

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6882085号  
(P6882085)

(45) 発行日 令和3年6月2日(2021.6.2)

(24) 登録日 令和3年5月10日(2021.5.10)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/13 (2006.01)	A 6 1 B 8/13
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	G 0 1 N 21/17
G 0 1 N 21/45 (2006.01)	G 0 1 N 21/45
G 0 1 N 21/64 (2006.01)	G 0 1 N 21/64
G 0 1 N 21/00 (2006.01)	G 0 1 N 21/00

請求項の数 17 (全 27 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2017-113432 (P2017-113432)  
 (22) 出願日 平成29年6月8日(2017.6.8)  
 (65) 公開番号 特開2018-8040 (P2018-8040A)  
 (43) 公開日 平成30年1月18日(2018.1.18)  
 審査請求日 令和2年5月20日(2020.5.20)  
 (31) 優先権主張番号 特願2016-133424 (P2016-133424)  
 (32) 優先日 平成28年7月5日(2016.7.5)  
 (33) 優先権主張国・地域又は機関  
日本国(JP)

(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 100110412  
弁理士 藤元 亮輔  
 (74) 代理人 100104628  
弁理士 水本 敦也  
 (74) 代理人 100121614  
弁理士 平山 優也  
 (72) 発明者 増村 考洋  
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 宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】波面制御装置、波面制御方法、情報取得装置、プログラム、および、記憶媒体

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

光が照射された媒質から発生する信号を検出する検出手段と、  
 前記検出手段の出力に基づいて前記光の波面を制御する制御手段とを有し、  
 前記制御手段は、  
 前記媒質の内部における第1の測定位置から発生する信号に基づいて前記光の第1の波  
 面を形成する処理と、

前記第1の波面を有する光が照射された前記媒質から発生する信号に基づいて、前記媒  
 質の内部における前記第1の測定位置とは異なる第2の測定位置を設定する処理と、

前記第2の測定位置から発生する信号に基づいて前記光の第2の波面を形成する処理と  
 を行うことを特徴とする波面制御装置。

## 【請求項 2】

前記制御手段は、前記第2の測定位置を前記第1の測定位置、前記第2の波面を前記第  
 1の波面として、前記第2の測定位置を設定する処理及び前記第2の波面を形成する処理  
 を前記第2の測定位置が目標位置となるまで繰り返すことを特徴とする請求項1に記載の  
 波面制御装置。

## 【請求項 3】

前記目標位置から発生する信号は、前記目標位置以外の位置から発生する信号とは異なる  
 信号であることを特徴とする請求項2に記載の波面制御装置。

## 【請求項 4】

10

前記制御手段は、前記媒質から発生する信号の強度の最大値に対して、前記第1の測定位置から発生する信号の強度が75%よりも高くなるように前記第1の波面を形成し、前記第2の測定位置から発生する信号の強度が75%よりも高くなるように前記第2の波面を形成することを特徴とする請求項1乃至3の何れか一項に記載の波面制御装置。

【請求項5】

前記制御手段は、前記第1の波面を有する光が照射された前記媒質から発生する信号の強度が閾値よりも高くなる領域において前記第2の測定位置を設定することを特徴とする請求項1乃至4の何れか一項に記載の波面制御装置。

【請求項6】

前記制御手段は、前記媒質の深さ方向に垂直な面内における前記信号の強度分布に基づいて前記領域を推定することを特徴とする請求項5に記載の波面制御装置。 10

【請求項7】

前記制御手段は、前記媒質の深さ方向における位置又は該深さ方向に垂直な方向における位置に応じて変化する信号の強度に基づいて、前記第2の測定位置を設定することを特徴とする請求項1乃至6の何れか一項に記載の波面制御装置。

【請求項8】

前記制御手段は、前記媒質の表面からの距離に応じて変化する信号の強度が、閾値よりも高くなる領域において前記第2の測定位置を設定することを特徴とする請求項1乃至7の何れか一項に記載の波面制御装置。 20

【請求項9】

前記閾値は、前記媒質の表面からの距離に応じて変化する信号の強度の最大値の半値であることを特徴とする請求項8に記載の波面制御装置。

【請求項10】

前記第2の測定位置は、前記第1の測定位置よりも前記媒質の表面から離れた位置であることを特徴とする請求項1乃至9の何れか一項に記載の波面制御装置。

【請求項11】

前記制御手段は、超音波が入射した前記媒質の内部における該超音波が集束する領域の深さ方向での大きさに基づいて前記第2の測定位置を設定することを特徴とする請求項1乃至10の何れか一項に記載の波面制御装置。 30

【請求項12】

前記制御手段は、前記媒質に対する前記光の入射角を制御することで前記第2の測定位置を設定することを特徴とする請求項1乃至10の何れか一項に記載の波面制御装置。

【請求項13】

請求項1乃至10の何れか一項に記載の波面制御装置と、前記媒質の内部の光学特性に関する情報を取得する取得部とを有することを特徴とする情報取得装置。

【請求項14】

前記光学特性に関する情報を表示する表示手段を有することを特徴とする請求項13に記載の情報取得装置。

【請求項15】

媒質に照射される光の波面を制御する波面制御方法であって、  
前記媒質の内部における第1の測定位置から発生する信号に基づいて前記光の第1の波面を形成するステップと、  
前記第1の波面を有する光が照射された前記媒質から発生する信号に基づいて、前記媒質の内部における前記第1の測定位置とは異なる第2の測定位置を設定するステップと、  
前記第2の測定位置から発生する信号に基づいて前記光の第2の波面を形成するステップとを有することを特徴とする波面制御方法。 40

前記第1の波面を有する光が照射された前記媒質から発生する信号に基づいて、前記媒質の内部における前記第1の測定位置とは異なる第2の測定位置を設定するステップと、  
前記第2の測定位置から発生する信号に基づいて前記光の第2の波面を形成するステップとを有することを特徴とする波面制御方法。

【請求項16】

請求項15に記載の波面制御方法をコンピュータに実行させることを特徴とするプログラム。

【請求項17】

請求項 1 6 に記載のプログラムを記憶していることを特徴とする記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、波面制御装置に関する。本発明は、例えば、光を用いて散乱媒質の光学特性を測定または撮像する装置に適用可能である。

【背景技術】

【0002】

可視域から近赤外の光を用いて、生体などの媒質の内部の光学特性を非侵襲、或いは低侵襲でイメージングするための研究が進められている。一般的に、光は生体などの散乱媒質中では、散乱によって不規則な軌跡を辿り伝搬する。そのため、散乱が多重に引き起こされるような媒質では、光が深い位置まで十分に達しなくなるため、イメージングの解像度やイメージングする深さ（侵達長）が劣化する。そのような散乱媒質を高解像度にイメージングするためには、散乱光を除去し、信号となる光（非散乱光、或いは散乱回数が非常に少ない弱散乱光）だけを抽出してイメージングを行うのが一般的である。代表的なものとしては、共焦点顕微鏡や、OCT (Optical Coherence Tomography) などが挙げられる。このような手法は、イメージングする深さが比較的媒質の浅い領域では有効であるが、深い領域では散乱が支配的となり、信号源となる非散乱光が指数関数的に減少してしまう。従って、上記のようなイメージング手法を媒質の深い領域に対して実施することが非常に困難になる。上記のようなイメージング手法は、一般的には侵達長が浅い領域（例えば生体組織などの場合には、1 mm 以下）に限られてしまう。或いは、霧や煙、或いはヘイズと呼ばれる大気中の微粒子が存在するような条件下や、或いは大気によって屈折率が空間的にゆらぐような条件下で被写体を広範囲に撮像する場合、光の散乱の影響で、撮像された被写体の像が歪み、被写体を認識するのが困難になる。

【0003】

このような課題に対し、近年、媒質へ入射する光の波面を適切に成形することで光を効率的に散乱媒質内部の特定の位置へ送り込む技術が提案されている。

【0004】

非特許文献 1 では、散乱媒質に光を照射し、媒質中にある蛍光物質から発生する蛍光を CCD でモニタし、蛍光の信号が最大になるように入射波面を空間変調器（SLM：Spatial Light Modulator）で成形する。そして、CCD による蛍光信号のモニタと、SLM による入射波面の成形を反復的に繰り返し、蛍光信号が最大になるように入射波面を最適化することで、同蛍光物質へ光を効率よくフォーカスできることが実証されている。また、特許文献 1 で開示されているように、蛍光信号の代わりに、光音響信号を波面最適化のターゲットに用いる構成も開示されている。或いは非特許文献 2 で示されているように、2 光子吸収による蛍光信号（TPF：Two-photon fluorescence）をターゲットにする構成も開示されている。このように、様々な信号を最適化のターゲットとし、光を散乱媒質内部でフォーカスさせることができる。このとき最適化のターゲットとして用いることができる信号は、多重散乱光とは何らかの形で区別された信号を用いる。

【0005】

また、入射波面を成形する技術としては、上述したような反復的な最適化処理とは別に、特許文献 2 に示されているように、位相共役光を利用した技術も提案されている。特許文献 2 では、散乱媒質内部の任意の位置に超音波の集束領域を生成し、同領域で変調された光（超音波変調光）が媒質外部へ射出され、この超音波変調光の波面を選択的にホログラムに記録する。同ホログラムから位相共役波面を発生させて媒質へ入射させることで、その位相共役光は時間的な可逆性に従って超音波の集束領域へ伝搬していく。この効果により、媒質内部の超音波集束領域へ効率的に光を送ることができる。このような超音波変調光の他に、非特許文献 3 では、媒質内部のある位置を発生源とする第二次高調波（SH

10

20

30

40

50

G : Second Harmonic Generation) を利用した位相共役光技術についても開示されている。

【0006】

このような散乱媒質内部へ光をフォーカスさせる技術は、ターゲット信号、或いはガイドスターと呼ばれる、散乱光とは区別された信号に基づいて、媒質へ照射する光の波面を適切に（反復的な最適化、或いは位相共役光技術を用いて）成形することで可能となる。散乱光とは区別された信号とは、例えば、蛍光信号、TPF、SHG、光音響信号、超音波変調信号などである。このような散乱媒質内部へ光をフォーカスさせる技術を、様々なイメージング手法と組み合わせて用いることが提案されている。

【先行技術文献】

10

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】米国特許出願公開第2012/0127557号明細書

【特許文献2】米国特許出願公開第2011/0071402号明細書

【非特許文献】

【0008】

【非特許文献1】I. M. Vellekoop, E. G. Van Putten, A. Lagendijk and A. P. Mosk, "Demixing light paths inside disordered metamaterials", Optics Express Vol. 16, No. 1 67-80 (2008)

20

【非特許文献2】Jianyong Tang, Ronald N. Germain and Meng Cui, "Superpenetration optical microscopy by iterative multiphoton adaptive compensation technique", Proceeding of the National Academy of Sciences USA, 109(22) 8434-8439 (2012)

【非特許文献3】Xin Yang, Chia-Lung Hsieh, Ye Pu and Demetri Psaltis, "Three-dimensional scanning microscopy through thin turbid media", Optics Express Vol. 20 No. 3 2500-2506 (2012)

30

【非特許文献4】I. M. Vellekoop, A. P. Mosk, "Phase control algorithms for focusing light through turbid media", Optics Communications 281 (2008) 3071-3080

【非特許文献5】Donald B. Conkey et al., "Genetic algorithm optimization for focusing through turbid media in noisy environments", Optics Express Vol. 20, No. 5 (2012)

【非特許文献6】Thomas Bifano, Yang Lu, Christopher Stockbridge, Aaron Berliner, John Moore, Richard Paxman, Santosh Tripathi and Kimani Toussaint, "MEMS spatial light modulators for controlled optical transmission through nearly opaque materials", Proc. of SPIE Vol. 8253 (2012)

