

(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10月1日(01.10.2020)



(10) 国際公開番号

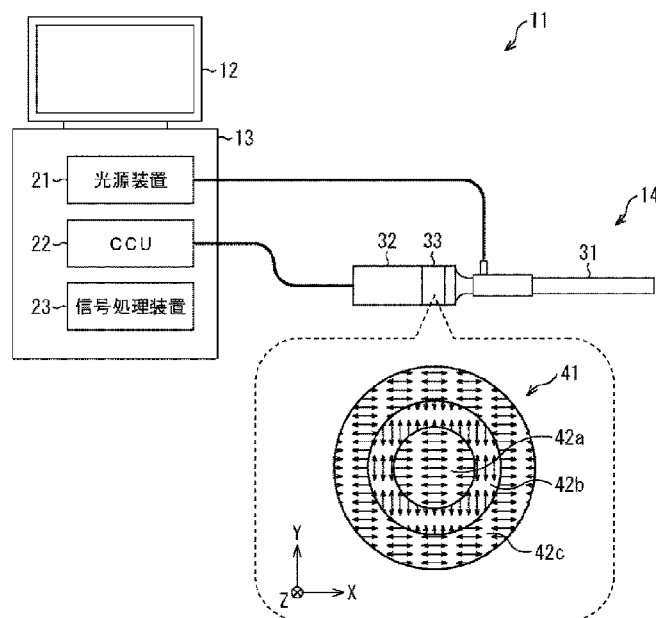
WO 2020/196387 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) A61B 1/045 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2020/012675
- (22) 国際出願日: 2020年3月23日(23.03.2020)
- (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 2019-063268 2019年3月28日(28.03.2019) 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: 鹿島 浩司(KASHIMA Koji); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニーイメージングプロダクツ&ソリューションズ株式会社内 Tokyo (JP). 宮井 岳志(MIYAI Takeshi); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニーイメージングプロダクツ&ソリューションズ株式会社内 Tokyo (JP). 榎 潤一郎(ENOKI Junichiro); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニーイメージングプロダクツ&ソリューションズ株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 西川 孝, 外 (NISHIKAWA Takashi et al.); 〒1700013 東京都豊島区東池袋3丁目9番10号 池袋F Nビル4階 Tokyo (JP).

(54) Title: SIGNAL PROCESSING DEVICE, SIGNAL PROCESSING METHOD, PROGRAM AND MEDICAL IMAGE PROCESSING SYSTEM

(54) 発明の名称: 信号処理装置、信号処理方法、プログラム、および医療用画像処理システム

FIG. 1



21 Light source device
22 CCU
23 Signal processing device

(57) Abstract: The present disclosure pertains to a signal processing device, a signal processing method, a program, and a medical image processing system with which it is possible to perform special light observation with less noise. An EDOF signal processing unit subjects a special light image obtained by imaging an observation target being irradiated with special light to EDOF signal processing as reconstruction processing. A setting unit sets the degree of reconstruction in the EDOF signal processing by the EDOF signal processing unit. Reconstruction degree parameters for the EDOF signal processing

(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, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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 the special light image are set in a manner such that the reconstruction degree for the EDOF signal processing of the special light image is less than the reconstruction degree for the EDOF signal processing as reconstruction processing of a normal light image obtained by imaging an observation target being irradiated with normal light. This technology is applicable, for example, to a medical image processing system for performing special light observation.

(57) 要約: 本開示は、より低ノイズで特殊光観察を行うことができるようにする信号処理装置、信号処理方法、プログラム、および医療用画像処理システムに関する。EDOF信号処理部は、特殊光が照射された観察対象を撮像して取得された特殊光画像に対して、復元処理としてのEDOF信号処理を施し、設定部は、EDOF信号処理の復元度合いをEDOF信号処理部に対して設定する。そして通常光が照射された観察対象を撮像して取得された通常光画像に対する復元処理としてのEDOF信号処理における復元度合いよりも、特殊光画像に対するEDOF信号処理における復元度合いを弱めるように、特殊光画像に対するEDOF信号処理における復元度合い用のパラメータが設定される。本技術は、例えば、特殊光観察を行う医療用画像処理システムに適用できる。

明 細 書

発明の名称：

信号処理装置、信号処理方法、プログラム、および医療用画像処理システム

技術分野

[0001] 本開示は、信号処理装置、信号処理方法、プログラム、および医療用画像処理システムに関し、特に、より低ノイズで特殊光観察を行うことができるようにした信号処理装置、信号処理方法、プログラム、および医療用画像処理システムに関する。

背景技術

[0002] 従来、内視鏡や顕微鏡などのような医療用観察装置では、一般的に、被写界深度が浅い画像が取得される。これに対し、術野は奥行きがあることが多いため、被写界深度の深い医療用観察装置が求められている。

[0003] そこで、被写界深度を深くするために、被写界深度を拡大させるEDOF (Extended Depth of Field) 光学系を備えた内視鏡や顕微鏡などが提案されている。

[0004] 例えば、特許文献1に開示されている画像処理装置は、複屈折マスクによるEDOF光学系と、条件に応じたボケ量を調整する関数を用いる制御部とを備え、被写体像の観察に係る状態や状況などに応じて、より好適な態様で被写体像の観察を行うことができる。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2017-158764号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、従来、EDOF光学系を用いて、通常光とは波長域が異なる特

殊光を用いた特殊光観察を行う際に、EDOF信号処理を施すことによってノイズが増大することが懸念されている。このため、EDOF信号処理を施した画像であっても、より低ノイズで特殊光観察を行えるようにすることが求められている。

[0007] 本開示は、このような状況に鑑みてなされたものであり、より低ノイズで特殊光観察を行うことができるようにするものである。

課題を解決するための手段

[0008] 本開示の一側面の信号処理装置は、特殊光が照射された観察対象を撮像して取得された特殊光画像に対して、復元処理としてEDOF (Extended Depth of Field) 信号処理を施すEDOF信号処理部と、前記EDOF信号処理の復元度合いを前記EDOF信号処理部に対して設定する設定部とを備え、前記設定部は、通常光が照射された前記観察対象を撮像して取得された通常光画像に対する復元処理としてのEDOF信号処理における復元度合いよりも、前記特殊光画像に対する前記EDOF信号処理における前記復元度合いを弱めるように、前記特殊光画像に対する前記EDOF信号処理における前記復元度合い用のパラメータを設定する。

[0009] 本開示の一側面の信号処理方法またはプログラムは、特殊光が照射された観察対象を撮像して取得された特殊光画像に対して、復元処理としてEDOF (Extended Depth of Field) 信号処理を施すことと、前記EDOF信号処理の復元度合いを設定することとを含み、通常光が照射された前記観察対象を撮像して取得された通常光画像に対する復元処理としてのEDOF信号処理における復元度合いよりも、前記特殊光画像に対する前記EDOF信号処理における前記復元度合いを弱めるように、前記特殊光画像に対する前記EDOF信号処理における前記復元度合い用のパラメータを設定する。

[0010] 本開示の一側面の医療用画像処理システムは、観察対象に対して特殊光または通常光を照射する光源と、前記特殊光または前記通常光が照射された前記観察対象を撮像する撮像部と、前記撮像部に入射する光の光軸上に配置されるEDOF (Extended Depth of Field) 光学系と、前記撮像部により撮像され

た画像に対する信号処理を施す信号処理部とを備え、前記信号処理部は、前記特殊光が照射された前記観察対象を撮像して取得された特殊光画像に対して、復元処理としてEDOF信号処理を施すEDOF信号処理部と、前記EDOF信号処理の復元度合いを前記EDOF信号処理部に対して設定する設定部とを有し、前記設定部は、前記通常光が照射された前記観察対象を撮像して取得された通常光画像に対する復元処理としてのEDOF信号処理における復元度合いよりも、前記特殊光画像に対する前記EDOF信号処理における前記復元度合いを弱めるように、前記特殊光画像に対する前記EDOF信号処理における前記復元度合い用のパラメータを設定する。

[0011] 本開示の一側面においては、通常光が照射された観察対象を撮像して取得された通常光画像に対する復元処理としてのEDOF信号処理における復元度合いよりも、特殊光画像に対するEDOF信号処理における復元度合いを弱めるように、特殊光画像に対するEDOF信号処理における復元度合い用のパラメータが設定される。

図面の簡単な説明

[0012] [図1]本技術を適用した医療用画像処理システムの一実施の形態の構成例を示すブロック図である。

[図2]複屈折マスクの特性について説明する図である。

[図3]複屈折マスクの挿入に伴う一連の光学系の変調伝達関数の変化の一例を示す図である。

[図4]EDOF信号処理を弱めることの定義について説明する図である。

[図5]EDOF信号処理による効果の度合いとノイズとの関係を示す図である。

[図6]黒画像領域について説明する図である。

[図7]信号処理部の構成例を示すブロック図である。

[図8]信号処理を説明するフローチャートである。

[図9]時分割撮像について説明する図である。

[図10]EDOF信号処理による復元度合いを設定する設定画面の一例を示す図である。

[図11]本技術を適用したコンピュータの一実施の形態の構成例を示すブロック図である。

発明を実施するための形態

[0013] 以下、本技術を適用した具体的な実施の形態について、図面を参照しながら詳細に説明する。

[0014] <医療用画像処理システムの構成例>

図1は、本技術を適用した医療用画像処理システムの一実施の形態の構成例を示すブロック図である。

[0015] 図1に示すように、医療用画像処理システム11は、表示装置12が載置されるカート13に、内視鏡下手術のための様々な装置が搭載されて構成され、例えば、内視鏡下手術に使用される内視鏡14により取得される画像に対する画像処理を施すことができる。

[0016] 表示装置12は、内視鏡14により取得される画像や、その画像に対して画像処理が施された画像などを表示する。例えば、表示装置12には、後述する図10に示すようなユーザインタフェースを備えた設定画面を表示することができる。

[0017] カート13には、図1に示す例では、光源装置21、CCU（CCU：Camera Control Unit）22、および信号処理装置23が搭載されている。

[0018] 光源装置21は、例えば、LED、キセノンランプ、ハロゲンランプ、レーザー光源、または、これらの組み合わせに相当する光源を備えて構成され、観察対象へ向けて照射されるべき照射光を、ライトガイドを通じて内視鏡14へ供給する。例えば、光源装置21は、図9を参照して後述するように、所定のタイミングで通常光と特殊光とを切り替えて照射することができる。

[0019] CCU22は、カメラヘッド32に内蔵される撮像素子による撮像を制御し、その撮像素子が観察対象を撮像することにより得られる画像が供給される。例えば、CCU22は、図9を参照して後述するように、所定のタイミングで撮像素子による撮像を行わせることができる。

[0020] 信号処理装置23は、内視鏡14により取得される画像に基づいた信号処

理を行うとともに、その画像に対する画像処理を施す。なお、信号処理装置 23 の詳細な構成については、図 7 を参照して後述する。

[0021] 内視鏡 14 は、鏡筒 31 およびカメラヘッド 32 により構成され、鏡筒 31 およびカメラヘッド 32 の間に、光学素子挿入部 33 を設けることができる。なお、例えば、光学素子挿入部 33 を鏡筒 31 およびカメラヘッド 32 の両方に対して着脱可能にする構造の他、光学素子挿入部 33 を鏡筒 31 の一部とする構造や、光学素子挿入部 33 をカメラヘッド 32 の一部とする構造などを採用してもよい。

[0022] 鏡筒 31 は、硬性または軟性の材料を用いて筒状に形成されるスコープであり、その先端から所定の長さまでの一部分が患者の体腔内に挿入される。例えば、鏡筒 31 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。また、鏡筒 31 の側面には、光源装置 21 において生成された光を鏡筒 31 の内部に導入する導入部が設けられており、その導入部と光源装置 21 とがライトガイドによって接続される。そして、鏡筒 31 の内部に導入された光は、鏡筒 31 の内部に延設されるライトガイドによって鏡筒 31 の先端まで導光され、対物レンズを介して患者の体腔内の観察対象に向かって照射される。

