

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5241465号
(P5241465)

(45) 発行日 平成25年7月17日(2013.7.17)

(24) 登録日 平成25年4月12日(2013.4.12)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00
G O 1 N 29/00 (2006.01) G O 1 N 29/00 5 O 1
G O 1 N 21/00 (2006.01) G O 1 N 21/00 A

請求項の数 10 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2008-316042 (P2008-316042)	(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
(22) 出願日	平成20年12月11日(2008.12.11)	(74) 代理人	100126240 弁理士 阿部 琢磨
(65) 公開番号	特開2010-136887 (P2010-136887A)	(74) 代理人	100124442 弁理士 黒岩 創吾
(43) 公開日	平成22年6月24日(2010.6.24)	(72) 発明者	中嶋 隆夫 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
審査請求日	平成23年4月12日(2011.4.12)	(72) 発明者	福谷 和彦 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光音響イメージング装置および光音響イメージング方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

光音響イメージング装置であって、
 光源と、
 前記光源から照射された光エネルギーを吸収した光吸収体から発生する音響波を検出する検出器と、
 前記検出器により検出された音響波を波形処理する前に、該音響波の圧力変化時における変化率の正負を記憶し、前記光吸収体の画像を形成する信号処理部と、
 を有することを特徴とする光音響イメージング装置。

【請求項2】

前記波形処理が包絡線検波であることを特徴とする請求項1に記載の光音響イメージング装置。

【請求項3】

前記信号処理部は、前記音響波の圧力変化時における変化率が負から始まる場合に、前記光吸収体は該光吸収体の周囲よりも低い光吸収係数を有することを表示するための信号を出力することを特徴とする請求項1または2に記載の光音響イメージング装置。

【請求項4】

前記信号処理部は、前記音響波の圧力変化時における変化率が負から始まる場合に、前記波形処理により得た音圧情報の正負を変換し、変換された音圧情報に基づいて前記光吸収体の画像を形成することを特徴とする請求項1から3のいずれかに記載の光音響イメー

ジング装置。

【請求項 5】

前記検出器がフォーカストランスデューサであることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれかに記載の光音響イメージング装置。

【請求項 6】

前記画像表示部は、周囲よりも低い光吸収係数を有する光吸収体について、該周囲の表示色とは異なる表示色、あるいは、該周囲の色調とは異なる色調で表示することを特徴とする請求項 3 から 5 のいずれかに記載の光音響イメージング装置。

【請求項 7】

前記画像表示部は、周囲よりも低い光吸収係数を有する組織に識別記号を付与した画像を表示することを特徴とする請求項 3 から 6 のいずれかに記載の光音響イメージング装置。

10

【請求項 8】

前記信号処理部が、前記音響波の圧力変化時における変化率の正負を記憶する前に、前記検出器により検出された音響波について該検出器の周波数応答で補正を行うことを特徴とする請求項 1 から 7 のいずれかに記載の光音響イメージング装置。

【請求項 9】

前記光源は、波長 1 の光と、と該 1 とは異なる波長である波長 2 の光が出射可能に構成されており、

前記信号処理部は、波長 1 の光を照射することにより得られた第 1 の音響波の形状と、波長 2 の光を照射することにより得られた第 2 の音響波の形状を比較することにより前記光吸収体を判別することを特徴とする請求項 1 から 8 のいずれかに記載の光音響イメージング装置。

20

【請求項 10】

光音響イメージング方法であって、
光源から光を照射する工程と、
前記光源から照射された光エネルギーを吸収した光吸収体から発生する音響波を検出する工程と、

前記検出された音響波を波形処理する前に、該音響波の圧力変化時における変化率の正負を記憶する工程と、
を有することを特徴とする光音響イメージング方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光音響効果を用いたイメージング装置および光音響イメージング方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、光に比べて生体内での散乱が少ない超音波の特性を利用して、生体内の光学特性値分布を高解像度に求める方法が提案されている。

