

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6257190号
(P6257190)

(45) 発行日 平成30年1月10日(2018.1.10)

(24) 登録日 平成29年12月15日(2017.12.15)

(51) Int.Cl.

F 1

HO 1 S	3/136	(2006.01)	HO 1 S	3/136
HO 1 S	3/092	(2006.01)	HO 1 S	3/092
HO 1 S	3/00	(2006.01)	HO 1 S	3/00
HO 1 S	3/117	(2006.01)	HO 1 S	3/117
GO 1 N	21/01	(2006.01)	GO 1 N	21/01

請求項の数 17 (全 14 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2013-143658 (P2013-143658)
(22) 出願日	平成25年7月9日(2013.7.9)
(65) 公開番号	特開2015-18867 (P2015-18867A)
(43) 公開日	平成27年1月29日(2015.1.29)
審査請求日	平成28年7月6日(2016.7.6)

(73) 特許権者	000001007 キヤノン株式会社 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(74) 代理人	100085006 弁理士 世良 和信
(74) 代理人	100100549 弁理士 川口 嘉之
(74) 代理人	100106622 弁理士 和久田 純一
(74) 代理人	100131532 弁理士 坂井 浩一郎
(74) 代理人	100125357 弁理士 中村 剛
(74) 代理人	100131392 弁理士 丹羽 武司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】被検体情報取得装置およびレーザー装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

レーザー媒質、前記レーザー媒質を励起するフラッシュランプ、および、レーザー光を出力する出力鏡を少なくとも含む共振器と、

Qスイッチと、

前記フラッシュランプによる励起の開始から前記Qスイッチの動作による前記レーザー光の発振までの時間の長さを制御する制御手段と、

前記レーザー光の波長を複数の波長から選択する選択手段と、
を有し、

前記制御手段は、前記選択手段で選択された波長に応じて前記時間の長さを変えるものであり、

波長ごとの前記時間の長さは、前記複数の波長の間での前記レーザー光の出力エネルギーの差が所定の範囲内となるように設定される
ことを特徴とするレーザー装置。

【請求項 2】

前記制御手段は、各波長において、前記レーザー光の出力エネルギーが、当該波長での最大出力の80 - 100%となるように制御を行う
ことを特徴とする請求項1に記載のレーザー装置。

【請求項 3】

前記制御手段は、各波長において、前記レーザー光の出力エネルギーが、当該波長での

10

20

最大出力の 90 % となるように制御を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の レーザー装置。

【請求項 4】

前記制御手段は、前記複数の波長のうち出力エネルギー値が最も低い波長での出力エネルギー値が、出力エネルギー値が最も高い波長での出力エネルギー値の 90 % 以上となるように制御を行う

ことを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項に記載の レーザー装置。

【請求項 5】

前記制御手段は、前記複数の波長のうち出力エネルギー値が最も低い波長での出力エネルギー値が、出力エネルギー値が最も高い波長での出力エネルギー値の 95 % 以上となるように制御を行う

10

ことを特徴とする請求項 4 に記載の レーザー装置。

【請求項 6】

前記共振器は、熱平衡状態において出力が最大となるようにアライメントされることを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれか 1 項に記載の レーザー装置。

【請求項 7】

前記フラッシュランプに印加する電圧を調整する調整手段をさらに有することを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 項に記載の レーザー装置。

【請求項 8】

前記調整手段は、前記被検体に前記レーザー光を照射する前に前記フラッシュランプの出力エネルギーを測定し、所定の出力エネルギーが得られない場合に印加電圧を増大することを特徴とする請求項 7 に記載の レーザー装置。

20

【請求項 9】

前記選択手段は、2 つの波長から前記レーザー光の波長を選択することを特徴とする請求項 1 ないし 8 のいずれか 1 項に記載の レーザー装置。

【請求項 10】

前記 2 つの波長は、750 nm および 800 nm であることを特徴とする請求項 9 に記載の レーザー装置。

【請求項 11】

前記出力鏡における光の反射率は、前記レーザー光の波長に応じて異なることを特徴とする請求項 1 ないし 10 のいずれか 1 項に記載の レーザー装置。

30

【請求項 12】

レーザー媒質、前記レーザー媒質を励起するフラッシュランプ、および、レーザー光を出力する出力鏡を少なくとも含む共振器と、

Qスイッチと、

前記フラッシュランプによる励起の開始から前記 Qスイッチの動作によるジャイアントパルスの出射までの時間の長さを制御する制御手段と、

前記レーザー光の波長を複数の波長から選択する選択手段と、

を有し、

前記制御手段は、前記選択手段で選択された波長に応じて前記時間の長さを変えるものであり、

40

波長ごとの前記時間の長さは、前記複数の波長の間での前記レーザー光の出力エネルギーの差が所定の範囲内となるように設定されることを特徴とする レーザー装置。

【請求項 13】

前記制御手段は、前記フラッシュランプに印加する電圧を固定したまま、前記選択手段で選択された波長に応じて前記時間の長さを変える

ことを特徴とする請求項 1 ないし 12 のいずれか 1 項に記載の レーザー装置。

【請求項 14】

前記制御手段は、前記 Qスイッチを動作させるタイミングを変えることにより、前記時

50

間の長さを変えることを特徴とする請求項 1 ないし 13 のいずれか 1 項に記載のレーザー装置。**【請求項 15】**請求項 1 ないし 14 のいずれか 1 項に記載のレーザー装置と、前記レーザー装置からレーザー光を照射された被検体から発生する音響波を検出する探触子と、前記音響波を用いて前記被検体の特性情報を取得する処理手段と、
を有することを特徴とする被検体情報取得装置。**【請求項 16】**

