

(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
2020年1月9日(09.01.2020)



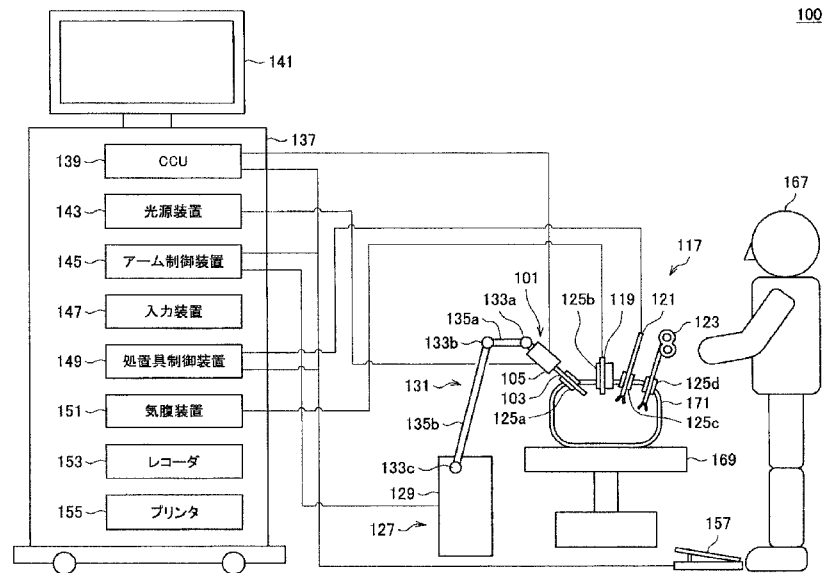
(10) 国際公開番号

WO 2020/008920 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) *G01N 21/17* (2006.01)
A61B 1/045 (2006.01) *G02B 23/24* (2006.01)
A61B 5/026 (2006.01) *G02B 23/26* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2019/024775
- (22) 国際出願日: 2019年6月21日(21.06.2019)
- (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 2018-125829 2018年7月2日(02.07.2018) 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: 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). 深澤 宇紀 (FUKAZAWA, Takanori); 〒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). 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).
- (74) 代理人: 特許業務法人酒井国際特許事務所 (SAKAI INTERNATIONAL PATENT OFFICE); 〒1000013 東京都千代田区霞が

(54) Title: MEDICAL OBSERVATION SYSTEM, MEDICAL OBSERVATION DEVICE, AND MEDICAL OBSERVATION DEVICE DRIVING METHOD

(54) 発明の名称: 医療用観察システム、医療用観察装置、及び医療用観察装置の駆動方法



- | | | | |
|-----|-------------------------------|-----|-------------------------|
| 143 | Light source device | 151 | Pneumoperitoneum device |
| 145 | Arm control device | 153 | Recorder |
| 147 | Input device | 155 | Printer |
| 149 | Treatment tool control device | | |

(57) Abstract: A medical observation system (2, 3) is provided with: a light source (223) that illuminates an affected area; a separation optical system (213) that separates light from the affected area into a plurality of polarized light beams, the polarization directions of which are different from each other; a detection unit (313) that individually detects the plurality of polarized light beams; a calculation unit (305) that individually calculates speckle contrasts on the basis of results of detections of the plurality of polarized light beams; and a processing unit (303) that, on the basis of at least any one



WO 2020/008920 A1

関 3 丁 目 8 番 1 号 虎 の 門 三 井 ビ ル
ディング 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, 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))

of results of calculations of the speckle contrasts respectively corresponding to the plurality of polarized light beams, executes a process for observation of the affected area.

(57) 要約 : 患部を照明する光源 (2 2 3) と、前記患部からの光を、偏光方向が互いに異なる複数の偏光に分離する分岐光学系 (2 1 3) と、前記複数の偏光それぞれを個別に検出する検出部 (3 1 3) と、前記複数の偏光の検出結果それぞれに基づき、個別にスペックルコントラストを算出する演算部 (3 0 5) と、複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果のうち少なくともいずれかに基づき、前記患部の観察に関する処理を実行する処理部 (3 0 3) と、を備える、医療用観察システム (2、3)。

明 細 書

発明の名称：

医療用観察システム、医療用観察装置、及び医療用観察装置の駆動方法

技術分野

[0001] 本開示は、医療用観察システム、医療用観察装置、及び医療用観察装置の駆動方法に関する。

背景技術

[0002] 近年では、手術用顕微鏡や内視鏡等に代表される、患部の観察に係る技術の発展に伴い、より多くの対象を観察することが可能となってきた。特に近年では、血流を観察可能とする技術も各種提案されている。

[0003] 血流等の動きのある部分を観察する技術として、観察対象となる患部への光の照射によって発生するスペックルを利用する技術が挙げられ、特に、スペックルコントラストを利用した技術が注目されている。スペックルコントラストは光の強度分布に応じて算出される値であり、動きの無い部分では値がより高くなり、動きのある部分では値がより低くなるという特性を有する。このような特性から、スペックルコントラストを評価することで、動きのある部分の特定や、当該動きの量の大きさの認識等が可能となる。例えば、特許文献1には、スペックルコントラストを利用して血流等のような動きのある部分を精度良く観察可能とする技術の一例が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2016-151524号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 一方で、観察対象となる患部の動きがわずかな場合には、当該動きの検知が困難となる場合がある。例えば、スペックルコントラストを患部の観察に利用する場合においても、患部の動きがわずかな場合には、スペックルコント

ラストの変化もより小さくなる傾向にあり、当該動きの検知が困難となる場合がある。また、患者の胎内を観察するような状況下では、患部の画像を得るために撮像部等により集光可能な光の量が限られるため、集光された光を効率よく利用可能な仕組みが求められる。

[0006] そこで、本開示では、動きのある患部の観察をより好適な態様で実現可能とする技術を提案する。

課題を解決するための手段

[0007] 本開示によれば、患部を照明する光源と、前記患部からの光を、偏光方向が互いに異なる複数の偏光に分離する分岐光学系と、前記複数の偏光それぞれを個別に検出する検出部と、前記複数の偏光の検出結果それぞれに基づき、個別にスペックルコントラストを算出する演算部と、複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果のうち少なくともいずれかに基づき、前記患部の観察に関する処理を実行する処理部と、を備える、医療用観察システムが提供される。

[0008] また、本開示によれば、患部からの光を、偏光方向が互いに異なる複数の偏光に分離する分岐光学系と、前記複数の偏光それぞれを個別に検出する検出部と、前記複数の偏光の検出結果それぞれに基づき、個別にスペックルコントラストを算出する演算部と、複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果のうち少なくともいずれかに基づき、前記患部の観察に関する処理を実行する処理部と、を備える、医療用観察装置が提供される。

[0009] また、本開示によれば、患部からの光から分離された、偏光方向が互いに異なる複数の偏光の検出結果それぞれに基づき、個別にスペックルコントラストを算出する演算部と、複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果のうち少なくともいずれかに基づき、前記患部の観察に関する処理を実行する処理部と、を備える、医療用観察装置が提供される。

[0010] また、本開示によれば、コンピュータが、患部からの光から分離された、

偏光方向が互いに異なる複数の偏光の検出結果それぞれに基づき、個別にスペックルコントラストを算出することと、複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果のうち少なくともいずれかに基づき、前記患部の観察に関する処理を実行することと、を含む、医療用観察装置の駆動方法が提供される。

発明の効果

[0011] 以上説明したように本開示によれば、動きのある患部の観察をより好適な態様で実現可能とする技術が提供される。

[0012] なお、上記の効果は必ずしも限定的なものではなく、上記の効果とともに、または上記の効果に代えて、本明細書に示されたいずれかの効果、または本明細書から把握され得る他の効果が奏されてもよい。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]本開示に係る技術が適用され得る内視鏡手術システムの概略的な構成の一例を示す図である。

[図2]図1に示すカメラヘッド及びCCUの機能構成の一例を示すブロック図である。

[図3]スペックルコントラストの概要について説明するための説明図である。

[図4]スペックルコントラストの概要について説明するための説明図である。

[図5]スペックルコントラストと物体の動きとの関係の一例について説明するための説明図である。

[図6]偏光を利用した場合におけるスペックルコントラストの算出結果への影響について説明するための説明図である。

[図7]スペックルコントラストの高さの異なる画像の一例を示す図である。

[図8]スペックルコントラストと物体の動きとの関係の他の一例について説明するための説明図である。

[図9]本開示の一実施形態に係る医療用観察システムにおける、患部の観察に係る技術の基本思想について説明するための説明図である。

[図10]同実施形態に係る医療用観察システムの構成の一例について説明する

ための説明図である。

[図11]同実施形態に係る医療用観察システムの機能構成の一例を示したブロック図である。

[図12]同実施形態に係る医療用観察システムの一連の処理の流れの一例を示したフローチャートである。

[図13]変形例1に係る医療用観察システムについて概要を説明するための説明図である。

[図14]変形例2に係る医療用観察システムについて概要を説明するための説明図である。

[図15]変形例4に係る医療用観察システムの処理の一例について説明するための説明図である。

[図16]本開示の一実施形態に係る医療用観察システムを構成する情報処理装置のハードウェア構成の一構成例を示す機能ブロック図である。

[図17]本開示の一実施形態に係る医療用観察システムの応用例について説明するための説明図である。

発明を実施するための形態

[0014] 以下に添付図面を参照しながら、本開示の好適な実施の形態について詳細に説明する。なお、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。

[0015] なお、説明は以下の順序で行うものとする。

1. 医療用観察システムの構成例
2. スペックルを利用した観察に関する検討
3. 技術的特長
 3. 1. 基本思想
 3. 2. システムの構成例
 3. 3. 機能構成
 3. 4. 処理

- 3. 5. 変形例
- 3. 6. 作用効果
- 3. 7. 補足
- 4. ハードウェア構成の一例
- 5. 応用例
- 6. むすび

[0016] <<1. 医療用観察システムの構成例>>

まず、図1及び図2を参照して、本開示の一実施形態に係る技術が適用され得る医療用観察システムの概略的な構成の一例として、所謂内視鏡手術システムの一例について説明する。

[0017] 例えば、図1は、本開示に係る技術が適用され得る内視鏡手術システムの概略的な構成の一例を示す図である。図1では、術者（医師）167が、内視鏡手術システム100を用いて、患者ベッド169上の患者171に手術を行っている様子が図示されている。図示するように、内視鏡手術システム100は、内視鏡101と、その他の術具117と、内視鏡101を支持する支持アーム装置127と、内視鏡下手術のための各種の装置が搭載されたカート137と、から構成される。

[0018] 内視鏡手術では、腹壁を切って開腹する代わりに、トロッカ125a~125dと呼ばれる筒状の開孔器具が腹壁に複数穿刺される。そして、トロッカ125a~125dから、内視鏡101の鏡筒103や、その他の術具117が患者171の体腔内に挿入される。図示する例では、その他の術具117として、気腹チューブ119、エネルギー処置具121及び鉗子123が、患者171の体腔内に挿入されている。また、エネルギー処置具121は、高周波電流や超音波振動により、組織の切開及び剥離、又は血管の封止等を行う処置具である。ただし、図示する術具117はあくまで一例であり、術具117としては、例えば撮子、レトラクタ等、一般的に内視鏡下手術において用いられる各種の術具が用いられてよい。

[0019] 内視鏡101によって撮影された患者171の体腔内の術部の画像が、表

示装置 141 に表示される。術者 167 は、表示装置 141 に表示された術部の画像をリアルタイムで見ながら、エネルギー処置具 121 や鉗子 123 を用いて、例えば患部を切除する等の処置を行う。なお、図示は省略しているが、気腹チューブ 119、エネルギー処置具 121 及び鉗子 123 は、手術中に、術者 167 又は助手等によって支持される。

[0020] (支持アーム装置)

支持アーム装置 127 は、ベース部 129 から延伸するアーム部 131 を備える。図示する例では、アーム部 131 は、関節部 133 a、133 b、133 c、及びリンク 135 a、135 b から構成されており、アーム制御装置 145 からの制御により駆動される。アーム部 131 によって内視鏡 101 が支持され、その位置及び姿勢が制御される。これにより、内視鏡 101 の安定的な位置の固定が実現され得る。

[0021] (内視鏡)

内視鏡 101 は、先端から所定の長さの領域が患者 171 の体腔内に挿入される鏡筒 103 と、鏡筒 103 の基端に接続されるカメラヘッド 105 と、から構成される。図示する例では、硬性の鏡筒 103 を有するいわゆる硬性鏡として構成される内視鏡 101 を図示しているが、内視鏡 101 は、軟性の鏡筒 103 を有するいわゆる軟性鏡として構成されてもよい。なお、カメラヘッド 105 または当該カメラヘッド 105 を含む内視鏡 101 が、「医療用観察装置」の一例に相当する。

[0022] 鏡筒 103 の先端には、対物レンズが嵌め込まれた開口部が設けられている。内視鏡 101 には光源装置 143 が接続されており、当該光源装置 143 によって生成された光が、鏡筒 103 の内部に延設されるライトガイドによって当該鏡筒の先端まで導光され、対物レンズを介して患者 171 の体腔内の観察対象（換言すると、撮像対象物）に向かって照射される。なお、内視鏡 101 は、直視鏡であってもよいし、斜視鏡又は側視鏡であってもよい。

[0023] カメラヘッド 105 の内部には光学系及び撮像素子が設けられており、観

察対象からの光（観察光）は当該光学系によって当該撮像素子に集光される。当該撮像素子によって観察光が光電変換され、観察光に対応する電気信号、すなわち観察像に対応する画像信号が生成される。当該画像信号は、RAWデータとしてカメラコントロールユニット（CCU: Camera Control Unit）139に送信される。なお、カメラヘッド105には、その光学系を適宜駆動させることにより、倍率及び焦点距離を調整する機能が搭載される。

[0024] なお、例えば立体視（3D表示）等に対応するために、カメラヘッド105には撮像素子が複数設けられてもよい。この場合、鏡筒103の内部には、当該複数の撮像素子のそれぞれに観察光を導光するために、リレー光学系が複数系統設けられる。

[0025] （カートに搭載される各種の装置）

CCU139は、CPU（Central Processing Unit）やGPU（Graphics Processing Unit）等によって構成され、内視鏡101及び表示装置141の動作を統括的に制御する。具体的には、CCU139は、カメラヘッド105から受け取った画像信号に対して、例えば現像処理（デモザイク処理）等の、当該画像信号に基づく画像を表示するための各種の画像処理を施す。CCU139は、当該画像処理を施した画像信号を表示装置141に提供する。また、CCU139は、カメラヘッド105に対して制御信号を送信し、その駆動を制御する。当該制御信号には、倍率や焦点距離等、撮像条件に関する情報が含まれ得る。

[0026] 表示装置141は、CCU139からの制御により、当該CCU139によって画像処理が施された画像信号に基づく画像を表示する。内視鏡101が例えば4K（水平画素数3840×垂直画素数2160）又は8K（水平画素数7680×垂直画素数4320）等の高解像度の撮影に対応したものである場合、及び／又は3D表示に対応したものである場合には、表示装置141としては、それぞれに対応して、高解像度の表示が可能なもの、及び／又は3D表示可能なものが用いられ得る。4K又は8K等の高解像度の撮影に対応したものである場合、表示装置141として55インチ以上のサイ

ズのものを用いることで一層の没入感が得られる。また、用途に応じて、解像度、サイズが異なる複数の表示装置 141 が設けられてもよい。

[0027] 光源装置 143 は、例えば LED (light emitting diode) 等の光源から構成され、術部を撮影する際の照射光を内視鏡 101 に供給する。

[0028] アーム制御装置 145 は、例えば CPU 等のプロセッサによって構成され、所定のプログラムに従って動作することにより、所定の制御方式に従って支持アーム装置 127 のアーム部 131 の駆動を制御する。

[0029] 入力装置 147 は、内視鏡手術システム 100 に対する入力インタフェースである。ユーザは、入力装置 147 を介して、内視鏡手術システム 100 に対して各種の情報の入力や指示入力を行うことができる。例えば、ユーザは、入力装置 147 を介して、患者の身体情報や、手術の術式についての情報等、手術に関する各種の情報を入力する。また、例えば、ユーザは、入力装置 147 を介して、アーム部 131 を駆動させる旨の指示や、内視鏡 101 による撮像条件（照射光の種類、倍率及び焦点距離等）を変更する旨の指示、エネルギー処置具 121 を駆動させる旨の指示等を入力する。

[0030] 入力装置 147 の種類は限定されず、入力装置 147 は各種の公知の入力装置であってよい。入力装置 147 としては、例えば、マウス、キーボード、タッチパネル、スイッチ、フットスイッチ 157 及び／又はレバー等が適用され得る。入力装置 147 としてタッチパネルが用いられる場合には、当該タッチパネルは表示装置 141 の表示面上に設けられてもよい。

[0031] あるいは、入力装置 147 は、例えばメガネ型のウェアラブルデバイスや HMD (Head Mounted Display) 等の、ユーザによって装着されるデバイスであり、これらのデバイスによって検出されるユーザのジェスチャや視線に応じて各種の入力が行われる。また、入力装置 147 は、ユーザの動きを検出可能なカメラを含み、当該カメラによって撮像された映像から検出されるユーザのジェスチャや視線に応じて各種の入力が行われる。更に、入力装置 147 は、ユーザの声を收音可能なマイクロフォンを含み、当該マイクロフォンを介して音声によって各種の入力が行われる。このように、入力装置

147が非接触で各種の情報を入力可能に構成されることにより、特に清潔域に属するユーザ（例えば術者167）が、不潔域に属する機器を非接触で操作することが可能となる。また、ユーザは、所持している術具から手を離すことなく機器を操作することが可能となるため、ユーザの利便性が向上する。

[0032] 処置具制御装置149は、組織の焼灼、切開又は血管の封止等のためのエネルギー処置具121の駆動を制御する。気腹装置151は、内視鏡101による視野の確保及び術者の作業空間の確保の目的で、患者171の体腔を膨らめるために、気腹チューブ119を介して当該体腔内にガスを送り込む。レコーダ153は、手術に関する各種の情報を記録可能な装置である。プリンタ155は、手術に関する各種の情報を、テキスト、画像又はグラフ等各種の形式で印刷可能な装置である。

[0033] 以下、内視鏡手術システム100において特に特徴的な構成について、更に詳細に説明する。

[0034] （支持アーム装置）

支持アーム装置127は、基台であるベース部129と、ベース部129から延伸するアーム部131と、を備える。図示する例では、アーム部131は、複数の関節部133a、133b、133cと、関節部133bによって連結される複数のリンク135a、135bと、から構成されているが、図1では、簡単のため、アーム部131の構成を簡略化して図示している。実際には、アーム部131が所望の自由度を有するように、関節部133a～133c及びリンク135a、135bの形状、数及び配置、並びに関節部133a～133cの回転軸の方向等が適宜設定され得る。例えば、アーム部131は、好適に、6自由度以上の自由度を有するように構成され得る。これにより、アーム部131の可動範囲内において内視鏡101を自由に移動させることが可能になるため、所望の方向から内視鏡101の鏡筒103を患者171の体腔内に挿入することが可能になる。

[0035] 関節部133a～133cにはアクチュエータが設けられており、関節部

133a～133cは当該アクチュエータの駆動により所定の回転軸まわりに回転可能に構成されている。当該アクチュエータの駆動がアーム制御装置145によって制御されることにより、各関節部133a～133cの回転角度が制御され、アーム部131の駆動が制御される。これにより、内視鏡101の位置及び姿勢の制御が実現され得る。この際、アーム制御装置145は、力制御又は位置制御等、各種の公知の制御方式によってアーム部131の駆動を制御することができる。

[0036] 例えば、術者167が、入力装置147（フットスイッチ157を含む）を介して適宜操作入力を行うことにより、当該操作入力に応じてアーム制御装置145によってアーム部131の駆動が適宜制御され、内視鏡101の位置及び姿勢が制御されてよい。当該制御により、アーム部131の先端の内視鏡101を任意の位置から任意の位置まで移動させた後、その移動後の位置で固定的に支持することができる。なお、アーム部131は、いわゆるマスタースレイブ方式で操作されてもよい。この場合、アーム部131は、手術室から離れた場所に設置される入力装置147を介してユーザによって遠隔操作され得る。

[0037] また、力制御が適用される場合には、アーム制御装置145は、ユーザからの外力を受け、その外力にならってスムーズにアーム部131が移動するように、各関節部133a～133cのアクチュエータを駆動させる、いわゆるパワーアシスト制御を行ってもよい。これにより、ユーザが直接アーム部131に触れながらアーム部131を移動させる際に、比較的軽い力で当該アーム部131を移動させることができる。従って、より直感的に、より簡易な操作で内視鏡101を移動させることが可能となり、ユーザの利便性を向上させることができる。

