

(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2016-217860

(P2016-217860A)

(43) 公開日 平成28年12月22日 (2016. 12. 22)

(51) Int.Cl.  
G01N 21/17 (2006.01)

F I  
G O 1 N 21/17 6 1 0

テーマコード (参考)  
2 G O 5 9

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2015-102449 (P2015-102449)  
(22) 出願日 平成27年5月20日 (2015. 5. 20)

(71) 出願人 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 倫也  
(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

最終頁に続く

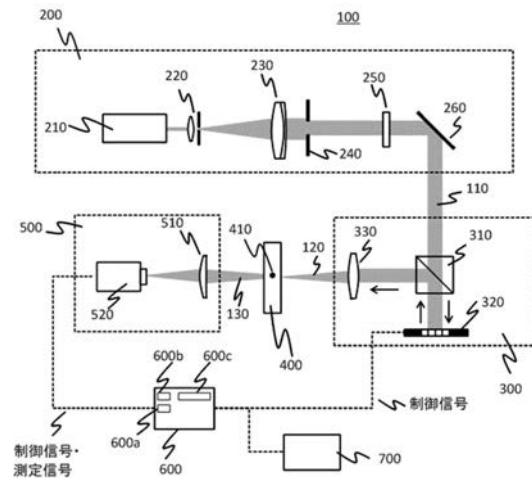
(54) 【発明の名称】 制御装置、測定装置、制御方法、プログラム、記憶媒体

(57) 【要約】

【課題】被検体内部の光学特性の測定に有利な制御装置を提供する。

【解決手段】制御装置は、光が照射された被検体から出射する光を測定することで得られる測定信号を取得する取得部(600a)と、前記測定信号を統計処理して得られる統計量に応じて変化する目的関数を算出する演算部(600b)と、前記目的関数が最小となるように、前記被検体に照射する光の波面の変調量を制御する制御部(600c)と、を有する。

【選択図】 図3



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

光が照射された被検体から出射する光を測定することで得られる測定信号を取得する取得部と、

前記測定信号を統計処理して得られる統計量に応じて変化する目的関数を算出する演算部と、

前記目的関数が最小となるように、前記被検体に照射する光の波面の変調量を制御する制御部と、

を有することを特徴とする制御装置。

## 【請求項 2】

前記制御部は、前記変調量を変更しながら前記取得部及び前記演算部に処理を繰り返し行わせることで、前記目的関数が最小となる時の前記変調量を決定することを特徴とする請求項 1 に記載の制御装置。

## 【請求項 3】

前記変調量は、位相変調量および振幅変調量のうち少なくとも 1 つであることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の制御装置。

## 【請求項 4】

前記制御部は、前記測定信号のうちの注目領域を設定し、

前記演算部は、前記注目領域において前記目的関数を算出することを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項に記載の制御装置。

## 【請求項 5】

前記被検体は、時間の経過とともに光学特性が変化する領域を含み、

前記制御部は、前記被検体の前記光学特性が変化する領域を、前記注目領域に設定することを特徴とする請求項 4 に記載の制御装置。

## 【請求項 6】

前記制御部は、前記変調された波面の光を前記被検体に対し走査するように制御することを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれか 1 項に記載の制御装置。

## 【請求項 7】

前記統計量は、前記測定信号の強度の標準偏差、分散、および平均値のうち少なくとも 1 つであることを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 項に記載の制御装置。

## 【請求項 8】

前記目的関数は、前記標準偏差と前記平均値に基づくスペckルコントラストであることを特徴とする請求項 7 に記載の制御装置。

## 【請求項 9】

前記統計量は、前記測定信号の時間的な相関であることを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 項に記載の制御装置。

## 【請求項 10】

被検体に照射する光の波面を変調する変調部と、

前記被検体から出射する光を測定して測定信号を出力する測定部と、

前記変調部と前記測定部とを制御する制御装置と、

を備え、

前記制御装置は、請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 項に記載の制御装置であることを特徴とする測定装置。

## 【請求項 11】

前記測定部は、前記被検体を撮像する撮像部を含み、

前記演算部は、前記撮像部から得られる画像のコントラスト値を演算し、前記統計量と前記コントラスト値を変数とした目的関数を算出することを特徴とする請求項 10 に記載の測定装置。

## 【請求項 12】

前記目的関数は、前記コントラスト値が第 1 の値のときよりも前記第 1 の値より大きい

10

20

30

40

50

第2の値のときの方が小さくなるように構成されていることを特徴とする請求項11に記載の測定装置。

【請求項13】

前記被検体は、時間の経過とともに光学特性が変化する領域を含み、前記測定部は、空間的又は時間的に複数回測定を行うことで、前記光学特性の時間の経過による変化を取得することを特徴とする請求項10ないし12のいずれか1項に記載の測定装置。

【請求項14】

光が照射された被検体から出射する光を測定することで得られる測定信号を取得する取得ステップと、

前記測定信号を統計処理して得られる統計量に応じて変化する目的関数を算出する演算ステップと、

前記目的関数が最小となるように、前記被検体に照射する光の波面の変調量を制御する制御ステップと、

を有することを特徴とする制御方法。

【請求項15】

前記制御ステップでは、前記変調量を変更しながら前記取得ステップ及び前記演算ステップを繰り返し行わせることで、前記目的関数が最小となるときの前記変調量を決定することを特徴とする請求項14に記載の制御方法。

【請求項16】

請求項14または15に記載の制御ステップをコンピュータに実行させるプログラム。

【請求項17】

コンピュータに、請求項14または15に記載の制御方法の各ステップを実行させるためのプログラムが記憶されたコンピュータが読み取り可能な記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、制御装置に関し、特に被検体の内部の光学特性の測定を制御する制御装置に関する。

【背景技術】

【0002】

非特許文献1は、生体などの被検体である散乱媒質に光を照射し、媒質を透過した散乱光をCCDで観察する技術について開示している。また、非特許文献1は、撮像された画像のある特定位置の光強度が向上するように入射波面を空間光変調器(SLM: Spatial Light Modulator)を用いて成形する技術について開示している。この非特許文献1によれば、透過光強度の測定と入射波面の成形という反復処理を実行した後に、媒質越しの任意の位置に光をフォーカスできることが実証されている。この技術を応用し、特許文献1では、モニタする信号として、透過光強度の代わりに、蛍光(多光子吸収など)信号を用いる技術について開示している。特許文献1によれば、蛍光信号が向上するように、入射波面を成形することで、媒質内部の蛍光の発光点へ光をフォーカスさせ、蛍光信号をイメージングすることができる。また、特許文献2および3では、集束超音波を利用し、モニタする信号として、特許文献2では光音響信号、特許文献3では超音波で変調され周波数シフトした光(超音波変調光)を用いる技術について開示している。特許文献2および3でも、モニタする信号が向上するように入射波面を成形することで、媒質内部の超音波集束位置へ光をフォーカスさせることができる。このように、モニタする信号と波面成形とを組み合わせながら、媒質越し、或いは媒質内部の平均輸送距離以上の位置へ光をフォーカスさせることが可能となる。特許文献2や3では、モニタする信号の強度向上効果を利用し、同モニタ信号で媒質内部を高SNR(Signal-to-Noise Ratio)にイメージングすることができる。また、非特許文献2では、蛍光プローブや集束超音波を用いずに、媒質内部の光吸収特性の変化、或いは散乱体の変位を利用して媒質内部に光をフォーカスさせる技術が開示されている。非特許文献2では

10

20

30

40

50

、媒質内部の変化の前後で媒質を透過した2つの散乱波をホログラムで記録し、これら2つの散乱波面の差分から得られる波面に対して、位相共役波を生成し、これを再度媒質に入射させている。この位相共役波は、媒質内部の変化が生じた局所位置へと伝搬し、この効果を利用することで、媒質内部をイメージングできることが実証されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】米国特許出願公開第2013/0182253号明細書

