

(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2016-7256

(P2016-7256A)

(43) 公開日 平成28年1月18日(2016.1.18)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	2 G O 4 7
H O 1 S 3/00 (2006.01)	H O 1 S 3/00 A	4 C 6 O 1
G O 1 N 29/00 (2006.01)	G O 1 N 29/00 5 O 1	5 F 1 7 2

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2014-128191 (P2014-128191)
 (22) 出願日 平成26年6月23日 (2014. 6. 23)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (74) 代理人 110001380
 特許業務法人東京国際特許事務所
 (72) 発明者 三浦 崇広
 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内
 (72) 発明者 山本 撰
 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内
 (72) 発明者 星 岳志
 東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

最終頁に続く

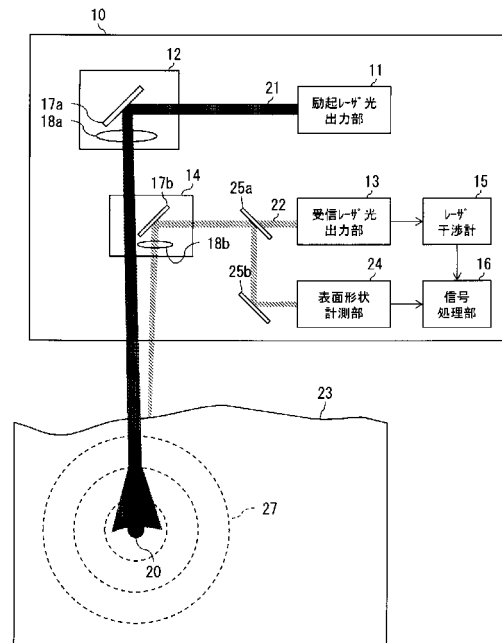
(54) 【発明の名称】 光音響計測装置及び光音響計測方法

(57) 【要約】

【課題】被検体の内部構造のイメージングデータを高精度で生成する光音響計測技術を提供する。

【解決手段】光音響計測装置10は、被検体23内の光吸収体20を励起させる励起レーザー光21をパルス発振させて出力する励起レーザー光出力部11と、出力された励起レーザー光21を被検体23の表面に照射する励起レーザー光伝送部12と、受信レーザー光22を発振させて出力する受信レーザー光出力部13と、出力された受信レーザー光22を被検体23の表面に照射する受信レーザー光伝送部14と、励起レーザー光21の照射により光吸収体20が励起されて発生する光音響信号27の影響を受けた受信レーザー光22の反射光から光音響信号27を検出するレーザー干渉計15と、被検体23の表面形状を計測する表面形状計測部24と、光音響信号27の検出信号及び前記表面形状の計測信号を処理して被検体23の内部構造のイメージングデータを生成する信号処理部16とを、備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内の光吸収体を励起させる励起レーザ光をパルス発振させて出力する励起レーザ光出力部と、

出力された前記励起レーザ光を前記被検体の表面に照射する励起レーザ光伝送部と、

受信レーザ光を発振させて出力する受信レーザ光出力部と、

出力された前記受信レーザ光を前記被検体の表面に照射する受信レーザ光伝送部と、

前記励起レーザ光の照射により前記光吸収体が励起されて発生する光音響信号の影響を受けた前記受信レーザ光の反射光から前記光音響信号を検出するレーザ干渉計と、

前記被検体の表面形状を計測する表面形状計測部と、

前記光音響信号の検出信号及び前記表面形状の計測信号を処理して前記被検体の内部構造のイメージングデータを生成する信号処理部とを、備えることを特徴とする光音響計測装置。

10

【請求項 2】

前記表面形状計測部は、前記受信レーザ光の反射光に基づいて前記表面形状を計測することを特徴とする請求項 1 に記載の光音響計測装置。

【請求項 3】

前記表面形状計測部は、前記表面形状を計測するための計測用レーザ光を照射するとともに前記計測用レーザ光の反射光に基づいて前記表面形状を計測することを特徴とする請求項 1 に記載の光音響計測装置。