[0023] カメラヘッド 32 は、画像を撮像する撮像素子、その撮像素子に光を集光するための光学系や、光量を調整する絞りなどを内蔵しており、CCU 22 の制御に従って画像を撮像し、その画像を CCU 22 に供給する。

[0024] 光学素子挿入部 33 は、鏡筒 31 とカメラヘッド 32 との間に、複屈折マスク（BM : Birefringent Mask）41 などのような光学素子を挿入可能にするために設けられる。なお、その他、光学素子挿入部 33 により挿入可能な光学素子としては、3次元位相マスク（Cubic Phase Mask）などが挙げられる。

[0025] 例えば、医療用画像処理システム 11 においては、光学素子挿入部 33 を利用して各種の光学素子を鏡筒 31 とカメラヘッド 32 との間に介在させることで、カメラヘッド 32 内の撮像素子に対して被写体像を結像する一連の

光学系の光学的な特性を変化させ、撮像される画像のボケ量を調整する（例えば、被写界深度を制御する）ことができる。

[0026] ここで、内視鏡 14 の鏡筒 31 およびカメラヘッド 32 の間に設けられる光学素子挿入部 33 に挿入される光学素子の構成について説明する。

[0027] 近年では、カメラ等の撮像装置に用いられる撮像素子（所謂イメージセンサ）の解像度はより高くなる傾向にあり、「HD（1280×720）」に限らず、「4K UHD（3840×2160）」や「8K UHD（7680×4320）」のものも提案されている。そのため、本実施形態に係る内視鏡 14 のような医療用の観察装置（撮像装置）においても、撮像される画像の高解像度化が望まれている。一方で、高解像度化に伴い撮像素子の画素サイズもより小さくなる傾向にあり、相対的に各画素により集光される光の光量がより少なくなる傾向にある。このような状況下では、例えば、絞りをより開く（即ち、F 値をより小さくする）ことで光量不足を補う場合があるが、その一方で、絞りの開放に伴い被写界深度がより狭くなる場合がある。

[0028] 以上のような状況を鑑み、例えば、EDOF と称される、被写界深度を拡大させる技術が適用される場合がある。本実施形態に係る内視鏡 14 では、この EDOF 技術の中でも、複屈折マスクを利用した EDOF 技術を適用することで、撮像される画像の被写界深度をより拡大させることができる。具体的には、本実施形態に係る内視鏡 14 は、前述したように、鏡筒 31 とカメラヘッド 32 との間に設けられる光学素子挿入部 33 によって光学素子を挿入可能に構成されており、その光学素子として複屈折マスクが挿入されることで、撮像される画像の被写界深度が制御される。

[0029] 例えば、図 1 には、光学素子挿入部 33 によって挿入される複屈折マスク 41 の一例として、複屈折マスク 41 をカメラヘッド 32 の光軸方向から見た場合における構成が示されている。なお、図 1 に示す複屈折マスク 41 について、図面の破線内の横方向を x 方向、縦方向を y 方向、奥行き方向（即ち、カメラヘッド 32 の光軸方向）を z 方向とする。また、以降の説明では、特に定義が無い場合には、カメラヘッド 32 に内蔵される撮像素子の光軸

方向（換言すると、奥行き方向）を z 方向、その撮像素子により撮像される画像の横方向および縦方向（即ち、光軸に垂直な方向）を x 方向および y 方向とする。

[0030] 複屈折マスク41は、中心近傍から外側に向けて同心円状に、複数の偏光素子42が配置されており、図1に示す例では、3つの偏光素子42a乃至42cが配置されている。即ち、複屈折マスク41は、光軸に対して垂直な xy 平面上において、3つの偏光素子42a乃至42cが同心円状に配置されている。なお、図1において、複屈折マスク41に対して示された矢印は、それぞれの矢印が付された偏光素子42の偏光方向を模式的に示している。即ち、偏光素子42a乃至42cは、互いに隣接するものどうしの偏光方向が互いに異なる（略直交となる）ように設けられている。

[0031] 例えば、図1に示す例では、偏光素子42aの偏光方向は x 方向である。これに対して、偏光素子42aに隣接する偏光素子42bの偏光方向は y 方向であり、偏光素子42aの偏光方向（ x 方向）に対して90度回転した方向となっている。同様に、偏光素子42bに隣接する偏光素子42cの偏光方向は x 方向であり、偏光素子42bの偏光方向（ y 方向）に対して90度回転した方向となっている。

[0032] このような構成により、鏡筒31により集光された光は、光軸（ z 方向）に垂直な xy 平面上の位置に応じて、複屈折マスク41の偏光素子42a乃至42cのうちいずれかに入射し、偏光素子42a乃至42cにより偏光された光が、カメラヘッド32に入射することとなる。

[0033] ここで、図2を参照して、図1に示す複屈折マスク41の特性について説明する。

[0034] 図2は、本実施形態に係る複屈折マスク41の特性について説明するための説明図である。具体的には、図2のAは、鏡筒31とカメラヘッド32との間に複屈折マスク41が介在しない場合の一例であり、鏡筒31により集光されカメラヘッド32に導かれた光の光路を模式的に示している。また、図2のBは、鏡筒31とカメラヘッド32との間に複屈折マスク41を介在

させた場合の一例であり、鏡筒 3 1 により集光され複屈折マスク 4 1 を介してカメラヘッド 3 2 に導かれた光の光路を模式的に示している。

[0035] 図 2 の A に示すように、鏡筒 3 1 により集光されカメラヘッド 3 2 に導かれた光は、カメラヘッド 3 2 の結像光学系により、撮像素子の像面に結像するように光路が制御される。図 2 の A において、参照符号 v 1 1 で示す像は、参照符号 p 1 1 で示された位置において結像する被写体像を模式的に示している。また、参照符号 v 1 3 で示す像は、参照符号 p 1 3 で示された位置において結像する被写体像を模式的に示したものである。

[0036] これに対して、図 2 の B に示すように、鏡筒 3 1 により集光され光は、複屈折マスク 4 1 を介してカメラヘッド 3 2 に導かれ、カメラヘッド 3 2 の結像光学系により光路が制御される。図 2 の B において、参照符号 v 2 1 で示す像は、参照符号 p 1 1 で示された位置において結像する被写体像を模式的に示している。また、参照符号 v 2 3 で示す像は、参照符号 p 1 3 で示された位置において結像する被写体像を模式的に示したものである。

[0037] これらを比較するとわかるように、複屈折マスク 4 1 が挿入されることにより、カメラヘッド 3 2 の撮像素子に被写体像を結像するための一連の光学系（以降では、単に「一連の光学系」とも称する）の特性が変化する。具体的には、複屈折マスク 4 1 の挿入に伴い、複屈折マスク 4 1 の挿入前に比べて、位置 p 1 1 と位置 p 1 3 との間における被写体像の結像形状（即ち、点像分布関数（P S F : Point Spread Function））の変化がより少なくなる。

[0038] 例えば、図 3 は、本実施形態に係る内視鏡 1 4 に適用される複屈折マスク 4 1 の特性の一例について説明するための説明図であり、複屈折マスク 4 1 の挿入に伴う一連の光学系の変調伝達関数（M T F : Modulation Transfer Function）の変化の一例を示している。

[0039] 図 3 において、横軸は、一連の光学系の結像面（換言すると、合焦位置）を基準とした光軸方向のズレ（即ち、デフォーカス量）を示しており、縦軸は、変調伝達関数（M T F）を示している。また、図 3 において、参照符号 g 1 1 で示されたグラフは、図 2 の A に示すように、鏡筒 3 1 とカメラヘッ

ド32との間に複屈折マスク41が介在しない場合における、一連の光学系の変調伝達関数(MTF)の一例を示している。また、参照符号g13で示されたグラフは、図2のBに示すように、鏡筒31とカメラヘッド32との間に複屈折マスク41を挿入した場合における、一連の光学系の変調伝達関数(MTF)の一例を示している。

[0040] 図3に示すように、複屈折マスク41を適用することで、当該複屈折マスク41の適用前に比べて、光軸方向に沿ったより広い範囲にわたって変調伝達関数(MTF)が分布するように、一連の光学系の特性が変化する。即ち、複屈折マスク41の適用により、被写界深度をより拡大することが可能となる。

[0041] 一方で、図3を参照するとわかるように、複屈折マスク41を適用することで、合焦位置における変調伝達関数(MTF)の値が、当該複屈折マスク41の適用前に比べて下がる。そこで、本実施形態に係る医療用画像処理システム1では、図2のBに示すように、カメラヘッド32により撮像された画像に対して復元処理(画像処理)を施すことで、変調伝達関数(MTF)の低下に伴い生じる被写体像の画像の劣化(所謂ボケ)に対し画像を復元する。例えば、図2のBにおいて、参照符号v25で示した像は、被写体像v23に対して上記復元処理を施した場合における、当該復元処理後の被写体像の一例を示している。なお、当該復元処理(例えば、ボケ量を調整する処理)としては、例えば、デコンボリューションと称される処理が挙げられる。もちろん、上記画像の劣化を復元することが可能であれば、被写体像の画像に適用される復元処理は、必ずしもデコンボリューションのみには限定されない。

[0042] 以上のような制御により、例えば、被写界深度が拡大され、かつ観察対象がより鮮明に提示された、画像(即ち、より鮮鋭な画像)を得ることが可能となる。

[0043] <複屈折マスクを利用したEDOF技術に関する検討>

本実施形態に係る医療用画像処理システムのように、複屈折マスクを利用

したEDOF技術を適用する場合における技術的課題について説明する。

[0044] 複屈折マスクと画像処理（復元処理）との組み合わせによって被写界深度を拡大させる場合には、複屈折マスクやその他の光学系の光学特性が既知であるものとして、当該画像処理として実行される処理の内容が設計される。

[0045] ここで、複屈折マスクを利用したEDOF技術においては、前述したように、例えば、上記画像処理として、複屈折マスクを含む光学系を介して撮像された画像からボケを除去するためのデコンボリューションと称される処理が適用される。デコンボリューションにおいては、適用されるフィルタのフィルタ係数を、複屈折マスクを含む光学系の光学特性に応じて適応的に切り替えることで、当該複屈折マスクの挿入により生じたボケが除去される。

[0046] なお、デコンボリューションフィルタとしては、例えば、逆フィルタやウィナーフィルタ等が挙げられる。逆フィルタは、例えば、複屈折マスクを含む光学系（例えば、内視鏡の鏡筒等）の光学特性（例えば、変調伝達関数（MTF）等）に応じて設計されるフィルタに相当する。即ち、当該逆フィルタは、例えば、当該光学系の変調伝達関数の逆特性を有するように設計されてもよい。

[0047] また、ウィナーフィルタの空間周波数特性WFについては、以下に示す式（1）の計算式で表される。

[0048] [数1]

$$WF(u, v) = \frac{H^*(u, v)}{|H(u, v)|^2 + \frac{S_n(u, v)}{S_f(u, v)}} \quad \dots (1)$$

[0049] この式（1）において、u及びvのそれぞれは、画像平面に水平な互いに直交する方向をx方向及びy方向とした場合に、x方向及びy方向それぞれへの空間周波数を表している。また、H（u，v）は、光学的伝達関数（OTF：Optical Transfer Function）を示している。なお、H*（u，v）は、H（u，v）の複素共役を示している。また、S_f（u，v）及びS_n（u，v）のそれぞれは、原画像及びノイズそれぞれのパワースペクトルを示してい