【特許文献2】米国特許出願公開第2011/0083509号明細書

【特許文献3】米国特許出願公開第2012/0127557号明細書

10

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献1】I. M. Vellekoop and A. P. Mosk, "Focusing coherent light through opaque strongly scattering media", *Optics Letters* Vol. 32, No. 16 2309-2311 (2007)

【非特許文献2】C. Ma et al., "Time-reversed adapted-perturbation (TRAP) optical focusing onto dynamic objects inside scattering media", *Nature Photonics*, (2014)

20

【非特許文献3】Donald B. Conkey et al., "Genetic algorithm optimization for focusing through turbid media in noisy environments", *Optics Express* Vol. 20, No. 5 4840-4849 (2012)

【非特許文献4】Antonio M. Caravaca-Aguirre, Eyal Niv, Donald B. Conkey and Rafael Piestun et al., "Real-time resilient focusing through a bending multimode fiber", *Optics Express* Vol. 21, No. 10 12881-12887 (2012)

30

【非特許文献5】Rong Liu, Jia Qin, and Ruikang K. Wang, "Motion-contrast laser speckle imaging of microcirculation within tissue beds in vivo", *Journal of Biomedical Optics*, Vol 18 (6) 060508 (2013)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

前述の波面成形技術を利用し、被検体である散乱媒質内部に光を集光させる場合、被検体内部の局所位置から発生した信号をモニタする必要がある。モニタする信号として、特許文献1のように蛍光プローブを利用する場合、被検体内部に蛍光プローブを注入する必要がある、被検体に対して侵襲となる。また、注入後は、蛍光プローブの位置を任意に変えることは困難で、集光位置の自由度は制限される。これに対し、特許文献2や3のように超音波を用いる場合、被検体の外部から自由に超音波集束位置や集束サイズを制御できる。しかし、装置構成として超音波装置が別途必要なこと、及び、超音波を被検体内部に送信するために超音波プローブを被検体とカップリングさせる（音響マッチング）必要性から、超音波プローブを被検体に対して接触させ、またマッチング液を用いる必要がある。従って、非侵襲・非接触で被検体を測定したい場合、上記の蛍光や超音波をモニタ信号として用いることはできない。これに対し、非特許文献2のように、媒質内部の内因的な光学特性の変化を利用する手法は、非侵襲・非接触に被検体内部に光をフォーカスさせ、

40

50

さらにイメージングすることができる。しかし、この手法は、位相共役波を生成するために、被検体から射出される散乱波をホログラムで記録する必要があり、参照光路を別途設けて干渉計測を行う。また、特に透過型の配置では、ホログラムの記録と再生時で、それぞれ物体光と再生光が被検体を往復し、被検体の両側でそれぞれ光を検出できるように検出器を配置する必要がある。このように、測定装置の構成が比較的複雑になる。また、変化の前後で内因的な信号に突発的なノイズがのった場合、差分で得られる位相共役波は、変化発生個所へ正しくフォーカスされない。

【0006】

そこで、本発明は、上記課題を鑑み、被検体内部の光学特性の測定に有利な制御装置、測定装置、制御方法、プログラム、記憶媒体を提供する。

10

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の一側面としての制御装置は、光が照射された被検体から出射する光を測定することで得られる測定信号を取得する取得部と、前記測定信号を統計処理して得られる統計量に応じて変化する目的関数を算出する演算部と、前記目的関数が最小となるように、前記被検体に照射する光の波面の変調量を制御する制御部と、を有することを特徴とする。

【0008】

本発明の他の目的及び特徴は、以下の実施例において説明される。

【発明の効果】

20

【0009】

本発明によれば、被検体内部の光学特性の測定に有利な制御装置、測定装置、制御方法、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】

【0010】

【図1】本発明の実施形態にかかる撮像装置（測定装置）の構成を示す模式図である。

【図2】本発明の実施形態にかかる測定・撮像の処理フローを模式的に示す図である。

【図3】第一の実施形態の装置構成を模式的に示す図である。

【図4】第一の実施形態における、波面成形処理の例示的な処理フローを示す図である。

【図5】第一の実施形態における測定信号の一部を模式的に示す図である。

30

【図6】第一の実施形態における、波面成形処理で用いるパターンを模式的に示した図である。

【図7】第二の実施形態における測定信号について説明する模式図である。

【図8】第三の実施形態の装置構成の一部を模式的に示す図である。

【図9】第三の実施形態における測定信号を模式的に示す図である。

【図10】第三の実施形態における、別の装置構成の一部を模式的に示す図である。

【図11】第四の実施形態における測定信号の一部を模式的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

近年、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、或いは低侵襲で測定、或いは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、生体組織中では、光はランダムに散乱されて伝搬するため、平均輸送距離  $l_t'$  (Transport mean free path) 以上は直進しない。従って、平均輸送距離  $l_t'$  (生体組織では、およそ  $l_t' = 1\text{mm}$ ) 以上深い位置に光をフォーカスさせることはできない。この根本的な問題が、生体光イメージングにおける解像度や測定深度(侵達長)の低下を引き起こす。従来、例えば、共焦点顕微鏡や、OCT (Optical Coherence Tomography) などに代表される、散乱光を除去し、信号光(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する手法がある。しかし、これらの手法は、解像度は高いが、侵達長は  $1\text{mm}$  未満である。平均輸送距離を超えた深さでは、散乱により信号光が指数関数的に減少する。

40

50

## 【 0 0 1 2 】

このような根本的な散乱の課題に対し、本発明では、上述の媒質へ入射する光の波面を適切に成形することで、散乱媒質内部の特定の位置に効率的に光を送り込む技術を採用している。

## 【 0 0 1 3 】

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。

## 【 0 0 1 4 】

図 1 は、本発明における測定・撮像を実施するための撮像装置（測定装置）の基本的な構成を模式的に表したものを示す。撮像装置 1 0 0 は、光源部 2 0 0、波面成形・光照射部 3 0 0、測定部 5 0 0、制御・解析部 6 0 0、表示部 7 0 0 から構成される。また、測定対象である被検体 4 0 0 は、生体組織を含み、被検体内部のある局所位置において、光学特性（散乱特性、吸収特性など）が時間経過に伴い変化するものである。換言すれば、被検体 4 0 0 は、時間の経過とともに光学特性（散乱特性、吸収特性など）が変化する領域を含んでいる。

10

## 【 0 0 1 5 】

光源部 2 0 0 は、可視から近赤外の範囲の波長の光を放射する光源を含み、光源から放射された光は、波面成形・光照射部 3 0 0 で波面が成形されて被検体 4 0 0 に入射する。被検体 4 0 0 から出射した光（透過光、或いは反射光）を測定部 5 0 0 で測定する。一方、制御・解析部 6 0 0 は、これらの各構成要素を図 2 に示す処理フローに従って制御する。このように、制御・解析部 6 0 0 は、光源部 2 0 0、波面成形・光照射部 3 0 0、測定部 5 0 0、および表示部 7 0 0 を制御する制御装置として機能する。また、制御・解析部 6 0 0 は、測定部 5 0 0 で測定された信号を解析する。制御・解析部 6 0 0 で解析された測定結果は、表示部 7 0 0 に出力される。図 2 は、本発明の撮像方法の基本的な処理フローを示した図である。図 2 のフローチャートにおける各ステップは、制御・解析部 6 0 0 の CPU の指示に基づいて実行される。まず S 1 0 0 0 で、被検体 4 0 0 に対して、測定・撮像したい領域（測定領域）を設定する。そして、同領域に光が照射され、被検体 4 0 0 から透過、或いは反射した射出光を測定部 5 0 0 で測定できるように、波面成形・光照射部 3 0 0 や、或いは測定部 5 0 0 がそれぞれ調整される。次に S 2 0 0 0 で、被検体 4 0 0 に入射する光の波面を、後述する波面成形処理によって成形する。次に S 3 0 0 0 で、成形された波面の光を被検体に照射する。次に S 4 0 0 0 で、被検体から出射する光を測定部 5 0 0 で測定（撮像）する。得られた測定データ、或いは撮像画像に対し、必要に応じて解析部 6 0 0 で処理を施した後に、S 5 0 0 0 で測定結果（画像）を表示部 7 0 0 に表示する。以上が、本発明の基本的な装置構成と処理の流れであり、これを踏まえ、以下でそれぞれの実施形態について説明する。