前記レーザー光を前記被検体に照射する照明手段と、

前記照明手段を前記被検体上において往復させる走査手段と、
をさらに有し、

前記選択手段は、前記照明手段の往路と復路で異なる波長を選択することを特徴とする請求項 15 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 17】

前記被検体の特性情報を表示する表示手段をさらに有することを特徴とする請求項 15 ないし 16 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体情報取得装置およびレーザー装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

光音響トモグラフィー (Photoacoustic Tomography : PAT) と呼ばれる技術の開発が進められている。PAT とは、ナノ秒程度のパルスレーザーを測定部位に照射し、そこで発生する光音響波を探触子で受信し、得られた受信信号の処理により画像形成を行う手法である。PAT により、生体組織の吸収係数に基づくスペクトル測定から生体機能解析を行うことが可能となる。例えば、血液中のヘモグロビンの酸化状態等が重要な生体機能情報と考えられる。

【0003】

PAT の臨床適用例として、非特許文献 1 に、乳房内部の腫瘍観察に PAT 装置を適用する光音響生体診断装置が報告されている。腫瘍周辺には、血管から伸長した新生血管が多く含まれる。そこで、新生血管に含まれるヘモグロビン量やヘモグロビンの酸化状態である酸素飽和度を測定することで腫瘍の状態を観察する方法が提案されている。

【0004】

生体内部に入射したレーザー強度は、生体内で拡散するために減衰する。このため、乳房のように厚みのある被検体において、比較的深い生体部位から発生する光音響波を測定する場合、パルス辺りのエネルギー出力の高いレーザー光が必要とされる。光音響生体診断装置用の光源として、レーザー媒質にチタンサファイア結晶やアレキサンドライト結晶を用いた波長可変レーザーが候補に挙げられる。特に、アレキサンドライトレーザーは、レーザー媒質であるアレキサンドライト結晶の蛍光寿命が長く、フラッシュランプによる直接励起ができるため、光音響生体診断装置に好適である。

【0005】

一方、フラッシュランプ励起レーザーは、フラッシュランプ劣化やレーザー周囲の温度等の環境変化により出力が変動しやすい欠点を有する。特許文献 1 には、励起源であるフラッシュランプ出力の出力強度を、レーザー出力を変えることにより制御する方法が開示されている。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0006】**

10

20

30

40

50

【特許文献 1】特許第 4 1 9 1 5 3 9 号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献 1】S. Manohar et al., Proc. of SPIE
vol. 6437 643702-1

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

光音響生体診断装置においては、乳がん等の腫瘍細胞の増殖過程や、化学療法前後の腫瘍状態の過渡的な変化を比較することが重要である。このため光音響生体診断装置は、常に生体内部の状態変化だけに依存した光音響信号が安定して得られる事が好ましい。10

特に、ヘモグロビンの酸素飽和度を求める際には、2波長以上のレーザー光により得られる光音響信号を利用する。このため、それぞれの波長の出力強度を常に安定に維持することにより、信号強度を比較しやすくなり、かつ、常に安定した検出精度で酸素飽和度を比較することが可能となる。

【0009】

ところで、フラッシュランプ励起レーザーは、レーザー出力を常に一定状態に維持することが困難である。特許文献1では、フラッシュランプへの印加電圧（または電流）を変えて出力強度の安定化を図る手法が提案されている。しかしながら、フラッシュランプから発生する熱エネルギーが変化すると、レーザー媒質温度が変化するためレーザー媒質中の屈折率分布（熱レンズ効果）が変化する。即ち、フラッシュランプの印加電圧を変えることにより、熱レンズが変動し出力強度が不安定化する。20

【0010】

大気観測用の多波長共鳴散乱ライダー用アレキサンドライトレーザーにおいて、アレキサンドライトレーザーは熱レンズが顕著であることが報告されている（生産研究，39巻1号，P. 29 - 32）。従って、熱レンズ変化を抑制することが必要である。そのために、レーザー装置では、熱レンズ効果を加味して光学系をアライメントし、共振器の最適化を図る。一方、光音響生体診断装置では、異なる2波長で出力を一定に維持しつつ、出力安定性を維持することが重要である。即ち、異なる2波長において共振器の熱レンズを一定に維持した状態で出力を制御することが新たな課題となる。30