る。

[0050] 一方で、手術等のような医療の現場で使用されるカメラヘッドや内視鏡の鏡筒（例えば、硬性鏡や軟性鏡）のような医療機器は、使用される度にオートクレーブ（高圧蒸気）滅菌処理にかけられる。そのため、例えば、内視鏡に対してオートクレーブ滅菌処理が繰り返し施されることで、当該内視鏡の光学系（即ち、硬性鏡や軟性鏡）の光学特性、特に、複屈折マスクの光学特性が徐々に変化する可能性がある。このような状況下では、複屈折マスクの光学特性（即ち、変化後の光学特性）と、画像信号処理が想定している光学特性と、の間に乖離が生じ、出力される画像の画質に影響を及ぼす場合がある。

[0051] 具体的には、複屈折マスクの光学特性として、レタデーション（Retardation）と称される光の位相差を示すパラメータが挙げられる。レタデーションは、屈折率差 Δn （ $=n_e - n_o$ ）と、複屈折物質の厚さ d と、の積 $\Delta n d$ で表される。オートクレーブ滅菌処理のような所謂オートクレーブ処理（高圧蒸気処理）が複屈折マスクに適用されることで、当該複屈折マスクの屈折率差 Δn の特性が変化する（即ち、屈折率差 Δn が減少する）ことが推定され得る。この屈折率差 Δn の値が減少することで、例えば、被写界深度の拡大に関する効果が薄れることとなる。

[0052] これに対して、上述のような複屈折マスクのレタデーションの変化が生じているにも関わらず、当該レタデーションの変化前と同様の画像処理（復元処理）が、当該複屈折マスクを利用して撮像された画像に適用されると、出力される画像の画質が所謂過強調となる可能性が高い。そのため、複屈折マスクのレタデーションの変化に応じて、画像処理の内容を適応的に切り替えることで、より好適な画質の画像を出力可能とすることが望ましい場合がある。

[0053] なお、複屈折マスクの光学特性（レタデーション）については、当該複屈折マスク単体であれば測定することが可能である。しかしながら、内視鏡の光学系（例えば、硬性鏡）やカメラヘッドの光学系等の一部として複屈折マ

スクが組み込まれている場合もあり、このような場合においては、複屈折マ
スク単体の光学特性を測定することは困難である。

[0054] さらに、カメラヘッド32により撮像された画像を入力画像として、この
入力画像に対する点像分布関数の測定結果に基づき取得したPSF情報に基づい
て復元処理を施すことで、被写体像の画像の劣化（即ち、ボケ）を復元する
ことができる。この復元処理としては、例えば、所謂デコンボリューション
（deconvolution）と称される処理が挙げられる。より具体的な一例として、
入力画像に対して取得したPSF情報の逆特性に基づく画像処理（例えば、フィ
ルタ処理）を施すことで、このPSF情報が示す光学的特性に応じて生じる画像
の劣化（ボケ）を復元する。もちろん、PSF情報に基づき、被写体像の画像の
劣化を改善することが可能であれば、入力画像に対して施される復元処理は
、必ずしもデコンボリューションのみには限定されず、例えば、機械学習な
どを利用した復元処理を採用してもよい。

[0055] ここで、機械学習による復元処理では、例えば、以下の学習処理を行うこ
とにより画像の劣化を復元することができる。まず、復元前の画像と復元後
の画像がペアとなった学習データを用意する。次に、この学習データを所定
の学習モデルに入力して学習することで、復元前の画像から復元後の画像を
推測するためのパラメータを生成する。そして、このパラメータを用いてチ
ューニングされた復元画像生成用モデルに復元前の画像を入力することで、
復元画像を生成する。なお、学習モデルおよび復元画像生成用モデルは多層
ニューラルネットワークを用いた計算モデルであることが好ましく、多層ニ
ューラルネットワークを用いた強化学習手法による計算モデルであることが
より好ましい。

[0056] ところで、医療では特殊光観察による手術の需要が高まっており、通常光
とは波長帯域が異なる特殊光を観察対象へ照射した場合には、EDOF光学系に
よるEDOF効果が、通常光を観察対象へ照射したときとは異なることがある。

[0057] 例えば、特殊光としては、主にIR光を使用することが想定される。そして
、IR光は、波長が通常光（可視光、白色光）よりも長いことより、IR光が複

屈折マスクを透過する際の屈折効果が薄くなってしまい、被写界深度を拡大させる効果が低減することになる。従って、特殊光観察による画像に、可視光観察による画像と同等のEDOF信号処理（MTF復元処理）を行ったとしても、ノイズが増大してしまう効果のみが表れてしまい、被写界深度を拡大する効果が薄くなってしまう。

[0058] 即ち、EDOF信号処理を行うことによって、本来、被写界深度が拡大するのとトレードオフとなって画像のノイズが増大したり、MTFの部分的な不安定さが生じることがある。従って、IR光を用いた特殊光観察では、このノイズの増大やMTFの不安定さが強調されるだけでなく、被写界深度を拡大させる効果が薄くなってしまう。また、特殊光観察では、可視光よりも復元度合いを弱めることになる。

[0059] そこで、本開示の医療用画像処理システム 11 では、特殊光観察においても、より適切なEDOF効果を有する術野画像（EDOF信号処理）を提供することが可能な技術を提案する。例えば、医療用画像処理システム 11 は、特殊光観察におけるEDOF信号処理を通常光観察よりも弱めることで、ノイズの低減を図ることができる。

[0060] 図 4 を参照して、EDOF信号処理による復元度合いを弱めることの定義について説明する。

[0061] 図 4 の A には、EDOF信号処理による復元度合いが適正なときの変調伝達関数（MTF）とデフォーカス量との関係が示されている。例えば、光学素子なしのときと、光学素子を設けてEDOF信号処理による復元処理を施したときとで、合焦位置における変調伝達関数（MTF）が一致するような強調具合が適正であると考えられる。

[0062] 図 4 の B には、EDOF信号処理による復元度合いが弱めのときの変調伝達関数（MTF）とデフォーカス量との関係が示されている。例えば、EDOF信号処理において強調を弱めるとは、光学素子なしのときと比較して、光学素子を設けてEDOF信号処理による復元処理を施したときの方が、合焦位置における変調伝達関数（MTF）が小さくなることを許容することである。

[0063] 図4のCには、EDOF信号処理による復元度合いが強めのときの変調伝達関数(MTF)とデフォーカス量との関係が示されている。例えば、EDOF信号処理において強調を強めるとは、光学素子なしのときと比較して、光学素子を設けてEDOF信号処理による復元処理を施したときの方が、合焦位置における変調伝達関数(MTF)が大きくなることを許容することである。

[0064] なお、例えば、デコンボリューションフィルタなどのように変調伝達関数(MTF)を補正するフィルタに関しては、様々な数式を適用することが考えられ、それらの係数を変化させることにより補正が可能となる。また、どの係数を変化(上げる/下げる)かは任意であり、例えば、EDOF信号処理を行わないときの合焦位置の変調伝達関数(MTF)を基準として、相対的に変化させてもよい。

[0065] 図5を参照して、EDOF信号処理による復元度合いと、画像に生じるノイズとのバランスについて説明する。

[0066] 図5において、横軸は、復元処理の度合いを表している。横軸の中央(MTF曲線とノイズ曲線との交点)が適正なものとして、この適正な復元処理の度合いを基準として、左側に向かうに従って復元処理の度合いが弱くなり、右側に向かうに従って復元処理の度合いが強くなることを示している。

[0067] また、左側の縦軸は、合焦位置の変調伝達関数(MTF)を示しており、MTF曲線が表すように、復元処理の度合いが強くなるのに応じて合焦位置の変調伝達関数(MTF)は大きくなり、復元処理の強度が弱くなるのに応じて合焦位置の変調伝達関数(MTF)は小さくなる。一方、右側の縦軸は、ノイズの少なさを示しており、ノイズ曲線が表すように、復元処理の度合いが強くなるのに応じてノイズは大きくなり、復元処理の度合いが弱くなるのに応じてノイズは小さくなる。

[0068] このように、復元処理の度合いの強弱に応じて合焦位置の変調伝達関数(MTF)とノイズとの間には、トレードオフの関係がある。従って、復元処理の度合いを適正から弱めると、ノイズが小さくなる一方で、合焦位置の変調伝達関数(MTF)も小さくってしまう。そこで、EDOF効果とノイズ強調

のトレードオフの中で、それらのバランスを参照して、復元処理の度合いを弱める大きさを決定することができる。

[0069] 例えば、復元処理の度合いを弱める大きさについては、あらかじめ想定されるユースケースにおいて、事前に、ノイズの減少割合との関係をテーブル化しておくことができる。そして、そのテーブルを参照することで、復元処理の度合いを弱める大きさを選択してもよい。

[0070] また、例えば、内視鏡 14 により取得される画像からノイズ量を測定し、所望のノイズ量となるまで復元処理の度合いを弱めるようにしてもよい。例えば、図 6 に示すように、内視鏡 14 により取得される画像において、被写体が写されていない黒画像領域（マスク領域、機械的なケラレ領域）の輝度変化からノイズ量を測定することができる。

[0071] その他、医療用画像処理システム 11 では、撮像中の画像から明るさやエッジ強度、ノイズ量などを分析して、動的に復元度合いを切り替えてもよい。また、復元処理の度合いを弱める大きさについては、通常光画像に対する複合度合いから、EDOF 信号処理を OFF にするまで選択することが可能である。

[0072] さらに、医療用画像処理システム 11 では、復元度合いを弱めることで、よりボケのある画像になることから、これを補完する目的で、エッジ強調やコントラスト強調、ガンマ補正などのような、別の画像処理を組み合わせ適用することができる。このとき、通常光画像のエッジ情報を、特殊光撮像画像に適用してエッジを強調する画像処理を行ってもよい。

[0073] 図 7 は、より低ノイズで特殊光観察を行うことを実現する信号処理装置 23 の構成例を示すブロック図である。

[0074] 図 7 に示すように、信号処理装置 23 は、画像取得部 51、ノイズ量推定部 52、強調設定部 53、および EDOF 信号処理部 54 を備えて構成される。

[0075] 画像取得部 51 は、光源装置 21 により通常光が観察対象に照射されている期間に、カメラヘッド 32 の撮像素子により撮像された通常光画像、および、光源装置 21 により特殊光が観察対象に照射されている期間に、カメラヘッド 32 の撮像素子により撮像された特殊光画像を取得する。

- [0076] ノイズ量推定部 5 2 は、画像取得部 5 1 が取得した通常光画像において、図 6 に示したように、被写体が写されていない黒画像領域（マスク領域、機械的なケラレ領域）の輝度変化からノイズ量を推定する。
- [0077] 強調設定部 5 3 は、ノイズ量推定部 5 2 により推定されたノイズ量に従って、特殊光画像に対するEDOF信号処理における強調度合いを、EDOF信号処理部 5 4 に対して設定する。例えば、強調設定部 5 3 には、強調度合いを弱めるように設定するための所定の規定値が予め設定されている。そして、強調設定部 5 3 は、ノイズ量が規定値以上である場合には弱い強調度合い（図 4 の B 参照）でEDOF信号処理を行うようにEDOF信号処理部 5 4 に対して設定する。一方、強調設定部 5 3 は、ノイズ量が規定値未満である場合には適正な強調度合い（図 4 の A 参照）でEDOF信号処理を行うようにEDOF信号処理部 5 4 に対して設定する。例えば、強調設定部 5 3 は、EDOF信号処理における強調度合いを調整するためのパラメータを、EDOF信号処理部 5 4 に対して設定することができる。
- [0078] EDOF信号処理部 5 4 は、強調設定部 5 3 による設定に従って、通常光画像および特殊光画像に対するEDOF信号処理を行う。そして、EDOF信号処理部 5 4 によりEDOF信号処理が施された通常光画像および特殊光画像は、信号処理装置 2 3 から出力されて、表示装置 1 2 に表示される。
- [0079] 図 8 に示すフローチャートを参照して、信号処理装置 2 3 が実行する信号処理について説明する。
- [0080] 例えば、カメラヘッド 3 2 の撮像素子により通常光画像および特殊光画像が撮像されると処理が開始され、ステップ S 1 1 において、画像取得部 5 1 は、カメラヘッド 3 2 から供給される通常光画像および特殊光画像を取得する。そして、画像取得部 5 1 は、通常光画像をノイズ量推定部 5 2 に供給し、特殊光画像をEDOF信号処理部 5 4 に供給する。
- [0081] ステップ S 1 2 において、ノイズ量推定部 5 2 は、ステップ S 1 1 で画像取得部 5 1 から供給された通常光画像の黒画像領域（図 6 参照）の輝度変化から、その黒画像領域に発生しているノイズ量を推定する。そして、ノイズ