20

30

（第一の実施形態） 以下に、本発明の第一の実施形態に係る撮像装置および撮像方法について説明する。図 1 および図 2 と同じ構成については同一の番号を付与し説明を省略する。図 3 は、本実施形態の例示的な装置構成について示した図である。本実施形態における撮像装置は、被検体 4 0 0 として、指や手などを含む生体組織を対象とし、被検体内部の血管 4 1 0 を撮像することで、診断などの医療用途に用いられる画像を提供する装置である。

40

## 【 0 0 1 6 】

光源部 2 0 0 は、光源 2 1 0 を含み、光源部 2 0 0 からは所望のビームサイズでコリメートされた光 1 1 0 が出力される。光源 2 1 0 は、一例として、4 0 0 n m ~ 1 , 5 0 0 n m などの可視から近赤外の範囲の波長の光で、強度が時間的に一定な連続光（C W 光：C o n t i n u o u s W a v e 光）を放射するレーザーである。例えば波長は、被検体 4 0 0 の主要な構成成分である水、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波長を選択することができる。或いは、目的に応じて、波長は上記の範囲以外であってもよいし、レーザーは任意の周波数で強度変調された光や、或いはパルス光を放射してもよい。また、被検体 4 0 0 に照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。さらに、光源 2 1 0 から放射される光のコヒ

50

ーレンズ長は十分長い（例えば、数10cm以上である）ほうが望ましい。光源210から射出された光は、空間フィルタ220、及びレンズ230によって平行光とし、ビームサイズと光強度を、それぞれ可変絞リ240とNDフィルタ250を用いて適切に調整する。なお光強度は、NDフィルタ250の代わりに、光源210の出力を直接調整してもよい。ビームサイズは、後述の空間光変調器320の有効領域を基準に調整する。

#### 【0017】

ビームサイズと光強度が調整された光110は、ミラー260によって反射され光源部200から出力された後、波面成形・光照射部300に入力される。入力光110は、ビームスプリッタ(BS)310を透過して、空間光変調器(SLM; Spatial Light Modulator)320に入射する。SLM320は、例えばliquid crystal on silicon(LCOS)を用いることができる。また、SLM320は反射型でもよいし、透過型のデバイスであってもよい。SLM320は、制御・解析部であるPC600に接続され、図2の波面成形処理S2000の処理に基づき波面を成形(位相変調)する。換言すれば、SLM320は、被検体400に照射する光の波面を変調する変調部として機能する。なお、SLM320に入力される光110の偏光は、SLM320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。SLM320を反射し、波面成形された光120は、BS310を反射して、レンズ(光学系)330を通して波面成形・光照射部300から出力される。波面成形・光照射部300から出力された光は、被検体400に入射する(被検体400を照明する)。このとき、レンズ330とSLM320の間隔、及び、レンズ330と被検体400の入射面の間隔は、どちらもレンズ330の焦点距離と等しい。SLM320と被検体400の入射面はフーリエ変換の関係にあり、SLM320で成形された波面をフーリエ変換した分布の光が被検体400に入射される。

#### 【0018】

被検体400を透過して出射する散乱光130は、測定部500に入力されるとともに測定(撮像)される。このように測定部500は、被検体400から射出される光を測定(撮像)する機能を有する。測定部500は、レンズ(光学系)510とCCD520とを有し、散乱光130は、レンズ510を介して、CCD520に結像する。ここで、CCDの代わりにエリアセンサとして、CMOSセンサ、イメージインテンシファイアを有するエリアセンサ、EMCCD、sCMOSなどが適用可能である。また、CCD520は、PC600に接続されていて、PC600によって制御される。CCD520によって撮像された画像はPC600に転送され、PC600の取得部600aによって取得される。また、取得部600aによって取得された撮影画像は、PC600の演算部600bによって解析される。取得部600aおよび演算部600bは、PC600の制御部600cにより制御される。また、解析され生成される画像は、表示部であるモニター700に表示される。モニター表示の際に、必要に応じて測定データや画像を見やすいように処理(エッジ強調、ガンマ補正、色補正など)が施されてもよい。

#### 【0019】

被検体400の内部には本装置の撮像対象である血管410を含み、同局所位置に効率的に光を送って(フォーカスさせて)、同位置にある血管410を高精度にイメージングすることが本発明の目的である。この目的のため、本実施形態においては、被検体400内部の血管410における光学特性の時間変化を利用する。血管410部位では血流があり、光学的には、血管を流れる様々な細胞などの微小物体(散乱体)が移動するため、時間経過と共に散乱が変化する。この変化の影響を受け、測定部500で測定される信号は変化する。いま、ある測定時間内において、この血管410以外の領域では光学特性は変化しないと考えれば、測定信号に含まれる信号の変化は、この局所的な血管部位における光学特性の変化に起因する。この変化を、測定信号を統計的に処理することで抽出し、波面成形のモニター信号として利用することが本発明の特徴である。これにより、蛍光プローブや超音波装置を用いず、非侵襲・非接触に、散乱媒質である被検体内部の局所領域(血管部位)に光を効率的に集め、同領域をイメージングする。

## 【 0 0 2 0 】

以下で、上記の統計処理を利用した波面成形処理を含む、本実施形態の処理フローについて説明する。まず、基本的な処理フローは前述の図2に示した方法と同様である。S1000の測定領域の設定では、撮像対象である血管410を設定した上で、同位置が撮像されるように波面成形・光照射部300及び測定部500を調整する。測定領域の設定は、プレ測定で事前に被検体400を撮像し、その画像に基づいて設定してもよい。次に、S2000の波面成形処理の詳細について、図4を用いて説明する。図4のフローチャートにおける各ステップは、PC600の制御部600cの指示に基づいて実行される。まず、S2010で波面を成形（最適化）する上で目的関数を設定する。この目的関数は、CCD520で撮像される画像に対して統計処理して得られる値（統計量）に基づいて設定する。具体的には、撮像画像に対して、式1で表されるスペックルコントラスト $C_s$ の値を目的関数に設定する。

10

## 【 0 0 2 1 】

【数1】

$$C_s = \sigma_s / \langle I \rangle \quad (\text{式1})$$

## 【 0 0 2 2 】

ここで、 $I$ はCCDの各画素で計測される光強度で、 $\langle \rangle$ は画像内の平均値を示す。また、 $\sigma_s$ は画像内の光強度 $I$ の標準偏差を示す。測定部500は、空間的に複数回測定を行うことで、被検体内部の光学特性の時間の経過による変化を取得することができる。この式1で表される光強度 $I$ の標準偏差と平均値に基づくスペックルコントラストが目的関数となる。入射光120はコヒーレンス長が比較的長い光なので、CCD520で撮像される画像は、図5に模式的に示すように、ランダムなスペックルパターンを含む画像800となる。なお、スペックルコントラスト $C_s$ を測定するために、CCD520で観測されるスペックル粒（speckle grain）が解像できるように、測定部500を制御して、スペックル粒サイズを適度に調整する。一方で、統計量を多くスペックルを測定して、スペックルコントラスト $C_s$ を評価するために、スペックル粒をできるだけ小さくした方がよい。従って、CCD520の画素サイズとスペックル粒のサイズが同じか、或いはスペックル粒のサイズがCCDの画素サイズよりやや大きい（数画素）程度であることが望ましい。また、予め撮像装置100におけるスペックルコントラスト $C_s$ の変動レベルをシステムノイズとして測定し以下の処理で用いてもよい。