40

【0003】

特許文献 1 では、光源から発生したパルス光を生体に照射し、パルス光のエネルギー吸収によって生体組織から発生した音響波を検出し、検出された信号を解析処理することにより、生体内の光学特性値分布を得ている。このように、光を生体に照射することによって得られる音響波を利用したイメージングは、一般的に光音響イメージングと呼ばれている。

【0004】

光音響イメージング方法においては、図 9 (a) に示すように、球状の光吸収体 10 に光照射することによって生じる光音響波を音響波検出器 20 で検出すると、吸収体における光の吸収が均一である場合は、図 9 (b) に示すように、N 型形状 (N - S h a p e)

50

の音圧情報を得られることが知られている（非特許文献1）。

【0005】

このN型の波形の時間幅に音速を乗算した値は、光吸収体の大きさ（ここでは球の直径）を反映した値となる。また、N型の波形が検出される時間は光吸収体の位置情報を反映する。さらに、N型波形の信号の大きさは吸収体に到達する光量が等しい場合、光吸収体の吸収係数に比例することになる。

【0006】

以上のように、光音響イメージングでは、光音響波から得られるデータを利用して光吸収体110の画像を再構成することが行われている。

【特許文献1】米国特許第5713356号明細書

【非特許文献1】L. V. Wang, et al. "Biomedical Optics - Principles and Imaging", (Wiley, Ch. 12), (2007)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上記のように光吸収によって生じる超音波を検出して行う光音響イメージングは、光吸収体の周囲の媒質よりも光吸収係数の高い組織のイメージングが行われている。例えば、体内における血管は周囲の媒質よりも光吸収が大きく、この血管をイメージングする研究が行われている。

【0008】

そして、検出器により得られた光音響波信号を処理する手法としては、包絡線検波などの波形処理が考えられる。この波形処理を行った後に、画像形成処理を行うことで、生体内の光学特性分布を画像化できる。

【0009】

また、様々な位置に設けた検出器で測定された光音響波信号については、整相加算のような開口合成処理の手法を用いた画像再構成と、包絡線検波などの波形処理を用いることにより、生体内の光学特性分布を画像化できる。

【0010】

ところで、光音響イメージングで使用される700 - 1100 nm程度の近赤外光領域では、血管のような周囲の組織よりも吸収の高いものもあれば、石灰化された物質のように周囲の組織よりも光吸収が低いものもある。

【0011】

このため、上記のように単に包絡線検波を利用した画像形成方法では、被検体と周囲の媒質との吸収係数の差は絶対値しか分からず、周囲の媒質に対して、被検体の光吸収係数が高いか低いかの区別が困難であった。

【0012】

そこで、本発明は、周囲の媒質よりも光吸収係数の低い組織と高い組織とを区別して画像化することのできる光音響イメージング装置および光音響イメージング方法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】

【0013】

本発明に係る光音響イメージング装置は、光源と、前記光源から照射された光エネルギーを吸収した光吸収体から発生する音響波を検出する検出器と、前記検出器により検出された音響波を波形処理する前に、該音響波の圧力変化時における変化率の正負を記憶し、前記光吸収体の画像を形成する信号処理部とを有することを特徴とする。

【0014】

また、本発明に係る光音響イメージング方法は、光源から光を照射する工程と、前記光源から照射された光エネルギーを吸収した光吸収体から発生する音響波を検出する工程と、前記検出された音響波を波形処理する前に、該音響波の圧力変化時における変化率の正

10

20

30

40

50

負を記憶する工程と、を有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、周囲の媒質よりも光吸収係数の低い組織と高い組織とを区別して画像化することのできる超音響イメージング装置および超音響イメージング方法を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