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

散乱媒質内部のある特定の位置へ光をフォーカスさせる前述の技術を、様々な測定方法

50

と合わせて用いれば、光を効率的にターゲットへフォーカスさせ、測定する信号を向上させて、同媒質の光学特性を測定することが可能である。このとき、前述したように、散乱媒質内部の特定の位置へ光をフォーカスさせるためには、同位置から発生するターゲット信号に基づいて、入射光の波面を成形（最適化）する必要がある。言い換えれば、そのターゲット信号を測定することができない場合は、前述のような反復的な最適化や、位相共役光技術を利用することができない。従って、このような光フォーカス技術は、媒質内部にあるターゲット信号を媒質外部から測定できる範囲内で有効である。ターゲットが媒質の内部深くにある場合、多重散乱の影響でターゲット信号が減衰してしまい、同信号の測定が困難となる。そのような場合、前述の反復的な最適化や、位相共役技術を効果的に適用することができない。従って、媒質内部の深い位置に光をフォーカスさせることができないために、媒質の奥深くの光学特性を測定することができなくなる。つまり、光学測定の侵入長を向上させることができない。

【0010】

そこで、本発明は、散乱媒質内部の深い位置、或いは広範囲における光学特性の情報の取得に有利な波面制御装置、波面制御方法、情報取得装置、プログラム、記憶媒体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】

【0011】

本発明の一側面としての波面制御装置は、光が照射された媒質から発生する信号を検出する検出手段と、前記検出手段の出力に基づいて、前記光の波面を制御する制御手段と、を有し、前記制御手段は、前記媒質の内部における第1の測定位置から発生する信号に基づいて前記光の第1の波面を形成する処理と、前記第1の波面を有する光が照射された前記媒質から発生する信号に基づいて、前記媒質の内部における前記第1の測定位置とは異なる第2の測定位置を設定する処理と、前記第2の測定位置から発生する信号に基づいて前記光の第2の波面を形成する処理とを行うことを特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、散乱媒質内部の深い位置、或いは広範囲における光学特性の情報の取得に有利な波面制御装置、波面制御方法、情報取得装置、プログラム、記憶媒体を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明の実施形態1の測定装置の構成を示す模式図である。

【図2】本発明の実施形態1の測定方法の全体の処理フローを模式的に示す図である。

【図3】本発明の実施形態1の入射波面の最適化の処理フローを模式的に示す図である。

【図4】本発明の実施形態1のターゲット領域における光音響信号の深さ（z）方向の分布を表す図である。

【図5】本発明の実施形態2の測定装置の構成を示す模式図である。

【図6】本発明の実施形態2のターゲット領域における蛍光信号の横（x-y断面）方向の分布を表す図である。

【図7】本発明の実施形態3の測定装置の構成を示す模式図である。

【図8】本発明の実施形態3の媒質内部における深さ方向に広がりをもつターゲット領域（超音波集束領域）を模式的に示した図である。

【図9】本発明の実施形態4の測定装置の構成を示す模式図である。

【図10】本発明の実施形態4の測定方法の全体の処理フローを模式的に示す図である。

【図11】本発明の実施形態5の測定装置の構成を示す模式図である。

【図12】本発明の実施形態5の処理フローを模式的に示す図である。

【図13】本発明の実施形態5の効果をシミュレーションで示した図である。

【図14】本発明の実施形態5において、照射ビームのスキャンを模式的に示した図であ

10

20

30

40

50

る。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下に、添付の図面を参照して、本発明の実施形態について説明する。なお、本発明において、波面制御装置および方法は、媒質に照射される光の波面を制御（調節）する装置および方法である。波面制御方法は、後述する制御手段を構成するコンピュータによって実行されるプログラムによって実現可能である。図中の「S」はステップを表す。情報取得装置は、媒質内部の光学特性の情報を取得する装置であり、波面制御装置を含んでもよい。情報取得装置は、媒質内部の光学特性を測定する測定装置や媒質内部の光学特性を撮像する撮像装置を含む。

10

【0015】

（実施形態1）

図1～4を用いて、本発明の第1の実施形態に係る散乱媒質の光学特性の測定方法及び装置を説明する。図1は、本実施形態における測定装置の例示的な構成を示す概略図である。媒質107は、生体組織を含む被検媒質であり、散乱粒子111を含み、可視から近赤外の光に対して散乱媒質である。いま、媒質107に対して光音響信号（Photoacoustic signal）を利用してイメージングする装置において、本発明を適用した場合について説明する。

【0016】

光源100からは、数nsのパルス光が放射される。また光源100は、例えば媒質107が生体組織である場合、その組織の構成成分である水、脂肪、タンパク質、酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビン、などの吸収スペクトルに応じた複数の波長を選択することができる。一例としては、400nm～1,500nmなどの可視から近赤外の範囲の波長を放射する電磁波源を使用する。また、同様に媒質107が生体組織の場合、放射される光強度は照射可能な安全基準以下の強度内で調整される。

20

【0017】

光源100から放射された光は、ビームスプリッタ101を透過し、SLM102へ照射される。SLM102は、例えばliquid crystal on silicon（LCOS）を用いることができる。このSLM102は制御装置105によって制御され、図3に示される最適化処理に基づき波面を成形（位相変調）する。図3の最適化処理については後述する。このSLM102および制御装置105により、後述の超音波トランスデューサの出力に基づいて、光の波面を制御する制御手段が構成される。SLM102を反射した波面成形された光106は、ビームスプリッタ101を反射し、光学系103を介して媒質107へ照射される。

30

【0018】

散乱媒質107に入射した光109は、散乱されながら媒質107内部を伝搬し、一部は特定の位置（領域）108にある吸収体でエネルギーが吸収され、同局所領域で温度上昇が生じ、体積が膨張され、音響波（光音響信号）110が発生する。超音波トランスデューサ104は、光が照射された散乱媒質から発生する信号を検出（測定）する検出手段（測定手段）として機能し、この光音響信号110を測定する。このとき、制御装置105は超音波トランスデューサ104を制御し、散乱媒質107内部の局所領域108からの光音響信号110を含む信号が検出されるように、超音波トランスデューサのフォーカスが制御される。ここで、超音波トランスデューサは、例えばリニアアレイ探触子から構成され、アレイ探触子を用いた電子フォーカスによって、媒質107内部の任意の位置に超音波フォーカス領域を生成することが可能である。トランスデューサとしては、圧電現象を用いたトランスデューサ、光の共振を用いたトランスデューサ、容量変化を用いたトランスデューサなどを用いることができる。また、超音波トランスデューサ104は、媒質107と音響的に整合されている。

40

【0019】

ここで、光の入射位置から媒質内部の深さz（位置z）における光音響信号P(z)は、

50

同位置  $z$  における光強度  $(z)$ 、同位置  $z$  にある吸収体の吸収係数  $\mu_a(z)$ 、及び熱から音響波への変換効率を表すグリュナイゼン係数  $\Phi(z)$  を用いて、以下のように表される。

【0020】

【数1】

$$P(z) = \Gamma \mu_a(z) \Phi(z) \quad (1)$$

【0021】

式(1)からわかるように、位置  $z$  においてグリュナイゼン係数  $\Phi(z)$  と吸収係数  $\mu_a(z)$  が媒質固有で一定であるとすれば、光音響信号は同位置  $z$  での光強度に応じて変化する。従って、位置  $z$  に効率よく光をフォーカスさせれば、光音響信号  $P(z)$  の信号強度は向上する。 10

【0022】

SLM102は光学系103の瞳面に配置され、SLM上の各セグメント（独立に位相を制御できる小領域）がそれぞれ入射光の波面を独立に成形する。以下で、この入射光の波面成形（最適化）を含む、本実施形態の光音響イメージング全体の測定フローについて、図2及び図3に示すフローチャートに基づき説明する。 20

【0023】

まず最初にS200で、初期条件として、光音響信号を測定する局所的なターゲット領域108（ターゲット位置  $z_0$ ）を設定する。この初期のターゲット領域108について、入射光が照射される位置からの深さは、光音響信号が十分測定できるほどの深さに任意に設定する。測定を何回か実行して、信号強度が十分測定できる適切な深さを探してもよい。 20

【0024】

次にS210において、光源100をオンにし、超音波トランステューサ104が光音響信号を受信し始めたら、次のS220で入射光の波面の最適化処理に移る。S220の最適化処理では、S200で設定したターゲット領域108から発生する光音響信号が最大になるように入射光の波面を最適化する。前述したように、式(1)より、光強度がターゲット領域108にフォーカスするように波面を成形すれば、光音響信号も向上する。このS220の入射波面の最適化処理は、S230以降で反復される処理の1ステップ前で最適化された入射波面を初期状態としてS220を実行する（後述のS260参照）。ただし、S230以降がまだ実行されていない初期のターゲット位置  $z_0$  における最適化処理では、例えば平面波を最適化の初期条件としてS220を実行してもよい。 30

【0025】

S220の最適化の処理については、図3を用いて説明する。まずS221で、SLM102上でN個に分割されたセグメントのうちインデックス  $j$  のセグメントを選択する。このときセグメントは、SLM102の1ピクセルでもよいし、SLM102の複数のピクセルから構成される領域であってもよい。

【0026】

S222でN個全てのセグメントに対してS223～S227までの処理が終了すると、最適化処理（S220）を終了して、S230（図2）へ移る。S222で全セグメントに対して処理が未実行の場合、S223において、ターゲット領域108から発生する光音響信号110を超音波トランステューサ104で測定する。測定された信号の値は、セグメント  $j$  の位相の値  $\phi_j$  と共に、制御装置105のメモリに保存される。例えば  $j = 1$  の場合は、S260で設定された位相分布（1ステップ前の  $z_{i-1}$  の深さにおいて最適化された波面）、或いは位置  $z_0$  であれば平面波が媒質に照射されたときの光音響信号108が測定される。 40

【0027】

次にS224～S225で、位相変調量  $\phi_j$  の値を徐々に増やしながら（離散化されたステップサイズに応じてインクリメントさせながら）、セグメント  $j$  の位相  $\phi_j$  に位相変調量  $\Delta\phi$  を与え、同セグメントの位相の値を更新する。S224では、上記の位相変調量

が 2 を超えたか否かを判定し、超えていない場合は、S 2 2 5において、セグメント  $j$  の位相の値  $j$  を  $j$  + のようにして、位相変調量  $\Delta$  を加えて位相  $j$  の値を更新する。新たに更新された位相  $j$  に対し、再び S 2 2 3 で、ターゲット領域 108 から発生する光音響信号を測定し、制御装置 105 のメモリにデータを格納する。これをセグメント  $j$  の位相の変調量  $\Delta$  が 2 を超えるまで繰り返す。

【0028】

S 2 2 4において、位相変調量  $\Delta$  が 2 を超えて測定が終了すると、S 2 2 6において、メモリに保存されたデータから光音響信号が最大となる最適な位相  $j$  を読み出し、S L M 1 0 2 のセグメント  $j$  の位相として設定する。S 2 2 7 では、S L M 1 0 2 の次のセグメント  $j + 1$  に移り、上述した S 2 2 2 ~ S 2 2 7 の最適化を実行する。このようにして S L M 1 0 2 の全てのセグメントに対して上記最適化処理を実行することで、設定したターゲット領域に光をフォーカスさせる入射光 106 を生成する。

10

【0029】

本実施例では、S 2 2 6 で光音響信号が最大値となる位相  $j$  を読み出しているが、少なくとも光音響信号の最大値の 75%、好ましくは 85%、更に好ましくは 95% あればよい。

