

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-183295  
(P2012-183295A)

(43) 公開日 平成24年9月27日 (2012.9.27)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
H 0 1 S 3/00 (2006.01)	H 0 1 S 3/00 F	4 C 6 0 1
G 0 1 N 29/00 (2006.01)	G 0 1 N 29/00 5 0 1	5 F 1 7 2

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2011-287385 (P2011-287385)  
 (22) 出願日 平成23年12月28日 (2011.12.28)  
 (31) 優先権主張番号 特願2011-30335 (P2011-30335)  
 (32) 優先日 平成23年2月16日 (2011.2.16)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 306037311  
 富士フイルム株式会社  
 東京都港区西麻布2丁目26番30号  
 (74) 代理人 100073184  
 弁理士 柳田 征史  
 (74) 代理人 100090468  
 弁理士 佐久間 剛  
 (72) 発明者 笠松 直史  
 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  
 Fターム(参考) 2G047 AA12 AC13 CA04 EA04 EA07  
 4C601 DE16 EE02  
 5F172 AE26 AM08 CC04 NQ47 ZZ04

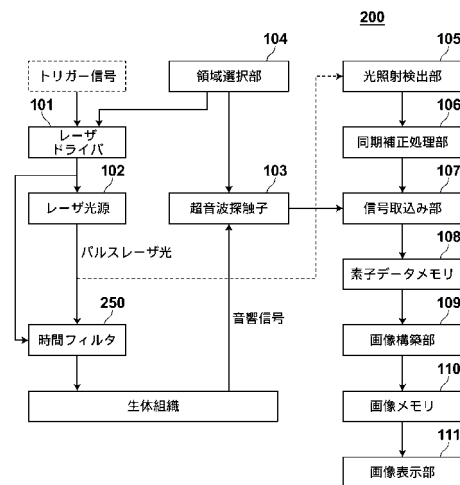
(54) 【発明の名称】 光音響画像化装置

(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ー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ー102が用いられてなる光音響画像化装置、特に、装置稼働時、半導体レーザー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、半導体レーザー102と被検体との間に、該半導体レーザー102にその発振閾値未満の電流が供給される期間は、半導体レーザー102からの光をカットする時間フィルタ250を配設する。

【選択図】 図5



**【特許請求の範囲】****【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、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画像化装置。

**【請求項 2】**

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 記載の光音響画像化装置。

10

**【請求項 3】**

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 記載の光音響画像化装置。

**【請求項 4】**

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画像化装置。

20

**【請求項 5】**

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 4 記載の光音響画像化装置。

**【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時間フィルタが配設されたことを特徴とする請求項 4 記載の光音響画像化装置。

**【請求項 7】**

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 4 から 6 いずれか 1 項記載の光音響画像化装置。

30

**【請求項 8】**

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 7 いずれか 1 項記載の光音響画像化装置。

**【発明の詳細な説明】****【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】**

40

**【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画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。

50

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。

10

【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)

20

【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。

30

【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、

40

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

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【発明の効果】

【0018】

本発明者の研究によると、従来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が発生させることになる。

40

【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れば、それが上記ノイズの発生につながる。

50

## 【 0 0 2 1 】

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。

## 【 0 0 2 2 】

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。

## 【 0 0 2 3 】

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。

## 【 0 0 2 4 】

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 】

## 【 0 0 2 5 】

【 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 9 】 図8の光増幅型レーザ光源における光増幅器の前、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 】

## 【 0 0 2 6 】

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102、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

10

20

30

40

50

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、複数チャン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。

10

【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 64 ch 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。

20

【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から出力する電気信号（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。

30

【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。

40

【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】

50

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。

10

**【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。

20

**【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であるとすると、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AD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AD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AD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AD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AD変換器に接続する。

30

**【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。

40

**【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、AD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

50

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。

【 0 0 3 9 】

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 1 0 7 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。

【 0 0 4 0 】

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 1 0 5 および同期補正処理部 1 0 6 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 1 0 5 は半導体レーザ 1 0 2 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 1 0 6 は、光照射検出部 1 0 5 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 1 0 8 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。

【 0 0 4 1 】

領域選択部 1 0 4 が全ての部分領域を選択し、超音波探触子 1 0 3 が有する 1 9 2 c h 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 1 0 8 に格納されると、画像構築部 1 0 9 はこの素子データメモリ 1 0 8 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 1 0 9 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 1 0 9 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 1 0 9 の機能を、D S P (digital Signal Processor) や F P G A (Field Programmable Gate Array) などを実現してもよい。

