

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6922358号
(P6922358)

(45) 発行日 令和3年8月18日(2021.8.18)

(24) 登録日 令和3年8月2日(2021.8.2)

(51) Int.Cl.	F 1
G 0 2 B 2 1 / 0 0	(2006. 01)
G 0 2 B 2 1 / 3 6	(2006. 01)
A 6 1 B 3 / 1 0	(2006. 01)
A 6 1 F 9 / 0 0 8	(2006. 01)
G O 2 B 2 1 / 0 0	
G O 2 B 2 1 / 3 6	
A 6 1 B 3 / 1 0	1 0 0
A 6 1 F 9 / 0 0 8	1 3 0

請求項の数 2 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2017-76174(P2017-76174)
 (22) 出願日 平成29年4月6日(2017.4.6)
 (65) 公開番号 特開2018-180119(P2018-180119A)
 (43) 公開日 平成30年11月15日(2018.11.15)
 審査請求日 令和2年3月13日(2020.3.13)

(73) 特許権者 000135184
 株式会社ニデック
 愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14
 (74) 代理人 100166785
 弁理士 大川 智也
 (72) 発明者 松延 剛
 愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株式会社ニデック拾石工場内

審査官 森内 正明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】生体観察システムおよび生体観察制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

観察対象である生体をユーザに観察させる生体観察システムであって、
 前記生体からの光束を導光する光学系、および、前記光学系のフォーカスを調整する観察フォーカス調整駆動部を備えた観察光学部と、

前記生体に応じた光学情報を受光する受光素子と、

前記受光素子によって受光された光学情報を基づいて生成された、前記生体の観察画像を表示する表示部と、

前記表示部によって表示された前記観察画像の表示領域において物体の位置または動作を検出する検出部と、

前記生体観察システムの動作を制御する制御部と、

を備え、

前記表示部は、

画像を表示するモニタと、

前記モニタの表示面から発せられた光線を結像することで、空中に実像である空中画像を表示させる結像部と、

を備えた空中ディスプレイであり、

前記検出部は、

前記空中画像が表示される空中の領域において物体の位置または動作を検出し、

前記制御部は、

10

20

前記観察画像の表示領域において前記検出部によって検出された物体の位置または動作に基づいて、前記受光素子によって撮影された前記観察画像上的一部に、ユーザが注目する領域であり且つ前記観察画像上で移動する領域である注目領域を設定し、

前記受光素子からの信号のうち、設定した前記注目領域内における信号に基づいて、前記注目領域におけるフォーカス状態を取得し、

前記注目領域におけるフォーカス状態の取得結果に基づいて前記観察フォーカス調整駆動部を駆動させることで、前記観察画像における前記注目領域のピントを調整することを特徴とする生体観察システム。

【請求項 2】

生体観察システムを制御する制御装置において実行される生体観察制御プログラムであって、

前記生体観察システムは、

前記生体からの光束を導光する光学系、および、前記光学系のフォーカスを調整する観察フォーカス調整駆動部を備えた観察光学部と、

前記生体に応じた光学情報を受光する受光素子と、

前記受光素子によって受光された光学情報に基づいて生成された、前記生体の観察画像を表示する表示部と、

前記表示部によって表示された前記観察画像の表示領域において物体の位置または動作を検出する検出部と、
を備え、

前記表示部は、

画像を表示するモニタと、

前記モニタの表示面から発せられた光線を結像することで、空中に実像である空中画像を表示させる結像部と、

を備えた空中ディスプレイであり、

前記検出部は、

前記空中画像が表示される空中の領域において物体の位置または動作を検出し、

前記生体観察制御プログラムが前記制御装置の制御部によって実行されることで、

前記観察画像の表示領域において前記検出部によって検出された物体の位置または動作に基づいて、前記受光素子によって撮影された前記観察画像上的一部に、ユーザが注目する領域であり且つ前記観察画像上で移動する領域である注目領域を設定し、

前記受光素子からの信号のうち、設定した前記注目領域内における信号に基づいて、前記注目領域におけるフォーカス状態を取得し、

前記注目領域におけるフォーカス状態の取得結果に基づいて前記観察フォーカス調整駆動部を駆動させることで、前記観察画像における前記注目領域のピントを調整するステップ、

を前記制御装置に実行させることを特徴とする生体観察制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、生体を観察するために用いられる生体観察システムおよび生体観察制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

手術、検査、または診断等が行われる際に、ユーザ（例えば術者等）に生体を観察させるための種々のシステムが知られている。例えば、特許文献1に記載の眼科用手術顕微鏡では、観察光学系は、ユーザの右眼用の観察光路と左眼用の観察光路を備える。ユーザは、観察対象である患者眼を、左右の接眼レンズを通じて双眼で観察することで、患者眼を立体視する。また、生体の断層画像を生成してユーザに観察させる技術（光コヒーレンス

10

20

30

40

50

トモグラフィ(OCT)等も知られている。OCTでは、生体上で測定光が走査され、走査された位置の断層画像が生成(撮影)される。また、例えば眼科分野では、眼底カメラ、走査型レーザ検眼鏡(SLO)等、様々な生体観察システムが使用されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2015-163092号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

生体観察システムでは、より適切に生体をユーザに観察させるために、観察状態(例えば、システムの光学系、または撮影画像の表示方法等)が適宜調整される。例えば、手術顕微鏡では、ユーザが注目する位置が頻繁に変更される場合等に、注目位置に合わせて高速且つ細かくピントを合わせられることが望ましい。また、OCTでは、断層画像の撮影位置、および撮影画像の表示方法等が、ユーザの希望通りに高速且つ正確に変更されることが望ましい。しかし、従来の一般的な生体観察システムでは、ユーザは、観察状態を最適な状態に調整する場合、操作ボタン等を細かく操作する必要があり、手術および検査等の進行が妨げられる場合があった。

【0005】

本開示の典型的な目的は、観察状態を調整するための指示をユーザが容易に入力することが可能な生体観察システムおよび生体観察制御プログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本開示における典型的な実施形態が提供する生体観察システムは、観察対象である生体をユーザに観察させる生体観察システムであって、前記生体からの光束を導光する光学系、および、前記光学系のフォーカスを調整する観察フォーカス調整駆動部を備えた観察光学部と、前記生体に応じた光学情報を受光する受光素子と、前記受光素子によって受光された光学情報に基づいて生成された、前記生体の観察画像を表示する表示部と、前記表示部によって表示された前記観察画像の表示領域において物体の位置または動作を検出する検出部と、前記生体観察システムの動作を制御する制御部と、を備え、前記表示部は、画像を表示するモニタと、前記モニタの表示面から発せられた光線を結像することで、空中に実像である空中画像を表示させる結像部と、を備えた空中ディスプレイであり、前記検出部は、前記空中画像が表示される空中の領域において物体の位置または動作を検出し、前記制御部は、前記観察画像の表示領域において前記検出部によって検出された物体の位置または動作に基づいて、前記受光素子によって撮影された前記観察画像上的一部に、ユーザが注目する領域であり且つ前記観察画像上で移動する領域である注目領域を設定し、前記受光素子からの信号のうち、設定した前記注目領域内における信号に基づいて、前記注目領域におけるフォーカス状態を取得し、前記注目領域におけるフォーカス状態の取得結果に基づいて前記観察フォーカス調整駆動部を駆動させることで、前記観察画像における前記注目領域のピントを調整する。

10

20

30

40

【0007】

本開示における典型的な実施形態が提供する生体観察制御プログラムは、生体観察システムを制御する制御装置において実行される生体観察制御プログラムであって、前記生体観察システムは、前記生体からの光束を導光する光学系、および、前記光学系のフォーカスを調整する観察フォーカス調整駆動部を備えた観察光学部と、前記生体に応じた光学情報を受光する受光素子と、前記受光素子によって受光された光学情報に基づいて生成された、前記生体の観察画像を表示する表示部と、前記表示部によって表示された前記観察画像の表示領域において物体の位置または動作を検出する検出部と、を備え、前記表示部は、画像を表示するモニタと、前記モニタの表示面から発せられた光線を結像することで、

50

空中に実像である空中画像を表示させる結像部と、を備えた空中ディスプレイであり、前記検出部は、前記空中画像が表示される空中の領域において物体の位置または動作を検出し、前記生体観察制御プログラムが前記制御装置の制御部によって実行されることで、前記観察画像の表示領域において前記検出部によって検出された物体の位置または動作に基づいて、前記受光素子によって撮影された前記観察画像上的一部に、ユーザが注目する領域であり且つ前記観察画像上で移動する領域である注目領域を設定し、前記受光素子からの信号のうち、設定した前記注目領域内における信号に基づいて、前記注目領域におけるフォーカス状態を取得し、前記注目領域におけるフォーカス状態の取得結果に基づいて前記観察フォーカス調整駆動部を駆動することで、前記観察画像における前記注目領域のピントを調整するステップ、を前記制御装置に実行させる。

10

【0008】

本開示に係る生体観察システムおよび生体観察制御プログラムによると、観察状態を調整するための指示をユーザが容易に入力することができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】生体観察システム100の概略構成を示す図である。

【図2】OCT部40の概略構成を示す図である。

【図3】空中ディスプレイ70の斜視図である。

【図4】生体観察制御処理の一例を示すフローチャートである。

【図5】観察画像15上に点の関心領域81が指定された場合の注目領域82の一例を示す図である。

20

【図6】観察画像15上に点の関心領域81が指定された場合の走査位置83A, 83Bの一例を示す図である。

【図7】観察画像15上に線の関心領域81が指定された場合の注目領域82の一例を示す図である。

【図8】観察画像15上に線の関心領域81が指定された場合の走査位置83の一例を示す図である。

【図9】観察画像15上に面の関心領域81が指定された場合の注目領域82の一例を示す図である。

【図10】関心領域81の変化に応じて顕微鏡フォーカスの深さ方向の位置が変化する様子を説明するための説明図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0010】

<概要>

本開示で例示する生体観察システムは、観察光学部、受光素子、表示部、検出部、および制御部を備える。観察光学部は、生体からの光束を導光する光学系と、光学系を駆動させる駆動部を備える。受光素子は、生体に応じた光学情報を受光する。表示部は、受光素子によって受光された光学情報に基づいて生成された、生体の観察画像を表示する。検出部は、表示部によって表示された観察画像の表示領域において物体の位置を検出する。制御部は、観察画像の表示領域において検出された物体の位置または動きに応じて、観察光学部の駆動部を制御する。