【0030】

ここで、S 2 2 0 の入射波面の最適化には、上述のように S L M の各セグメントの位相を逐一最適化するアルゴリズムの代わりに、非特許文献 4 に開示されている複数のセグメントを同時に最適化する Partitioning algorithm を用いてよい。或いは、非特許文献 5 で開示されているように、遺伝的アルゴリズムを用いることもできる。特に光音響信号が微弱な場合には、複数のセグメントを同時に最適化する Partitioning algorithm や、遺伝的アルゴリズムが有効である。

20

【0031】

S 2 2 0 の最適化処理が終了すると、図 2 に示した S 2 3 0 の処理に移る。S 2 3 0 では、光音響信号を用いて媒質の光学特性を測定する深さ（目標位置）までターゲット位置  $z_i$  が到達したかを判定する。到達していない場合は S 2 4 0 に移る。

【0032】

図 4 に、ある深さ  $z_i$  にあるターゲット位置において最適化された入射波面を媒質 107 に照射したときの、同ターゲット領域 108 における光音響信号の深さ方向（ $z$  方向）のプロファイルを表す。S 2 2 0 の最適化の効果により、通常の光照射に比べて光音響信号の強度は向上され、その信号強度は  $z_i$  でピークとなり、深さ方向に広がり（半値幅  $W$ ）をもつ形状となる（深さに対して垂直な断面方向にも広がりをもつ）。従って、図 4 に示す光音響信号のプロファイルを、超音波トランスデューサ 104 で測定することができる。S 2 4 0 では、図 4 に示されるような、S 2 2 0 の最適化の効果によって得られた信号分布の半値幅  $W$  を測定する。

30

【0033】

次に S 2 5 0 では、反復処理で波面最適化を行うための次のターゲット位置  $z_{i+1}$  を決める。ここで、次のターゲット位置  $z_{i+1}$  は、現在のターゲット位置  $z_i$  において最適化された波面（第 1 の波面）を有する光を媒質に照射した際に測定信号が向上する領域に基づいて変更する。具体的には、図 4 に示されるような、深さ方向に応じて変化する測定信号の値が閾値より大きい範囲内でターゲット位置（測定位置）を変更する。例えば、測定信号の最大値の半分の値より大きい範囲内でターゲット位置を変更する。本実施例では、図 4 に示されるように、測定される半値幅  $W$  に基づいて次のターゲット位置を  $z_{i+1} = z_i + W / 2$  のように設定する。このターゲット位置の変更は、超音波トランスデューサ 104 のフォーカス位置を変更すればよく、S 2 5 0 では更新されたターゲット位置  $z_{i+1}$  に超音波トランスデューサ 104 のフォーカスが一致するように設定する。

40

【0034】

本発明において、S 2 5 0 のようにしてターゲット位置を更新し、これを反復することが大きな特徴である。S 2 2 0 の最適化処理によって、位置  $z_i$  で光音響信号が最大にな

50

るよう最適化されると、同位置を中心に光音響信号の強度が向上される領域が生成される。この領域の広がりは、超音波トランステューサ 104 で設定される超音波フォーカス領域の特性や、成形された入射波面が、同ターゲット位置まで伝搬したときの散乱波面の相関や、存在し得る独立なモード (optical mode) の数などに影響される。つまり、媒質固有の特性と、超音波のフォーカス領域などの制御可能な特性の両方の影響で、光音響信号は、ある空間的な広がりを持って信号強度が向上される。本発明では、上記最適化処理によるこのような効果を利用する。

#### 【0035】

S260 では、S220 で最適化によって得られた波面（位相分布）を SLM102 にそのまま設定した状態で S220 の最適化処理のステップに戻る。S220 の最適化処理では、位置  $z_i$  で最適化された波面が初期条件として既に SLM102 に設定され、この波面を基準に波面の最適化を開始する。この位置  $z_i$  で最適化された波面を媒質 107 に入射すれば、新しいターゲット位置  $z_{i+1}$  で、前ステップで得られた信号強度の半分程度の信号強度が最適化処理の初期条件で得られる。この信号強度は、波面成形せずに光を媒質に入射させた場合に比べて強度が大きく向上している値である。従って、この信号強度を初期条件として用いることで、S220 の最適化処理を効率よく実行することができる。例えば同様の効果は、非特許文献 6 にも開示されている。非特許文献 6 では、散乱媒質を透過した光がフォーカスするように最適化された入射波面に対し、散乱に相関がある範囲内（メモリ効果が現れる範囲内）で波面をシフトさせている。そのシフトさせた波面を最適化の初期値にして、再度最適化すれば、効率的に媒質の背後にフォーカススポットを生成できることが開示されている。

#### 【0036】

本発明では、上記のような最適化の効率化に加えて、1ステップ前の深さで最適化された入射波面を利用することで、次のステップの深さにおけるターゲット信号（光音響信号）がノイズに埋もれてしまうことを避ける目的がある。さらに、上記の反復処理を行うことで、通常の光照射では信号が測定できないような媒質内部の深い位置からも、信号を測定し、波面の最適化処理を行い、局所的な光学特性を測定することが特徴である。このように本発明の目的は、媒質の光学特性を測定する深さ（侵達長）を深くすることである。従来では、散乱媒質中の深い位置にターゲットを設定し、同位置から発生する信号を測定しようとしても、散乱や吸収による信号の減衰を受けて、信号を測定することが非常に困難となり、従って同信号を用いて入射波面を最適化することもまた困難となる。

#### 【0037】

S230 でターゲット位置が、光学特性を測定する目的の深さに達した場合は、S270 に移る。S270 では、S220 で最適化された入射波面を媒質に照射して、同ターゲット位置で光音響信号を測定することで、式（1）に基づく光学特性の測定を行う。S270 で、同深さ断面の光音響信号を測定する場合、上述の深さ方向に対して反復して最適化した処理を、断面内の横方向に対して実行してもよい。例えば、ある深さにおいて S270 の処理に移り、光音響信号を測定する場合、S220 で最適化された入射波面を初期条件とし、光音響信号の取得位置（ターゲット位置）を横方向（深さに対して断面方向）にずらす。このずらしたターゲット位置で再度入射波面を最適化して、光音響信号を測定する。これを繰り返しながら同断面内で光音響信号を測定し、測定結果を画像化することも可能である。

#### 【0038】

以上のように、本実施例では、まず、媒質の深さ方向における表面からの距離が比較的短い距離（第1の距離）にある測定位置（第1の測定位置）から発生する光音響信号の強度が高くなるように、第1の最適化処理を行って第1の波面を形成する。そして、測定位置と目標位置との距離が小さくなるように、測定位置を、媒質の深さ方向における表面からの距離が比較的長い距離（第1の距離よりも大きい第2の距離）にある測定位置（第2の測定位置）に変更する。さらに、媒質に第1の波面を有する光を照射するとともに、該変更した測定位置（第2の測定位置）から発生する光音響信号の強度が高くなるように

10

20

30

40

50

、第2の最適化処理を行って第1の波面を更新する（第2の波面）。以上を、第2の測定位置が目標位置に到達するまで反復処理する。すなわち、反復処理において、第2の測定位置を新たな第1の測定位置とし、第2の波面を新たな第1の波面として更新する。このように、本発明における処理ステップは、S200～S260に示される目的の深さまで波面を成形する光フォーカスステップと、最適化された波面を用いて光学特性を測定する測定ステップ（或いはイメージングするステップ）とに大きく分類される。

#### 【0039】

また、S270において、媒質内部の注目領域（光音響信号を測定したい領域）に限定してターゲット位置108を走査して光音響信号を測定し、注目領域の吸収係数分布を定量的にイメージングしてもよい。さらに、同イメージングにより生成された画像（吸収係数分布画像）をディスプレイなどの表示装置112に表示してもよい。ここで、制御装置105は、検出した光音響信号に基づいて画像を生成する生成手段としての機能を有し、表示装置112は、生成した画像を表示する表示手段としての機能を有する。また、散乱媒質107が生体組織であり、上記光音響イメージングが診断目的である場合には、例えばディスプレイには、他の診断結果や測定データと、本実施形態により得られた吸収係数分布画像とを重ね合わせて表示するも可能である。このとき、光音響イメージングを実施する注目領域は、上記診断結果に基づいて設定することも可能である。或いは、超音波トランステューサ104を用いて、超音波を送信し、その反射信号（エコーイメージ）から注目領域を設定してもよい。

#### 【0040】

さらに、任意の複数の波長を用いて以上説明した測定及び処理を実行し、媒質内部の分光特性を測定してもよい。そして、その分光特性を用いて、例えば、酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビン、水などの成分比率や、酸素飽和度などの代謝情報を求め、イメージングすることも可能である。このような媒質の代謝情報の分布を注目領域に対して3次元的に求め、その断層像を表示装置に表示してもよい。

#### 【0041】

また、できるだけ高速に光音響信号を測定する深さへS230で到達するために、S220の最適化処理におけるS222において、必ずしも全てのセグメントについて処理を実行する必要はない。例えば、いくつかのセグメントに対して最適化の処理を実行する。その後、位置 $z_i$ に対して次の深さ位置 $z_{i+1}$ においても光音響信号がノイズに対して十分向上され、測定可能である場合には、最適化が未処理のセグメントがあってもS220の最適化処理を終了し、次のステップに移ってもよい。或いは、位置 $z_i$ と、位置 $z_{i+1}$ 両方の位置で光音響信号を並列してモニタし、SLMの領域を2分割（若しくは2つのSLMを用いる）してもよい。このとき、一方で波面を最適化した結果を他方でモニタして最適化し、並列的に順次測定の深さを深くすることも可能である。

#### 【0042】

また、深さ方向へ逐次最適化していく際、次の深さへのステップサイズを半幅Wに基づいて決める代わりに、フォーカス領域を何らかの閾値を設定し、その閾値に基づいてステップサイズを決定することも可能である。

#### 【0043】

##### （実施形態2）

本発明の第2の実施形態に係る散乱媒質の光学特性の測定方法及び装置を説明する。図5は、本実施形態における測定装置の例示的な構成を示す概略図である。媒質305は、生体組織を含む被検媒質であり、可視から近赤外の光に対して散乱媒質である。いま、媒質305から発生する蛍光信号を測定して、イメージングする装置において、本発明を適用した場合について説明する。

#### 【0044】

光源300は、媒質305内部にある蛍光物質の特性などに応じて、波長やパルス幅などが調整された光を放射する。光源300から放射された光は、ビームスプリッタ301を透過し、SLM302へ照射される。SLM302は制御装置308によって制御され

10

20

30

40

50

、後述する最適化処理に基づき、媒質 305 へ入射される波面を成形（位相変調）する。この SLM 302 および制御装置 308 により、後述の CCD の出力に基づいて、光の波面を制御する制御手段が構成される。SLM 302 を反射した波面成形された光は、ビームスプリッタ 301 を反射し、ダイクロイックミラー 303 を反射し、光学系 304 を介して媒質 305 へ照射される。

#### 【0045】

散乱媒質 305 に入射した光は、光学系 304 で設定されたフォーカス領域近傍へと散乱されながら媒質 305 内部を伝搬する。媒質 305 内部には光源 300 から放射された光の波長によって励起され、蛍光を発する物質が含まれる。いま、光学系 304 でフォーカスされている領域へ集中的に光が照射され、同領域を中心に蛍光物質が励起され、蛍光信号が生成される。この蛍光信号を光学系 304 で収集し、ダイクロイックミラー 303 を通してノイズとなる励起波長の光は除去して蛍光信号を透過させる。さらに蛍光波長の信号を選択的に透過させるバンドパスフィルタ 306 によって、フィルタリングされた蛍光信号が CCD 307 に入射される。CCD 307 は、光が照射された媒質から発生する信号を検出（測定）する検出手段（測定手段）として機能する。ここで、CCD 307 の代わりに、CMOS センサ、或いは、イメージインテンシファイアを有するエリアセンサ、或いは EMMC 也可能である。