量推定部 5 2 は、推定したノイズ量を強調設定部 5 3 に供給する。

- [0082] ステップ S 1 3 において、強調設定部 5 3 は、ステップ S 1 2 でノイズ量推定部 5 2 から供給されたノイズ量が、予め設定されている所定の規定値以上であるか否かを判定する。
- [0083] ステップ S 1 3 において、強調設定部 5 3 が、ノイズ量が規定値以上であると判定した場合、処理はステップ S 1 4 に進む。
- [0084] ステップ S 1 4 において、強調設定部 5 3 は、特殊光画像に対するEDOF信号処理における強調度合いを弱めるように、EDOF信号処理部 5 4 に対する設定を行う。
- [0085] ステップ S 1 4 の処理後、または、ステップ S 1 3 においてノイズ量が規定値以上でない（規定値未満である）と判定された場合、処理はステップ S 1 5 に進む。
- [0086] ステップ S 1 5 において、EDOF信号処理部 5 4 は、ステップ S 1 1 で画像取得部 5 1 から供給された特殊光画像に対するEDOF信号処理を行う。このとき、EDOF信号処理部 5 4 は、ノイズ量が規定値以上である場合には弱い強調度合い（図 4 の B 参照）でEDOF信号処理を行い、ノイズ量が規定値未満である場合には適正な強調度合い（図 4 の A 参照）でEDOF信号処理を行う。
- [0087] そして、ステップ S 1 5 の処理後、信号処理は終了される。
- [0088] 以上のように、信号処理装置 2 3 は、通常光画像から推定されるノイズに応じて、特殊光画像に対するEDOF信号処理における強調度合いを弱めることができる。これにより、医療用画像処理システム 1 1 は、より低ノイズで特殊光観察を行うことが可能となる。
- [0089] 次に、図 9 を参照して、フレームシーケンシャルに通常光画像および特殊光画像を取得するタイミングについて説明する。なお、図 9 では、通常光画像に対して強めのEDOF信号処理を施し、特殊光画像に対して弱めの特殊光画像を施す例が示されている。
- [0090] 図 9 に示すように、例えば、光源装置 2 1 により 1 回ずつ通常光および特殊光を照射する期間を 1 セットとして、この 1 セットがフレームシーケンシ

ャルに繰り返して行われる。

[0091] そして、CCU22は、通常光の照射期間中に撮像を行って通常光画像を取得するようにカメラヘッド32の撮像素子に対する制御を行い、EDOF信号処理部54は、通常光画像に対して強めのEDOF信号処理を施す。その後、CCU22は、特殊光の照射期間中に撮像を行って特殊光画像を取得するようにカメラヘッド32の撮像素子に対する制御を行い、EDOF信号処理部54は、通常光画像に対して弱めのEDOF信号処理を施す。

[0092] このように、医療用画像処理システム11では、特殊光観察モードに切り替えられると、特殊光画像に対して行うEDOF信号処理による復元度合いを、通常光画像よりも弱くすることができる。

[0093] 例えば、カメラヘッド32内に1枚の撮像素子が設けられる構成では、通常光画像と通常光画像とを交互に取得する時分割（フレームシーケンシャル）で撮像することができる。この際、通常光と特殊光の波長が異なることによってフォーカス位置がずれるため、通常光画像および通常光画像のどちらにも、フォーカスを合わせ続けることは困難であると考えられる。そこで、医療用画像処理システム11では、内視鏡手術における手技や状況判断に難があることを回避するために、通常光画像についてフォーカスを合わせることが好ましい。これに応じて、特殊光画像ではフォーカスがずれることになるが、EDOF効果は限定的になるため、EDOF信号処理による復元度合いをさらに弱めることで対応することができる。

[0094] なお、カメラヘッド32内に2枚の撮像素子が設けられる構成では、それぞれの撮像素子において連続的に通常光画像および通常光画像を撮像することができる。

[0095] 図10には、通常光画像および特殊光画像に対するEDOF信号処理による復元度合いを設定する設定画面の一例が示されている。

[0096] 図10に示すように、設定画面61に表示されるプレビュー画像62の下方に、通常光画像および特殊光画像に対するEDOF信号処理による復元度合いを設定するユーザインタフェースとなるスライダーが表示されている。

[0097] 即ち、通常光画像のスライドバーについて、スライダ63を左側に移動させると、通常光画像に対するEDOF信号処理による復元度合いが弱く設定され、スライダ63を右側に移動させると、通常光画像に対するEDOF信号処理による復元度合いが強くなり設定される。同様に、特殊光画像のスライドバーについて、スライダ64を左側に移動させると、特殊光画像に対するEDOF信号処理による復元度合いが弱く設定され、スライダ64を右側に移動させると、特殊光画像に対するEDOF信号処理による復元度合いが強くなり設定される。

[0098] また、通常光画像の復元度合いが変更される場合には、それに連動して、特殊光画像の復元度合いも自動的に変更されるようにすることができる。例えば、特殊光画像は、通常光画像よりも復元度合いが常に弱くなるようにすることが好ましい。

[0099] なお、図10に示すようなスライドバーの他、ボタンに対する操作によってEDOF信号処理による復元度合いを選択してもよく、各種のユーザインタフェースを採用することができる。例えば、ノイズ低減ボタンおよび被写界深度拡大ボタンを利用して、ノイズ低減ボタンを押すとEDOF信号処理を弱め、被写界深度拡大ボタンを押すとEDOF信号処理を強めてもよい。このとき、特殊光画像のEDOF信号処理が、通常光画像のEDOF信号処理よりも必ず弱くなるという関係性を維持したまま、ノイズ低減または被写界深度拡大を行うことが好ましい。

[0100] さらに、医療用画像処理システム11は、特殊光画像に対する復元度合いを弱める前と、特殊光画像に対する復元度合いを弱めた後との2枚の特殊光画像を並べて表示し、どちらが所望であるかをユーザに選択させるような構成としてもよい。

[0101] <コンピュータの構成例>

次に、上述した一連の処理（信号処理方法）は、ハードウェアにより行うこともできるし、ソフトウェアにより行うこともできる。一連の処理をソフトウェアによって行う場合には、そのソフトウェアを構成するプログラムが、汎用のコンピュータ等にインストールされる。

[0102] 図 1 1 は、上述した一連の処理を実行するプログラムがインストールされるコンピュータの一実施の形態の構成例を示すブロック図である。

[0103] プログラムは、コンピュータに内蔵されている記録媒体としてのハードディスク 1 0 5 や ROM 1 0 3 に予め記録しておくことができる。

[0104] あるいはまた、プログラムは、ドライブ 1 0 9 によって駆動されるリムーバブル記録媒体 1 1 1 に格納（記録）しておくことができる。このようなリムーバブル記録媒体 1 1 1 は、いわゆるパッケージソフトウェアとして提供することができる。ここで、リムーバブル記録媒体 1 1 1 としては、例えば、フレキシブルディスク、CD-ROM(Compact Disc Read Only Memory)、MO(Magneto Optical)ディスク、DVD(Digital Versatile Disc)、磁気ディスク、半導体メモリ等がある。

[0105] なお、プログラムは、上述したようなリムーバブル記録媒体 1 1 1 からコンピュータにインストールする他、通信網や放送網を介して、コンピュータにダウンロードし、内蔵するハードディスク 1 0 5 にインストールすることができる。すなわち、プログラムは、例えば、ダウンロードサイトから、デジタル衛星放送用の人工衛星を介して、コンピュータに無線で転送したり、LAN(Local Area Network)、インターネットといったネットワークを介して、コンピュータに有線で転送することができる。

[0106] コンピュータは、CPU(Central Processing Unit) 1 0 2 を内蔵しており、CPU 1 0 2 には、バス 1 0 1 を介して、入出力インタフェース 1 1 0 が接続されている。

[0107] CPU 1 0 2 は、入出力インタフェース 1 1 0 を介して、ユーザによって、入力部 1 0 7 が操作等されることにより指令が入力されると、それに従って、ROM(Read Only Memory) 1 0 3 に格納されているプログラムを実行する。あるいは、CPU 1 0 2 は、ハードディスク 1 0 5 に格納されたプログラムを、RAM(Random Access Memory) 1 0 4 にロードして実行する。

[0108] これにより、CPU 1 0 2 は、上述したフローチャートにしたがった処理、あるいは上述したブロック図の構成により行われる処理を行う。そして、CPU 1

02は、その処理結果を、必要に応じて、例えば、入出力インタフェース110を介して、出力部106から出力、あるいは、通信部108から送信、さらには、ハードディスク105に記録等させる。

[0109] なお、入力部107は、キーボードや、マウス、マイク等で構成される。また、出力部106は、LCD(Liquid Crystal Display)やスピーカ等で構成される。

[0110] ここで、本明細書において、コンピュータがプログラムに従って行う処理は、必ずしもフローチャートとして記載された順序に沿って時系列に行われる必要はない。すなわち、コンピュータがプログラムに従って行う処理は、並列的あるいは個別に実行される処理（例えば、並列処理あるいはオブジェクトによる処理）も含む。

[0111] また、プログラムは、1のコンピュータ（プロセッサ）により処理されるものであっても良いし、複数のコンピュータによって分散処理されるものであっても良い。さらに、プログラムは、遠方のコンピュータに転送されて実行されるものであっても良い。

[0112] さらに、本明細書において、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。

[0113] また、例えば、1つの装置（または処理部）として説明した構成を分割し、複数の装置（または処理部）として構成するようにしてもよい。逆に、以上において複数の装置（または処理部）として説明した構成をまとめて1つの装置（または処理部）として構成されるようにしてもよい。また、各装置（または各処理部）の構成に上述した以外の構成を付加するようにしてももちろんよい。さらに、システム全体としての構成や動作が実質的に同じであれば、ある装置（または処理部）の構成の一部を他の装置（または他の処理部）の構成に含めるようにしてもよい。

- [0114] また、例えば、本技術は、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をとることができる。
- [0115] また、例えば、上述したプログラムは、任意の装置において実行することができる。その場合、その装置が、必要な機能（機能ブロック等）を有し、必要な情報を得ることができるようにすればよい。
- [0116] また、例えば、上述のフローチャートで説明した各ステップは、1つの装置で実行する他、複数の装置で分担して実行することができる。さらに、1つのステップに複数の処理が含まれる場合には、その1つのステップに含まれる複数の処理は、1つの装置で実行する他、複数の装置で分担して実行することができる。換言するに、1つのステップに含まれる複数の処理を、複数のステップの処理として実行することもできる。逆に、複数のステップとして説明した処理を1つのステップとしてまとめて実行することもできる。
- [0117] なお、コンピュータが実行するプログラムは、プログラムを記述するステップの処理が、本明細書で説明する順序に沿って時系列に実行されるようにしても良いし、並列に、あるいは呼び出しが行われたとき等の必要なタイミングで個別に実行されるようにしても良い。つまり、矛盾が生じない限り、各ステップの処理が上述した順序と異なる順序で実行されるようにしてもよい。さらに、このプログラムを記述するステップの処理が、他のプログラムの処理と並列に実行されるようにしても良いし、他のプログラムの処理と組み合わせて実行されるようにしても良い。
- [0118] なお、本明細書において複数説明した本技術は、矛盾が生じない限り、それぞれ独立に単体で実施することができる。もちろん、任意の複数の本技術を併用して実施することもできる。例えば、いずれかの実施の形態において説明した本技術の一部または全部を、他の実施の形態において説明した本技術の一部または全部と組み合わせて実施することもできる。また、上述した任意の本技術の一部または全部を、上述していない他の技術と併用して実施することもできる。