40

【0011】

この場合、制御部は、観察画像の表示領域において検出された物体の位置情報または動作情報を用いて観察光学部の駆動部を制御することができる。従って、ユーザは、複数の操作ボタンを操作する場合、または操作ボタンの操作回数等を細かく調整する場合等とは異なり、観察画像の表示領域において指等の位置または動きを調整するだけで適切な指示を入力することができる。

【0012】

表示部は、モニタと結像部を備えた空中ディスプレイであってもよい。結像部は、モニタの表示面から発せられた光線を結像することで、空中に実像である空中画像を表示させ

50

る。検出部は、空中画像が表示される空中の領域において物体の位置または動作を検出してもよい。この場合、ユーザは、物体に触れることなく位置情報または動き情報を生体観察システムに入力することができる。従って、ユーザは、手等を清潔に保ちながら観察状態を適切な状態に調整することができる。

【0013】

ただし、表示部は、表示面に画像を表示させる通常のモニタであってもよい。また、検出部は、モニタの表示面に触れた物体の位置または動きを検出するタッチパネルであってもよい。この場合でも、ユーザは、指等の位置または動きを調整するだけで適切な指示を入力することができる。

【0014】

観察光学部は、顕微鏡光学系と顕微鏡フォーカス調整駆動部を備えた顕微鏡部を含んでいてもよい。顕微鏡光学系は、ユーザに生体を拡大観察させるための観察光束を導光する。顕微鏡フォーカス調整駆動部は、顕微鏡光学系における観察光束の光路上に設けられ、顕微鏡光学系のフォーカスを調整する。受光素子は、顕微鏡光学系によって導光された観察光束を受光して観察画像を撮影してもよい。制御部は、観察画像の表示領域において検出部によって検出された物体の位置または動作に基づいて、受光素子によって撮影された観察画像上に注目領域を設定してもよい。制御部は、顕微鏡光学系のフォーカス状態を取得し、顕微鏡光学系のフォーカス状態の取得結果に基づいて顕微鏡フォーカス調整駆動部を駆動することで、観察画像における注目領域のピントを調整してもよい。この場合、ユーザが観察画像上の注目したい位置に指等を移動させるだけで、注目したい位置のピントが適切に調整される。

10

【0015】

なお、検出部によって検出された物体の位置または動作に基づいて注目領域を設定するための具体的な方法は、適宜設定できる。例えば、検出された物体の位置が点で検出された場合、制御部は、検出された点の位置を含む領域（例えば、検出された点を中心とする領域等）を注目領域として設定してもよい。この場合、注目領域の大きさは、予め定められていてもよいし、ユーザからの指示に応じて設定されてもよい。また、検出された物体の位置または動作が線を形成する場合、制御部は、線を含む領域を注目領域として設定してもよい。また、検出された物体の位置または動作が面を形成する場合、制御部は、形成される面を注目領域として設定してもよい。

20

【0016】

また、制御部は、顕微鏡フォーカス状態の取得結果に基づいて調整される顕微鏡フォーカスのピント位置に対する、ユーザが所望するピント位置のオフセット量（ずれ量）の入力を受け付けてもよい。制御部は、顕微鏡フォーカス状態の取得結果に基づくピント位置から、入力されたオフセット量だけずれた位置に、顕微鏡フォーカスのピントを合わせてもよい。この場合、オートフォーカスによって合わせられる通常のピント位置に対して所望の量だけずれた位置に、ピントが合わせられる。よって、ユーザはより適切に生体を観察することができる。

30

【0017】

観察光学部は、OCT光源、光分割器、走査駆動部、およびOCT受光素子を備えたOCT部を含んでいてもよい。OCT光源はOCT光を出射する。光分割器は、OCT光源から出射された光束を測定光束と参照光束に分割する。走査駆動部は、光分割器によって分割された測定光束を生体上で走査する。OCT受光素子は、参照光束と、生体で反射した測定光束の合成によって得られる干渉光を受光する。制御部は、観察画像の表示領域において検出部によって検出された物体の位置または動作に応じてOCT部の走査駆動部を制御してもよい。この場合、ユーザが観察画像上の注目したい位置に指等を移動させるだけで、注目したい位置のOCT信号（例えば、二次元断層画像、三次元断層画像、モーションコントラスト画像等を取得するためのOCT信号）が適切に取得される。

40

【0018】

なお、検出部によって検出された物体の位置または動作に基づいて測定光束の走査位置

50

を制御するための具体的な方法は、適宜設定できる。例えば、検出された物体の位置が点で検出された場合、制御部は、検出された点の位置に基づいて（例えば、検出された点を横断する走査ライン上に）測定光束を走査させてもよい。また、検出された物体の位置または動作が線を形成する場合、制御部は、検出された線の位置に基づいて（例えば、検出された線に重なる走査ライン上、および、検出された線に交差する走査ライン上の少なくともいずれかに）測定光束を走査させてもよい。また、検出された物体の位置または動作が面を形成する場合、制御部は、形成された面の位置に基づいて（例えば、形成された面内で三次元断層画像またはモーションコントラスト画像が取得されるように）測定光束を走査させてもよい。

【0019】

10

観察光学部は、顕微鏡部とOCT部と共に備えていてもよい。OCT部はOCT光調整駆動部を備えていてもよい。OCT光調整駆動部は、測定光束の光路上、および参照光束の光路上の少なくともいずれかに設けられ、測定光束と参照光束の光路長差、および、測定光束を導光する光学系のフォーカスの少なくともいずれかを調整する。制御部は、観察画像の表示領域において検出部によって検出された物体の位置または動作に応じてOCT部の走査駆動部を制御してもよい。また、制御部は、顕微鏡光学系のフォーカス状態の変化に応じてOCT光調整駆動部を駆動させてもよい。

【0020】

この場合、ユーザが観察画像上の注目したい位置に指等を移動させるだけで、顕微鏡部によって観察される範囲のうち注目したい位置のピントが適切に調整されると共に、注目したい位置のOCT信号が適切に取得される。さらに、顕微鏡部によって観察される注目領域のピントが適切に調整されることに加え、OCT部の光路長差およびフォーカス（以下、「OCTフォーカス」という）の少なくともいずれかも適切に調整される。詳細には、光路長差を変更させながら断層画像が取得される位置を探索する自動光路長（OPL）調整のみを行う場合には、制御部は、光路長差を大幅に変動させながら広い範囲を探索する必要がある。同様に、OCTフォーカスを、顕微鏡部のフォーカス（以下、「顕微鏡フォーカス」という）と独立して調整する場合には、OCTフォーカスの調整に時間を要する場合がある。これに対し、制御部は、顕微鏡フォーカスの調整に連動させてOCT光を調整することもできる。従って、OCT光の調整が高速且つ適切に実行される。

20

【0021】

30

光路長差を調整する場合、OCT光調整駆動部は、測定光束と参照光束の光路長差を調整する光路長差調整駆動部を備えていてもよい。OCTフォーカスを調整する場合、OCT光調整駆動部は、測定光束を導光する光学系のフォーカスを調整するOCTフォーカス調整駆動部を、測定光束の光路上に備えていてもよい。

【0022】

40

注目領域における顕微鏡フォーカス状態の変化に応じた光路長差調整駆動部の具体的な駆動方法は、適宜選択できる。例えば、制御部は、顕微鏡フォーカス調整駆動部の駆動量に基づいて、観察する位置の変化量 Z を算出し、算出した Z から光路長差調整駆動部の駆動量を決定してもよい。また、顕微鏡フォーカス調整駆動部の駆動量に対応する顕微鏡フォーカスの移動量と、光路長差調整駆動部の駆動量に対応する光路長差の変動量との比率を用いても良い。この場合、制御部は、顕微鏡フォーカス調整駆動部の駆動量と、前述した比率に応じて、光路長差調整駆動部の駆動量を決定してもよい。また、制御部は、適切な顕微鏡フォーカスに対する現在の顕微鏡フォーカスのずれを検出し、検出した顕微鏡フォーカスのずれに基づいて光路長差調整駆動部の駆動量を決定してもよい。この場合でも、顕微鏡フォーカス状態の変化に応じた光路長差の調整が適切に実行される。なお、制御部は、顕微鏡フォーカス調整駆動部を駆動させた後に光路長差調整駆動部を駆動させてもよいし、顕微鏡フォーカス調整駆動部と光路長差調整駆動部を同時に連動させて駆動することも可能である。

【0023】

制御部は、OCT受光素子を介して取得されるOCT信号を解析し、注目領域における

50

顕微鏡フォーカス状態の変化とOCT信号の解析結果に基づいて、光路長差調整駆動部を駆動させてもよい。この場合、実際に取得されているOCT信号の解析結果も考慮されたうえで光路長差調整駆動部が駆動される。従って、光路長差の調整がより適切に実行される。

【0024】

なお、この場合の光路長差調整駆動部の具体的な制御方法は適宜選択できる。例えば、制御部は、顕微鏡フォーカス調整駆動部の駆動量に基づいて、光路長差調整駆動部を第1位置に駆動させた後、OCT信号の解析結果に基づいて（例えば、OCT信号のレベルが閾値以上となる位置に）光路長差調整駆動部を駆動させてもよい。また、制御部は、顕微鏡フォーカス調整駆動部の駆動量に基づいて光路長差調整駆動部を第1位置に向けて駆動させながら、OCT信号の解析結果を参照することで、駆動を停止させる位置を判断してもよい。また、OCT信号の解析結果を用いずに光路長差調整駆動部を駆動させることも可能である。

10

【0025】

また、制御部は、注目領域における顕微鏡フォーカス状態の変化とOCT信号の解析結果に基づいて、OCTフォーカス調整駆動部を駆動させてもよい。この場合、実際に取得されているOCT信号の解析結果も考慮されたうえでOCTフォーカス調整駆動部が駆動される。従って、OCTフォーカスの調整がより適切に実行される。なお、OCTフォーカス調整駆動部の具体的な制御方法は、光路長差調整駆動部の具体的な制御方法と同様に適宜選択できる。

20

【0026】

なお、生体観察システムは、顕微鏡部とOCT部が一体となった1つのデバイスであってもよいし、顕微鏡部と、顕微鏡部とは別のデバイスであるOCT部とを備えたシステムであってもよい。また、OCT光の調整を制御する制御部は、OCT部に設けられた制御部であってもよいし、顕微鏡部に設けられた制御部であってもよい。顕微鏡部とOCT部の各々に接続されたパーソナルコンピュータ等の制御部が、OCT光の調整を制御してもよい。複数のデバイス（例えば、顕微鏡部とOCT装置）の各々に設けられた制御部が、協同してOCT光の調整を制御してもよい。