[0038] ここで、一般的に、内視鏡下手術では、スコピストと呼ばれる医師によって内視鏡101が支持されていた。これに対して、支持アーム装置127を用いることにより、人手によらずに内視鏡101の位置をより確実に固定することが可能になるため、術部の画像を安定的に得ることができ、手術を円

滑に行うことが可能になる。

[0039] なお、アーム制御装置145は必ずしもカート137に設けられなくてもよい。また、アーム制御装置145は必ずしも1つの装置でなくてもよい。例えば、アーム制御装置145は、支持アーム装置127のアーム部131の各関節部133a~133cにそれぞれ設けられてもよく、複数のアーム制御装置145が互いに協働することにより、アーム部131の駆動制御が実現されてもよい。

[0040] (光源装置)

光源装置143は、内視鏡101に術部を撮影する際の照射光を供給する。光源装置143は、例えばLED、レーザー光源又はこれらの組み合わせによって構成される白色光源から構成される。このとき、RGBレーザー光源の組み合わせにより白色光源が構成される場合には、各色(各波長)の出力強度及び出力タイミングを高精度に制御することができるため、光源装置143において撮像画像のホワイトバランスの調整を行うことができる。また、この場合には、RGBレーザー光源それぞれからのレーザー光を時分割で観察対象に照射し、その照射タイミングに同期してカメラヘッド105の撮像素子の駆動を制御することにより、RGBそれぞれに対応した画像を時分割で撮像することも可能である。当該方法によれば、当該撮像素子にカラーフィルタを設けなくても、カラー画像を得ることができる。

[0041] また、光源装置143は、出力する光の強度を所定の時間ごとに変更するようにその駆動が制御されてもよい。その光の強度の変更のタイミングに同期してカメラヘッド105の撮像素子の駆動を制御して時分割で画像を取得し、その画像を合成することにより、いわゆる黒つぶれ及び白とびのない高ダイナミックレンジの画像を生成することができる。

[0042] また、光源装置143は、特殊光観察に対応した所定の波長帯域の光を供給可能に構成されてもよい。特殊光観察では、例えば、体組織における光の吸収の波長依存性を利用して、通常の観察時における照射光(すなわち、白色光)に比べて狭帯域の光を照射することにより、粘膜表層の血管等の所定

の組織を高コントラストで撮影する、いわゆる狭帯域光観察 (Narrow Band Imaging) が行われる。あるいは、特殊光観察では、励起光を照射することにより発生する蛍光により画像を得る蛍光観察が行われてもよい。蛍光観察では、体組織に励起光を照射し当該体組織からの蛍光を観察するもの (自家蛍光観察)、又はインドシアニンググリーン (ICG) 等の試薬を体組織に局注するとともに当該体組織にその試薬の蛍光波長に対応した励起光を照射し蛍光像を得るもの等が行われ得る。光源装置 143 は、このような特殊光観察に対応した狭帯域光及び／又は励起光を供給可能に構成され得る。

[0043] (カメラヘッド及びCCU)

図2を参照して、内視鏡101のカメラヘッド105及びCCU139の機能についてより詳細に説明する。図2は、図1に示すカメラヘッド105及びCCU139の機能構成の一例を示すブロック図である。

[0044] 図2を参照すると、カメラヘッド105は、その機能として、レンズユニット107と、撮像部109と、駆動部111と、通信部113と、カメラヘッド制御部115と、を有する。また、CCU139は、その機能として、通信部159と、画像処理部161と、制御部163と、を有する。カメラヘッド105とCCU139とは、伝送ケーブル165によって双方向に通信可能に接続されている。

[0045] まず、カメラヘッド105の機能構成について説明する。レンズユニット107は、鏡筒103との接続部に設けられる光学系である。鏡筒103の先端から取り込まれた観察光は、カメラヘッド105まで導光され、当該レンズユニット107に入射する。レンズユニット107は、ズームレンズ及びフォーカスレンズを含む複数のレンズが組み合わされて構成される。レンズユニット107は、撮像部109の撮像素子の受光面上に観察光を集光するように、その光学特性が調整されている。また、ズームレンズ及びフォーカスレンズは、撮像画像の倍率及び焦点の調整のため、その光軸上の位置が移動可能に構成される。

[0046] 撮像部109は撮像素子によって構成され、レンズユニット107の後段

に配置される。レンズユニット107を通過した観察光は、当該撮像素子の受光面に集光され、光電変換によって、観察像に対応した画像信号が生成される。撮像部109によって生成された画像信号は、通信部113に提供される。

[0047] 撮像部109を構成する撮像素子としては、例えばCMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) タイプのイメージセンサであり、ベイヤー (Bayer) 配列を有するカラー撮影可能なものが用いられる。なお、当該撮像素子としては、例えば4K以上の高解像度の画像の撮影に対応可能なものが用いられてもよい。術部の画像が高解像度で得られることにより、術者167は、当該術部の様子をより詳細に把握することができ、手術をより円滑に進行することが可能となる。

[0048] また、撮像部109を構成する撮像素子は、3D表示に対応する右目用及び左目用の画像信号をそれぞれ取得するための1対の撮像素子を有するように構成される。3D表示が行われることにより、術者167は術部における生体組織の奥行きをより正確に把握することが可能になる。なお、撮像部109が多板式で構成される場合には、各撮像素子に対応して、レンズユニット107も複数系統設けられる。

[0049] また、撮像部109は、必ずしもカメラヘッド105に設けられなくてもよい。例えば、撮像部109は、鏡筒103の内部に、対物レンズの直後に設けられてもよい。

[0050] 駆動部111は、アクチュエータによって構成され、カメラヘッド制御部115からの制御により、レンズユニット107のズームレンズ及びフォーカスレンズを光軸に沿って所定の距離だけ移動させる。これにより、撮像部109による撮像画像の倍率及び焦点が適宜調整され得る。

[0051] 通信部113は、CCU139との間で各種の情報を送受信するための通信装置によって構成される。通信部113は、撮像部109から得た画像信号をRAWデータとして伝送ケーブル165を介してCCU139に送信する。この際、術部の撮像画像を低レイテンシで表示するために、当該画像信

号は光通信によって送信されることが好ましい。手術の際には、術者167が撮像画像によって患部の状態を観察しながら手術を行うため、より安全で確実な手術のためには、術部の動画像が可能な限りリアルタイムに表示されることが求められるからである。光通信が行われる場合には、通信部113には、電気信号を光信号に変換する光電変換モジュールが設けられる。画像信号は当該光電変換モジュールによって光信号に変換された後、伝送ケーブル165を介してCCU139に送信される。

[0052] また、通信部113は、CCU139から、カメラヘッド105の駆動を制御するための制御信号を受信する。当該制御信号には、例えば、撮像画像のフレームレートを指定する旨の情報、撮像時の露出値を指定する旨の情報、並びに／又は撮像画像の倍率及び焦点を指定する旨の情報等、撮像条件に関する情報が含まれる。通信部113は、受信した制御信号をカメラヘッド制御部115に提供する。なお、CCU139からの制御信号も、光通信によって伝送されてもよい。この場合、通信部113には、光信号を電気信号に変換する光電変換モジュールが設けられ、制御信号は当該光電変換モジュールによって電気信号に変換された後、カメラヘッド制御部115に提供される。

[0053] なお、上記のフレームレートや露出値、倍率、焦点等の撮像条件は、取得された画像信号に基づいてCCU139の制御部163によって自動的に設定される。つまり、いわゆるAE (Auto Exposure) 機能、AF (Auto Focus) 機能及びAWB (Auto White Balance) 機能が内視鏡101に搭載される。

[0054] カメラヘッド制御部115は、通信部113を介して受信したCCU139からの制御信号に基づいて、カメラヘッド105の駆動を制御する。例えば、カメラヘッド制御部115は、撮像画像のフレームレートを指定する旨の情報及び／又は撮像時の露光を指定する旨の情報に基づいて、撮像部109の撮像素子の駆動を制御する。また、例えば、カメラヘッド制御部115は、撮像画像の倍率及び焦点を指定する旨の情報に基づいて、駆動部111

を介してレンズユニット107のズームレンズ及びフォーカスレンズを適宜移動させる。カメラヘッド制御部115は、更に、鏡筒103やカメラヘッド105を識別するための情報を記憶する機能を備えてもよい。

[0055] なお、レンズユニット107や撮像部109等の構成を、気密性及び防水性が高い密閉構造内に配置することで、カメラヘッド105について、オートクレーブ滅菌処理に対する耐性を持たせることができる。

[0056] 次に、CCU139の機能構成について説明する。通信部159は、カメラヘッド105との間で各種の情報を送受信するための通信装置によって構成される。通信部159は、カメラヘッド105から、伝送ケーブル165を介して送信される画像信号を受信する。この際、上記のように、当該画像信号は好適に光通信によって送信され得る。この場合、光通信に対応して、通信部159には、光信号を電気信号に変換する光電変換モジュールが設けられる。通信部159は、電気信号に変換した画像信号を画像処理部161に提供する。

[0057] また、通信部159は、カメラヘッド105に対して、カメラヘッド105の駆動を制御するための制御信号を送信する。当該制御信号も光通信によって送信されてよい。

[0058] 画像処理部161は、カメラヘッド105から送信されたRAWデータである画像信号に対して各種の画像処理を施す。当該画像処理としては、例えば現像処理、高画質化処理（帯域強調処理、超解像処理、NR（Noise reduction）処理及び／又は手ブレ補正処理等）、並びに／又は拡大処理（電子ズーム処理）等、各種の公知の信号処理が含まれる。また、画像処理部161は、AE、AF及びAWBを行うための、画像信号に対する検波処理を行う。

[0059] 画像処理部161は、CPUやGPU等のプロセッサによって構成され、当該プロセッサが所定のプログラムに従って動作することにより、上述した画像処理や検波処理が行われ得る。なお、画像処理部161が複数のGPUによって構成される場合には、画像処理部161は、画像信号に係る情報を

適宜分割し、これら複数のGPUによって並列的に画像処理を行う。

[0060] 制御部163は、内視鏡101による術部の撮像、及びその撮像画像の表示に関する各種の制御を行う。例えば、制御部163は、カメラヘッド105の駆動を制御するための制御信号を生成する。この際、撮像条件がユーザによって入力されている場合には、制御部163は、当該ユーザによる入力に基づいて制御信号を生成する。あるいは、内視鏡101にAE機能、AF機能及びAWB機能が搭載されている場合には、制御部163は、画像処理部161による検波処理の結果に応じて、最適な露出値、焦点距離及びホワイトバランスを適宜算出し、制御信号を生成する。

[0061] また、制御部163は、画像処理部161によって画像処理が施された画像信号に基づいて、術部の画像を表示装置141に表示させる。この際、制御部163は、各種の画像認識技術を用いて術部画像内における各種の物体を認識する。例えば、制御部163は、術部画像に含まれる物体のエッジの形状や色等を検出することにより、鉗子等の術具、特定の生体部位、出血、エネルギー処置具121使用時のミスト等を認識することができる。制御部163は、表示装置141に術部の画像を表示させる際に、その認識結果を用いて、各種の手術支援情報を当該術部の画像に重畳表示させる。手術支援情報が重畳表示され、術者167に提示されることにより、より安全かつ確実に手術を進めることが可能になる。

[0062] カメラヘッド105及びCCU139を接続する伝送ケーブル165は、電気信号の通信に対応した電気信号ケーブル、光通信に対応した光ファイバ、又はこれらの複合ケーブルである。

[0063] ここで、図示する例では、伝送ケーブル165を用いて有線で通信が行われていたが、カメラヘッド105とCCU139との間の通信は無線で行われてもよい。両者の間の通信が無線で行われる場合には、伝送ケーブル165を手術室内に敷設する必要がなくなるため、手術室内における医療スタッフの移動が当該伝送ケーブル165によって妨げられる事態が解消され得る。

[0064] 以上、本開示に係る技術が適用され得る内視鏡手術システム100の一例について説明した。なお、ここでは、一例として内視鏡手術システム100について説明したが、本開示に係る技術が適用され得るシステムはかかる例に限定されない。例えば、本開示に係る技術は、検査用軟性内視鏡システムや顕微鏡手術システムに適用されてもよい。

[0065] <<2. スペックルを利用した観察に関する検討>>

スペックルを利用して患部を観察する方法の一例について、特に、スペックルコントラストを利用する場合に着目して概要を説明したうえで、当該観察における技術的課題について説明する。

[0066] まず、スペックルについて説明する。光学的手法を用いたイメージング技術においては、様々なノイズの発生が検出精度の低下をもたらすことが懸念されており、ノイズの一つとして、スペックル干渉が知られている。スペックル干渉は、照射面の凹凸形状に応じて、照射面上に斑点状のパターンが出現する現象である。観察手法によっては、スペックル干渉はノイズとして作用するため、当該スペックル干渉の影響をより低減する対応が行われる場合がある。一方で、このようなスペックル干渉を患部の観察に利用する方法も提案されており、その一つとして、スペックルコントラストを利用する方法が挙げられる。

[0067] スペックルコントラストは光の強度分布に応じて算出される値である。例えば、図3は、スペックルコントラストの概要について説明するための説明図である。スペックルコントラストは、注目画素を中心とした複数画素（例えば、3画素×3画素、5画素×5画素等）において、画素値の標準偏差を、当該画素値の平均値で除算することで算出される。具体的には、 m 行 n 列に位置する画素（ m 、 n は1以上の整数）の画素値を $I_{m, n}$ とした場合に、スペックルコントラストは、以下に（式1）として示す計算式で注目画素ごとに算出される。

[0068]

[数1]

$$\text{Speckle contrast} = \frac{\sigma_{m,n}}{\langle I_{m,n} \rangle} = \frac{\sqrt{\langle I_{m,n}^2 \rangle - \langle I_{m,n} \rangle^2}}{\langle I_{m,n} \rangle}$$

… (式1)

[0069] 上記(式1)において、 $\sigma_{m,n}$ は、 m 行 n 列に位置する画素を中心とした複数画素の画素値の標準偏差を示している。また、 $\langle I_{m,n} \rangle$ は、 m 行 n 列に位置する画素を中心とした複数画素の画素値の平均値を示している。

[0070] ここで、スペックルコントラストを算出することで、動きのある部分を観察可能とする技術の基本原理について説明する。動きの無い部分では、スペックルパターンの変化が小さく(理想的には変化が無く)、光の強度分布の標準偏差が大きくなるため、スペックルコントラストがより高くなる。これに対して、動きのある部分においては、動きに応じてスペックルパターンが変化することとなり、対象の画像の撮像に際し比較的長い露光時間(例えば、画角内で対象の動きの変化が確認できる期間以上の露光時間)が設定されることで、当該露光時間内で撮像されたスペックルパターンが平均化され、スペックルコントラストがより低くなる。

[0071] 例えば、図4は、スペックルコントラストの概要について説明するための説明図であり、動きのある対象と動きの無い対象とのそれぞれについてスペックルが生じている画像(即ち、スペックルパターンが顕在化した画像)と、当該画像の各画素について算出されたスペックルコントラストに基づく画像とを模式的に示している。なお、以降の説明では、便宜上、スペックルが生じている画像を「スペックル画像」とも称する。また、スペックル画像の各画素についてスペックルコントラストを算出して画像化したものを「スペックルコントラスト画像」とも称する。

[0072] 具体的には、図4では、血管を模した流路M111に血液を模した液体を流した場合と、当該液体を流していない場合と、のそれぞれにおけるスペックル画像及びスペックルコントラスト画像を示している。図4において、参照符号V111は、スペックル画像の撮像対象となる領域を示している。ま

た、参照符号V 1 1 3は、流路M 1 1 1に液体を流していない場合（即ち、流れが無い場合）に撮像されたスペックル画像の一例を示している。これに対して、参照符号V 1 1 7は、流路M 1 1 1に液体を流した場合（即ち、流れがある場合）に撮像されたスペックル画像の一例を示している。図4に示すように、スペックル画像V 1 1 7は、スペックル画像V 1 1 3に比べて、流れがある流路M 1 1 1に相当する部分と、その他の部分（即ち、流路M 1 1 1以外の部分であり、流れの無い部分）と、の間で、スペックルの分布が異なることがわかる。

[0073] また、参照符号V 1 1 5は、スペックル画像V 1 1 3の各画素についてスペックルコントラストを算出することで生成されたスペックルコントラスト画像を示している。同様に、参照符号V 1 1 9は、スペックル画像V 1 1 7の各画素についてスペックルコントラストを算出することで生成されたスペックルコントラスト画像を示している。スペックルコントラスト画像V 1 1 5及びV 1 1 9を比較するとわかるように、流路M 1 1 1に液体を流した場合のスペックルコントラスト画像V 1 1 9では、当該流路M 1 1 1に相当する部分（即ち、動きのある部分）と、他の部分（即ち、動きの無い部分）とで、スペックルコントラストの算出結果の分布が異なることがわかる。このような特性から、例えば、血管を観察対象とした場合に、スペックル画像の撮像結果に基づきスペックルコントラスト画像を生成することで、血液の流れが提示された画像を得ることが可能となる。

[0074] また、図5は、スペックルコントラストと物体の動きとの関係の一例について説明するための説明図である。図5において、横軸は、対象となる物体（即ち、動きを示す物体）の速度（mm/s）を示している。また、縦軸は、スペックルコントラストを示している。図4に示すように、物体の速度が低いほどスペックルコントラスト算出結果はより高く、物体の速度の上昇に伴いスペックルコントラストがより低下する傾向にある。なお、以降の説明では、図4に示すように、スペックルコントラストの値が取り得る範囲を、便宜上、「ダイナミックレンジ」とも称する。

- [0075] 図5に示すような特性を利用することで、例えば、スペックルコントラストの算出結果に基づき、対象となる物体の動き（例えば、血液の流れ）の速さを算出することも可能となる。
- [0076] 一方で、物体（例えば、観察対象となる患部）の動きがわずかな場合には、当該動きに伴うスペックルコントラストの変化がより小さくなるため、当該物体の検知や、当該物体の動きの検知が困難となる場合がある。このような課題に対する解決策の一つとして、観察対象となる物体からの光（例えば、当該物体で反射した光）を、偏光方向が互いに異なる複数の偏光に分離し、いずれかの偏光のみを観察対象とする（即ち、撮像対象とする）方法が挙げられる。
- [0077] 観測対象となる物体を撮像する場合には、一般的には、当該物体で反射した光は、互いに直交する2つの偏光の成分を含み得る。スペックル自体は光の干渉によって生じる現象であるが、互いに直交する2つの偏光は互いに干渉しないため、単純に光強度の重畳となり、結果として、スペックルパターンの平均化がなされることとなる。このような特性から、互いに直交する2つの偏光のうち、一方の偏光のみを観察することで、より高いスペックルコントラストを得ることが可能となる場合がある。
- [0078] ここで、図6～図8を参照して、スペックルコントラストの算出結果に基づき観察を行う場合において、互いに直交する2つの偏光のうち一方の偏光のみを観察対象とする場合の一例について概要を説明する。
- [0079] 例えば、図6は、偏光を利用した場合におけるスペックルコントラストの算出結果への影響について説明するための説明図であり、スペックル画像の撮像に係る構成を模式的に示している。具体的には、図6に示す例では、光源801から射出された光を拡散板805で反射させることでスペックルパターンが形成された反射光を撮像部803で撮像することでスペックル画像を取得する。このような構成の基で、例えば、拡散板805と撮像部803との間に偏光フィルタ807を介在させることで、拡散板805からの反射光に含まれる互いに直交する2つの偏光のうち一方の偏光のみを撮像部80

3に撮像させることが可能となる。

[0080] また、図7は、スペックルコントラストの高さの異なる画像の一例を示している。具体的には、図7に示す例では、画像V101のスペックルコントラストが最も高く、画像V101、V103、V105の順に、スペックルコントラストが順次低くなっている。

[0081] ここで、図6に示す例において、偏光フィルタ807を介在させずに撮像結果を利用することで、スペックルコントラスト画像として、図7に示す画像V105が得られたものとする。この場合には、例えば、図6に示す例において偏光フィルタ807を介在させることで、スペックルコントラスト画像として、図7に示す画像V103や画像V101のように、よりスペックルコントラストの高いスペックル画像を得ることが可能となり得る。

[0082] また、図8は、スペックルコントラストと物体の動きとの関係の他の一例について説明するための説明図であり、物体の観察（即ち、スペックル画像の取得）に偏光を利用した場合の一例を示している。具体的には、図8は、図5に示した例に対して、互いに直交する2つの偏光のうち一方の偏光のみを利用した観察の結果を追加で示している。図8において、通常観察として示した例が、図5に示した例、即ち、対象となる物体からの光（例えば、当該物体で反射した反射光）を偏光に分離せずに観察した場合の特性の一例を示している。また、単一偏光での観察として示した例が、対象となる物体からの光を構成する互いに直交する2つの偏光のうち、一方の偏光のみを観察した場合の特性の一例を示している。なお、以降の説明では、便宜上、「通常観察」と記載した場合には、特に説明が無い限りは、対象となる物体からの光を偏光に分離せずに観察する場合を示すものとする。また、「単一偏光での観察」と記載した場合には、特に説明が無い限りは、対象となる物体からの光に含まれる偏光方向が異なる複数の偏光（例えば、互いに直交する2つの偏光）のうち、一つの偏光のみを観察する場合を示すものとする。

