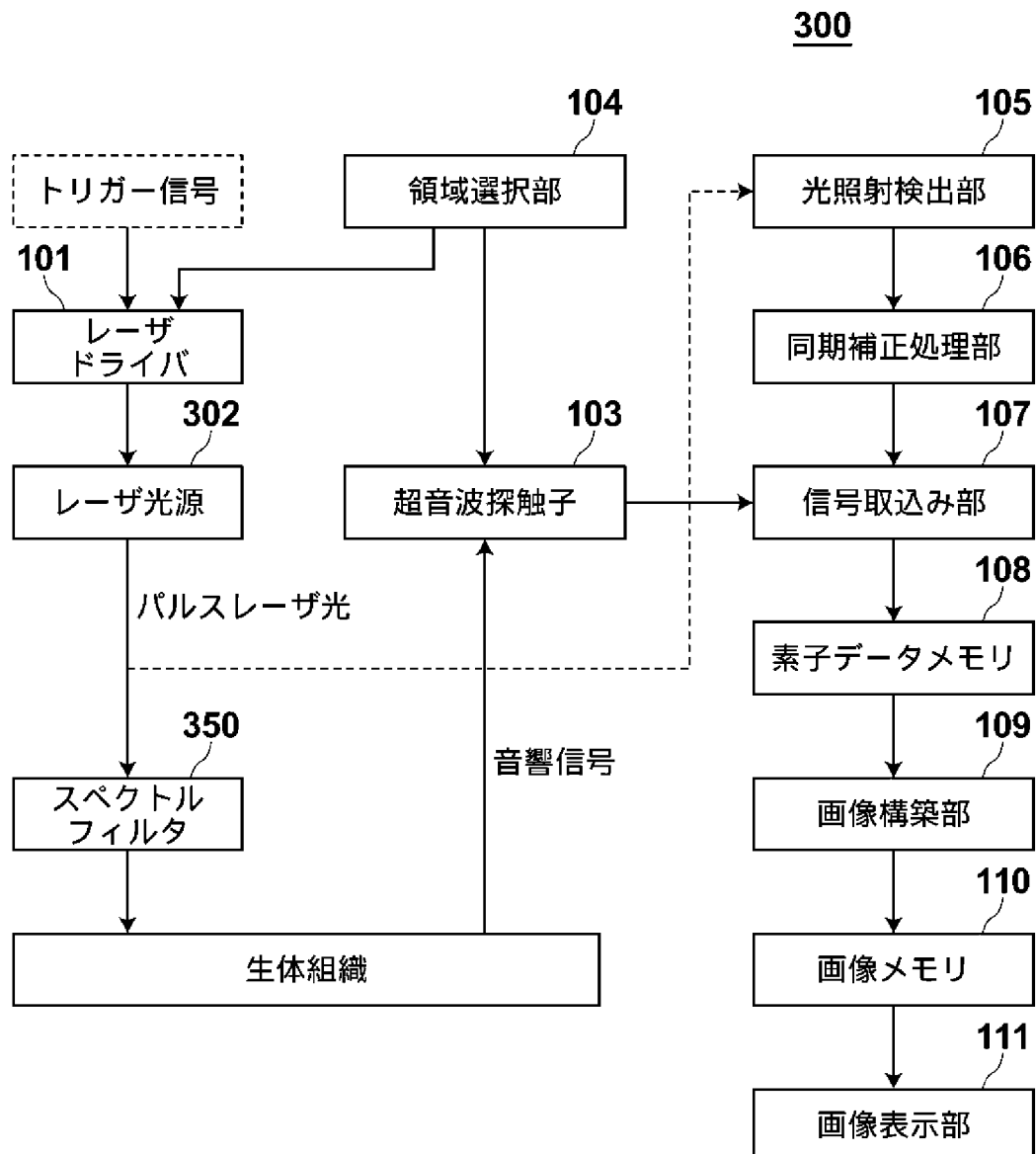
[図5]



