

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2018年11月15日(15.11.2018)



(10) 国際公開番号

WO 2018/207471 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/026 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2018/010984

(22) 国際出願日: 2018年3月20日(20.03.2018)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2017-093013 2017年5月9日(09.05.2017) JP

(71) 出願人: ソニー株式会社 (SONY CORPORATION) [JP/JP]; 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 松井 健(MATSUI, Takeshi); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 桑山 哲朗(KUWAYAMA, Tetsuro); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 吉田 浩(YOSHIDA, Hiroshi); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号ソニー株式

社内 Tokyo (JP). 中尾 勇(NAKAO, Isamu); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 前田 史貞(MAEDA, Fumisada); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 藤田 五郎(FUJITA, Goro); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 古川 昭夫(FURUKAWA, Akio); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号ソニー株式会社内 Tokyo (JP).

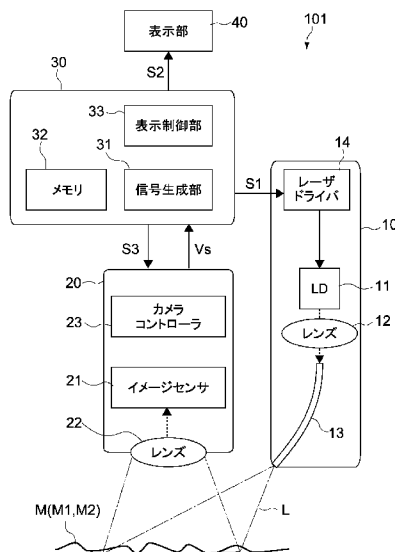
(74) 代理人: 大森 純一(OMORI, Junichi); 〒1070052 東京都港区赤坂7-5-4 U & M 赤坂ビル2F Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,

(54) Title: CONTROL DEVICE, CONTROL SYSTEM, CONTROL METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 制御装置、制御システム、制御方法、及びプログラム

[図4]



12, 22 Lens	31 Signal generation unit
14 Laser driver	32 Memory
21 Image sensor	33 Display control unit
23 Camera controller	40 Display unit

(57) Abstract: The control device relating to one embodiment of the present technology is provided with a signal generation unit. The signal generation unit generates speckle data on the basis of an image signal of a subject photographed using laser light for lighting, and generates a control signal for controlling output of the laser light on the basis of the speckle data thus generated.

(57) 要約: 本技術の一形態に係る制御装置は、信号生成部を具備する。上記信号生成部は、レーザ光を照明に用いて撮影された被写体の画像信号に基づいてスペックルデータを生成し、上記生成されたスペックルデータに基づいて上記レーザ光の出力を制御する制御信号を生成する。

MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ,
NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT,
QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,
SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類：

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))

明 細 書

発明の名称：

制御装置、制御システム、制御方法、及びプログラム

技術分野

[0001] 本技術は、生体組織の観察等に適用可能な制御装置、制御システム、制御方法、及びプログラムに関する。

背景技術

[0002] 特許文献 1 には、レーザ光を照射することで得られるスペックルデータに基づいて、生体組織の血流等を分析する分析装置について開示されている。この分析装置では、分析対象物に照射されたレーザ光が結像光学系により結像され、撮像素子によりスペックル画像が撮影される。スペックル画像に基づいて算出されるスペックルコントラストに基づいて、結像光学系の開口数が制御される。これによりスペックコントラストを大きくすることが可能となり、血流等の測定精度を向上させることが可能となる（特許文献 1 の明細書段落 [0056] 図 1、6 等）。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献 1：特開 2016-5525 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] このようにスペックルデータを利用した生体組織の観察等において、高い精度を発揮可能な技術が求められている。

[0005] 以上のような事情に鑑み、本技術の目的は、生体組織等を高い精度で観察することが可能となる制御装置、制御システム、制御方法、及びプログラムを提供することにある。

課題を解決するための手段

[0006] 上記目的を達成するため、本技術の一形態に係る制御装置は、信号生成部を具備する。上記信号生成部は、レーザ光を照明に用いて撮影された被写体の画像信号に基づいてスペックルデータを生成し、上記生成されたスペックルデータに基づいて上記レーザ光の出力を制御する制御信号を生成する。

[0007] 上記制御装置は、被写体の画像信号から算出されるスペックルデータに基づいてレーザ光源の出力を制御するように構成されているため、レーザ光源の出力のバラツキが抑えられ、生体組織等を高い精度で観察することが可能となる。

[0008] 上記被写体は、観察対象物と校正用の標準サンプルとを含み、上記信号生成部は、上記標準サンプルの画像信号に基づいて上記スペックルデータを生成してもよい。

これにより、レーザ光源の出力又はその変動を高い精度で検出することができる。

[0009] 上記制御装置は、上記被写体のスペックルコントラスト画像を上記表示部に表示させる表示制御部をさらに具備してもよい。

これにより、例えば血管の有無等を高精度に観察することができる。

[0010] 上記信号生成部は、上記スペックルデータが第1の閾値未満の場合には、上記スペックルデータが上記第1の閾値以上となるように上記レーザ光源の出力を増加させ又は減少させる制御信号を生成するように構成されてもよい。

これにより、所望とする観察画像が得られる出力にレーザ光源を制御することができる。

[0011] 上記信号生成部は、上記スペックルデータが上記第1の閾値未満の場合には、上記スペックルデータが上記第1の閾値以上となるまで上記レーザ光源の出力を所定量ずつ増加させ又は減少させる制御を繰り返し実行し、上記レーザ光源の出力の増加量又は減少量が第2の閾値を超えた場合にはエラー信号を生成するように構成されてもよい。

これにより、レーザ光源の異常の有無を検出することができる。

[0012] 上記スペックルデータは、スペックルコントラストを含み、上記信号生成部は、上記スペックルコントラストに基づいて上記制御信号を生成するように構成されてもよい。

あるいは、上記画像信号は、各々が輝度情報を含む複数の画素信号を有し、上記スペックルデータは、最大輝度及び最小輝度の差を含み、上記信号生成部は、上記最小輝度及び最大輝度の差に基づいて上記制御信号を生成するように構成されてもよい。

[0013] 本技術の一形態に係る制御システムは、照明部と、校正用の標準サンプルと、撮像部と、制御装置とを具備する。

上記照明部は、観察対象物にレーザ光を照射するレーザ光源と、上記レーザ光源の出力を調整するレーザドライバとを有する。

上記標準サンプルは、上記レーザ光の照射を受ける位置に配置されることが可能に構成される。

上記撮像部は、上記レーザ光の照射を受けた観察対象物及び標準サンプルの画像を取得する。

上記制御装置は、信号生成部を有する。上記信号生成部は、上記標準サンプルの画像を構成する個々の画素信号からスペックルデータを生成し、上記生成されたスペックルデータに基づいて上記レーザドライバを制御する制御信号を生成する。

[0014] 上記制御システムは、表示部をさらに具備してもよい。上記制御装置は、上記観察対象物のスペックルコントラスト画像を上記表示部に表示させる表示制御部をさらに有する。

[0015] 上記標準サンプルは、典型的には、光拡散性の光学素子である。

上記標準サンプルは、拡散板であってもよいし、手術用ドレープであってもよい。

[0016] 上記制御システムは、上記標準サンプルを保持する保持ユニットをさらに具備してもよい。上記保持ユニットは、上記標準サンプルが上記撮影部の撮影領域内に配置される第1の状態と、上記標準サンプルが上記撮影部の撮影

領域外に配置される第2の状態とを選択的に切り替えるように構成される。

[0017] 上記撮影部は、上記観察対象物を撮影する第1のカメラと、上記標準サンプルを撮影する第2のカメラとを有してもよい。

[0018] 前記制御システムは、内視鏡又は顕微鏡として構成されてもよい。

[0019] 本技術の一形態に係る制御方法は、コンピュータシステムにより実行される制御方法であって、レーザ光を照明に用いて撮影された被写体の画像信号に基づいてスペックルデータを生成することを含む。

上記生成されたスペックルデータに基づいて上記レーザ光を照射するレーザ光源の出力を制御する制御信号が生成される。

[0020] 本技術の一形態に係るプログラムは、コンピュータシステムに以下のステップを実行させる。

レーザ光を照明に用いて撮影された被写体の画像信号に基づいてスペックルデータを生成するステップと、

上記生成されたスペックルデータに基づいて上記レーザ光を照射するレーザ光源の出力を制御する制御信号を生成するステップと

を実行させる。

発明の効果

[0021] 以上のように、本技術によれば、生体組織等を高い精度で観察することが可能となる。

なお、ここに記載された効果は必ずしも限定されるものではなく、本開示中に記載されたいずれかの効果であってもよい。

図面の簡単な説明

[0022] [図1]スペックル血流画像化装置の典型的なシステム構成を概略的に示すブロック図である。

[図2]脳の血管を撮影した画像の一例であり、Aは明視画像、BはICG画像、Cはスペックルコントラスト画像である。

[図3]本技術の第1の実施形態に係る制御システムを示す概略構成図である。

[図4]上記制御システムの機能ブロック図である。

[図5]脳を模したモデルにレーザ光を照射して取り込んだスペックル画像の一例である。

[図6]スペックルコントラストの計算単位の説明図である。

[図7]スペックルコントラスト画像の一例を示す図である。

[図8]同じ種類のLDを3個用いてスペックルコントラストを計測したときの実験結果である。

[図9]スペックル画像とLDのスペクトルの対応を示したものである。

[図10]LD電流とスペックルコントラストの関係を示した一例である。

[図11]上記制御システムの基本動作を示すフローチャートである。

[図12]上記制御システムにおける制御装置の処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図13]本技術の第2の実施形態に係る制御システムを示す概略構成図である。
。

[図14]本技術の第3の実施形態に係る制御システムを示す概略構成図である。
。

[図15]本技術の第4の実施形態に係る制御システムを示す概略構成図である。
。

[図16]上記制御システムにおける保持ユニットの構成例を示す概略平面図である。

[図17]本技術の第5の実施形態に係る制御システムを示す概略構成図である。
。

[図18]本技術の第5の実施形態に係る制御システムを示す概略構成図である。
。

[図19]上記制御システムにおいて取得される画像の一例を示す模式図である。
。

[図20]温度によってLDのスペクトル幅が変動する一例を示したものである。
。

発明を実施するための形態

[0023] 以下、本技術に係る実施形態を、図面を参照しながら説明する。

[0024] <第1の実施形態>

本実施形態の制御システムは、生体組織の観察等に適用される。ここでは、例えば脳手術に使用可能な脳の血流観察への適用例について説明する。

[0025] [技術の概要]

一般に、血流を観察する方法として、超音波ドップラー装置を用いる方法やICG蛍光法等が実用化されている。超音波ドップラー装置を用いる方法は、血管に超音波を発生するプローブを当て、超音波と血流のドップラー効果を利用して、血流の状態を把握する。ICG蛍光法は、静脈内にインドシアニンググリーン（ICG）蛍光色素を注射して、近赤外光により血管内に流れるICGに反応して励起された発光により、血流を観察する。

[0026] 一方、これとは別に、レーザ光を血管に照射して、スペックル画像により血流を表示するスペックル血流画像化装置が提案されている。スペックル画像とは、干渉性の高い特定の波長を有するレーザ光を照射して得られた画像のことであり、波長は、赤、青、緑でもいいし、赤外や紫外でもよいが、血流の観察においては、近赤外が望ましい。

[0027] スペックル血流画像化装置は、干渉性の高いレーザ光を流体内の散乱物質（例えば、血管内を流れる血液）に照射し、散乱物質による干渉光であるスペックルが、流れによって見えにくくなる現象を利用している。スペックルは、例えば、明るい部分と暗い部分の差をスペックルコントラストとして定義される。換言すれば、スペックル血流画像化装置は、流れの無い時はスペックルコントラストが大きくなり、流れがあるとスペックルコントラストが小さくなる現象を利用して、流れの有無（血流の有無）を観察する装置である。

[0028] 図1は、スペックル血流画像化装置の典型的なシステム構成を概略的に示すブロック図である。同図に示すスペックル血流画像化装置100は、被写体Fに照明光としてレーザ光Lを照射する光源1と、被写体Fのスペックル画像を取得するカメラ2と、上記スペックル画像を処理してスペックルコン

トラストを算出する画像処理部3と、スペックルコントラスト画像を表示可能な表示部4と、上記スペックルコントラストに基づいて照明部1の出力を制御するレーザドライバ5とを備える。

[0029] スペックルコントラスト画像とは、上記スペックル画像をスペックルコントラスト計算に基づく信号処理を行い、表示部4に適した画像として画像処理を施して得られた画像のことである。この処理を合わせて、画像処理としている。なお、スペックルコントラストの計算方法については後述する。

[0030] 脳の血管を撮影したスペックルコントラスト画像の一例を、明視画像及びICG画像と比較して図2に示す。図2において、Aが明視画像、BがICG画像、Cがスペックルコントラスト画像である。なお、明視画像とは、例えば水銀ランプやキセノンランプ等から出射される白色光や、赤、青、緑（赤外、紫外を含んでいてもよい）からなるレーザ光もしくはLEDによってなされる白色光を照射して得られた画像のことである。

[0031] このようにスペックル血流画像化装置においては、散乱により生じるスペックル画像が、散乱物質の流れ（動き）によって見えにくくなることを利用しているので、元のレーザ光源のコヒーレンス性（干渉性）が重要である。一般にレーザ光のコヒーレンス性は、スペクトル幅が狭いと高くなるため、スペックル血流画像化装置では、スペクトル幅の狭いレーザが必要となる。半導体レーザ技術の進展によって、比較的光出力が高く、スペクトル幅が狭く、安価なファブリペロー型半導体レーザが実用化されているので、これはスペックル血流画像化装置の光源として好適である。

[0032] しかしながら、このような半導体レーザは、後述するように、光出力を調整するために電流量を変えるとスペクトル幅が広くなったり狭くなったりするという問題点があった。また、一般にレーザの状態を把握するためには、スペクトル幅を測定する専用の測定器が必要であったが、このような専用の測定器を装置に組み込むと、システム全体が大きくなり、かつ、構成が複雑になるという問題点もあった。

[0033] そこで本実施形態では、レーザ光源を利用したスペックル血流画像化装置

において、光源の状態を簡便な方法で把握し、高精度なスペックルコントラスト画像を安定に取得することができる制御システムを提供することを目的とする。

以下、その詳細について説明する。

[0034] [制御システム]