[0083] 図8に示すように、単一偏光での観察では、物体の動きがより小さい状態（ひいては、物体が静止している状態）では、通常観察に比べてスペックル

コントラストの値がより高くなる傾向にある。一方で、物体の動きが比較的速く、スペックルコントラストの値がより低くなる条件下では、通常観察と単一偏光での観察との間におけるスペックルコントラストの値の差がより小さくなる（ひいては、差がなくなる）傾向にある。このような特性から、単一偏光での観察は、通常観察に比べて、物体の速度の変化に対するスペックルコントラストの値の変化がより大きくなる（即ち、ダイナミックレンジがより広くなる）。そのため、単一偏光での観察を適用することで、通常観察を適用する場合に比べて、物体の速度の変化が微小な場合においても、通常観察に比べてより高い感度で当該物体の観測（例えば、物体の速度の測定）が可能となる。

[0084] しかしながら、単一偏光での観察を適用する場合には、対象となる物体からの光（例えば、当該物体からの反射光）に含まれる偏光方向が異なる複数の偏光のうち一つの偏光のみを観察に利用するという特性上、通常観察に比べて、観察に利用可能な光量が少なくなる。即ち、観察対象となる光の光量が微小な場合には、光量がさらに低下し、ひいては当該観察対象を観察することが困難となる場合も想定され得る。

[0085] 以上のような状況を鑑み、本開示では、動きのある患部の観察をより好適な態様で実現可能とする技術を提案する。具体的な一例として、本開示では、より高い感度での物体の観測（例えば、より広いダイナミックレンジの実現）と、当該物体からの光の効率的な利用（例えば、観測に利用可能な光量の低下の抑制）と、をより好適な態様で両立可能とする技術を提案する。

[0086] <<3. 技術的特長>>

以下に、本開示の一実施形態に係る医療用観察システムの技術的特徴について説明する。

[0087] <3. 1. 基本思想>

まず、図9を参照して、本開示の一実施形態に係る医療用観察システムにおける、スペックルを利用した患部の観察に係る技術の基本思想について説明する。図9は、本開示の一実施形態に係る医療用観察システムにおける、

患部の観察に係る技術の基本思想について説明するための説明図である。

[0088] 図9において、参照符号213は、入射した光を、偏光方向が互いに異なる複数の偏光に分離する分岐光学系を示している。分岐光学系213は、例えば、偏光ビームスプリッタ（PBS：Polarizing Beam Splitter）を含んで構成され得る。分岐光学系213は、例えば、入射した光に含まれる複数の偏光（例えば、p波及びs波）のうち、一部の偏光を反射させ、他の一部の偏光を透過させることで、当該複数の偏光を分離する。また、参照符号215及び217のそれぞれは、撮像素子を模式的に示している。

[0089] 即ち、本実施形態に係る医療用観察システムでは、対象となる物体からの光（例えば、当該物体で反射した反射光等）を、分岐光学系213により偏光方向が互いに異なる複数の偏光（例えば、偏光方向が互いに直交する2つの偏光）に分離し、分離された各偏光を撮像素子215及び217それぞれにより個別に検出する。例えば、図9に示す例では、分岐光学系213により分離された複数の偏光のうち、当該分岐光学系213を透過した偏光を撮像素子215により検出し、当該分岐光学系213で反射された偏光を撮像素子217により検出している。

[0090] 以上のような構成の基で、本実施形態に係る医療用観察システムは、撮像素子215及び217それぞれにより個別に撮像された画像（即ち、各偏光の撮像結果に応じて画像）のうち、少なくともいずれかの画像を利用して、対象となる物体（例えば、患部）の観察に係る処理を実行する。このとき、医療用観察システムは、撮像素子215及び217それぞれにより撮像された画像に対して、所定の演算処理を個別に適用し、各画像に対する当該演算処理の適用結果のうち少なくともいずれかを利用して、対象となる物体の観察に係る処理を実行してもよい。

[0091] 具体的な一例として、図9に示す例では、医療用観察システムは、撮像素子215及び217それぞれによる撮像結果に応じた画像（スペckル画像）の各画素についてスペckルコントラストを算出することで、スペckルコントラスト画像を生成する。そして、医療用観察システムは、物体からの

光から分離された複数の偏光それぞれについて生成されたスペックルコントラスト画像のうち少なくともいずれかに基づき、当該物体（例えば、患部）の観察に関する処理を実行する。

[0092] 例えば、医療用観察システムは、複数の偏光それぞれについて生成したスペックルコントラスト画像を合成してもよい。この場合には、例えば、医療用観察システムは、複数の偏光それぞれについて生成したスペックルコントラスト画像間で、画素ごとに画素値を平均化することで、偏光ごとに生成したスペックルコントラスト画像を合成してもよい。また、他の一例として、医療用観察システムは、複数の偏光それぞれの光強度に応じた重みに基づき、当該複数の偏光それぞれについて生成したスペックルコントラスト画像を合成してもよい。この場合には、医療用観察システムは、複数の偏光それぞれについて生成したスペックルコントラスト画像間で、画素ごとに画素値を平均化する際に、当該複数の偏光それぞれの光強度に応じた重みを反映した重み付け平均を行えばよい。なお、上述した、スペックルコントラスト画像の合成方法はあくまで一例であり、複数の偏光それぞれについて生成したスペックルコントラスト画像を合成することが可能であれば、その方法は特に限定されない。このような構成により、集光された光（換言すると、物体からの光）を効率よく利用することが可能となり、より明るい画像を得ることが可能となる。

[0093] また、前述したように、単一偏光での観察は、通常観察に比べてダイナミックレンジがより広くなる傾向にある。即ち、偏光ごとに生成されたスペックルコントラスト画像のそれぞれは、通常観察において生成されるスペックルコントラスト画像に比べて、ダイナミックレンジがより広くなる。即ち、偏光ごとに生成した生成されたスペックルコントラスト画像を合成することで、通常観察の場合と同程度の明るさを維持しつつ、通常観察の場合に比べてよりダイナミックレンジの広いスペックルコントラスト画像を得ることが可能となる。

[0094] また、偏光ごとに生成したスペックルコントラスト画像を合成することで

、通常観察の場合に比べてノイズをより抑制することが可能である。具体的には、一般的なスペックルの画像処理は、微小領域（例えば、 5×5 画素や 7×7 画素等）における画素値の平均や標準偏差等を用いて行われる。しかしながら、微小領域での評価値であるという特性上、当該領域にスペックルパターンがどのように含まれるかによって値がバラツキやすい傾向にある。つまり、微小領域での評価結果は全体的にばらつきが大きく、ノイズが顕在化したような見え方になる傾向にある。一方で微小領域を広くとり、サンプル画素数を増やす方法が考えられるが、この方法では広い領域での平均的な値になるため、処理後の画像の解像感を得ることが困難となる場合がある。

[0095] 一方で、上述した本開示の一実施形態に係る技術に依れば、微小領域ごとに、複数の偏光それぞれについてスペックルコントラストの評価（算出）を行い、評価結果を平均化することで、解析後の評価画像におけるノイズ感を低減することが可能となる。即ち、図9に示すように、集光された光（例えば、患部からの光）を2つの偏光に分離し、各偏光についてスペックルコントラストの評価（算出）が行われることで、実質的には、通常観察の場合に比べて2倍のサンプル画素数での評価が可能となる。

[0096] また、図9に示すように、本開示の一実施形態に係る医療用観察システムでは、集光された光（例えば、患部からの光）から分離された複数の偏光それぞれについて個別にスペックルコントラスト等の情報を得ることが可能である。そのため、本開示の一実施形態に係る医療用観察システムでは、このような特性を利用した各種解析も可能となる。

[0097] 具体的な一例として、光源としてレーザー光を利用することで、特定の偏光で対象となる物体（患部）を照明することも可能であり、この場合には、当該物体の表面で反射される光も特定の偏光の成分を有することとなる。このような状況下で、物体の表面で反射された光が直接観察されることで、散乱された光が観察される場合に比べて、より強い光（例えば、より明るい光）が観察される場合がある。即ち、観察される画像においては、表面反射の影響がよりつよい部分では、撮像結果に応じた画像信号（換言すると、画

素値)が飽和する場合もある。

[0098] 一方で、本開示の一実施形態に係る技術に依れば、上述したように、偏光方向の互いに異なる複数の偏光それぞれについてスペックル画像が取得される。このような特性から、例えば、一部の偏光に対応するスペックル画像の一部が飽和している場合にも、他の偏光に対応するスペックル画像を利用することで、後段での信号処理等のような患部の観察に関する処理において、表面反射の影響をより低減することが可能となる。これは、スペックル画像に限らず、スペックルコントラスト画像についても同様である。

[0099] もちろん、上記はあくまで一例であり、偏光方向の互いに異なる複数の偏光それぞれについて取得されるスペックル画像や、偏光ごとのスペックル画像に基づき生成されるスペックルコントラスト画像を利用する方法は特に限定されない。例えば、偏光ごとに取得されるスペックル画像や、偏光ごとに生成されるスペックルコントラスト画像のうち、所定の条件に応じていずれかが選択されて使用されてもよい。また、複数の偏光間で、上記スペックル画像や、上記スペックルコントラスト画像が合成され、当該合成の結果が使用されてもよい。このように、本開示に係る医療用観察システムでは、偏光ごとに取得されるスペックル画像や、偏光ごとに生成されるスペックルコントラスト画像のうち少なくともいずれかを利用することで、患部の観察に係る多様な処理を実現することが可能となる。

[0100] 以上、図9を参照して、本開示の一実施形態に係る医療用観察システムにおける、スペックルを利用した患部の観察に係る技術の基本思想について説明した。

[0101] <3. 2. システムの構成例>

続いて、本開示の一実施形態に係る医療用観察システムの構成の一例について説明する。例えば、図10は、本開示の一実施形態に係る医療用観察システムの構成の一例について説明するための説明図である。具体的には、図10は、所定の波長の光(例えば、狭帯域光)を患部に照射し、当該患部からの光(例えば、当該患部で反射した反射光)を撮像することで得られるス

ペックル画像に基づき、患部の観察を行う場合における、医療用観察システムの概略的なシステム構成の一例を示している。なお、以降の説明では、図10に示す医療用観察システムを、便宜上、「医療用観察システム2」とも称する。

[0102] 図5に示す例では、医療用観察システム2は、コントロールユニット201と、撮像ユニット203と、入力部207と、出力部209とを含む。入力部207及び出力部209は、図1に示す例における入力装置147及び表示装置141に相当する。

[0103] 撮像ユニット203は、例えば、撮像光学系211と、分岐光学系213と、撮像素子215及び217と、光源223とを含む。

[0104] 光源223は、図1に示す例における光源装置143の一例に相当する。光源223から出射された光は、光ファイバ等を利用して光を導光可能に構成された伝送ケーブル225を介して伝送されて患部M101に照射される。なお、観察対象や観察方法に応じて、光源223から出射される光に波長が制御されてもよいし、光源223自体が選択的に切り替えられてもよい。具体的な一例として、患部の明視野画像を観察する場合には、光源223として、可視光（例えば、RGB光）を照射可能に構成された光源が適用されてもよい。また、他の一例として、蛍光観察が行われる場合には、光源223として、使用される蛍光体の励起する波長を出射可能に構成された光源が適用されてもよい。より具体的な一例として、ICG（Indocyanine green）等のような近赤外光により励起する蛍光体を利用した蛍光観察が行われる場合には、光源223として、当該近赤外光を照射可能に構成された光源が適用されてもよい。

[0105] 分岐光学系213と、撮像素子215及び217とは、図9を参照して説明した、分岐光学系213と、撮像素子215及び217とに相当する。即ち、分岐光学系213は、撮像ユニット203に入射した光（例えば、患部からの光が該当し、以下、単に「入射光」とも称する）を偏光方向が互いに異なる複数の偏光に分離し、分離された一部の偏光を撮像素子215に導光

させ、他の一部の偏光を撮像素子 217 に導光させる。

[0106] 撮像素子 215 及び 217 のそれぞれは、分岐光学系 213 の後段に設けられ、当該分岐光学系 213 により入射光から分離された偏光を個別に検出する。撮像素子 215 及び 217 としては、例えば、CCD や CMOS 等の撮像素子が適用され得る。

[0107] コントロールユニット 201 は、図 1 に示す CCU 139 に相当し、医療用観察システム 2 の各構成の動作を制御する。例えば、コントロールユニット 201 は、観察対象や観察方法に応じて、光源 223 の動作を制御してもよい。また、コントロールユニット 201 は、撮像素子 215 及び 217 のうち少なくともいずれかの撮像素子による画像の撮像に係る動作を制御してもよい。このとき、コントロールユニット 201 は、画像の撮像条件（例えば、シャッタースピード、絞り、ゲイン等）を制御してもよい。また、コントロールユニット 201 は、撮像素子 215 及び 217 のうち少なくともいずれかによる撮像結果に応じた画像を取得し、当該画像を出力部 209 に提示させてもよい。また、このときコントロールユニット 201 は、取得した画像に対して所定の画像処理を施してもよい。また、コントロールユニット 201 は、各種状態の検出結果に応じて、各部の動作を制御してもよい。具体的な一例として、コントロールユニット 201 は、各種センサ（図示を省略する）による撮像ユニット 203 の動きの検出結果に応じて、撮像素子 215 及び 217 の撮像結果に顕在化するぶれ（例えば、手ぶれ）を補正してもよい。また、コントロールユニット 201 は、入力部 207 を介して入力されるユーザからの指示に応じて、上述した各種処理を実行してもよい。

[0108] なお、図 10 を参照して説明した例はあくまで一例であり、必ずしも本開示の一実施形態に係る医療用観察システムの構成を限定するものではない。即ち、前述した本実施形態に係る医療用観察システムの基本思想を逸脱しない範囲であれば、観察対象や観察方法に応じて、一部の構成が適宜変更されてもよい。

[0109] 以上、図 10 を参照して、本開示の一実施形態に係る医療用観察システム

の構成の一例について説明した。

[0110] <3. 3. 機能構成>

続いて、本開示の一実施形態に係る医療用観察システムの機能構成の一例について、特に、当該医療用観察システムの各構成の動作を制御するコントロールユニットの機能構成の一例に着目して説明する。例えば、図11は、本開示の一実施形態に係る医療用観察システムの機能構成の一例を示したブロック図である。具体的には、図11は、本実施形態に係る医療用観察システムの構成について、特に、患部からの光から分離された複数の偏光それぞれの検出結果に応じたスペックル画像に基づき、当該患部の観察に関する各種処理を実行する部分に着目して説明する。なお、以降の説明では、図11に示す医療用観察システムを、便宜上、「医療用観察システム3」とも称する。

[0111] 図11に示すように、医療用観察システム3は、コントロールユニット301と、検出部313と、出力部317とを含む。出力部317は、図10に示す出力部209に相当し得る。そのため、出力部317については詳細な説明は省略する。

[0112] 検出部313は、第1撮像部313aと、第2撮像部313bとを含む。検出部313は、例えば、図10に示す撮像ユニット203に相当し得る。第1撮像部313a及び第2撮像部313bのうち、一方が図5に示す撮像素子215に相当し、他方が図5に示す撮像素子217に相当し得る。即ち、図10に示す分岐光学系213等により患部からの光が分離された偏光方向が互いに異なる複数の偏光のうち、一部の偏光が第1撮像部313aにより撮像（検出）され、他の偏光が第2撮像部313bにより撮像（検出）される。なお、第1撮像部313a及び第2撮像部313bについては、上述の通り図5に示す撮像素子215及び217と実質的に同様の構成を適用され得るため、詳細な説明は省略する。第1撮像部313a及び第2撮像部313bのそれぞれは、対応する偏光の撮像結果に応じた画像（例えば、スペックル画像）をコントロールユニット301に出力する。

- [0113] コントロールユニット301は、図10に示すコントロールユニット201に相当し得る。図11に示すように、コントロールユニット301は、演算部305と、処理部303とを含む。
- [0114] 演算部305は、第1撮像部313a及び第2撮像部313bそれぞれによる偏光の撮像結果（検出結果）に基づき各種演算処理を実行する。例えば、図11に示す例では、演算部305は、第1演算部305aと、第2演算部305bとを含む。第1演算部305aは、第1撮像部313aによる偏光の撮像結果に基づき各種演算処理を実行する。また、第2演算部305bは、第2撮像部313bによる偏光の撮像結果に基づき各種演算処理を実行する。第1演算部305aと第2演算部305bとは、ハードウェア的に独立した構成として設けられていてもよい。また、第1演算部305aと第2演算部305bとは、それぞれが個別に処理を実行するプロセス等のようにソフトウェア的に実現されてもよい。
- [0115] 第1演算部305a及び第2演算部305bにより実行される演算処理としては、例えば、スペックルコントラスト画像の生成に係る処理が挙げられる。具体的には、第1演算部305aは、第1撮像部313aによる偏光の撮像結果に応じて取得される画像（スペックル画像）の各画素を注目画素としてスペックルコントラストを算出し、当該算出の結果に基づきスペックルコントラスト画像を生成する。同様に、第2演算部305bは、第2撮像部313bによる偏光の撮像結果に応じて取得される画像に基づき、スペックルコントラスト画像を生成する。
- [0116] もちろん、上記はあくまで一例であり、必ずしも第1演算部305a及び第2演算部305bにより実行される演算処理の内容を限定するものではない。即ち、第1演算部305a及び第2演算部305bは、後段で実行される患部の観察に係る処理に応じて、偏光の撮像結果に対して適用する演算処理を適宜変更してもよい。例えば、血流観察の一例として、光ドップラを利用する手法、即ち、光が血流によって散乱された際に生じる光周波数シフトをとらえることで血流の速度を算出する方法が挙げられる。この場合には、

第1演算部305a及び第2演算部305bは、それぞれが対応する偏光の撮像結果に基づき光周波数シフトの検出（抽出）に係る処理を実行してもよい。

[0117] そして、演算部305は、第1演算部305a及び第2演算部305bによる偏光ごとの上記演算結果のそれぞれを、処理部303に出力する。なお、以降の説明では、医療用観察システム3の特徴をよりわかりやすくするために、演算部305は、第1演算部305a及び第2演算部305bにより偏光ごとに個別に生成されたスペックルコントラスト画像を処理部303に出力する場合に着目して説明する。なお、この場合には、演算部305は、スペックルコントラスト画像の生成元となったスペックル画像（即ち、各偏光の撮像結果に応じた画像）を処理部303に出力してもよい。

[0118] 処理部303は、患部からの光から分離された偏光方向が互いに異なる複数の偏光それぞれについて個別に適用された演算の結果を演算部305から取得し、偏光ごとの当該演算の結果のうち少なくともいずれかに応じて、患部の観察に関する処理を実行する。例えば、処理部303は、患部からの光から分離された偏光方向が互いに異なる複数の偏光それぞれについて個別に生成されたスペックルコントラスト画像を演算部305から取得する。処理部303は、複数の偏光それぞれについて生成された個別に生成されたスペックルコントラスト画像のうち、少なくともいずれかのスペックルコントラスト画像に基づき、患部の観察に関する処理を実行する。この場合を想定した具体的な構成の一例（即ち、患部の観察に関する処理を実行する構成の一例）として、図3に示す例では、処理部303は、解析部307と、画像処理部309と、出力制御部311とを含む。

[0119] 解析部307は、取得されたスペックルコントラスト画像に基づき各種解析処理を実行する。具体的な一例として、解析部307は、取得したスペックルコントラスト画像中の少なくとも一部の領域に含まれる画素の画素値（即ち、スペックルコントラストの算出値）に基づき、当該領域に含まれる物体（換言すると、観察対象となる患部）の動く速度を算出してもよい。

- [0120] また、解析部307は、スペックルコントラスト画像に対して画像解析を施すことで、当該スペックルコントラスト画像中から特徴的な部分（例えば、患部に相当する部分）を抽出してもよい。
- [0121] また、解析部307は、スペックルコントラスト画像に対して画像解析を施すことで、当該画像解析の結果に基づき所定の判定を行ってもよい。具体的な一例として、解析部307は、スペックルコントラスト画像の各画素の画素値を評価することで、当該スペックルコントラスト画像の少なくとも一部が飽和しているか否かを判定してもよい。このような判定結果を利用することで、例えば、複数の偏光それぞれに対応するスペックルコントラスト画像のうち、一部の偏光に対応するスペックルコントラスト画像で飽和が生じている場合に、他の偏光に対応するスペックルコントラスト画像を以降の処理の対象として選択することも可能となる。
- [0122] なお、解析部307は、複数の偏光のうちのいずれかの偏光に対応するスペックルコントラスト画像のみを解析の対象としてもよい。また、他の一例として、解析部307は、複数の偏光それぞれに対応するスペックルコントラスト画像を解析の対象としてもよい。また、他の一例として、解析部307は、複数の偏光それぞれに対応するスペックルコントラスト画像が合成された画像を解析の対象としてもよい。なお、当該合成については、例えば、後述する画像処理部309により実行される。
- [0123] 画像処理部309は、取得されたスペックルコントラスト画像に対して各種画像処理を施す。例えば、画像処理部309は、取得されたスペックルコントラスト画像それぞれに対して、明度、コントラスト、色調等の調整に係る処理を実行してもよい。
- [0124] また、画像処理部309は、複数の偏光それぞれに対応するスペックルコントラスト画像を合成してもよい。具体的な一例として、画像処理部309は、複数の偏光それぞれに対応するスペックルコントラスト画像間で画素ごとに画素値を平均化することで、当該複数の偏光それぞれに対応するスペックルコントラスト画像を合成してもよい。