図2は、球状の組織210の光吸収係数が周囲の媒質220の光吸収係数よりも高い場合の画像処理方法を示したものである。図2(a)に示すように、パルス光230を組織210に照射することにより生じた超音響波を検出器240で検出すると、図2(b)に示すような波形データ250が得られる。吸収体に光が均一に吸収された場合、この波形データは、上記のようにN型である。

10

【0017】

この後の処理法は2種類に分かれる。

【0018】

一つ目の手法は、図2(c)に示すように、図2(b)で得た波形データに、包絡線検波による処理を加える。この処理された波形データをもとに画像形成処理を行い、表示手段270に光吸収係数を反映した光吸収体の画像280を表示する。

【0019】

20

もう一つの手法は、様々な位置で検出された波形データを合成開口処理などのアルゴリズムを用いた画像再構成手法により足し合わせた後に、包絡線検波を行い、表示手段270に光吸収係数を反映した光吸収体の画像280を表示する。

【0020】

一方、図3は、球状の組織310の光吸収係数が周囲の媒質220の光吸収係数よりも低い場合の画像処理方法を示したものである。

本発明者らが検討したところ、このように組織310の光吸収係数が周囲の媒質220の光吸収係数よりも小さい場合、図3(b)に示すように、図2(b)に示した波形とは正負が逆であるN型波形(逆N型波形)のデータ350が検出されることを見出した。

すなわち、対象部位の光吸収係数が周囲の組織よりも大きい場合の超音響波の信号は信号開始点で立ち上がる(つまり圧力変化時における変化率が正から始まる。)。一方、対象部位の光吸収係数が周囲の組織よりも小さい場合には、超音響波の信号は信号開始点で立ち下がる(つまり圧力変化時における変化率が負から始まる。)

30

【0021】

本発明は、以上の知見を利用してなされたものであり、周囲の媒質よりも光吸収係数の低い組織と高い組織とを区別して画像化することを特徴としている。

【0022】

(実施形態1)

図1に、本実施形態における超音響イメージング装置100の構成例を説明する図を示す。

40

【0023】

本実施形態の超音響イメージング装置は、悪性腫瘍や血管疾患などの診断や化学治療の経過観察などのため、生体内の光学特性値及び、それらの情報から得られる生体組織を構成する物質の濃度分布の画像化を可能とするものである。特に、周囲の媒質よりも光吸収係数が低い光吸収体の画像化をすることもできる。

【0024】

本実施形態の超音響イメージング装置は、光源130から出射した光が光ファイバ140を伝播し、生体120に照射される。周囲の媒質としての生体120は光吸収体110を有しており、この光吸収体110により吸収された光エネルギーは音響波160に変換される。この音響波160は、検出器150により検出される。なお、光吸収体110は

50

周囲の被検体を構成する媒質と比較して光吸収係数が小さい場合においても、周囲の媒質との吸収係数の差に応じて音響波を発生する。

【0025】

また、本実施形態の光音響イメージング装置は、検出器150により得た電気信号から光学特性値分布情報を得る信号処理部170を備える。

【0026】

光源130は、パルス光を発生する光源とする。パルス光は、数ナノから数百ナノ秒オーダーのものであり、波長は700nm以上、1100nm以下の範囲であることが好ましい。光源130としてはレーザーが好ましいが、レーザーの代わりに発光ダイオードなどを用いることも可能である。なお、発振する波長の変換可能な色素やOPO (Optical Parametric Oscillators) などを用いれば、光学特性値分布の波長による違いを測定することも可能になる。

【0027】

検出器150は、生体に照射された光のエネルギーを吸収し、吸収係数の差に応じて生体内の光吸収体110から発生する音響波を検出し、電気信号に変換する。検出器150としては、特定の領域から発生した音響波のみを受信することが可能なフォーカストラנסデューサを用いることができる。フォーカストラנסデューサを用いれば、光吸収体の位置が特定できるため、整相加算のような画像再構成の処理を必ずしも行わなくてもよい。なお、検出器としては、圧電現象を用いたトラנסデューサ、光の共振を用いたトラנסデューサ、容量の変化を用いたトラנסデューサなど音響波信号を検知できるものであれば、どのような音波検出器を用いてもよい。なお、本実施形態では、複数の検出器を生体表面に配置させた場合を示しているが、1個の検出器を生体表面上で走査しても良い。