図3は、本技術の第1の実施形態に係る制御システム101を示す概略構成図である。図4は、図3に示す制御システム101の機能ブロック図である。

[0035] 制御システム101は、照明部10と、撮像部20と、制御装置30とを備える。本実施系形態の制御システム101は、表示部40をさらに備える。

[0036] 照明部10は、被写体Mのスペックル画像を取得する際に照明として用いられるレーザ光Lを被写体Mに照射する。照明部10は、図4に示すように、レーザ光源11と、照明レンズ12、光ファイバ13と、レーザドライバ14とを有する。照明部10は、レーザ光源11を所定温度に保つ温調ユニット（図示略）等をさらに有してもよい。

[0037] レーザ光源11は、被写体Mに照射されるレーザ光Lを発生させる。レーザ光源11は、レーザダイオード（LD）で構成され、例えば、ファブリペロー型半導体レーザで構成される。レーザ光源11から出射されるレーザ光Lの波長は特に限定されず、赤、青、緑等の可視光波長でもよいし、赤外あるいは紫外領域の波長でもよく、被写体Mの所望とするスペックル画像が得られる適宜のレーザ波長が採用される。本実施形態のように血管内の血流の観察を目的とする場合には、レーザ光源11として、近赤外線レーザ光源が好適である。

[0038] 照明レンズ12は、レーザ光源11から出射されたレーザ光を光ファイバ13の入射端部に集光する。光ファイバ13は、上記入射端部に入射したレーザ光Lを出射端部へ伝送し、当該出射端部から被写体Mへ照射する。光ファイバ13を用いることで、レーザ光源11からレーザ光Lを被写体Mへ直

接照射する場合と比較して、レーザ光L1の照射位置、照射方向を任意に調整できるため、照明の取り扱いが容易となる。

[0039] なお、光ファイバ13は必要に応じて省略されてもよい。この場合、照明レンズ12は、レーザ光源11から出射されたレーザ光Lが被写体Mの所定領域に照射されるようにレーザ光Lの照射範囲を調整するように構成される。

[0040] レーザドライバ14は、レーザ光源11の出力を調整する。典型的には、レーザドライバ14は、レーザ光源11の駆動電流を調整することで、レーザ光源11の出力を調整する。レーザ光源11の出力の調整範囲は、レーザ光源11の種類や仕様に応じて適宜設定され、例えば、200mW～400mWの範囲とされる。

レーザドライバ14は、後述するように、制御装置30から出力される制御信号S1（図4参照）に基づいて駆動される。

[0041] 被写体Mは、患者の脳等の血管を含む観察対象物M1と、校正用の標準サンプルM2とを含む。標準サンプルM2は、典型的には、レーザ光Lを撮像部20に向けて反射させることが可能な光拡散性を有する均一な媒質からなる光学素子が用いられる。標準サンプルM2は、後述するように、レーザ光源11の出力評価の際に参照される。

[0042] 本実施形態では、標準サンプルM2として光反射性の拡散板が用いられるが、後述するように手術用ドレープ等の他の部材が標準サンプルM2として兼用されてもよい。標準サンプルM2は、レーザ光Lの照射を受けることができる位置、典型的には、観察対象物M1の近傍に配置される。標準サンプルM2は、上記撮影領域内に定常的に配置されるが、後述するように任意のタイミングで上記撮影領域内に配置されることが可能に構成されてもよい。

[0043] 撮像部20は、レーザ光Lが照射された観察対象物M1及び標準サンプルM2を撮影することで、これら被写体Mの画像（スペックル画像）を取得する。被写体Mのスペックル画像には、観察対象物M1のスペックル画像と、標準サンプルM2のスペックル画像とが含まれる。このうち、標準サンプル

M2のスペックル画像のことを以下、標準スペックル画像ともいう。

[0044] 撮像部20は、図4に示すように、イメージセンサ21と、レンズ系22と、カメラコントローラ23とを有する。

[0045] イメージセンサ21は、レーザ光Lで照明された被写体Mを撮像し、それを画像信号Vs（図4参照）として制御装置30へ出力する。イメージセンサ21を構成する撮像素子としては、例えば、CCD（Charge Coupled Device）センサやCMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）センサ等が用いられる。もちろん他の種類の撮像素子が用いられてもよい。

[0046] レンズ系22は、被写体Mでのレーザ光Lの反射像をイメージセンサ21の撮像素子上に結像する。レンズ系22は、典型的には、複数の光学レンズおよび絞りで構成され、カメラコントローラ23を介して光軸方向に移動可能に構成される。

[0047] カメラコントローラ23は、イメージセンサ21を駆動するとともに、制御装置30からの制御指令S3（図4参照）に基づいて、イメージセンサ21からの画像取り込み制御を実行する。カメラコントローラ23は、撮像部20の撮影パラメータを制御することが可能に構成される。撮影に関する撮影パラメータとは、被写体Mの撮影に関係する任意のパラメータを含む。撮影パラメータとしては、露光時間、撮像素子の利得（ゲイン）、焦点距離、画角、F値等の任意のパラメータが含まれる。

なお、カメラコントローラ23は、制御装置30の一部として構成されてもよい。

[0048] 本実施形態では、一台のカメラ（イメージセンサ21）によって観察対象物M1と標準サンプルM2とが同時に撮影される。したがって、被写体Mの画像信号Vsを構成する個々の画素信号には、観察対象物M2に関する画素信号と、標準サンプルM2に関する画素信号が含まれる。

なお後述するように、観察対象物M1及び標準サンプルM2は、一台のカメラで別個に（異なる時刻で）撮影されてもよいし、2台のカメラで同時に（同時刻に）撮影されてもよい。

[0049] [制御装置]

続いて、制御装置 30 について説明する。

[0050] 制御装置 30 は、CPU、ROM、RAM、及び HDD 等のコンピュータの構成に必要なハードウェアを有する。CPU が ROM 等に予め記録されている本技術に係るプログラムを RAM にロードして実行することにより、本技術に係る制御方法が実行される。例えば PC (Personal Computer) 等の任意のコンピュータにより、制御装置 30 を実現することが可能である。

[0051] 制御装置 30 の具体的な構成は限定されず、例えば FPGA (Field Programmable Gate Array)、画像処理 IC (Integrated Circuit)、その他 ASIC (Application Specific Integrated Circuit) 等のデバイスが用いられてもよい。

[0052] 制御装置 30 は、照明部 10、撮像部 20 及び表示部 40 を制御する。図 4 に示すように、本実施形態では、CPU が所定のプログラムを実行することで、機能ブロックとしての信号生成部 31、及び表示制御部 33 が構成される。また制御装置 30 の ROM 等によりメモリ 32 が構成される。もちろん各ブロックを実現するために、IC (集積回路) 等の専用のハードウェアが用いられてもよい。プログラムは、例えば種々の記録媒体を介して制御装置 30 にインストールされる。あるいは、インターネット等を介してプログラムのインストールが実行されてもよい。

[0053] 信号生成部 31 は、レーザ光 L を照明に用いて撮影された被写体 M の画像信号に基づいてスペckルデータを生成し、生成されたスペckルデータに基づいてレーザ光 L を照射するレーザ光源 11 の出力を制御する制御信号 S1 を生成する。

[0054] 本実施形態において信号生成部 31 は、標準サンプル M2 の画像を構成する個々の画素信号 (すなわち標準スペckル画像) からスペckルデータを生成し、生成されたスペckルデータに基づいてレーザドライバ 14 を制御する制御信号 S1 を生成する。スペckルデータは、スペckルコントラストを含み、信号生成部 31 は、スペckルコントラストに基づいて制御信号

S 1 を生成する。

[0055] メモリ 32 は、撮像部 20 から入力される画像信号 V_s を記憶可能なフレームメモリで構成される。メモリ 32 は、信号生成部 31 におけるスペックルコントラスト（スペックルデータ）の生成に必要な演算パラメータを固定的に記憶する不揮発性メモリを含む。

[0056] 表示制御部 33 は、信号生成部 31 において生成された被写体 M のスペックルデータに基づいて、観察対象物 M1 や標準サンプル M2 のスペックルコントラスト画像を生成し、これを表示部 40 に表示させる表示信号 S2（図 4 参照）を表示部 40 へ出力する。表示制御部 33 は、例えば、1 秒間に 60 枚（60 Hz）のタイミングで、スペックルコントラスト画像を生成する。

[0057] 表示制御部 33 は、被写体 M のスペックルコントラスト画像のほか、後述するようにレーザ光源 11 の出力調整の完了情報、レーザ光源 11 のエラー情報等を表示部 40 に表示させることが可能に構成される。

[0058] なお、表示制御部 33 は、被写体 M のスペックルコントラスト画像のほか、被写体 M のスペックル画像や明視画像、ICG 画像等を表示部 40 に表示させることが可能に構成されてもよい。これらの画像は選択的に複数同時に表示されてもよいし、個々に切り替えて表示されてもよい。照明部 10 のほか明視画像を取得するための照明部（図示略）が設置される場合、制御装置 30 は、これら各照明を時系列（フィールドシーケンシャル）に切り替えることが可能に構成されてよい。

[0059] 表示部 40 は特に限定されず、液晶ディスプレイ（LCD）や有機エレクトロルミネッセンスディスプレイ等のモニタ装置でもよいし、内視鏡あるいは顕微鏡用の接眼部に内蔵されたビューア等であってもよい。

[0060] 図 5 は、脳を模したモデルにレーザ光を照射して、取り込んだスペックル画像の一例である。同図に示すように、点線の部分に内部に流体が流れる血管を模した中空チューブがあり、内部に血液を模した散乱物質を含む流体を流すことができるようになっている。図中、左上の白い四角で示す領域は、

例えば、画像処理の単位を示している。

[0061] 図6は、スペックルコントラストの計算単位を説明したものである。信号生成部32は、スペックルコントラストを例えば以下のようにして生成する。

[0062] 図6Aに示すように、例えば、 5×5 画素を単位とし、中央の明るさの（階調値）を K 、周辺画素の階調値の標準偏差を σ 、平均値を（ I ）とすると、

$$K = \sigma / (I) \quad \dots (1)$$

としてスペックルコントラストが定義される。これを全画面に順番に行うとスペックルコントラスト画像が得られる。

[0063] スペックルコントラストの演算に用いられる画素の単位は、図6Bに示すように 3×3 でもいいし、他の単位でもよい。静止状態の場合は、スペックルがはっきりと見え、各画素値の分散が大きくなり、すなわち標準偏差も大きくなるので、 K の値は大きくなる。流れがある場合などは、スペックルが乱れて（みられない）ので、各画素値の分散が小さくなり、すなわち標準偏差が小さくなるので K の値は、小さくなる。このため血流がある場合など血管内の散乱物質が動いている場合は、 K 値は小さく（暗くなる）。図7に、スペックルコントラスト画像の一例を示す。同図において黒くなっている線状の部分は、血流があることを示している。

[0064] スペックルコントラストは、上述のように全画面に渡って画像の縦横サイズだけで計算ができる。これにより得られる画像がスペックルコントラスト画像である。しかしながら、得られた画像がどのような状態であるかを通常の画像で判断することは困難である。このためスペックル画像を得やすいものとして、標準サンプルに、光量が概ね均一になるようにレーザ光を照射することが望ましく、更には、拡散板を標準サンプルとして使うことであり、特に反射型の拡散板はこのような目的に好適である。

[0065] また、標準サンプルにレーザ光を照射して得られたスペックル画像（標準スペックル画像）は、部分的にスペックルコントラストの値（ K 値）が大き

くなったり小さくなったり変動する場合があるので、状態の比較評価のためには、代表値を決めておくといよい。このやり方には、種々の手法が考えられるが、例えば、スペックルコントラストとして、全画面のスペックルコントラストの値（スペックルコントラスト値）の平均値を用いたり、均一に照明されている領域のスペックルコントラスト値の平均値を代表値として用いたりしてもよい。

[0066] ところが、スペックルコントラストの大きさは、光源の状態、光学系、レンズの絞り、被写体等に依存し、特にレーザ光源はその発振スペクトルにバラツキが生じやすいため、得られるスペックルコントラストもレーザ光源の発振スペクトルの変動の影響を受け易い。

[0067] 例えば図8 A, Bに、同じ種類のLDを3個用いてスペックルコントラストを計測したときの実験結果を示す。図8 Aは同一製造元の3個のLD（#11、#12、#13）での計測例を、そして図8 Bは異なる製造元の3個のLD（#21、#22、#23）での計測例をそれぞれ示している。図8 A, Bに示すように、LD出力が変わるとスペックルコントラストが変動する。特に図8 Aでは、スペックルコントラストの低下は、ランダムに発生しており、同じ種類のLDを使用しても、個体差があることがわかる。

[0068] 図9は、スペックル画像とLDのスペクトルの対応を示したものである。図10は、LD電流とスペックルコントラストの関係を示した一例である。図9 Aのスペックル画像に対応するLDのスペクトルが図9 Cに相当し、図9 Bのスペックル画像に対応するLDのスペクトルが図9 Dに相当する。図9 A, Bのスペックル画像のスペックルコントラストが、図10の（A）と（B）に対応している。スペクトル幅が狭い場合はスペックルコントラストが高く、スペクトル幅が広い場合はスペックルコントラストが低い。

[0069] このように、レーザ光源に用いられる半導体レーザは出力（駆動電流）の大きさによってスペクトル幅が変動するため、同一の発振条件でも所望とするスペックルコントラストを有する被写体のスペックル画像を適切に取得することができない場合がある。

[0070] そこで本実施形態では、観察対象物M 1の画像を観察する前に、照明部10から照射されるレーザ光が所望とするスペックルコントラストのスペックル画像が得られるかどうかを評価し、所望とするスペックルコントラストが得られない場合には、所望とするスペックルコントラストが得られるようにレーザ光源11の出力を調整する。このように実際の画像観察を行う前に、レーザ光源の出力の校正を実行することで、精度の高い画像観察を安定に行うことが可能となる。

[0071] [制御システムの動作]

以下、制御装置30の詳細を制御システム101の典型的な動作とともに説明する。

[0072] 図11は、制御システム101の基本動作を示すフローチャートである。制御システム101は、レーザ光Lの照射工程（ステップ101）と、レーザ光Lの出力調整工程（ステップ102）と、画像表示工程（ステップ103）とを有する。レーザ光Lの出力調整工程は、レーザ光Lを照明に用いて撮影された被写体Mのスペックル画像に基づいてスペックルコントラストを評価し、当該スペックルコントラストが所定の閾値未満の場合にはレーザ光Lの出力を調整する。画像表示工程は、レーザ光Lの出力調整の結果及び被写体のスペックルコントラスト画像を表示部40に表示する。