- [0125] なお、上記解析部307及び上記画像処理部309のそれぞれは、スペックルコントラスト画像のみに限らず、当該スペックルコントラスト画像の生成元となるスペックル画像を上述した各種処理の対象としてもよい。
- [0126] 出力制御部311は、各種情報を表示情報として出力部317に出力させることで、当該情報を提示する。例えば、出力制御部311は、偏光ごとに生成されたスペックルコントラスト画像や、当該スペックルコントラスト画像の生成元となるスペックル画像を、表示情報として出力部317に出力させてもよい。また、出力制御部311は、画像処理部309により複数の偏光それぞれに対応するスペックルコントラスト画像が合成された画像や、当該スペックルコントラスト画像の生成元となるスペックル画像が合成された画像を、表示情報として出力部317に出力させてもよい。また、出力制御部311は、解析部307による解析結果に応じた情報（例えば、観察対象となる物体の速度）を出力部317に出力させてもよい。また、出力制御部311は、解析部307による判定の結果に応じて、出力部317に出力させる情報を制御してもよい。
- [0127] また、出力制御部311は、上述した各種情報のうち2以上の情報を関連付けて、出力部317に出力させてもよい。具体的な一例として、出力制御部311は、スペックルコントラスト画像に対して、当該スペックルコントラスト画像に基づき算出された物体の速度の算出結果に応じた情報が重畳された表示情報を、出力部317に出力させてもよい。また、出力制御部311は、偏光ごとのスペックルコントラスト画像や、偏光ごとのスペックル画像のうち、2以上の画像を関連付けて提示した表示情報を、出力部317に出力させてもよい。具体的な一例として、出力制御部311は、当該2以上の画像が並べて提示された表示情報を、出力部317に出力させてもよい。また、他の一例として、出力制御部311は、一部の画像の一部の領域に対して他の画像を重畳させた所謂PIP (Picture In Picture) 画像を、表示情報として出力部317に出力させてもよい。また、出力制御部311は、表示情報として出力部317に出力させる情報を、所定の条件に応じて選

択的に切り替えてもよい。

[0128] なお、上述した機能構成はあくまで一例であり、上述した各構成の動作を実現することが可能であれば、当該医療用観察システムの機能構成は必ずしも図11に示す例には限定されない。具体的な一例として、検出部313及び出力部317の少なくともいずれかと、コントロールユニット301とが一体的に構成されていてもよい。また、他の一例として、コントロールユニット301の一部の機能が、当該コントロールユニット301の外部に設けられていてもよい。また、コントロールユニット301の少なくとも一部の機能が、複数の装置が連携して動作することで実現されてもよい。また、前述した本実施形態に係る医療用観察システムの技術的特長の基本思想を逸脱しない範囲であれば、当該医療用観察システムの一部の構成が変更されてもよく、また他の構成が別途追加されてもよい。

[0129] なお、図11に示すコントロールユニット301に相当する構成を含む装置が、「医療用観察装置」の一例に相当する。

[0130] 以上、図11を参照して、本開示の一実施形態に係る医療用観察システムの機能構成の一例について、特に、当該医療用観察システムの各構成の動作を制御するコントロールユニットの機能構成の一例に着目して説明した。

[0131] <3.4. 処理>

続いて、本開示の一実施形態に係る医療用観察システムの一連の処理の流れの一例について、特に、図11に示すコントロールユニット301の動作に着目して説明する。例えば、図12は、本開示の一実施形態に係る医療用観察システムの一連の処理の流れの一例を示したフローチャートである。

[0132] まず、検出部313は、図10に示す分岐光学系213等により患部からの光が分離された偏光方向が互いに異なる複数の偏光それぞれを個別に検出（撮像）する。検出部313は、当該複数の偏光それぞれの検出結果に応じた画像（スペckル画像）を、個別にコントロールユニット301に出力する（S101）。

[0133] コントロールユニット301（演算部305）は、上記複数の偏光それぞれ

れの検出結果に応じた画像を個別に検出部 313 から取得する。コントロールユニット 301（演算部 305）は、複数の偏光それぞれの検出結果に対して、所定の演算処理を個別に適用する。具体的な一例として、コントロールユニット 301（演算部 305）は、複数の偏光それぞれについて、当該偏光の検出結果に応じた画像（スペックル画像）の各画素を注目画素としてスペックルコントラストを算出し、当該算出の結果に基づきスペックルコントラスト画像を生成する（S103）。

[0134] 次いで、コントロールユニット 301（処理部 303）は、複数の偏光それぞれの検出結果に対する上記演算の結果のうち、少なくとも一部の偏光について当該演算の結果に応じて、患部の観察に関する処理を実行する。具体的な一例として、コントロールユニット 301（処理部 303）は、複数の偏光それぞれについて生成されたスペックルコントラスト画像のうち少なくとも一部のスペックルコントラスト画像に基づき、患部に観察に関する処理を実行する（S105）。

[0135] より具体的な一例として、コントロールユニット 301（解析部 307）は、スペックルコントラスト画像の少なくとも一部の領域に含まれる画素の画素値に基づき、当該領域に含まれる物体の動く速度を算出してもよい。また、コントロールユニット 301（出力制御部 311）は、偏光ごとに生成されたスペックルコントラスト画像のうち少なくとも一部のスペックルコントラスト画像を、表示情報として出力部 317 に出力させてもよい。また、コントロールユニット 301（画像処理部 309）は、複数の偏光それぞれに対応するスペックルコントラスト画像間で画素ごとに画素値を平均化することで、当該複数の偏光それぞれに対応するスペックルコントラスト画像を合成してもよい。この場合には、合成後の画像を、上記解析に係る処理や、上記出力に係る処理の対象としてもよい。

[0136] 以上、図 12 を参照して、本開示の一実施形態に係る医療用観察システムの一連の処理の流れの一例について、特に、図 11 に示すコントロールユニット 301 の動作に着目して説明する。

[0137] <3. 5. 変形例>

続いて、本開示の一実施形態に係る医療用観察システムの変形例について説明する。

[0138] (変形例1：各偏光を個別に検出するための構成の一例)

まず、変形例1として、患部からの光を複数の偏光に分離し、各偏光を個別に検出（撮像）するための構成の一例について、特に、図9に示す例における分岐光学系213と撮像素子215及び217とに相当する構成に着目して説明する。例えば、図13は、変形例1に係る医療用観察システムについて概要を説明するための説明図であり、患部からの光を複数の偏光に分離し、各偏光を個別に検出するための構成の一例について示している。

[0139] 変形例1に係る医療用観察システムでは、患部からの光を偏光方向が互いに異なる複数の偏光に分離し、各偏光を1つの撮像素子により個別に検出する点で、上記実施形態に係る医療用観察システム（例えば、図9、図10参照）と異なる。具体的には、図13において、参照符号231は、入射した光を、偏光方向が互いに異なる複数の偏光に分離する分岐光学系を示しており、図9に示す例における分岐光学系213に相当する。また、参照符号233は、撮像素子を模式的に示しており、図9に示す例における撮像素子215及び217や、図11に示す例における検出部313（即ち、第1撮像部313a及び第2撮像部313b）に相当する。

[0140] 即ち、図13に示す例では、分岐光学系231により入射光（即ち、患部からの光）から分離された複数の偏光のうち、一部の偏光については、撮像素子233の受光面のうち参照符号235aで示された領域に導光（結像）される。また、当該複数の偏光のうち、他の偏光については、撮像素子233の受光面のうち参照符号235bで示された領域に導光（結像）される。即ち、図13に示す例では、撮像素子233受光面のうち領域235a及び235bそれぞれでの偏光の検出結果（撮像結果）に基づき、個別に画像（スペckル画像）が生成され、当該画像それぞれに対して個別にスペckルコントラスト処理が施される。これにより、入射光から分離された複数の偏

光それぞれについてスペックルコントラスト画像が個別に生成される。

[0141] 以上のような特徴から、変形例 1 に係る医療用観察システムは、1つの撮像素子を利用して、複数の偏光それぞれについてスペックル画像を撮像することが可能となる。なお、図 13 に示す例では、入射光から分離された複数の偏光間において、各偏光が撮像素子 233 の撮像面のうちの対応する領域に導光されるまでの光路に差が生じる場合がある。このような場合には、例えば、リレーレンズ等の他の光学系を介在させることで、少なくとも一方の偏光について光路が調整されてもよい。

[0142] 以上、変形例 1 として、図 13 を参照して、患部からの光を複数の偏光に分離し、各偏光を個別に検出（撮像）するための構成の一例について、特に、図 9 に示す例における分岐光学系 213 と撮像素子 215 及び 217 とに相当する構成に着目して説明した。

[0143] (変形例 2 : 各偏光を個別に検出するための構成の他の一例)

続いて、変形例 2 として、患部からの光を複数の偏光に分離し、各偏光を個別に検出（撮像）するための構成の他の一例について、特に、図 9 に示す例における分岐光学系 213 と撮像素子 215 及び 217 と相当する構成に着目して説明する。例えば、図 14 は、変形例 2 に係る医療用観察システムについて概要を説明するための説明図であり、患部からの光を複数の偏光に分離し、各偏光を個別に検出するための構成に一例について示している。

[0144] 変形例 2 に係る医療用観察システムでは、変形例 1 に係る医療用観察システムと同様に、患部からの光を偏光方向が互いに異なる複数の偏光に分離し、各偏光を 1つの撮像素子により個別に検出する。一方で、変形例 2 に係る医療用観察システムでは、イメージセンサの受光面を、変形例 1 に係る医療用観察システムの場合よりもさらに細かい単位で複数の領域に分割し、分割された複数の領域それぞれに対して、入射光から分離された複数の偏光のうちのいずれかを導光（結像）させる。

[0145] 例えば、図 14 において、参照符号 253 は、入射した光を、偏光方向が互いに異なる複数の偏光に分離する偏光分離素子を示している。即ち、図 1

4に示す例では、図13に示す例における分岐光学系231に相当する構成が、複数の偏光分離素子253を含む。偏光分離素子253は、例えば、PBSや異方性結晶等により構成され得る。また、参照符号255は、撮像素子を模式的に示しており、図13に示す例における撮像素子233に相当する。即ち、図14に示す例では、撮像素子255が、図9に示す例における撮像素子215及び217や、図11に示す例における検出部313（即ち、第1撮像部313a及び第2撮像部313b）に相当する。図14に示す例では、複数の偏光分離素子253のそれぞれが、入射光を偏光方向が互いに異なる複数の偏光に分離する。そして、複数の偏光分離素子253により入射光から分離された複数の偏光のそれぞれが、撮像素子255の受光面のうち互いに異なる領域に導光（結像）される。

[0146] 以上のような特性から、図14に示す例では、偏光分離素子253の前段に、入射光の一部を当該偏光分離素子253に導光させるための光学系251が設けられていてもよい。光学系251は、例えば、集光レンズをアレイ化したアレイレンズとして構成され得る。

[0147] 以上のような構成により、一部の偏光分離素子253により入射光から分離された複数の偏光のうち、一部の偏光については、撮像素子255の受光面のうち参照符号257aで示された領域に導光（結像）される。また、当該複数の偏光のうち、他の偏光については、撮像素子255の受光面のうち参照符号257bで示された領域に導光（結像）される。なお、領域257a及び257bのように、各偏光分離素子253により分離された複数の偏光のそれぞれが導光される領域は、例えば、ラインやタイル等のような、撮像素子255の受光面を構成する単位領域を1以上含む領域として規定され得る。以上のような構成の基で、撮像素子255の受光面の各領域のうち、偏光方向が同じ偏光が導光された領域における当該偏光の検出結果が合成されることで、入射光が分離された複数の偏光それぞれについて個別に画像（スペckル画像）が生成される。そして、偏光ごとに生成された当該画像それぞれに対してスペckルコントラスト処理が施されることで、当該偏光に

対応するスペックルコントラスト画像が生成される。

[0148] 以上のような特徴から、変形例 2 に係る医療用観察システムは、変形例 1 に係る医療用観察システムと同様に、1 つの撮像素子を利用して、複数の偏光それぞれについてスペックル画像を撮像することが可能となる。また、変形例 2 に係る医療用観察システムは、変形例 1 に係る医療用観察システムに比べて、偏光分離素子 2 5 3 により入射光が分離された複数の偏光それぞれが、撮像素子 2 5 5 の撮像面のうち対応する領域に導光されるまでの光路の差をより小さくすることが可能となる。

[0149] 以上、変形例 2 として、図 1 4 を参照して、患部からの光を複数の偏光に分離し、各偏光を個別に検出（撮像）するための構成の他の一例について、特に、図 9 に示す例における分岐光学系 2 1 3 と撮像素子 2 1 5 及び 2 1 7 と相当する構成に着目して説明した。

[0150] (変形例 3 : スペックルコントラスト画像の合成方法の一例)

続いて、変形例 3 として、患部からの光から分離された複数の偏光それぞれについて生成されたスペックルコントラスト画像を合成する方法の一例について説明する。

[0151] 複数の偏光それぞれが撮像された画像（偏光画像）において、画像間に共通の一部の領域について光強度を比較することで、表面反射成分の強さを推測することが可能となる。各偏光に対応する偏光画像間において、光強度の差が大きい領域では、光強度がより大きい値を示す偏光画像に対応する偏光の表面反射がより支配的であることが推測される。そのため、例えば、複数の偏光それぞれについて生成されたスペックルコントラスト画像を合成する際に、画素値を単純に平均化するのではなく、各偏光の光強度に応じた重みを考慮した重み付け平均を行ってもよい。このような構成により、例えば、表面反射の影響のより少ないスペックルコントラスト画像を取得することも可能となり得る。

[0152] なお、上記では、偏光ごとに生成されたスペックルコントラスト画像を合成する場合の一例について説明したが、必ずしも、変形例 3 に係る医療用観

察システムの構成を限定するものではない。具体的な一例として、医療用観察システムは、各偏光の検出結果に応じたスペックル画像を、上述したスペックルコントラスト画像を合成する場合と同様の方法で合成してもよい。

[0153] 特に、脳手術においては、表面が乾燥しないように生理食塩水をかけながら処置を行う場合がある。このような場合には、表面に液体が存在するような状態で観察が行われることとなり、液体と空気の界面での表面反射が発生する可能性がある。このような状況下においても、変形例3に係る医療用観察システムに依れば、表面反射の影響をより低減した画像（例えば、スペックルコントラスト画像）を得ることが可能となる。

[0154] 以上、変形例3として、患部からの光から分離された複数の偏光それぞれについて生成されたスペックルコントラスト画像を合成する方法の一例について説明した。

[0155] (変形例4：各偏光の検出結果に応じた制御の一例)

続いて、変形例4として、患部からの光が分離された複数の偏光それぞれの検出結果に応じた、後段で実行される処理の制御の一例について説明する。

[0156] 例えば、図15は、変形例4に係る医療用観察システムの処理の一例について説明するための説明図であり、表面反射の影響をより低減するための処理の流れの一例を示している。具体的には、前述したように、特定の偏光で対象となる物体（患部）を照明するような状況下では、表面反射の影響がより強い部分では、撮像結果に応じた画像信号（換言すると、画素値）が飽和する場合がある。そこで、図15に示す例では、患部からの光が分離された複数の偏光それぞれの検出結果に応じた画像信号それぞれが飽和しているか否かに応じて、後段の処理を選択的に切り替える。なお、以降の説明では、患部からの光から分離された偏光方向が互いに直交する2つの偏光が個別に検出されるものとする。また、便宜上、当該2つの偏光のうち、一方を「第1の偏光」とも称し、他方を「第2の偏光」とも称する。

[0157] まず、第1の偏光の検出結果が飽和しておらず（S201、NO）、かつ

、第2の偏光の検出結果が飽和していない（S205、NO）場合について説明する。この場合には、医療用観察システムは、第1の偏光及び第2の偏光それぞれについてのスペックルコントラストの算出結果（例えば、スペックルコントラスト画像）を、患部の観察（例えば、血流の動きの評価等）に利用する（S213）。具体的な一例として、医療用観察システムは、第1の偏光及び第2の偏光間でスペックルコントラストの算出結果を平均化し、当該平均化後のスペックルコントラストを患部の観察に利用する。

[0158] 次いで、第1の偏光及び第2の偏光それぞれの検出結果のうちいずれかが飽和している場合の一例について説明する。例えば、第1の偏光の検出結果が飽和しておらず（S201、NO）、かつ、第2の偏光の検出結果が飽和している（S205、YES）場合には、医療用観察システムは、第1の偏光についてスペックルコントラストの算出結果を、患部の観察に利用する（S211）。また、第1の偏光の検出結果が飽和しており（S201、YES）、かつ、第2の偏光の検出結果が飽和していない（S203、NO）場合には、医療用観察システムは、第2の偏光についてスペックルコントラストの算出結果を、患部の観察に利用する（S209）。

[0159] 一方で、第1の偏光の検出結果が飽和しており（S201、YES）、かつ、第2の偏光の検出結果が飽和している（S203、YES）場合も想定され得る。この場合には、医療用観察システムは、第1の偏光及び第2の偏光双方の検出結果を患部の観察に利用することが困難であることが推測される。そのため、医療用観察システムは、例えば、第1の偏光及び第2の偏光双方の検出結果が飽和していることを、出力部を介してユーザに通知してもよい（S207）。

[0160] 以上、変形例4として、図15を参照して、患部からの光が分離された複数の偏光それぞれの検出結果に応じた、後段で実行される処理の制御の一例について説明した。

[0161] <3. 6. 作用効果>

医療の現場においては、血流観察が様々な用途で求められる。例えば、血

液観察が求められる例として、脳動脈瘤に対して手技を行うような状況が想定され得る。脳動脈瘤とは、脳の血管（動脈）の一部が膨れ上がり弱くなっている部分を指す。大きく膨れ上がった脳動脈瘤は、将来的に破裂し、出血を引き起こす可能性がある。そのため、予防的に動脈瘤への血液の流入を防ぐために、例えば、動脈瘤のネックをクリップで挟み込む（即ち、クリッピングする）ことで、血液の流れを遮断する処置が行われる場合がある。この際に、クリッピングにより動脈瘤への血液の流入が遮断されているか否か（即ち、動脈瘤への血液の流入の有無）を確認するために血液観察が行われる。

[0162] また、動脈瘤のクリッピング時に重要な点の一つとして、穿通枝と呼ばれる動脈から分岐した細い血管がクリッピングされていないことの確認がある。穿通枝は細い血管であるものの、この血管がクリッピングされると、当該血管が酸素や栄養分を送っている脳の機能に重大な障害を引き起こす可能性がある。このように重要な穿通枝であるが、1 mm以下程度の血管であり超音波ドップラ血流計により血流の有無を評価することが難しい状況がある。一方でスペックル血流イメージングのように、画像の撮像結果に基づき対象を観察する技術は、超音波ドップラ血流計に比べて解像度が高く、1 mm以下の血管においても血流の有無を確認することが可能である。

[0163] また、図8を参照して前述したように、観察対象（患部）からの光から分離された偏光に基づき観察を行うことで、観察対象が静止状態にある場合に、偏光への分離を行わない通常観察に比べて、より高いスペックルコントラストを得ることが可能である。また、観察対象の動きが十分に速い場合においても、通常観察と同程度までスペックルコントラストが低下する。このような特性から、観察対象（患部）からの光から分離された偏光に基づき観察を行うことで、通常観察に比べて、観察対象の動きの速度に対するスペックルコントラストの変化（即ち、ダイナミックレンジ）がより大きくなる。このような特性により、例えば、微小な速度変化に対しても比較的感度の高い測定を行うことが可能となる。

[0164] 血流の微小な速度変化をとらえることができるようになることで、細い血管における血流変化をより好適に観察することが可能となるため、例えば、クリップをかけて血流を途絶えさせてしまうような状況の発生を未然に防ぐことが可能となる効果が期待される。特に、細い血管については、一度クリップがかけられると、クリップを外したとしても閉塞された状態から元の状態に速やかに戻らない場合もある。このような点を鑑みると、上述のように誤ってクリップがかけられるリスクをより低減することは重要であると考えられ、本開示に係る技術を適用することで、当該リスクの低減の効果を期待することが可能である。