【0028】

信号処理部170は、前記電気信号を解析し、これにより前記生体の光学特性値分布情報が得られる。信号処理部170としては、音響波の強さとその時間変化を記憶し、それを演算手段により、光学特性値分布のデータに変換できるものであればどのようなものを用いてもよい。例えば、オシロスコープとオシロスコープに記憶されたデータを解析できるコンピューターなどが使用できる。

【0029】

図2(a)に示す球状の組織を考えた場合、周囲の媒質220より光吸収係数が大きい組織210からの光音響信号は、図2(b)に示すように開始点で信号が立ち上がる(N型波形)。

【0030】

一方、周囲の媒質220より光吸収係数が小さい組織310では、図3(a)に示す球状の組織の場合、図3(b)に示すように開始点で信号が立ち下がる(逆N型波形)。

【0031】

以上の知見を利用して、周囲の媒質よりも光吸収係数が小さい組織をイメージングする信号処理方法のフローチャートを図4に示す。

【0032】

まず、検出器150としてのフォーカストラנסデューサにより、光音響信号を検出する(S410)。

【0033】

次に、信号処理部170により、光音響信号の圧力変化時における変化率の正負を記憶する(S420)。光音響信号のデータを光吸収体の吸収特性に合わせるために、波形処理として包絡線検波処理(例えばヒルベルト変換した後に絶対値をとる)を行う(S430)。この包絡線検波処理によって得られた音圧情報は図2(c)および図3(c)に示されている。

【0034】

次に、光音響信号の圧力変化において、光音響信号が信号開始点で立ち下がっているのか否かを判定する(S440)。なお、使用した検出器の特性によっては、判定の前に検

10

20

30

40

50

出器の周波数応答特性で補正を行うことが好ましい。すなわち、受信された音響信号に対して、使用した検出器の周波数応答特性でデコンボリューションすることが好ましい。ここで、信号が立ち上がっていれば、従来の光音響イメージング装置と同様に画像形成を行う（S460）。一方、S440において、光音響信号が立ち下がっていると判定された場合には、包絡線検波後の音圧データの正負を逆にする処理を行う（S450）。このS450の処理を行うと、図3（d）に示した波形データ360を得ることができる。そして、信号が立ち上がっている場合と同様に、画像形成を行う（S460）。画像形成の手法としては、波形データ360の時間データを位置データに変換してからプロットすればよい。

【0035】

最後に、S460により得られた画像の信号を信号処理部から出力し、画像表示部180、270に光吸収体の画像を表示する。この場合、図2（d）と図3（e）に示したように、周囲の組織に比べて光吸収係数が高い組織の画像280と、光吸収係数が低い組織の画像380の表示形式を変化させて画像表示部270に表示することができる。光吸収係数が異なる組織を表示する形式としては、異なる表示色や異なる色調（例えば、濃淡を変化させる）で表示することができる。また、周囲よりも低い光吸収係数を有する組織に識別記号（例えば、+や-）を付与してもよい。

【0036】

このような実施形態1に示された光音響イメージング装置を用いることにより、包絡線検波を用いた際にも、生体内部において周囲の媒質よりも光吸収係数の高い組織だけでなく、周囲の媒質よりも光吸収係数の低い組織のイメージングも可能となる。

【0037】

ところで、光の波長によって物質の吸収係数は変化することが知られている。複数の波長の光を用いた場合は、それぞれの波長に関して、生体内の光学係数を算出する。そして、それらの値と生体組織を構成する物質（グルコース、コラーゲン、酸化・還元ヘモグロビンなど）固有の波長依存性とを比較することによって、生体を構成する物質の濃度分布を画像化することも可能である。

