

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-129649

(P2017-129649A)

(43) 公開日 平成29年7月27日(2017.7.27)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
GO3B 5/00 (2006.01)	GO3B 5/00 H	2H040
GO3B 15/00 (2006.01)	GO3B 15/00 L	2H052
GO3B 17/56 (2006.01)	GO3B 17/56 A	2H105
GO2B 21/36 (2006.01)	GO2B 21/36	2K005
GO2B 23/24 (2006.01)	GO2B 23/24 B	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 25 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2016-7621 (P2016-7621)
 (22) 出願日 平成28年1月19日 (2016.1.19)

(71) 出願人 313009556
 ソニー・オリンパスメディカルソリューションズ株式会社
 東京都八王子市子安町四丁目7番1号
 (74) 代理人 100095957
 弁理士 亀谷 美明
 (74) 代理人 100096389
 弁理士 金本 哲男
 (74) 代理人 100101557
 弁理士 萩原 康司
 (74) 代理人 100128587
 弁理士 松本 一騎

最終頁に続く

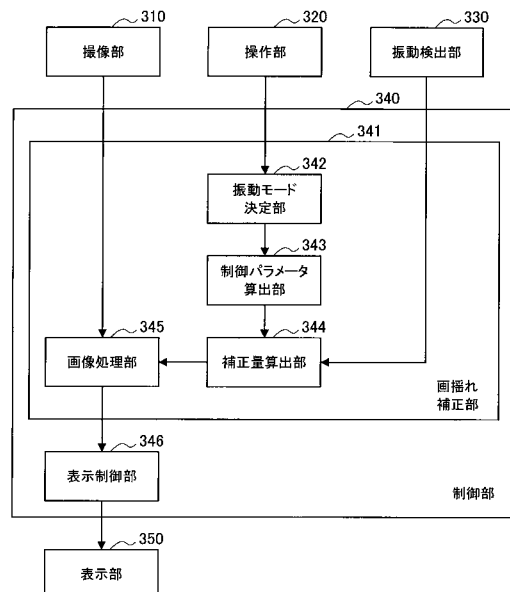
(54) 【発明の名称】 医療用観察装置、医療用観察システム及び画揺れ補正方法

(57) 【要約】

【課題】より振動の影響の少ない安定的な観察像を得ることを可能にする。

【解決手段】術部を拡大観察するための観察部と、前記観察部の振動を検出する振動センサと、前記観察部を支持する支持部と、前記振動センサによる検出値に基づいて、前記観察部によって観察される画像の揺れを補正する画揺れ補正を行う制御部と、を備える、医療用観察装置を提供する。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

術部を拡大観察するための観察部と、
前記観察部の振動を検出する振動センサと、
前記観察部を支持する支持部と、
前記振動センサによる検出値に基づいて、前記観察部によって観察される画像の揺れを補正する画揺れ補正を行う制御部と、
を備える、医療用観察装置。

【請求項 2】

前記制御部は、前記支持部の状態に応じて前記観察部の振動モードを決定し、決定した前記振動モードに更に基づいて、前記画揺れ補正を行う、
請求項 1 に記載の医療用観察装置。

10

【請求項 3】

前記支持部の動作モードを変更するための操作部、を更に備え、
前記振動モードは、前記操作部に対するユーザの操作に応じて決定される、
請求項 2 に記載の医療用観察装置。

【請求項 4】

前記振動モードは、人が手術室内を歩行することによって生じる歩行床振動、前記観察部が移動することにより生じる観察部移動振動、及び前記観察部が移動した後その位置が固定されることにより生じる観察部固定振動、の少なくともいずれかの振動の特性を含む振動のモードとして、決定される、
請求項 2 に記載の医療用観察装置。

20

【請求項 5】

前記観察部は、撮像素子によって観察光を受光することにより画像を生成する撮像部を有し、
前記画揺れ補正は、前記撮像素子における画素ごとの観察光の取り込み位置を補正することにより画像の揺れを補正する、電子式の補正方法に従って行われる、
請求項 1 に記載の医療用観察装置。

【請求項 6】

前記画揺れ補正は、前記観察部において観察光を導光する光学系の位置を移動させることにより画像の揺れを補正する、レンズシフト方式での光学式の補正方法に従って行われる、
請求項 1 に記載の医療用観察装置。

30

【請求項 7】

前記観察部は、撮像素子によって観察光を受光することにより画像を生成する撮像部を有し、
前記画揺れ補正は、前記撮像素子の位置を移動させることにより画像の揺れを補正する、イメージャシフト方式での光学式の補正方法に従って行われる、
請求項 1 に記載の医療用観察装置。

【請求項 8】

前記観察部の筐体には、前記観察部を移動させる際にユーザによって把持される把持部が設けられる、
請求項 1 に記載の医療用観察装置。

40

【請求項 9】

前記支持部は複数の回転軸部を有し、
前記複数の回転軸部には、それぞれ、前記回転軸部における振動を抑制する振動抑制機構が設けられる、
請求項 1 に記載の医療用観察装置。