[0165] また、スペックルパターンに基づきスペックルコントラストを算出する場合には、一般的には、ある計算領域（例えば、注目画素を中心とした所定の広さの画素領域）における輝度の平均値と輝度の偏差とを計算する。計算領域をより大きくとると、得られるスペックルコントラスト画像の解像度が低下する傾向にあり、計算領域の大きさを制限する場合が多い。一方で、大きさが制限された計算領域でスペックルコントラストが算出されることで、当該計算領域に含まれる画素値の大小に応じて、算出されるスペックルコントラストの値のばらつきが比較的大きくなる傾向にある。このような条件の基で得られるスペックルコントラスト画像は、全体的には輝度がばらついた、所謂ノイズ感の強い画像のように見える。

[0166] 一方で、本開示に係る医療用観察システムでは、前述したように、観察対象（患部）からの光を複数の偏光に分離し、偏光ごとに個別にスペックルパターンが撮像される。一般的には、偏光ごとに形成されるスペックルパターンは異なるため、偏光ごとに算出されるスペックルコントラストの値も異なる。このような特性から、例えば、偏光ごとに生成されたスペックルコントラスト画像を、各画素の画素値の平均化により合成することで、ノイズのような輝度のばらつきをより軽減することが可能となる（即ち、ノイズ間がより低減された画像を得ることが可能となる）。

[0167] 特に、ノイズのような輝度のばらつきがあるような状況下では、微細な血

管を認識することが困難となる場合もある。前述したように、微細な血管であっても、例えば、脳の各部位へ酸素や栄養を送る穿通枝のように、重要な役割を担うものがある。そのため、このような微細な血管をより明瞭に認識可能となることで、当該血管が傷つけられるようなリスクをより低減可能となる効果が見込まれる。

[0168] <3. 7. 補足>

なお、上記では、主にスペックル画像やスペックルコントラスト画像を利用して患部を観察する手法に着目して説明したが、必ずしも、本開示に係る医療用観察システムの適用対象を限定するものではない。即ち、本開示に係る医療用観察システムは、観察対象（例えば、患部）からの光を偏光方向が異なる複数の偏光に分離し、当該複数の偏光それぞれを個別に検出したうえで、当該複数の偏光それぞれの検出結果のうち少なくともいずれかに基づき対象の観察に係る処理を実行するという特徴的な構成を有する。そのため、例えば、撮像素子を利用して対象の画像を撮像することで、当該対象を観察可能とするシステムや、当該システムを利用した観察手法に対して、本実施形態に係る医療用観察システムを適用することが可能である。

[0169] 例えば、血流観察に着目した場合に、スペックルコントラストを利用した手法以外にも、前述した光ドップラを利用する手法や、蛍光薬剤を利用する手法が挙げられる。

[0170] より具体的な一例として、光ドップラを利用する手法を適用する場合には、例えば、観察対象からの光から分離された複数の偏光それぞれの検出結果（撮像結果）に基づき、光周波数シフトの抽出に係る処理が個別に実行されてもよい。そして、当該複数の偏光それぞれに対応する周波数シフトの抽出結果のうち、少なくともいずれかに基づき観察対象の速度（例えば、血流の速度）が算出されてもよい。また、複数の偏光それぞれに対応する周波数シフトの抽出結果を組み合わせて利用することで、観察対象の速度（例えば、血流の速度）の算出が行われてもよい。

[0171] また、蛍光薬剤を利用する手法は、ICG薬剤等のような蛍光薬剤を血中

に導入し、蛍光像を観察する手法である。本手法では、撮像素子を利用して蛍光薬剤が発する蛍光（例えば、光源からの光により励起した蛍光）を撮像することで、蛍光薬剤の導入後に血液の流れに伴って、血管に沿って蛍光が観察される。そのため、例えば、当該蛍光の観察結果に基づき時間的な解析を行うことで、血流に関する情報を得ることが可能となる。本手法を適用する場合には、例えば、観察対象からの光から分離された複数の偏光それぞれの撮像結果（即ち、蛍光像）のうち、少なくともいずれかの撮像結果を利用して、上述した時間的な解析が行われてもよい。また、複数の偏光それぞれの撮像結果を所定の条件に基づき合成し、合成結果に対して上述した時間的な解析が行われてもよい。

[0172] また、上記では主に血流観察に適用する場合に着目して説明したが、上述した本実施形態に係る医療用観察システムの特徴的な構成を利用することが可能であれば、当該医療用観察システムの適用対象が血流観察に限定されないことは言うまでもない。

[0173] <<4. ハードウェア構成の一例>>

続いて、図16を参照しながら、本実施形態に係る医療用観察システムにおいて、各種処理を実行する情報処理装置（例えば、図10に示すコントロールユニット201や、図11に示すコントロールユニット301等）のハードウェア構成の一例について、詳細に説明する。図16は、本開示の一実施形態に係る医療用観察システムを構成する情報処理装置のハードウェア構成の一構成例を示す機能ブロック図である。

[0174] 本実施形態に係る医療用観察システムを構成する情報処理装置900は、主に、CPU901と、ROM902と、RAM903と、を備える。また、情報処理装置900は、更に、ホストバス907と、ブリッジ909と、外部バス911と、インタフェース913と、入力装置915と、出力装置917と、ストレージ装置919と、ドライブ921と、接続ポート923と、通信装置925とを備える。

[0175] CPU901は、演算処理装置及び制御装置として機能し、ROM902

、RAM 903、ストレージ装置 919 又はリムーバブル記録媒体 927 に記録された各種プログラムに従って、情報処理装置 900 内の動作全般又はその一部を制御する。ROM 902 は、CPU 901 が使用するプログラムや演算パラメータ等を記憶する。RAM 903 は、CPU 901 が使用するプログラムや、プログラムの実行において適宜変化するパラメータ等を一次記憶する。これらは CPU バス等の内部バスにより構成されるホストバス 907 により相互に接続されている。なお、図 11 に示すコントロールユニット 301 の各構成、即ち、演算部 305（即ち、第 1 演算部 305 a 及び第 2 演算部 305 b）と、処理部 303（即ち、解析部 307、画像処理部 309、及び出力制御部 311）とは、CPU 901 による実現され得る。

[0176] ホストバス 907 は、ブリッジ 909 を介して、PCI (Peripheral Component Interconnect / Interface) バスなどの外部バス 911 に接続されている。また、外部バス 911 には、インタフェース 913 を介して、入力装置 915、出力装置 917、ストレージ装置 919、ドライブ 921、接続ポート 923 及び通信装置 925 が接続される。

[0177] 入力装置 915 は、例えば、マウス、キーボード、タッチパネル、ボタン、スイッチ、レバー及びペダル等、ユーザが操作する操作手段である。また、入力装置 915 は、例えば、赤外線やその他の電波を利用したリモートコントロール手段（いわゆる、リモコン）であってもよいし、情報処理装置 900 の操作に対応した携帯電話や PDA 等の外部接続機器 929 であってもよい。さらに、入力装置 915 は、例えば、上記の操作手段を用いてユーザにより入力された情報に基づいて入力信号を生成し、CPU 901 に出力する入力制御回路などから構成されている。情報処理装置 900 のユーザは、この入力装置 915 を操作することにより、情報処理装置 900 に対して各種のデータを入力したり処理動作を指示したりすることができる。

[0178] 出力装置 917 は、取得した情報をユーザに対して視覚的又は聴覚的に通知することが可能な装置で構成される。このような装置として、CRT ディ

スプレイ装置、液晶ディスプレイ装置、プラズマディスプレイ装置、ELディスプレイ装置及びランプ等の表示装置や、スピーカ及びヘッドホン等の音声出力装置や、プリンタ装置等がある。出力装置917は、例えば、情報処理装置900が行った各種処理により得られた結果を出力する。具体的には、表示装置は、情報処理装置900が行った各種処理により得られた結果を、テキスト又はイメージで表示する。他方、音声出力装置は、再生された音声データや音響データ等からなるオーディオ信号をアナログ信号に変換して出力する。なお、図11に示す出力部317は、出力装置917により実現され得る。

[0179] ストレージ装置919は、情報処理装置900の記憶部の一例として構成されたデータ格納用の装置である。ストレージ装置919は、例えば、HDD (Hard Disk Drive) 等の磁気記憶部デバイス、半導体記憶デバイス、光記憶デバイス又は光磁気記憶デバイス等により構成される。このストレージ装置919は、CPU901が実行するプログラムや各種データ等を格納する。

[0180] ドライブ921は、記録媒体用リーダライタであり、情報処理装置900に内蔵、あるいは外付けされる。ドライブ921は、装着されている磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク又は半導体メモリ等のリムーバブル記録媒体927に記録されている情報を読み出して、RAM903に出力する。また、ドライブ921は、装着されている磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク又は半導体メモリ等のリムーバブル記録媒体927に記録を書き込むことも可能である。リムーバブル記録媒体927は、例えば、DVDメディア、HD-DVDメディア又はBlu-ray (登録商標) メディア等である。また、リムーバブル記録媒体927は、コンパクトフラッシュ (登録商標) (CF: Compact Flash)、フラッシュメモリ又はSDメモリカード (Secure Digital memory card) 等であってもよい。また、リムーバブル記録媒体927は、例えば、非接触型ICチップを搭載したICカード (Integrated Circu

i t card) 又は電子機器等であってもよい。

[0181] 接続ポート923は、情報処理装置900に直接接続するためのポートである。接続ポート923の一例として、USB (Universal Serial Bus) ポート、IEEE1394ポート、SCSI (Small Computer System Interface) ポート等がある。接続ポート923の別の例として、RS-232Cポート、光オーディオ端子、HDMI (登録商標) (High-Definition Multimedia Interface) ポート等がある。この接続ポート923に外部接続機器929を接続することで、情報処理装置900は、外部接続機器929から直接各種のデータを取得したり、外部接続機器929に各種のデータを提供したりする。

[0182] 通信装置925は、例えば、通信網 (ネットワーク) 931に接続するための通信デバイス等で構成された通信インタフェースである。通信装置925は、例えば、有線若しくは無線LAN (Local Area Network)、Bluetooth (登録商標) 又はWUSB (Wireless USB) 用の通信カード等である。また、通信装置925は、光通信用のルータ、ADSL (Asymmetric Digital Subscriber Line) 用のルータ又は各種通信用のモデム等であってもよい。この通信装置925は、例えば、インターネットや他の通信機器との間で、例えばTCP/IP等の所定のプロトコルに則して信号等を送受信することができる。また、通信装置925に接続される通信網931は、有線又は無線によって接続されたネットワーク等により構成され、例えば、インターネット、家庭内LAN、赤外線通信、ラジオ波通信又は衛星通信等であってもよい。

[0183] 以上、本開示の実施形態に係る医療用観察システムを構成する情報処理装置900の機能を実現可能なハードウェア構成の一例を示した。上記の各構成要素は、汎用的な部材を用いて構成されていてもよいし、各構成要素の機能に特化したハードウェアにより構成されていてもよい。従って、本実施形

態を実施する時々の技術レベルに応じて、適宜、利用するハードウェア構成を変更することが可能である。なお、図16では図示しないが、医療用観察システムを構成する情報処理装置900に対応する各種の構成を当然備える。

[0184] なお、上述のような本実施形態に係る医療用観察システムを構成する情報処理装置900の各機能を実現するためのコンピュータプログラムを作製し、パーソナルコンピュータ等に実装することが可能である。また、このようなコンピュータプログラムが格納された、コンピュータで読み取り可能な記録媒体も提供することができる。記録媒体は、例えば、磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、フラッシュメモリなどである。また、上記のコンピュータプログラムは、記録媒体を用いずに、例えばネットワークを介して配信してもよい。また、当該コンピュータプログラムを実行させるコンピュータの数は特に限定されない。例えば、当該コンピュータプログラムを、複数のコンピュータ（例えば、複数のサーバ等）が互いに連携して実行してもよい。

[0185] <<5. 応用例>>

続いて、本開示の一実施形態に係る医療用観察システムの応用例として、図17を参照して、当該医療用観察システムを、顕微鏡ユニットを備えた顕微鏡撮像システムとして構成した場合の一例について説明する。

[0186] 図17は、本開示の一実施形態に係る医療用観察システムの応用例について説明するための説明図であり、顕微鏡撮像システムの概略的な構成の一例について示している。具体的には、図17には、本開示の一実施形態に係る顕微鏡撮像システムが用いられる場合の一適用例として、アームを備えた手術用ビデオ顕微鏡装置が用いられる場合の一例について示されている。

[0187] 例えば、図17は、手術用ビデオ顕微鏡装置を用いた施術の様子を模式的に表している。具体的には、図17を参照すると、施術者（ユーザ）820である医師が、例えばメス、鑷子、鉗子等の手術用の器具821を使用して、施術台830上の施術対象（患者）840に対して手術を行っている様子

が図示されている。なお、以下の説明においては、施術とは、手術や検査等、ユーザ820である医師が施術対象840である患者に対して行う各種の医療的な処置の総称であるものとする。また、図17に示す例では、施術の一例として手術の様子を図示しているが、手術用ビデオ顕微鏡装置810が用いられる施術は手術に限定されず、他の各種の施術であってもよい。

[0188] 施術台830の脇には手術用ビデオ顕微鏡装置810が設けられる。手術用ビデオ顕微鏡装置810は、基台であるベース部811と、ベース部811から延伸するアーム部812と、アーム部812の先端に先端ユニットとして接続される撮像ユニット815とを備える。アーム部812は、複数の関節部813a、813b、813cと、関節部813a、813bによって連結される複数のリンク814a、814bと、アーム部812の先端に設けられる撮像ユニット815を有する。図17に示す例では、簡単のため、アーム部812は3つの関節部813a~813c及び2つのリンク814a、814bを有しているが、実際には、アーム部812及び撮像ユニット815の位置及び姿勢の自由度を考慮して、所望の自由度を実現するように関節部813a~813c及びリンク814a、814bの数や形状、関節部813a~813cの駆動軸の方向等が適宜設定されてもよい。

[0189] 関節部813a~813cは、リンク814a、814bを互いに回動可能に連結する機能を有し、関節部813a~813cの回転が駆動されることにより、アーム部812の駆動が制御される。ここで、以下の説明においては、手術用ビデオ顕微鏡装置810の各構成部材の位置とは、駆動制御のために規定している空間における位置（座標）を意味し、各構成部材の姿勢とは、駆動制御のために規定している空間における任意の軸に対する向き（角度）を意味する。また、以下の説明では、アーム部812の駆動（又は駆動制御）とは、関節部813a~813cの駆動（又は駆動制御）、及び、関節部813a~813cの駆動（又は駆動制御）を行うことによりアーム部812の各構成部材の位置及び姿勢が変化される（変化が制御される）ことをいう。

[0190] アーム部 812 の先端には、先端ユニットとして撮像ユニット 815 が接続されている。撮像ユニット 815 は、撮像対象物の画像を取得するユニットであり、例えば動画や静止画を撮像できるカメラ等である。図 17 に示すように、アーム部 812 の先端に設けられた撮像ユニット 815 が施術対象 840 の施術部位の様子を撮像するように、手術用ビデオ顕微鏡装置 810 によってアーム部 812 及び撮像ユニット 815 の姿勢や位置が制御される。なお、アーム部 812 の先端に先端ユニットとして接続される撮像ユニット 815 の構成は特に限定されず、例えば、撮像ユニット 815 は、撮像対象物の拡大像を取得する顕微鏡として構成されている。また、撮像ユニット 815 は、当該アーム部 812 に対して着脱可能に構成されていてもよい。このような構成により、例えば、利用用途に応じた撮像ユニット 815 が、アーム部 812 の先端に先端ユニットとして適直接続されてもよい。なお、当該撮像ユニット 815 として、例えば、前述した実施形態に係る分岐光学系が適用された撮像装置を適用することが可能である。即ち、本応用例においては、撮像ユニット 815 または当該撮像ユニット 815 を含む手術用ビデオ顕微鏡装置 810 が、「医療用観察装置」の一例に相当し得る。また本説明では、先端ユニットとして撮像ユニット 815 が適用されている場合に着目して説明したが、アーム部 812 の先端に接続される先端ユニットは、必ずしも撮像ユニット 815 に限定されない。

[0191] また、ユーザ 820 と対向する位置には、モニタやディスプレイ等の表示装置 850 が設置される。撮像ユニット 815 によって撮像された施術部位の画像は、表示装置 850 の表示画面に電子画像として表示される。ユーザ 820 は、表示装置 850 の表示画面に表示される施術部位の電子画像を見ながら各種の処置を行う。

[0192] 以上のような構成により、手術用ビデオ顕微鏡装置 810 によって施術部位の撮像を行いながら手術を行うことが可能となる。

[0193] なお、上記に限らず、本開示の一実施形態に係る医療用観察システムの基本思想を逸脱しない範囲であれば、上述した本開示に係る技術を応用するこ

とが可能である。具体的な一例として、上述した内視鏡や施術用顕微鏡を適用したシステムに限らず、所望の形態の撮像装置により患部の画像を撮像することで、当該患部を観察可能とするシステムに対して、上述した本開示に係る技術を適宜応用することが可能である。

[0194] 以上、本開示の一実施形態に係る医療用観察システムの応用例として、図17を参照して、当該医療用観察システムを、顕微鏡ユニットを備えた顕微鏡撮像システムとして構成した場合の一例について説明した。

[0195] <<6. むすび>>

以上説明したように、本開示の一実施形態に係る医療用観察システムは、患部を照明する光源と、分岐光学系と、検出部と、演算部と、処理部とを含む。分岐光学系は、上記患部からの光を、偏光方向が互いに異なる複数の偏光に分離する。検出部は、上記複数の偏光それぞれを個別に検出する。演算部は、上記複数の偏光の検出結果それぞれに基づき、個別にスペックルコントラストを算出する。処理部は、複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果のうち少なくともいずれかに基づき、上記患部の観察に関する処理を実行する。具体的な一例として、処理部は、複数の偏光それぞれに対応するスペックルコントラストの算出結果の平均を算出し、当該平均の算出結果に基づき患部の観察に関する処理を実行してもよい。

[0196] 以上のようにして偏光ごとに個別に算出されたスペックルコントラストは、患部からの光を偏光に分離せずに算出されるスペックルコントラストに比べて、患部の動きの速度に対する変化がより大きくなる（即ち、ダイナミックレンジがより広くなる）。このような特性から、本開示の一実施形態に係る医療用観察システムに依れば、患部からの光を偏光に分離せずに観察する場合に比べて、患部の動きの微小な速度変化を感度良くとらえることが可能となる。また、本開示に係る医療用観察システムに依れば、患部からの光から分離された複数の偏光それぞれについて算出されたスペックルコントラストを全て利用することも可能なため、当該患部からの光を効率よく利用することが可能となる。

[0197] 以上、添付図面を参照しながら本開示の好適な実施形態について詳細に説明したが、本開示の技術的範囲はかかる例に限定されない。本開示の技術分野における通常の知識を有する者であれば、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。

[0198] また、本明細書に記載された効果は、あくまで説明的または例示的なものであって限定的ではない。つまり、本開示に係る技術は、上記の効果とともに、または上記の効果に代えて、本明細書の記載から当業者には明らかな他の効果を奏しうる。

[0199] なお、以下のような構成も本開示の技術的範囲に属する。

(1)

患部を照明する光源と、
前記患部からの光を、偏光方向が互いに異なる複数の偏光に分離する分岐光学系と、
前記複数の偏光それぞれを個別に検出する検出部と、
前記複数の偏光の検出結果それぞれに基づき、個別にスペックルコントラストを算出する演算部と、
複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果のうち少なくともいずれかに基づき、前記患部の観察に関する処理を実行する処理部と、
を備える、医療用観察システム。

(2)

患者の体腔内に挿入される鏡筒を含む内視鏡部を備え、
前記分岐光学系は、前記内視鏡部により取得された前記患部からの光を前記複数の偏光に分離する、
前記(1)に記載の医療用観察システム。

(3)

前記患部の拡大像を取得する顕微鏡部を備え、

前記分岐光学系は、前記顕微鏡部により取得された前記患部からの光に基づき前記拡大像を前記複数の偏光に分離する、

前記（１）に記載の医療用観察システム。

（４）

患部からの光を、偏光方向が互いに異なる複数の偏光に分離する分岐光学系と、

前記複数の偏光それぞれを個別に検出する検出部と、

前記複数の偏光の検出結果それぞれに基づき、個別にスペックルコントラストを算出する演算部と、

複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果のうち少なくともいずれかに基づき、前記患部の観察に関する処理を実行する処理部と、

を備える、医療用観察装置。

（５）

前記処理部は、複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果を合成し、当該合成の結果に基づき前記患部の観察に関する処理を実行する、前記（４）に記載の医療用観察装置。

（６）

前記処理部は、複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果の平均を算出し、当該平均の算出結果に基づき前記患部の観察に関する処理を実行する、前記（５）に記載の医療用観察装置。