20

30

## 【 0 0 2 3 】

次にS2020では、SLM320に読み込む位相変調パターン $j$ （ $j = 1 \sim N$ ）を選択する。このパターンに応じて、以下に示すS2030～S2080までの処理によって、被検体400に入射する光の波面が成形（変調）される。ここで図6にいくつかのパターンの例を示す。例えば、図6(a)に示すように変調領域321（図中黒色）と非変調領域322（図中白色）がランダムに分布するパターンを用いてもよい。或いは、図6(b)に示すアダマール基底（Hadamard basis）を用い、変調領域323と非変調領域324を設定するか、或いは領域323と領域324を変調領域としそれらの間に位相差を与えたパターンでもよい。或いは、図6(c)に示すように、SLM320のある1つの（単一の）セグメント327をパターンとして設定してもよい。ここでセグメントとは、SLM320の複数の画素を統合した領域で、位相変調する際の最小単位であり、セグメント内は一律に位相を変調する。セグメントのサイズは測定条件に応じて任意に設定でき、SLMの画素単位をセグメントに設定してもよい。このとき、セグメント327以外の領域326は非変調領域となる。また、パターンの数 $N$ も任意に設定することができる。パターンの数 $N$ を増やせば、波面成形によるフォーカスの効果で、測定信号のSNRは向上する。一方で、パターン数 $N$ を増やせば、S2020の反復回数が増えるため、より測定時間を要する。従って、測定のSNRと測定時間のバランスを考慮してパターン数 $N$ を設定する。なお、各パターンが互いに直交する基底であることが望ましい。S2020で $j$ 番目のパターンを選択した後、S2030でSLM320にそのパター

40

50



ンを読み込む（設定する）。なお、パターンは、S 2 0 2 0 の時点で計算して生成してもよいし、予め生成され P C 6 0 0 のメモリに保存されているものを読み出してもよい。

#### 【 0 0 2 4 】

次に S 2 0 4 0 で、パターン  $j$  に応じて S L M 3 2 0 で位相変調を行う。このときパターン  $j$  の各画素  $i$ （或いはセグメント  $j$ ）の位相  $\phi_i$  を S L M 3 2 0 に設定し、入射光 1 2 0 の波面を成形して被検体 4 0 0 を照射する。ここで、各画素  $i$  の位相は、 $j - 1$  回目の処理で得られた位相分布に設定されている。S 2 0 5 0 で、被検体 4 0 0 からの射出光 1 3 0 を測定部 5 0 0 で撮像する。換言すれば、S 2 0 5 0 で、測定部 5 0 0 は、波面成形された光が照射された被検体 4 0 0 から出射する光を測定する。そして、取得部 6 0 0 a は、測定部 5 0 0 から出力される撮像画像（測定信号）を取得する。このように、取得部 6 0 0 a は、被検体から出射する光を測定することで得られる測定信号を取得する。次に S 2 0 6 0 の測定データの評価において、演算部 6 0 0 b は、取得した画像を統計処理して得られる統計量に応じて変化する目的関数を演算（算出）する。すなわち、演算部 6 0 0 b は、取得した画像に対して、式 1 を用いて画像のスペックルコントラスト  $C_s$  を計算する。計算されたスペックルコントラスト  $C_s$  は、後述する位相  $\phi_k$  の値と共に、P C 6 0 0 のメモリに保存される。S 2 0 7 0 では、位相  $\phi_k$  が 2 を超えていれば S 2 0 8 0 に移り、超えていなければ S 2 0 7 1 に移り、制御部 6 0 0 c は以下のようにして位相  $\phi_i$  の値を更新（変更）する。ここで、位相  $\phi_k$  は、位相の更新量であり、離散化された位相のステップサイズ  $\Delta\phi_k$  を用いて、 $\phi_k = k \times \Delta\phi_k$ （ただし、 $k = 1 \sim N_k$ ）で決定される。k は S 2 0 7 0 における反復回数で、 $N_k$  は変調する位相の分割数である。S 2 0 7 1 では、この位相  $\phi_k$  を用いて、画素  $i$  の位相  $\phi_i$  を、 $\phi_i + \phi_k$  のようにして位相を更新する。すなわち、制御部 6 0 0 c は、被検体 4 0 0 に照射する光の波面を変調する変調量を制御する。ここで、ステップサイズ  $\Delta\phi_k$  は測定の精度やスピードを考慮して設定する。この新たに更新された位相  $\phi_i$  に対し、前述と同様に S 2 0 4 0 ~ S 2 0 6 0 において、スペックルコントラスト  $C_s$  を算出し、P C 6 0 0 のメモリに格納する。これを  $\phi_k$  が 2 を超えるまで繰り返した後に S 2 0 8 0 に移る。換言すれば、制御部 6 0 0 c は、S 2 0 8 0 に移るまで、位相変調量を変更しながら、取得部 6 0 0 a による取得（S 2 0 5 0）と演算部 6 0 0 b による演算（S 2 0 6 0）を繰り返し行わせる。S 2 0 8 0 では、メモリに保存されたパターン  $j$  の位相変調に関する測定データから、パターン  $j$  において、スペックルコントラスト  $C_s$ （目的関数）が最小となるときの位相  $\phi_j$  を読み出し、パターン  $j$  の各画素  $i$  に設定する（ $\phi_i = \phi_j$ ）。このように、制御部 6 0 0 c は、目的関数が最小となるように、被検体に照射する光の波面の変調量を制御する。具体的には、変調量を変更しながら取得部 6 0 0 a 及び演算部 6 0 0 b に処理を繰り返し行わせることで、目的関数が最小となる時の変調量を決定する。そして、目的関数が最小となる時の位相変調量で、被検体 4 0 0 に照射する光の波面を変調するように制御する。その後 S 2 0 9 0 で次のパターン  $j + 1$  に移り、上述の S 2 0 2 0 ~ S 2 0 8 0 までの処理を反復する。S 2 0 2 0 で、すべてのパターンが終了したら（ $j = N$ ）、フローを終了する。以上が本実施形態における波面成形処理のフローであり、波面成形して撮像される画像のスペックルコントラスト  $C_s$ （目的関数）が最小となるように、入射波面を成形する。

#### 【 0 0 2 5 】

ここで、上述の波面成形処理 S 2 0 0 0 について、上記のように S L M に表示されたパターンの位相を逐一最適化するアルゴリズムを用いてもよいし、非特許文献 3 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。このように、波面成形のアルゴリズムは、ここで説明したアルゴリズムに限らず、任意の最適化のアルゴリズムを使用することができる。本実施形態では、目的関数を撮像画像から得られるスペックルコントラストに設定する点が特徴である。なお、目的関数が最小となる位相を全てのパターンについて測定した後に、一度にその位相を S L M 3 2 0 に設定してもよい。

#### 【 0 0 2 6 】

以下で、目的関数をスペックルコントラストに設定する理由について説明する。まず、

10

20

30

40

50

被検体 400 内部の散乱特性が変化しない場合（例えば、血管 410 がない場合）、スペックルコントラスト  $C_s$  は変化しない。これに対し、被検体 400 内部の血管部位 410 を光が通過すると、血流によって散乱体の変位するため、光が受ける散乱（散乱方向、平均自由行程など）が時間に応じて変化する。結果として、散乱光が被検体内部を異なる軌跡（光路長）で伝搬し、被検体 400 から放射される。このような射出光を測定部 500 で測定する際、CCD 520 の露出時間内に、様々な散乱波（位相がランダムな光）がインコヒーレントに重ね合わされ平均化されて画像化される。その結果、撮像画像のスペックルコントラスト  $C_s$  は低下する。従って、スペックルコントラスト  $C_s$  の変化は、変動部位（血管 410）の変動の大きさと、被検体 400 に入射した光がどれだけ変動部位を通過したかに依存する。より多くの光が血管 410 を通過すれば、スペックルコントラスト  $C_s$  は低下する。この効果を利用し、本実施形態では、スペックルコントラスト  $C_s$  を目的関数とし、この目的関数ができるだけ小さくなるように波面成形を行う。このような最適化によって得られた入射波面は、血管部位 410 の変動の影響を最大限に受ける波面となる。従って、この波面の光を被検体 400 に照射することで、被検体内部 400 の血管部位 410 に集中して照射することができる。なお、上述のようなスペックル像の変化が評価できれば、スペックルコントラスト  $C_s$  に限定されず、画像の標準偏差  $\sigma_s$  や分散  $\sigma_s^2$  などの統計量を目的関数として設定してもよい。このように、本実施形態の統計量は、撮影画像（測定信号）の強度の標準偏差、分散、および平均値のうち少なくとも 1 つであればよい。