【 0 0 4 2 】

画像構築部 1 0 9 は、構築した断層画像を示す画像データを画像メモリ 1 1 0 に格納する。画像表示部 1 1 1 は、画像メモリ 1 1 0 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。

【 0 0 4 3 】

次に、図 1 に示したスペクトルフィルタ 1 5 0 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 1 0 2 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 1 0 2 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 1 0 1 は、この光出力  $P_s$  で発光するように半導体レーザ 1 0 2 をパルス駆動する。本実施形態では、光音響画像化装置 1 0 0 の稼働中、半導体レーザ 1 0 2 を駆動しない期間では該半導体レーザ 1 0 2 に電流供給はなされない。したがって、半導体レーザ 1 0 2 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 1 0 2 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 P 1 として、またレーザ発振領域を P 2 として示している。

【 0 0 4 4 】

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 1 5 0 はこの問題を防止するためのものであり、半導体レーザ 1 0 2 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 1 5 0 は、半導体レーザ 1 0 2 (一例として発振中心波長 8 0 0 n m、スペクトル幅 1 n m) が発する波長 7 9 9 . 5 n m ~ 8 0 0 . 5 n m のレーザ光は良好に通過させる一方、そ

10

20

30

40

50

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)。

10

#### 【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 $P_L$ の自然放出光を発生続ける。

20

#### 【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が、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。

30

#### 【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。

40

#### 【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

50

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異なるものである。

10

#### 【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）がドープされたコアを有し、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。

20

#### 【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1560nm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980nm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780nm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。

30

#### 【0055】

図9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、同図(1)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、同図(2)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、同図(2)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1560nm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。

40

#### 【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779.5nm~780.5nm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1450nm以上1650nm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1nm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

50

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と基本的に同じのものであって、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780nm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9参照)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1560nm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750nmのパルスレーザ光と、動脈に良く吸収される例えば波長800nm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750~800nmである。そして該半導体光増幅器501

10

20

30

40

50

には図12の(1)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(2)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、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T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T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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 7 3 】

なお、スペクトルフィルタ 6 0 8、6 0 9 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 6 0 8 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 6 0 9 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 6 0 4 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。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 4 】

1 0 0、2 0 0、3 0 0、4 0 0 光音響画像化装置

1 0 1 レーザドライバ

1 0 2 レーザ光源 ( 半導体レーザ )

1 0 3 超音波探触子

1 0 4 領域選択部

1 0 5 光照射検出部

1 0 6 同期補正処理部

1 0 7 信号取込み部

1 0 8 素子データメモリ

1 0 9 画像構築部

1 1 0 画像メモリ

1 1 1 画像表示部

1 1 2 マルチプレクサ

1 3 1 プローブ素子

1 3 2 光照射部

1 3 3 光検出器

1 3 4 光ファイバ

1 5 0、6 0 8、6 0 9 スペクトルフィルタ

2 5 0、5 0 7 時間フィルタ

3 0 2 レーザ光源 ( 光増幅型レーザ光源 )

5 0 0 レーザ光源 ( 光増幅型レーザ光源 )

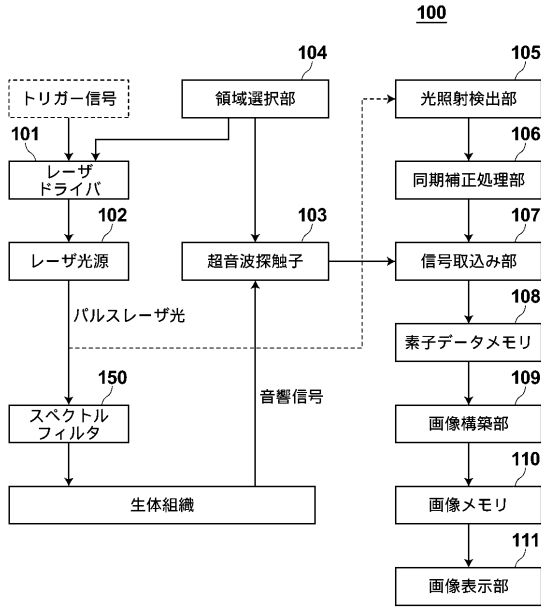
6 0 0 レーザ光源 ( 半導体レーザ )