（７）

前記処理部は、複数の偏光それぞれの光強度に応じた重みに基づき、当該複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果を合成し、当該合成の結果に基づき前記患部の観察に関する処理を実行する、前記（５）に記載の医療用観察装置。

（８）

前記処理部は、複数の偏光のうち一部の検出結果について信号の飽和が検出された場合に、信号の飽和が検出されていない偏光に対応する前記スペックルコントラストの算出結果に基づき、前記患部の観察に関する処理を実行する、前記（４）に記載の医療用観察装置。

（９）

前記検出部は、複数の撮像素子を含み、
前記分岐光学系により前記患部からの光が分離された前記複数の偏光それぞれは、前記複数の撮像素子のうち互いに異なる撮像素子に結像する、
前記（４）～（８）のいずれか一項に記載の医療用観察装置。

（１０）

前記検出部は、撮像素子を含み、
前記分岐光学系により前記患部からの光が分離された前記複数の偏光それぞれは、前記撮像素子の受光面のうち互いに異なる領域に結像する、
前記（４）～（８）のいずれか一項に記載の医療用観察装置。

（１１）

前記分岐光学系は、複数の偏光分離素子を含み、
前記複数の偏光分離素子のそれぞれは、前記患部からの光を複数の偏光に分離し、
前記複数の偏光分離素子それぞれにより前記患部からの光から分離された前記複数の偏光のそれぞれは、前記撮像素子の受光面のうち互いに異なる領域に結像する、
前記（１０）に記載の医療用観察装置。

（１２）

前記患部は、血管であり、
前記処理部は、複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果のうち少なくともいずれかに基づき、血液の流れの観察に関する処理を実行する、
前記（４）～（１１）のいずれか一項に記載の医療用観察装置。

(13)

前記処理部は、複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果のうち少なくともいずれかに基づき、前記血液の流れが提示された画像を生成する、前記(12)に記載の医療用観察装置。

(14)

患部からの光から分離された、偏光方向が互いに異なる複数の偏光の検出結果それぞれに基づき、個別にスペックルコントラストを算出する演算部と、

複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果のうち少なくともいずれかに基づき、前記患部の観察に関する処理を実行する処理部と、

を備える、医療用観察装置。

(15)

コンピュータが、

患部からの光から分離された、偏光方向が互いに異なる複数の偏光の検出結果それぞれに基づき、個別にスペックルコントラストを算出することと、

複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果のうち少なくともいずれかに基づき、前記患部の観察に関する処理を実行することと、

を含む、医療用観察装置の駆動方法。

(16)

コンピュータに、

患部からの光から分離された、偏光方向が互いに異なる複数の偏光の検出結果それぞれに基づき、個別にスペックルコントラストを算出することと、

複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果のうち少なくともいずれかに基づき、前記患部の観察に関する処理を実行することと、

を実行させる、プログラム。

符号の説明

[0200]	2、3	医療用観察システム
	201	コントロールユニット
	203	撮像ユニット
	207	入力部
	209	出力部
	211	撮像光学系
	213	分岐光学系
	215	撮像素子
	217	撮像素子
	223	光源
	225	伝送ケーブル
	231	分岐光学系
	233	撮像素子
	301	コントロールユニット
	303	処理部
	305	演算部
	305 a	第1演算部
	305 b	第2演算部
	307	解析部
	309	画像処理部
	311	出力制御部
	313	検出部
	313 a	第1撮像部
	313 b	第2撮像部
	317	出力部

請求の範囲

- [請求項1] 患部を照明する光源と、
前記患部からの光を、偏光方向が互いに異なる複数の偏光に分離する分岐光学系と、
前記複数の偏光それぞれを個別に検出する検出部と、
前記複数の偏光の検出結果それぞれに基づき、個別にスペックルコントラストを算出する演算部と、
複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果のうち少なくともいずれかに基づき、前記患部の観察に関する処理を実行する処理部と、
を備える、医療用観察システム。
- [請求項2] 患者の体腔内に挿入される鏡筒を含む内視鏡部を備え、
前記分岐光学系は、前記内視鏡部により取得された前記患部からの光を前記複数の偏光に分離する、
請求項1に記載の医療用観察システム。
- [請求項3] 前記患部の拡大像を取得する顕微鏡部を備え、
前記分岐光学系は、前記顕微鏡部により取得された前記患部からの光に基づく前記拡大像を前記複数の偏光に分離する、
請求項1に記載の医療用観察システム。
- [請求項4] 患部からの光を、偏光方向が互いに異なる複数の偏光に分離する分岐光学系と、
前記複数の偏光それぞれを個別に検出する検出部と、
前記複数の偏光の検出結果それぞれに基づき、個別にスペックルコントラストを算出する演算部と、
複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果のうち少なくともいずれかに基づき、前記患部の観察に関する処理を実行する処理部と、
を備える、医療用観察装置。

- [請求項5] 前記処理部は、複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果を合成し、当該合成の結果に基づき前記患部の観察に関する処理を実行する、請求項4に記載の医療用観察装置。
- [請求項6] 前記処理部は、複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果の平均を算出し、当該平均の算出結果に基づき前記患部の観察に関する処理を実行する、請求項5に記載の医療用観察装置。
- [請求項7] 前記処理部は、複数の偏光それぞれの光強度に応じた重みに基づき、当該複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果を合成し、当該合成の結果に基づき前記患部の観察に関する処理を実行する、請求項5に記載の医療用観察装置。
- [請求項8] 前記処理部は、複数の偏光のうち一部の検出結果について信号の飽和が検出された場合に、信号の飽和が検出されていない偏光に対応する前記スペックルコントラストの算出結果に基づき、前記患部の観察に関する処理を実行する、請求項4に記載の医療用観察装置。
- [請求項9] 前記検出部は、複数の撮像素子を含み、
前記分岐光学系により前記患部からの光が分離された前記複数の偏光それぞれは、前記複数の撮像素子のうち互いに異なる撮像素子に結像する、
請求項4に記載の医療用観察装置。
- [請求項10] 前記検出部は、撮像素子を含み、
前記分岐光学系により前記患部からの光が分離された前記複数の偏光それぞれは、前記撮像素子の受光面のうち互いに異なる領域に結像する、
請求項4に記載の医療用観察装置。
- [請求項11] 前記分岐光学系は、複数の偏光分離素子を含み、
前記複数の偏光分離素子のそれぞれは、前記患部からの光を複数の偏光に分離し、

前記複数の偏光分離素子それぞれにより前記患部からの光から分離された前記複数の偏光のそれぞれは、前記撮像素子の受光面のうち互いに異なる領域に結像する、

請求項10に記載の医療用観察装置。

[請求項12]

前記患部は、血管であり、

前記処理部は、複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果のうち少なくともいずれかに基づき、血液の流れの観察に関する処理を実行する、

請求項4に記載の医療用観察装置。

[請求項13]

前記処理部は、複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果のうち少なくともいずれかに基づき、前記血液の流れが提示された画像を生成する、請求項12に記載の医療用観察装置。

[請求項14]

患部からの光から分離された、偏光方向が互いに異なる複数の偏光の検出結果それぞれに基づき、個別にスペックルコントラストを算出する演算部と、

複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果のうち少なくともいずれかに基づき、前記患部の観察に関する処理を実行する処理部と、

を備える、医療用観察装置。

[請求項15]

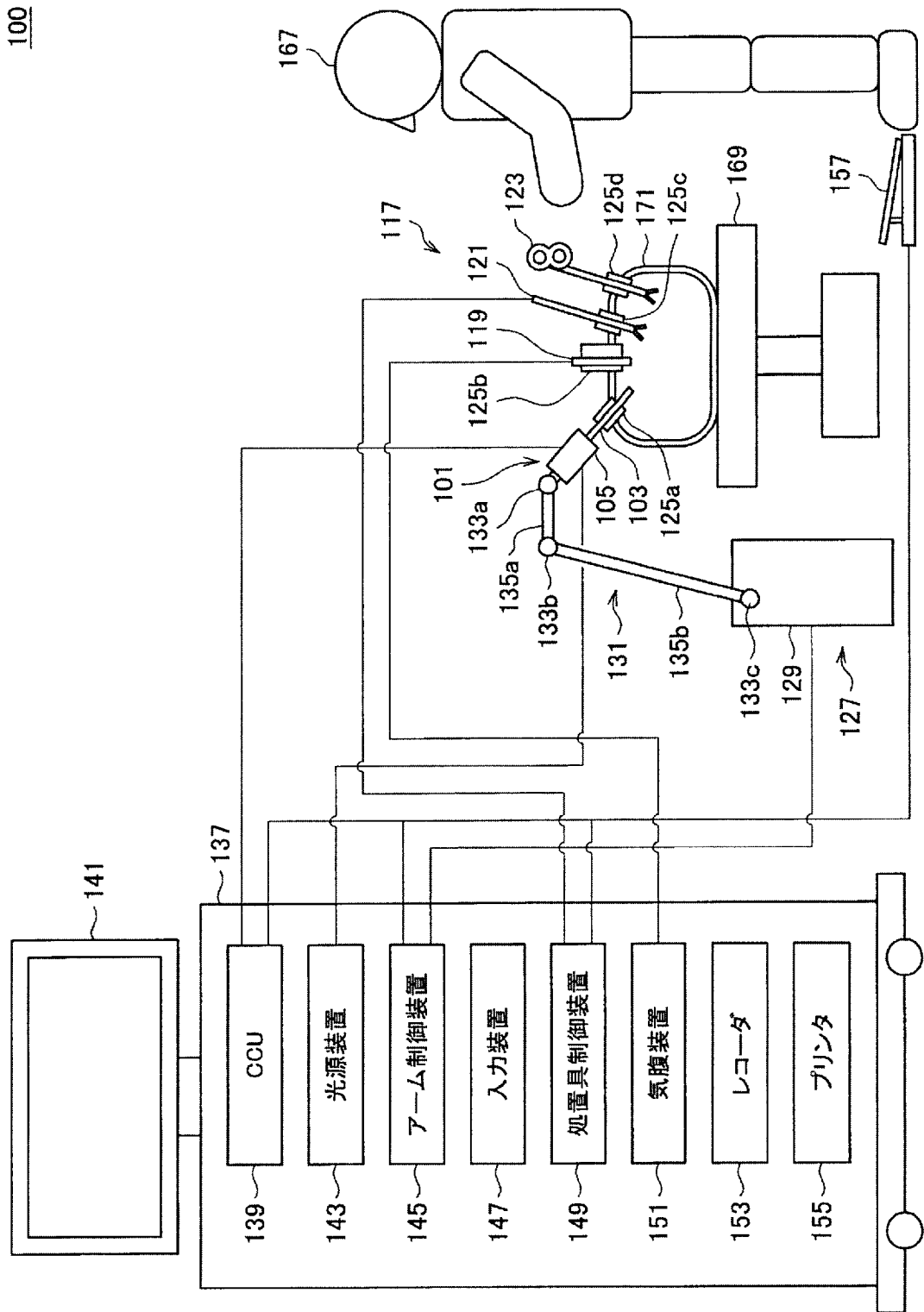
コンピュータが、

患部からの光から分離された、偏光方向が互いに異なる複数の偏光の検出結果それぞれに基づき、個別にスペックルコントラストを算出することと、

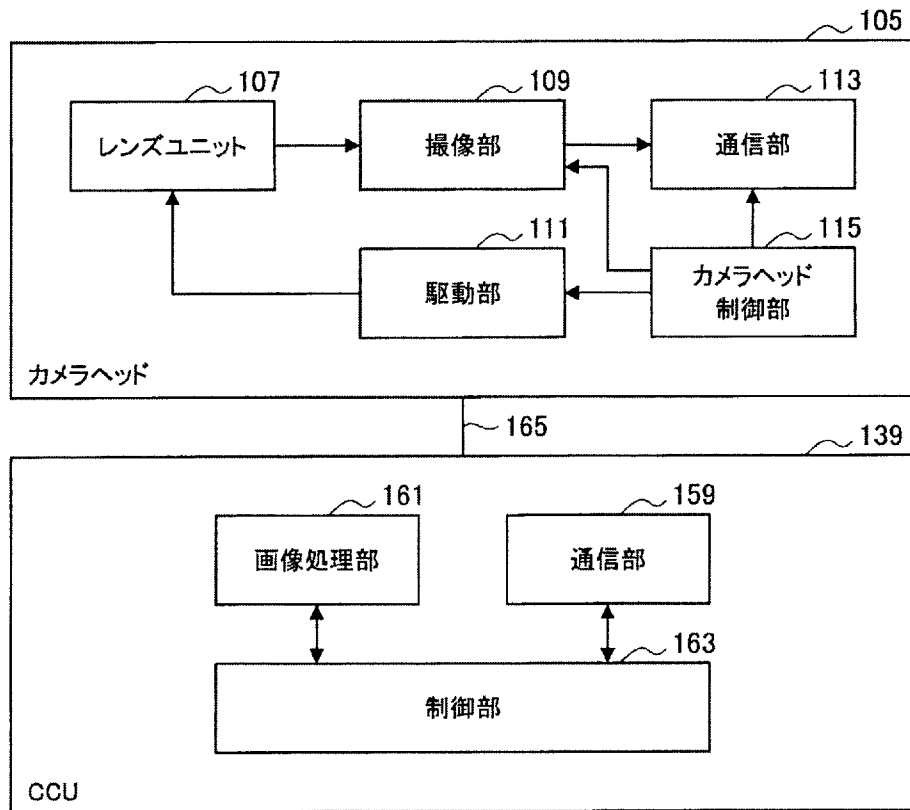
複数の偏光それぞれに対応する前記スペックルコントラストの算出結果のうち少なくともいずれかに基づき、前記患部の観察に関する処理を実行することと、

を含む、医療用観察装置の駆動方法。

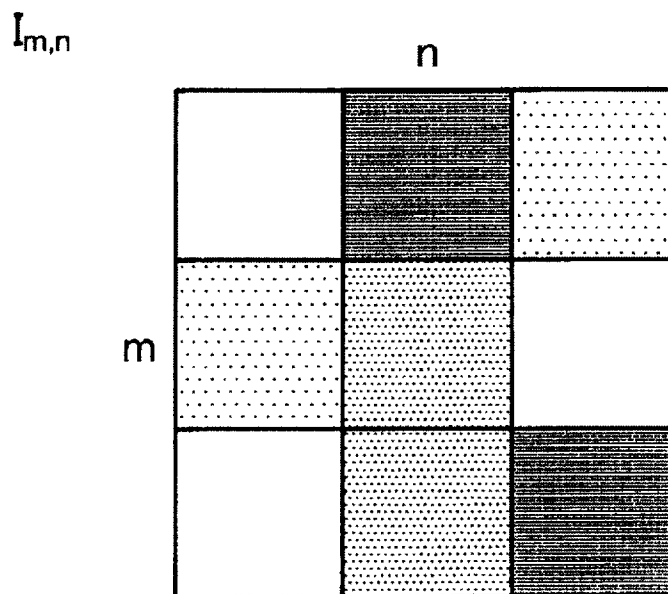
[図1]



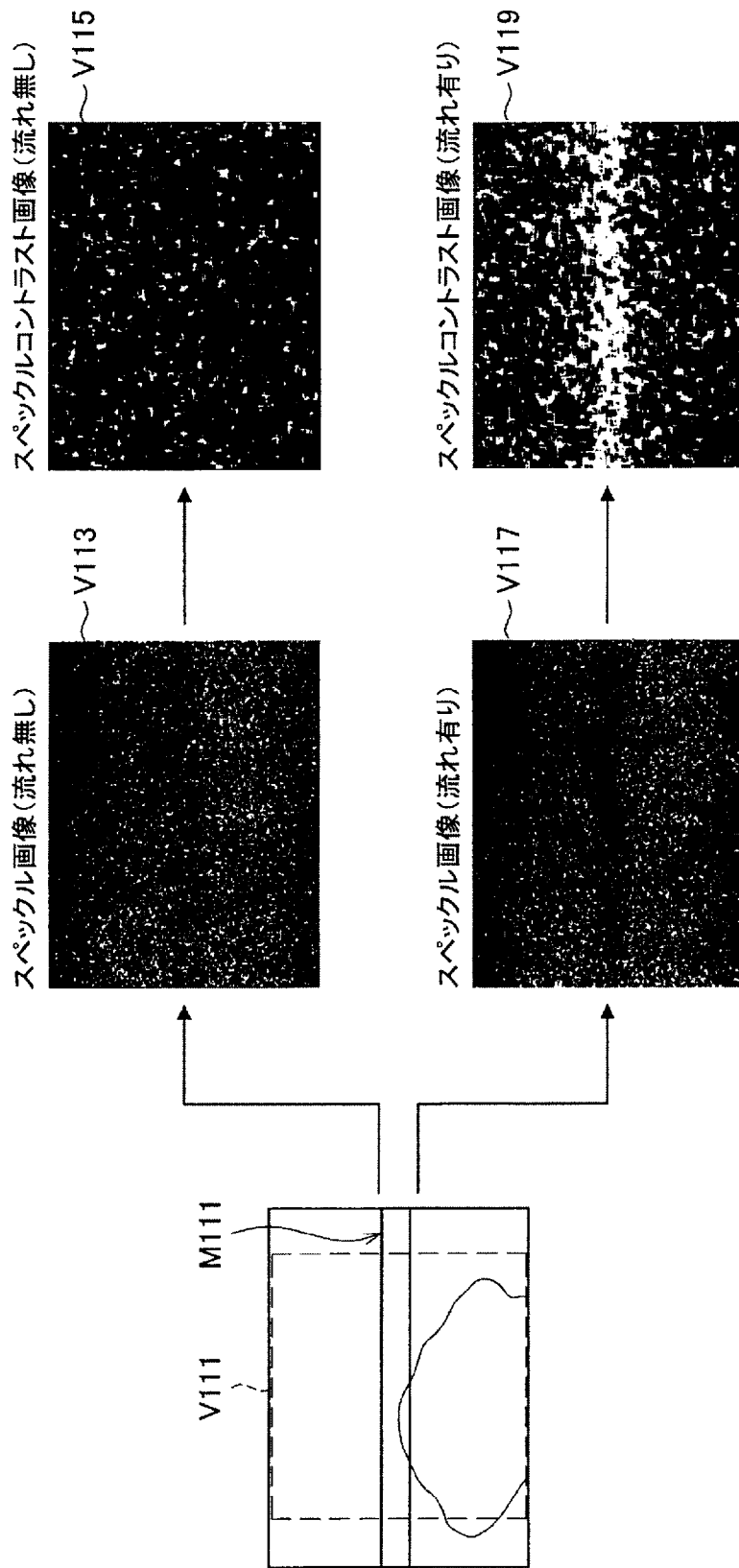
[図2]



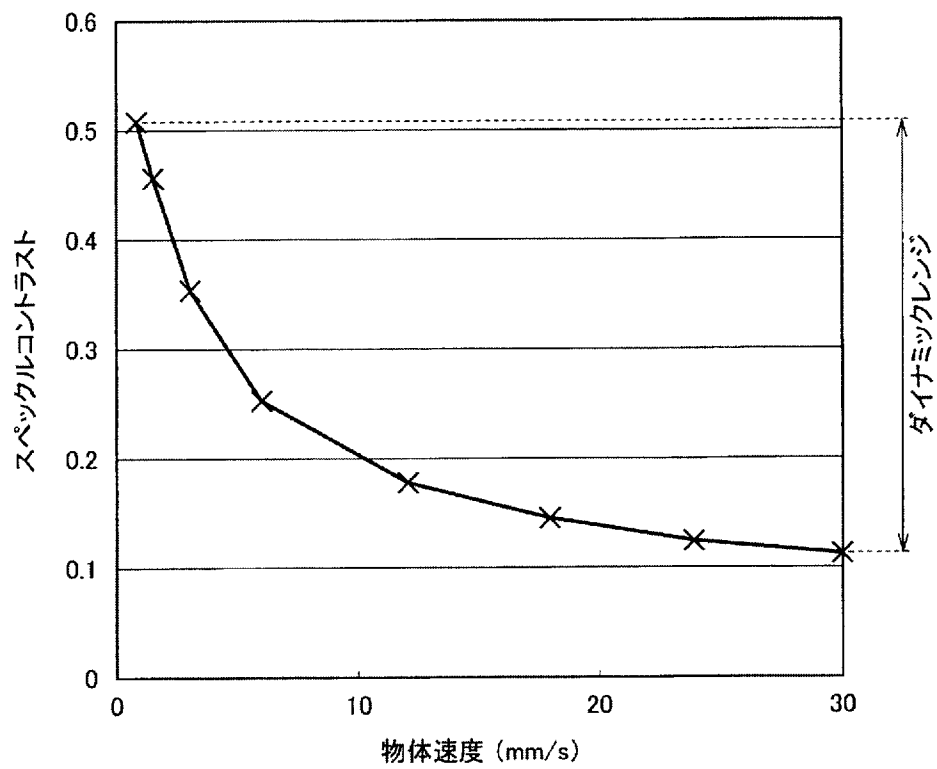
[図3]