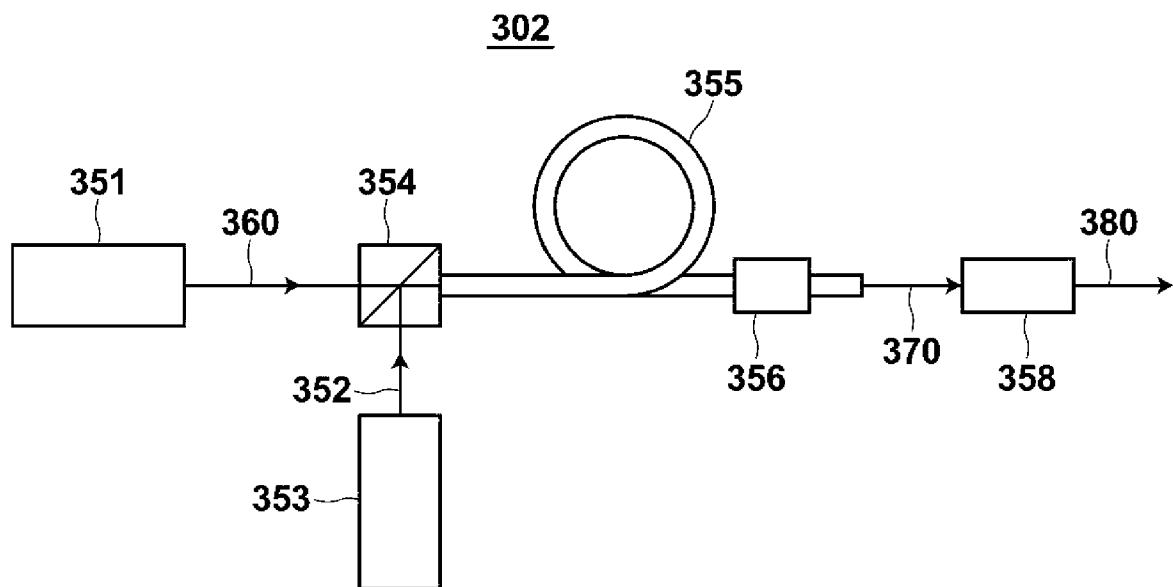
[図6]



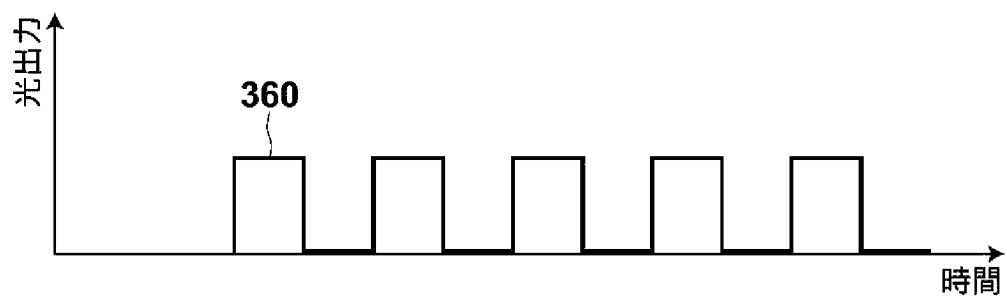
[図7]



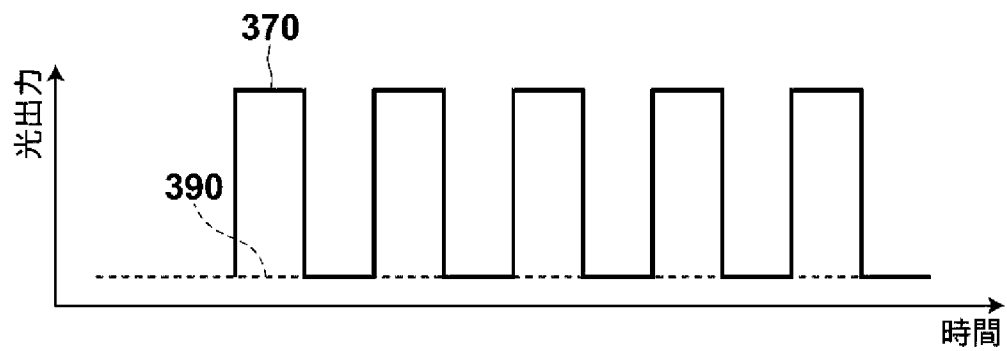
[図8]