【0027】

また、OCT光の走査位置を注目領域に設定せずに、走査位置と注目領域の各々が独立していてもよい。また、OCT光の調整を、注目領域における顕微鏡フォーカスの変化に連動させなくてもよい。

30

【0028】

制御部は、受光素子からの信号のうち、設定した注目領域内における信号に基づいて顕微鏡フォーカス状態を取得してもよい。この場合、観察画像を取得するための受光素子を利用して、注目領域のピントを合わせるための顕微鏡フォーカス状態を適切に取得することができる。従って、眼科用観察システムは、顕微鏡フォーカス状態を取得するための専用の構成が増加することを抑制しつつ、顕微鏡フォーカス状態を適切に取得することができる。

【0029】

なお、受光素子からの信号に基づいて顕微鏡フォーカス状態を取得する方式には、種々の方式を適用できる。例えば、制御部は、コントラスト検出方式によって顕微鏡フォーカス状態を取得してもよい。この場合、制御部は、顕微鏡フォーカスを変更しながら、受光素子によって撮影された観察画像における注目領域内の画像を解析し、注目領域内の画像のコントラストが高くなる位置を顕微鏡フォーカスが合う位置として、顕微鏡フォーカス状態を取得してもよい。

40

【0030】

ただし、コントラスト検出方式以外の方式が用いられてもよい。例えば、制御部は、像面位相差検出方式によって顕微鏡フォーカス状態を取得してもよい。この場合、像の位相差（視差）を検出するために左右方向に非対称な形状に形成された位相差画素が、受光素

50

子の画素の一部に組み込まれている。制御部は、左右いずれかの方向から入射する光が位相差画素によって選択的に受光されることで得られる信号に基づいて、位相差を算出する。制御部は、位相差が小さくなる位置を顕微鏡フォーカスが合う位置とすることで、フォーカス状態を取得してもよい。

【0031】

また、受光素子とは別の位相差検出センサを用いる位相差検出方式を適用してもよい。この場合、手術顕微鏡は、例えば、観察光束から2つの像を作るセパレータレンズと、2つの像から位相差（視差）を検出するための位相差検出センサを備えていてもよい。制御部は、位相差検出センサによって得られる信号に基づいて位相差を算出し、位相差が小さくなる位置を顕微鏡フォーカスが合う位置とすることで、顕微鏡フォーカス状態を取得してもよい。10

【0032】

また、例えば、非点収差方式、ナイフエッジ方式、フーコー方式、臨界角方式等によって顕微鏡フォーカス状態が取得されてもよい。非点収差方式は、円筒レンズと対物レンズの焦点の位置のサによって生じる非点収差を利用して、フォーカス状態を検出する方式である。ナイフエッジ方式は、対物レンズと二分割フォトダイオードの間の対物レンズ焦点上に、光路の半面の光を遮る壁（ナイフエッジ）を設け、二分割フォトダイオードに入射する光の量によってフォーカス状態を検出する方式である。フーコー方式は、対物レンズによる集光点の位置と、プリズム表面位置の関係によって生じる光路の変化を、2つの二分割フォトダイオードによって検出することで、フォーカス状態を検出する方式である。臨界角方式は、臨界角プリズムを用いて、光の反射と透過の比率の変化を二分割フォトダイオードによって検出することで、フォーカス状態を検出する方式である。20

【0033】

また、複数の検出方式を組み合わせたハイブリッド方式が用いられてもよい。例えば、コントラスト検出方式と像面位相差検出方式を組み合わせたハイブリッド検出方式等を採用することも可能である。ハイブリッド検出方式を用いる場合、1つの検出方式でエラーが生じた場合でも、他の検出方式で適切にフォーカス状態が検出される。

【0034】

制御部は、撮影された観察画像に対して画像処理を行うことで、観察画像に写り込んでいる被写体（例えば、生体、または、生体に対して固定された位置に配置される前置レンズの開口の位置等）の動きを検出してもよい。制御部は、検出した被写体の動きに応じて、観察画像における注目領域の位置を追従（トラッキング）させてもよい。この場合、被写体が動いても、注目領域の画像の品質が良好のまま維持される。30

【0035】

観察光学部は、可変絞りと絞り駆動部を備えていてもよい。可変絞りは、顕微鏡光学系における観察光束の光路上に設けられ、観察光束の光束径を調整する。絞り駆動部は可変絞りを駆動させる。制御部は、観察画像の表示領域において検出部によって検出された物体の位置または動作に応じて絞り駆動部を制御してもよい。可変絞りを小さくすると、解像力は低下するが、焦点深度が深くなるのでピントが合いやすくなる。逆に、可変絞りを大きくすると、観察されている範囲の明るさが明るくなり解像力が高くなり、焦点深度は浅くなる。ユーザは、観察画像の表示領域に指等を移動させるだけで、可変絞りによる調整を容易に実行することができる。40

【0036】

生体観察システムは、OCT部を備えずに顕微鏡部のみを備えていてもよいし、顕微鏡部を備えずにOCT部を備えていてもよい。また、本開示で例示する技術の少なくとも一部を、顕微鏡部およびOCT部以外の構成および制御に適用することも可能である。例えば眼科分野では、眼底カメラまたは走査型レーザ検眼鏡（SLO）等の撮影位置またはフォーカス等の調整が、観察画像の表示領域において検出部によって検出された物体の位置または動作に応じて行われてもよい。

【0037】

10

20

30

40

50

また、観察画像の表示領域において検出部によって検出された物体の位置または動作に応じて、撮影された画像の表示状態（例えば画像の向き等）等を制御してもよい。つまり、制御部は、観察画像の表示領域において検出部によって検出された物体の位置または動作に応じて、前記生体観察システムによる生体の観察状態を制御してもよい。この場合でも、ユーザは、観察状態を調整するための指示を容易に入力することができる。

【0038】

医療の現場で表示部として空中ディスプレイを使用する場合、空中ディスプレイの利用方法には、前述した利用方法以外にも有効な利用方法が存在する。例えば、手術等を行う現場では、医師等は、患者に知られたくない情報を複数の医師の間や看護師と共有する必要があるが、従来は、隠語などを使用して伝えるしか術がなかった。従って、患者に知られたくない情報を複数の医師や看護師と共有する作業を行うことは煩雑であった。10

【0039】

そこで、生体観察システムは、モニタの表示面から発せられた光線を結像することで、空中に空中画像を表示させる結像部を備えた空中ディスプレイと、患者が配置される処置台に前記患者が配置されたか否かを検出する患者配置検出部とを備えていてもよい。制御部は、前記患者配置検出部によって前記患者が前記処置台に配置されたことが検出された場合に、特定の情報（例えば、患者に知られたくない情報）を前記空中ディスプレイに表示させてもよい。また、制御部は、前記患者配置検出部によって前記患者が前記処置台から離れたことが検出された場合に、前記空中ディスプレイにおける前記特定の情報の表示を停止させてもよい。この場合、患者が処置台に配置されて空中ディスプレイの表示内容の視認が困難な状態において、特定の情報が自動的に空中ディスプレイに表示される。よって、特定の情報を表示させながら作業を行うことが容易である。20

【0040】

<実施形態>

以下、本開示における典型的な実施形態の1つについて、図面を参照して説明する。本実施形態では、眼科手術において患者眼の立体視等を行うための生体観察システム（以下、単に「観察システム」という）100を例示する。しかし、本実施形態で例示する技術の少なくとも一部は、眼科以外の用途に用いられる観察システムにも適用できる。また、本実施形態では、顕微鏡部1によって撮影した観察画像をディスプレイ67に立体表示させる観察システム100を例示する。しかし、他の方法で生体をユーザに観察させる観察システムにも、本実施形態で例示する技術の少なくとも一部を適用できる。30

【0041】

図1に示すように、本実施形態の観察システム100は、顕微鏡部1、OCT部40、および制御部60を備える。顕微鏡部1およびOCT部40の各々は、生体をユーザに観察させるための光学系および駆動部を備える観察光学部の1種である。なお、以下の説明では、手術顕微鏡1の観察光束RS, LSに沿う方向をZ方向、Z方向に交差する方向をXY方向とする。

【0042】

顕微鏡部1について説明する。図1に示すように、本実施形態の顕微鏡部1は、ベース部2、アーム部4、および観察装置10を備える。ベース部2は顕微鏡部1の土台となる部分である。本実施形態では、後述する制御部60がベース部2内に内蔵されている。アーム部4は、少なくとも1つの関節部を有し、観察装置10を可動可能に支持する。40

【0043】

観察装置10は、照明光学系20、ビームスプリッタ25、反射ミラー26、および観察光学系（顕微鏡光学系）30を備える。照明光学系10は、観察対象である生体（本実施形態では患者眼E）を照明する照明光を射出する。照明光学系10は、観察光学系30における右眼用の観察光束RSの光軸と同軸とされる照明光と、観察光学系30における左眼用の観察光束LSの光軸と同軸とされる照明光を射出することが可能である。ただし、照明光は、観察光束RS, LSの光軸とは異なる角度から観察対象に向けて照射される照明光であってもよい。なお、本実施形態における観察光束RS, LSとは、観察対象か50

らの光束（例えば、観察対象によって反射された照明光の光束）のうち、ユーザUによって観察される光を生成するために観察光学系30によって導光される光束を言う。

【0044】

ビームスプリッタ25は、照明光学系10が射出する照明光の光軸と、観察光学系30における観察光束RS, LSの光軸を同軸とする光軸結合素子の一例である。図1に例示するビームスプリッタ25は、照明光学系10から射出された照明光の少なくとも一部を反射させると共に、観察対象からの観察光束RS, LSの少なくとも一部を透過させることで、照明光の光軸と観察光束RS, LSの光軸を同軸とする。ビームスプリッタ25によって反射された照明光は、観察光束RS, LSの光路の一部と同じ光路を、観察光束RS, LSの進行方向とは逆の方向に進み、観察対象に照射される。

10

【0045】

反射ミラー26は、OCT部40（詳細は後述する）が射出するOCT信号測定用の測定光束を、生体に向けて反射させる。図1に例示する反射ミラー26は、観察光束RS, LSおよび照明光と干渉しない位置（本実施形態では、2つの観察光束RS, LSの間）に設けられている。なお、図1では、反射ミラー26は、ビームスプリッタ25と観察フォーカス調整部32（後述する）の間に設けられているが、反射ミラー26の位置はOCT部40の位置等に応じて適宜変更できる。