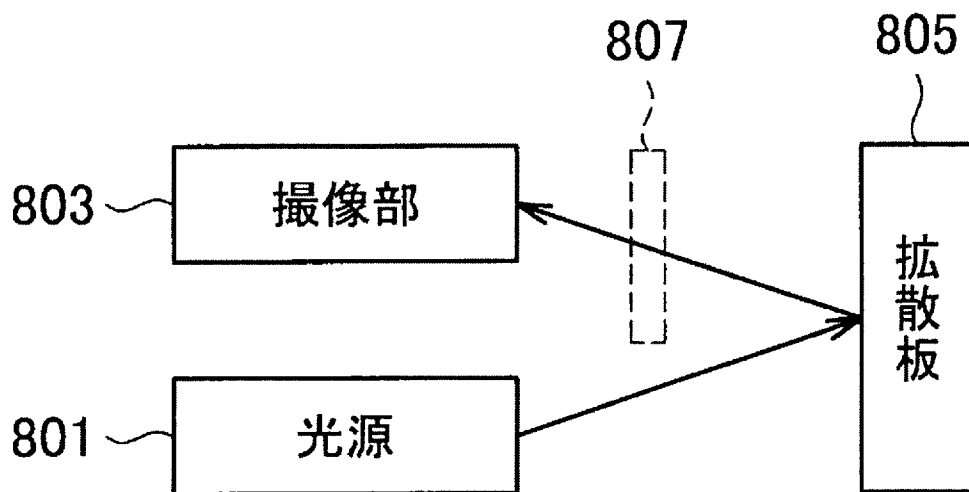
[図4]



[図5]

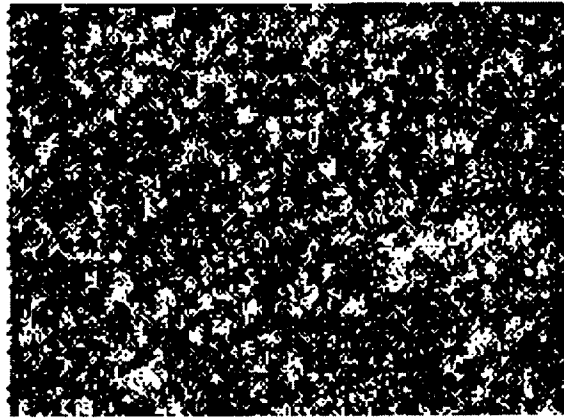


[図6]



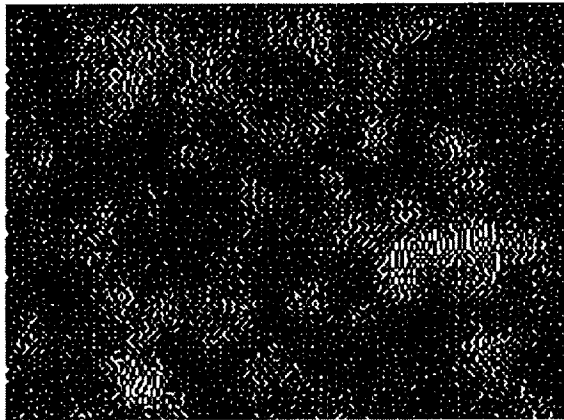
[図7]

スペックルコントラスト:高い



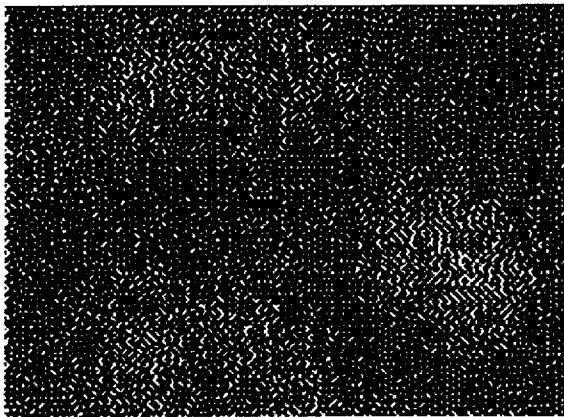
V101

スペックルコントラスト:中間



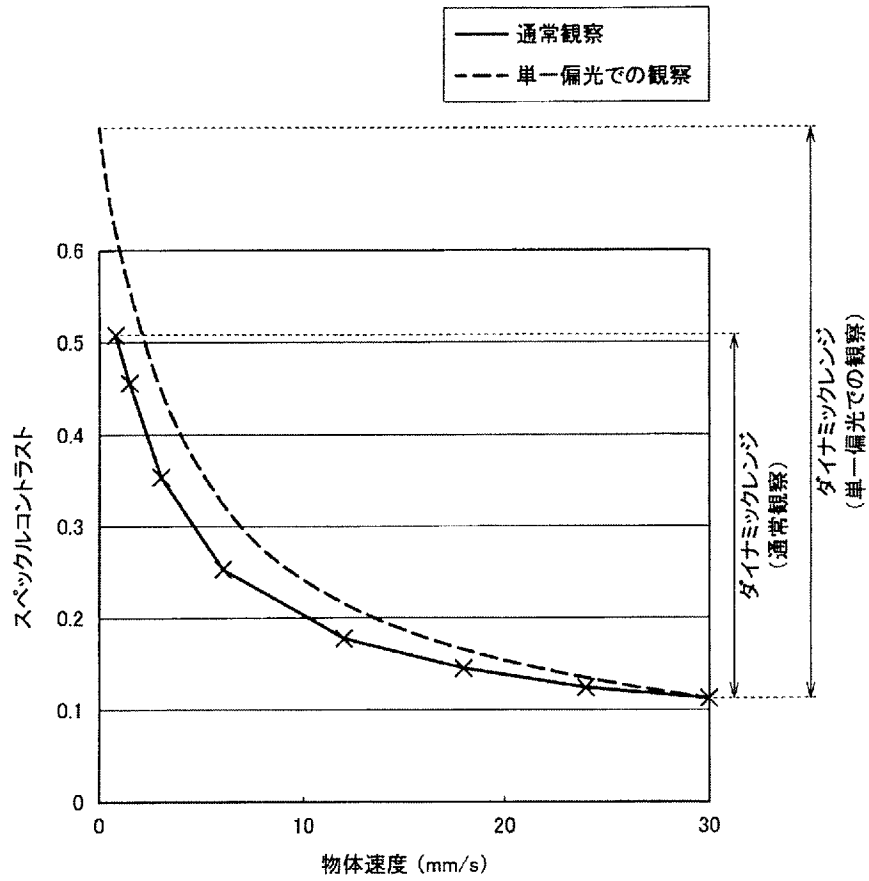
V103

スペックルコントラスト:低い

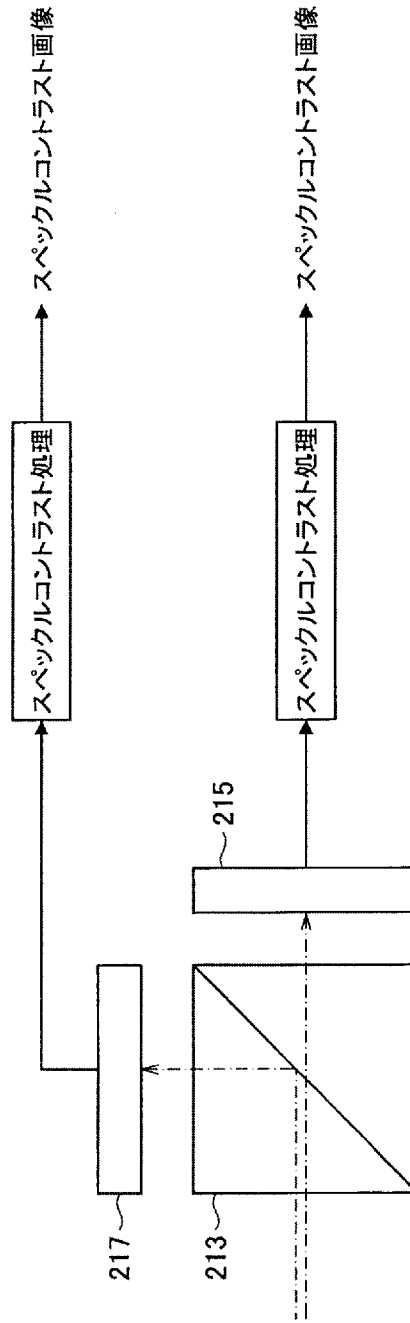


V105

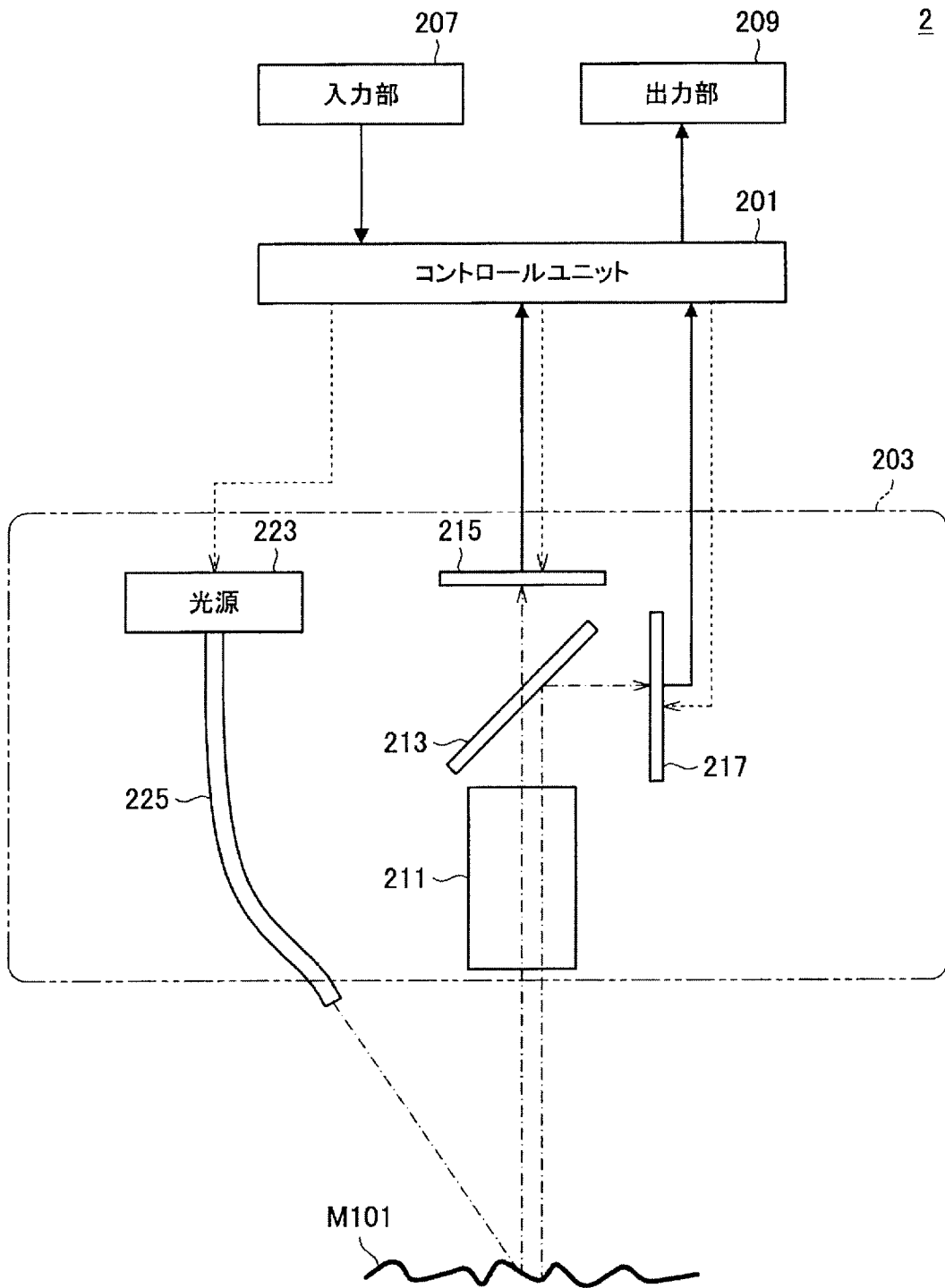
[図8]



[図9]

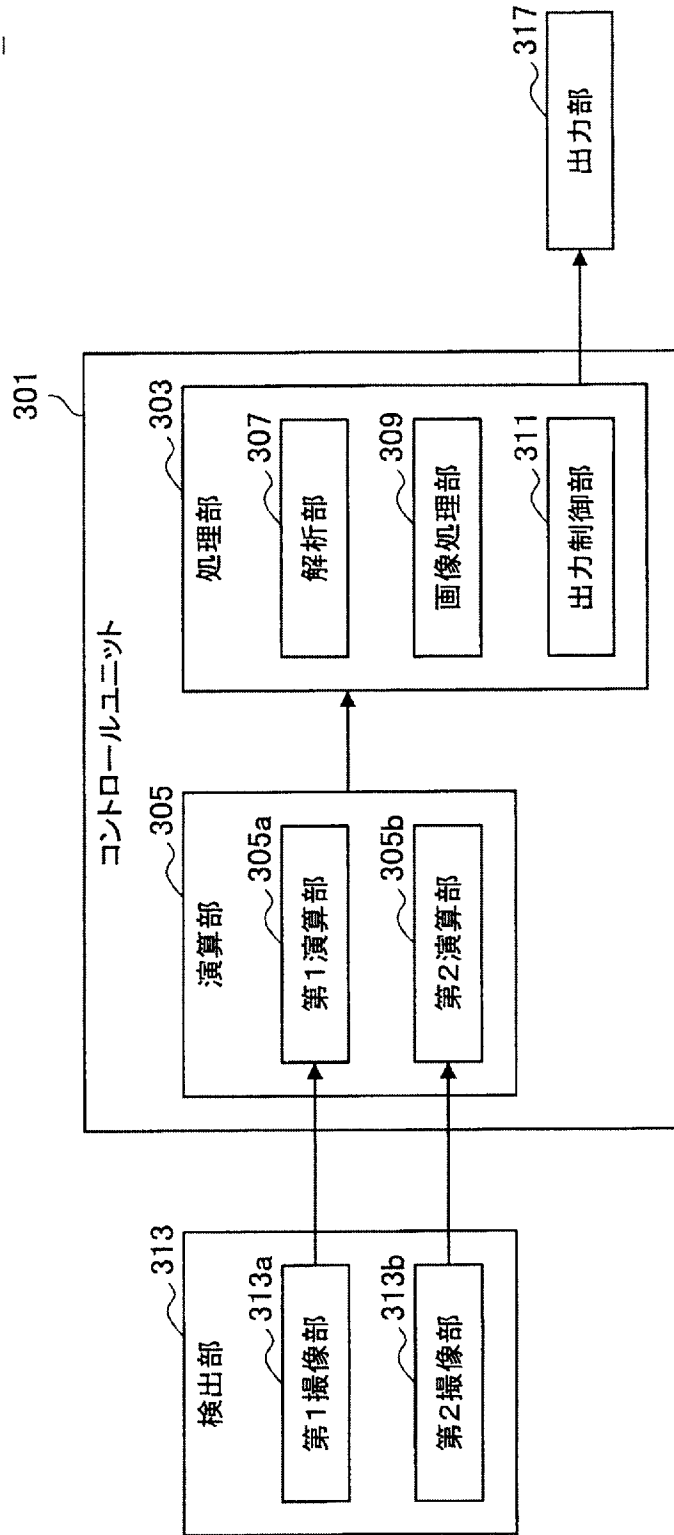


[図10]

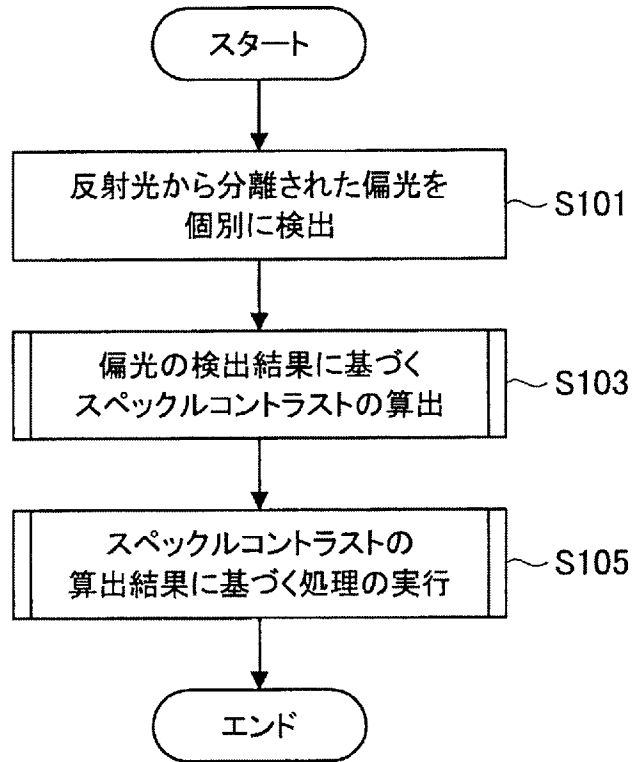


[図11]

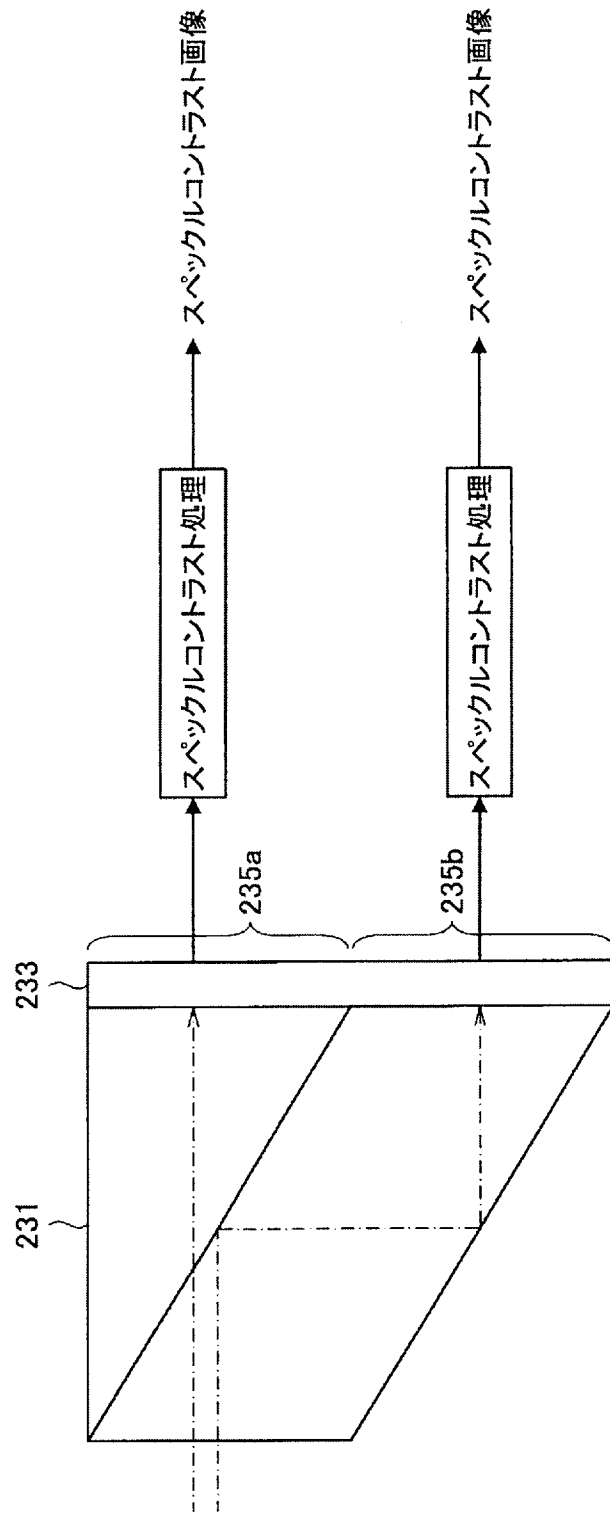
3



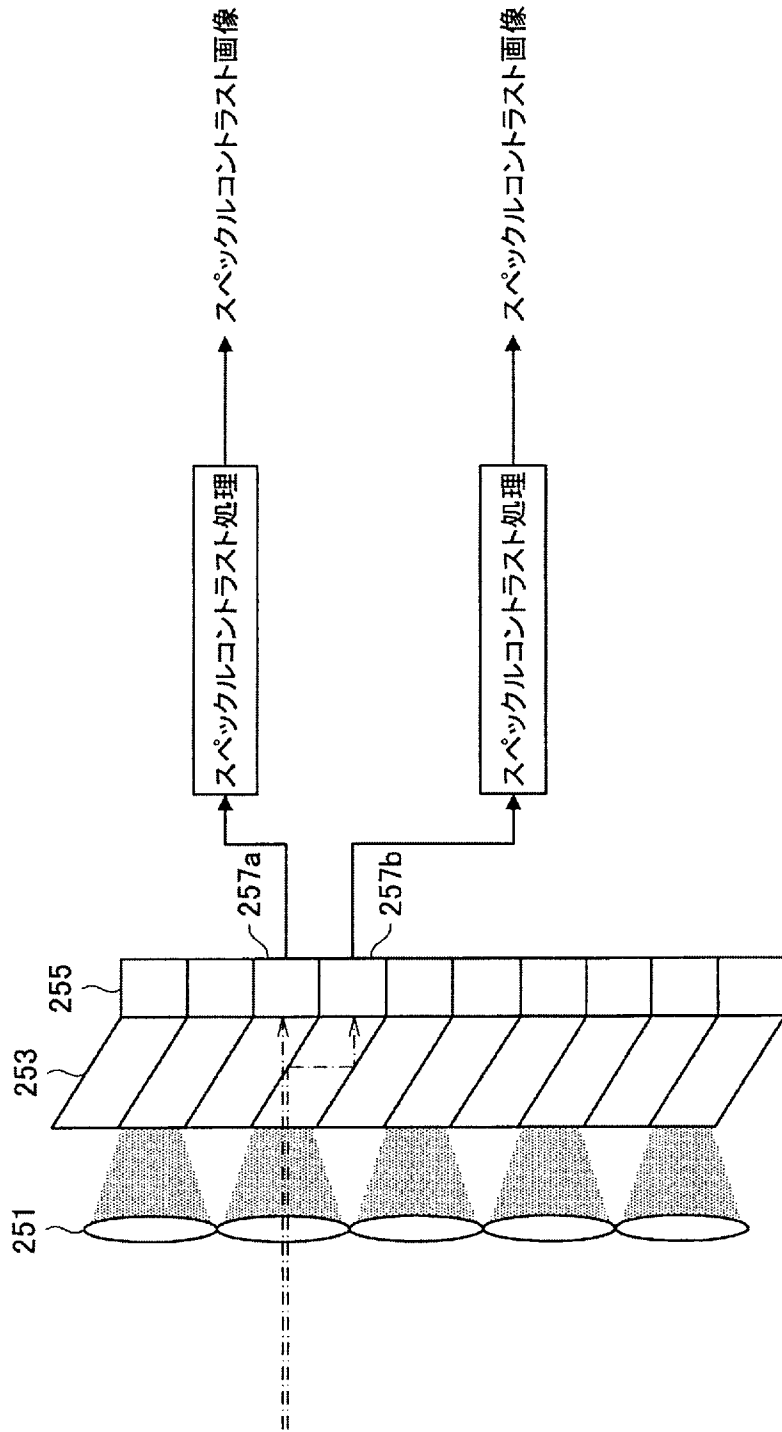
[図12]