#### 【0046】

このような蛍光イメージングの装置構成において、第 1 の実施形態で説明したのと同様に、光学系 304 のフォーカス位置で決まる局所位置（ターゲット位置）からの蛍光信号が向上するように、入射光の波面を成形する。CCD 307 で測定される蛍光信号をモニタしながら、制御装置 308 で SLM 302 を制御することで、媒質 305 に入射する光の波面を最適化することができる。さらに、本実施形態においても第 1 の実施形態と同様に、蛍光信号を測定するターゲット位置を徐々に深くし、同位置に応じて逐次的に入射波面を最適化する。この処理を実行することで、媒質の深い位置へ効率的に光をフォーカスさせて、蛍光信号を用いたイメージングを行う。本実施形態の処理フローは、図 2 及び図 3 で示した第 1 の実施形態のフローとほぼ同様に行う（図 2 及び図 3 で光音響信号と記載している箇所を蛍光信号に置き換えればよい）。従って、以下で図 2 及び図 3 を用いて処理フローを説明する。

#### 【0047】

まず図 2 の S200 に対応する最初のターゲット位置  $z_0$  の設定は、光学系 304 のフォーカス位置を適切に調整し、蛍光信号がノイズに埋もれることなく十分測定可能な深さに設定する。S210 で光源 300 をオンにし、蛍光信号の計測を開始したら S220 の最適化処理に移る。S220 の最適化の処理は図 3 で示す処理と同様に行うことができる。ここでも、図 3 で示した最適化のアルゴリズムの代わりに、前述した Partitioning algorithm や、遺伝的アルゴリズムを用いてもよい。このような最適化によって、ターゲット位置で蛍光信号の強度が最大になるような入射波面を生成することができる。

#### 【0048】

本実施形態においても、最適化によって蛍光信号が向上した領域に応じて、次の深さ方向のターゲット位置  $z_{i+1}$  を決め（S240～S250）、位置  $z_i$  で最適化された入射波面を次の位置  $z_{i+1}$  での最適化の初期条件に設定する（S260）。

#### 【0049】

図 6 は、最適化された入射波面を媒質 305 に入射したときに、CCD 307 で測定される蛍光信号の断面プロファイルを模式的に示した図である。図 6 のプロットの横軸は、媒質の深さ  $z$  方向に垂直な横方向  $r$ （ $x$ - $y$  方向）の位置を表し、縦軸は測定される蛍光信号の強度を表す。 $r_i$  はターゲット領域の  $x$ - $y$  断面における中心位置で、深さは  $z_i$  とする。S220 では同位置から発生する蛍光信号をターゲットに最適化が実行される。通常の光照射で得られる信号と比べて、測定される蛍光信号は最適化の結果大きく向上される。図 6 に示すように、蛍光信号の強度は、ターゲット位置を中心に空間的な広がりを

10

20

30

40

50

もって向上する。この強度が向上する領域は、光学系304の開口数(NA)で決まるフォーカスのスポット径や、成形された入射波面が、位置 $r_i$ まで伝搬したときの散乱波面の相関によって決まる。

#### 【0050】

ここで、本実施形態では光学系304のフォーカス位置 $z_i$ に対応する断面の蛍光信号がCCD307で測定されるため、第1の実施形態の図4で示したような、深さ方向の蛍光信号の広がりが直接モニタされない。従って、図4のような深さ方向のプロファイルを得るために、光学系304のフォーカス位置 $z_i$ を変えながら蛍光信号をモニタしてもよい。得られたプロファイルから、図4に示す分布の半値幅Wを直接測定(S240)して、次の深さ $z_{i+1}$ を適切に設定(S250)してもよい。

10

#### 【0051】

或いは、図6に示される横方向の蛍光信号のプロファイルから以下のように次の深さ位置 $z_{i+1}$ を設定してもよい。一般的に、媒質内部における光の伝搬が深さ $z$ 方向(前方方向)が支配的であるような領域(非拡散領域)においては、最適化によって強度向上した蛍光信号のプロファイルは、横方向 $r$ よりも深さ $z$ 方向に伸びたプロファイルになる。さらに多重散乱の結果、光の伝搬がほぼ等方的と見なせるような領域(拡散領域)の場合、上記プロファイルはほぼ等方的に広がるとみなしてもよい。従って、何れの場合においても、蛍光信号の半値幅をWとすれば、次のターゲット位置の深さ $z_{i+1}$ を $z_{i+1} = z_i + W$ 、或いは、少なくとも $z_{i+1} = z_i + W/2$ のようにして設定すれば、 $z_{i+1}$ において最適化の結果による信号強度の向上が得られる。このように、次のターゲット位置 $z_{i+1}$ を、媒質の深さ方向に対して垂直な面内における信号(蛍光信号)の強度分布から推定して設定してもよい。このように設定した深さ $z_{i+1}$ に対し、深さ $z_i$ で最適化した波面を初期条件にして、再度最適化を繰り返す。

20

#### 【0052】

このように、1ステップ前の深さ $z_i$ で最適化された入射波面を次ステップの深さにおける最適化に利用することで、ターゲットの蛍光信号がノイズに埋れることを防ぎ、且つ効率的に波面の最適化を収束させることができる。さらに、ターゲットの深さに応じて逐次入射波面を最適化して、効率的に深い位置に光をフォーカスさせて(光フォーカスステップ)、蛍光信号による媒質のイメージングを行う。例えば、ある目的の深さで蛍光イメージングを行いたい場合、同深さまでS220～S260を繰り返す。このとき、途中の深さの蛍光信号を測定する必要がない場合は、S220の最適化を収束するまで実行する必要はない。次ステップの深さ位置において、信号強度が向上し、十分測定可能であれば、最適化を中断し、その時点で成形された波面を次の深さの初期条件に設定してもよい。それにより処理を高速化し、目的の深さへより早く到達して、蛍光イメージングを実行することができる。

30

#### 【0053】

以上のように、本実施例では、まず、媒質の深さ方向における表面からの距離が比較的短い距離(第1の距離)にある測定位置(第1の測定位置)から発生する蛍光信号の強度が高くなるように第1の波面を形成する。そして、目標位置に近づくように、測定位置を、媒質の深さ方向における表面からの距離が比較的長い距離(第1の距離よりも大きい第2の距離)にある測定位置(第2の測定位置)に変更し、媒質に第1の波面を有する光を照射させるとともに、該変更した測定位置(第2の測定位置)から発生する蛍光信号の強度が高くなるように第1の波面を更新する(第2の波面)。以上を、第2の測定位置が目標位置に到達するまで反復処理することを特徴とする。

40

#### 【0054】

また、上記のような媒質の深さ方向における反復の処理フローを、蛍光イメージングを実行する走査フローと同期して実行してもよい。例えば、図2に示す処理フローに従って、深さ方向に1次元の蛍光信号のプロファイルのデータを得る。次に、イメージングする位置を横方向にずらして(例えば、媒質305を保持しているステージを動かして)、同様に次の深さ方向のデータを得る。これを例えば、媒質305のある注目領域内に対して

50

順次繰り返すことで、同領域における蛍光信号の3次元分布をイメージングすることができる。さらに、深さ方向や横方向の走査に対して、近傍領域で既に最適化して得られた波面を初期条件に利用して、新たな測定位置で効率よく最適化を実行してイメージングすることもできる。生成された画像は、ディスプレイなどの表示装置（図示せず）に表示してもよい。

#### 【0055】

ここで、蛍光信号とは前述したTPFのように、非線形現象の多光子励起により発光した信号も含む。また、蛍光信号によるイメージングだけに限らず、例えば、媒質に光を照射して、後述する実施例で説明するように超音波変調光信号を測定してイメージングする手法において、本発明を適用してもよい。また、媒質内部の第二次高調波（SHG）や第10三次高調波（THG）を測定してイメージングする手法において、本発明を適用してもよい。或いは、誘導ラマン散乱（SRS）や、コヒーレント反ストークスラマン散乱（CAR）などを含むラマン散乱に起因する信号のイメージングにおいて、本発明を適用してもよい。また、OCT（Optical Coherence Tomography）や、共焦点顕微鏡など、散乱媒質内部のある特定の深さから発生する信号を識別（セクショニング）して測定・イメージングする場合においても本発明を適用することができる。このように本発明の測定信号は、例えば、光音響信号、蛍光信号、超音波変調光信号、高調波信号、ラマン散乱信号、OCT信号、共焦点光学系により取得される光強度信号のうちいずれかの信号であってよい。

#### 【0056】

##### （実施形態3）

本発明の第3の実施形態に係る散乱媒質の光学特性の測定方法及び装置を説明する。図7は、本実施形態における測定装置の例示的な構成を示す概略図である。媒質405は、生体組織を含む被検媒質であり、可視から近赤外の光に対して散乱媒質である。いま、媒質405に超音波を照射し、超音波で変調された光（超音波変調光）を発生させて光学特性を測定する装置において、本発明を適用した場合について説明する。

#### 【0057】

光源400からは、コヒーレンス長が長く（例えば、1m以上）、数10～数100μsのパルス光が出力される。また光源400から放出される光の波長は、前述したように、例えば媒質405を構成する要素である水、脂肪、タンパク質、酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビン、などの吸収スペクトルに応じた複数の波長を選択することができる。

#### 【0058】

光源400から放出されたパルス光は、ビームスプリッタ401を透過し、SLM402へ照射される。SLM402は制御装置408によって制御され、後述する最適化処理に基づき、媒質405へ入射される波面を成形（位相変調）する。このSLM402および制御装置408により、後述の検出システムの出力に基づいて、光の波面を制御する制御手段が構成される。SLM402を反射した波面成形された光409は、ビームスプリッタ401を反射し、光学系403を介して媒質405へ入射される。

#### 【0059】

一方、超音波トランステューサ404によって、集束超音波パルス410が媒質405に照射され、超音波集束領域411が生成される。超音波トランステューサ404の中心には、入射光409が通過するための開口があり、光と超音波が同軸で媒質405に照射される。ここで、照射する超音波は、例えば1～数10MHzの範囲であり、制御装置408によって照射する超音波強度は適切に調整される。例えば、媒質405が生体組織の場合、超音波強度は照射可能な安全基準以下の強度内で調整される。また、超音波トランステューサ404は、媒質405と音響的に整合されている。

#### 【0060】

散乱媒質405に入射した光は、多重散乱されながら媒質405内部を伝搬し、多重散乱された光の一部は超音波集束領域411に到達する。超音波集束領域411では、媒質の屈折率が超音波によって変調され、さらに媒質中の散乱体（散乱粒子412）の変位が

10

20

30

40

50

印加された超音波の周波数  $f_a$  で誘起される。その超音波集束領域 411 に光が侵入すると、上記の屈折率変調と散乱体変位による光路長変化によって光は位相の変調効果を受け、超音波の周波数  $f_a$  に応じて周波数がシフトする。この超音波によって周波数がシフトした光（超音波変調光）が、超音波集束領域 411 から放射される。放射された超音波変調光は、再び媒質 405 内部を散乱されながら伝搬し、媒質 405 から射出される。

#### 【0061】

ここで、超音波集束領域 411 を局在化するために、制御装置 408 によって集束超音波パルス 410 と入射光 409 の照射のタイミングは適切に調整され、集束超音波パルスがターゲット位置 411 に達するタイミングで照射される。超音波のパルス幅は、超音波集束領域 411 のサイズ及び、媒質中の超音波の速度に応じて設定される。