【0046】

観察光学系30は、観察対象をユーザに観察（本実施形態では立体視）させるために、観察対象からの観察光束を導光する。本実施形態の顕微鏡部1は、ユーザUの右眼で観察される観察画像と、ユーザUの左眼で観察される観察画像をディスプレイ（本実施形態では立体画像表示装置）67に表示させる（つまり、左右の顕微鏡画像をディスプレイ67に表示させる）ことで、観察対象をユーザUに立体視させる。従って、観察光学系30は、観察対象からの右眼用の観察光束RSを右眼用受光素子38Rに導光すると共に、左眼用の観察光束LSを左眼用受光素子38Lに導光する。制御部50は、2つの受光素子38R, 38Lによる信号に基づいて、ディスプレイ67の画像表示を制御する。なお、観察対象を立体視させるためのディスプレイには、例えば、3Dディスプレイ、ステレオビューア、またはヘッドマウントディスプレイ等の各種デバイスを採用できる。また、右眼用の観察光束RSが導光される右眼用受光素子38Rと、左眼用の観察光束LSが導光される左眼用受光素子38Lが別々に設けられている必要はない。例えば、1つの受光素子の撮影エリア内に、右眼用の観察光束RSが導光されるエリアと、左眼用の観察光束LSが導光されるエリアがそれぞれ設けられていてもよい。

20

【0047】

ユーザは、広角観察ユニット27を使用した状態で生体を観察することもできる。広角観察ユニット27は、患者眼Eの眼底の観察画角を広げるために使用される。例えば、ユーザは、患者眼Eの眼底を観察する際に広角観察ユニット27を使用し、患者眼Eの前眼部を観察する際に広角観察ユニット27を取り外すことで、部位に応じた適切な観察を行うことができる。本実施形態における広角観察ユニット27は、観察光学系30側に配置される縮小レンズ28と、患者眼E側に配置される前置レンズ29を備える。

30

【0048】

観察光学系30は、対物レンズ31、観察フォーカス調整部32、ズーム・絞り光学系35、および前述した受光素子38R, 38Lを備える。観察フォーカス調整部32は、観察光束RS, LSの光路上に設けられており、観察光学系30のフォーカス（顕微鏡フォーカス）を調整することができる。ズーム・絞り光学系35は、受光素子38R, 38Lによる生体の撮影倍率の変更、および、観察光束の光束径の調整を実行することができる。詳細には、本実施形態では、ズーム・絞り光学系35におけるレンズの少なくとも一部が観察光束RS, LSに沿う方向に移動されることで、撮影倍率が変更される。また、ズーム・絞り光学系35における左右の観察光束の各々の光路上には、可変絞り36が設けられている。可変絞り36の開口径が絞り駆動部（例えばモータ等）37によって調整されることで、観察光束の光束径が調整される。

40

50

【0049】

一例として、本実施形態の観察フォーカス調整部32は、対物レンズ31と観察フォーカス調整駆動モータ34を備える。さらに、広角観察ユニット27が使用される場合には、広角観察ユニット27の縮小レンズ(正レンズ)28も、観察フォーカス調整部32の一部となる。観察フォーカス調整駆動モータ34は、対物レンズ31(広角観察ユニット37が使用される場合には、対物レンズ31と縮小レンズ28)を、観察光束RS, LSに沿う方向に移動させる。その結果、観察光学系30のフォーカス(以下、「観察フォーカス」という)が変更される。なお、本実施形態では、観察フォーカス調整駆動モータ34として、対物レンズ31を移動させるモータと、縮小レンズ28を移動させるモータが別々に設けられている。従って、対物レンズ31と、対物レンズ31の鏡筒外に設置される縮小レンズ28が、共に適切に移動される。しかし、対物レンズ31と縮小レンズ28が1つのモータで移動されてもよいことは言うまでもない。10

【0050】

なお、観察フォーカス調整部の構成を変更することも可能である。例えば、観察フォーカス調整部は、ズーム・絞り光学系35におけるレンズの少なくとも一部(例えば、図1の例では、光路の上流側から正レンズ、負レンズ、正レンズ、正レンズの順に並んでいるレンズのうち、最も上流側の正レンズ)を観察光束RS, LSに沿う方向に移動させることで、観察フォーカスを調整してもよい。また、観察フォーカス調整部は、対物レンズ31よりも光路の受光素子38R, 38L側に負レンズを備え、観察フォーカス調整駆動モータ34によって負レンズを観察光束RS, LSに沿う方向に移動させることで、観察フォーカスを調整してもよい。20

【0051】

また、観察光学系30は、ユーザUに接眼レンズを覗かせて観察対象を立体視させるための構成をさらに備えていてもよい。この場合、観察光学系30は、右眼用の観察光束RSをユーザUの右眼用の接眼レンズに導光すると共に、左眼用の観察光束LSをユーザUの左眼用の接眼レンズに導光すればよい。

【0052】

OCT部40について説明する。OCT部40は、光コヒーレンストモグラフィー(OCT)の原理を用いてOCT信号(本実施形態では、OCT断層画像)を取得する。本実施形態では、OCT部40は、顕微鏡部1における観察装置10に組み込まれている。つまり、本実施形態では、顕微鏡部1とOCT部40が一体となっている。しかし、観察システム100では、顕微鏡部1とOCT部40が別のデバイスとなっていてもよい。30

【0053】

図2を参照して、OCT部40の光学系の構成について説明する。OCT部40は、OCT光源41、カップラー(光分割器)42、測定光学系43、参照光学系54、およびOCT受光素子(検出器)59を備える。OCT光源41は、OCT信号を取得するための光(OCT光)を出射する。カップラー42は、OCT光源41から出射された光束を、測定光束と参照光束に分割する。また、本実施形態のカップラー42は、生体によって反射された測定光束と、参照光学系54によって生成された参照光束とを合成し、OCT受光素子59に受光させる。40

【0054】

測定光学系43は、カップラー42によって分割された測定光束を生体(患者眼E)に導くと共に、生体によって反射された測定光束をカップラー42に戻す。本実施形態では、測定光学系43は、光路の上流側(OCT光源41側)から順に、コリメータレンズ44、NA調整部45、光スキャナ(走査駆動部)46、レンズ50、およびレンズ52を備える。コリメータレンズ44は、カップラー42によって分割されてファイバを通過した測定光束を平行光束とする。

【0055】

NA調整部45は、コリメータレンズ44から平行光束として入射する測定光束のビーム径を変更することで、生体に向けて集光される測定光束の開口数NAを調整する。一例50

として、本実施形態の N A 調整部 4 5 には、公知の無限焦点ズームシステムが採用されている。制御部 6 0 は、N A 調整部 4 5 に設けられたモータ（図示せず）の駆動を制御し、N A 調整部 4 5 が備えるレンズを光軸方向に移動させることで、ビーム径を変更する。その結果、生体に向けて集光される測定光束の開口数 N A が調整されて、O C T 信号を取得する際の横分解能と焦点深度が調整される。

【 0 0 5 6 】

光スキャナ 4 6 は、駆動部によって駆動されることで、測定光束を二次元方向に走査させる。その結果、生体におけるO C T 信号の取得位置が決定される。本実施形態の光スキャナ 4 6 は、患者眼 E の瞳孔と略共役な位置に設けられている。また、本実施形態では、互いに異なる方向に測定光束を偏向させることができ可能な 2 つのガルバノミラーが光スキャナ 4 6 として用いられている。しかし、光を偏向させる別のデバイス（例えば、ポリゴンミラー、レゾナントスキャナ、音響光学素子等の少なくともいざれか）が光スキャナ 4 6 として用いられてもよい。

10

【 0 0 5 7 】

レンズ 5 0 およびレンズ 5 2 は、光スキャナ 4 6 よりも下流側（つまり、生体側）の測定光束の光路上に設けられており、測定光束を患者眼 E に向けて投影する投影光学系として機能する。本実施形態のレンズ 5 0 , 5 2 はケプラー式望遠鏡である。なお、O C T 部 4 0 は、測定光束を導光する測定光学系 4 3 のフォーカス（以下、「O C T フォーカス」という）を調整するO C T フォーカス調整部 4 9 を備える。図 2 に例示するO C T フォーカス調整部 4 9 は、ケプラー式望遠鏡における前群のレンズ 5 0 と、O C T フォーカス調整駆動モータ 5 1 を備える。O C T フォーカス調整駆動モータ 5 1 は、レンズ 5 0 を測定光束に沿う方向に移動させることでO C T フォーカスを調整することができる。

20

【 0 0 5 8 】

参照光学系 5 4 は、参照光束を導光してカップラー 4 2 に戻す。本実施形態の参照光学系 5 4 は、コリメータレンズ 5 5 および参照ミラー 5 7 を備える。コリメータレンズ 5 5 は、カップラー 4 2 によって分割されてファイバを通過した参照光束を平行光束とする。参照ミラー 5 7 は、参照光束を反射させてカップラー 4 2 に戻す。なお、参照光学系 5 4 の構成は変更できる。例えば、参照光学系 5 4 は、カップラー 4 2 から導かれた参照光束を反射させずに、光ファイバ等の透過光学系によってカップラー 4 2 に戻してもよい。

30

【 0 0 5 9 】

O C T 部 4 0 は、測定光束と参照光束の光路長差を調整する光路長差調整部 5 6 を備える。光路長差が調整されることで、O C T 信号が取得される深さ方向（Z 方向）の範囲（断層画像を取得する場合には、断層画像の深さ方向の視野）が変更される。光路長差調整部 5 6 は、測定光束の光路上、および参照光束の光路上の少なくともいざれかに設けられる。図 2 に例示する光路長差調整部 5 6 は、参照ミラー 5 7 と、光路長差調整駆動モータ 5 8 を備える。光路長差調整駆動モータ 5 8 は、参照ミラー 5 7 を参照光束に沿う方向に移動させることで、光路長差を調整する。ただし、光路長差調整部の構成も適宜変更できる。例えば、光路長差調整部は、測定光束の光路上に設けられたコリメータレンズ 4 4 と、カップラー 4 2 から測定光束を導くファイバの端部を光軸方向に移動させることで、光路長差を調整してもよい。また、光路長差調整部は、参照光束の光路上に設けられたコリメータレンズ 5 5 と、カップラー 4 2 から参照光束を導くファイバの端部を光軸方向に移動させることで、光路長差を調整してもよい。