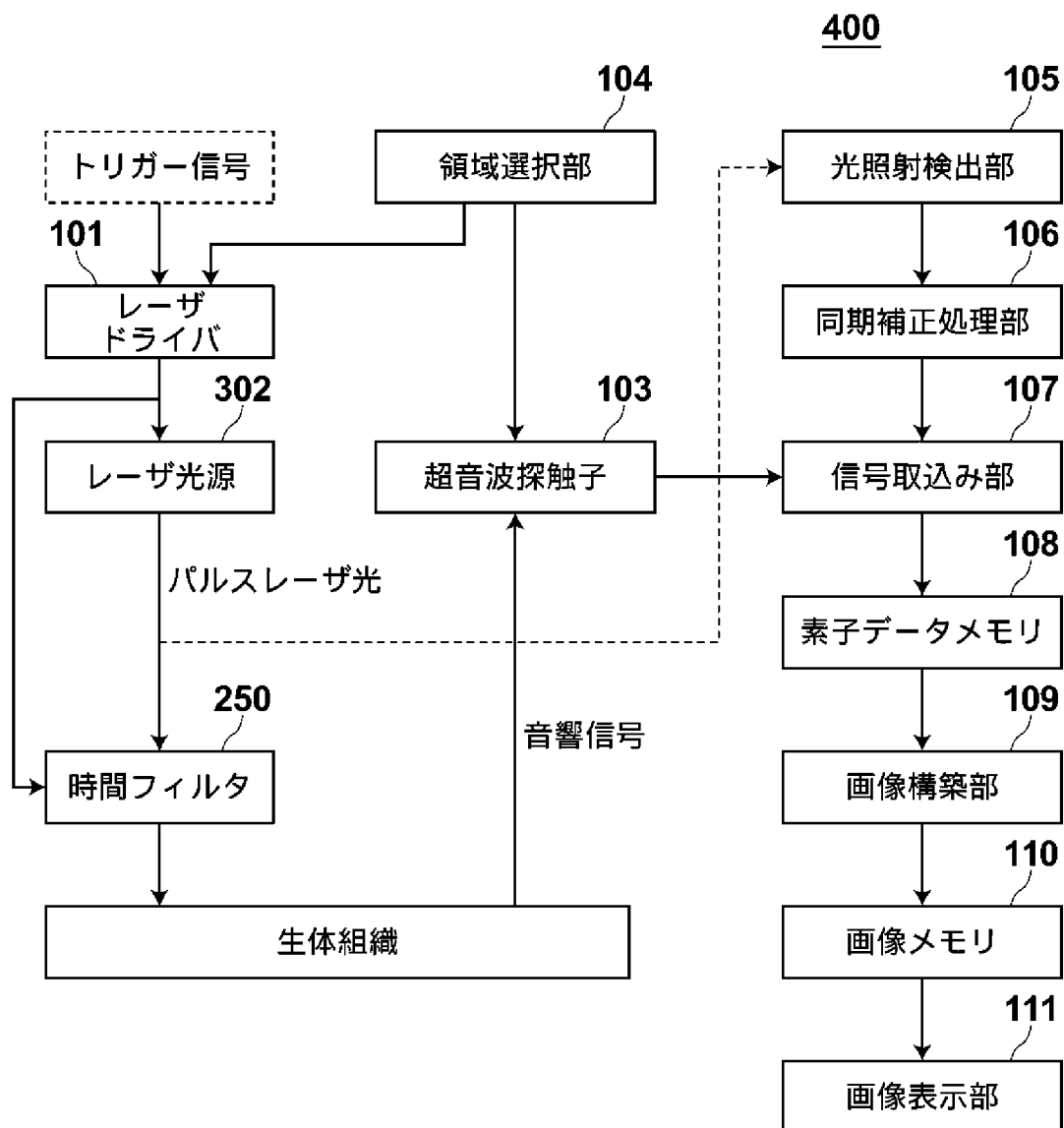
[図9A]