20

【請求項 4】

前記表面形状計測部は、画像データを撮像して前記表面形状を計測することを特徴とする請求項 1 に記載の光音響計測装置。

【請求項 5】

前記光音響信号が検出される期間と、前記表面形状が検出される期間とを、ずらすことを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の光音響計測装置。

【請求項 6】

前記励起レーザ光、前記受信レーザ光及び前記計測用レーザ光のうち少なくとも二つを同軸に出力するプローブをさらに備えることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の光音響計測装置。

30

【請求項 7】

前記表面形状計測部は、前記励起レーザ光及び前記受信レーザ光を前記被検体の表面に照射する以前に前記被検体の表面形状を予め計測し、

前記信号処理部は、予め計測された前記表面形状の計測信号と、前記励起レーザ光及び前記受信レーザ光の照射によりリアルタイムで検出された前記光音響信号とを、処理して前記イメージングデータを生成することを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の光音響計測装置。

【請求項 8】

前記受信レーザ光は、連続波発振されたもの又はパルス発振されたものであることを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれか 1 項に記載の光音響計測装置。

40

【請求項 9】

励起レーザ光出力部が、被検体内の光吸収体を励起させる励起レーザ光をパルス発振させて出力するステップと、

励起レーザ光伝送部が、出力された前記励起レーザ光を前記被検体の表面に照射するステップと、

受信レーザ光出力部が、受信レーザ光を発振させて出力するステップと、

受信レーザ光伝送部が、出力された前記受信レーザ光を前記被検体の表面に照射するステップと、

レーザ干渉計が、前記励起レーザ光の照射により前記光吸収体が励起されて発生する光音響信号の影響を受けた前記受信レーザ光の反射光から前記光音響信号を検出するステッ

50

ブと、

表面形状計測部が、前記被検体の表面形状を計測するステップと、

信号処理部が、前記光音響信号の検出信号及び前記表面形状の計測信号を処理して前記被検体の内部構造のイメージングデータを生成するステップとを、含むことを特徴とする光音響計測方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、レーザ光の照射により生体内で発生する光音響信号を計測する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

生体の組織情報を計測する手法は、X線CTや磁気共鳴イメージング(MRI)装置等数多く開発されている。近年、被ばくの問題や計測に大型装置が必要であること等の問題から、レーザ光等を用いた光計測技術による小型で簡易な生体計測装置の開発が盛んに行われている。

特に、光干渉断層像(Optical Coherence Tomography; OCT)は、レーザ光の干渉計測を用いることで組織の構造をイメージングする技術であり、角膜の計測技術として応用されている。

【0003】

しかし、生体の光計測においては、生体組織が持つ強い光吸収・散乱特性により、深部における光計測は困難であるという問題がある。前述のOCTの計測可能深度は、一般的に約2mmであり、それ以上の深部計測は生体の散乱・吸収・減衰効果により困難である。

【0004】

そこで、より深部の計測を可能にするため、レーザ光を生体に照射し、生体内部でレーザ光が吸収されることにより発生する超音波(光音響信号)を計測する光音響法が検討されている。

【0005】

具体的には、生体表面にパルスのレーザ光を照射すると、生体内部に照射したレーザ光の波長に応じた吸収組織が存在する場合、到達したレーザ光がこの組織に吸収される。レーザ光を吸収した組織は、励起されて瞬間的に膨張する。この膨張が音源となって発生する超音波を、超音波プローブあるいはレーザ干渉計により計測するものである。

【0006】

これにより、レーザ光の伝搬距離は吸収組織へ到達するまでの片道のみとなり、超音波は伝搬減衰が小さいため、超音波を介さずレーザ光のみで計測する場合と比べて、より深い位置の計測が可能となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2013-063259号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

レーザ光を照射する光音響法による生体計測は、生体に対し非接触状態でレーザ照射を行う。このため、計測された光音響信号により生成される生体内部のイメージングデータは、被検体に表面凹凸がある場合、その影響により品質が低下するおそれがある。

また、被検体が生体であるため、呼吸、脈拍、脈動などに伴う表面凹凸の状態変化が、生成される生体内部のイメージングデータの誤差要因になると懸念されている。

【0009】

10

20

30

40

50

本発明の実施形態はこのような事情を考慮してなされたもので、被検体の内部構造のイメージングデータを高精度で生成する光音響計測技術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】