[0073] 図12は、制御装置30の処理手順の一例を示すフローチャートである。

[0074] 制御装置30は、制御信号S1としてレーザドライバ14へレーザ光源11の電源投入指令を出力する（ステップ201）。そして、レーザ光Lの駆動電流を設定電流値（例えば300mA）に調整し、被写体Mへレーザ光Lを照射させる（ステップ202）。これらの処理は、図11のステップ101の処理に対応する。

[0075] 続いて、制御装置30（信号生成部32）は、撮像部20を介してレーザ光Lで照明された被写体Mのスペックル画像を取得し、その画像信号Vsに基づいて当該スペックル画像のスペックルデータ（本例ではスペックルコントラスト（SC））を上述の演算方法を用いて算出する（ステップ203）

。本実施形態では、被写体Mのスペックル画像のうち、標準サンプルM2（拡散板）のスペックル画像（標準スペックル画像）に基づいてスペックルコントラストを算出する。

[0076] 信号生成部32は、標準サンプルM2のスペックルコントラストが所定の閾値（以下、第1の閾値）以上であるか否かを判定し、第1の閾値以上の場合には調整完了の旨の表示を表示部40に表示させる（ステップ208）。当該表示制御は、表示制御部33から表示部40への制御信号S2の出力により実行される。

[0077] 一方、信号生成部32は、上記スペックルコントラストが第1の閾値未満の場合には、当該スペックルコントラストが第1の閾値以上となるようにレーザ光源11の出力を増加させ又は減少させる制御信号S1を生成し、レーザドライバ14へ出力する（ステップ205）。これにより、所望とするスペックルコントラストを有する高精細な観察画像が得られる出力にレーザ光源11を制御することができる。

[0078] 第1の閾値は特に限定されず、観察対象物M1の内容等に応じて適宜設定可能であり血流観察の場合には、例えば、0.4に設定される。

[0079] 信号生成部32は、上記スペックルデータが第1の閾値未満の場合には、上記スペックルデータが第1の閾値以上となるまでレーザ光源11の出力を所定量ずつ増加させ又は減少させる制御を繰り返し実行する（ステップ203～206）。図8及び図10に示したように、駆動電流値の微調整によってスペックルコントラストが改善される場合があるからである。

[0080] 一例として、信号生成部32は、レーザ光源11の電流値を設定電流値（300mA）の-10mA（290mA）に微調整し、そのときの標準スペックル画像のスペックルコントラストが第1の閾値以上か否かを判定する。そして、スペックルコントラストが第1の閾値以上の場合は、レーザ出力の調整が完了した旨を表示部40に表示させる（ステップ208）。

[0081] 反対に、上記の場合においてもスペックルコントラストが第1の閾値未満の場合、信号生成部32は、レーザ光源11の電流値を今度は設定電流値の

+10mA（310mA）に微調整して再度、スペックルコントラストを評価する。以後、信号生成部32は、第1の閾値以上のスペックルコントラストが得られるまで、レーザ光源11の電流値を設定電流値の-20mA（280mA）、+20mA（320mA）、-30mA（270mA）及び+30mA（330mA）に順次変更する。なお、駆動電流の調整幅は10mAに限られず、5mA等の適宜の値に設定されてもよい。

[0082] 一方、駆動電流の調整幅が設定値よりも過剰に離れすぎると、明るくなりすぎたり、暗くなりすぎたり、所望の明るさを得られなくなる。そこで、信号生成部32は、レーザ光源の出力の増加量又は減少量が第2の閾値（例えば±30mA）を超えた場合には、レーザ光源11の異常を表すエラー信号を生成し、その旨を表示部40に表示させる（ステップ207）。これにより、レーザ光源11の異常の有無を検出することができるため、照明部10の点検やレーザ光源11の交換等を促すアナウンスをユーザへ提供することができる。

[0083] 以上のように本実施形態によれば、被写体Mの画像信号から算出されるスペックルデータに基づいてレーザ光源11の発振スペクトルを制御するように構成されているため、レーザ光源11の発振スペクトルのバラツキが抑えられ、脳血管を流れる血流等を高い精度で観察することが可能となる。

[0084] 特に本実施形態によれば、標準サンプルM2のスペックル画像（標準スペックル画像）を用いてレーザ光源11の発振スペクトルを校正するようにしているので、レーザ光源の発振スペクトル又はその変動を高い精度で検出することができる。

[0085] また本実施形態によれば、観察対象物M1と同一の術野内（撮影領域）に標準サンプルM2が配置されているため、観察対象物M1の照明条件と同一の照明条件での標準スペックル画像を取得できる。これにより、レーザ光源11の出力の校正精度が高められる。

[0086] さらに本実施形態によれば、被写体Mのスペックル画像に標準サンプルM2が含まれるため、レーザ光源11の出力の校正を術前だけでなく、術中の

任意のタイミング、例えば撮像部 2 の画角調整の後においても容易かつ迅速に行うことができる。

[0087] さらに本実施形態によれば、レーザ光のスペクトル幅を測定する専用の測定器を必要とすることなく、画像のスペックルコントラストを基にレーザ光の状態をリアルタイムで簡便に把握することができるので、システム全体の大型化、複雑化が避けられる。

[0088] <第 2 の実施形態>

図 1 3 は、本技術の第 2 の実施形態に係る制御システム 1 0 2 を示す概略構成図である。以下、第 1 の実施形態と異なる構成について主に説明し、第 1 の実施形態と同様の構成については同様の符号を付しその説明を省略または簡略化する。

[0089] 本実施形態の制御システム 1 0 2 において、撮像部 2 0 は、被写体である観察対象物 M 1 を撮影する第 1 のカメラ 2 0 1 と、標準サンプル M 2 を撮影する第 2 のカメラ 2 0 2 とを有する。第 1 のカメラ 2 0 1 は、観察対象物 M 1 の画像（スペックル画像）を取得し、それを第 1 の画像信号 V s 1 として制御装置 3 0 へ出力する。第 2 のカメラ 2 0 2 は、標準サンプル M 2 の画像（標準スペックル画像）を取得し、それを第 2 の画像信号 V s 2 として制御装置 3 0 へ出力する。

[0090] 照明部 1 0 は、観察対象物 M 1 にレーザ光 L 1 を照射するレーザ光源 1 1 と、標準サンプル M 2 にレーザ光 L を照射する光ファイバ 1 5 とを有する。光ファイバ 1 5 は、例えばレーザ光源 1 1 の出射端部に接続され、レーザ光源 1 1 から出射されるレーザ光 L の一部を分岐して標準サンプル M 2 に照射する分岐用光ファイバで構成される。これにより同一のレーザ光源 1 1 からのレーザ光 L を観察対象物 M 1 及び標準サンプル M 2 上へ同時に照射することができる。

[0091] 制御装置 3 0 は、第 2 のカメラ 2 0 2 から出力される第 2 の画像信号 V s 2 に基づいてスペックルコントラストを算出し、第 1 の実施形態と同様に、その値が第 1 の閾値未満の場合は当該スペックルコントラストが第 1 の閾値

以上となるようにレーザ光源 11 の出力を制御するための制御信号 S1 を生成する。制御装置 30 は、第 1 のカメラ 201 から出力される第 1 の画像信号 Vs1 に基づいて、観察対象物 M1 のスペックルコントラスト画像を生成し、表示部 40 へ表示させる。

[0092] 以上のように構成される本実施形態の制御システム 102 においても、第 1 の実施形態と同様の作用効果を得ることができる。本実施形態によれば、標準サンプル M2 が観察対象物 M1 から比較的離れた位置に配置されている場合でも、レーザ光源 11 の出力の調整に必要な標準スペックル画像を得ることができる。

[0093] また、観察対象物 M1 及び標準サンプル M2 各々についてレーザ光 L の照明条件を個別に最適化することができる。また、観察対象物 M1 及び標準サンプル M2 がそれぞれ別個のカメラ 201, 202 で撮影可能となるため、各カメラ 201, 202 の撮影条件を個別に最適化することができる。その結果、観察対象物 M1 及び標準サンプル M2 各々について精細なスペックル画像を容易に取得することができる。

[0094] <第 3 の実施形態>

図 14 は、本技術の第 3 の実施形態に係る制御システム 103 を示す概略構成図である。以下、第 1 の実施形態と異なる構成について主に説明し、第 1 の実施形態と同様の構成については同様の符号を付しその説明を省略または簡略化する。

[0095] 本実施形態の制御システム 103 は、標準サンプル M2 が観察対象物 M1 に対して相対移動可能に構成されている点で、第 1 の実施形態と異なる。すなわち、標準サンプル M2 は、図中実線で示す退避位置と、図中二点鎖線で示す撮影位置との間を往復移動可能に構成される。退避位置は、撮影部 20 の撮影領域外の位置に設定され、撮影位置は、撮影部 20 の撮影領域内の位置に設定され、例えば、観察対象物 M1 の直上位置に設定される。

[0096] 本実施形態の制御システム 103 においても、第 1 の実施形態と同様の作用効果を得ることができる。本実施形態によれば、レーザ光源 11 の出力の

調整工程以外のときは標準サンプルM2を退避位置へ後退させておくことができるため、観察対象物M1について比較的広い術野を確保することができる。

[0097] 本実施形態において標準サンプルM2は、図示せずとも、エアシリンダや直動モータ等の適宜の往復移動機構で構成された保持ユニットに保持される。当該保持ユニットは、上述のように、標準サンプルM2が撮影部20の撮影領域内に配置される第1の状態と、標準サンプルM2が撮影部20の撮影領域外に配置される第2の状態とを選択的に切り替えることが可能に構成される。保持ユニットの構成はこれに限られず、後述するように回転機構で構成されてもよい。

[0098] <第4の実施形態>

図15は、本技術の第4の実施形態に係る制御システム104を示す概略構成図である。以下、第1の実施形態と異なる構成について主に説明し、第1の実施形態と同様の構成については同様の符号を付しその説明を省略または簡略化する。

[0099] 本実施形態の制御システム104は、標準サンプルM2が観察対象物M1に対して相対移動可能に構成されている点で第1の実施形態と異なる。本実施形態の制御システム104は、標準サンプルM2を保持する保持ユニットとしての回転ステージ60と、回転ステージ60の駆動を制御するステージコントローラ50とを備える。

[0100] 回転ステージ60は、標準サンプルM2を回転軸60aのまわりに回転させることで、標準サンプルM2が撮影部20の撮影領域内に配置される第1の状態と、標準サンプルM2が撮影部20の撮影領域外に配置される第2の状態とを選択的に切り替えることが可能に構成される。

[0101] 図16A～Cは、回転ステージ60の構成例を示す概略平面図である。

[0102] 図16Aに示す回転ステージ601は、回転軸60aを中心部に有する円形のステージ本体61を有する。ステージ本体61は、開口部611と、標準サンプルM2を保持する保持部612とを有する。開口部611は扇形形

状を有し、撮像部20による観察対象物M1の撮像領域を開放して観測対象物M1の撮影を可能とする。開口部611の中心角は特に限定されず、図示の角度（約270度）よりも小さくてもよいし大きくてもよく、観察対象物M1の撮像領域を確保できる大きさがあればよい。保持部612は所定の回転位置で標準サンプルM2を撮像領域に配置できる大きさに形成される。標準サンプルM2の平面形状は図示する円形に限られず、矩形等の他の幾何学形状に形成されていけばよい。

[0103] 回転ステージ601は、開口部611が標準サンプルM2よりも大きな面積で形成されたが、これに限られず、図16Bに示すように、標準サンプルM2が開口部よりも大きな面積で形成されてもよい。

[0104] 図16Bに示す回転ステージ602は、回転軸60aを中心に有し標準サンプルM2を支持する円形のステージ本体62を有する。ステージ本体62は、標準サンプルM2で構成されてもよい。ステージ本体62には、所定の回転位置で撮像部20による観察対象物M1の撮像領域を確保できる大きさに形成された開口部621を有する。開口部621は円形に限られず、矩形等の他の幾何学的形状であってもよい。

[0105] 図16Cに示す回転ステージ603は、一端部に中心軸60aを有し標準サンプルM2を支持する矩形のステージ本体63を有する。ステージ本体63は、標準サンプルM2で構成されてもよい。ステージ本体63は、所定の回転位置で撮像部20の撮像領域内に配置されることが可能な適宜の大きさに形成される。

[0106] ステージコントローラ50は、制御装置30の切替指令S4に基づいて、回転ステージ60を任意の角度回転させることが可能に構成される。ステージコントローラ50は、制御装置30の一部として構成されてもよい。なお、回転ステージ60は、ユーザの手で回転可能に構成されてもよい。

[0107] 本実施形態の制御システム104においても、第1の実施形態と同様の作用効果を得ることができる。本実施形態によれば、レーザ光源11の出力の調整工程以外のときは標準サンプルM2を退避位置へ後退させておくことが

できるため、観察対象物M1について比較的広い術野を確保することができる。

[0108] <第5の実施形態>

図17及び図18は、本技術の第5の実施形態に係る制御システム105を示す概略構成図である。以下、第1の実施形態と異なる構成について主に説明し、第1の実施形態と同様の構成については同様の符号を付しその説明を省略または簡略化する。

[0109] 本実施形態において、制御システム105は、脳手術用の顕微鏡に適用され、標準サンプルM2には、標準スペックル画像が得られる汎用の手術用ドレープ（布）が用いられる。照明部10は、レーザ光Lを患者の頭部に照射し、撮像部20は、患者の頭部（観測対象物M1）及びその周囲のドレープ（標準サンプルM2）の画像（スペックル画像）を同時に取得する。その画像の一例を図19に模式的に示す。図中、M11は血管、M12は硬膜を表している。

[0110] 制御装置30は、ドレープ（M2）のスペックル画像から当該画像のスペックルコントラストを算出する。図19において破線で示す領域R1は、スペックルコントラスト値を計算する画素の指示領域である。領域R1は、制御装置30において任意に選択されてもよいし、ユーザの操作によって選択されてもよい。

[0111] 制御装置30は、任意のタイミング（例えば、開始時に照明部10の電源を入れた場合や、ユーザがスペックルコントラスト計算領域R1を指示した場合など）で得られたスペックルコントラスト値を保持しておき、照明光量を変動した場合などに、得られたスペックル画像およびスペックルコントラスト値を比較して、所定の値（例えば、スペックルコントラストの差が0.1）以上の乖離があった場合にエラーを表示することが可能に構成される。標準サンプルM2として手術用ドレープを用いる場合は、スペックルコントラストが低くなる場合もあるので、開始時には、拡散板を用い、手術中では、任意の設定場所でのスペックルコントラスト値の変動を確認するようにし