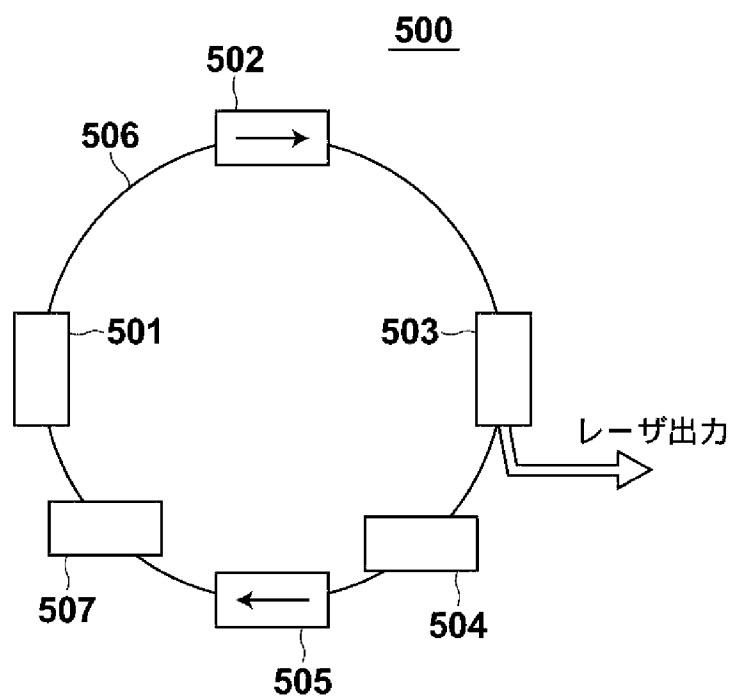
[図9B]



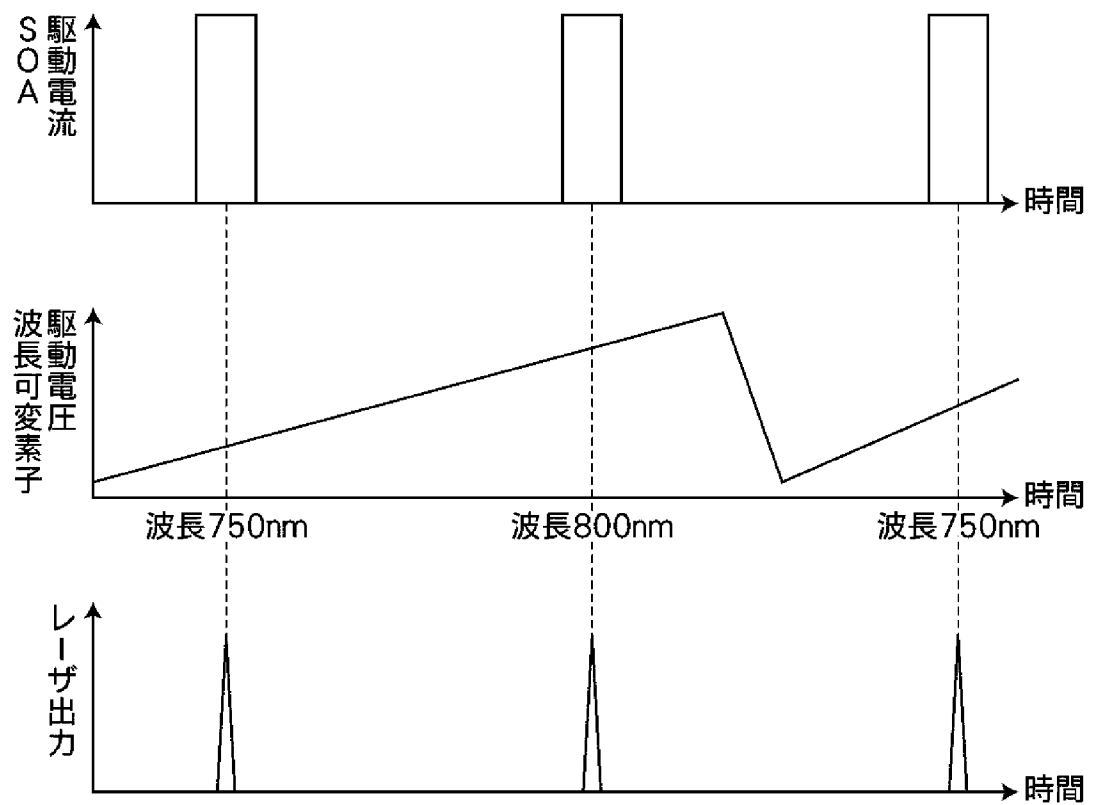
[図10]