[0119] <構成の組み合わせ例>

なお、本技術は以下のような構成も取ることができる。

(1)

特殊光が照射された観察対象を撮像して取得された特殊光画像に対して、復元処理としてEDOF (Extended Depth of Field) 信号処理を施すEDOF信号処理部と、

前記EDOF信号処理の復元度合いを前記EDOF信号処理部に対して設定する設定部と

を備え、

前記設定部は、通常光が照射された前記観察対象を撮像して取得された通常光画像に対する復元処理としてのEDOF信号処理における復元度合いよりも、前記特殊光画像に対する前記EDOF信号処理における前記復元度合いを弱めるように、前記特殊光画像に対する前記EDOF信号処理における前記復元度合い用のパラメータを設定する

信号処理装置。

(2)

前記設定部は、前記通常光画像から推定されるノイズ量に基づいて、前記ノイズ量が所定の規定値以上である場合、前記特殊光画像に対する前記復元度合いを弱めるように前記復元度合い用のパラメータを設定する

上記(1)に記載の信号処理装置。

(3)

前記特殊光画像と前記通常光画像とが、フレームシーケンシャルに撮像される

上記(1)または(2)に記載の信号処理装置。

(4)

前記設定部は、所定のユーザインタフェースを利用して前記通常光画像に対する前記復元度合いが変更される場合、それに連動して常に前記特殊光画像に対する前記復元度合いが弱くなるように、前記通常光画像に対する前記

復元度合い用のパラメータを設定する

上記（１）から（３）までのいずれかに記載の信号処理装置。

（５）

信号処理装置が、

特殊光が照射された観察対象を撮像して取得された特殊光画像に対して、
復元処理としてEDOF（Extended Depth of Field）信号処理を施すことと、

前記EDOF信号処理の復元度合いを設定することと

を含み、

通常光が照射された前記観察対象を撮像して取得された通常光画像に対する復元処理としてのEDOF信号処理における復元度合いよりも、前記特殊光画像に対する前記EDOF信号処理における前記復元度合いを弱めるように、前記特殊光画像に対する前記EDOF信号処理における前記復元度合い用のパラメータを設定する

信号処理方法。

（６）

信号処理装置のコンピュータに、

特殊光が照射された観察対象を撮像して取得された特殊光画像に対して、
復元処理としてEDOF（Extended Depth of Field）信号処理を施すことと、

前記EDOF信号処理の復元度合いを設定することと

を含み、

通常光が照射された前記観察対象を撮像して取得された通常光画像に対する復元処理としてのEDOF信号処理における復元度合いよりも、前記特殊光画像に対する前記EDOF信号処理における前記復元度合いを弱めるように、前記特殊光画像に対する前記EDOF信号処理における前記復元度合い用のパラメータを設定する

処理を実行させるためのプログラム。

（７）

観察対象に対して特殊光または通常光を照射する光源と、

前記特殊光または前記通常光が照射された前記観察対象を撮像する撮像部と、

前記撮像部に入射する光の光軸上に配置されるEDOF (Extended Depth of Field) 光学系と、

前記撮像部により撮像された画像に対する信号処理を施す信号処理部とを備え、

前記信号処理部は、

前記特殊光が照射された前記観察対象を撮像して取得された特殊光画像に対して、復元処理としてEDOF信号処理を施すEDOF信号処理部と、

前記EDOF信号処理の復元度合いを前記EDOF信号処理部に対して設定する設定部と

を有し、

前記設定部は、前記通常光が照射された前記観察対象を撮像して取得された通常光画像に対する復元処理としてのEDOF信号処理における復元度合いよりも、前記特殊光画像に対する前記EDOF信号処理における前記復元度合いを弱めるように、前記特殊光画像に対する前記EDOF信号処理における前記復元度合い用のパラメータを設定する

医療用画像処理システム。

[0120] なお、本実施の形態は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本開示の要旨を逸脱しない範囲において種々の変更が可能である。また、本明細書に記載された効果はあくまで例示であって限定されるものではなく、他の効果があってもよい。

符号の説明

[0121] 11 医療用画像処理システム, 12 表示装置, 13 カート, 14 内視鏡, 21 光源装置, 22 CCU, 23 信号処理装置, 31 鏡筒, 32 カメラヘッド, 33 光学素子挿入部, 41 複屈折マスク, 42 a乃至42 c 偏光素子, 51 画像取得部, 52 ノイズ量推定部, 53 強調設定部, 54 EDOF信号処理部

請求の範囲

- [請求項1] 特殊光が照射された観察対象を撮像して取得された特殊光画像に対して、復元処理としてEDOF (Extended Depth of Field) 信号処理を施すEDOF信号処理部と、
- 前記EDOF信号処理の復元度合いを前記EDOF信号処理部に対して設定する設定部と
- を備え、
- 前記設定部は、通常光が照射された前記観察対象を撮像して取得された通常光画像に対する復元処理としてのEDOF信号処理における復元度合いよりも、前記特殊光画像に対する前記EDOF信号処理における前記復元度合いを弱めるように、前記特殊光画像に対する前記EDOF信号処理における前記復元度合い用のパラメータを設定する
- 信号処理装置。
- [請求項2] 前記設定部は、前記通常光画像から推定されるノイズ量に基づいて、前記ノイズ量が所定の規定値以上である場合、前記特殊光画像に対する前記復元度合いを弱めるように前記復元度合い用のパラメータを設定する
- 請求項1に記載の信号処理装置。
- [請求項3] 前記特殊光画像と前記通常光画像とが、フレームシーケンシャルに撮像される
- 請求項1に記載の信号処理装置。
- [請求項4] 前記設定部は、所定のユーザインタフェースを利用して前記通常光画像に対する前記復元度合いが変更される場合、それに連動して常に前記特殊光画像に対する前記復元度合いが弱くなるように、前記通常光画像に対する前記復元度合い用のパラメータを設定する
- 請求項1に記載の信号処理装置。
- [請求項5] 信号処理装置が、
- 特殊光が照射された観察対象を撮像して取得された特殊光画像に対

して、復元処理としてEDOF (Extended Depth of Field) 信号処理を施すことと、

前記EDOF信号処理の復元度合いを設定することと

を含み、

通常光が照射された前記観察対象を撮像して取得された通常光画像に対する復元処理としてのEDOF信号処理における復元度合いよりも、前記特殊光画像に対する前記EDOF信号処理における前記復元度合いを弱めるように、前記特殊光画像に対する前記EDOF信号処理における前記復元度合い用のパラメータを設定する

信号処理方法。

[請求項6]

信号処理装置のコンピュータに、

特殊光が照射された観察対象を撮像して取得された特殊光画像に対して、復元処理としてEDOF (Extended Depth of Field) 信号処理を施すことと、

前記EDOF信号処理の復元度合いを設定することと

を含み、

通常光が照射された前記観察対象を撮像して取得された通常光画像に対する復元処理としてのEDOF信号処理における復元度合いよりも、前記特殊光画像に対する前記EDOF信号処理における前記復元度合いを弱めるように、前記特殊光画像に対する前記EDOF信号処理における前記復元度合い用のパラメータを設定する

処理を実行させるためのプログラム。

[請求項7]

観察対象に対して特殊光または通常光を照射する光源と、

前記特殊光または前記通常光が照射された前記観察対象を撮像する撮像部と、

前記撮像部に入射する光の光軸上に配置されるEDOF (Extended Depth of Field) 光学系と、

前記撮像部により撮像された画像に対する信号処理を施す信号処理

部と

を備え、

前記信号処理部は、

前記特殊光が照射された前記観察対象を撮像して取得された特殊光画像に対して、復元処理としてEDOF信号処理を施すEDOF信号処理部と、

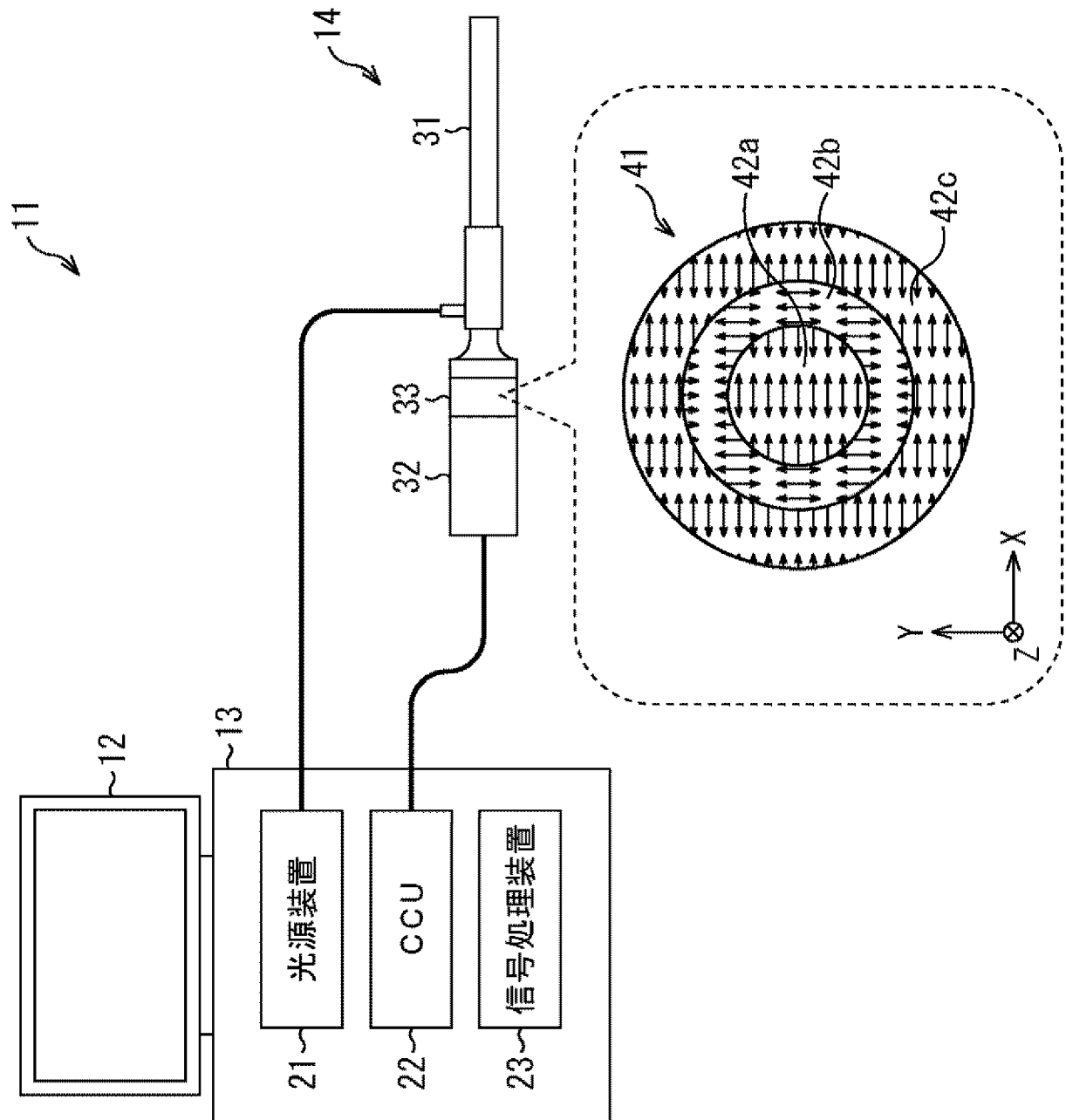
前記EDOF信号処理の復元度合いを前記EDOF信号処理部に対して設定する設定部と