【0038】

また、本発明の光音響イメージング装置を用いて複数波長で測定した場合、物質の吸収係数と周囲の媒質の吸収係数との大小関係を判別することが可能であるため、測定対象の物質を特定することができる。

【0039】

吸収係数が周囲の媒質と異なる物質A、物質B、物質Cの存在を確認する方法を例示する。ある2つの波長1と波長2において、周囲の媒質の吸収係数よりも、物質Aの吸収係数が共に大きいと仮定する。また、物質Bの吸収係数が波長1において大きく、波長2において小さいと仮定し、物質Cの吸収係数は波長1と波長2において共に小さいと仮定する。

【0040】

この場合、2つの波長1と波長2で測定したとき、物質Aではいずれの波長においても正の信号（信号開始時点で立ち上がる信号）が出力されるのに対して、物質Bでは波長1では正の信号が得られるものの、波長2では負の信号（信号開始時点で立ち下がる信号）が出力される。また、物質Cではいずれの波長においても負の信号が出力される。これらの結果を比較することにより、物質A、物質B、物質Cを判別することが可能となる。

【0041】

このように複数の波長の光が出射可能に構成されている光源および信号処理部を有した光音響イメージング装置を用いることにより、再構成画像結果の正負から物質A、B、Cの同定、あるいはA、B、Cの分布を容易に判別することが可能となる。

【0042】

すなわち、波長1の光を照射することにより得られた第1の音響波の形状と、波長

10

20

30

40

50

2の光を照射することにより得られた第2の音響波の形状を比較することによって物質の分析ができる。なお、このような処理は上記の信号処理部あるいは他の手段により行うことができる。

【0043】

(実施形態2)

実施形態2に係る光音響イメージング装置は、通常のパルス検波処理を行ってから画像形成処理を行う点において、実施形態1に係る光音響イメージング装置とは異なる。すなわち、実施形態1では、パルス検波後の音圧データの正負を逆にした後画像形成を行っているのに対して、実施形態2ではこのような処理を行わずに画像を形成する点において異なる。なお、信号処理と画像再構成以外に関する装置の構成は実施形態1と同様であるので、説明を省略する。

10

【0044】

実施形態2における信号処理と画像再構成のフローチャートを図5に示す。

【0045】

まず、検出器150としてのフォーカストランスデューサにより、光音響信号を検出する(S510)。

【0046】

次に、信号処理部170により、光音響信号の圧力変化情報を記憶し(S520)、光音響信号のデータを光吸収体の吸収特性に合わせるためにパルス検波処理を行った後(S530)、画像形成処理を行う(S540)。画像形成処理の手法としては、波形データ360の時間データを位置データに変換してからそのままプロットする。

20

【0047】

この画像形成処理の工程において、実施形態1では、信号の開始点の立下りを検知した場合は、パルス検波などを行った後のデータの正負を逆にしてから画像再構成を行った。しかし、本実施形態では、パルス検波後のデータに対して、正負を逆にする処理工程を行わず、画像形成処理を行う。

【0048】

次に、S520で記憶した光音響信号の圧力変化の情報により、光音響信号が立下っているかを判定する(S550)。なお、使用した検出器の特性によっては、判定の前に検出器の周波数応答特性で補正処理することが好ましい。

30

【0049】

ここで、光音響信号が立ち上がっていれば、S540で得た画像を画像表示部180、270に表示する(S570)。

【0050】

一方、S550において、光音響信号が立ち下がっていると判定された場合には、背景よりも吸収係数が低い組織であるという情報を付加する(S560)。その後、該情報が付加された画像の信号を信号処理部から出力し、画像表示部180、270に表示する(S570)。