10

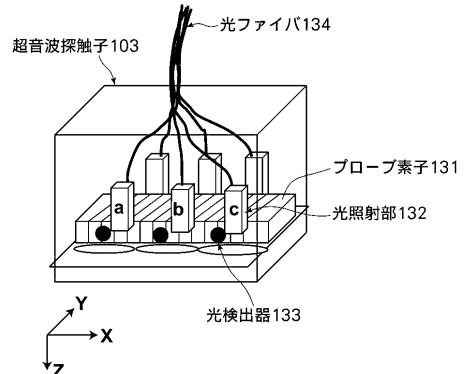
20

30

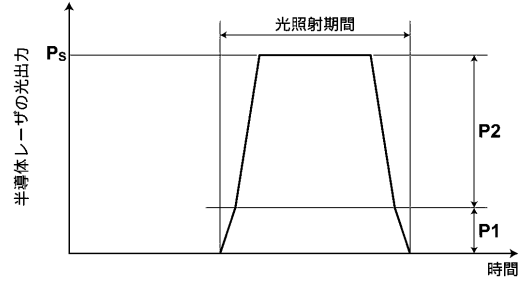
【 図 1 】



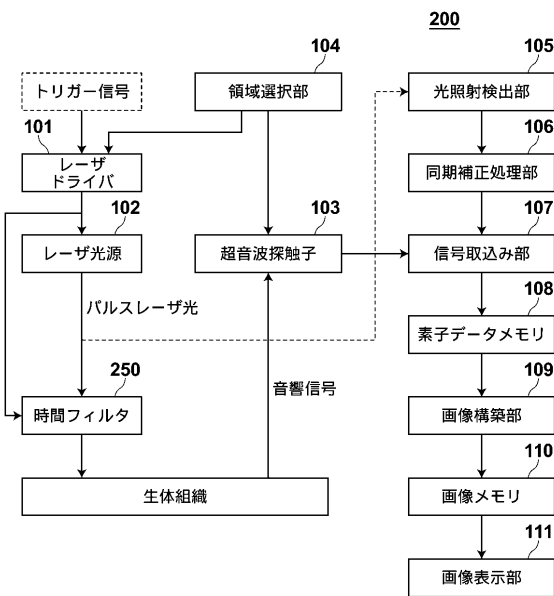
【 図 2 】



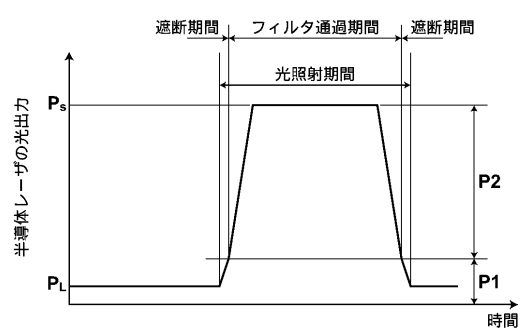
【 図 4 】



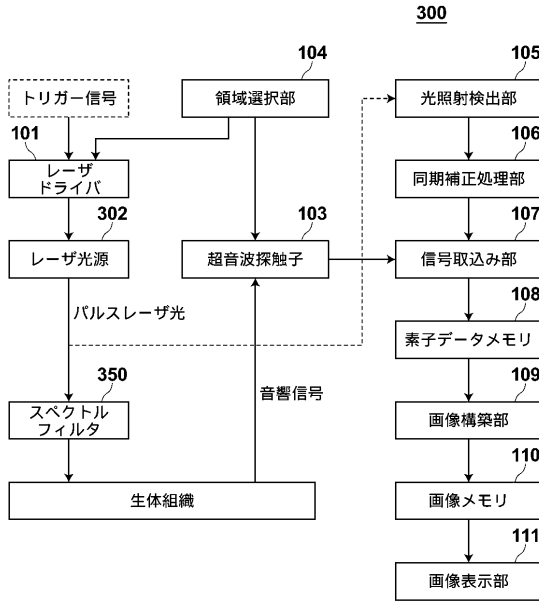
【 図 5 】



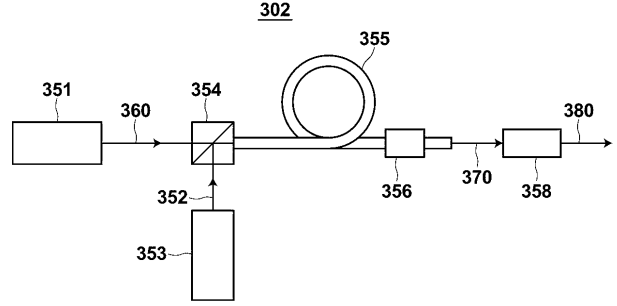