を有し、

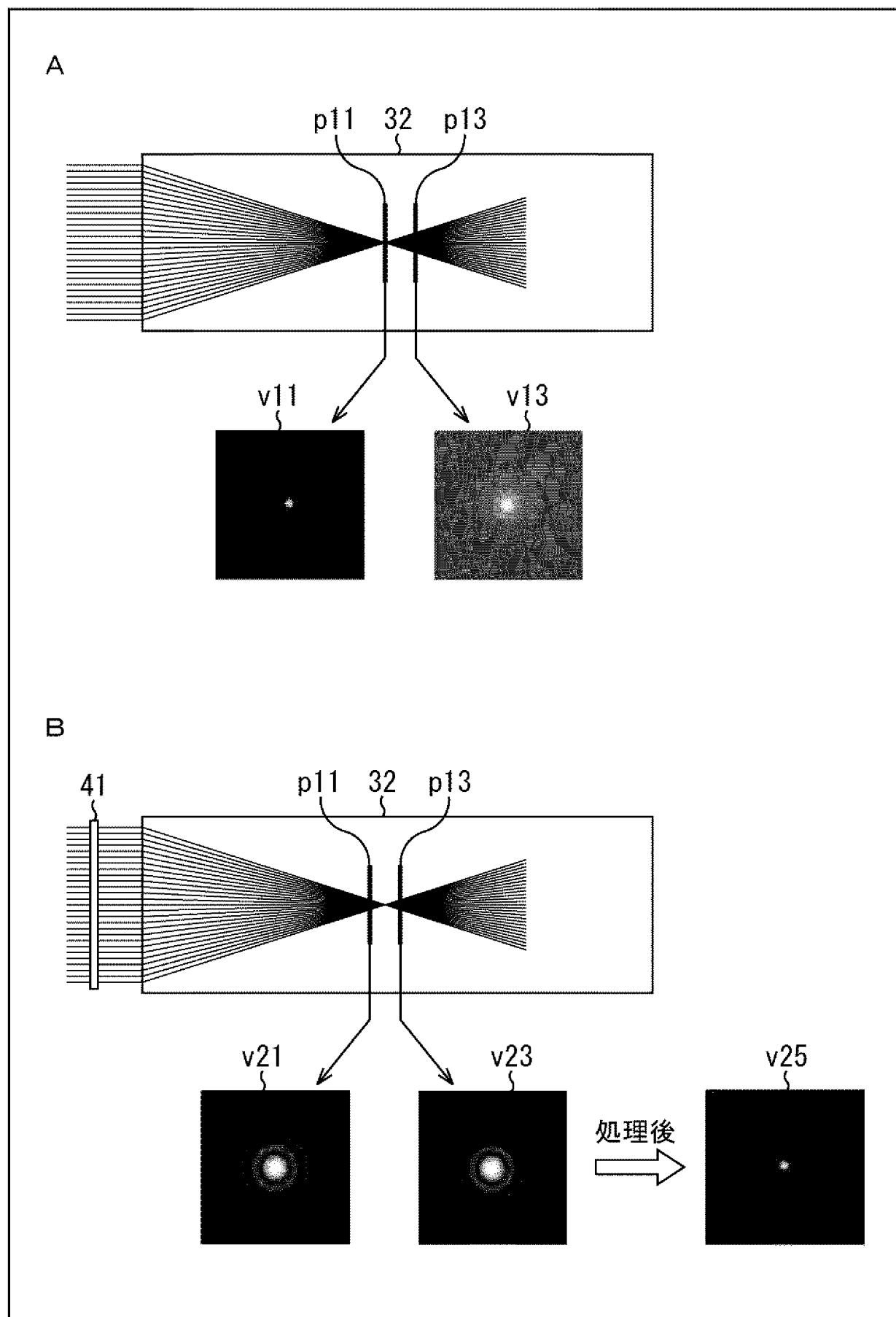
前記設定部は、前記通常光が照射された前記観察対象を撮像して取得された通常光画像に対する復元処理としてのEDOF信号処理における復元度合いよりも、前記特殊光画像に対する前記EDOF信号処理における前記復元度合いを弱めるように、前記特殊光画像に対する前記EDOF信号処理における前記復元度合い用のパラメータを設定する