40

【 0 0 6 0 】

O C T 受光素子 5 9 は、測定光束と参照光束の干渉状態を検出する。フーリエドメイン O C T の場合には、干渉光のスペクトル強度がO C T 受光素子 5 9 によって検出され、スペクトル強度データに対するフーリエ変換によって、所定範囲における深さプロファイル（A スキャン信号）が取得される。観察システム 1 0 0 には、種々のO C T を採用できる。例えば、S p e c t r a l - d o m a i n O C T (S D - O C T) 、 S w e p t - s o u r c e O C T (S S - O C T) 、 T i m e - d o m a i n O C T (T D - O C T) 等のいざれを観察システム 1 0 0 に採用してもよい。

50

【0061】

図1の説明に戻る。観察システム100は、空中ディスプレイ70および検出部75を備える。図3に示すように、空中ディスプレイ70はモニタ71および結像部72を備える。モニタ71は、発光性を有し、各種画像を表示する。結像部(本実施形態では空中結像パネル)72は、モニタ71の表示面から発せられた光線を結像することで、空中の表示領域73に、実像である空中画像を表示させる。結像部72には、例えば、再公表2009-131128、WO2014/024677等で開示されている光学結像装置等を用いてもよい。本実施形態では、結像部72は、モニタ71の上部から前方に延びる支持板74の先端部と、モニタ71の下部によって、モニタ71の表示面に対して斜めに配置されている。その結果、結像部72を対称面として、モニタ71の表示面の対称となる位置に表示領域73が形成される。検出部75は、空中の表示領域73における物体の位置または動作を検出する。一例として、本実施形態の検出部75は、発光部および受光部を備える。発光部は近赤外光を発光させる。受光部は、表示領域73に位置する物体(例えば、ユーザの手、指、またはユーザが持つ器具等)から反射された近赤外光を受光し、受光した光の位相の遅れを計測することで、物体の位置を検出する。物体の位置が連続して検出されることで、物体の動きが検出される。

【0062】

操作部69は、ユーザUが各種操作指示を観察システム100に入力するために、ユーザによって操作される。本実施形態では、操作部69として、ユーザUの足で操作されるフットスイッチが少なくとも設けられている。従って、ユーザUは、手術器具等を手で扱いながら、各種操作指示を操作部69から入力することができる。ただし、フットスイッチと共に、またはフットスイッチの代わりに、他のデバイス(例えば、各種ボタンおよびタッチパネル等)が操作部69として用いられてもよい。

【0063】

制御部60は、観察システム100の各種制御(例えば、顕微鏡フォーカス調整部32による顕微鏡フォーカスの調整制御、OCT部40による測定光束の走査制御、およびOCT光の調整制御等)を司る。制御部60は、CPU61、RAM62、ROM63、および不揮発性メモリ(NVM)64を備える。CPU61は各種制御を行うコントローラである。RAM62は各種情報を一時的に記憶する。ROM63には、CPU61が実行するプログラム、および各種初期値等が記憶されている。NVM64は、電源の供給が遮断されても記憶内容を保持できる非一過性の記憶媒体である。後述する生体観察制御処理を実行するための生体観察制御プログラムは、NVM64に記憶されていてもよい。

【0064】

なお、本実施形態では、一例として、顕微鏡部1に設けられた制御部60が、顕微鏡フォーカスの調整制御、OCT部40による測定光束の走査制御、およびOCT光の調整制御等を行う制御部として機能する。つまり、本実施形態では、顕微鏡部1が、観察システム100を制御する制御装置として機能する。しかし、観察システム100の制御を司る制御部(つまり、生体観察制御プログラムを実行する制御部)の構成は、適宜変更できる。例えば、顕微鏡部1に接続されたパーソナルコンピュータ(図示せず)の制御部が、観察システム100を制御してもよい。複数の装置の各々に設けられた制御部(例えば、顕微鏡部1の制御部60と、パーソナルコンピュータの制御部)が協同して、観察システム100を制御してもよい。

【0065】

<観察光学系のフォーカス状態の取得>

本実施形態の制御部60は、顕微鏡部1における観察光学系30のフォーカス状態(以下、単に「顕微鏡フォーカス状態」という場合もある)を取得することができる。詳細は後述するが、本実施形態の制御部60は、空中ディスプレイ70によって表示された観察画像の表示領域において検出部75によって検出された物体の位置または動作に応じて、観察画像内に注目領域を設定する。また、制御部60は、顕微鏡フォーカス状態の取得結果に応じて、観察画像における注目領域のピントを自動的に調整することができる。ここ

で、顕微鏡フォーカス状態の取得方法の一例について説明する。本実施形態の制御部 60 は、受光素子 38R, 38L からの信号に基づいて顕微鏡フォーカス状態を取得する。従って、本実施形態の観察システム 100 では、顕微鏡フォーカス状態を取得（検出）するための専用の構成を省略することができる。

【0066】

一例として、本実施形態の制御部 60 は、コントラスト検出方式によって顕微鏡フォーカス状態を取得する。詳細には、制御部 60 は、顕微鏡フォーカス調整部 32 によって顕微鏡フォーカスを変更しながら、受光素子 38R, 38L によって撮影された観察画像（本実施形態では顕微鏡画像）のうち、注目領域内の画像を解析する。制御部 60 は、注目領域内の画像のコントラストが最も高くなる位置を、顕微鏡フォーカスが合う位置とすることで、顕微鏡フォーカス状態を取得する。ただし、前述したように、顕微鏡フォーカス状態を取得する方式として、コントラスト検出方式以外の方式が用いられてもよい。10

【0067】

<生体観察制御処理>

以下、観察システム 100 の制御部 60 が実行する生体観察制御処理について説明する。制御部 60 の CPU 61 は、NVM 64 に記憶された生体観察制御プログラムに従って、図 4 に示す生体観察制御処理を実行する。

【0068】

まず、CPU 61 は事前処理を開始する（S1）。前述したように、CPU 61 は、観察光学系 30 の受光素子 38R, 38L によって患者眼 E を撮影する。事前処理では、CPU 61 は、受光素子 38R, 38L からの信号に基づいて、ディスプレイ 67 への観察画像の表示を開始させる。この場合、CPU 61 は、予め設定された領域（例えば、画面中央の領域）における顕微鏡フォーカス状態を取得し、顕微鏡フォーカス状態が良好となるように顕微鏡フォーカスを調整してもよい。また、CPU 61 は、顕微鏡フォーカス状態を取得せずに、顕微鏡フォーカスを調整可能範囲の中点に置いて観察画像の撮影および表示を開始させてもよい。また、CPU 51 は、観察光学系 30 の光学パラメータに基づいて、OCT 部 40 における光路長差を調整する。例えば、焦点距離を変更できる対物レンズ 31 が用いられており、焦点距離が 170 mm から 200 mm に変更された場合を例示する。この場合、対物レンズ 31 から患者眼 E までの距離（ワーキングディスタンス）も 30 mm 程度長くなる。従って、CPU 51 は、観察光学系 30 の光学パラメータ（焦点距離）に基づいて光路長差調整部 56 の駆動を制御し、光路長差を 30 mm 程度変化させる。20

【0069】

次いで、CPU 61 は、受光素子 38R, 38L によって撮影された最新の観察画像を取得し、空中ディスプレイ 70 に表示させる（S2）。CPU 61 は、空中の表示領域 73 内の物体（例えば、ユーザの指等）を、検出部 73 によって検出する（S3）。空中の表示領域 73 内において、関心領域を指定するための物体の位置または動作が検出されなければ（S6：NO）、処理はそのまま S30 へ移行する。関心領域を指定するための物体の位置または動作が検出されると（S6：YES）、CPU 61 は、検出された物体の位置または動作に応じて、顕微鏡フォーカスの調整制御、OCT 部 40 による測定光束の走査制御、および OCT 光の調整制御を実行する（S9～S24）。30

【0070】

まず、CPU 61 は、表示領域 73 内で検出された物体の位置または動作に応じて、観察画像内に注目領域を設定する（S9）。次いで、CPU 61 は、顕微鏡フォーカス状態を取得する（S10）。前述したように、本実施形態の CPU 61 は、設定した注目領域内における受光素子 38R, 38L からの信号に基づいて、注目領域における顕微鏡フォーカス状態を取得する。次いで、CPU 61 は、顕微鏡フォーカス状態の取得結果に基づいて顕微鏡フォーカス調整駆動部 32 の駆動を制御することで、観察画像における注目領域のピントを調整する（S11）。さらに、CPU 61 は、表示領域 73 内で検出された物体の位置または動作に応じて、OCT 部 40 による測定光束の走査位置を設定する（S12）。40

12)。

【0071】

以上の処理について、図5～図9を参照して具体的に説明する。なお、図5～図9では、空中ディスプレイ70による空中の表示領域73において、眼底の観察画像15が表示されている状態が例示されている。図5～図9に示す観察画像15では、視神経乳頭77、黄斑78、および眼底血管79等の組織が写っている。また、以下説明する関心領域81は、領域だけでなく、点および線も含む。

【0072】

まず、図5および図6を参照して、ユーザの関心領域81が点で指定された場合の処理の一例について説明する。図5および図6に示す例では、ユーザは、表示領域73に表示された観察画像15上の1点に指等を位置させることで、点の関心領域81を指定している。この場合、CPU61は、点の関心領域81を含む領域を注目領域82として設定する(S9)。図5に示す例では、検出された点の関心領域81を中心とする長方形の領域が、注目領域82として設定されている。なお、注目領域82の形状は長方形に限定されない。注目領域82の大きさは、予め定められていてもよいし、ユーザからの指示(例えば、操作部69による操作指示等)に応じて設定されてもよい。

【0073】

また、図6に示すように、CPU61は、検出された点の関心領域81の位置に基づいて、OCT部40による測定光束の走査位置83A, 83Bを設定する(S12)。図6に示す例では、点の関心領域81を横断し、且つ互いに直行する2つのライン状の走査位置83A, 83Bが設定されている。なお、走査位置83の数が2つに限定されないことは言うまでもない。CPU61は、走査位置83Aに測定光束を走査することで撮影された二次元断層画像84Aを、走査位置83Aと並べて表示させる。また、CPU61は、走査位置83Bに測定光束を走査することで撮影された二次元断層画像84Bを、走査位置84Bと並べて表示させる。