てもよい。

[0112] <その他の実施形態>

本技術は、以上説明した実施形態に限定されず、他の種々の実施形態を実現することができる。

[0113] 例えば以上の実施形態では、標準サンプルM2のスペックル画像（標準スペックル画像）を用いて生成されたスペックルコントラストに基づいてレーザ光の出力の校正を行ったが、これに代えて、標準サンプルM2を用いないでレーザ光の出力の校正を行ってもよい。例えば観察対象物M1のスペックル画像を用いてレーザ光の出力が校正されてもよい。この場合、観察対象物M1においてスペックルコントラスト値が一定の領域を代表値とされてもよい。

[0114] また、以上の実施形態では、スペックルデータとして、スペックルコントラストが算出されたが、これに限られない。例えば、スペックルデータは、単位セル内の画素信号の最大輝度及び最小輝度の差を基に生成されてもよい。具体的には、スペックル画像を構成する単位セル（例えば5×5の画素列）について、最小輝度及び最大輝度の差を平均値で除した値（ $(G_{\max} - G_{\min}) / (1)$ ）が用いられもよい。また、このような演算方法で生成されるスペックルデータに基づいてレーザ光源の出力を調整する制御信号が生成されてもよい。

[0115] さらに以上の実施形態では、レーザ光源11の出力の校正時に標準サンプルM2のスペックルコントラストを評価するように構成されたが、本技術をレーザ光源11の温度管理に用いることも可能である。

[0116] 例えば図20A～Cは、温度によってLDのスペクトル幅が変動する一例を示したものである。同図において、Aは25 [°C]、Bは23 [°C]、Cは27 [°C]のときのスペクトル幅をそれぞれ示している。同図に示すように、LDのスペクトル幅は、温度によって変動するので、それぞれの状態で、標準サンプルにレーザ光を照射して得られたスペックルコントラストも変動する。A～Cにおいて、Aに示す状態が、B及びCに示す状態に比べてス

ペクトル幅が小さいため、最も高いスペックルコントラストが得られることとなる。

[0117] LDのスペックル幅が温度によって変動する現象を利用して、制御装置30に次のような処理を実行させることが可能である。すなわち、通常の流れとして、LD温度調整を行いながら、LDの電流値調整（出力）を行い、スペックルコントラストの計算によりLDの状態を確認して、スペックル画像取得に進む。例えば、1秒間に60枚の画像（60 [Hz] の場合）を常に取り得し、スペックルコントラスト計算を行う。スペックルコントラスト画像を常に観察するような場合、正常な場合は、LDの温度調整はペルチェ素子などで、ある一定の温度、例えば25 [°C] に常に保たれているが、何らかの不具合、例えば、ペルチェ素子の故障によりLDの温度調整ができなくなり、あるいは、熱を逃がすファンが故障して、ペルチェ素子の制御が効かなくなった場合に、スペックルコントラストの低下という現象として現れる。そこで、制御装置30は、このようなコントラストの低下を検出したときは、表示部40にエラー表示し、あるいは照明部10の出力を低下させる処理を実行する。これにより、LDが必要以上に加熱して壊れることを未然に防ぐことができるようになる。

[0118] 本技術は、例えば医療・生物分野において用いられる内視鏡や光学顕微鏡等に適用することが可能である。すなわち制御システムを、内視鏡又は顕微鏡として構成することも可能である。

[0119] この場合、観察対象物としては、例えば生体の細胞、組織、臓器等の生体組織が挙げられる。本技術を用いることで、生体組織を高い精度で観察することが可能となる。例えば内視鏡や光学顕微鏡等により撮像されたスペックル画像に基づいて、図12に示す処理を実行することで、レーザ光源の出力のバラツキが抑えられ、脳血管を流れる血流等を高い精度で観察することが可能となる。

[0120] またユーザ等により操作されるコンピュータと、ネットワーク等を介して通信可能な他のコンピュータとが連動することで、本技術に係る制御方法、

及びプログラムが実行され、本技術に係る制御システムが構築されてもよい。

[0121] すなわち本技術に係る制御方法、及びプログラムは、単体のコンピュータにより構成されたコンピュータシステムのみならず、複数のコンピュータが連動して動作するコンピュータシステムにおいても実行可能である。なお本開示において、システムとは、複数の構成要素（装置、モジュール（部品）等）の集合を意味し、すべての構成要素が同一筐体中にあるか否かは問わない。したがって、別個の筐体に収納され、ネットワークを介して接続されている複数の装置、及び、１つの筐体の中に複数のモジュールが収納されている１つの装置は、いずれもシステムである。

[0122] コンピュータシステムによる本技術に係る制御方法、及びプログラムの実行は、例えばスペックルデータの生成、レーザ光源の出力を制御する制御信号の生成が、単体のコンピュータにより実行される場合、及び各処理が異なるコンピュータにより実行される場合の両方を含む。また所定のコンピュータによる各処理の実行は、当該処理の一部または全部を他のコンピュータに実行させその結果を取得することを含む。

[0123] すなわち本技術に係る制御方法及びプログラムは、１つの機能をネットワークを介して複数の装置で分担、共同して処理するクラウドコンピューティングの構成にも適用することが可能である。

[0124] <変形例>

本技術に係る実施形態は、上記で説明した実施形態に限定されず種々変形される。

[0125] 例えば以上の実施形態では、標準サンプルにレーザを照射して得られるスペックル画像をイメージセンサ（撮像部２０）で取得するようにしたが、これに代えて、ラインセンサやフォトディテクタ（ＰＤ）などの他の光学素子を用いて、上記スペックル画像を取得するようにしてもよい。

[0126] また以上の実施形態では、制御装置３０とレーザドライバ１４とを別個の機器で構成されたが、これらは共通の機器で構成されてもよい。また、制御

装置 30 と撮像部 20、あるいは制御装置 30 と表示部 40 もまた、共通の機器で構成されてもよい。

[0127] さらに以上の実施形態では、観察対象物 M1 として脳及び脳血管を例に挙げて説明したが、これに限られず、心臓等の脳以外の他の臓器又はその血管あるいはリンパ腺など、散乱物質の流れを伴う部位を有する任意の生体組織に対して本技術は適用可能である。

[0128] また生体組織の他にも、マイクロ流路を用いた検査デバイスの評価等に本技術が適用されてもよい。例えば、流路内を流れる溶媒の流速等を高精度に検出することが可能となる。この他、本技術が適用可能な分野等は限定されない。

[0129] 以上説明した本技術に係る特徴部分のうち、少なくとも 2 つの特徴部分を組み合わせることも可能である。すなわち各実施形態で説明した種々の特徴部分は、各実施形態の区別なく、任意に組み合わせられてもよい。また上記で記載した種々の効果は、あくまで例示であって限定されるものではなく、また他の効果が発揮されてもよい。

[0130] なお、本技術は以下のような構成も採ることができる。

(1) レーザ光を照明に用いて撮影された被写体の画像信号に基づいてスペckルデータを生成し、前記生成されたスペckルデータに基づいて前記レーザ光を照射するレーザ光源の出力を制御する制御信号を生成する信号生成部

を具備する制御装置。

(2) (1) に記載の制御装置であって、
前記被写体は、観察対象物と校正用の標準サンプルとを含み、
前記信号生成部は、前記標準サンプルの画像信号に基づいて前記スペckルデータを生成する
制御装置。

(3) (1) 又は (2) に記載の制御装置であって、
前記被写体のスペckルコントラスト画像を前記表示部に表示させる表示

制御部をさらに具備する

制御装置。

(4) (1) ~ (3) のいずれか 1 つに記載の制御装置であって、

前記信号生成部は、前記スペックルデータが第 1 の閾値未満の場合には、前記スペックルデータが前記第 1 の閾値以上となるように前記レーザ光源の出力を増加させ又は減少させる制御信号を生成する

制御装置。

(5) (4) に記載の制御装置であって、

前記信号生成部は、前記スペックルデータが前記第 1 の閾値未満の場合には、前記スペックルデータが前記第 1 の閾値以上となるまで前記レーザ光源の出力を所定量ずつ増加させ又は減少させる制御を繰り返し実行し、前記レーザ光源の出力の増加量又は減少量が第 2 の閾値を超えた場合にはエラー信号を生成する

制御装置。

(6) (1) ~ (5) のいずれか 1 つに記載の制御装置であって、

前記スペックルデータは、スペックルコントラストを含み、

前記信号生成部は、前記スペックルコントラストに基づいて前記制御信号を生成する

制御装置。

(7) (1) ~ (5) のいずれか 1 つに記載の制御装置であって、

前記画像信号は、各々が輝度情報を含む複数の画素信号を有し、

前記スペックルデータは、最大輝度及び最小輝度の差を含み、

前記信号生成部は、前記最小輝度及び最大輝度の差に基づいて前記制御信号を生成する

制御装置。

(8) 観察対象物にレーザ光を照射するレーザ光源と、前記レーザ光源の出力を調整するレーザドライバとを有する照明部と、

前記レーザ光の照射を受ける位置に配置されることが可能な校正用の標準

サンプルと、

前記レーザ光の照射を受けた観察対象物及び標準サンプルの画像を取得する撮像部と、

前記標準サンプルの画像を構成する個々の画素信号からスペックルデータを生成し、前記生成されたスペックルデータに基づいて前記レーザドライバを制御する制御信号を生成する信号生成部を有する制御装置と

を具備する制御システム。

(9) (8)に記載の制御システムであって、

表示部をさらに具備し、

前記制御装置は、前記観察対象物のスペックルコントラスト画像を前記表示部に表示させる表示制御部をさらに有する

制御システム。

(10) (8)又は(9)に記載の制御システムであって、

前記標準サンプルは、光拡散性の光学素子である

制御システム。

(11) (10)に記載の制御システムであって、

前記標準サンプルは、拡散板である

制御システム。

(12) (10)に記載の制御システムであって、

前記標準サンプルは、手術用ドレープである

制御システム。

(13) (10)又は(11)に記載の制御システムであって、

前記標準サンプルを保持する保持ユニットをさらに具備し、

前記保持ユニットは、前記標準サンプルが前記撮影部の撮影領域内に配置される第1の状態と、前記標準サンプルが前記撮影部の撮影領域外に配置される第2の状態とを選択的に切り替える

制御システム。

(14) (8)～(13)のいずれか1つに記載の制御システムであって、

前記撮影部は、前記観察対象物を撮影する第１のカメラと、前記標準サンプルを撮影する第２のカメラとを有する

制御システム。

(１５) (８) ～ (１４) のいずれか１つに記載の制御システムであって、内視鏡又は顕微鏡として構成される

制御システム。

(１６) レーザ光を照明に用いて撮影された被写体の画像信号に基づいてスペckルデータを生成し、

前記生成されたスペckルデータに基づいて前記レーザ光を照射するレーザ光源の出力を制御する制御信号を生成する

ことをコンピュータシステムが実行する制御方法。

(１７) レーザ光を照明に用いて撮影された被写体の画像信号に基づいてスペckルデータを生成するステップと、

前記生成されたスペckルデータに基づいて前記レーザ光を照射するレーザ光源の出力を制御する制御信号を生成するステップと

をコンピュータシステムに実行させるプログラム。

符号の説明

- [0131] １０…照明部
 １１…レーザ光源
 １４…レーザドライバ
 ２０…撮像部
 ３０…制御装置
 ３１…信号生成部
 ３２…表示制御部
 ４０…表示部
 ６０…保持ユニット
 １０１，１０２，１０３，１０４，１０５…制御システム
 ２０１…第１のカメラ

2 0 2 …第 2 のカメラ

L …レーザ光

M…被写体

M 1 …観測対象物

M 2 …標準サンプル

請求の範囲

- [請求項1] レーザ光を照明に用いて撮影された被写体の画像信号に基づいてスペckルデータを生成し、前記生成されたスペckルデータに基づいて前記レーザ光を照射するレーザ光源の出力を制御する制御信号を生成する信号生成部
- を具備する制御装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の制御装置であって、
- 前記被写体は、観察対象物と校正用の標準サンプルとを含み、
- 前記信号生成部は、前記標準サンプルの画像信号に基づいて前記スペckルデータを生成する
- 制御装置。
- [請求項3] 請求項1に記載の制御装置であって、
- 前記被写体のスペckルコントラスト画像を前記表示部に表示させる表示制御部をさらに具備する
- 制御装置。
- [請求項4] 請求項1に記載の制御装置であって、
- 前記信号生成部は、前記スペckルデータが第1の閾値未満の場合には、前記スペckルデータが前記第1の閾値以上となるように前記レーザ光源の出力を増加させ又は減少させる制御信号を生成する
- 制御装置。
- [請求項5] 請求項4に記載の制御装置であって、
- 前記信号生成部は、前記スペckルデータが前記第1の閾値未満の場合には、前記スペckルデータが前記第1の閾値以上となるまで前記レーザ光源の出力を所定量ずつ増加させ又は減少させる制御を繰り返し実行し、前記レーザ光源の出力の増加量又は減少量が第2の閾値を超えた場合にはエラー信号を生成する
- 制御装置。
- [請求項6] 請求項1に記載の制御装置であって、

前記スペックルデータは、スペックルコントラストを含み、
前記信号生成部は、前記スペックルコントラストに基づいて前記制御信号を生成する
制御装置。

[請求項7] 請求項1に記載の制御装置であって、
前記画像信号は、各々が輝度情報を含む複数の画素信号を有し、
前記スペックルデータは、最大輝度及び最小輝度の差を含み、
前記信号生成部は、前記最小輝度及び最大輝度の差に基づいて前記制御信号を生成する
制御装置。

[請求項8] 観察対象物にレーザ光を照射するレーザ光源と、前記レーザ光源の出力を調整するレーザドライバとを有する照明部と、
前記レーザ光の照射を受ける位置に配置されることが可能な校正用の標準サンプルと、
前記レーザ光の照射を受けた観察対象物及び標準サンプルの画像を取得する撮像部と、
前記標準サンプルの画像を構成する個々の画素信号からスペックルデータを生成し、前記生成されたスペックルデータに基づいて前記レーザドライバを制御する制御信号を生成する信号生成部を有する制御装置と
を具備する制御システム。

[請求項9] 請求項8に記載の制御システムであって、
表示部をさらに具備し、
前記制御装置は、前記観察対象物のスペックルコントラスト画像を前記表示部に表示させる表示制御部をさらに有する
制御システム。

[請求項10] 請求項8に記載の制御システムであって、
前記標準サンプルは、光拡散性の光学素子である

制御システム。

[請求項11] 請求項10に記載の制御システムであって、
前記標準サンプルは、拡散板である
制御システム。

[請求項12] 請求項10に記載の制御システムであって、
前記標準サンプルは、手術用ドレープである
制御システム。

[請求項13] 請求項10に記載の制御システムであって、
前記標準サンプルを保持する保持ユニットをさらに具備し、
前記保持ユニットは、前記標準サンプルが前記撮影部の撮影領域内に配置される第1の状態と、前記標準サンプルが前記撮影部の撮影領域外に配置される第2の状態とを選択的に切り替える
制御システム。