【 図 6 】



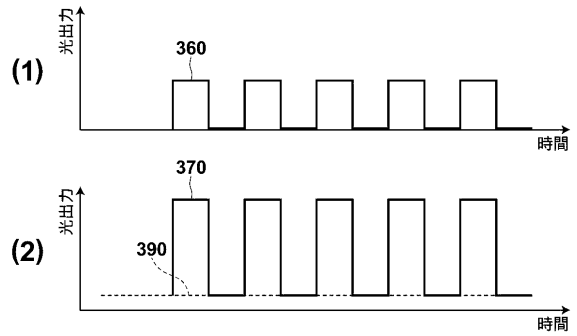
【 図 7 】



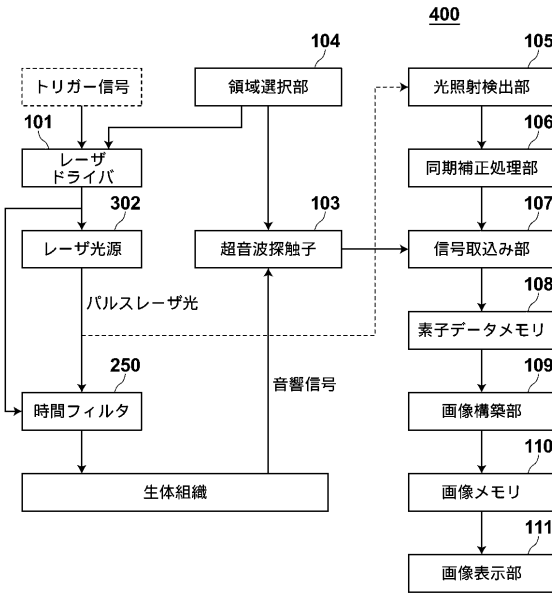
【 図 8 】



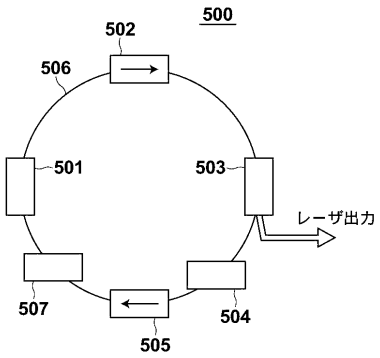
【 図 9 】



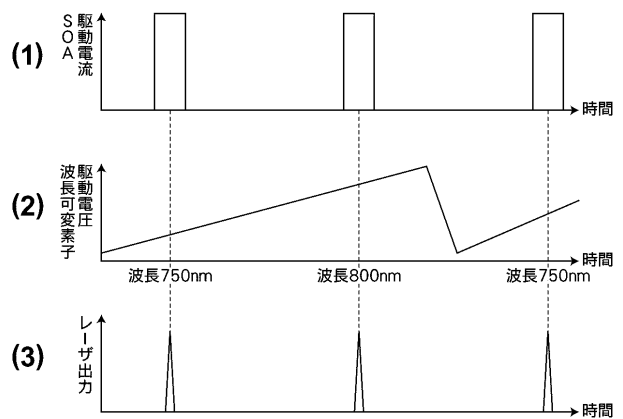
【 図 10 】



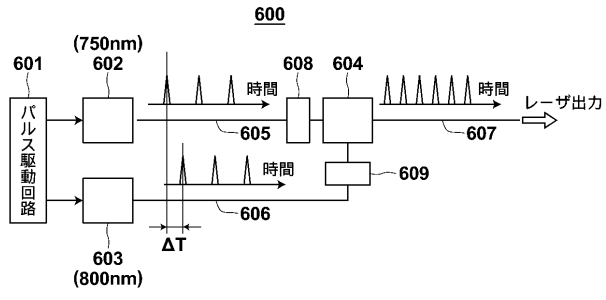
【 図 11 】



【 図 12 】



【 図 1 3 】



【 図 3 】