【0010】

本実施形態の光音響計測装置は、被検体内の光吸収体を励起させる励起レーザ光をパルス発振させて出力する励起レーザ光出力部と、出力された前記励起レーザ光を前記被検体の表面に照射する励起レーザ光伝送部と、受信レーザ光を発振させて出力する受信レーザ光出力部と、出力された前記受信レーザ光を前記被検体の表面に照射する受信レーザ光伝送部と、前記励起レーザ光の照射により前記光吸収体が励起されて発生する光音響信号の影響を受けた前記受信レーザ光の反射光から前記光音響信号を検出するレーザ干渉計と、
記被検体の表面形状を計測する表面形状計測部と、前記光音響信号の検出信号及び前記表面形状の計測信号を処理して前記被検体の内部構造のイメージングデータを生成する信号処理部とを、備えることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0011】

本発明の実施形態により、被検体の内部構造のイメージングデータを高精度で生成する光音響計測技術が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の第1実施形態に係る光音響計測装置の構成図。

20

【図2】(A)励起レーザ光、受信レーザ光(連続波)及び計測用レーザ光の発振出力を時系列で示す図、(B)励起レーザ光及び受信レーザ光(パルス波)の発振出力を時系列で示す図。

【図3】本発明の第2実施形態に係る光音響計測装置の構成図。

【図4】本発明の第3実施形態に係る光音響計測装置においてレーザを照射するプローブの構成図。

【発明を実施するための形態】

【0013】

(第1実施形態)

以下、本発明の実施形態を添付図面に基づいて説明する。

30

図1に示すように実施形態に係る光音響計測装置10(以下、計測装置10とする)は、被検体23内の光吸収体20を励起させる励起レーザ光21をパルス発振させて出力する励起レーザ光出力部11と、出力された励起レーザ光21を被検体23の表面に照射する励起レーザ光伝送部12と、受信レーザ光22を発振させて出力する受信レーザ光出力部13と、出力された受信レーザ光22を被検体23の表面に照射する受信レーザ光伝送部14と、励起レーザ光21の照射により光吸収体20が励起されて発生する光音響信号27の影響を受けた受信レーザ光22の反射光から光音響信号27を検出するレーザ干渉計15と、被検体23の表面形状を計測する表面形状計測部24と、光音響信号27の検出信号及び前記表面形状の計測信号を処理して被検体23の内部構造のイメージングデータを生成する信号処理部16とを、備えることを特徴とする。

40

なお、レーザ光の伝送は、空間伝送若しくは光ファイバ伝送、またはその両方を組み合わせた方法により行う。また、図1では励起レーザ光出力部11及び受信レーザ光出力部13を1つで構成しているが、それぞれ複数設けてレーザ光を出力する構成としても良い。

【0014】

励起レーザ光出力部11は、計測対象となる生体(被検体23)内の光吸収体20を励起させる励起レーザ光21をパルス発振させて出力する。光吸収体20とは、照射された励起レーザ光21の波長に応じて光吸収する生体内の組織を示し、例えば血管が例示される。

【0015】

50

励起レーザー光出力部 1 1 で適用されるレーザーは、Nd : YAG レーザ、CO₂ レーザ、Er : YAG レーザ、チタンサファイアレーザ、アレキサンドライトレーザ、ルビーレーザ、色素(ダイ)レーザ、エキシマレーザ、半導体レーザ、ファイバレーザ等が適宜選択される。また、励起レーザー光出力部 1 1 から出力される励起レーザー光 2 1 のパルスは、連続光から擬似的に生成された擬似パルスを出力しても良い。

【0016】

励起レーザー光伝送部 1 2 は、励起レーザー光出力部 1 1 から出力された励起レーザー光 2 1 を、被検体 2 3 の表面の所定位置に所定の形状で照射する。