[請求項14] 請求項8に記載の制御システムであって、
前記撮影部は、前記観察対象物を撮影する第1のカメラと、前記標準サンプルを撮影する第2のカメラとを有する
制御システム。

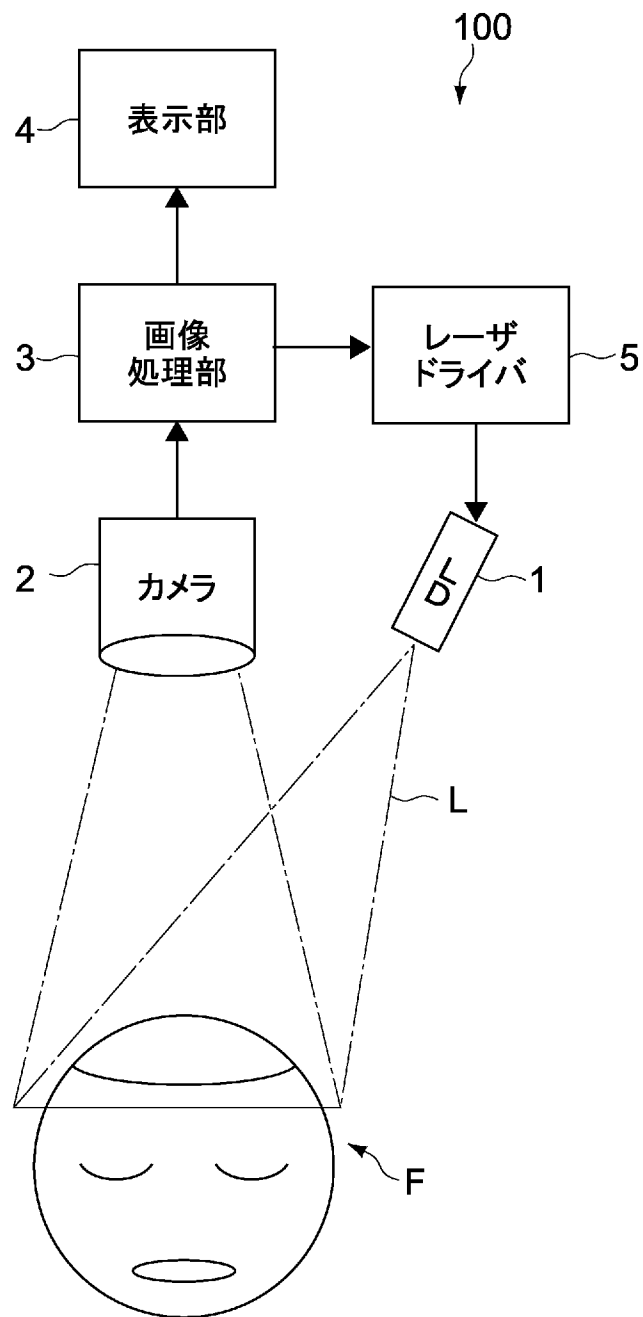
[請求項15] 請求項8に記載の制御システムであって、
内視鏡又は顕微鏡として構成される
制御システム。

[請求項16] レーザ光を照明に用いて撮影された被写体の画像信号に基づいてスペckルデータを生成し、
前記生成されたスペckルデータに基づいて前記レーザ光を照射するレーザ光源の出力を制御する制御信号を生成することをコンピュータシステムが実行する制御方法。

[請求項17] レーザ光を照明に用いて撮影された被写体の画像信号に基づいてスペckルデータを生成するステップと、
前記生成されたスペckルデータに基づいて前記レーザ光を照射す

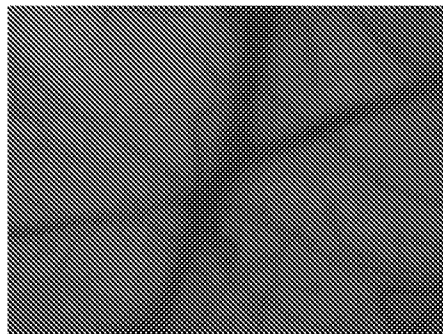
るレーザ光源の出力を制御する制御信号を生成するステップと
をコンピュータシステムに実行させるプログラム。

[図1]

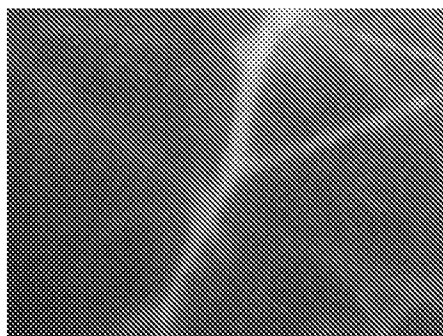


[図2]

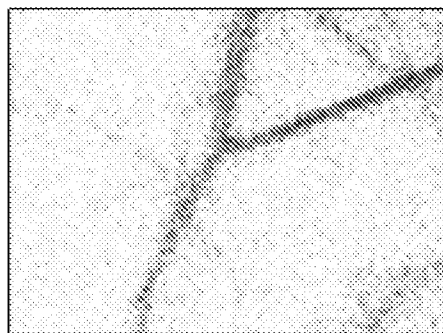
A



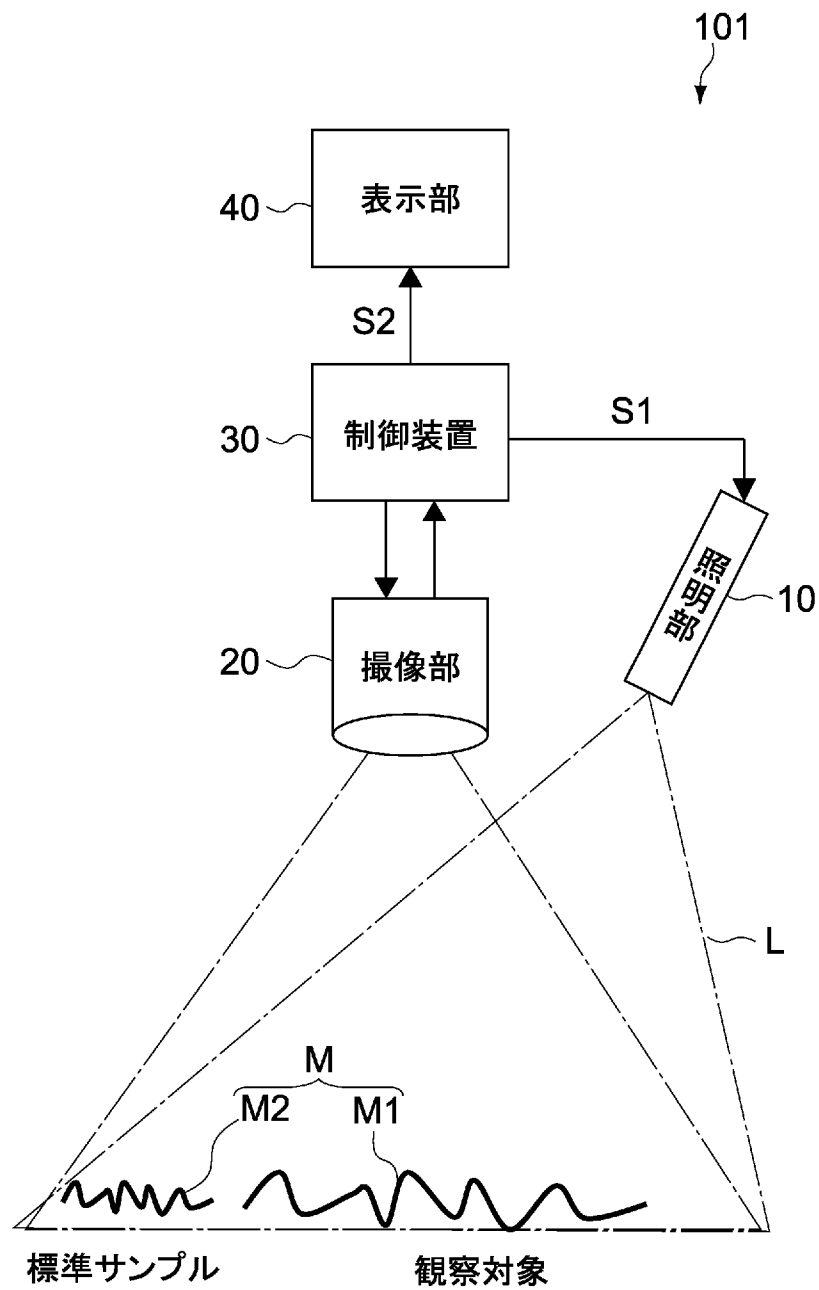
B



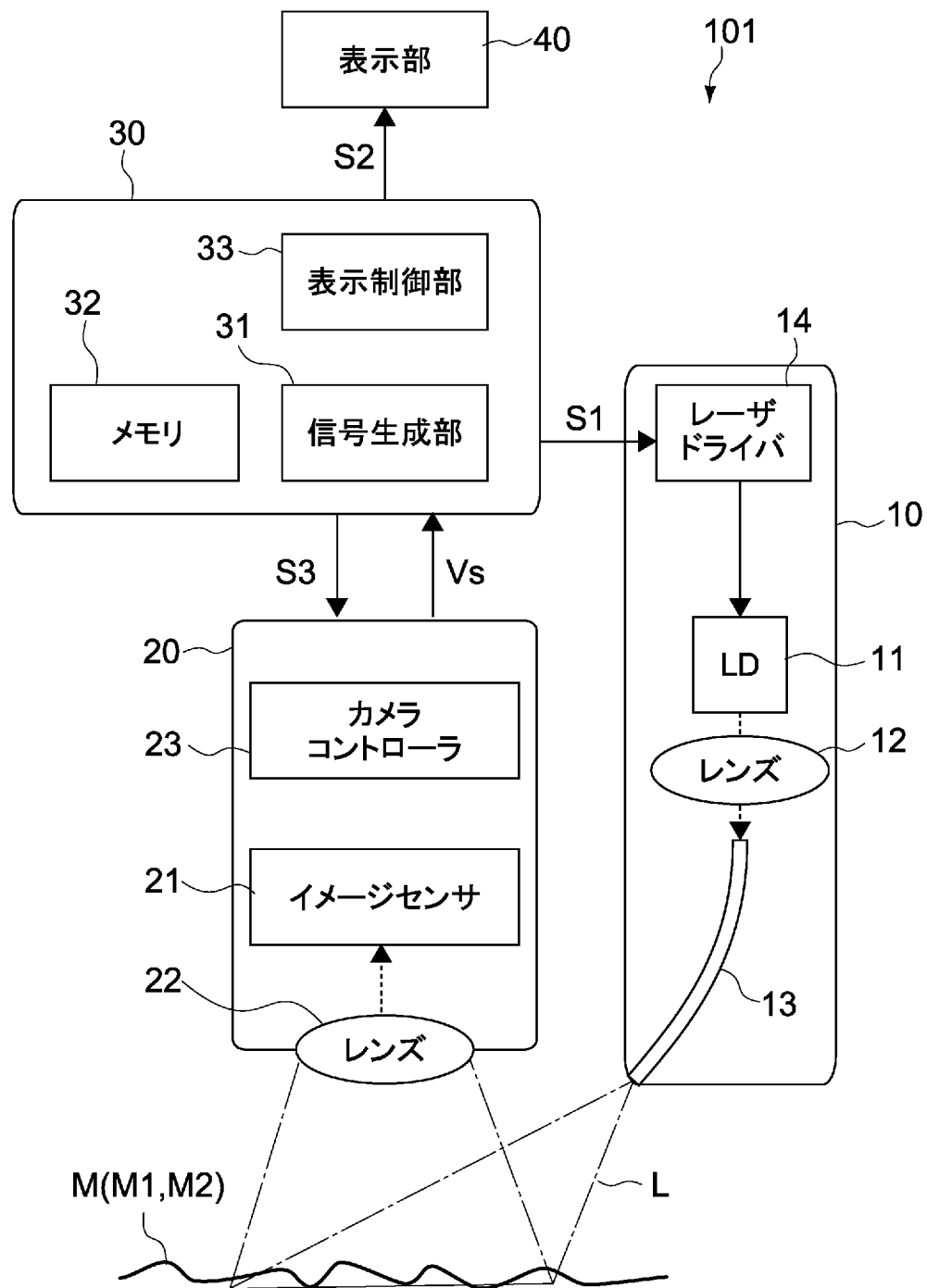
C



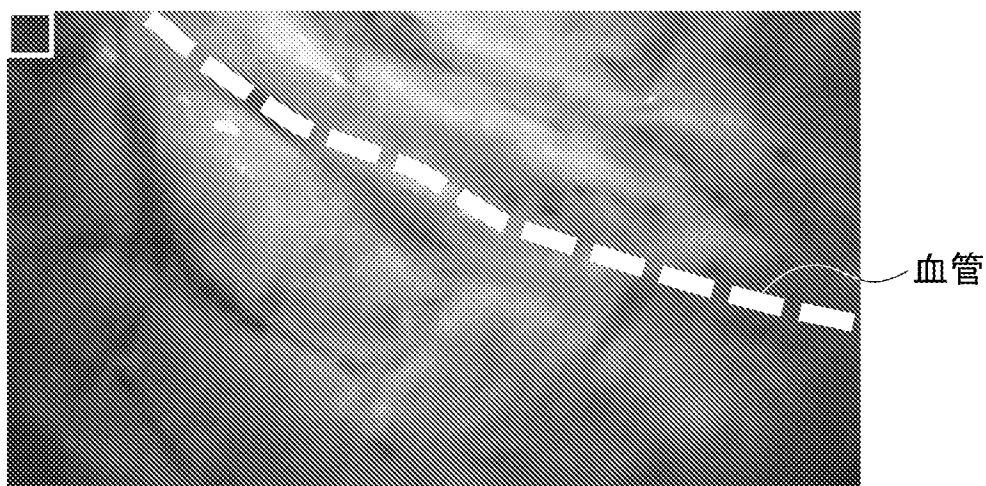
[図3]



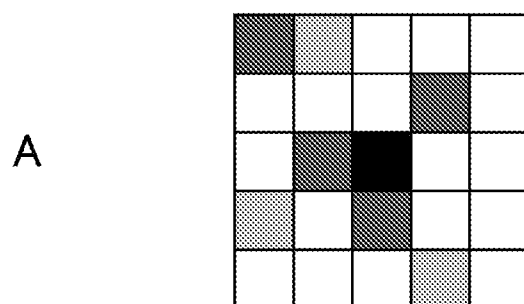
[図4]