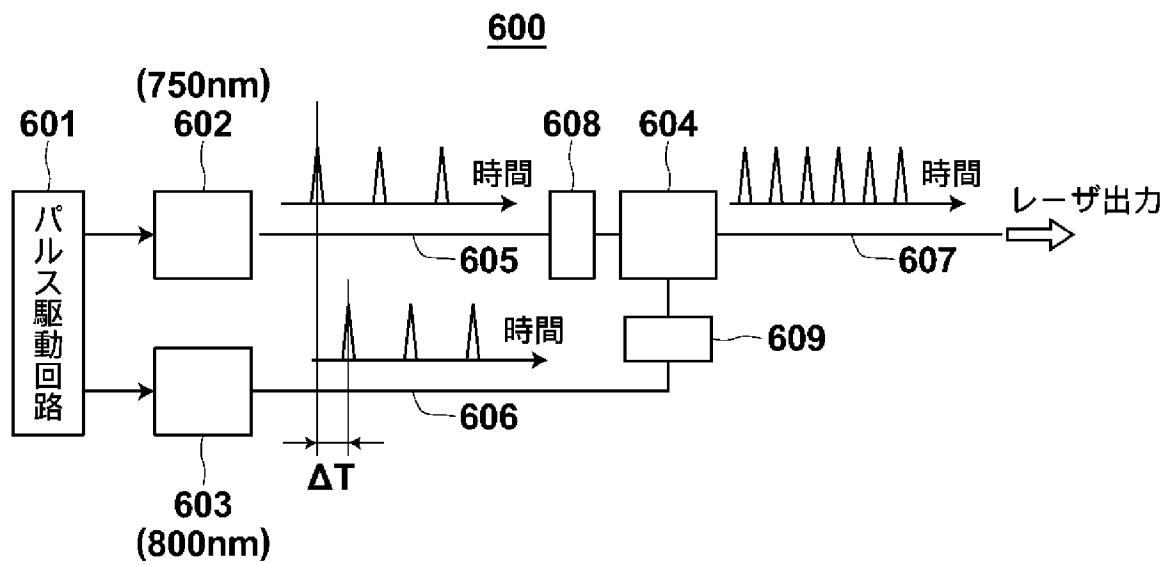
[図11]



[図12]



[図13]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/000999

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(2006.01) i, G01N29/00(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, G01N29/00