【0017】

励起レーザー光伝送部 1 2 は、被検体 2 3 の表面上で励起レーザー光 2 1 を走査させる走査機構 1 7 a、被検体 2 3 の表面上での励起レーザー光 2 1 の照射形状を変化させる光学機構 1 8 a を備えている。なお、走査機構 1 7 a として、ガルバノミラー、MEMS ミラー等によりレーザー光を走査させる機構が例示されるが、これに限られない。

10

【0018】

被検体 2 3 の表面に照射された励起レーザー光 2 1 は、生体内部を拡散しながら伝搬して光吸収体 2 0 に到達して吸収される。光吸収体 2 0 は、レーザー光の吸収により励起されて膨張する。この膨張が音源となって、光音響信号 2 7 が発生する。

【0019】

受信レーザー光出力部 1 3 は、受信レーザー光 2 2 を連続波発振又はパルス発振させて出力するものである。受信レーザー光出力部 1 3 で適用されるレーザーは、励起レーザー光出力部 1 1 と同じく、Nd : YAG レーザ、CO₂ レーザ等が適宜選択される。また、受信レーザー光出力部 1 3 から出力される受信レーザー光 2 2 は、連続波から擬似的に生成された擬似パルスである場合も含む。

20

【0020】

受信レーザー光伝送部 1 4 は、受信レーザー光出力部 1 3 から出力された受信レーザー光 2 2 を、被検体 2 3 の表面の所定位置に所定の形状で照射する。

【0021】

受信レーザー光伝送部 1 4 は、励起レーザー光伝送部 1 2 と同様に、被検体 2 3 の表面上で受信レーザー光 2 2 を走査させる走査機構 1 7 b、被検体 2 3 の表面上での受信レーザー光 2 2 の照射形状を変化させる光学機構 1 8 b を備えている。

30

【0022】

なお走査機構 1 7 a、1 7 b は、一軸以上の回動軸もち、励起レーザー光 2 1 及び受信レーザー光 2 2 の照射位置と被検体 2 3 の表面上の位置とを相対的に変位させる。

また、走査機構 1 7 a、1 7 b は、このような回動軸を中心に往復運動する場合の他に、平行方向に往復運動する場合もあるし、運動せずに被検体 2 3 の表面上の一点のみにレーザー光 2 1、2 2 を照射させる場合もある。

【0023】

レーザー干渉計 1 5 は、励起レーザー光 2 1 の照射により光吸収体 2 0 が励起されて発生する光音響信号 2 7 の影響を受けた受信レーザー光 2 2 の反射光を受信レーザー光伝送部 1 4、受信レーザー光出力部 1 3 を介して入力する。そして、受信レーザー光 2 2 の反射光に含まれる振動変位から光音響信号 2 7 の検出信号を出力する。

40

【0024】

レーザー干渉計 1 5 は、マイケルソン干渉計、ホモダイン干渉計、ヘテロダイン干渉計、フィゾー干渉計、マッハツェンダー干渉計、ファブリー・ペロー干渉計、フォトリフラクティブ干渉計等が適宜選択される。また、光音響信号 2 7 を検出する方法として、ナイフエッジ法等の干渉計測以外の方法を用いても良い。

【0025】

表面形状計測部 2 4 は、特に限定されないが、レーザーを用いる一般的な非接触距離計測装置、例えば、レーザー変位計、レーザー距離計、光干渉断層計(OCT)を適用することができる。そして、被検体 2 3 の表面形状の計測は、被検体 2 3 の表面上のレーザー照射部位

50

から表面形状計測部 2 4 に入射するまでの反射光の光路長の変位を求めることによる。

表面形状計測部 2 4 は、受信レーザー光 2 2 の反射光の一部を反射体 2 5 (2 5 a , 2 5 b) で分岐して入射させることにより、被検体 2 3 の表面形状を計測することができる。

【 0 0 2 6 】

もしくは表面形状計測部 2 4 は、被検体 2 3 の表面形状を計測するための計測用レーザー光を照射するとともに、この計測用レーザー光の反射光に基づいて表面形状を計測するように構成してもよい。

この場合、受信レーザー光出力部 1 3 から出力される受信レーザー光 2 2 の波長と、表面形状計測部 2 4 から出力される計測用レーザー光の波長とは、それぞれ異なるものとする。