【請求項 10】

前記観察部は、内視鏡と、前記内視鏡の基端に接続され内部に撮像素子によって観察光

50

を受光することにより画像を生成する撮像部が設けられるカメラヘッドと、から構成され、

前記医療用観察装置は、前記カメラヘッドが前記支持部によって支持される内視鏡装置である、

請求項 1 に記載の医療用観察装置。

【請求項 1 1】

術部を撮影する撮像部、前記撮像部の振動を検出する振動センサ、前記撮像部を支持する支持部、及び、前記振動センサによる検出値に基づいて前記撮像部によって撮影される画像の揺れを補正する画揺れ補正を行う制御部、を有する医療用観察装置と、

前記医療用観察装置によって画揺れ補正が施された画像を表示する表示装置と、
を備える、医療用観察システム。

10

【請求項 1 2】

術部を拡大観察するための観察部、前記観察部の振動を検出する振動センサ、及び前記観察部を支持する支持部、を有する医療用観察装置において、前記振動センサによる検出値に基づいて、前記観察部によって観察される画像の揺れを補正する画揺れ補正を行う、画揺れ補正方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、医療用観察装置、医療用観察システム及び画揺れ補正方法に関する。

20

【背景技術】

【0002】

外科手術において、顕微鏡部等の術部を拡大観察可能な観察用機器（以下、観察部ともいう）によって術部を観察しながら手術を行う手法が用いられている。その際、当該観察部の位置及び姿勢を高精度に移動、固定するために、当該観察部をアーム部（支持部）によって保持する医療用観察装置が用いられている。

【0003】

ここで、医療用観察装置においては、例えば手術室内を移動する医療スタッフの歩行等により、観察部が振動してしまう場合がある。このような振動は、拡大観察における観察像の揺れ（画揺れ）を引き起こすため、この揺れが収まるまで作業を行えないこととなり、術者の精神的な負担を増加させるとともに、手術の効率を低下させる原因となっていた。

30

【0004】

そこで、観察対象を拡大観察するための観察用機器においては、振動がより抑制された安定的な観察像を得るための技術が開発されている。例えば、特許文献 1 には、顕微鏡において、振動を検出するための加速度センサを備え、当該加速度センサによって検出された振動と逆位相で対物レンズを駆動させることにより、安定的な観察像を得ることを可能にする技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0005】

【特許文献 1】特開平 8 - 5 9 2 2 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、特許文献 1 に記載の技術は、アーム部によって支持される顕微鏡部を対象としたものではなく、また、手術時に術部を観察する用途を前提としたものでもない。このように、特許文献 1 に記載の技術は、必ずしも医療用観察装置に適したものとは言えなかった。

【0007】

50

そこで、本開示では、より振動の影響の少ない安定的な観察像を得ることが可能な、新規かつ改良された医療用観察装置、医療用観察システム及び画揺れ補正方法を提案する。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本開示によれば、術部を拡大観察するための観察部と、前記観察部の振動を検出する振動センサと、前記観察部を支持する支持部と、前記振動センサによる検出値に基づいて、前記観察部によって観察される画像の揺れを補正する画揺れ補正を行う制御部と、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、術部を撮影する撮像部、前記撮像部の振動を検出する振動センサ、前記撮像部を支持する支持部、及び、前記振動センサによる検出値に基づいて前記撮像部によって撮影される画像の揺れを補正する画揺れ補正を行う制御部、を有する医療用観察装置と、前記医療用観察装置によって画揺れ補正が施された画像を表示する表示装置と、を備える、医療用観察システムが提供される。

10

【0010】

また、本開示によれば、術部を拡大観察するための観察部、前記観察部の振動を検出する振動センサ、及び前記観察部を支持する支持部、を有する医療用観察装置において、前記振動センサによる検出値に基づいて、前記観察部によって観察される画像の揺れを補正する画揺れ補正を行う、画揺れ補正方法が提供される。

【0011】

本開示によれば、振動センサによって観察部の振動が検出され、その検出値に基づいて、当該観察部によって得られる画像の揺れを補正する画揺れ補正が行われる。従って、より振動の影響の少ない安定的な観察像を得ることが可能になる。よって、手術時における術者の精神的負担を軽減するとともに、手術を円滑に進めることが可能になる。

20

【発明の効果】

【0012】

以上説明したように本開示によれば、より振動の影響の少ない安定的な観察像を得ることが可能になる。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、又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、又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。

30

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本実施形態に係る観察システムの一構成例を示す図である。

【図2】各回転軸部に設けられ得る振動抑制機構の一構成例を示す図である。

【図3】各回転軸部に設けられ得る振動抑制機構の他の構成例を示す図である。

【図4】本実施形態に係る画揺れ補正処理を実現する制御部の機能構成の一例を示すブロック図である。

【図5】本実施形態の一変形例に係る画揺れ補正処理を実現する制御部の機能構成の一例を示すブロック図である。

【図6】本実施形態に係る画揺れ補正方法の処理手順の一例を示すフロー図である。

40

【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. 観察装置の構成
2. 画揺れ補正処理の詳細
3. 画揺れ補正方法