10

20

**【0027】**

S2000 の波面成形処理が終了した後は、図 2 に示した測定フローの S3000 ~ S4000 において、この成形された波面で被検体 400 を照射し、被検体内部の血管 410 を撮像する。これにより、従来散乱によって低コントラスト・低 SNR で測定される被検体内部の血管 410 を、より高コントラスト・高 SNR で撮像することが可能である。撮像画像は、モニター 700 に表示される。このとき、他の診断結果や測定データと合わせて、例えば必要に応じて他の画像と位置合わせして重ね合わせて表示してもよい。

**【0028】**

ここで、SLM 320 は位相変調を行う SLM に限定されず、振幅変調であってもよい。例えば、SLM は振幅変調を行う LCOS を用いてもよいし、DMD (Digital Mirror Device) を用いてもよい。後者の場合、目的関数のスペックルコントラスト  $C_s$  の値が増加する DMD の画素をオフとし、目的関数が低下する画素のみをオンにしてバイナリの振幅変調の分布を生成する。このバイナリ振幅変調で成形された入射光で、被検体を撮像することも可能である。或いは、非特許文献 4 で開示されているように、バイナリの振幅変調の DMD を用いて、位相変調を行ってもよい。SLM 320 はできるだけ高速で応答するものが望ましく、LCOS よりも応答速度が高速な DMD を用いる方が望ましい。このように、被検体 400 を照射する光の波面を変調する変調部は、位相変調および振幅変調のうち少なくとも 1 つを行うものであればよい。この場合、制御部 600c は、位相変調量および振幅変調量のうち少なくとも 1 つを制御する。

30

**【0029】**

また、光源 210 の波長を変えて、同様に上記測定を行うことで、被検体 400 の血管 410 の波長特性（分光特性）を可視化することもできる。さらに、任意の複数の波長を用いて上記処理を実行し、測定された血管部位の分光特性から、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、これを画像化することも可能である。

40

**（第二の実施形態）**

以下に、本発明の第二の実施形態に係る撮像方法および撮像装置について説明する。本実施形態における撮像装置の構成は、図 3 に示した第一の実施形態の構成と同じである。ただし、測定部 500 における CCD 520 は、高フレームレートで撮像が可能な CCD で、例えば、数 100 fps 以上で撮像が可能である。また、測定フローも図 2 に示したフローと同様で、且つ、波面成形処理 S2000 のフローも図 4 と基本的に同じである。

50

ただし、本実施形態では、S 2 0 1 0の目的関数の設定、S 2 0 5 0のデータ取得、S 2 0 6 0のデータ評価において、前述の第一の実施形態とは異なる。また、S 1 0 0 0あるいはS 2 0 1 0において、制御部6 0 0 cは、撮影画像（測定信号）のうちの注目領域を設定している。ここで、制御部6 0 0 cは、時間の経過とともに光学特性が変化する被検体4 0 0の領域を、該注目領域に設定する。

#### 【0 0 3 0】

まず、本実施形態における、S 2 0 5 0のデータ取得、及びデータ評価について、図7を用いて説明する。図7は、測定時間 $T (= t_N - t_0)$ にCCD5 2 0で撮像されたN枚の画像を模式的に時系列で示した図である。各画像は、ある時刻 $t = t_i$ で撮像される。測定時間T内に撮像したこのN枚の画像は、被検体4 0 0内部の血管4 1 0の時間変化が測定されている。ただし、この一連の撮像において撮像領域は変わらないものとする。S 2 0 5 0では、このようなN枚の画像を高速に（例えば1 ~ 1 0 0 m s以下）撮像する。次に、S 2 0 6 0で、予め（例えば、S 1 0 0 0、或いはS 2 0 1 0で）設定された撮像画像の注目領域に対して、N枚の撮像画像を評価する。つまり、S 2 0 6 0で、演算部6 0 0 bは、設定された撮影画像の注目領域において目的関数を演算する。この注目領域は、血管4 1 0を含むように設定される。データ評価は、この注目領域内の各画素に対して、N枚撮像した画像のフレーム間での統計処理を行う。例えば、注目領域内のある画素 $(x, y)$ に着目し、次式のようにして、フレーム間でのスペckルコントラスト $C_t$ を計算する。

10

#### 【0 0 3 1】

20

#### 【数2】

$$C_t(x, y) = \sigma_t(x, y) / \langle I(x, y) \rangle \quad (\text{式2})$$

#### 【0 0 3 2】

ここで、 $\sigma_t(x, y)$ 、及び $\langle I(x, y) \rangle$ は、画素 $(x, y)$ における撮像したフレーム間の、それぞれ標準偏差、及び平均強度を表す。このように、測定部5 0 0は、時間的に複数回測定を行うことで、被検体内部の光学特性の時間の経過による変化を取得することができる。このようにして求めたスペckルコントラスト $C_t(x, y)$ は、第一の実施形態で説明したのと同様に、被検体4 0 0内部の血管4 1 0の血流の影響を反映した値となる。例えば、撮像画像の血管部位4 1 0の画素と、それ以外の変動しない領域の画素とで、スペckルコントラスト $C_t$ を比べると、前者のスペckルコントラスト $C_t$ は後者に比べて小さくなる。S 2 0 6 0のデータ評価の方法として、例えば、注目領域の血管部位を画像から抽出し、同領域のうちのある1画素に着目してスペckルコントラスト $C_t$ を目的関数としてモニタしてもよい。或いは、血管領域の複数の画素のスペckルコントラスト $C_t$ の総和 $(\sum C_t(x, y))$ や、或いは平均値 $(\langle C_t(x, y) \rangle)$ などをモニタしてもよい。また、複数の異なる位置の血管領域でそれぞれでスペckルコントラスト $C_t$ を評価し、それらを任意の係数で線形和をとったものをモニタしてもよい。いずれの場合においても、このスペckルコントラスト $C_t$ を波面成形処理の目的関数として設定し、これが小さくなるように波面成形処理を実行する。

30

#### 【0 0 3 3】

40

第一の実施形態では、撮像画像中に血管部位4 1 0を含むように測定しているが、波面成形処理S 2 0 0 0において、明示的に血管4 1 0を特定して処理を実行しているわけではない。これに対し、本実施形態では、画像中の血管4 1 0を特定して、スペckルコントラストを評価している。被検体4 0 0内部に複数の血管が含まれる場合は、本実施形態のように血管を指定して、波面成形し撮像する方が効果的である。

#### 【0 0 3 4】

以上より、本実施形態における波面成形処理S 2 0 0 0では、S 2 0 1 0で撮像画像に対し、まず注目領域として、S 2 0 6 0で評価する画素 $(x, y)$ 、或いは領域を設定する。このとき、血管部位4 1 0を画像処理によって抽出し、評価する画素を特定して注目領域としてもよいし、血管部位4 1 0を含む近傍領域を含む画素を注目領域として設定し

50

てもよい。目的関数としては、式2で表されるスペックルコントラスト $C_t$ に基づく値とする。この目的関数に対して、上述したようにS2050におけるデータ取得とS2060のデータ評価を反復することで入射波面を成形する。波面成形後の処理は第一の実施形態で説明したように図2に基づいて実施すればよい。