そして、反射体 2 5 a は、いずれか一方の波長のレーザー光を反射して、他方の波長のレーザー光を透過することができる、例えばダイクロイックミラー等が採用される。

【 0 0 2 7 】

このように、光音響信号 2 7 を検出するための受信レーザー光 2 2 と、被検体 2 3 の表面形状を計測するための計測用レーザー光とを、別個に出力する場合は、出力された二本のレーザーは、反射体 2 5 (2 5 a , 2 5 b) により重ね合わされた後に、被検体 2 3 の表面に照射される。

そして、被検体 2 3 の表面を反射した反射光は、照射光路を逆方向に伝搬して、反射体 2 5 a において分岐され、それぞれ受信レーザー光出力部 1 3 及び表面形状計測部 2 4 に入射する。

【 0 0 2 8 】

信号処理部 1 6 は、レーザー干渉計 1 5 から光音響信号 2 7 の検出信号を入力して、A/D 変換器 (図示省略) を用いてアナログ信号からデジタル信号に変換し、さらにデジタルフィルタ処理、平均化処理、位相シフト処理、開口合成処理、画像化処理等を経て、被検体 2 3 の内部構造のイメージングデータを生成する。

さらに信号処理部 1 6 は、表面形状計測部 2 4 から被検体 2 3 の表面形状の計測信号を取得して、被検体 2 3 の表面凹凸がイメージングデータに与えた誤差を補正する。

【 0 0 2 9 】

本実施形態によれば、光音響信号 2 7 の検出信号と被検体 2 3 の表面形状の計測信号とを受信するタイミングを同期させることができる。これにより、生体特有の現象である呼吸や脈拍など、被検体 2 3 の形状が時々刻々と変化することに伴うイメージングデータの誤差要因を低減することができる。

【 0 0 3 0 】

図 2 (A) は、励起レーザー光 2 1、連続波の受信レーザー光 2 2 及び計測用レーザー光 2 8 の発振出力を時系列で示す図である。

励起レーザー光 2 1 は、励起レーザー光出力部 1 1 (図 1) からパルス発振され一定の周期間隔で出力される。一方において、連続波の受信レーザー光 2 2 は、レーザーパワーの出力値が常に一定となる。

励起レーザー光 2 1 のパルスが出力された後、光吸収体 2 0 (図 1) から発生した光音響信号 2 7 は、連続波の受信レーザー光 2 2 に重畳して受信される。

【 0 0 3 1 】

一方において被検体 2 3 の表面形状の計測信号を導く計測用レーザー光 2 8 は、この光音響信号 2 7 と重ならないように送受信されることが望ましい。光音響信号 2 7 に計測用レーザー光 2 8 の計測信号が重なると、イメージングデータを作成した際に、誤差が拡大するおそれがあるからである。

そこで、受信レーザー光出力部 1 3 において光音響信号 2 7 が検出される期間 s と、表面形状計測部 2 4 において被検体 2 3 の表面形状の計測用レーザー光 2 8 が検出される期間 t とを、ずらして設定することとする。

【 0 0 3 2 】

図 2 (B) は、励起レーザー光 2 1 とパルス波の受信レーザー光 2 2 との発振出力を時系列で示す図である。

10

20

30

40

50

励起レーザ光 2 1 は、励起レーザ光出力部 1 1 (図 1) からパルス発振され一定の周期間隔で出力される。一方において、受信レーザ光 2 2 のパルスは、励起レーザ光 2 1 のパルスよりもパルス幅を広くとり、時間的に重なるようにかつ同期して出力される。

【 0 0 3 3 】

励起レーザ光 2 1 のパルスが出力された後、光吸収体 2 0 (図 1) から発生した光音響信号 2 7 は、パルス波の受信レーザ光 2 2 に重畳して受信される。