10

#### 【0062】

媒質 405 から放射された超音波変調光を検出システム 407 によって検出する。検出システム 407 は、光が照射された媒質から発生する信号を検出（測定）する検出手段（測定手段）として機能する。検出システム 407 は、単一センサと、ロックインアンプ（lock-in amplifier）、或いはバンドパスフィルタと組み合わせて周波数シフトした超音波変調光の光強度をモニタするシステムを用いることができる。ここで、単一センサとして、フォトダイオード（PD）、アバランシェフォトダイオード（APD）、光電子増倍管（PMT）などを使用することができる。或いは、CCD や、CMOS、EMCCD、若しくは CCD にイメージインテンシファイアを組み合わせた 2 次元センサアレイを用いてもよい。また、2 次元センサアレイを用い、超音波トランスデューサ 404 のオン時とオフ時のそれぞれのスペックルコントラストから、超音波変調光の信号強度に関連する変調度の信号を測定するシステムを用いてもよい。

20

#### 【0063】

入射光 409 の波面を成形するための最適化処理は、基本的には図 2、図 3 で示したフローと同様に行う。即ち、検出システム 407 で測定された超音波変調光信号に基づき、同信号が最大になるように制御装置 408 が SLM 402 を制御し、図 3 と同様にして、入射波面を成形する。最適化のターゲットである超音波変調光信号は、超音波集束領域 411 から発生する信号であるため、上記のようにして最適化された入射光は、集束超音波パルスが局在する位置（超音波集束領域 411）にフォーカスされる。図 2 の S240 ~ S260 で説明したように、光がフォーカスされる位置を  $z_i$  とし、位置  $z_i$  を中心に広がるフォーカス領域から、次のターゲット位置  $z_{i+1}$  を設定し、更新された位置で最適化を実施する。このとき、位置  $z_i$  で最適化された入射波面を、次の位置  $z_{i+1}$  における最適化の初期条件として設定し、最適化を反復させる。

30

#### 【0064】

このとき、入射波面の最適化によって得られる光のフォーカス領域は、超音波トランスデューサ 404 で設定する超音波のフォーカスに関するパラメータで制御することができる。図 8 は、媒質 405 内部の集束超音波パルスの局在位置（ターゲット領域）を模式的に示した図である。いま、超音波パルスのパルス幅を適切に調整することによって、図 8 に示すように深さ方向（ $z$  方向）に伸びた超音波集束領域を生成することが可能である。超音波集束領域の  $z$  方向のサイズを、集束超音波パルスの半値幅  $W$  で定義すれば、 $W$  は超音波トランスデューサ 404 に印加する電気信号のパルス幅で自由に制御することできる。深さ  $z_i$  は超音波パルスの中心位置で、いま、入射波面の最適化処理でターゲット領域 420 に光がフォーカスされているとする。このとき本実施形態において、図 2 の S240 ~ S250 に対応する処理として、制御装置 408 で設定されたパルス幅  $W$  に基づき、次の最適化のターゲット領域 430 の中心位置  $z_{i+1}$  を  $z_{i+1} = z_i + W/2$  のように設定する。このように、媒質に超音波を照射することで、該媒質の内部に超音波が集束する超音波集束領域を形成させ、次のターゲット位置  $z_{i+1}$  を、該超音波集束領域の深さ方向の大きさに基づいて設定する。このように更新されたターゲット位置  $z_{i+1}$  に対し、位置  $z_i$  で最適化された入射波面を、初期条件として設定して再び最適化を行う。上記のような処理を反復的に行うことで、光学特性を測定する目的の深さまで波面を逐次的

40

50

に最適化していく。

【0065】

本実施形態における最大の特徴は、次のステップサイズ  $z$  を比較的自由に制御できるところにある。超音波のパルス幅を大きくすれば、 $z$  を大きくすることができ、より効率的に目的の深さへフォーカスさせることができが可能な入射波面を生成することができる。

【0066】

上記の処理によって、目的の深さまで到達すれば(図2のS230でYes)、同深さで超音波変調光を測定信号として、媒質内部の光学特性を測定する。前述したように、ターゲット領域を同一深さの断面内で横方向にスキャンしながら、超音波変調光を測定することで媒質405内部の局所的な光学特性をイメージングすることができる。このとき、横方向のスキャン時に、1ステップ隣で最適化した入射波面を、次の横方向の位置での入射波面の最適化の初期条件として設定してもよい。横方向に対しても深さ方向と同様に、逐次入射波面を最適化しながらイメージングを実行することができる。また、媒質内部でターゲット領域を空間的にスキャンさせながら超音波変調光を測定し、イメージングした結果をディスプレイなどの表示装置(図示せず)に表示してもよい。

10

【0067】

以上のように、本実施例では、まず、媒質の深さ方向における表面からの距離が比較的短い距離(第1の距離)にある測定位置(第1の測定位置)から発生する超音波変調光信号の強度が高くなるように第1の波面を形成する。そして、目標位置に近づくように、測定位置を、媒質の深さ方向における表面からの距離が比較的長い距離(第1の距離よりも大きい第2の距離)にある測定位置(第2の測定位置)に変更する。さらに、媒質に第1の波面を有する光を照射させるとともに、該変更した測定位置(第2の測定位置)から発生する超音波変調光信号の強度が高くなるように第1の波面を更新する(第2の波面)。以上を、第2の測定位置が目標位置に到達するまで反復処理することを特徴とする。

20

【0068】

またS230において、上記のような光フォーカスステップで目的の深さに到達した後に、光学特性を測定するための信号源を超音波変調光以外に変えて測定を実行してもよい。例えば、超音波変調光を最適化のターゲット信号として、ある深さまで上記光フォーカスステップを実行する。同深さに達したら、最適化された入射波面を利用して、蛍光信号を測定することも可能である。このとき、超音波変調光を用いた光フォーカスステップでは、蛍光物質を励起する波長の光に対して処理を実行する。また、S270の測定ステップにおいては、必要に応じて同じ波長で出力パワーの異なる蛍光イメージング用の光源に切り替えてよい。このように、光フォーカスステップと測定ステップとで測定する信号を切り替えてよい。また、測定ステップでは、超音波トランスデューサ404はオフの状態にする。さらに、測定ステップでは、測定する信号に応じて入射光の強度を変えたり、入射光を超短パルス光や、或いは強度が時間的に一定な連続光(CW光: Continuous Wave光)に切り替えてよい。また、測定ステップの測定信号としては、蛍光信号以外にも、SHG光や、ラマン散乱など様々な測定方法を光フォーカスステップと組み合わせて用いることが可能である。このように、目標位置から検出される信号は、該目標位置とは異なる測定位置から検出される信号と異なる信号であってよい。

30

【0069】

(実施形態4)

本発明の第4の実施形態に係る散乱媒質の光学特性の測定方法及び装置を説明する。図9は、本実施形態における測定装置の例示的な構成を示す概略図である。本実施形態は、第3の実施形態と同様に超音波変調光を利用した測定装置に関するものである。

【0070】

光源500は、第3の実施形態と同様に、コヒーレンス長が比較的長く、数10~数100  $\mu$ sのパルス光を放出し、波長は照射する媒質内部の測定したいコントラスト源(水、ヘモグロビンなど)の吸収スペクトルに応じた波長が選択される。光源500からコリメートされ放出された光は、半波長板501によって偏光方向を制御され、偏光ビームス

40

50

プリッタ 502 を透過する。このとき、シャッター 503 は閉じ、シャッター 504 は開放されている。シャッター 504 を通過した光は、半波長板 505 と偏光ビームスプリッタ 506 を経て、信号光 530 と参照光 531 に分割される。

#### 【0071】

信号光 530 は、ミラー 507 によって反射され、音響光学素子 (AOM) 508、及び 509 へ送られる。AOM 508、509 はそれぞれ個別の周波数で駆動され、その 2 つの AOM の周波数の和が超音波装置 550 により印加される超音波の周波数と等しくなるように調整される。例えば、超音波の周波数  $f_a$  が 2 MHz である場合、AOM 508 の周波数を  $f_1 = -70\text{MHz}$  に設定し、AOM 509 の周波数  $f_2$  は、 $f_1 + f_2 = f_a$  ( $= 2\text{MHz}$ ) となるように  $f_2 = +72\text{MHz}$  に設定する。

10

#### 【0072】

或いは AOM を用いて周波数を調整する別の手段として、この 2 つの AOM を信号光と参照光のそれぞれの光路に配置し、2 つの AOM の周波数差が超音波の周波数  $f_a$  と等しくなるように調整してもよい。例えば、信号光の光路に配置された AOM の周波数が  $f_1$  ( $= 70\text{MHz}$ ) であり、且つ超音波の周波数が  $f_a$  ( $= 2\text{MHz}$ ) である場合、参照光の光路に配置された AOM の周波数  $f_2$  は、 $f_1 + f_a$  ( $= 72\text{MHz}$ ) としてもよい。

#### 【0073】

AOM によって周波数が調整された信号光 530 は、ミラー 510、ビームスプリッタ 511、515 を経て、光学系 517 によって、媒質 570 へ照射される。媒質 570 は、生体組織も含む散乱媒質である。

20

#### 【0074】

一方、超音波装置 550 は、超音波トランスデューサを含み、媒質 570 と音響的に整合されていて、予め設定された媒質 570 内部の注目領域に超音波をフォーカスして照射する。形成される超音波集束領域 (ターゲット) 560 のサイズは注目領域全体、或いはその一部になるように設定される。

#### 【0075】

ここで、媒質 570 内部の注目領域とは、吸収や散乱などの光学特性の分布を測定・イメージングしたい領域を指す。この注目領域は、例えば本実施形態を医療分野へ適用する場合、X 線、MRI、超音波エコー画像などの測定結果、或いは他の何らかの診断結果など、他のモダリティにより提供される事前情報をを利用して、同注目領域を設定することも可能である。

30

#### 【0076】

照射する超音波の周波数や、照射する強度は、制御装置 (図示せず) で調整される。超音波装置 550 に含まれる超音波トランスデューサは、例えばリニアアレイ探触子から構成され、アレイ探触子を用いた電子フォーカスによって、媒質 570 内部の任意の位置に超音波集束領域 560 を生成する。トランスデューサとしては、圧電現象を用いたトランスデューサ、光の共振を用いたトランスデューサ、容量変化を用いたトランスデューサなどを用いることができる。また前述したように、縦方向 (超音波伝播方向) に小さな超音波集束領域 560 を実現するためにパルス超音波を照射する。超音波のパルス幅は、超音波集束領域 560 のサイズ及び、媒質中の超音波の速度に応じて設定され、ターゲット 560 にパルス超音波が到達するタイミングと同期させて、光源 500 からパルス光を照射する。なお、光源 500 はパルス光でなく、CW 光を使用することも可能である。

40

#### 【0077】

超音波集束領域 560 に入射した光は、前述したように、超音波による変調効果を受け、超音波の周波数に応じて周波数が  $\pm f_a$  シフト (1 次成分) する。従って、 $f_1 + f_2 = f_a$  となるように周波数が調整されて入射した信号光 530 に対して、 $-f_a$  シフトした変調光は参照光 531 と等しい周波数をもつ。超音波集束領域 560 から周波数シフトした超音波変調光が放射され、再び媒質 570 内部を散乱しながら伝播し、媒質外へ射出される。この超音波変調光のうちの一部 540 が、光が入射した側へ射出し、光学系 517 の開口を通過する。

50

## 【0078】

媒質570から射出され光学系517を透過した、 $\pm f_a$ 周波数がシフトした超音波変調光540、及び周波数シフトしていない散乱光（非超音波変調光）が、ビームスプリッタ515、511を介して、CCD514に導かれる。CCD514は、光が照射された媒質から発生する信号を検出（測定）する検出手段（測定手段）として機能する。一方、参照光531もCCDへ入射する。このとき参照光531の光路長を後述する干渉信号を測定するために適切に調整してもよい。