#### 【0035】

ここで、図2におけるS3000の光照射において、上記のようにしてS2000で得られた波面を用い、被検体400の注目領域を中心に光の入射角度をスキャンしながらS4000で画像を取得してもよい。スキャンは例えば、SLM320を多軸のステージに配置し、SLM320をスキャンする量に応じて逐次傾けてもよい。或いは、スキャンに応じた線形の位相のシフト量を、S2000で得られた位相分布に足し合わせてSLM320に設定してスキャンを行ってもよい。このように、制御部600cは、変調された波面の光を被検体400に対し走査するようにSLM320を制御してもよい。このスキャンは、メモリ効果と呼ばれる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影響で、S2000で得られた血管410に集光する効果は保持され、この効果を利用して、血管410の近傍(メモリ効果の範囲)をイメージングすることも可能である。また、メモリ効果の範囲は、事前に入射角度を変えながら被検体を撮像し、画像間の相関を計算することで求めておいてもよい。

10

#### 【0036】

また、S3000の光照射において、光源部200から出力される光強度を必要に応じて大きくして、被検体400を撮像してもよい。

20

#### 【0037】

また、S2050のデータ取得において、CCD520のフレームレートを上げるために、血管410を含む範囲内で、撮像する画像サイズを必要最小限に小さく設定してもよい。

#### 【0038】

また、非特許文献5に開示されているように、N枚撮像された画像に対し、フレーム間の差分を行い、バックグラウンドを除去・抑制したデータに対して標準偏差を求める方法を実施してもよい。非特許文献5に開示されているような方法などの、被検体400内部の血管410をより高精度に抽出するための様々な処理を本実施形態において実施してもよい。本実施形態は、このような処理を実施した後に得られる標準偏差などの統計量を目的関数に設定することも可能である。

30

#### (第三の実施形態)

以下に、本発明の第三の実施形態に係る撮像方法および撮像装置について説明する。本実施形態の装置構成においても、図3に示す構成を基本とする。ただし、本実施形態において特徴的な波面成形・光照射部300、及び測定部500の具体的な構成について、図8に例示的に示した図を用いて説明する。

#### 【0039】

光源部200から出力された光110は、SLM320によって波面成形され、光学系330を介して、光ファイバ350にカップリングされる。光ファイバ350の射出端から射出された光によって被検体400(血管410含む)が照射される。光ファイバ350は、シングルモードファイバを束ねたファイバ束であってもよいし、1本のマルチモードファイバであってもよい。

40

#### 【0040】

被検体400に入射し、散乱した光の一部は、血管410を通過し、後方散乱され、再び光ファイバ350に検出光として入力される。この検出光は、光ファイバ350を經由し、BS340を反射して測定部500に入力される。測定部500は、波面成形・光照射部300から射出された光を光検出器に集めるための光学系510と、光検出器540、及び光検出器540からの信号の時間的な相関をリアルタイムで計測する相関器550を備える。光検出器540は、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)などのような単一センサを用いる。また、光検出

50

器 5 4 0 からの信号は、増幅器で増幅されてもよい。なお、光検出器 5 4 0 はエリアセンサであってもよいが、高速応答・高感度であることが望ましいため、単一センサの方がよい。また、相関器 5 5 0 は、光検出器 5 4 0 からの信号を A / D 変換し、得られたデジタル信号に対して相関を計算し出力する。

【 0 0 4 1 】

本実施形態の撮像装置は、被検体 4 0 0 内部に光ファイバ 3 5 0 を挿入し、被検体内部を観察する内視鏡などの用途に適用可能である。この装置構成における基本的な撮像フローは、図 2 に示したものと同様に行う。以下では、本実施形態において特徴的な波面成形処理について説明する。

【 0 0 4 2 】

まず、本実施形態において測定する時間的な自己相関信号について説明する。被検体 4 0 0 に入射され血管 4 1 0 を通過した光が、光検出器 5 4 0 によって検出される。測定時間  $t = 0 \sim$  の間で測定された信号に対して、ある時刻  $t = 0$  と  $t =$  とで自己相関を求めると、次式で表される 2 つの時刻における電場の相関  $G_1 ( )$  が測定される。

【 0 0 4 3 】

【 数 3 】

$$G_1(\tau) = \langle E(0)E^*(\tau) \rangle \quad (\text{式 3})$$

【 0 0 4 4 】

ただし、実際には相関器 5 5 0 から出力される相関は、電場  $E$  の相関ではなく、以下のよ  
うな光強度  $I$  の相関  $G_2 ( )$  となる。

【 0 0 4 5 】

【 数 4 】

$$G_2(\tau) = \langle I(0)I^*(\tau) \rangle \quad (\text{式 4})$$

【 0 0 4 6 】

ただし、これら  $G_1 ( )$  と  $G_2 ( )$  の間では、次式に示す関係が成り立ち、間接的に  
 $G_1 ( )$  の相関が測定される。

【 0 0 4 7 】

【 数 5 】

$$G_2(\tau) = \langle I \rangle^2 + \gamma |G_1(\tau)|^2 \quad (\text{式 5})$$

【 0 0 4 8 】

なお、 $\gamma$  は測定条件に応じたパラメータである。この相関  $G_1 ( )$  の信号は、例えば、  
図 9 に模式的に示すように、血流による散乱の変化に応じて、相関  $G_1 ( )$  は時間経過  
とともに減衰していく。この時間的な相関が、複数の測定信号の統計処理によって得ら  
れる統計量となる。この相関  $G_1 ( )$  の時間変化は、血流が速い（変化が大きい）ほど減  
衰が大きくなる。或いは、検出される光のうち、変動部位（血管など）を通過した光が相  
対的に多くなれば、相関  $G_1 ( )$  減衰が大きくなる。従って、この相関  $G_1 ( )$  の値  
を波面成形処理におけるモニタ信号として利用することができる。例えば、 $G_1 ( )$  の  
減衰が大きくなるように波面を成形すれば、相対的に血管部位を通過して検出される光が  
大きくなる。なお、 $G_1 ( ) = \langle E ( 0 ) E^* ( ) \rangle / \langle | E ( 0 ) | ^2 \rangle$  のように  
適宜規格化されていてもよい。以下では、本実施形態における、相関  $G_1 ( )$  を用いた  
波面成形処理について説明する。

【 0 0 4 9 】

基本的な波面成形処理のフローは、図 4 に示したものと同様である。まず、S 2 0 1 0  
の目的関数の設定では、相関器 5 5 0 から出力される相関値に基づいて設定する。例えば  
、ある測定時間（例えば  $= 5 \mu s$ ）における相関  $G_1 ( )$  の減衰の大きさを求める  
。ここで減衰の大きさとは、例えば  $G_1 ( 0 ) = 1$  に対し、時間 後の  $G_1 ( )$  の値と

10

20

30

40

50

してもよいし、測定時間内の  $G_1(\quad)$  の平均変化率 ( $= < | G_1(\quad) / \quad | >$ ) としてもよい。このような相関器 550 から出力される相関値の減衰の大きさを目的関数に設定する。S2050では、測定時間において検出器 540 で検出され、相関器 550 から出力される相関値を取得する。S2060では、測定した相関値に対して上述のような減衰を評価する。その後の処理フローは、第一の実施形態と同様に行い、S2080では、目的関数  $G_1(\quad)$  の値、或いは  $< | G_1(\quad) / \quad | >$  の逆数の値が小さくなるように位相を選択する。このように波面成形処理 S2000 を実行すれば、被検体 400 内部の血管 410 に効率よく集光する入射波面を生成することができる。

#### 【0050】

この波面を利用し、図2で示した S3000 及び、S4000 において、同血管部位の光学特性（吸収、散乱特性）を測定してもよいし、更に入射光の波長を変えて上記処理を行い、分光特性を測定してもよい。このように、ある注目領域における局所的な光学特性を測定してもよい。