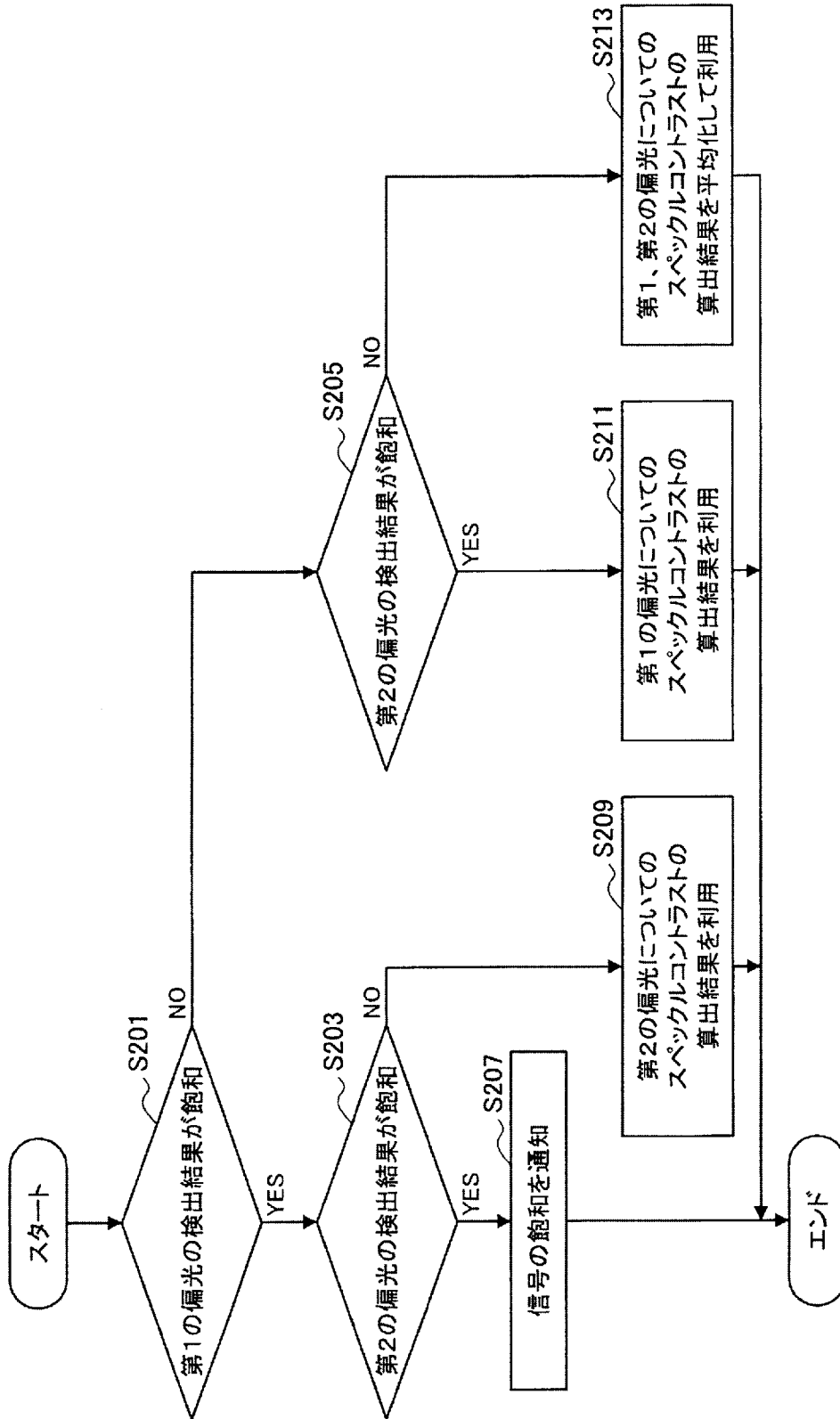
[図13]



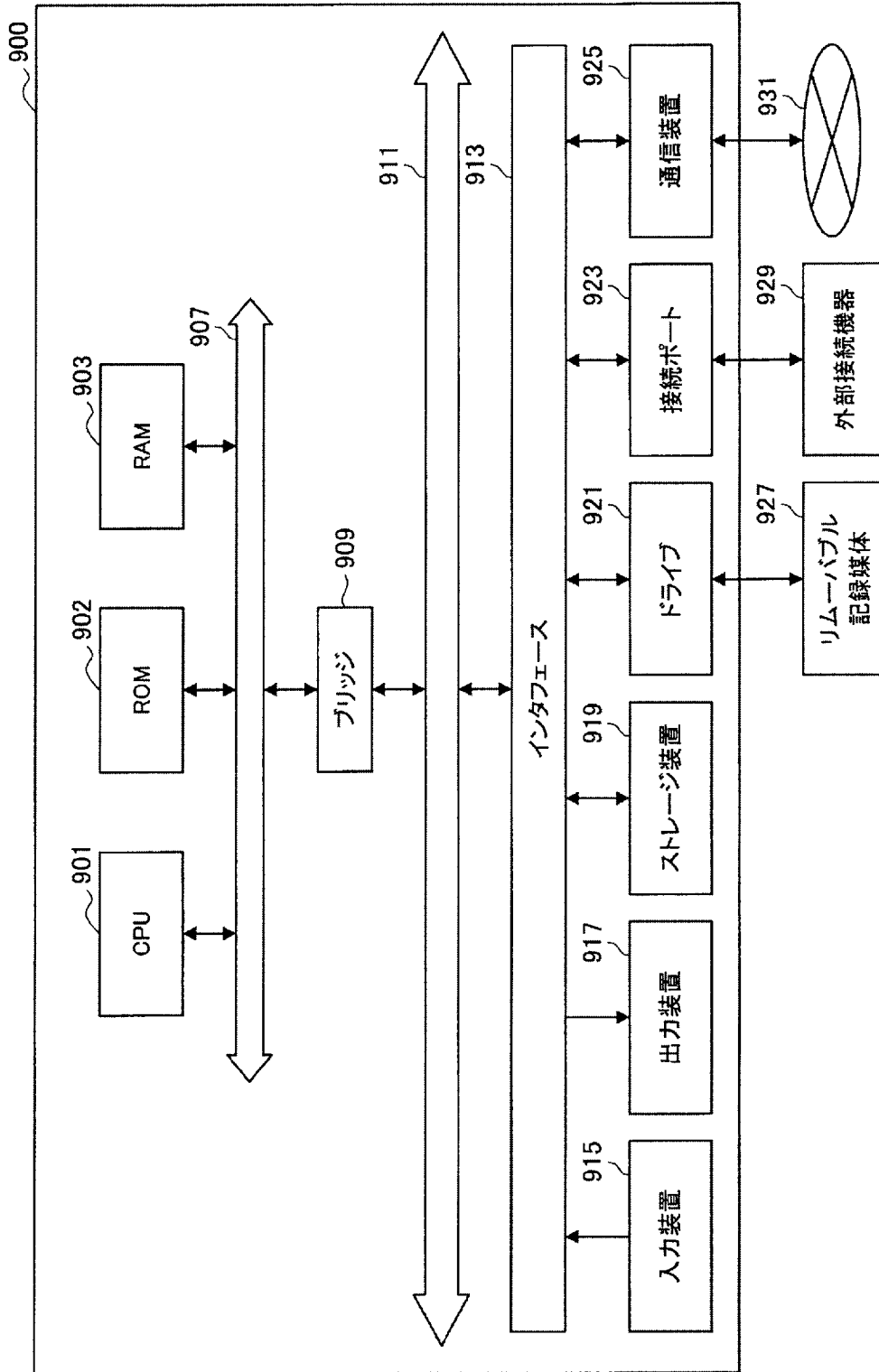
[図14]



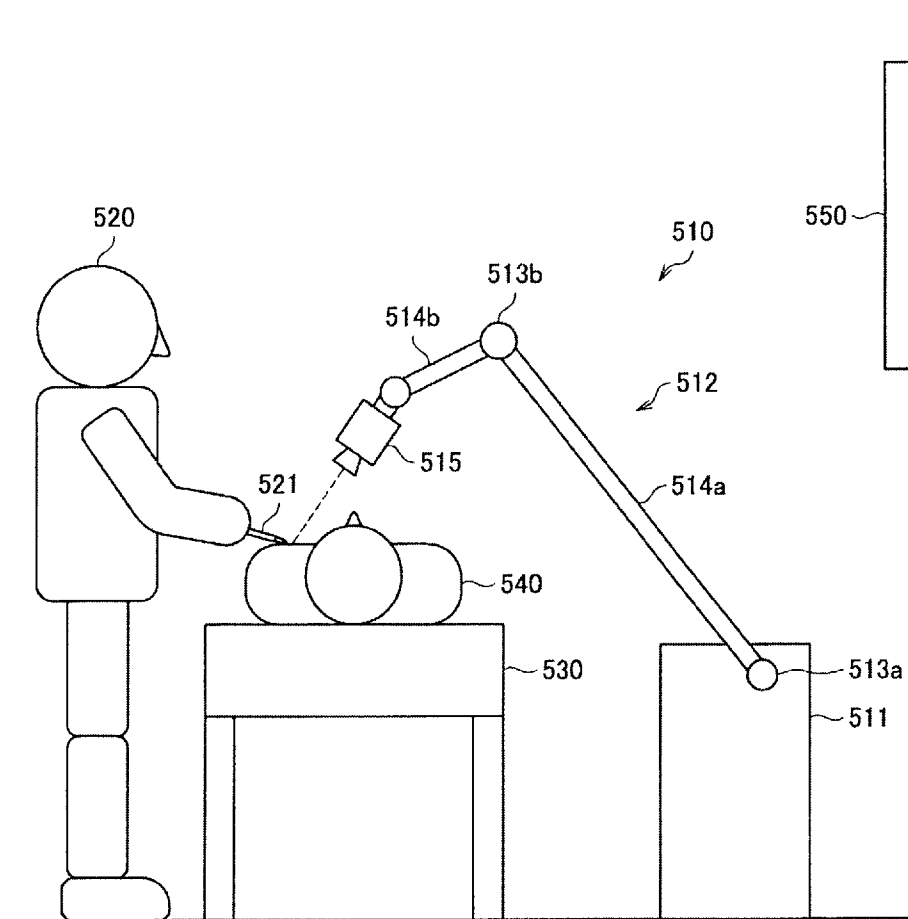
[図15]



[図16]



[図17]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/024775

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B1/00 (2006.01) i, A61B1/045 (2006.01) i, A61B5/026 (2006.01) i,
G01N21/17 (2006.01) i, G02B23/24 (2006.01) i, G02B23/26 (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. A61B1/00, A61B1/045, A61B5/026, G01N21/17, G02B23/24, G02B23/26

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	1971-2019
Registered utility model specifications of Japan	1996-2019
Published registered utility model applications of Japan	1994-2019

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

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII), PubMed

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	US 9970955 B1 (VERILY LIFE SCIENCES LLC) 15 May 2018, claims 1-3, column 6, lines 49-62, column 18, line 50 to column 19, line 9, column 19, line 48 to column 20, line 22, column 27, lines 27-51, column 32, line 49 to column 35, line 33, fig. 8 (Family: none)	1-7, 9-15 8
Y	JP 2010-532699 A (INDUSTRIAL RESEARCH LIMITED) 14 October 2010, abstract, paragraph [0072] & US 2011/0013002 A1, abstract, paragraph [0100] & WO 2009/008745 A2 & CN 101784227 A	8

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
29 August 2019 (29.08.2019)

Date of mailing of the international search report
17 September 2019 (17.09.2019)

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/JP2019/024775

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2018/030665 A1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 15 February 2018 & US 2019/0167118 A1, abstract, paragraphs [0047], [0169], [0187]-[0201], [0256]-[0258] & EP 3498160 A1 & KR 10-2018-0018318 A	1-15
A	US 2017/0248518 A1 (THE GENERAL HOSPITAL CORPORATION) 31 August 2017, abstract & WO 2017/139774 A1	1-15
A	JP 2018-514335 A (NOVADAQ TECHNOLOGIES INC.) 07 June 2018, abstract & US 2016/0328848 A1, abstract & WO 2016/176781 A1 & CN 107735015 A	1-15
A	JP 2000-508430 A (OTM TECHNOLOGIES, LTD.) 04 July 2000, abstract, page 78, line 28 to page 81, line 4, page 83, lines 1-17, fig. 3C & US 2003/0142288 A1, abstract, paragraphs [0489]-[0501], [0506]-[0508] & WO 1999/046603 A1 & EP 942285 A1 & CN 1256755 A	1-15
A	WO 2013/188520 A2 (YALE UNIVERSITY) 19 December 2013, page 28, line 34 to page 30, line 2 (Family: none)	1-15

<p>A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))</p> <p>Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/045(2006.01)i, A61B5/026(2006.01)i, G01N21/17(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i</p>															
<p>B. 調査を行った分野</p> <p>調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))</p> <p>Int.Cl. A61B1/00, A61B1/045, A61B5/026, G01N21/17, G02B23/24, G02B23/26</p>															
<p>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</p> <table style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width:30%;">日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2019年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2019年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2019年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2019年	日本国実用新案登録公報	1996-2019年	日本国登録実用新案公報	1994-2019年				
日本国実用新案公報	1922-1996年														
日本国公開実用新案公報	1971-2019年														
日本国実用新案登録公報	1996-2019年														
日本国登録実用新案公報	1994-2019年														
<p>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)</p> <p>JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII), PubMed</p>															
<p>C. 関連すると認められる文献</p> <table border="1" style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="width:10%;">引用文献の カテゴリー*</th> <th style="width:70%;">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</th> <th style="width:20%;">関連する 請求項の番号</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X Y</td> <td>US 9970955 B1 (VERILY LIFE SCIENCES LLC) 2018.05.15, 請求項 1-3, 第 6 欄第 49-62 行, 第 18 欄第 50 行-第 19 欄第 9 行, 第 19 欄第 48 行-第 20 欄第 22 行, 第 27 欄第 27 -51 行, 第 32 欄第 49 行-第 35 欄第 33 行, 図 8 (ファミリーなし)</td> <td>1-7, 9-15 8</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 2010-532699 A (インダストリアル リサーチ リミテッド) 2010.10.14, 要約, 段落[0072] & US 2011/0013002 A1, 要約, 段落[0100] & WO 2009/008745 A2 & CN 101784227 A</td> <td>8</td> </tr> </tbody> </table>				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	X Y	US 9970955 B1 (VERILY LIFE SCIENCES LLC) 2018.05.15, 請求項 1-3, 第 6 欄第 49-62 行, 第 18 欄第 50 行-第 19 欄第 9 行, 第 19 欄第 48 行-第 20 欄第 22 行, 第 27 欄第 27 -51 行, 第 32 欄第 49 行-第 35 欄第 33 行, 図 8 (ファミリーなし)	1-7, 9-15 8	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, 要約, 段落[0072] & US 2011/0013002 A1, 要約, 段落[0100] & WO 2009/008745 A2 & CN 101784227 A	8			
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													
X Y	US 9970955 B1 (VERILY LIFE SCIENCES LLC) 2018.05.15, 請求項 1-3, 第 6 欄第 49-62 行, 第 18 欄第 50 行-第 19 欄第 9 行, 第 19 欄第 48 行-第 20 欄第 22 行, 第 27 欄第 27 -51 行, 第 32 欄第 49 行-第 35 欄第 33 行, 図 8 (ファミリーなし)	1-7, 9-15 8													
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, 要約, 段落[0072] & US 2011/0013002 A1, 要約, 段落[0100] & WO 2009/008745 A2 & CN 101784227 A	8													
<p><input checked="" type="checkbox"/> C 欄の続きにも文献が列挙されている。</p>		<p><input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。</p>													
<p>* 引用文献のカテゴリー</p> <p>「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</p> <p>「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</p> <p>「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)</p> <p>「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</p> <p>「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</p>		<p>の日の後に公表された文献</p> <p>「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</p> <p>「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</p> <p>「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</p> <p>「&」 同一パテントファミリー文献</p>													
<p>国際調査を完了した日</p> <p style="text-align: center;">29.08.2019</p>		<p>国際調査報告の発送日</p> <p style="text-align: center;">17.09.2019</p>													
<p>国際調査機関の名称及びあて先</p> <p style="text-align: center;">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</p>		<table border="1" style="width:100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td colspan="2">特許庁審査官 (権限のある職員)</td> <td style="width:10%; text-align: center;">2Q</td> <td style="width:10%; text-align: center;">8358</td> </tr> <tr> <td colspan="2" style="text-align: center;">▲高▼原 悠佑</td> <td colspan="2"></td> </tr> <tr> <td colspan="2">電話番号 03-3581-1101</td> <td colspan="2">内線 3292</td> </tr> </table>		特許庁審査官 (権限のある職員)		2Q	8358	▲高▼原 悠佑				電話番号 03-3581-1101		内線 3292	
特許庁審査官 (権限のある職員)		2Q	8358												
▲高▼原 悠佑															
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
A	WO 2018/030665 A1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 2018.02.15, & US 2019/0167118 A1, 要約, 段落[0047],[0169],[0187]-[0201], [0256]-[0258] & EP 3498160 A1 & KR 10-2018-0018318 A	1-15
A	US 2017/0248518 A1 (THE GENERAL HOSPITAL CORPORATION) 2017.08.31, 要約 & WO 2017/139774 A1	1-15
A	JP 2018-514335 A (ノバダック テクノロジーズ インコーポレイ テッド) 2018.06.07, 要約 & US 2016/0328848 A1, 要約 & WO 2016/176781 A1 & CN 107735015 A	1-15
A	JP 2000-508430 A (オーティーエム テクノロジーズ リミテッド) 2000.07.04, 要約, 第78頁第28行-第81頁第4行, 第83頁第1-17行, 図3C & US 2003/0142288 A1, 要約, 段落[0489]-[0501],[0506]-[0508] & WO 1999/046603 A1 & EP 942285 A1 & CN 1256755 A	1-15
A	WO 2013/188520 A2 (YALE UNIVERSITY) 2013.12.19, 第28頁第34行-第30頁第2行 (ファミリーなし)	1-15