[図5]

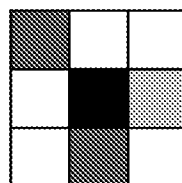


[図6]



5×5の例

B

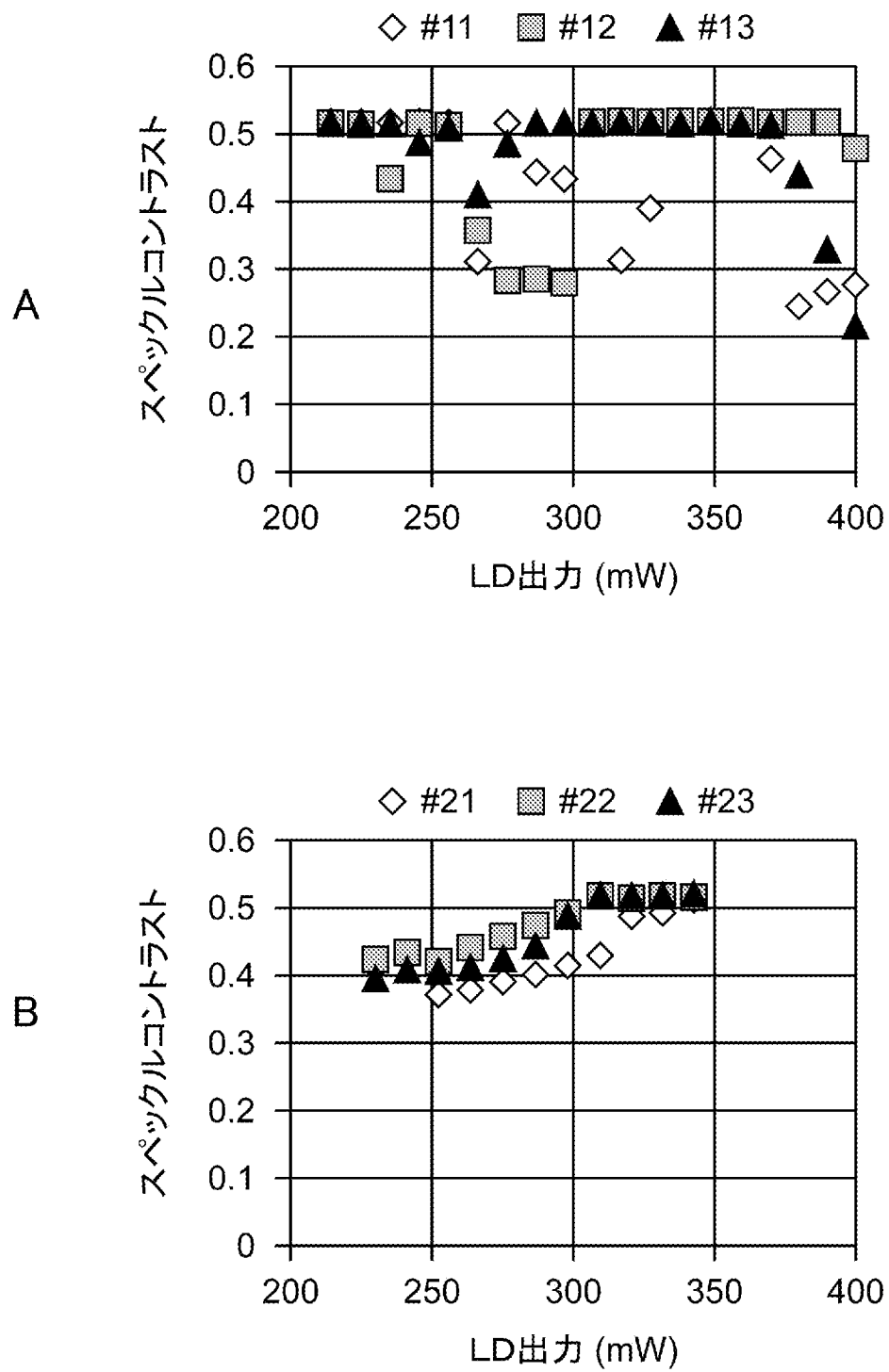


3×3の例

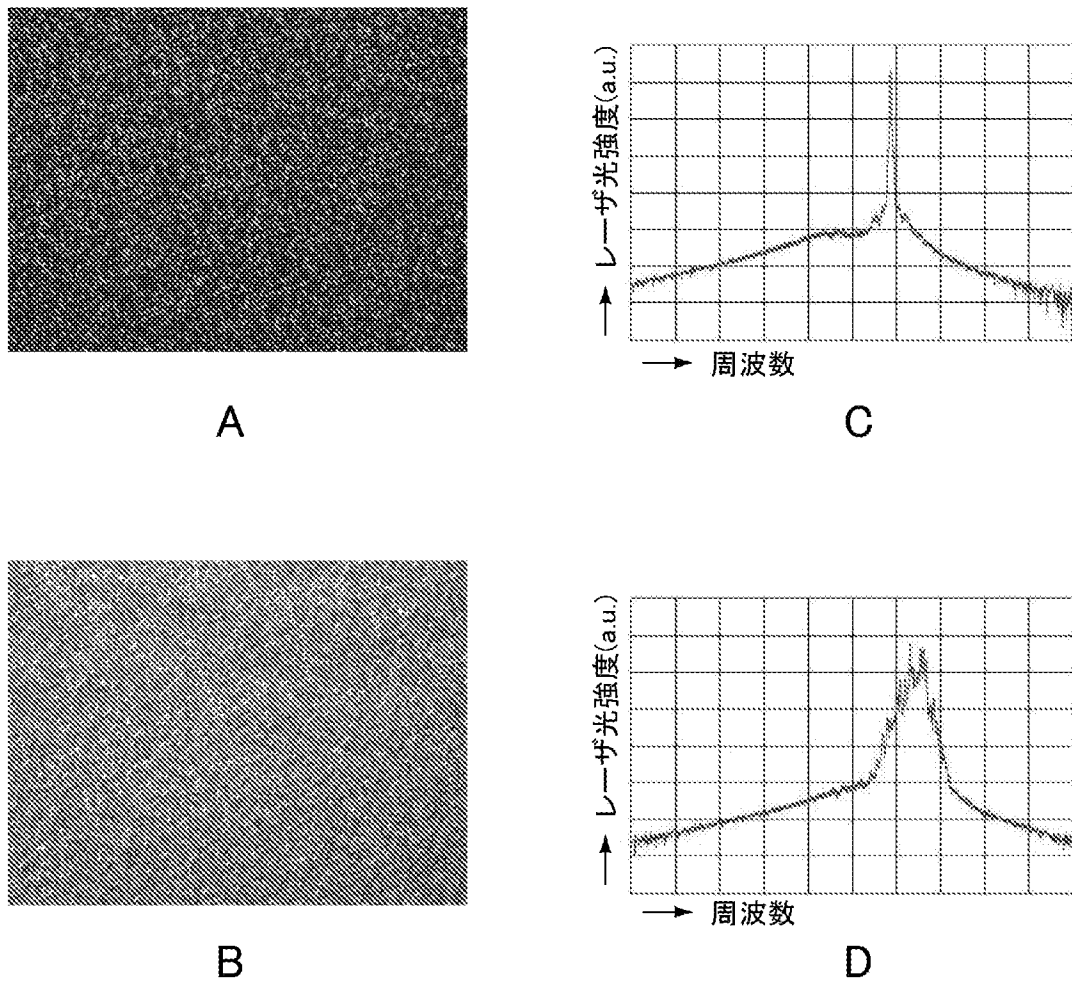
[図7]



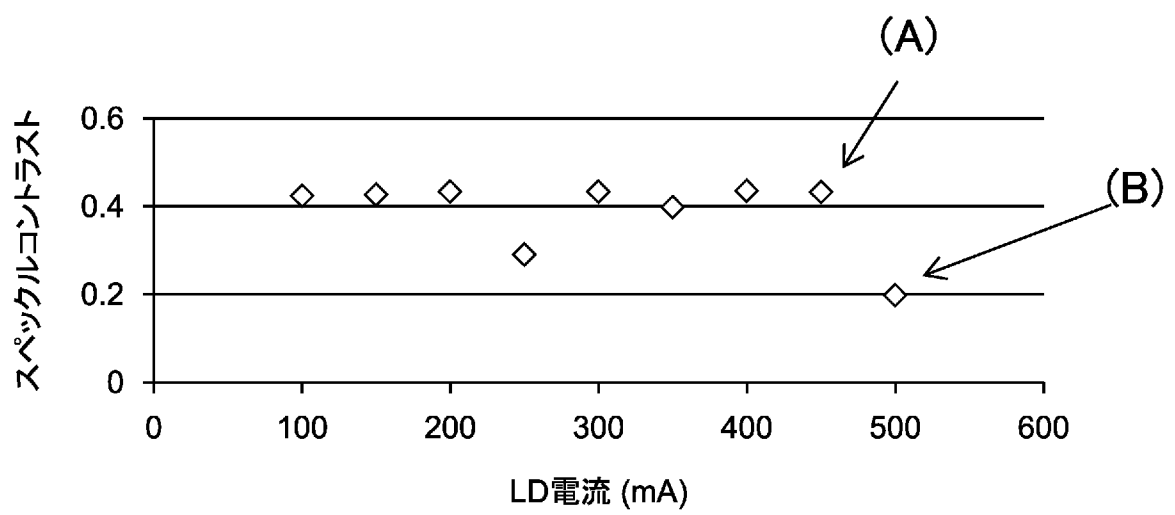
[図8]



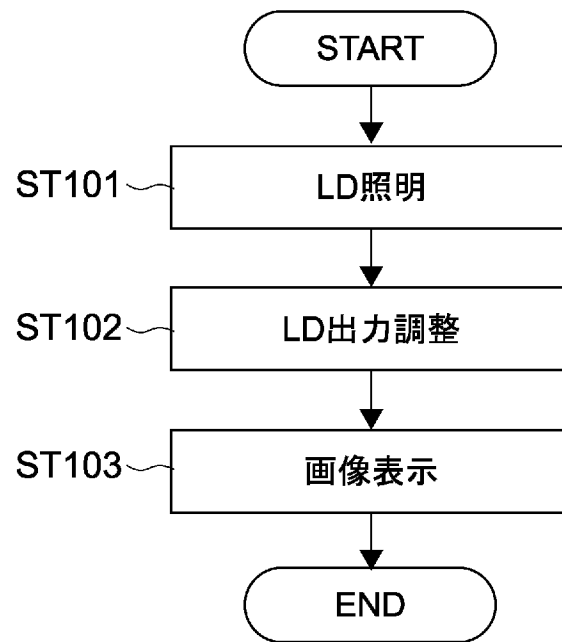
[図9]



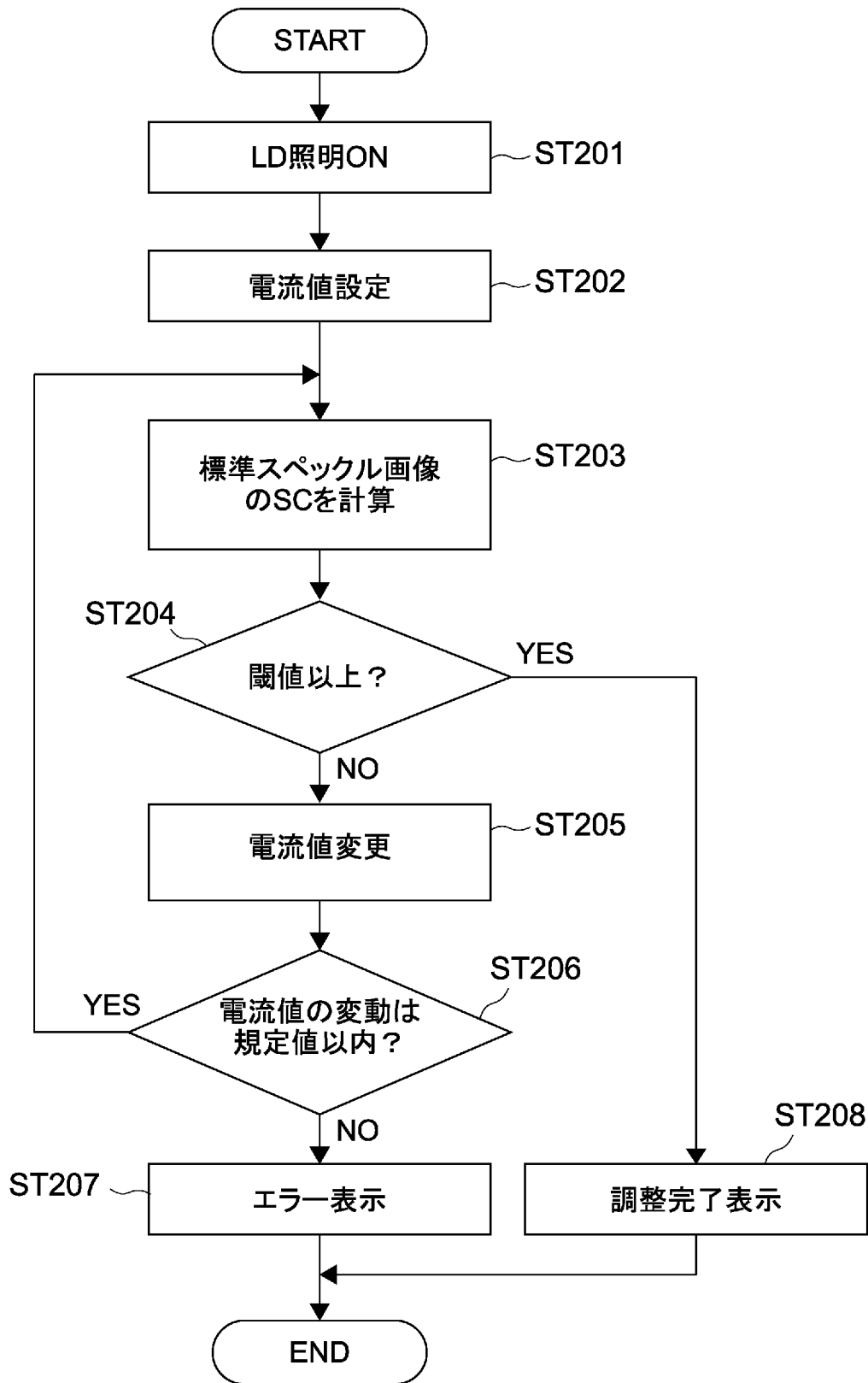
[図10]