【0011】

本発明は上記課題に鑑みてなされたものである。その目的は、熱安定性を維持した状態で異なる2波長のレーザー出力を安定に維持するレーザー装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明は、以下の構成を採用する。すなわち、

レーザー媒質、前記レーザー媒質を励起するフラッシュランプ、および、レーザー光を出力する出力鏡を少なくとも含む共振器と、

Qスイッチと、

前記フラッシュランプによる励起の開始から前記Qスイッチの動作による前記レーザー光の発振までの時間の長さを制御する制御手段と、40

前記レーザー光の波長を複数の波長から選択する選択手段と、

を有し、

前記制御手段は、前記選択手段で選択された波長に応じて前記時間の長さを変えるものであり、

波長ごとの前記時間の長さは、前記複数の波長の間での前記レーザー光の出力エネルギーの差が所定の範囲内となるように設定されることを特徴とするレーザー装置である。

【0013】

本発明は、また、以下の構成を採用する。すなわち、50

本発明に係るレーザー装置と、
前記レーザー装置からレーザー光を照射された被検体から発生する音響波を検出する探
触子と、
前記音響波を用いて前記被検体の特性情報を取得する処理手段と、
を有することを特徴とする被検体情報取得装置である。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、熱安定性を維持した状態で異なる2波長のレーザー出力を安定に維持するレーザー装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

10

【0015】

【図1】光音響生体診断装置の一実施形態を示す構成図。

【図2】レーザー装置の一実施形態を示す構成図。

【図3】レーザー装置の制御タイミングを示す説明図。

【図4】レーザー装置の一実施形態を示す構成図。

【図5】光音響生体診断装置の一実施形態を示す構成図。

【図6】準備工程での処理を示すフローチャート。

【図7】光音響測定での処理を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0016】

20

以下に図面を参照しつつ、本発明の好適な実施の形態について説明する。ただし、以下に記載されている構成部品の寸法、材質、形状およびそれらの相対配置などは、発明が適用される装置の構成や各種条件により適宜変更されるべきものであり、この発明の範囲を以下の記載に限定する趣旨のものではない。

【0017】

本発明の被検体情報取得装置には、光（電磁波）を照射された被検体内で光音響効果により発生した音響波を受信して、被検体情報として特性情報を画像データとして取得する装置を含む。取得される特性情報は、光照射によって生じた音響波の発生源分布、被検体内的初期音圧分布、あるいは初期音圧分布から導かれる光エネルギー吸収密度分布や吸収係数分布、組織を構成する物質の濃度分布を示す。物質の濃度分布とは、例えば、酸素飽和度分布や酸化・還元ヘモグロビン濃度分布などである。

30

【0018】

ただし本発明の範囲はこれに限られず、後述するようなレーザー光の発生機構を用いる装置であれば、適用可能である。例えば本発明は、異なる波長（少なくとも2波長）の光を照射するレーザー装置と捉えることもできる。以下の説明では、レーザー装置を用いた被検体情報取得装置の代表的な例として、光音響生体診断装置について記載する。

さらに本発明は、光音響効果を用いる被検体情報取得装置の制御方法や、レーザー装置の制御方法としても捉えられる。

【0019】

40

本発明でいう音響波とは、典型的には超音波であり、音波、超音波、音響波と呼ばれる弾性波を含む。光音響トモグラフィーにおいて光音響効果により発生した音響波のことを、光音響波または光超音波と呼ぶ。

また、変換素子により光音響波から変換された電気信号や、当該電気信号に信号処理（增幅、A/D変換）や情報処理を施した信号を、光音響信号と呼ぶ。

【0020】

（装置の構成）

本発明の光音響生体診断装置の概略図を図1に示す。装置は、光音響波検出用の超音波探触子106と、光源としてのレーザー装置101を有し、生体照射部105と超音波探触子106を生体に対して走査することにより光音響信号を取得する。光源から発振されるレーザー光束は、ファイバー等の光伝送路104を経由して生体照射部105に伝送さ

50

れる。図1にはバンドルファイバー入射端103を示す。ここではファイバー伝送を示したが、多関節アーム等を利用する空間伝送を用いても良い。

【0021】

光音響波は、超音波探触子106で検出され、信号線107を介して処理装置108で信号処理され、画像情報及び生体情報としてモニター111に出力される。制御装置109の制御信号110により、レーザー装置101の波長変換や出力制御を行う。制御装置は、本発明の制御手段に相当する。処理装置は、本発明の処理手段に相当する。モニターは、本発明の表示手段に相当する。

【0022】

レーザー装置は、波長を変更可能な波長可変レーザーを用いる。図2に波長可変レーザーの構成図を示す。出力鏡203と反射鏡204により共振器を構成し、共振器内部に励起チャンバー200、Qスイッチ205、波長変換機構206を配置する。励起チャンバー200内には、ロッド状のレーザー媒質201と、レーザー媒質201を励起するフラッシュランプ202を隣接して配置する。フラッシュランプ202の発光エネルギーの一部をレーザー媒質201が吸収し、反転分布状態を形成し、所望のタイミングでQスイッチ205により共振器内損失を下げることでレーザー発振する。レーザー媒質201は高利得帯域を有するレーザー結晶であり、波長選択機構206により発振波長を選択する。