【0074】

また、ユーザは、表示領域73に対して指等によって特定の動作を行うことで、表示領域73における二次元断層画像84A, 84Bの表示および非表示を切り替えることができる。本実施形態では、CPU61は、表示されている二次元断層画像84A, 84B上で指等を横断させる(スワイプジェスチャーを行う)動作が検出されると、横断位置に表示させていた二次元断層画像84A, 84Bを非表示とする。また、同様の動作が再度検出されると、CPU61は、二次元断層画像84A, 84Bを表示領域73内に表示させる。従って、ユーザは、表示領域73に表示されている観察画像15上に対して特定の動作を行うことで、二次元断層画像84A, 84Bの表示および非表示を容易に切り換えることができる。

【0075】

図7および図8を参照して、ユーザの関心領域81が線で指定された場合の処理の一例について説明する。図7および図8に示す例では、ユーザは、表示領域73に表示された観察画像15上で指等を線状に移動させる(スワイプジェスチャーを行う)ことで、線の関心領域81を指定している。この場合、CPU61は、線の関心領域81を含む領域を注目領域82として設定する(S9)。図7に示す例では、検出された直線状の関心領域81の長さと一辺の長さが同じであり、且つ、直線状の関心領域81を中心として対称な形状となる長方形の注目領域82が設定されている。なお、図5および図6に示した例と同様に、注目領域82の形状および大きさ等は適宜変更できる。

【0076】

また、図8に示すように、CPU61は、検出された線の関心領域81の位置に基づいて、OCT部40による測定光束の走査位置83を設定する(S12)。図8に示す例では、線の関心領域81上に走査位置83が設定されている。ユーザは、複数の関心領域81および走査位置83を指定してもよい。また、図8に示す例では、関心領域81および走査位置83の長さは測定光束のスキャン範囲以下の長さに限定される。CPU61は、

10

20

30

40

50

走査位置 8 3 に測定光束を走査させることで撮影された二次元断層画像 8 4 を、走査位置 8 3 と並べて表示させる。また、C P U 6 1 は、図 5 および図 6 で例示した方法と同様の方法で、二次元断層画像 8 4 の表示および非表示を切り替える。

【 0 0 7 7 】

図 9 を参照して、ユーザの関心領域 8 1 が面で指定された場合の処理の一例について説明する。面の関心領域 8 1 をユーザが指定する方法は、適宜選択できる。例えば、ユーザは、四角形の関心領域 8 1 を指定する場合、対角線の少なくとも一方に沿うように観察画像 1 5 上で指等を移動させてよい。また、ユーザは、四角形の関心領域 8 1 を指定する場合、指定する関心領域 8 1 の 4 つの頂点のうちの少なくとも 2 つ（例えば、互いに対角に位置する 2 つの頂点）に指等を位置させてよい。なお、点および線の関心領域 8 1 と面の関心領域 8 1 を区別するための特定の動作が設けられていてよい。例えば、C P U 6 1 は、対角線の開始点または頂点をユーザに指定させる場合に、同一の点を複数回指定させる動作をユーザに要求してもよい。図 9 に示す例では、検出された面の関心領域 8 1 と同一の領域に注目領域 8 2 が設定される（S 9）。ただし、関心領域 8 1 と注目領域 8 2 は同一の領域でなくてもよい。10

【 0 0 7 8 】

C P U 6 1 は、検出された面の関心領域 8 1 の位置に基づいて、O C T 部 4 0 による測定光束の走査位置を設定する（S 1 2）。図 9 に示す例では、面の関心領域 8 1 内で三次元断層画像 8 5 を取得するためのラスタースキャンの走査位置（図示せず）が設定されている。C P U 6 1 は、関心領域 8 1 内で測定光束のラスタースキャンを実行することで撮影された三次元断層画像 8 5 を、表示領域 7 3 内に表示させることができる。また、C P U 6 1 は、関心領域 8 1 内で撮影された複数の二次元断層画像 8 4 の少なくとも 1 つを、表示領域 7 3 内に表示させることもできる。20

【 0 0 7 9 】

C P U 6 1 は、図 5 および図 6 で例示した方法と同様の方法で、二次元断層画像 8 4 の表示および非表示を切り替える。また、C P U 6 1 は、表示領域 7 3 に表示された三次元断層画像 8 5 上で検出された物体の位置または動作に応じて、三次元断層画像 8 5 の向きを変更することができる。例えば、三次元断層画像 8 5 上で左から右への物体の動作（左から右へのスワイプジェスチャー）が検出されると、C P U 6 1 は、表示させている三次元断層画像 8 5 を左から右へ（つまり、上方から見て反時計回りに）回転させる。従って、ユーザは、表示させている三次元断層画像 8 5 の向きを、容易に適切な向きに調整することができる。30

【 0 0 8 0 】

図 1 0 を参照して、顕微鏡フォーカスを調整する処理（S 1 1）について説明する。図 1 0 に示す例では、ユーザによって関心領域 8 1 A が関心領域 8 1 B に変更された場合、患者眼 E の動きが無くても、Z 方向における顕微鏡フォーカスの適切な位置は、+ Z 方向に Z だけ移動する。この場合、C P U 6 1 は、変更された関心領域 8 1 B に基づいて設定される注目領域のフォーカスが合うように、顕微鏡フォーカス調整駆動モータ 3 4 を制御する。従って、ユーザが注目する位置のピントが適切に調整される。

【 0 0 8 1 】

また、C P U 6 1 は、S 1 1 の処理において、ユーザによって入力されたオフセット量に基づいてピントを調整することも可能である。本実施形態では、ユーザは、顕微鏡フォーカス状態の取得結果に基づいて合わせられる通常のピント位置（オフセット量が「0」の場合にオートフォーカスによって合わせられるピント位置）に対する、所望のピント位置の、光軸に沿う方向のオフセット量（ずれ量）を入力することができる。オフセット量の入力方法は適宜選択できる。例えば、「オフセット無し」「前ピン」「後ピン」の中の 1 つをユーザに選択させる方法でもよい。また、オフセットが無い場合を「0」として、プラスおよびマイナスのずれ量の数値をユーザに入力させる方法でもよい。C P U 6 1 は、オフセット量が入力されている場合、顕微鏡フォーカス状態の取得結果に基づく通常のピント位置（本実施形態では、注目領域 8 2 のコントラストが最も良くなるピント位置）4050

から、入力されたオフセット量だけずれた位置にピントを合わせる。

【0082】

図4の説明に戻る。CPU61は、注目領域82における顕微鏡フォーカス状態の変化に応じてOCT光を調整するための処理を実行する(S13～S17)。一例として、本実施形態のCPU61は、観察光学系30(顕微鏡フォーカス調整部32を含む)の光学パラメータと、顕微鏡フォーカス調整部32の駆動量に基づいて、観察する位置(顕微鏡フォーカスを合わせる位置)の深さ方向(Z方向)の移動量Zを算出する。CPU61は、移動量Zに基づいてOCT光を調整する。以下、詳細に説明する。

【0083】

まず、CPU61は、観察光学系30の光学パラメータを取得する(S13)。本実施形態では、顕微鏡フォーカス調整部32によって変化する観察光学系30の焦点距離が取得される。さらに、本実施形態では、広角観察ユニット27(図1参照)が使用されているか否かに応じて光学パラメータが変化する。従って、本実施形態のCPU61は、広角観察ユニット27の有無に応じた光学パラメータを取得する。具体的には、本実施形態では、観察光学系30の中間像(前置レンズ29の前側焦点位置)への観察物体の結像倍率

\times_1 、および縦倍率 \times_1 (広角観察ユニット27が使用されるか否か、および焦点距離に応じて変化する)が、観察光学系30の光学パラメータとして取得される。また、本実施形態では、OCT部40の観察物体のケブラー式望遠鏡における前群のレンズ50の焦点位置、すなわちファイバ端面の中間像への結像倍率 \times_2 および縦倍率 \times_2 も取得される。

【0084】

次いで、CPU61は、観察する位置がZ方向において移動した量Zを、顕微鏡フォーカス状態の変化に基づいて算出する(S14)。例えば、図6に示す例では、観察する位置が81Aから81Bに移動したことに伴い、顕微鏡フォーカス調整部32によって顕微鏡フォーカスが調整される。従って、CPU61は、顕微鏡フォーカス調整部32の駆動量から、観察する位置の移動量Zを算出することができる。図1に示す例では、中間像位置における顕微鏡フォーカスの移動量(顕微鏡フォーカス調整部32における対物レンズ31および縮小レンズ28の繰出し量に一致する)を Z_1 とするとき、 $Z = \times_1 \times Z_1 = \times_1^2 \times Z_1$ となる。

【0085】

次いで、CPU61は、顕微鏡フォーカスSfを合わせる基準とする観察目標位置と、OCT信号を取得する基準とするOCT目標位置の、光束に沿う深さ方向(Z方向)のずれ量を取得する(S15)。なお、OCT目標位置は、ゼロディレイ位置(OCT光の光路長差がゼロとなる位置)を合わせる基準とする目標位置、および、OCTフォーカスSfを合わせる基準とする目標位置の少なくともいずれかとされる。本実施形態の観察システム100では、ユーザは、操作部69等に指示を入力することで、深さ方向における観察目標位置とOCT目標位置を別々に指定することも可能である。なお、観察目標位置とOCT目標位置が深さ方向において一致している場合には、S15で取得されるずれ量はゼロとなる。

【0086】

次いで、CPU61は、観察する位置のZ方向の移動量Zに基づいてOCT部40の光路長差調整部56を駆動させることで、光路長差を調整する(S16)。本実施形態では、CPU61は、光路長差調整部56の光路長差調整駆動モータ58の駆動を制御し、

$Z \times n_g$ (n_g は、患者眼Eの群屈折率)だけ参照ミラー57を移動させることで、光路長差を調整する。例えば、図6に示す例では、顕微鏡フォーカスの変化に伴って光路長差が調整される結果、Z方向の地点Aが中心となっていたOCT信号取得範囲が、地点Bを中心とするOCT信号取得範囲に変更される。なお、観察目標位置と、ゼロディレイ位置を合わせる目標位置がずれている場合には、CPU61は、S15で取得したずれ量も考慮して光路長差調整部56を駆動させる。従って、観察目標位置と、ゼロディレイ位置を合わせる目標位置がずれている場合でも、光路長差が適切に調整される。