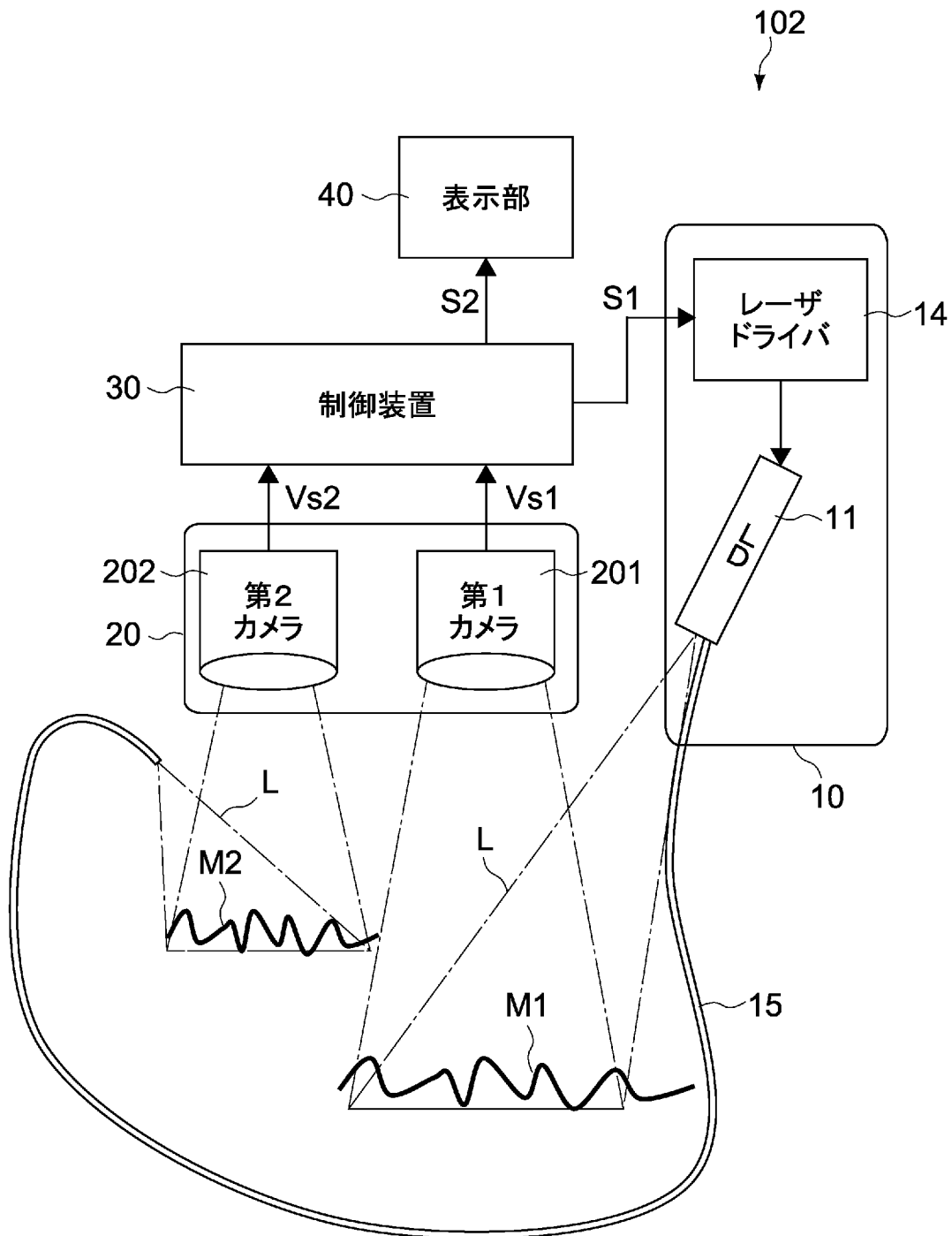
[図11]



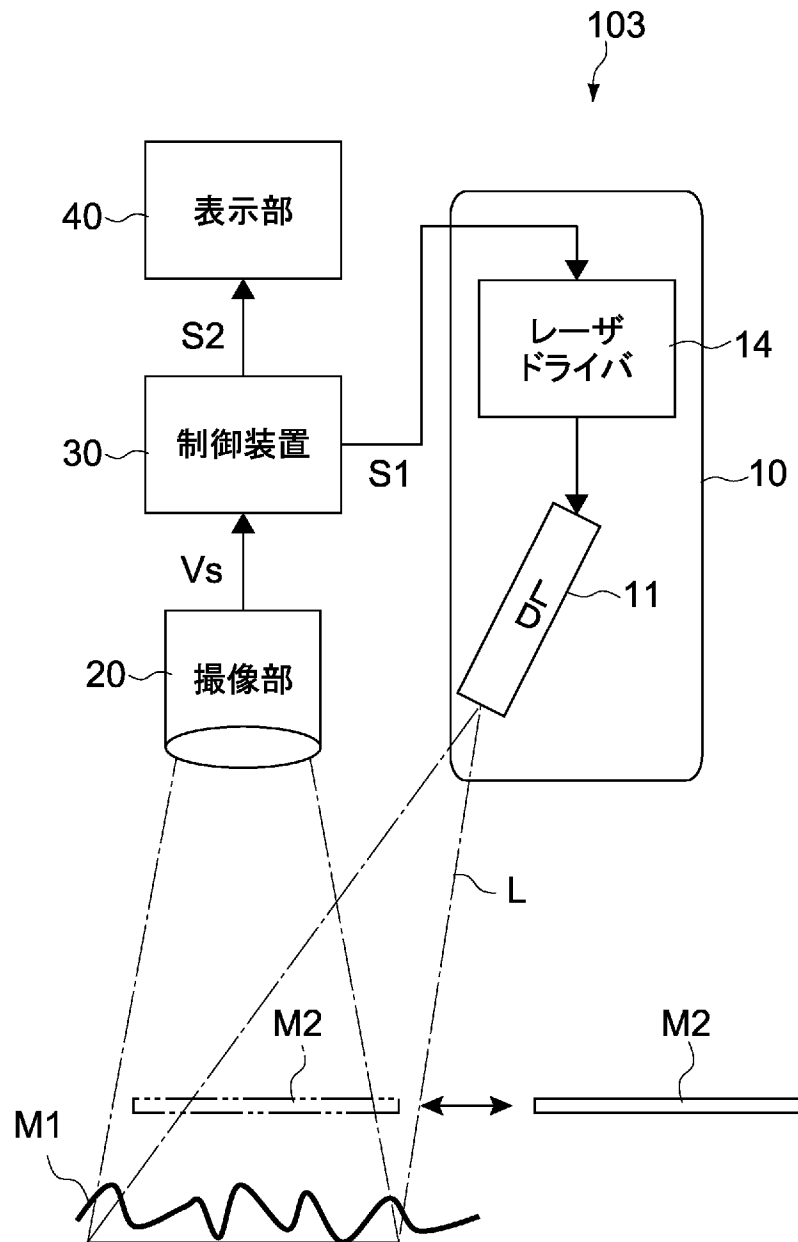
[図12]



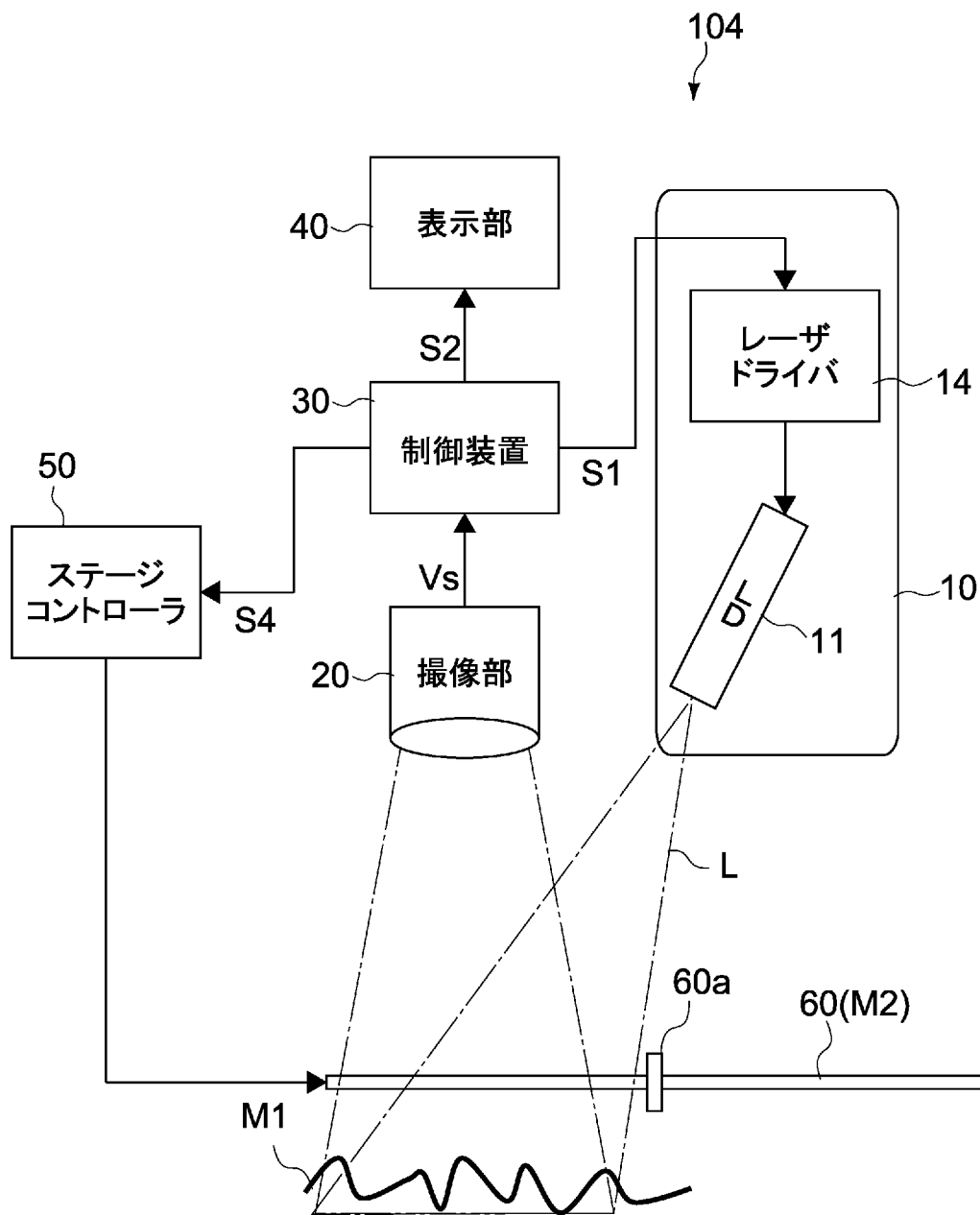
[図13]



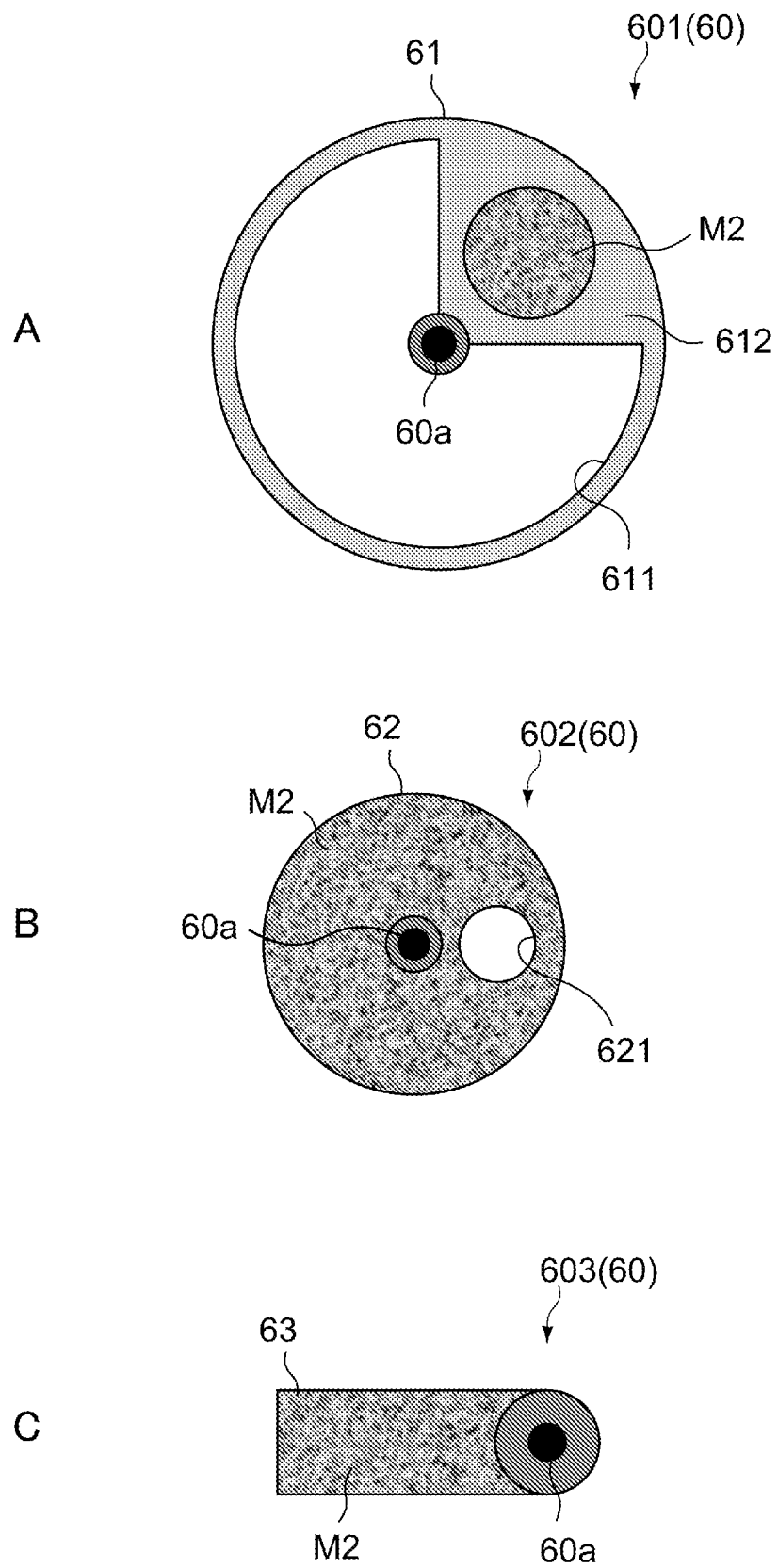
[図14]