【0023】

(熱レンズ効果)

フラッシュランプを励起源とするレーザーでは、熱レンズを一定にして発振を安定化させることが必要である。以下、熱レンズに関して詳しく説明する。フラッシュランプより発光された光の大部分は熱となり、レーザー媒質の温度が上昇する。その結果、レーザー媒質内部に生じた温度分布により、局所的な屈折率が変化する。レーザー媒質の温度は、レーザー媒質周辺の循環水温度やフラッシュランプが発光した熱エネルギーに依存する。一般的にレーザー媒質の中心部分と周辺部分の温度が異なるため、中心部分と周辺部分の屈折率が大きく異なりレンズ作用を発揮する。このレンズ作用を熱レンズと呼ぶ。

【0024】

異なる波長の発振出力を一定にするために励起源であるフラッシュランプに印加する電圧（または電流）を変える場合、熱量が変化し、熱レンズ変化により安定発振条件が異なる。即ち、光音響生体診断で異なる2波長のレーザー光を利用する場合、安定条件が異なることが問題となる。

【0025】

(Qスイッチ制御)

以下、本発明のレーザー制御方法の一実施形態を説明する。

異なる2波長のレーザー発振を常に一定出力で発振させるために、Qスイッチ動作タイミングを制御する方法に関して説明する。Qスイッチ動作タイミングとは、フラッシュランプ発光時を基準とし、共振器のQ値を高めジャイアントパルス発振させるまでの時間を示す。Qスイッチは、本発明の発振手段に相当する。

【0026】

図3にフラッシュランプとQスイッチによるQ値制御、及びレーザー発振の関係を示す。図3(a)はフラッシュランプ出力、図3(b)はQ値制御のタイミング、図3(c)はQ値に応じたレーザー出力を示し、いずれのグラフでも横軸は時間を示す。

【0027】

図3(a)に示したような、励起源であるフラッシュランプの発光パルス形状は、コイルとコンデンサーからなるパルスフォーミングネットワーク(PFN)に依存する。フラッシュランプのパルス幅をレーザー結晶の上準位からの蛍光寿命相当とすることにより、入力電力に対して出力エネルギーの大きな発振効率の高いレーザーシステムとなる。パルスあたりの発振エネルギーの大きなジャイアントパルスを発生させるためにはQスイッチを用いる。励起が開始した後、十分な上準位反転分布密度が得られた状態で、図3(b)のようにタイミング(T1)で共振器内損失を下げ共振器Q値を高めて、図3(c)のよ

10

20

30

40

50

うにジャイアントパルスを発振させる。

【0028】

この過程において、Qスイッチ動作タイミングを変えること、即ちタイミングをT1から前後にずらすことにより、上準位反転密度分布を増減させられる。その結果、レーザー発振出力を変えることができる。Qスイッチの動作タイミング制御によるレーザー出力制御は熱レンズ変化を伴わない。従って、利得の異なる2波長の発振において、熱レンズを一定に維持した状態で発振出力を変えることが可能となる。

【0029】

Qスイッチ動作タイミングを大きくずらすと発振効率が悪くなり、レーザー特性全般が劣化する。また、レーザー発振に寄与しない蛍光発振による自然放出光が増大し、自然放出光の誘導增幅によるASE(Amplified Spontaneous Emission)が起きるためレーザー出力が不安定化する。また、Qスイッチ動作タイミングが早すぎると、レーザー発振後に再度上準位反転分布蓄積が生じてダブルパルス発振を生じる可能性がある。

【0030】

従って、Qスイッチ動作タイミングの変更により出力値を調整する場合には、出力を増大する調整余地を設けつつ、大きく効率を劣化させないことが重要である。具体的には、最大発振出力の80-100%の範囲をレーザー出力制御範囲とすることが好ましい。また、動作タイミングの初期設定値を最大発振出力の90%が得られる値とすることで、出力値を調整し易くなる。

【0031】

(熱平衡状態)

レーザー装置は、熱平衡状態において出力が最大となるように共振器をアライメントする。しかしながら、外部温度等の使用環境や、フラッシュランプの熱発生等は共振器の熱状態に影響を与えるため、実用性の観点からは完全に熱平衡状態を維持することは困難な場合がある。

また、共振器の熱安定性を維持する為に、測定前にレーザー装置の熱状態が一定となるようにフラッシュランプを照射し続けることが好ましい。しかしながら、測定前の過剰なフラッシュランプ照射はフラッシュランプ劣化につながり、フラッシュランプ寿命を短くすることになる。

【0032】

また、熱平衡状態に近い準平衡状態でレーザー装置を利用することは実用上有意義である。準平衡状態のレーザー装置のレーザー出力を一定に維持するQスイッチ動作タイミング制御は効果的な制御方法である。