【0051】

これにより、周囲の組織に比べて光吸収係数が高い組織の画像と、光吸収係数が低い組織の画像の表示形式を変化させて表示することができる。光吸収係数が異なる組織を表示する形式としては、異なる表示色や異なる色調で表示することができる。また、周囲よりも低い光吸収係数を有する組織に識別記号を付与してもよい。

40

【0052】

なお、実施形態2で説明した光音響イメージング装置においても、実施形態1で説明したように、複数の波長の光を用いて、測定対象の物質を特定することもできる。

【0053】

(実施形態3)

実施形態3に係る光音響イメージング装置は、整相加算処理を用いたアルゴリズムやフーリエ変換を用いたアルゴリズムを用いて画像再構成を行う点において、実施形態1や2

50

に係る光音響イメージング装置とは異なる。本実施形態における検出器は様々な領域からの信号を検出できるものを用いることが好ましい。なお、それ以外の装置の構成は実施形態1と同様であるので、説明を省略する。

【0054】

実施形態3における信号処理と画像再構成のフローチャートを図6に示す。

【0055】

まず、検出器150により、光音響信号を検出する(S610)。

【0056】

次に、信号処理部170により、光音響信号の圧力変化情報を記憶し(S620)、光音響信号のデータをヒルベルト変換した後(S630)、画像再構成を行う(S640)。画像再構成の手法としては、整相加算を用いたアルゴリズムやフーリエ変換を用いたアルゴリズムを使用する。その後、得られた画像データの絶対値をとる(S650)。

10

【0057】

次に、S620で記憶した光音響信号の圧力変化の情報により、光音響信号が立ち下がっているのかを判定する(S660)。なお、使用した検出器の特性によっては、判定の前に検出器の周波数応答特性で補正処理することが好ましい。

【0058】

ここで、光音響信号が立ち上がりの波形であれば、得られた画像の信号を信号処理部から出力し、画像表示部180、270に表示する(S680)。

【0059】

20

一方、S660において、光音響信号が立下りの波形であると判定された場合には、背景よりも吸収係数が低い組織であるという情報を付加し(S670)、該情報が付加された画像の信号を信号処理部から出力し、画像表示部180、270に表示する(S680)。

【0060】

これにより、周囲の組織に比べて光吸収係数が高い組織の画像と、光吸収係数が低い組織の画像の表示形式を変化させて表示することができる。光吸収係数が異なる組織を表示する形式としては、表示色あるいは濃淡の色調を変化させてもよいし、また識別記号(例えば、+や-)を付与してもよい。

【0061】

30

なお、包絡線検波後の画像再構成されたデータについて、光吸収体の光吸収係数の正負を逆転させ、画像表示部180、270に表示するという処理を行ってもよい。

【0062】

また、実施形態3で説明した光音響イメージング装置においても、実施形態1で説明したように、複数の波長の光を用いて、測定対象の物質を特定することもできる。

【実施例1】

【0063】

測定対象物が、被検体を構成する周囲の組織よりも光の吸収係数の高い場合と、被検体を構成する周囲の組織よりも光の吸収係数の低い場合のそれぞれにおいて、得られる光音響信号のシミュレーションを行った。

40

【0064】

シミュレーションのモデルを図7に示す。具体的には、2次元空間を設定し、図の底辺から光630の照射を行った際の、地点640において得られる光音響信号のシミュレーションを行った。測定対象物610は光照射点から1cmの位置にあるとし、大きさは直径1cmの円形であり、音速は1500m/sとした。

【0065】

背景としての領域620の吸収係数を 0.1 cm^{-1} とし、等価散乱係数は 10 cm^{-1} とした。また、光吸収体610の吸収係数を 1.0 cm^{-1} とし、等価散乱係数は 10 cm^{-1} とした。同様に光吸収体710の吸収係数を 0 cm^{-1} とし、等価散乱係数は 10 cm^{-1} とした。