10

#### 【0051】

また、本実施形態の別の装置構成として、図10に模式的に示すように、測定部 500 の構成として、相関  $G_1(\quad)$  の計測と CCD による撮像とを組み合わせてもよい。このように、本実施形態における測定部 500 は、被検体 400 を撮像する撮像部を含んでもよい。被検体 400 から出射した光は、測定部 500 に入力され、一部は、光学系 510 を介し、BS560 を透過して CCD520 に結像される。また、一部は、BS560 を反射し、光学系 570 を介し、単一センサの PD540 で検出される。PD540 から

20

#### 【0052】

以上のような測定部 500 から構成される装置を用いた波面成形処理について、図4に基づき、本実施形態の特徴部分である、S2010、S2050 及び S2060 について説明する。まず、S2010 の目的関数の設定において、CCD520 による撮像画像を元に、撮像対象の血管部位 410 が認められる領域を含む注目領域を設定する。また、この血管部位 410 に対応する領域の信号を PD540 が検出できるように、光学系 570 及び PD540 を調整する。事前に測定した画像を確認しながら、相関  $G_1(\quad)$  を測定する領域を調整してもよい。このように、本装置構成では、注目領域を特定した上で相関  $G_1(\quad)$  を測定することができる。目的関数は、前述したように、ある測定時間における相関  $G_1(\quad)$  の減衰の大きさの逆数に設定する。或いは、同時に CCD520 で画像を撮像し、スペックルコントラスト  $C_s$  (或いは  $C_t$ ) を評価し、これも目的関数に追加してもよい。目的関数の評価として、スペックルコントラストと相関  $G_1(\quad)$  の減衰の逆数が共に小さくなるように目的関数を評価してもよい。或いは、ある領域のスペックルコントラスト  $C_s$  の値を目的関数の制約条件とし、同領域のスペックルコントラスト  $C_s$  の値が制約条件の範囲内の変化に留めながら、相関  $G_1(\quad)$  の減衰が大きくなるように目的関数を評価することも可能である。

30

#### 【0053】

S2050 ~ S2060 においては、CCD520 と相関器 550 からの出力に基づいて上記目的関数を評価する。最終的には S2080 で、この目的関数が最小になるような位相分布を各パターンで選択して波面成形を行う。

40

#### (第四の実施形態)

以下に、本発明の第四の実施形態に係る撮像方法および装置について説明する。本実施形態における撮像装置の構成は、図3で示した第一の実施形態の構成と同じとする。ただし、第三の実施形態で説明した図10の構成であってもよい。

#### 【0054】

本実施形態においては、波面成形処理 S2000 で評価する目的関数にこれまで説明したスペックルコントラスト、或いは相関に加えて、撮像画像中の血管部位による信号のコ

50

ントラストも加えて評価する。

【0055】

図11に模式的に示すように、CCD520で撮像された画像820(図11(a))のうち、注目領域830を設定する。この注目領域において、血管部位が含まれるように任意の1次元の断面分布(図11(b))から、血管の吸収によって生じる信号のコントラストVを以下のようにして評価する。

【0056】

【数6】

$$V = (I_{max} - I_{min}) / (I_{max} + I_{min}) \quad (\text{式6})$$

10

【0057】

ここで、 $I_{max}$ 及び $I_{min}$ は、血管部位近傍のそれぞれ最大値、最小値を示す。通常、生体組織のような散乱媒質は、散乱の影響で光が十分に吸収物体まで到達せず、イメージングにおいて、吸収物体の像のコントラストが低下する。これに対し、血管部位近傍に光がより集まれば、信号コントラストVは向上する。従って、コントラストVが向上するように、スペックルコントラストと合わせて波面成形処理を実施することができる。

【0058】

S2010の目的関数の設定において、これら2つのパラメータを変数に、任意の重み付けの係数 $\alpha$ と $\beta$ を用い、目的関数 $\Phi$ を例えば以下のように定義する。

【0059】

【数7】

$$\Phi = \alpha C_s + \beta / V \quad (\text{式7})$$

20

【0060】

S2050において画像を取得し、S2060で撮像画像からスペックルコントラスト $C_s$ 、及び吸収像の信号コントラストVとを測定し、式7の目的関数 $\Phi$ を評価する。具体的には、演算部600bは、図3や図10に示されるCCD520などの撮像部から得られる画像のコントラスト値を演算する。また、演算部600bは、該コントラスト値とスペックルコントラスト $C_s$ (すなわち、光強度Iの標準偏差や平均値などの統計量)を変数とした式7の目的関数を演算する。これをS2070~S2071で位相を更新しながら同様に実施し、S2080で目的関数 $\Phi$ が最小となる位相を読み出して、パターン $P$ の位相に設定する。これを異なるパターンで反復することで、入射波面を成形する。入射波面が得られた後は、図2に示した測定フローに従って、被検体400を撮像する。これにより、血流による変化部位へ集光するように波面を成形しながら、且つ、観察像の画質を直接的に波面成形によって制御することができる。

30

【0061】

ここで、信号コントラストVを式1で示したスペックルコントラスト $C_s$ と組み合わせた $\Phi$ が、これまでの実施形態で説明した式2で示すスペックルコントラスト $C_t$ や、式3で示す相関関数 $G_1(\Delta r)$ と組み合わせてもよい。

40

【0062】

以上説明したように、本発明は、被検体の内部で生じる光学的な変化を利用する。この変化を測定データの統計的な処理によって抽出し、これを目的関数としてモニタしながら、変化が顕著となるように被検体へ入射させる光の波面を成形して被検体に照射する。これにより、被検体内部の変化発生個所に光を効率的に照射することで、撮像を含め、様々な光学測定や、或いは治療などに応用することができる。ここで、血管以外であっても、被検体内部で光学特性の動的な要素が測定できれば、信号源は何であってもよい。さらに、被検体は人体などの生体に限定されず、上記の条件を満たす媒質であれば本発明は適用できる。また、これまでに説明した統計処理により得られる評価値を任意に組み合わせて目的関数を構成してもよい。

50

## 【0063】

本発明によれば、比較的簡易な装置構成で、非侵襲・非接触に被検体内部に光をフォーカスさせることが可能になる。また、差分による突発的なノイズに対してロバストで、被検体内部の光学特性を高精度に測定、或いはメーキングすることが可能になる。

## 【0064】

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。例えば、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