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.
Y	JP 2008-191160 A (Toshiba Corp.), 21 August 2008 (21.08.2008), paragraph [0017]; fig. 1, 2 (Family: none)	1-13
Y	JP 2004-147940 A (Toshiba Corp.), 27 May 2004 (27.05.2004), paragraph [0016]; fig. 1, 2 & US 2007/0015978 A1 & EP 1565739 A & WO 2004/042382 A1 & DE 60335491 D & CA 2501972 A & KR 10-2004-0040284 A & CN 1493252 A & CN 1765318 A & AT 492803 T	1-13

☒ 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
10 April, 2012 (10.04.12)

Date of mailing of the international search report
24 April, 2012 (24.04.12)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/000999

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 2009-533881 A (Pyrophotonics Lasers Inc.), 17 September 2009 (17.09.2009), paragraphs [0021] to [0028]; fig. 1 to 3 & US 2007/0268942 A1 & US 2009/0147808 A1 & US 2009/0086773 A1 & EP 2011204 A & WO 2007/118326 A1 & CN 101427430 A & KR 10-2009-0015917 A	1-13
Y	JP 2010-250350 A (Fujitsu Ltd.), 04 November 2010 (04.11.2010), paragraphs [0021] to [0031] & US 2006/0045445 A1 & US 2006/0051100 A1 & US 2011/0044684 A1 & EP 1633066 A2 & EP 1811703 A1 & EP 2031784 A2 & DE 602005007439 D & DE 602005012531 D & KR 10-2006-0050881 A & CN 1752834 A & KR 10-2008-0018228 A & KR 10-2009-0049569 A	1-13
Y	JP 2008-139377 A (Fujitsu Ltd.), 19 June 2008 (19.06.2008), entire text; all drawings & US 2008/0131138 A1 & EP 1928206 A2	1-13
Y	JP 2010-171131 A (Omron Corp.), 05 August 2010 (05.08.2010), paragraphs [0045] to [0050] & US 2010/0183040 A1 & CN 101783476 A	1-13
Y	JP 2010-167433 A (Omron Corp.), 05 August 2010 (05.08.2010), paragraphs [0047], [0055] to [0057] (Family: none)	1-13

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, G01N29/00(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, G01N29/00

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
Y	JP 2008-191160 A（株式会社東芝）2008.08.21, 段落[0017], 第1,2 図（ファミリーなし）	1-13
Y	JP 2004-147940 A（株式会社東芝）2004.05.27, 段落[0016], 第1,2 図 & US 2007/0015978 A1 & EP 1565739 A & WO 2004/042382 A1 & DE 60335491 D & CA 2501972 A & KR 10-2004-0040284 A & CN 1493252 A & CN 1765318 A & AT 492803 T	1-13

☒ 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

10.04.2012

国際調査報告の発送日

24.04.2012

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

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

9208

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 2009-533881 A (パイロフォトニクス レーザーズ インコーポ レイテッド) 2009.09.17, 段落[0021]-[0028], 第1-3 図 & US 2007/0268942 A1 & US 2009/0147808 A1 & US 2009/0086773 A1 & EP 2011204 A & WO 2007/118326 A1 & CN 101427430 A & KR 10-2009-0015917 A	1-13
Y	JP 2010-250350 A (富士通株式会社) 2010.11.04, 段落 [0021]-[0031] & US 2006/0045445 A1 & US 2006/0051100 A1 & US 2011/0044684 A1 & EP 1633066 A2 & EP 1811703 A1 & EP 2031784 A2 & DE 602005007439 D & DE 602005012531 D & KR 10-2006-0050881 A & CN 1752834 A & KR 10-2008-0018228 A & KR 10-2009-0049569 A	1-13
Y	JP 2008-139377 A (富士通株式会社) 2008.06.19, 全文, 全図 & US 2008/0131138 A1 & EP 1928206 A2	1-13
Y	JP 2010-171131 A (オムロン株式会社) 2010.08.05, 段落 [0045]-[0050] & US 2010/0183040 A1 & CN 101783476 A	1-13
Y	JP 2010-167433 A (オムロン株式会社) 2010.08.05, 段落 [0047], [0055]-[0057] (ファミリーなし)	1-13