## 【0079】

超音波変調光（ $\pm f_a$ 周波数シフトした光）及び非超音波変調光を含む光と、参照光531とがCCD上で干渉し、干渉縞が形成される。この干渉縞のうち、周波数の異なる光によって形成されるもの（非超音波変調光と参照光531の干渉、或いは $+ f_a$ の超音波変調光と参照光531の干渉）は、そのビート周波数が超音波の周波数 $f_a$ と同じ、若しくはそれ以上の速度で振動する。通常、この周波数は非常に速く、干渉信号はCCDでは記録されない。一方、同一の周波数（ $- f_a$ ）の光により形成される超音波変調光540と参照光531の干渉信号（デジタルホログラム）は、CCD514で測定される。

10

## 【0080】

ここで、超音波変調光540と参照光531は互いに微小な角度（例えば～1度）をもってCCD上で重ね合わせる（図示せず）ことで、オフアクシス（off-axis）デジタルホログラムを取得する。CCD514で取得されたオフアクシスデジタルホログラムは、信号処理ユニット（図示せず）によって、フーリエ変換され、空間的にハイパスフィルタが実行されて、超音波変調光540と参照光531の干渉項が抽出される。これを再度フーリエ変換することで超音波変調光540の振幅、位相を算出する。あるいは、オフアクシスデジタルホログラムを用いる代わりに、位相シフト法を用いて超音波変調光540の位相分布を算出することも可能である。CCD514でデジタルホログラムの信号が得られた時点で、超音波装置550による媒質570への超音波照射を止めてもよい。

20

## 【0081】

ここで、非周波数シフト光を排除し、周波数シフト光を効率的に回収してホログラムを形成するために、バンドパスフィルタを用いてもよい。例えば、ファブリペロ干渉計、又は低温冷却のスペクトルホールバーニング結晶などを用いてもよい。

## 【0082】

30

CCD514によって得られた超音波変調光540の位相分布は、信号処理ユニットによってデジタル的に反転され、ピクセル単位でSLM516に設定される。SLM516は、制御装置580により制御され、媒質に照射する光の波面を形成する。このSLM516および制御装置580により、CCD514の出力に基づいて、光の波面を制御する制御手段が構成される。例えば、測定された位相分布がCCDの平面で（x、y）である場合、SLMに設定される反転位相は、-（x、y）となる。このとき、超音波変調光540が射出する媒質の射出面からCCD514まで、同じく媒質の射出面からSLM516までの光路長は等しくなるように設定される。また、CCD514とSLM516はピクセル単位で位相分布が一致するように調整、或いは補正されている。

## 【0083】

40

SLM516に位相が設定された後、シャッター504は閉じ、シャッター503が開放される。光源500から放射された光（再生光）532は、偏光ビームスプリッタ502を反射し、ミラー512、ビームスプリッタ513を介して、SLM516へ入射する。SLM516で設定された位相分布により、再生光532は波面成形されて、超音波変調光540の位相共役波に変換され、再生光541として媒質570へ照射される。

## 【0084】

50

位相共役波である再生光541は、散乱の時間可逆性に従い、デジタルホログラム記録（超音波変調光540測定）時の伝搬軌跡を逆方向に進み、ターゲット領域560へ再伝搬する。この位相共役光を用いた光照射によって、入射光のエネルギーを高効率に媒質570内部のターゲット領域560へ送ることが可能になる。ここで、デジタルホログラム

の代わりに、フォトリフラクティブ結晶などのホログラフィック材料を用いたホログラム記録を実行してもよい。

#### 【0085】

このような光照射による媒質内部の光フォーカスにおいて、超音波変調光の位相共役光で構成される再生光は、第3の実施形態において、超音波変調光をターゲットに最適化されたときの入射光と実質的に等価である。従って、ターゲット領域（超音波集束領域）560を中心に光をフォーカスさせる効果をもつ。本実施形態は、波面を成形する手段は、第3の実施形態と異なる（前者は反復的な最適化を用い、後者はホログラムによる波面測定から位相共役光を生成する）が、どちらの場合でも超音波変調光の信号強度を向上させることができる。従って、再生光を媒質に照射して以降は、本実施形態においても、第3の実施形態で説明したような処理フローと同様のフローを適用することで、光学測定を行う深さ（侵達長）を向上させることができる。10

#### 【0086】

以下で、本実施形態の処理フローについて、図10を用いて説明する。まず、S600において、初期条件としての超音波集束領域560（ターゲット位置 $z_0$ ）を設定する。このとき、このターゲット位置 $z_0$ の深さ（光の入射位置を基準としたときの、媒質表面からの深さ）は、超音波変調光信号が十分測定できるほどの深さとする。測定を何回か実行して、信号強度が十分測定できる適切な深さを探してもよい。

#### 【0087】

S610において光源500と、超音波装置550をオンにし、超音波変調光の波面計測（ホログラム記録）を開始する。S620において、上記説明したように、超音波変調光540と参照光531を干渉させて、CCD514でデジタルホログラムを取得する。引き続きS630では、このデジタルホログラムに基づき算出された超音波変調光の位相分布を算出し、その位相共役波の位相分布をSLM516に設定した後、再生光として位相共役光を発生させて媒質570に入射させる。20

#### 【0088】

S640では、ターゲット位置が光学特性を測定する目的の深さまで到達したかを判定する。到達していない場合はS650に移る。

#### 【0089】

S650では、第3の実施形態で説明した処理と同様の処理を実施する。即ち、現在のターゲット領域の深さ $z_i$ に対して、次のターゲット領域の深さ $z_{i+1}$ を設定し、超音波装置550を制御して深さ $z_{i+1}$ の位置に超音波集束領域を生成する。このとき図8に示したように、超音波のパルス幅は適宜制御され、超音波パルスの半値幅Wに基づき次のターゲット位置 $z_{i+1}$ を設定することができる。この新たに設定されたターゲット位置 $z_{i+1}$ に対して、S660では、位置 $z_i$ におけるホログラムの記録から得られた位相共役波面をSLM516にそのまま設定された状態にし、S620の波面計測に戻る。S620では、新たなターゲット位置 $z_{i+1}$ から発生する超音波変調光のホログラムを記録する。このとき、1ステップ前（位置 $z_i$ ）での位相共役波面を現ステップの波面計測における入射光として用いることで、通常の入射光（例えば平面波）による照射と比べて、位置 $z_{i+1}$ の超音波集束領域560から発生する超音波変調光の信号強度が高くなる。従って、この信号強度が向上された効果を利用して、ターゲット位置 $z_{i+1}$ から発生する超音波変調光によるホログラムを記録する。このようなS620～S660までの処理を反復的に実行（光フォーカスステップ）することで、測定を行う目的の深さまで波面を逐次的に成形する。このように本実施形態においても、適切に設定された超音波集束領域560の広がりによる信号の向上効果を利用し、逐次的に入射波面を成形して、媒質の深い位置へ効率的に光をフォーカスさせて光学特性を測定する。30

#### 【0090】

S640において、光フォーカスステップが終了し、目的の深さに達したら（図10のS640でYes）、同深さで超音波変調光を測定信号として媒質の光学特性を測定する（測定ステップ）。前述したように、超音波集束領域560を深さ方向や、同深さ断面内40

で横方向にスキャンしながら、超音波変調光を測定することで、その領域の光学特性をイメージングすることができる。媒質内部で超音波集束領域 560 を空間的にスキャンさせながら超音波変調光を測定し画像化した結果をディスプレイなどの表示装置（図示せず）に表示してもよい。

【0091】

以上のように、本実施例では、まず、媒質の深さ方向における表面からの距離が比較的短い距離（第1の距離）にある測定位置から発生する超音波変調光信号の強度が高くなるように第1の波面を形成する。そして、目標位置に近づくように、測定位置を、媒質の深さ方向における表面からの距離が比較的長い距離（第1の距離よりも大きい第2の距離）にある測定位置（第2の測定位置）に変更し、媒質に第1の波面を有する光を照射するとともに、該変更した測定位置（第2の測定位置）から発生する超音波変調光信号の強度が高くなるように第1の波面を更新する（第2の波面）。以上を、第2の測定位置が目標位置に到達するまで反復処理することを特徴とする。

【0092】

また、前述したように、S640 で光フォーカスステップが終了した後に、イメージングの信号源を超音波変調光以外に変えてイメージングを実行してもよい。或いは、超音波変調光以外の信号源を用いたイメージングと、超音波変調光を用いたイメージングを組み合わせるなどして、複数の異なる信号源を重ね合わせて媒質内部の光学特性をイメージングしてもよい。

【0093】

このように本発明は、媒質へ入射させる光の波面を適切に（最適化、或いは位相共役波を用いて）成形して媒質に入力することで、媒質内部の局所領域（ターゲット領域）への光のフォーカスを実現する。その光フォーカスの効果の結果、同局所領域から発生する信号（光音響信号、蛍光信号、超音波変調信号など）強度は向上する。このとき、同局所位置で深さ方向への信号向上領域の広がりを利用して次の光フォーカス領域を設定し、これを反復的に繰り返しながら、入射光波面を逐次成形する。この光フォーカスステップにより、散乱媒質の比較的深い位置に効率的に光を送り込むことが特徴であり、この処理を前段の処理とし、後段の測定ステップで、様々な測定・イメージング方法を前段の処理と組み合わせる。これにより、媒質内部の光学特性の測定・イメージングの侵入長を向上させることが本発明の特徴である。

【0094】

本発明によれば、散乱媒質内部の光学特性の測定において、散乱媒質の比較的深い位置まで測定することが可能になる。

【0095】

（実施形態5）

本発明の第5の実施形態に係る測定装置について説明する。図11は、本実施形態の装置構成を模式的に示した図である。本発明の測定装置としての、ゲート撮像装置700は、光源部710、カメラ部720、制御・処理部730、表示部740から構成され、例えば、遠距離の被写体を監視するカメラなどに適用できる。ゲート撮像装置700は、大気中の散乱体780越しに、被写体790を撮像する。ここで、散乱体780は、霧や靄、煙、スモッグ、或いは大きさがマイクロメーターサイズの土壤や粉塵などの大気中に浮遊する微粒子である。或いは、雪や雨、または大気中の温度分布のムラによる屈折率のゆらぎなども考えられる。このような条件下において、ゲート撮像装置は、パルス光を被写体に照射し、このパルス光が被写体で反射して戻ってきた瞬間だけカメラのシャッターを開けて撮像するため、比較的散乱光を低減して被写体を撮像することができる。

【0096】

光源部710は、主にレーザー光源711とSLM713から構成される。レーザー光源711は、一般的にアイセーフレーザー（eye-safe laser）と呼ばれる、波長が1.4~1.8 μm 帯域（短波赤外、SWIR: Short-wavelength infrared）の赤外光のパルス光を放出する。例えば、波長が1.5 μm の

10

20

30

40

50

波長で、パルス幅が 1 ~ 数 1 0 n s e c である。ただし、撮像条件によっては、上記以外の波長帯域、及びパルス幅であってもよい。また、パルスの繰り返し周波数は、一例として、数 H z ~ 数 1 0 0 k H z の範囲で任意に選択できるが、一般的には高速である方が望ましい。

#### 【 0 0 9 7 】

レーザー光源 7 1 1 からは、コリメートされたパルス光ビームが放射され、ミラー 7 1 2 を反射して S L M 7 1 3 に入射する。また、パルス光のビームサイズは、S L M 7 1 3 の有効領域に収まるように設定されている。S L M 7 1 3 は、例えば、L C O S や、D i g i t a l M i r r o r D e v i c e ( D M D ) を用いることができる。或いは、S L M 7 1 3 として透過型の液晶を用いた構成であってもよい。なお、S L M 7 1 3 が偏光依存性のあるデバイスの場合、S L M 7 1 3 に入射する光の偏光は、S L M 7 1 3 で位相変調が動作する偏光方向と一致するように調整されている。S L M 7 1 3 に入射した光は、後述する処理によって位相変調される。S L M 7 1 3 から反射した光は、光学系 7 1 4 を通して所望のビームサイズや照射方向に調整して光源部 7 1 0 から射出される。ここでも、必要に応じて、ガルバノミラーを用いてパルス光ビームを走査してもよい。また、パルス光ビーム 7 6 0 の出力強度は、被写体（人などの生物か、無生物か）や、被写体までのおおよその距離等の条件に応じて任意に調整することができる。例えば、出力は 1 パルスあたり数 1 0 ~ 数 1 0 0 m J の範囲である。