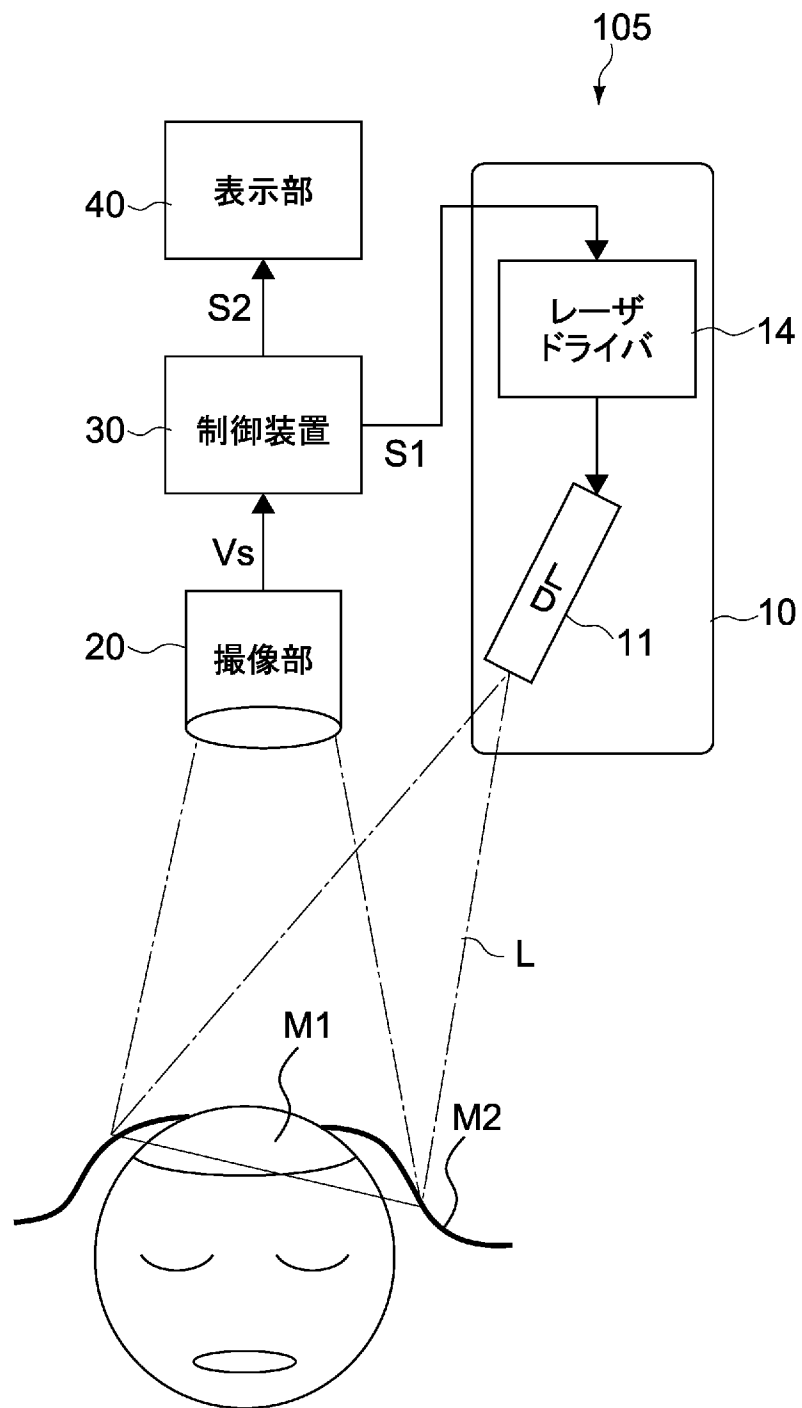
[図15]



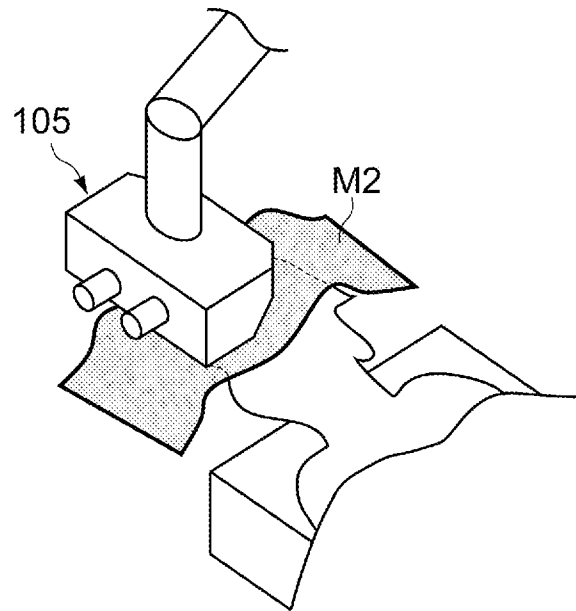
[図16]



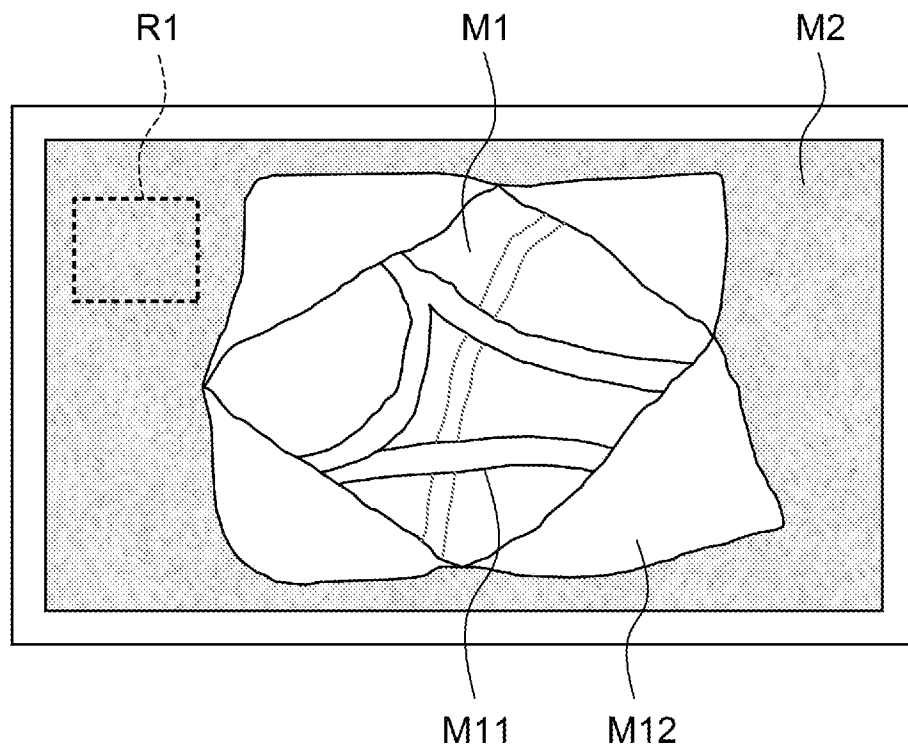
[図17]



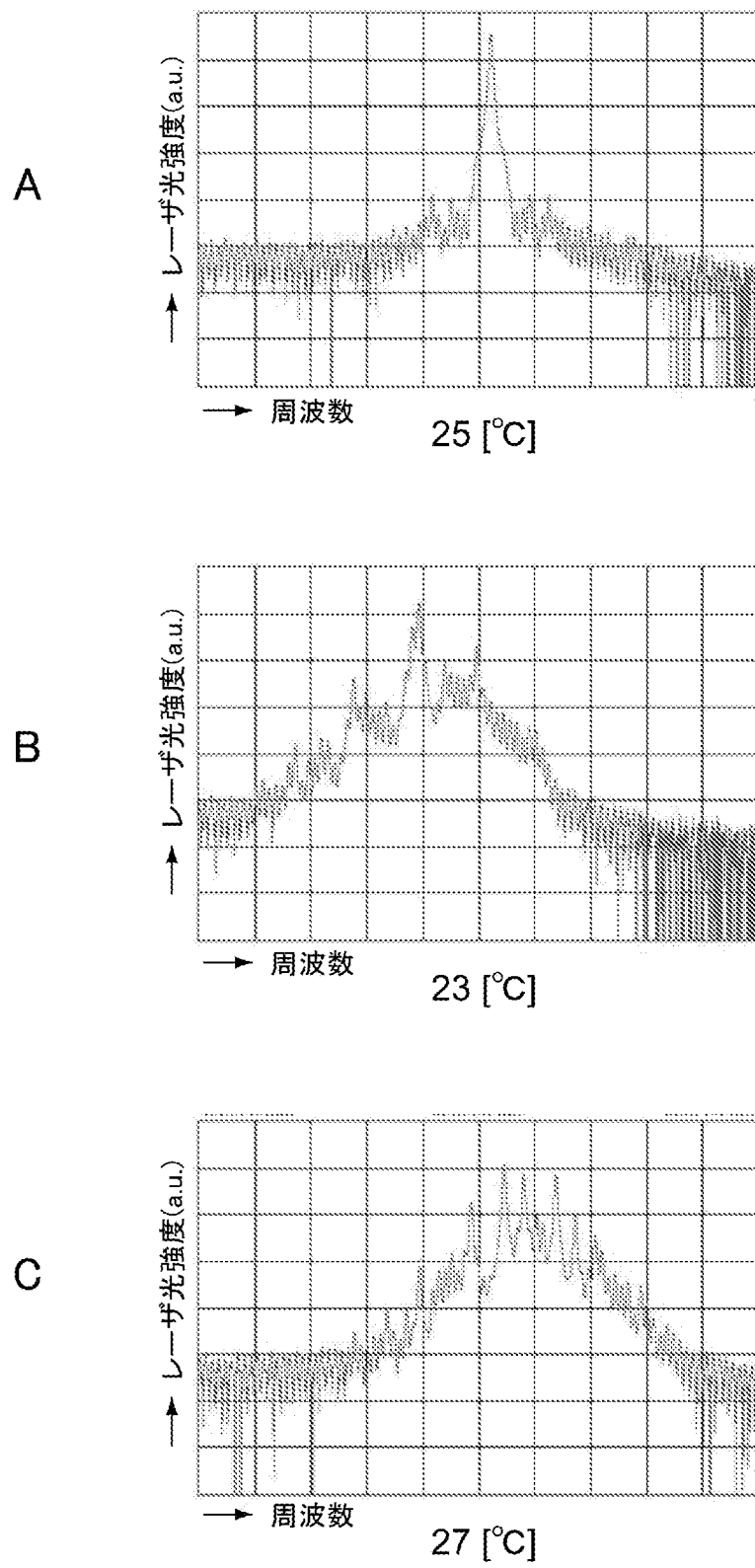
[図18]



[図19]



[図20]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/010984

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B5/026 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl. A61B5/026

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2010-532699 A (INDUSTRIAL RESEARCH LIMITED) 14 October 2010, paragraphs [0001]-[0099], fig. 1-10, 20 & WO 2009/008745 A2, paragraphs [0001]-[0131], fig. 1-10, 20 & US 2011/0013002 A1 & CN 101784227 A	1-17
Y	US 2012/0188354 A1 (MUNRO, Elizabeth Alice) 26 July 2012, paragraphs [0063]-[0072], fig. 4(h) & CA 2765651 A1	1-17

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
08 June 2018 (08.06.2018)

Date of mailing of the international search report
26 June 2018 (26.06.2018)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/010984

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 11-42242 A (KALTENBACH & VOIGT GMBH & CO.) 16 February 1999, paragraph [0022] & US 6102704 A1, column 6, lines 1-6 & EP 862897 A3 & DE 19709500 C1 & AT 272974 T	5
Y	JP 2012-127937 A (RICOH CO., LTD.) 05 July 2012, paragraph [0069], fig. 9 & US 2013/0194573 A1, paragraph [0098], fig. 7 & WO 2012/070693 A1 & CA 2817190 A1 & CN 103221803 A & KR 10-2013-0103561 A	7
Y	US 2012/0162438 A1 (THAKOR, Nitish et al.) 28 June 2012, paragraphs [0004]-[0046], fig. 1-7 & WO 2011/029086 A2 & CN 102596019 A	14-15
Y	JP 2016-151524 A (SONY CORP.) 22 August 2016, paragraphs [0018]-[0058], fig. 1-7 & US 2018/0003557 A1, paragraphs [0041]-[0119], fig. 1-7 & WO 2016/132778 A1	15
A	JP 2010-243280 A (TOPCON CORPORATION) 28 October 2010, paragraphs [0026]-[0133] & US 2012/0013915 A1, paragraphs [0027]-[0134] & EP 2415392 A1	5

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/026 (2006.01) i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/026

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2010-532699 A (インダストリアル リサーチ リミテッド) 2010.10.14, 段落 [0001]-[0099], 図 1-10, 図 20 & WO 2009/008745 A2, 段落 [00001]-[00131], 図 1-10, 図 20 & US 2011/0013002 A1 & CN 101784227 A	1-17
Y	US 2012/0188354 A1 (MUNRO Elizabeth Alice) 2012.07.26, 段落 [0063]-[0072], 図 4(h) & CA 2765651 A1	1-17

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

08.06.2018

国際調査報

告の発送日

26.06.2018

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

牧尾 尚能

2 Q

8 3 5 7

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 11-42242 A (カルテンバッハ・ウント・フォイクト・ゲーエムベ ーハー・ウント・コンパニー) 1999.02.16, 段落 [0022] & US 6102704 A1, 第6欄第1行目―第6行目 & EP 862897 A3 & DE 19709500 C1 & AT 272974 T	5
Y	JP 2012-127937 A (株式会社リコー) 2012.07.05, 段落 [0069], 図9 & US 2013/0194573 A1, 段落 [0098], 図7 & WO 2012/070693 A1 & CA 2817190 A1 & CN 103221803 A & KR 10-2013-0103561 A	7
Y	US 2012/0162438 A1 (THAKOR, Nitish ほか) 2012.06.28, 段落 [0004]―[0046], 図1-7 & WO 2011/029086 A2 & CN 102596019 A	14-15
Y	JP 2016-151524 A (ソニー株式会社) 2016.08.22, 段落 [0018]―[0058], 図1-7 & US 2018/0003557 A1, 段落 [0041]―[0119], 図1-7 & WO 2016/132778 A1	15
A	JP 2010-243280 A (株式会社トプコン) 2010.10.28, 段落 [0026]―[0133] & US 2012/0013915 A1, 段落 [0027]―[0134] & EP 2415392 A1	5