【0033】

(フラッシュランプの電圧調整)

光音響生体診断装置を長期間一定状態で使用することを考慮した場合、フラッシュランプ劣化に伴うレーザー出力減少への対応も必要である。フラッシュランプの消耗に伴いフラッシュランプが劣化すると、出力強度が30%以上減少する可能性もある。フラッシュランプの消耗は共振器内の熱状態も変化させる。このような出力の大きな変動に対応するためには、Qスイッチ動作タイミングによる出力調整とともに、フラッシュランプに電源から印加する電圧を調整することが必要となる。電源を調整する調整手段としては、レーザー装置の制御手段を使用しても良いし、専用の回路や情報処理装置を用意しても良い。

【0034】

以下、フラッシュランプに印加する電圧の調整プロセスを含む一実施形態を説明する。ここでは、生体測定前の準備工程でフラッシュランプに印加する電圧を決定し、生体測定中は印加電圧を変化させない。

【0035】

まず、波長選択機構により、一方の波長を選択する。波長選択機構は、本発明の選択手段に相当する。

10

20

30

40

50

そして、共振器が熱平衡状態となるまでフラッシュランプの暖気を行い、出力エネルギーを測定する。初期設定に用いたフラッシュランプ印加電圧で所定の出力が得られない場合、即ち劣化が生じた場合に、エネルギー減少分を補うように印加電圧を増大して所定の出力エネルギーにする。使用する波長に制限はないが、常に同じ波長を用いて印加電圧を決定する。

【0036】

フラッシュランプの寿命は、レーザー共振器構成に依存するが、一般的に1000万ショット程度である。本発明では、寿命の定義として、フラッシュランプ印加電圧を維持した状態で初期出力に対して30%程度出力が低下した状態とする。光音響生体診断装置の利用において、基本的には数日単位の短期間で顕著にフラッシュランプが劣化することはない。しかしながらフラッシュランプ寿命は個体差があるため、生体測定前の準備工程にて常にフラッシュランプの状態を確認することが好ましい。

【0037】

(レーザー媒質の特性)

光音響生体診断装置用の光源となる、フラッシュランプ励起の波長可変パルスレーザーとしては、チタンサファイアレーザーやアレキサンドライトレーザーが挙げられる。上記波長可変パルスレーザーは、発振波長帯域が酸素化ヘモグロビンと還元型ヘモグロビンの吸収帯域と一致するため、血液酸素飽和度の検出において好ましい光源である。

【0038】

ここで、酸素飽和度を常に一定条件で測定するためには、利用する異なる2波長のレーザー出力を常に安定に維持することが必要となる。それぞれの出力エネルギーが一致する必要はないが、出力低下に伴い得られる光音響信号出力が低くなるため、得られる酸素飽和度精度が低くなる。一方、レーザー出力は生体に対する照射安全性を維持しつつ、可能な範囲内で照射エネルギー強度を高めることが好ましい。故に、2波長をほぼ一定の出力とし、それぞれの出力エネルギーを安定に維持することが特に好ましい形態となる。

【0039】

アレキサンドライトレーザーは、フラッシュランプによる励起が容易であり、低コストで、パルス辺りの出力エネルギーが大きな発振出力が可能という長所を有する。一方、アレキサンドライトレーザー結晶の利得は波長依存性を有し、ヘモグロビンの酸化状態測定に適当な750nmと800nm波長では結晶の利得差が大きい。レーザー結晶の利得が大きい場合、異なる2波長の発振出力を安定に維持するには、共振器の損失を制御し利得と損失のバランスを考慮した共振器設計が必要となる。

【0040】

かかる共振器設計として、特に、出力鏡の反射率設計が効果的である。波長に応じて反射率を変えることにより損失が変化するため、波長毎にフラッシュランプの印加電圧を変えることなくレーザー出力を一定に近づけることが可能となる。このような共振器設計により、波長毎の出力差を15%程度にすることは可能である。一方、出力鏡の反射率はロット毎の製造バラツキがあり、波長毎の出力差を完全に無くすことは困難である。更に、レーザー結晶の利得も製造バラツキがあるため、レーザー装置は、設計の範囲内で特性バラツキを有する。

【0041】

本発明で述べる異なる2波長の出力が安定化する状態とは、異なる2波長の出力の比が一定状態を維持することを示す。また、波長毎の出力エネルギーの比が90%以上とすることが好ましく、95%以上がより好ましい。言い換えると、複数の波長において、出力エネルギー値が最も低い波長での値が、出力エネルギー値が最も高い波長での値の90%以上となるような制御が行われる。

ここで、レーザーはパルス毎に出力バラツキがあるため、パルス毎の出力バラツキを考慮して一定のパルス列の平均値を出力値とすることが好ましい。

【0042】

<実施例1>

10

20

30

40

50

以下、本発明の一実施例を示す。ここでは、フラッシュランプ励起パルスレーザーの制御方法の一実施例を示す。

【0043】

(装置構成)