## 【0065】

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。

## 【0066】

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

## 【0067】

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】

## 【0068】

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】

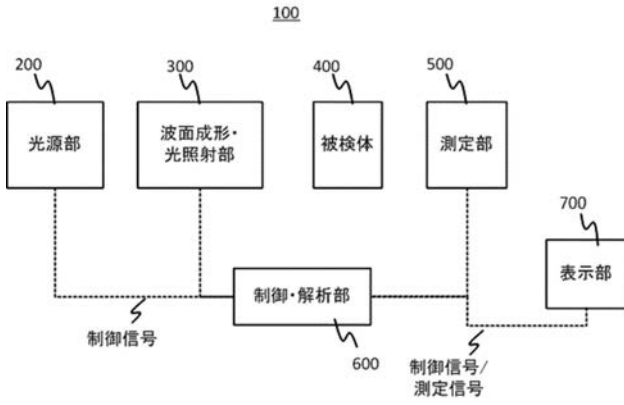
30

## 【0069】

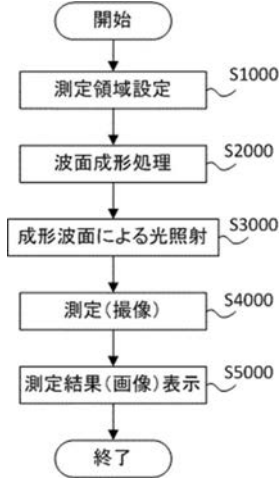
- 600 a 取得部
- 600 b 演算部
- 600 c 制御部



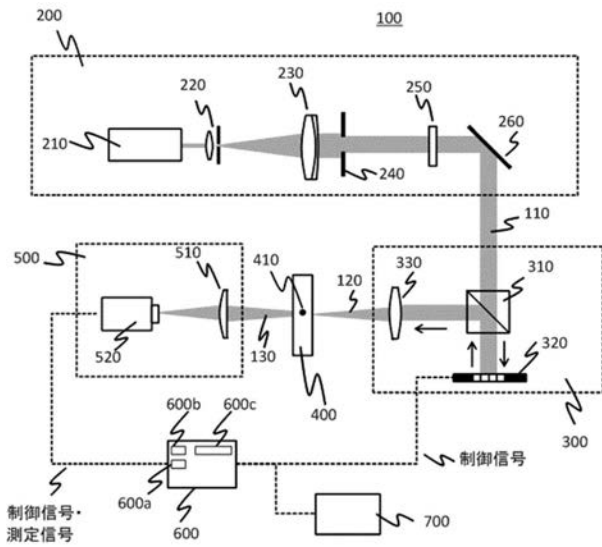
【図1】



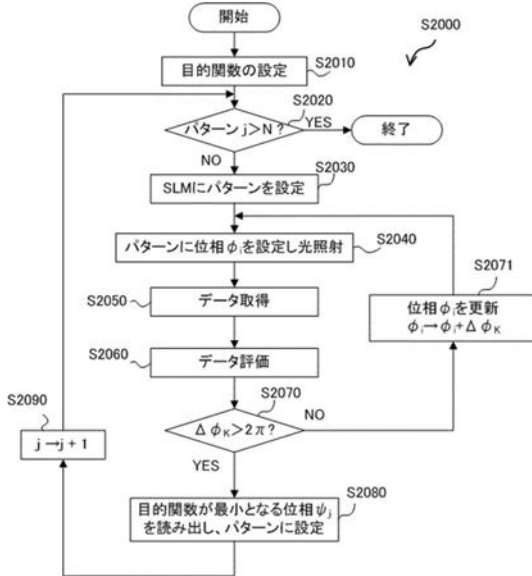
【図2】



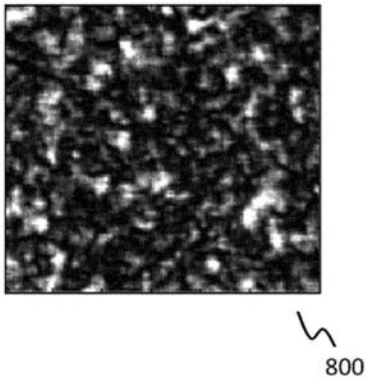
【図3】



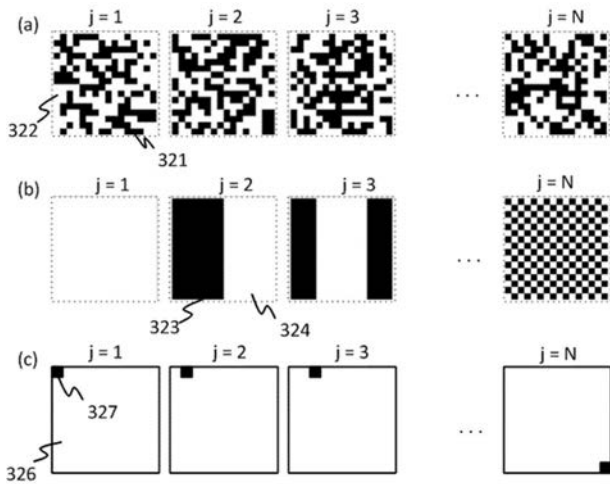
【図4】



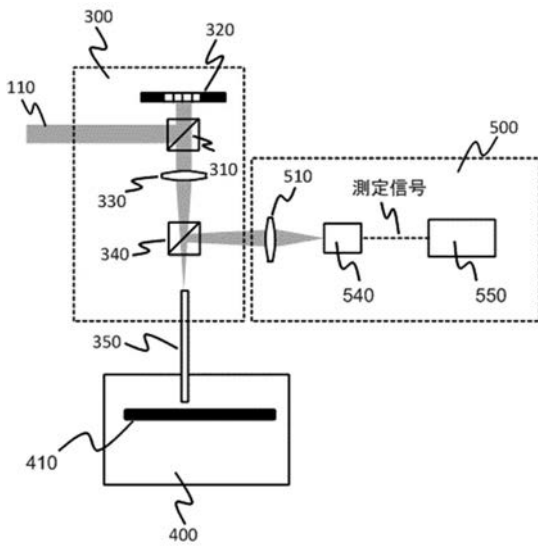
【 図 5 】



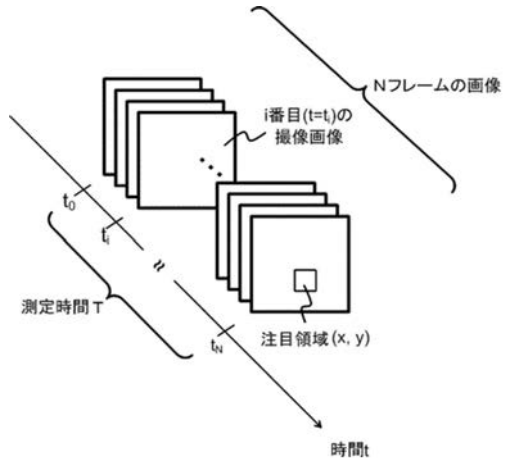
【 図 6 】



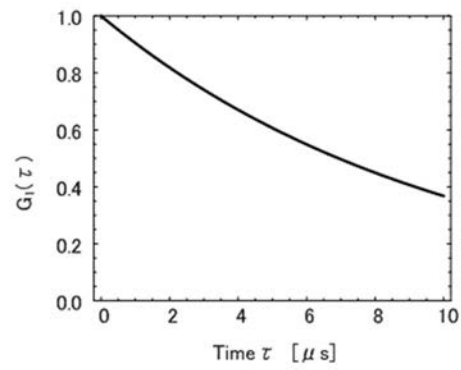
【 図 8 】



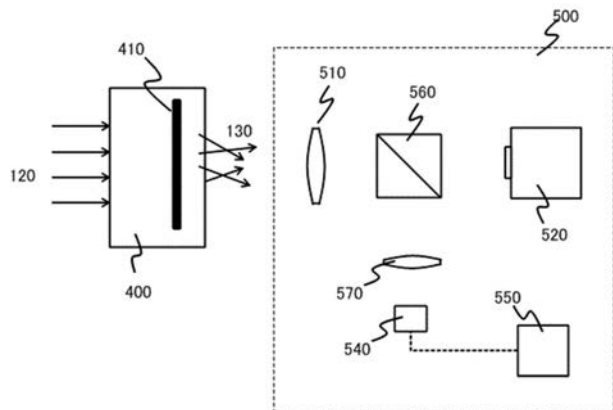
【 図 7 】



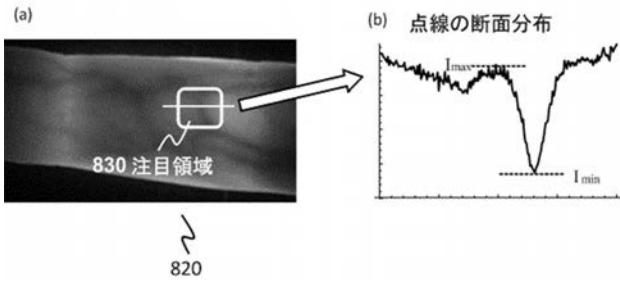
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 1 1 】



---

フロントページの続き

Fターム(参考) 2G059 AA05 AA06 BB12 BB13 CC18 EE01 EE02 FF01 FF04 GG01  
GG06 GG08 HH01 HH02 JJ11 JJ13 JJ17 JJ25 KK01 KK02  
KK04 MM01 MM02 MM03 MM09 MM10 PP04 PP06