なお、図 2 (B) は、受信レーザ光 2 2 のパルス幅内に、励起レーザ光 2 1 のパルスのうち一つが重なるように同期出力されているが、複数のパルスが重なるように同期出力される場合もある。換言すると、1 パルスの受信レーザ光 2 2 が、1 パルスの励起レーザ光 2 1 による光音響信号 2 7 を受信する例を示しているが、1 パルスの受信レーザ光 2 2 が複数パルスの励起レーザ光 2 1 による複数回の光音響信号 2 7 を受信するように出力することも可能である。

10

【 0 0 3 4 】

一般的に、レーザ干渉計測を行う場合、受信レーザ光 2 2 の照射エネルギー若しくは出力が大きい程、光音響信号 2 7 を高感度で受信することができる。

このため、受信レーザ光 2 2 をパルス発振させることで、高いピーク値のレーザ光を出力できるため、光音響信号 2 7 に対する受信感度を向上させることができる。

【 0 0 3 5 】

また、受信レーザ光 2 2 に連続光を使用した場合は (図 2 (A))、光音響信号 2 7 が発生していない時間も被検体 2 3 にレーザ光を照射し続けることになるが、パルス発振された受信レーザ光 2 2 を用いることで (図 2 (B))、光音響信号 2 7 を計測するために必要な時間だけレーザ光の照射をすることが可能となる。

20

【 0 0 3 6 】

また、パルス発振された受信レーザ光 2 2 の場合、この受信レーザ光 2 2 が発振されてから励起レーザ光 2 1 が発振するまでの時間 t_1 または光音響信号の検出期間 s が終わってから受信レーザ光 2 2 のパルスが消失するまでの時間 t_2 、もしくは時間 t_1 及び時間 t_2 の両方を使用して被検体 2 3 の表面形状の計測信号を検出することができる。

この場合、被検体 2 3 の表面形状の計測信号は、計測用レーザ光 2 8 を使用せず、受信レーザ光 2 2 の一部を利用して導くことが可能になる。

【 0 0 3 7 】

30

(第 2 実施形態)

次に図 3 を参照して本発明における第 2 実施形態について説明する。

第 2 実施形態における光音響計測装置 1 0 において表面形状計測部 2 4 は、画像データを撮像して被検体 2 3 の表面形状を計測する。

なお、図 3 において図 1 と共通の構成又は機能を有する部分は、同一符号で示し、重複する説明を省略する。

このような表面形状計測部 2 4 としては、ステレオ法や焦点深度情報を使用する等の一般的に画像から形状を得る技術が適用される。

【 0 0 3 8 】

40

(第 3 実施形態)

次に図 4 を参照して本発明における第 3 実施形態について説明する。

第 3 実施形態における光音響計測装置 1 0 は、励起レーザ光 2 1、受信レーザ光 2 2 及び計測用レーザ光 2 8 を同軸に出力するプローブ 3 0 をさらに備えている。

なお、図示を省略するが、プローブ 3 0 は、励起レーザ光 2 1、受信レーザ光 2 2 及び計測用レーザ光 2 8 のうち二つを同軸に出力する構成とすることもできる。

【 0 0 3 9 】

第 3 実施形態において励起レーザ光伝送部 1 2 は、励起レーザ光出力部 1 1 とプローブ 3 0 との間で励起レーザ光 2 1 を伝送させる光ファイバとなる。

同様に、受信レーザ光伝送部 1 4 は、受信レーザ光出力部 1 3 とプローブ 3 0 との間で受信レーザ光 2 2 を伝送させる光ファイバとなる。

50

【0040】

プローブ30は、励起レーザ光21を伝送させる光ファイバ(励起レーザ光伝送部12)が一端に接続され途中経路に設けられたダイクロイックミラー25e, 25fを通過させて励起レーザ光21を他端から出力させる第1筒体31と、受信レーザ光22を伝送させる光ファイバ(受信レーザ光伝送部14)が一端に接続されこの受信レーザ光22を反射体25cによりダイクロイックミラー25fに入射させて第1筒体31の他端から出力させる第2筒体32と、被検体23の表面形状の計測用レーザ光28を伝送させる光ファイバ19が一端に接続されこの計測用レーザ光28を反射体25dによりダイクロイックミラー25eに入射させて第1筒体31の他端から出力させる第3筒体33と、から構成されている。