本実施例では、光源にアレキサンドライトレーザーを用いた。ただし、本発明で用いる光源がアレキサンドライトに限られるものではない。

レーザー装置は、波長795nmと波長755nmが発振する構成をとっている。繰り返し周波数20Hzである。

【0044】

アレキサンドライトレーザーの共振器構成を図4に示す。励起チャンバー400内に、アレキサンドライトを励起するフラッシュランプ402とアレキサンドライト結晶401が配置される。アレキサンドライト結晶は75°の循環水に浸漬されている。出力鏡403には、波長795nmの反射率が72%となり、波長755nmの反射率が42%となるような光学薄膜を付与している。反射鏡404には、中心波長750-800nmの範囲を高反射する誘電体反射膜を付与する。出力鏡403と励起チャンバー400の間の光軸上に、ポッケルスセルから成るQスイッチ405を配置する。波長変換機構406は複屈折フィルターを用いている。

【0045】

(処理フロー)

続いて、図4のレーザー装置を用いて被検体の特性情報を取得する制御方法を説明する。本実施例では、図6のフローチャートを参照しつつ、準備工程について特に詳しく述べる。

【0046】

レーザー装置の初期設定値に当たっては、熱安定状態で共振器のアライメント調整を行った(S601)

その後、発振出力を測定して設定値を決定した。波長755nmと波長795nmの2波長の発振出力が安定になる熱安定性が得られるまでフラッシュランプを一定時間発光し暖機工程を実施した(S602)。発振出力が安定な状態は、フラッシュランプ印加電圧に対してパルス列の平均出力が一定となる条件とする。パルス列に含まれるレーザーパルス数が少ないとパルス毎の出力バラツキが大きく、パルス数が多すぎると測定に時間がかかる。故に、平均出力の測定数は100-1000回程度が好ましく、本実施例では200パルスとした。

発振出力が安定すると(S603=YES)、出力値の測定に移る(S604)。各波長における印加電圧1kVの時の最大出力は、波長755nmで215mJ、波長795nmで190mJとなった。

【0047】

共振器の熱状態は印加電圧に依存する。ここで、フラッシュランプ印加電圧を1kVに固定し、Qスイッチ動作タイミングを変えた時のレーザー出力変化を測定した(S605)。本実施例で用いた共振器では、Qスイッチ動作タイミングが160μsの時に最大出力となる。また、160μs前後の動作タイミングでは、出力エネルギーが最大出力から減少する。160μs以下の場合、アレキサンドライト結晶の上準位反転分布密度数が未飽和状態であるためレーザー出力強度が低い。一方、160μs以上の場合、一度蓄積された上準位反転分布数が蛍光による自然放出光により減少する割合が高いため、レーザー出力強度が低下する。

【0048】

これらを考慮して、効率を大きく損なうことなくQスイッチ動作タイミングを制御して初期設定値とするレーザー出力を決定した(S606)。即ち、波長755nmの出力エネルギーが188mJ、波長795nmの出力エネルギーが180mJであり、これをもって光音響生体診断装置における発振出力値とした。この場合の波長間の出力エネルギーの比は約96%であり、好適な範囲である

10

20

30

40

50

最大出力に対して 80 - 100 % の出力エネルギーとなる Q スイッチ動作タイミング範囲は 130 - 190 μ s であった。そこで本実施例では、出力制御に用いる Q スイッチ動作タイミングを 130 - 160 μ s とした (S 607)。

【0049】

本実施例のように設定することにより、ランプエネルギーが 1 kV と常に一定であるため、ランプ発光エネルギーによる熱状態を波長に依らず一定に維持することが可能となる。また本発明では、ランプエネルギーの消耗や共振器内の熱状態変化に対応して Q スイッチ動作タイミングを変える。こうすることにより、波長 755 nm の出力エネルギー 188 mJ、波長 795 nm の出力エネルギー 180 mJ の初期設定値を維持し、出力エネルギーを安定に維持することが可能となった。酸素飽和度 80 % 相当の血管を模した吸収体が埋め込まれている生体模擬サンプル (ファントム) を用いて酸素飽和度を測定したところ、常に安定した精度の高い酸素飽和度算出が可能となった。

【0050】

< 実施例 2 >

本実施例では、フラッシュランプ励起のレーザー装置を用いた光音響測定手順を示す。本実施例では、図 7 のフローチャートを参照しつつ、測定工程について特に詳しく述べる。

【0051】

(装置構成)

光音響診断測定には図 5 の装置を用いた。本装置は、乳房等の比較的大きな生体部位を測定できる装置である。なお、本実施例では、生体を測定する代わりに酸素飽和度 80 % 相当の血管を模した吸収体が埋め込まれているファントム 501 を測定した。

【0052】

略平行な平板 502 によりファントム 501 を軽圧迫して測定部を固定する。超音波探触子 503 の両脇には、レーザー光の出射端となる照明部 504 を備える。不図示の走査手段により、平板 502 に対して超音波探触子 503 と照明部 504 を同時に走査することにより測定を行う。なお照明部 504 は、被検体を介して探触子と対向側に配してもよい。照明部は本発明の照明手段に相当する。