【0087】

10

20

30

40

50

次いで、CPU61は、観察する位置の移動量Zに基づいてOCTフォーカス調整部49を駆動させることで、OCTフォーカスを調整する(S17)。本実施形態では、図1に示すように、OCTの測定光束も、顕微鏡フォーカス調整部32を通過する。従って、顕微鏡フォーカス調整部32が駆動されると、OCTフォーカスも移動する。しかし、顕微鏡部1の観察光とOCT光の波長の違い等によって、顕微鏡フォーカス調整部32の駆動量に対する顕微鏡フォーカスの移動量とOCTフォーカスの移動量は一致しない場合がある。従って、本実施形態のCPU61は、顕微鏡フォーカス状態の変化に応じてOCTフォーカス調整部49も駆動させることで、OCTフォーカスをより正確に調整する。

【0088】

なお、OCTフォーカス調整部49の駆動量は、測定光学系43等の光学パラメータに基づいて算出することができる。一例として、中間像位置におけるOCTフォーカスの移動量を Z_2 、測定光学系43における結像倍率を α_2 、縦倍率を β_2 、OCTフォーカス調整部32の駆動量(本実施形態ではレンズ52の移動量)を Z_3 すると、 $Z_2 = \alpha_2 \times Z_3 = \beta_2^2 \times Z_3$ となる。 Z_2 は、S14で算出される観察位置の移動量 Z に応じて定まるので、前述した式からOCTフォーカス調整部32の駆動量を算出することができる。また、観察目標位置と、OCTフォーカスOfを合わせる目標位置がずれている場合には、CPU61は、S15で取得したずれ量も考慮してOCTフォーカス調整部32を駆動させる。

【0089】

以上説明したS13～S17の処理が行われることで、注目領域82における顕微鏡フォーカス状態の変化に応じたOCT光の調整が実行される。その結果、OCT部40の光路長差およびOCTフォーカスは高速且つ容易に調整される。ここで、顕微鏡フォーカス状態の変化に応じたOCT光の調整のみを実行してもよいが、本実施形態のCPU61は、OCT信号の解析結果に基づくOCT光の調整も実行する(S19～S22)。その結果、OCT光の調整がより適切に行われる。以下詳細に説明する。

【0090】

まず、CPU61は、OCT受光素子59を介してOCT信号を仮取得し、解析する(S19)。次いで、CPU61は、解析したOCT信号のレベルが閾値よりも大きいか否かを判断する(S20)。OCT信号のレベルが閾値以下である場合には(S20: NO)CPU61は、光路長差調整部56を駆動させて光路長差の微調整を行うと共に(S21)、OCTフォーカス調整部49を駆動させてOCTフォーカスの微調整を行う(S22)。処理はS19へ戻り、OCT信号のレベルが閾値より大きくなるまでS19～S22の処理が繰り返される。光路長差およびOCTフォーカスは、顕微鏡フォーカス状態の変化に応じて概ね適切に調整されるので、OCT信号の解析結果に基づく調整(S19～S22)の範囲は狭くすることが可能である。よって、OCT光は、高速且つ適切に調整される。OCT信号のレベルが閾値よりも大きくなると(S20: YES)、CPU61は、OCT信号を正式に取得する(S24)。

【0091】

なお、OCT信号を解析する方法も適宜選択できる。例えば、CPU61は、取得されたOCT画像の全体の信号を解析してもよい。また、CPU61は、取得されたOCT画像のうち、関心領域81を中心とする所定範囲の信号を解析してもよい。この場合、関心領域81の近傍におけるOCT画像の品質がさらに向上する。また、CPU61は、取得されたOCT画像のうち、関心領域81の近傍の解析結果を、関心領域81から離間した位置の解析結果よりも重視する重み付けを行ってもよい。

【0092】

次いで、CPU61は、検出部75による検出結果に応じた絞り調整処理を行う(S30)。詳細には、CPU61は、可変絞り36を調整する指示が検出部75によって検出されると、指示に応じて絞り駆動部37を駆動し、可変絞り36の開口径を調整する。可変絞り36を調整する指示の入力方法は、適宜選択できる。例えば、表示領域73に表示されている観察画像15のうち、一度設定された関心領域81と同一の位置で物体が検出

10

20

30

40

50

された場合に、可変絞り 3 6 の開口径が小さくされてもよい。例えば、被写体である生体等によっては、S 1 1 で実行される観察画像のオートフォーカスが適切に行われ難い場合もあり得る。オートフォーカスが適切に行われなかった場合、ユーザは、可変絞り 3 6 を小さくする指示を入力することで、焦点深度を深くしてピントを合致させやすくすることができる。逆に、ユーザは、可変絞り 3 6 を大きくする指示を入力することで、観察している範囲の明るさを明るくすることもできる。

【0093】

次いで、CPU 6 1 は、注目領域 8 2 のトラッキング処理を実行し (S 3 1)、処理は S 2 へ戻る。注目領域 8 2 のトラッキング処理とは、検出した被写体の動きに応じて注目領域 8 2 の位置を追従 (トラッキング) させる処理である。一例として、本実施形態の CPU 6 1 は、受光素子 3 8 R, 3 8 L によって撮影された観察画像 1 5 に対して画像処理を行うことで、観察画像 1 5 に写っている被写体の動きを検出する。例えば、CPU 6 1 は、画像処理を行うことで、生体の特定部位 (例えば、視神経乳頭 7 7、黄斑 7 8、および眼底血管 7 9 の少なくともいずれか) を検出し、特定部位の移動を検出することで被写体の動きを検出してもよい。また、光学観察ユニット 2 7 (図 1 参照) が使用されている場合には、CPU 6 1 は、広角観察ユニット 2 7 が備える前置レンズ 2 9 の位置 (例えば、前置レンズ 2 9 の開口の位置) の移動を検出することで、被写体の動きを検出してもよい。CPU 6 1 は、検出した被写体の動きに応じて注目領域 8 2 の位置を追従させる。その結果、被写体が動いても、注目領域における観察画像 1 5 の品質が良好なまま維持される。なお、CPU 6 1 は、検出した被写体の動きに応じて、OCT 測定光束の走査位置を追従させる処理も実行する。10

【0094】

以上のように、本実施形態では、ユーザは、表示領域 7 3 に表示された観察画像 1 5 上の所望の位置に指等を直接移動させることで、観察状態を調整するための指示を容易且つ適切に入力することができる。CPU 6 1 は、検出された位置情報および動作情報の少なくともいずれかを用いて観察状態を調整するので、ユーザの希望に合致した調整をより正確に実行できる。20

【0095】

なお、本実施形態の生体観察システム 1 0 0 は、空中ディスプレイ 7 0 の表示領域における特定の情報の表示制御を自動的に行う機能も有する。詳細には、生体観察システム 1 0 0 は、処置台 (例えば手術台) に患者が配置されているか否かを検出する患者配置検出部 (一例として、処置台に配置された感圧センサ等) を備える。CPU 6 1 は、患者が処置台に配置されたことが患者配置検出部によって検出された場合に、患者に知られたくない情報等である特定情報の、空中ディスプレイ 7 0 への表示を開始させる。また、CPU 6 1 は、患者が処置台から離れたことが検出された場合に、空中ディスプレイ 7 0 における特定情報の表示を停止させる。その結果、特定情報が自動的且つ適切に空中ディスプレイ 7 0 に表示される。30

【0096】

上記実施形態で開示された技術は一例に過ぎない。従って、上記実施形態で例示された技術を変更することも可能である。例えば、上記実施形態で例示した複数の技術の一部のみを実行することも可能である。上記実施形態では、空中ディスプレイ 7 0 に表示された観察画像 1 5 上における物体の検出結果に基づいて、顕微鏡部 1 の顕微鏡フォーカスの調整処理、および、OCT 部 4 0 による測定光束の走査位置の設定処理が共に実行される。しかし、顕微鏡部 1 の顕微鏡フォーカスの調整処理、および、OCT 部 4 0 による測定光束の走査位置の設定処理の一方のみが、検出部 7 5 による検出結果に基づいて実行されてもよい。観察システムは、顕微鏡部 1 および OCT 部 4 0 の一方のみを備えていてもよい。また、手術顕微鏡および OCT 装置以外のデバイスに、上記実施形態で例示された技術の少なくとも一部を適用してもよい。例えば、生体の撮影を行う各種デバイス (例えば、眼科分野であれば眼底カメラ、走査型レーザ検眼鏡、赤外カメラ) において、撮影範囲を決める光学系を駆動させる基準となる位置、または、撮影画像のフォーカスを合わせる基4050

準となる位置が、観察画像上における物体の検出結果に基づいて設定されてもよい。また、OCT部40によって取得されるモーションコントラスト画像の撮影範囲が、観察画像上における物体の検出結果に基づいて設定されてもよい。モーションコントラスト画像とは、組織における動き（例えば、組織の血管を流れる血流、組織内のリンパ液の流れ等）を示す画像である。制御部61は、組織の同一位置から異なるタイミングで複数のOCT信号を取得し、取得した複数のOCT信号を処理することで、モーションコントラスト画像を取得することが可能である。

【0097】

上記実施形態の受光素子38R, 38Lは、顕微鏡部1の観察光学系30によって導光される観察光束を受光することで、観察画像15を撮影する。しかし、生体の観察画像を取得する方法を変更してもよい。例えば、OCT装置では、被検体の正面画像を撮影する正面画像撮影部が、OCT部とは別に設けられていてもよい。この場合、正面画像撮影部の撮影素子が観察画像を撮影する。また、OCT受光素子が取得するOCT信号から得られるEnface画像が観察画像として用いられてもよい。この場合、OCT受光素子が、観察画像を生成するための光学情報を受光する受光素子として機能する。

10

【0098】

また、上記実施形態では、注目領域82における顕微鏡フォーカス状態の変化に応じて、OCT部40における光路長差の調整とOCTフォーカスの調整が共に実行される。しかし、光路長差の調整とOCTフォーカスの調整の一方のみが実行されてもよい。また、OCT光の調整を、顕微鏡フォーカス状態の変化に連動させなくてもよい。また、上記実施形態では、OCT信号の解析結果に応じて、OCT光路長差の微調整(S21)、およびOCTフォーカスの微調整(S22)が共に実行される。しかし、S21およびS22の処理の少なくともいずれかを省略することも可能である。