10

【0041】

第3実施形態における光音響計測装置10によれば、励起レーザ光21、受信レーザ光22及び計測用レーザ光28は、それぞれ同軸にプローブ30から照射されることとなる。そして、この照射されたレーザは、被検体23の表面を反射して第1筒体31の他端に入射し、照射光路を逆方向に伝搬していく。

これにより、被検体23の表面形状を計測する位置と、内部構造のイメージングデータを取得する位置と、の誤差を無くすることができる。

【0042】

(第4実施形態)

第4実施形態における光音響計測装置の表面形状計測部24は、励起レーザ光21及び受信レーザ光22を被検体23の表面に照射する以前に、被検体23の表面形状を予め計測することとする。

20

そして、信号処理部16は、予め計測された被検体23の表面形状の計測信号と、励起レーザ光21及び受信レーザ光22の照射によりリアルタイムで検出された光音響信号27とを、処理してイメージングデータを生成する。

【0043】

なお、予め計測される被検体23の表面形状の計測信号は、この被検体23に対して実測する場合の他に、モデル形状のデータ信号を代用させることもできる。

【0044】

以上述べた光音響計測装置によれば、被検体の表面形状の計測信号を用いて、光吸収体が励起されて発生する光音響信号を補正することにより、被検体の内部構造のイメージングデータを高精度で生成することができる。