【0053】

超音波探触子の走査は 1 ストライプ往復走査を基本とした。測定部位の大きさに依存してストライプ走査を複数行実施して、測定部位全体を測定した。1 ストライプ往復走査において、往路では波長 755 nm、復路では波長 795 nm のレーザー光を照射して光音響測定を実施した。即ち、2 波長を交互に選択しながら測定を実施した。ここで、1 ライン片道でのレーザー照射数を本実施例でのパルス列とした。

なお、ストライプとは、超音波探触子を被検体上でリニアに走査したときのデータ取得領域である。複数の変換素子を少なくとも 1 方向に配列した超音波探触子を、その配列方向と直交する向きに走査すれば、一度に広い面積を測定できる点で好ましい。

【0054】

レーザー出力の測定は、ファントム照射前の光束を光束分岐部材 505 により分岐し、分岐光束 506 をエネルギー検出器 507 により測定することで行った。全光束の 2 % 程度の分岐光束をエネルギー検出器で監視し、分岐比を用いてファントムへの照射光量を換算した。

準備工程において設定済みの初期設定値は、フラッシュランプ印加電圧を 1 kV とし、Q スイッチ動作タイミング制御により、波長 755 nm で 188 mJ、波長 795 nm で 180 mJ での出力を行うものである。

【0055】

(処理フロー)

測定前の準備工程では、遮蔽手段 508 にてファントム 501 への照射を遮蔽した状態で各波長の出力測定を実施した。測定始状態 (ファントムへの照射前の状態) の出力値は、光音響測定 1 ストライプに要するパルス列の平均値とした。始状態出力は共振器の熱安

10

20

30

40

50

定状態に依存するが、本実施例の場合は、755 nmでは180 mJ、795 nmの場合170 mJであった。1ストライプ目の走査開始時より波長755 nmで188 mJ、波長795 nmで180 mJとなるようにQスイッチ動作タイミングを制御した。これらの処理は、上記の実施例で説明したものと同様の手順で実行すればよい。

【0056】

準備工程で取得した設定値を不図示のメモリ等に格納した後、ファントム測定を開始した。図7のフローチャートを参照しつつ、この処理を説明する。

光音響波の検出に先立って、上述したようにフラッシュランプの消耗を確認し、消耗度合いに対応する電圧調整を行っても良い(S701)。これにより、フラッシュランプの劣化を考慮した測定の精度向上を図ることができる。

10

【0057】

その後、波長毎に1ストライプ毎のパルス列の平均出力を計算し、波長毎のパルス列の平均出力値が常に一定になるようにパルス列毎にQスイッチ動作タイミングを制御した。

具体的な測定においては、波長を選択し(S702)、当該波長において規定のQスイッチ動作タイミングで光を照射すると(S703)、所定の出力エネルギーが得られる。そして、被検体より発生した光音響波を探触子で検出する(S704)。

【0058】

測定対象となる全領域を測定するまで(S705=YES)、探触子を走査し(S706)、音響波検出を続ける。この処理を、波長とQスイッチ動作タイミングを変えながら実行する(S707)。なお、波長ごとに全領域をまとめて測定するのではなく、上述したように、ストライプ上の往路と復路で波長を入れ替えながら走査しても構わない。

20

そして、得られた光音響信号に基づき吸収係数分布を算出し(S708)、既知の演算処理を施すことにより、酸素飽和度分布を算出して表示できる(S709)。

【0059】

本実施例では、ファントムを走査する全ての領域において、波長毎の出力エネルギーが安定しているため、照射条件を維持して安定した光音響信号が得られた。得られた光音響信号から算出した酸素飽和度の精度は、測定した全領域でバラツキの少ない精度の高い酸素飽和度が得られた。

上記測定を数日間繰り返し行ったところ、光音響信号及び酸素飽和度精度ばらつきも一定であることが分かった。

30

【0060】

以上述べたように、本発明によれば、共振器内の損失やレーザー媒質の利得、及びフラッシュランプによる励起効率変化に伴うレーザー発振効率変化に関わらず、熱安定性を維持した状態で異なる2波長のレーザー出力を安定に維持できる。