医療用画像処理システム。

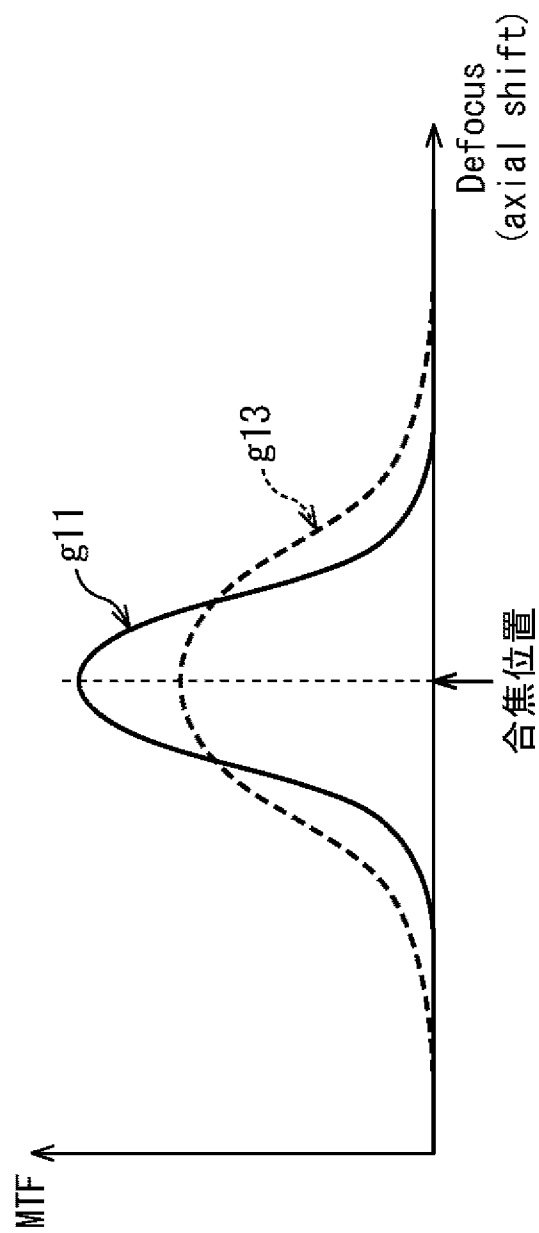
[図1]
FIG. 1



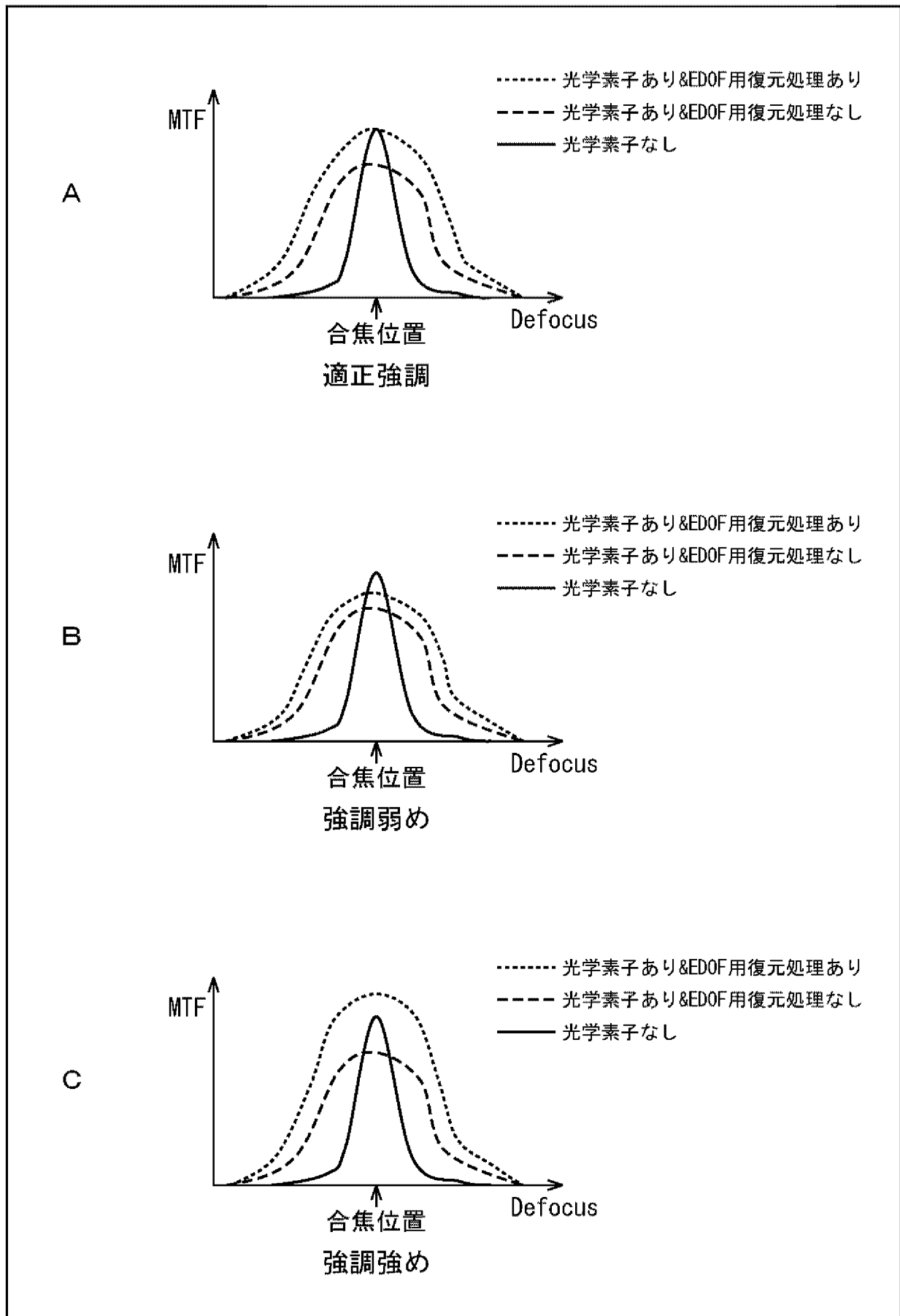
[図2]
FIG. 2



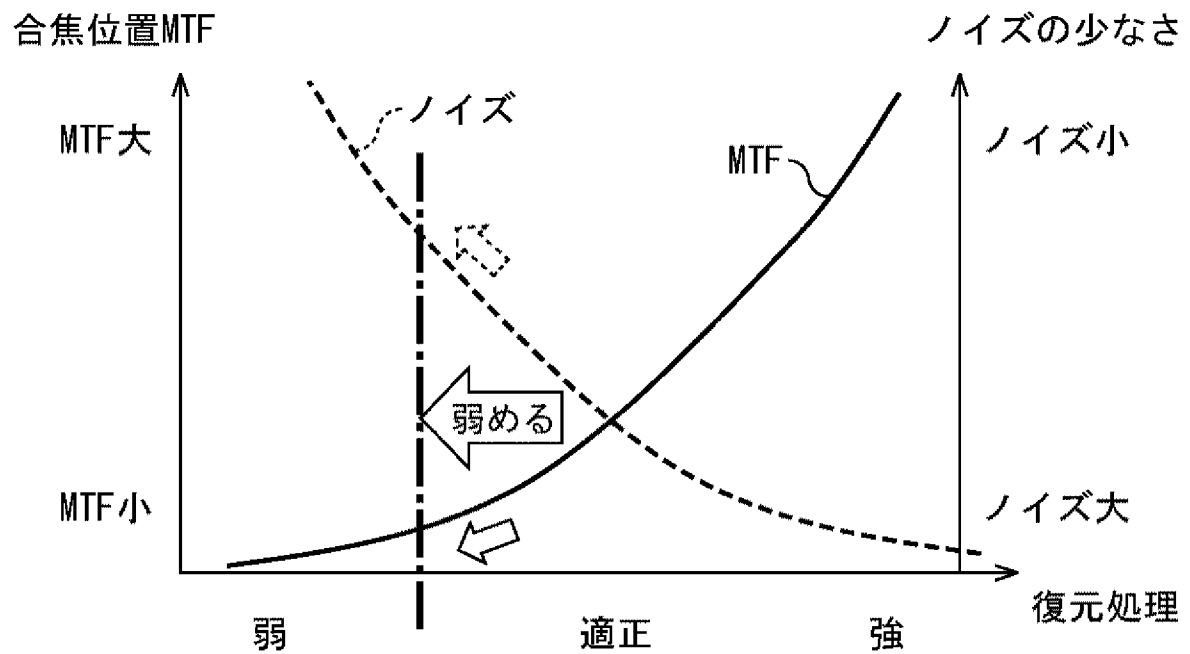
[図3]
FIG. 3



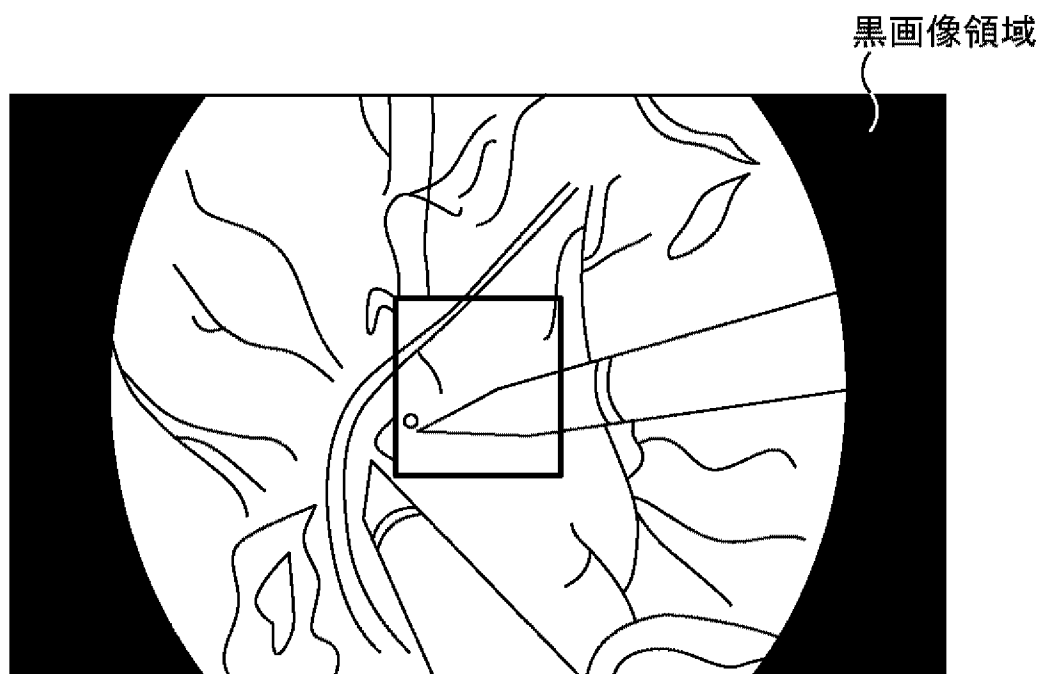
[図4]
FIG. 4



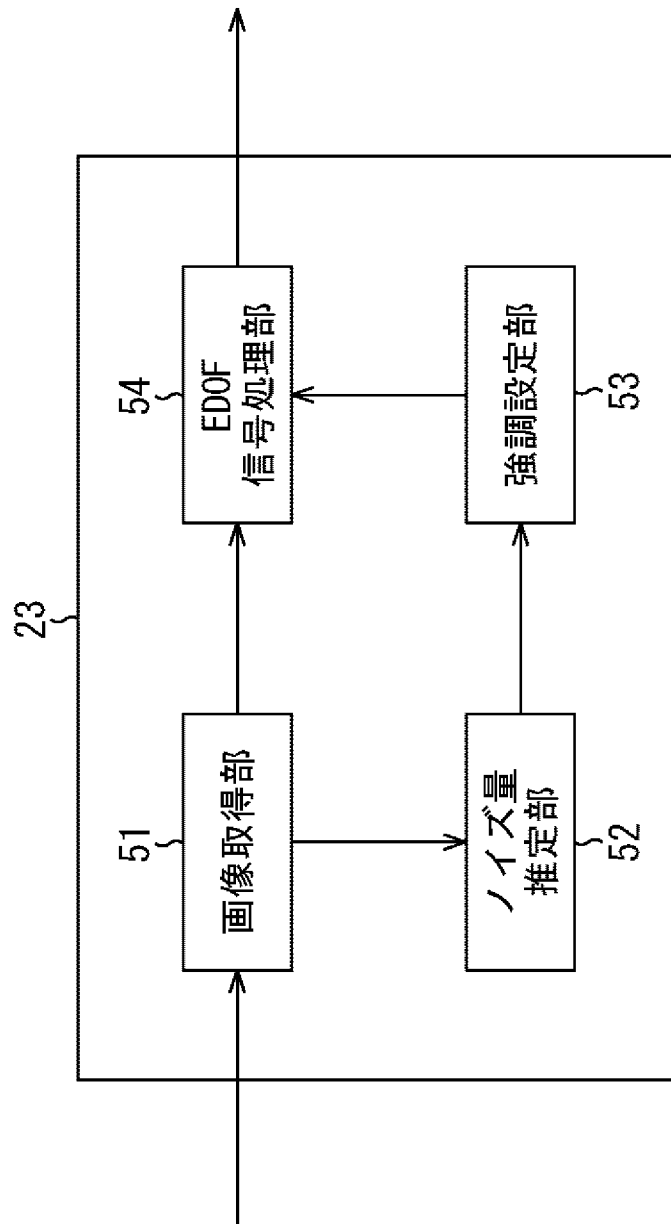
[図5]
FIG. 5



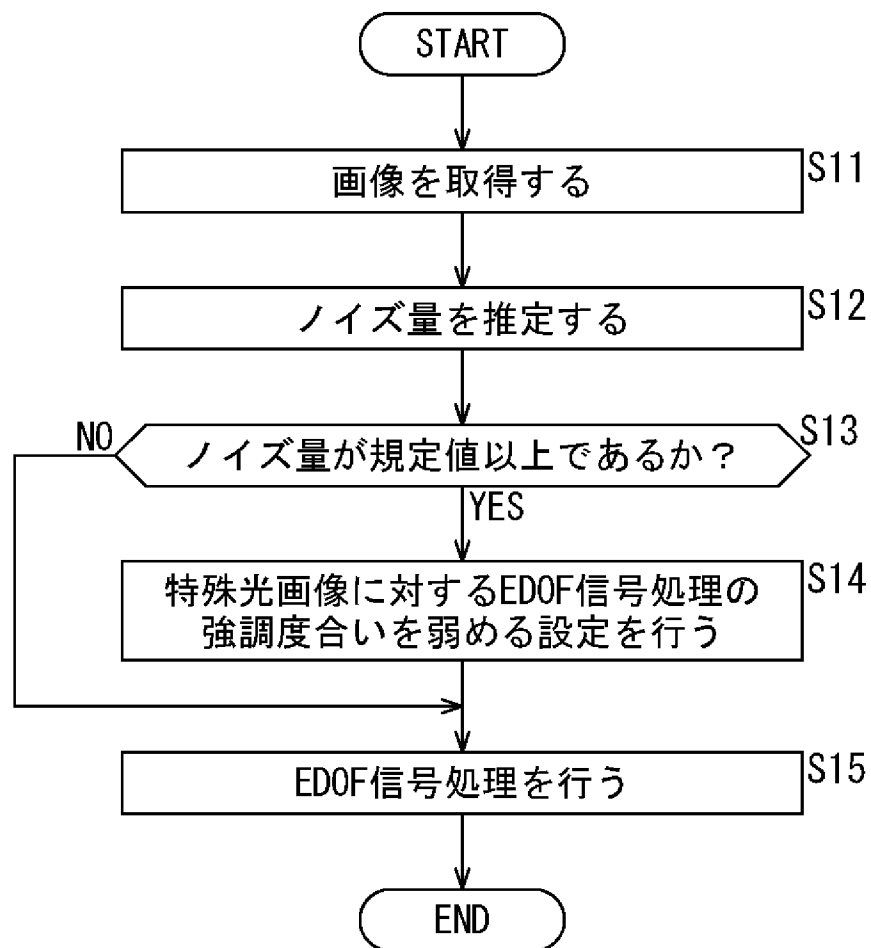
[図6]
FIG. 6



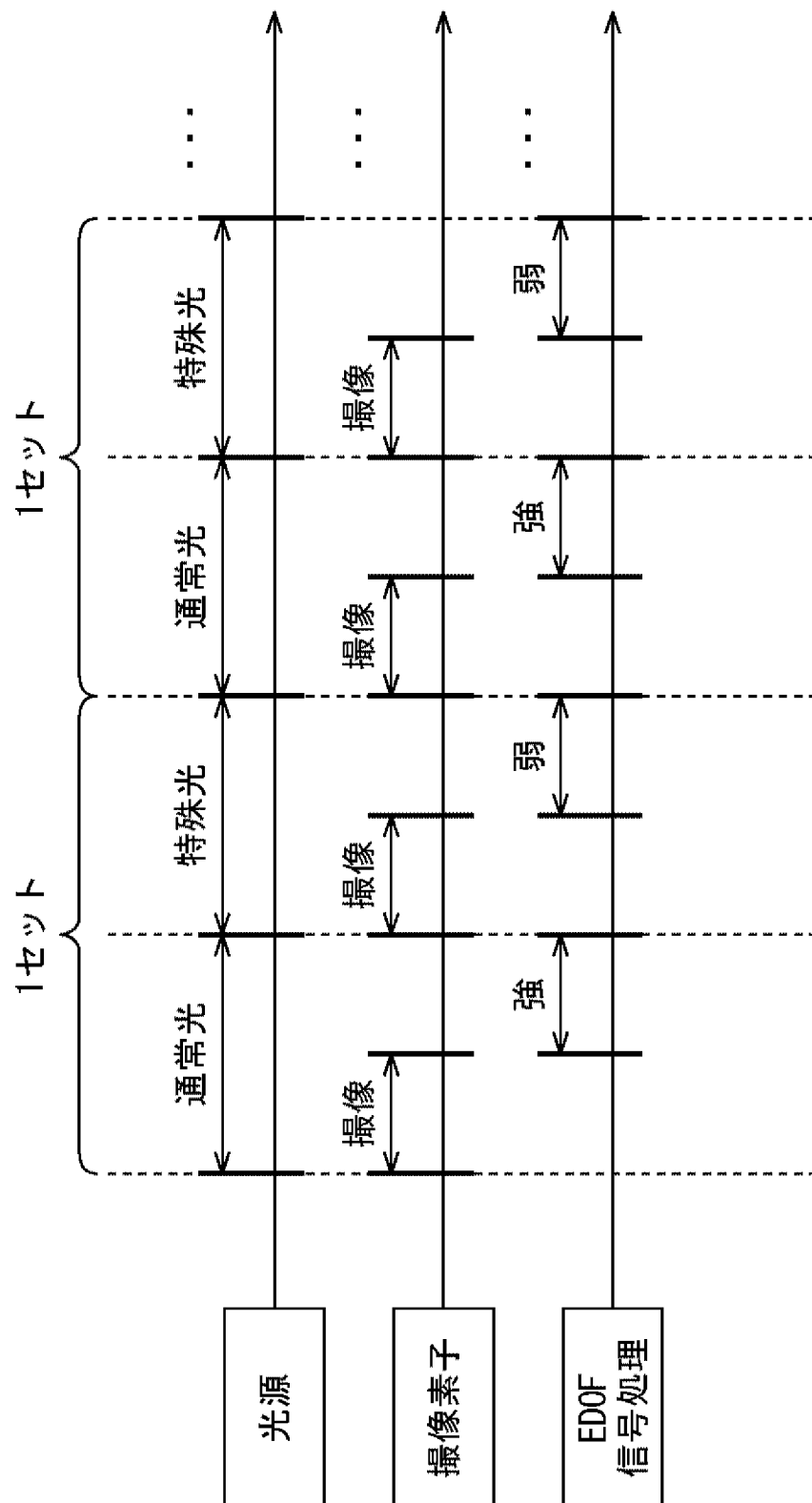
[図7]
FIG. 7



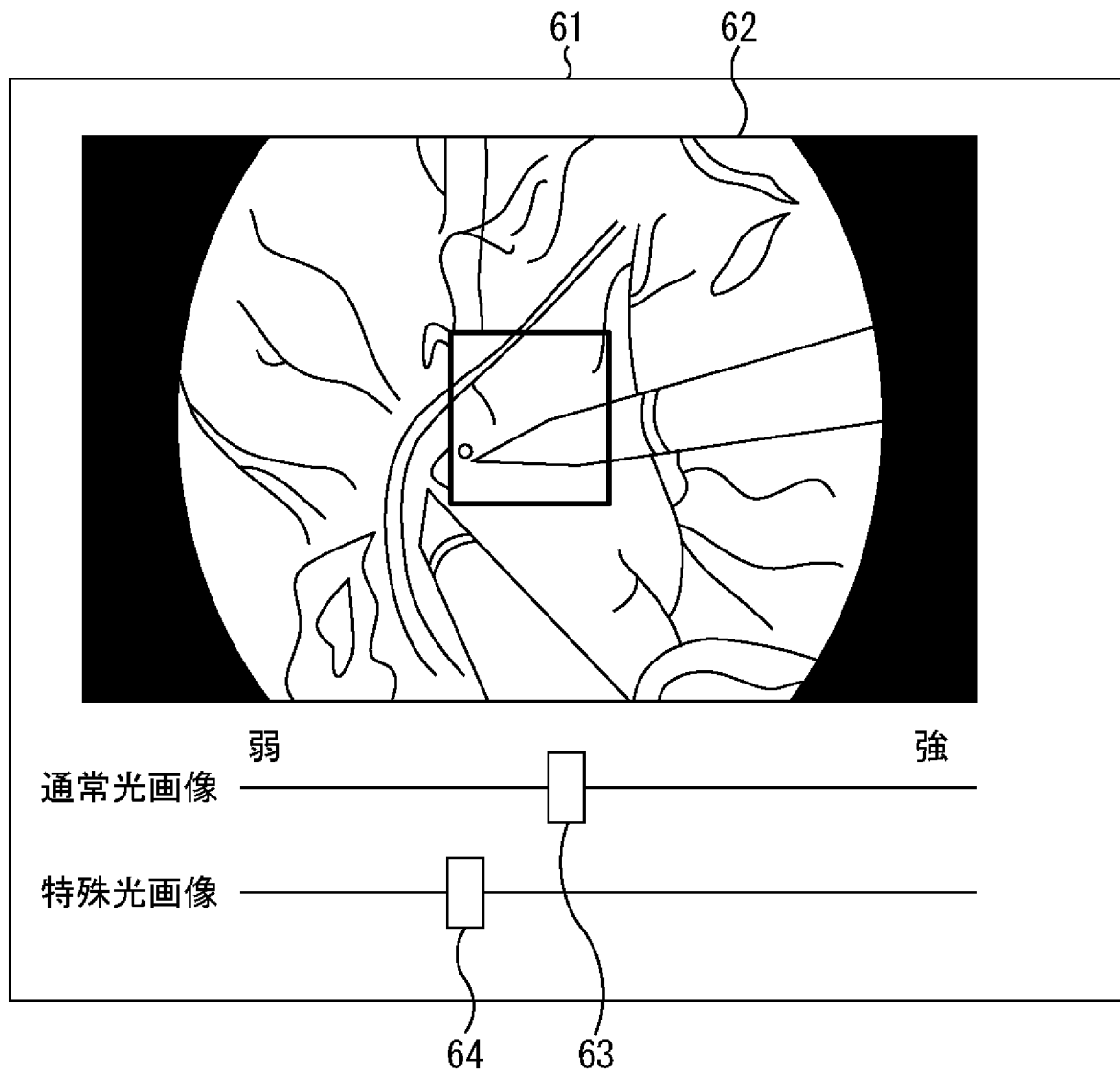
[図8]
FIG. 8



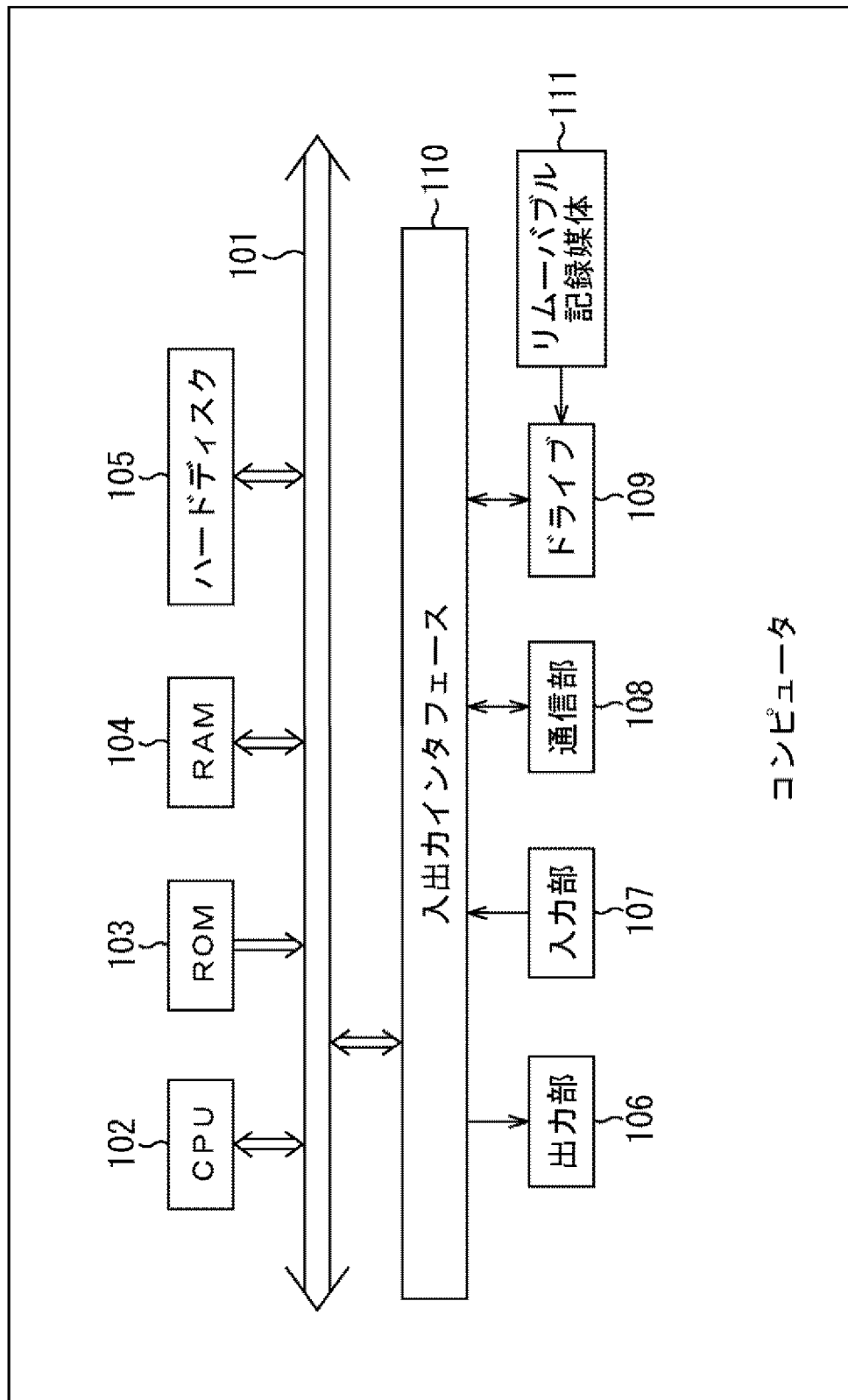
[図9]
FIG. 9



[図10]
FIG. 10



[図11]
FIG. 11



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2020/012675

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B1/00(2006.01) i, A61B1/045(2006.01) i
FI: A61B1/045611, A61B1/00510

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

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	1971-2020
Registered utility model specifications of Japan	1996-2020
Published registered utility model applications of Japan	1994-2020

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.
A	JP 2017-158764 A (SONY CORPORATION) 14.09.2017 (2017-09-14), paragraph [0094]	1-7
A	WO 2019/044328 A1 (SONY CORPORATION) 07.03.2019 (2019-03-07), paragraphs [0111]-[0115]	1-7
A	US 2019/0045170 A1 (SONY CORPORATION) 07.02.2019 (2019-02-07), paragraph [0070]	1-7

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search
20.05.2020

Date of mailing of the international search report
02.06.2020

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
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2020/012675

JP 2017-158764 A 14.09.2017 WO 2017/154434 A1
paragraph [0094]
CN 108697308 A

WO 2019/044328 A1 07.03.2019 (Family: none)

US 2019/0045170 A1 07.02.2019 WO 2017/145531 A1

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 1/00(2006.01)i; A61B 1/045(2006.01)i FI: A61B1/045 611; A61B1/00 510														
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）） A61B1/00; A61B1/045														
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 <table border="0"> <tr> <td>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 - 2020年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996 - 2020年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994 - 2020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 - 2020年	日本国実用新案登録公報	1996 - 2020年	日本国登録実用新案公報	1994 - 2020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 - 2020年													
日本国実用新案登録公報	1996 - 2020年													
日本国登録実用新案公報	1994 - 2020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												