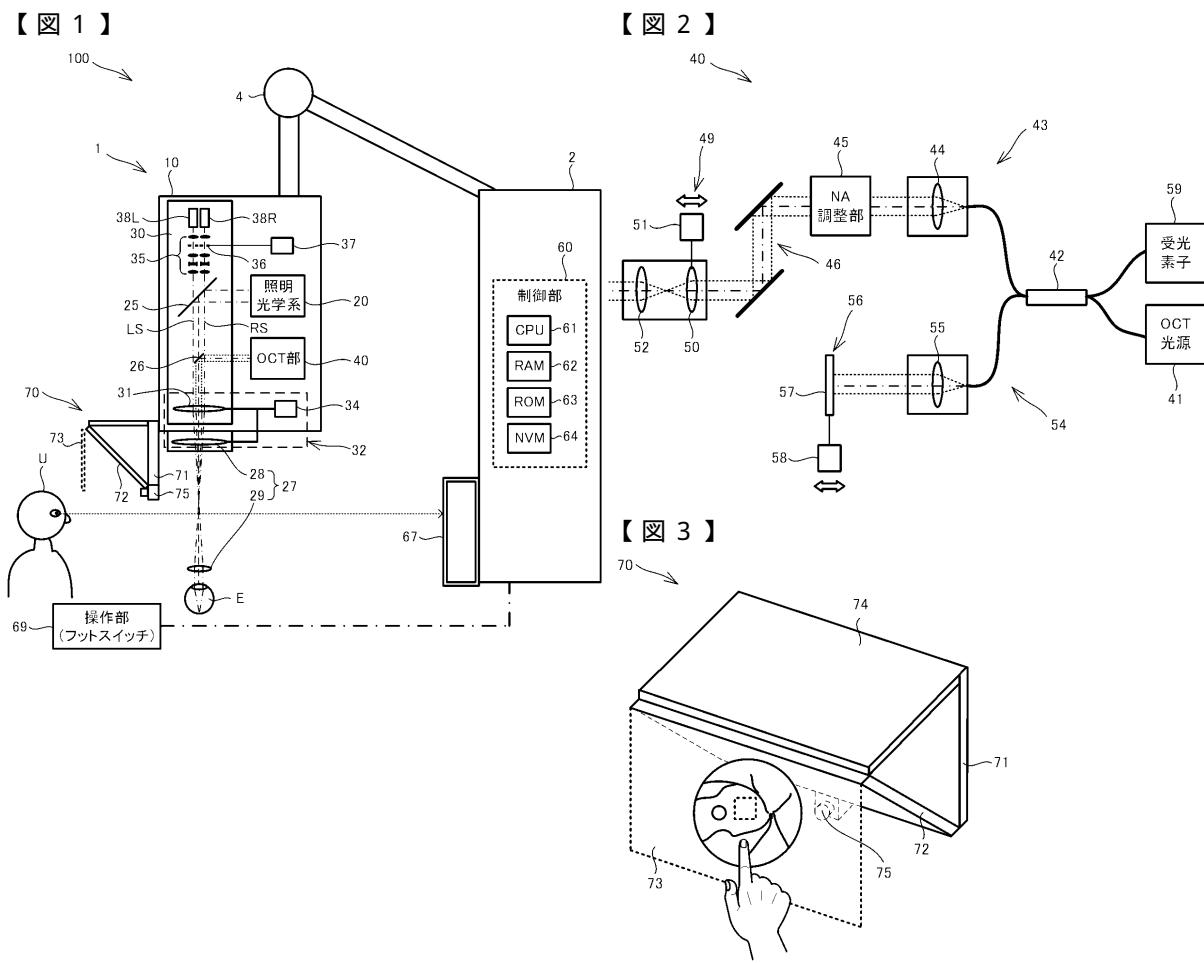
20

【符号の説明】

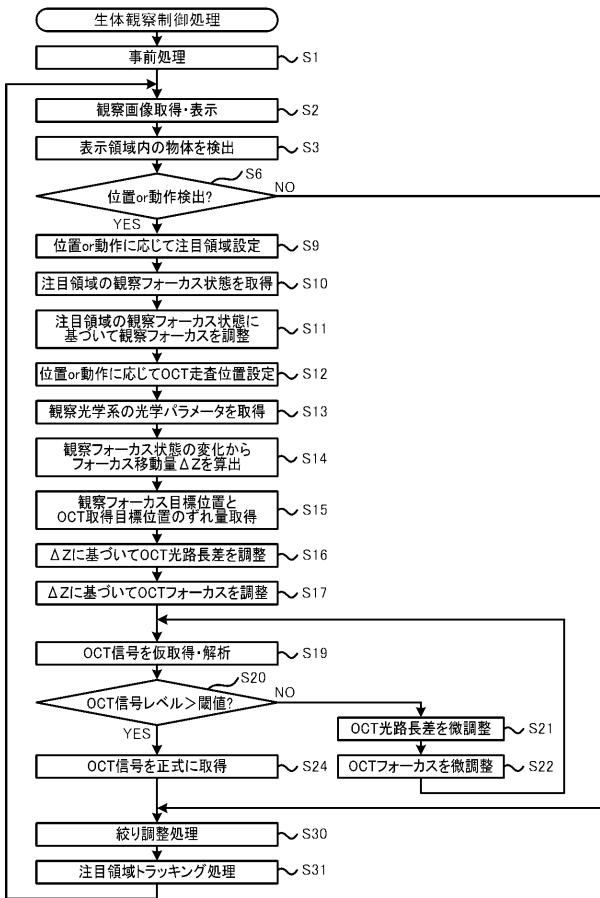
【0099】

1	顕微鏡部	
2 0	照明光学系	
3 0	観察光学系	
3 2	顕微鏡フォーカス調整部	
3 4	顕微鏡フォーカス調整駆動モータ	30
3 6	可変絞り	
3 7	絞り駆動部	
3 8 R , 3 8 L	受光素子	
4 0	OCT部	
4 1	OCT光源	
4 2	カップラー	
4 3	測定光学系	
4 6	光スキヤナ	
4 9	OCTフォーカス調整部	
5 1	OCTフォーカス調整駆動モータ	40
5 4	参照光学系	
5 6	光路長差調整部	
5 8	光路長差調整駆動モータ	
5 9	OCT受光素子	
6 0	制御部	
6 1	CPU	
7 0	空中ディスプレイ	
7 1	モニタ	
7 2	結像部	
7 3	表示領域	50

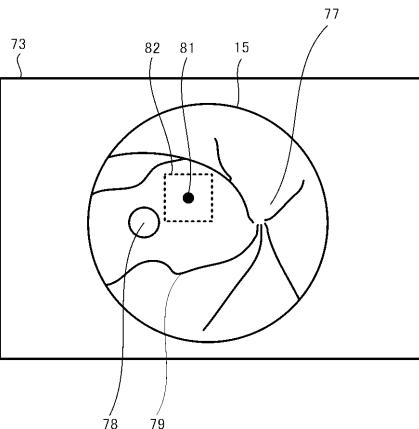
75 検出部
100 生体観察システム



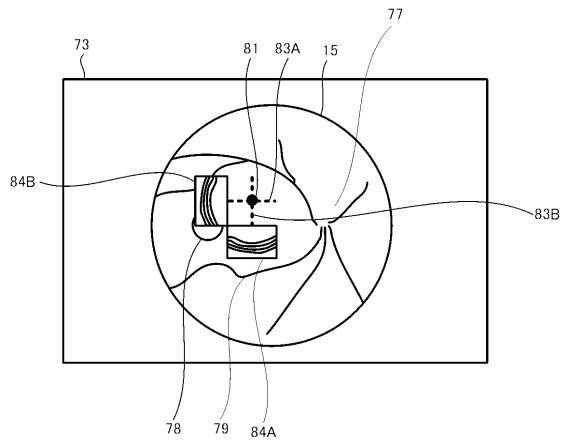
【図4】



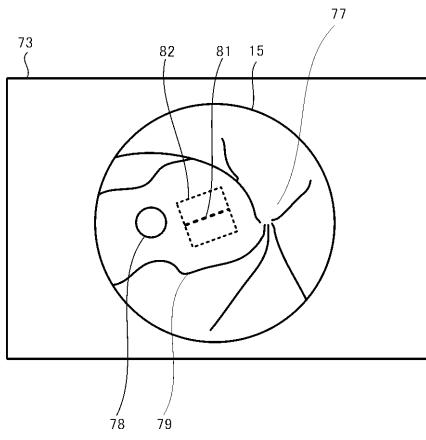
【図5】



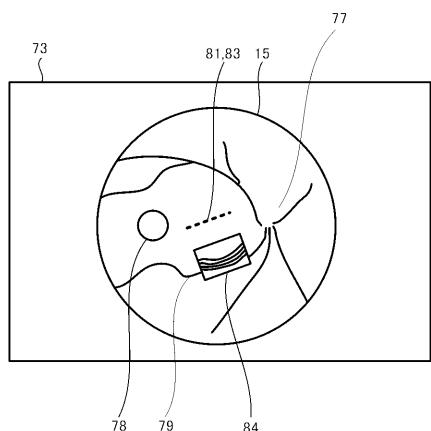
【図6】



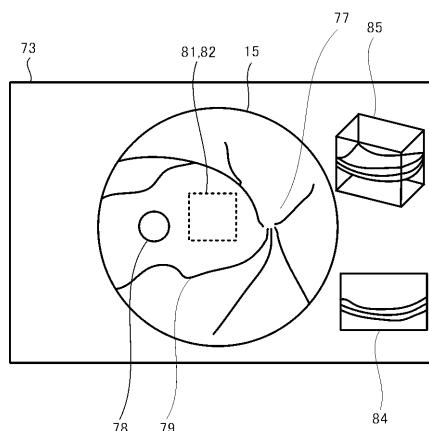
【図7】



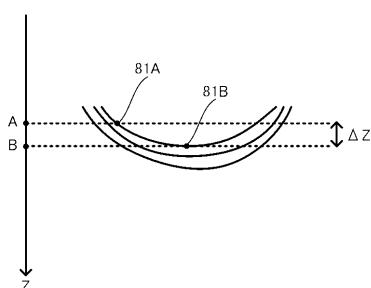
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2016-67795(JP,A)
特開2009-142313(JP,A)
特開2010-181172(JP,A)
特開2016-55123(JP,A)
国際公開第2016/047173(WO,A1)
特開2016-95634(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B	3 / 0 0	-	3 / 1 8
A 6 1 F	9 / 0 0	-	1 1 / 1 4
G 0 2 B	2 1 / 0 0	-	2 1 / 3 6