すなわち本発明は、光音響生体診断装置に用いるレーザー装置に関して、異なる2波長の発振出力を安定化する制御方法を提供できる。

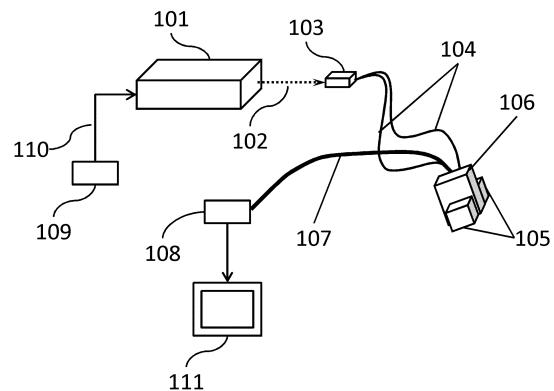
【符号の説明】

【0061】

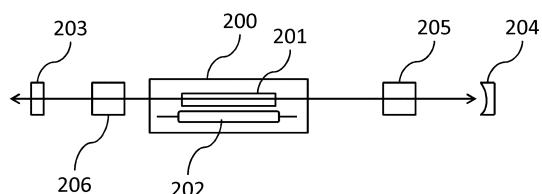
101：レーザー装置、105：生体照射部、106：超音波探触子、108：処理装置、109：制御装置

40

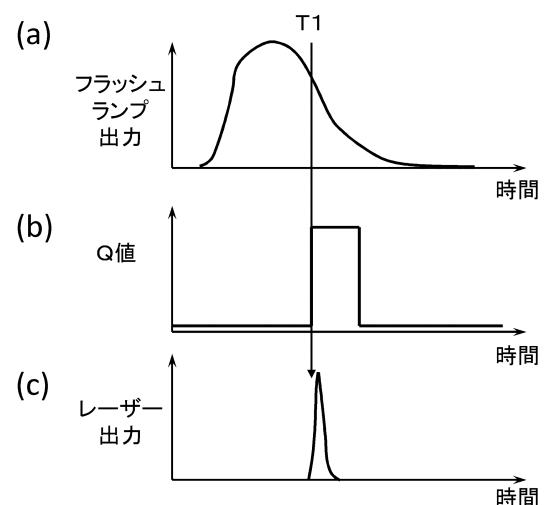
【図1】



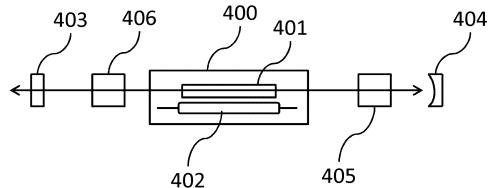
【図2】



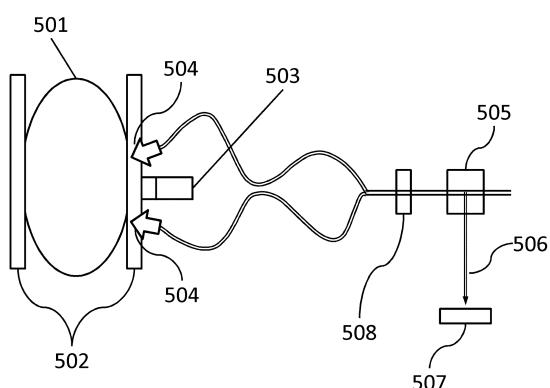
【図3】



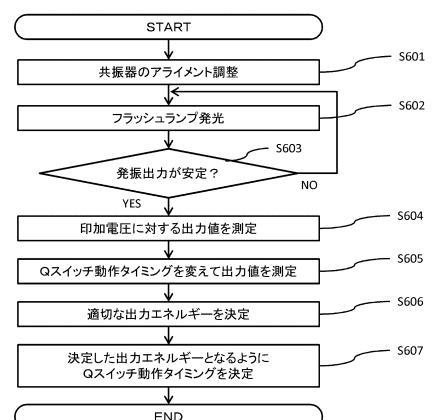
【図4】



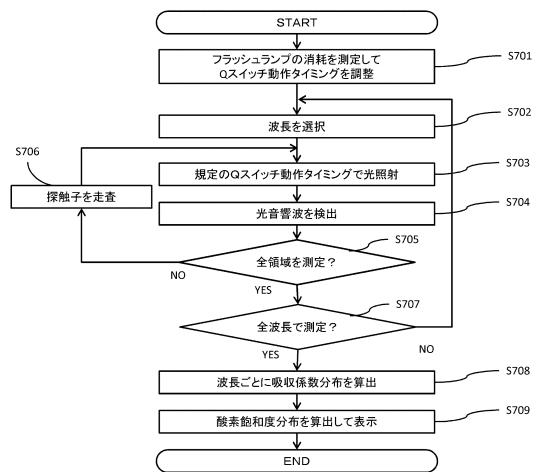
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I		
G 0 1 N	21/00	(2006.01)	G 0 1 N	21/00
G 0 1 N	21/39	(2006.01)	G 0 1 N	21/39
G 0 1 N	21/17	(2006.01)	G 0 1 N	21/17
				6 1 0

(72)発明者 市原 滋
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
(72)発明者 小林 秀一
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

審査官 村井 友和

(56)参考文献 特開2013-084923 (JP, A)
特開2013-089680 (JP, A)
特開2000-089006 (JP, A)
特開昭64-059881 (JP, A)
実開平04-063668 (JP, U)
特開2013-094370 (JP, A)
特開2013-051406 (JP, A)
米国特許出願公開第2013/0102865 (US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
H 0 1 S 3 / 0 0 - 3 / 3 0