#### 【 0 0 9 8 】

パルス光ビーム 7 6 0 は、大気中の散乱体 7 8 0 を通過する際に、散乱の影響を受け、散乱光 7 6 1 を発生させながら、被写体 7 9 0 まで伝搬する。さらに、被写体 7 9 0 で反射した光は、再び散乱体 7 8 0 を通って伝搬し、同様に散乱光 7 7 1 を伴いながら、カメラ 7 2 0 まで伝搬する。ここで、被写体 7 9 0 は、例えば 1 0 0 m ~ 数 1 0 k m の比較的遠方に存在するものを対象とする。本実施形態では、照射するパルス光を赤外の S W I R 帯域の光とすることで、可視光よりも散乱を抑えられ、且つ被写体 7 9 0 が人物の場合、安全基準上、可視光に比べて強い出力で被写体を照明することができる。以上の点は、S W I R 帯域のビームを用いる利点となる。

#### 【 0 0 9 9 】

カメラ 7 2 0 は、波長 1 . 5  $\mu$  m の光を十分透過するカメラレンズと、同波長に感度があるアレイセンサからなる。カメラレンズの焦点距離は、被写体 7 9 0 までの距離に応じて適宜選択することが可能である。上述したように、被写体 7 9 0 が遠方にあるような場合は、例えば焦点距離 1 0 0 0 m m 以上の望遠レンズを用いる。アレイセンサとしては、上記波長帯域に感度をもつ I n G a A s のセンサを用いることができる。また、カメラのシャッター時間（ゲート時間）は、例えば、数 1 0 n s e c ~ 数  $\mu$  s e c の範囲で選択できる。

#### 【 0 1 0 0 】

カメラ 7 2 0 で撮像した画像データは、制御・処理部 7 3 0 に転送される。制御・処理部 7 3 0 は、後述する測定フローに従って、光源部 7 1 0 や、カメラ 7 2 0 を制御する。また、後述の波面成形処理を実行し、最適化処理で波面成形されたビーム 7 6 0 で被写体 7 9 0 を照射し、ゲート撮像した画像を取得する。撮像画像は、表示部 7 4 0 に表示される。また、表示部 7 4 0 は、測定フローの途中で撮像した画像や、波面成形処理の経過結果を表示してもよい。

#### 【 0 1 0 1 】

図 1 2 は、本実施形態におけるゲート撮像装置 7 0 0 の例示的な測定フローである。まず、S 8 1 0 で、パルス光ビーム 7 6 0 を被写体 7 9 0 に照射し、ゲート撮像画像を取得する。いま、ゲート撮像における遅延時間 [ s e c ] を設定すると、撮像装置 7 0 0 から撮像距離  $L = c / 2 [ m ]$  から反射した光を撮像することになる。ここで、c は大気中の光速である。撮像距離  $L$  に被写体 7 9 0 が存在しない場合、被写体 7 9 0 に関連する有意な信号を観測することができない。例えば、撮像距離  $L$  に、大気中の散乱体 7 8 0 以外にパルス光ビームを反射させる物が存在しない場合は、撮像画像には散乱によるフレアを除

10

20

30

40

50

いて何も映らない。或いは、撮影距離  $L$  に、撮像したい被写体 790 以外の別の反射物体が存在する場合には、被写体 790 以外の物体が撮像される。従って、S810 では、撮像したい被写体 790 の撮像距離が、別途何らかの手段で事前にわかっている場合には、その撮像距離  $L$  に相当する遅延時間  $\tau$  を設定してゲート撮像を実行する。このとき、被写体 790 の像、或いはその像の一部について、最も信号強度が大きく、或いは高コントラストに観察される遅延時間を、遅延時間  $\tau$  の前後で微少調整してもよい。或いは、被写体 790 が事前に明確でない場合は、遅延時間  $\tau$  を徐々に変えながらゲート撮像し、撮像画像中に何らかの有意な信号が確認できた時点で、それを被写体 790 に関連する観測信号として、以降のフローを実行してもよい。本発明においては、まず S810 のゲート撮像において、被写体 790 に関連する観測信号（反射光）を取得することが必要である。この観測信号は、大気中の散乱や屈折率のゆらぎによって、被写体 790 の像が歪められたものであってもよいし、歪められた像の一部であってもよい。図 13 は、本実施形態における測定結果をシミュレーションした図である。図 13 (a) は、収差（散乱による劣化）のない理想的な被写体 790 の像を示す。また図 13 (b) は、S810 におけるゲート撮像の結果取得した像を示す。散乱によって図 13 (a) の像が歪められている。このように、S810 では、被写体像 790 の一部の観測信号を取得する。ここで、観測信号として設定する条件として、画像の輝度値がある閾値以上である、或いは特徴的な形状が確認できるなどでもよい。撮像画像に対してエッジ処理やフィルタ処理を行って、特徴的な形状を抽出してもよい。または、予め様々な散乱条件下で撮像した人工物、人物などの画像を学習し、その特徴量を参考に観測信号を判断することも可能である。

10

20

### 【0102】

次に、S820において、波面成形処理 S830 を実行するための最適化の目的関数を設定する。S810において、被写体 790 に関連する観測信号を取得しているので、これを利用する。例えば、S810 で得た観測信号（図 13 (b)）に対して、ある閾値を設定して 2 値化処理を実行し、これによって抽出した領域全体をターゲット領域とする（図 13 (c)）。ここで、閾値は、撮像画像の輝度値のヒストグラムを参考に決定してもよい。また、ターゲット領域が極端に小さくならない範囲で、できるだけ閾値は大きく設定した方がよい。2 値化処理によって、S810 の観測信号に付随して取得された、散乱光などのノイズ成分を除去することができる。ゲート撮像した画像で、このターゲット領域にある画素の輝度値の平均値、或いは総和を目的関数として設定することができる。或いは、ターゲット領域のうち、任意の 1 画素以上の部分領域を設定し、その部分領域について、上述のように輝度値の和を目的関数としてもよい。部分領域の設定は、撮影者が任意に、注目する領域として設定してもよい。ここで、2 値化処理によって、ターゲット領域が撮像画像中で複数の領域に分かれても、上記のように目的関数を決めてよい。或いは、分割した領域をそれぞれ別々のターゲット領域とし、最適化の目的関数を個別に設定して、それぞれ独立に S830 の波面成形の処理を実行することも可能である。また、目的関数の設定として、ターゲット領域を設定した後に、撮像画像中のターゲット領域とその周辺近傍領域の輝度値で算出する画像のコントラスト値を目的関数としてもよい。このように、S820において、S810 で測定した被写体起因の観測信号に基づいて、最適化の目的関数に用いる信号（輝度値の和、或いはコントラスト値）を設定する。このように、ゲート撮像画像に対して、最適化によって波面成形を実行する場合には、目的関数の位置や領域を明確に定義しておく必要がある。この目的関数の設定は、S810 の結果を踏まえて、撮影者が決めてよいし、制御・処理部 730 が自動で判断して実行してもよい。また、被写体 790 について、何らかの事前情報がある場合には、その情報に基づいてターゲット領域、及び目的関数を設定してもよい。

30

40

### 【0103】

次の S830 では、S820 で設定した目的関数の値が最大になるように、被写体 790 に照射するパルス光ビームの波面を成形（最適化）する。この最適化処理では、パルス光ビーム 760 の波面を成形して被写体 790 に照射し、ゲート撮像して目的関数の値を評価する。この波面成形、ビーム照射、ゲート撮像、目的関数の評価を反復し、目的関数

50

の値が向上するように波面を最適化する。反復は、予め設定した反復回数、或いは、所望の目的関数の値に至るまで実行する。S830の波面成形処理は、第一の実施形態で説明した図3と同様に行う。図3では、ターゲット領域の光音響信号をモニタし、同信号が最大になる位相を設定している。これに対し、本実施形態では、S820で設定した目的関数の値が最大になるように位相を設定すればよい。ゲート撮像画像から被写体790に起因する信号領域（ターゲット領域）を特定し、同領域に基づいて最適化の目的関数を設定し、波面成形することが特徴である。

#### 【0104】

次にS840において、S830で最適化されたパルス光ビーム760を被写体790に照射し、ゲート撮像することで撮像画像を取得する（図13（d））。S830の処理によって、被写体790をより効果的に照射し、カメラ720でより高SNに被写体像を撮像することができる。

#### 【0105】

さらに、図14に示すように、S840の実行後、S830で得られた波面761を用い、被写体790におけるターゲット領域791に対して、パルス光ビームの照射角度を水平方向にスキャンしながらゲート撮像を実行する。ここで、水平方向とは、被写体を含む大気（媒質）の、ゲート撮像装置700から見て奥行き方向（深さ方向；Z）に対して垂直な面内での水平方向（横方向；X）とする。これにより、広範囲（広画角）において撮像画像を取得することができる。撮像する領域の範囲（目標位置・範囲）は予め決めていてもよいし、撮像画像から決定してもよい。スキャン量795は、例えばSLM713にスキャン量に応じた線形の位相シフト量を、S830で得られた位相分布に足し合わせてスキャンしてもよい。或いは、別途走査光学系があって、それを用いてスキャンを行ってもよい。ここで、このスキャンは、散乱の相関が保持される範囲で実行する。入射角度を変えても散乱に相関がある範囲では、S830による波面成形の効果が保持される。この効果を利用して、ターゲット領域の近傍をイメージングすることも可能である。スキャンの範囲は、入射角度を変えて撮像した結果から、S820で設定した目的関数をモニタすることで範囲を決めてよい。例えば、目的関数がS830の処理の初期値より大きい範囲であればよい。

#### 【0106】

さらに、上述のようにスキャンを実行した結果、撮像画像中の被写体790の像の輝度値が低下した場合、再度波面成形処理を実行する。例えば、目的関数の閾値を決め、閾値以下にならない範囲で、スキャン範囲を最大に設定する。この範囲を超えてさらにスキャンする場合、前回S830で成形された波面を初期値に、再度S830の波面成形処理を実行する。このとき、被写体790を再度設定し直し、目的関数も再設定してもよい（S820）。このように再度波面成形処理を行って、S840のゲート撮像を行う。このように、波面成形処理とゲート撮像を反復させながら、より広い画角を高SNにゲート撮像することが可能である。このとき、波面成形処理は、散乱の相関を利用し、前回の波面成形処理による効果を保ちながら実行することで、高速に効率的にスキャン後の最適な入射波面を取得することができる。上記目的関数の閾値は、例えば、S830で得られた値の半分の値、或いは30%の値に設定する。

なお、スキャンは被写体790に対して、上述の深さ方向（Z）に対して垂直な面内における垂直方向（縦方向；Y）であってもよい。最終的に、各撮像画角で撮像した画像をつなげて表示部140に表示してもよい。

#### 【0107】

以上のように、本実施例では、まず、ある撮像画角における被写体までの距離（第1の距離）にある第1の測定位置における被写体の輝度信号の強度（目的関数）が高くなるように、第1の最適化処理を行って第1の波面を形成する。そして、目標位置（撮像する画角範囲）に近づくように、パルス光ビームの照射角度を制御することで測定位置を変更し（第2の測定位置）、媒質に第1の波面を有する光を照射させるとともに、該変更した測定位置（第2の測定位置）から発生する被写体の輝度信号の強度が高くなるように、第2