50

【0066】

地点640における音圧の経時変化に関するシミュレーション結果を図7に示す。領域620よりも吸収係数が大きい光吸収体610の場合は、測定対象物による信号の開始点が立ち上がる正の光音響信号が得られた(図8(a))。一方、領域620よりも吸収係数が小さい光吸収体710の場合は、測定対象物による信号の開始点が立下がる負の光音響信号が得られた(図8(b))。

【0067】

これによって吸収係数が周囲と比較して大きいときには開始点が立ち上がる正の光音響信号が生じ、吸収係数が周囲と比較して小さいときには開始点が立下がる負の光音響信号が生じることがわかる。

【図面の簡単な説明】

【0068】

【図1】本実施形態に係る光音響イメージング装置の構成例を説明する図である。

【図2】背景よりも大きい光吸収係数を有する光吸収体に係るイメージング方法を説明する図である。

【図3】背景よりも小さい光吸収係数を有する光吸収体に係るイメージング方法を説明する図である。

【図4】本発明の実施形態1におけるフローチャートを説明する図である。

【図5】本発明の実施形態2におけるフローチャートを説明する図である。

【図6】本発明の実施形態3におけるフローチャートを説明する図である。

【図7】本発明の実施例におけるシミュレーションモデルを説明する図である。

【図8】本発明の実施例におけるシミュレーション結果を説明する図である。

【図9】N型波形の光音響信号を説明するための図である。

【符号の説明】

【0069】

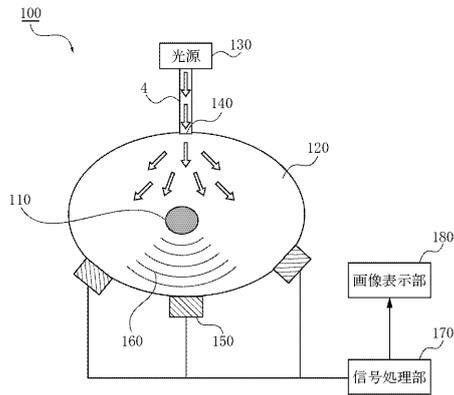
- 110 光吸収体
- 120 生体
- 130 光源
- 140 光ファイバー
- 150 検出器
- 160 音響波
- 170 信号処理部
- 180 画像表示部