30

【0045】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

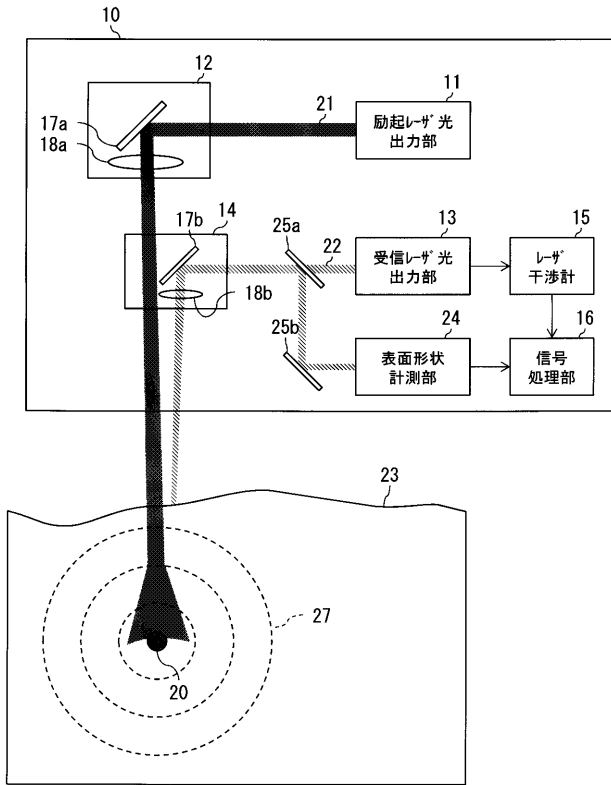
【符号の説明】

40

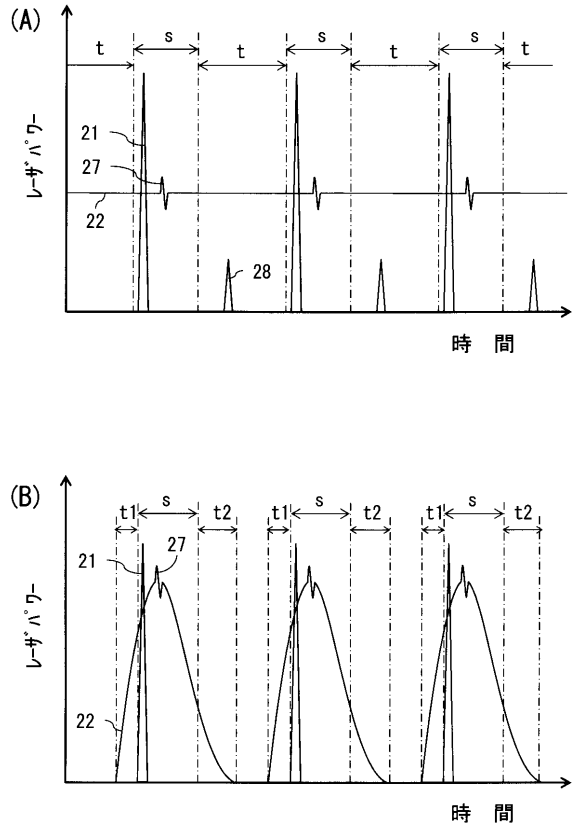
【0046】

10...光音響計測装置、11...励起レーザ光出力部、12...励起レーザ光伝送部、13...受信レーザ光出力部、14...受信レーザ光伝送部、15...レーザ干渉計、16...信号処理部、17(17a, 17b)...走査機構、18(18a, 18b)...光学機構、19...光ファイバ、20...光吸収体、21...励起レーザ光、22...受信レーザ光、23...被検体、24...表面形状計測部、25(25a, 25b, 25c, 25d)...反射体、25e, 25f...ダイクロイックミラー、27...光音響信号、28...計測用レーザ光、30...プローブ、31...第1筒体、32...第2筒体、33...第3筒体。

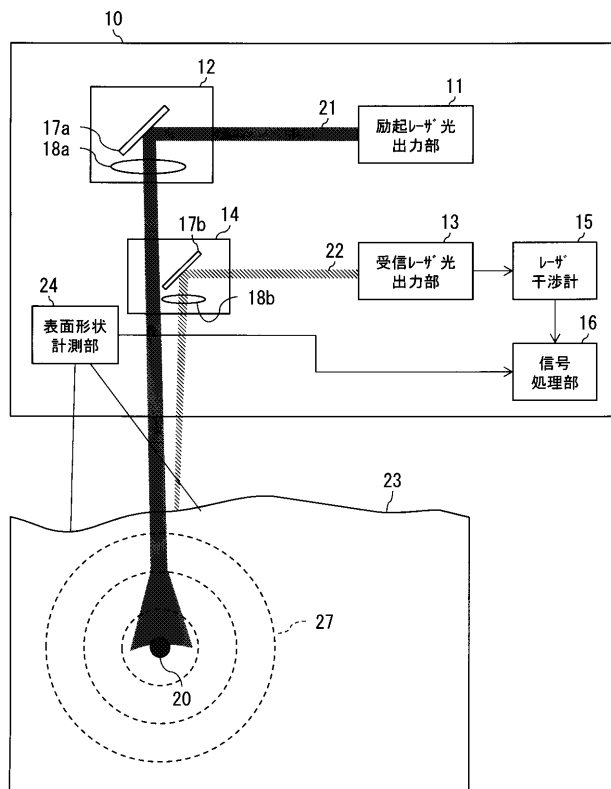
【図1】



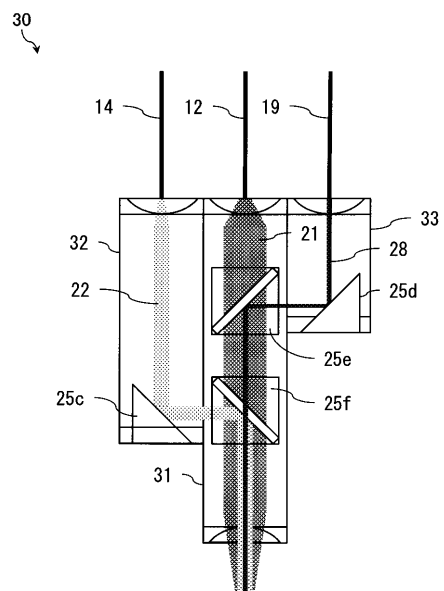
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(72)発明者 落合 誠

東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

(72)発明者 吉田 昌弘

東京都新宿区西新宿六丁目2番4号 東芝ITコントロールシステム株式会社内

Fターム(参考) 2G047 AA12 AC13 BC13 CA04 CA07 EA10

4C601 DE16 EE04 EE09

5F172 AD05 AD06 AE03 AE04 AE05 AE06 AF02 AF03 AF07 AF12

AM08 NR06 ZZ20