10

20

30

40

50

の最適化処理を行って第1の波面を更新する（第2の波面）。以上を、第2の測定位置が目標位置に到達するまで反復処理することを特徴とする。

#### 【0108】

以上、本発明に係る実施形態を例示的な実施形態を参照して説明したが、本発明が上述の実施形態に限定されないことを理解すべきである。添付の特許請求の範囲の範囲は、そのような変形並びに同等の構造及び機能をすべて含むように最も広い意味での解釈とみなされるべきである。

#### 【0109】

また、上述の実施形態の機能を実現するソフトウェアのプログラムを、記録媒体から直接、或いは有線／無線通信を用いてプログラムを実行可能なコンピュータを有するシステム又は装置に供給し、そのプログラムを実行する場合も本発明に含む。

10

#### 【0110】

従って、本発明の機能処理をコンピュータで実現するために、該コンピュータに供給、インストールされるプログラムコード自体も本発明を実現するものである。つまり、本発明の機能処理を実現するための手順が記述されたコンピュータプログラム自体も本発明に含まれる。

#### 【0111】

その場合、プログラムの機能を有していれば、オブジェクトコード、インタプリタにより実行されるプログラム、OSに供給するスクリプトデータ等、プログラムの形態を問わない。プログラムを供給するための記録媒体としては、例えば、ハードディスク、磁気テープ等の磁気記録媒体、光／光磁気記憶媒体、不揮発性の半導体メモリでもよい。

20

#### 【0112】

また、プログラムの供給方法としては、コンピュータネットワーク上のサーバに本発明を形成するコンピュータプログラムを記憶し、接続のあったクライアントコンピュータがコンピュータプログラムをダウンロードしてプログラムするような方法も考えられる。

#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0113】

本発明は、診断などの医療用途に用いられる画像を提供する装置に好適に利用できる。

#### 【符号の説明】

#### 【0114】

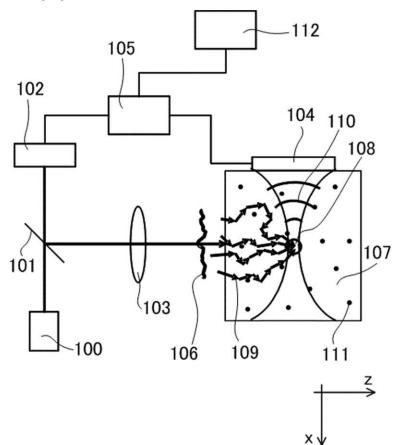
30

102 SLM

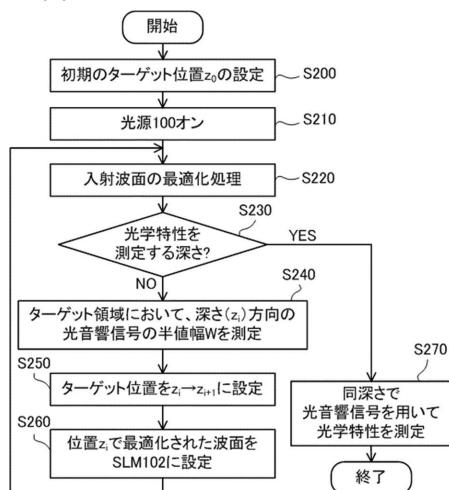
104 超音波トランステューサ

105 制御装置

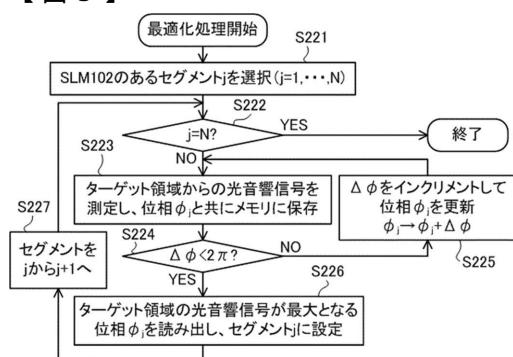
【図1】



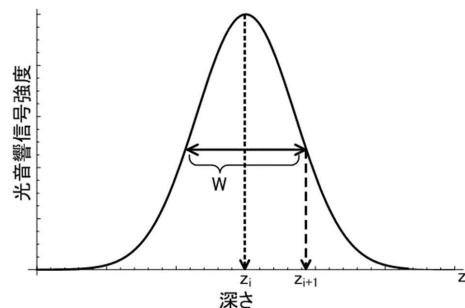
【図2】



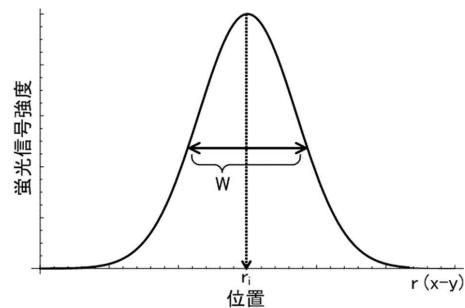
【図3】



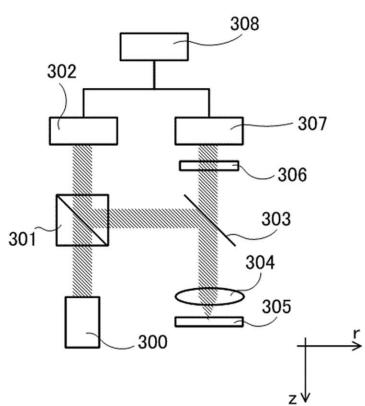
【図4】



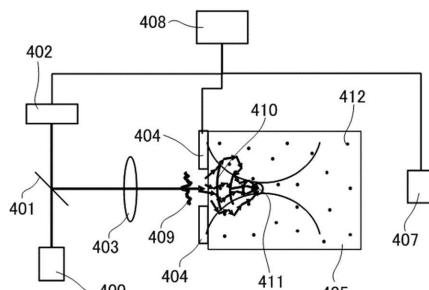
【図6】



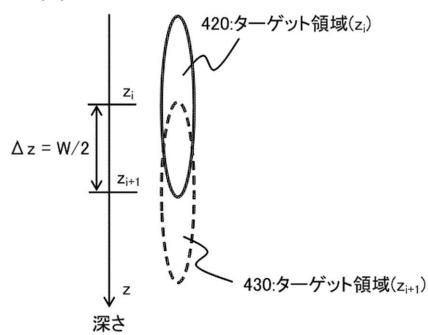
【図5】



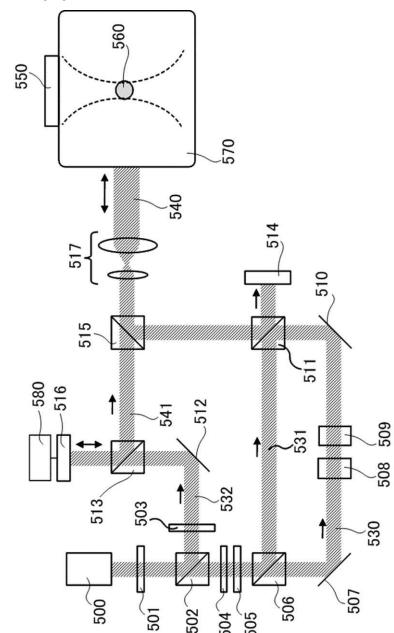
【図7】



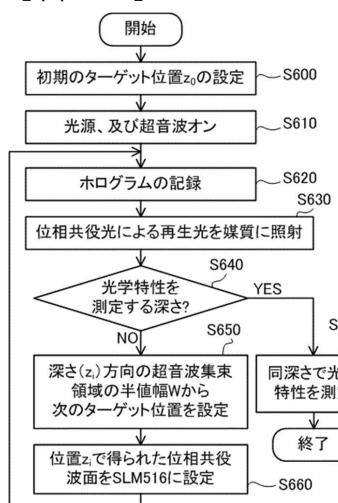
【図 8】



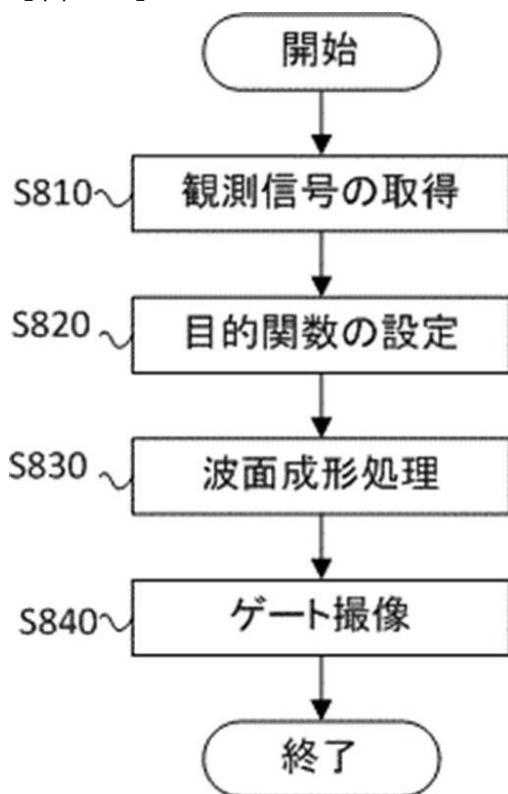
【図 9】



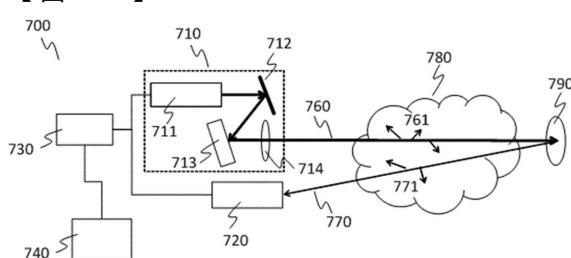
【図 10】



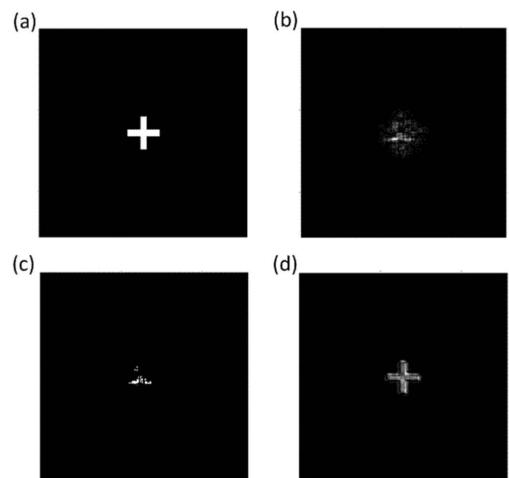
【図 12】



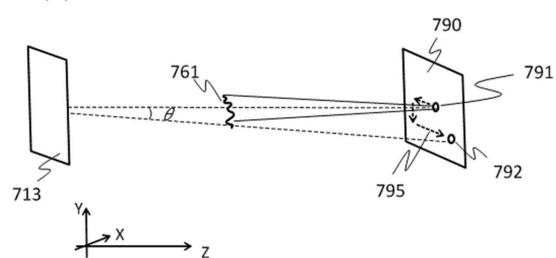
【図 11】



【図 1 3】



【図 1 4】



---

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
G 03 H 3/00 (2006.01) G 03 H 3/00

(56)参考文献 国際公開第2014/136784 (WO, A1)  
特表2014-504901 (JP, A)  
米国特許出願公開第2014/0009808 (US, A1)  
米国特許出願公開第2012/0182558 (US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B	8 / 00	-	8 / 15
G 01 N	21 / 00		
G 01 N	21 / 17		
G 01 N	21 / 45		
G 01 N	21 / 64		
G 03 H	3 / 00		