A	JP 2017-158764 A（ソニー株式会社）14.09.2017（2017 - 09 - 14） [0094]	1-7												
A	WO 2019/044328 A1（ソニー株式会社）07.03.2019（2019 - 03 - 07） [0111]-[0115]	1-7												
A	US 2019/0045170 A1（SONY CORPORATION）07.02.2019（2019 - 02 - 07） [0070]	1-7												
☐ 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。														
<table border="0"> <tr> <td>* 引用文献のカテゴリー</td> <td>“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抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの</td> </tr> <tr> <td>“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</td> <td>“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</td> </tr> <tr> <td>“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</td> <td>“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</td> </tr> <tr> <td>“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）</td> <td>“&” 同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>“O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td></td> </tr> <tr> <td>“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</td> <td></td> </tr> </table>			* 引用文献のカテゴリー	“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抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの	“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	“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	“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	“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	“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）	“&” 同一パテントファミリー文献	“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	
* 引用文献のカテゴリー	“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抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの													
“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	“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													
“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	“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													
“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）	“&” 同一パテントファミリー文献													
“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														
国際調査を完了した日 20.05.2020	国際調査報告の発送日 02.06.2020													
名称及びあて先 日本国特許庁(ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	権限のある職員（特許庁審査官） 増淵 俊仁 2Q 4747 電話番号 03-3581-1101 内線 3292													

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2020/012675

引用文献			公表日	パテントファミリー文献			公表日
JP	2017-158764	A	14.09.2017	WO	2017/154434	A1	
				[0094]			
				CN	108697308	A	
WO	2019/044328	A1	07.03.2019	(ファミリーなし)			
US	2019/0045170	A1	07.02.2019	WO	2017/145531	A1	