10

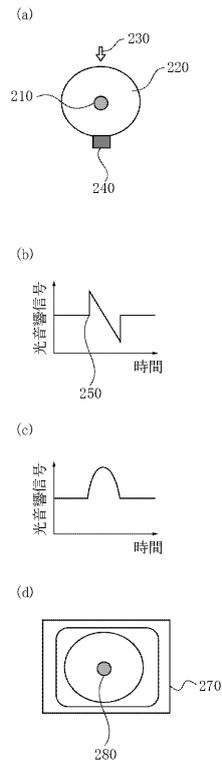
20

30

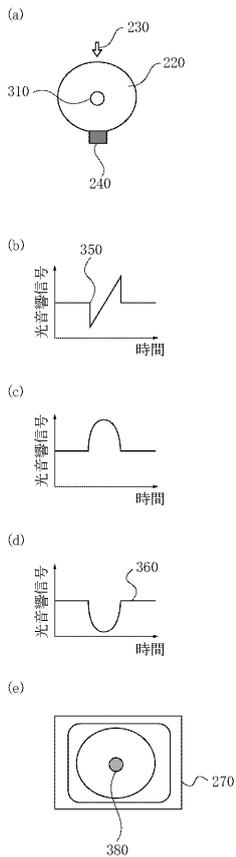
【図1】



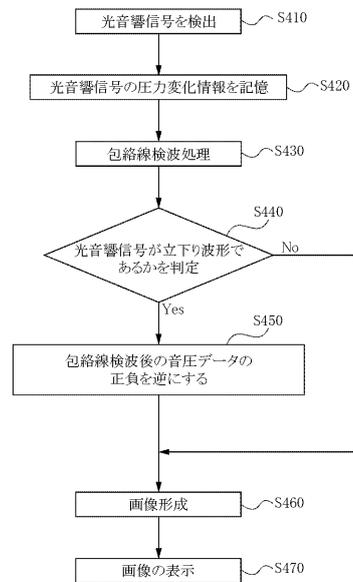
【図2】



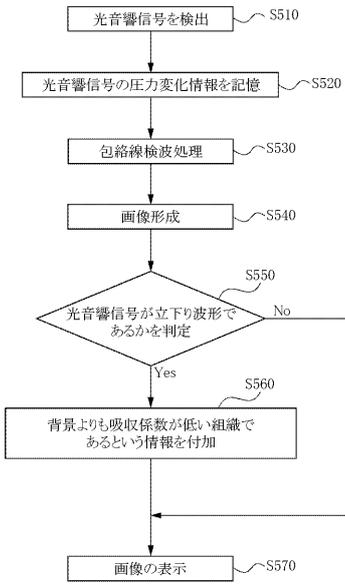
【図3】



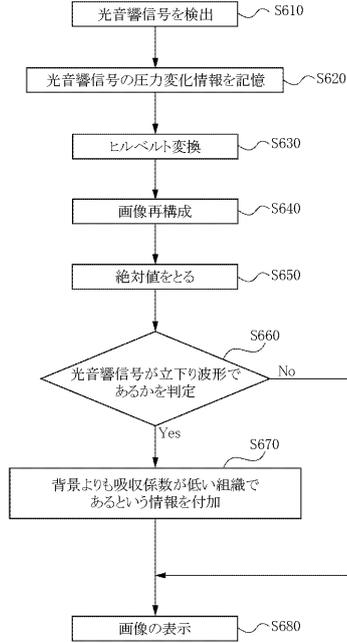
【図4】



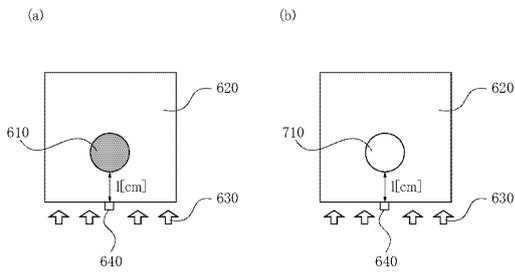
【図5】



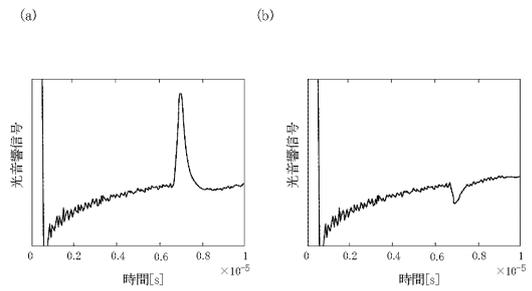
【図6】



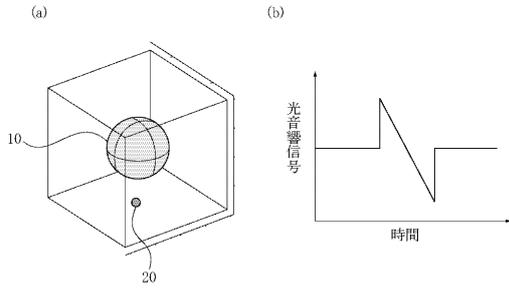
【図7】



【図8】



【 図 9 】



フロントページの続き

(72)発明者 浅尾 恭史
東京都大田区下丸子3丁目30番2号キャノン株式会社内

審査官 宮澤 浩

(56)参考文献 特開平10 - 38856 (JP, A)
特開2008 - 307372 (JP, A)
米国特許出願公開第2008 / 0221647 (US, A1)
J. Acoust. Soc. Am., , 1982年, vol.72, , p.2000-2007

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00
G01N 21/00
G01N 29/00