50

4. 補足

【0016】

なお、以下では、本開示の実施形態に係る観察装置に対して各種の操作を行うユーザのことを、便宜的に術者と記載する。ただし、当該記載は観察装置を使用するユーザを限定するものではなく、観察装置に対する各種の操作は、他の医療スタッフ等、あらゆるユーザによって実行されてよい。

【0017】

(1. 観察装置の構成)

図1を参照して、本開示の好適な一実施形態に係る観察システムの構成について説明するとともに、当該観察システムを構成する観察装置の構成について説明する。図1は、本実施形態に係る観察システムの一構成例を示す図である。

10

【0018】

本実施形態に係る観察システム1は、手術や検査等の医療行為に用いられる医療用観察装置である。図1を参照すると、本実施形態に係る観察システム1は、顕微鏡部110を備え、当該顕微鏡部110によって患者の術部を撮影する観察装置10と、観察装置10によって撮影された術部の画像(静止画像及び動画像)を表示する表示装置20と、から構成される。手術時又は検査時には、術者は、観察装置10によって撮影され表示装置20に表示された画像を参照しながら、術部を観察し、当該術部に対して各種の処置を行う。

【0019】

(表示装置)

表示装置20は、上述したように、観察装置10によって撮影された患者の術部の画像を表示する。表示装置20は、例えば手術室の壁面等、手術室内において術者によって視認され得る場所に設置される。表示装置20の種類は特に限定されず、表示装置20としては、例えばCRT(Cathode Ray Tube)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(Electro-Luminescence)ディスプレイ装置等、各種の公知の表示装置が用いられてよい。また、表示装置20は、必ずしも手術室内に設置されなくてもよく、ヘッドマウントディスプレイ(HMD: Head Mounted Display)や眼鏡型のウェアラブルデバイスのように、術者が身に付けて使用するデバイスに搭載されてもよい。

20

30

【0020】

(観察装置)

観察装置10は、患者の術部を拡大観察するための顕微鏡部110と、顕微鏡部110を保持する支持部120(アーム部120)と、支持部120の一端が接続され顕微鏡部110及び支持部120を支持するベース部130と、観察装置10の動作を制御する制御装置140と、を備える。

【0021】

(ベース部)

ベース部130は、顕微鏡部110及び支持部120を支持する。ベース部130は板状の形状を有する架台131と、架台131の下面に設けられる複数のキャスター132と、を有する。架台131の上面に支持部120の一端が接続され、架台131から延伸される支持部120の他端(先端)に顕微鏡部110が接続される。また、観察装置10は、キャスター132を介して床面と接地し、当該キャスター132によって床面上を移動可能に構成されている。

40

【0022】

なお、以下の説明では、観察装置10が設置される床面に対して鉛直な方向をz軸方向と定義する。z軸方向のことを上下方向又は垂直方向とも呼称する。また、z軸方向と互いに直交する2方向を、それぞれ、x軸方向及びy軸方向と定義する。x-y平面と平行な方向のことを水平方向とも呼称する。

【0023】

50

(顕微鏡部)

顕微鏡部 110 は、患者の術部を拡大観察するための顕微鏡鏡体によって構成される。図示する例では、顕微鏡部 110 の光軸方向は、z 軸方向と略一致している。顕微鏡部 110 は、電子撮像式の顕微鏡に対応する構成を有しており、略円筒形状を有する筒状部 112 と、筒状部 112 内に設けられる撮像部 111 と、から構成される。また、撮像部 111 は、対物レンズ、ズームレンズ等の光学系と、当該光学系を通過した光により被写体（すなわち術部）の像を撮影する撮像素子と、から構成される。また、本実施形態では、顕微鏡部 110 に、撮像部 111 の振動を検出するための振動センサ 113 が設けられる。

【 0024 】

筒状部 112 の下端の開口面には、撮像部 111 を保護するためのカバーガラスが設けられる。筒状部 112 の内部には、光源も設けられており、撮影時には、当該光源からカバーガラス越しに被写体に対して照明光が照射される。当該照明光の被写体からの反射光（観察光）が、カバーガラスを介して撮像部 111 に入射することにより、当該撮像部 111 によって術部の画像に係る信号（画像信号）が取得される。

【 0025 】

撮像部 111 としては、各種の公知の電子撮像式の顕微鏡部に用いられている構成が適用されてよいため、ここではその詳細な説明は省略する。例えば、撮像部 111 の撮像素子としては、CCD (Charge Coupled Device) センサや CMOS (Complementary Metal - Oxide - Semiconductor) センサ等の各種の公知の撮像素子が適用されてよい。また、撮像部 111 は、1 対の撮像素子を備えた、いわゆるステレオカメラとして構成されてもよい。また、撮像部 111 の光学系についても、各種の公知の構成が適用され得る。更に、撮像部 111 には、AF (Auto Focus) 機能や光学ズーム機能等の、一般的に電子撮像式の顕微鏡部に備えられる各種の機能が搭載され得る。

【 0026 】

振動センサ 113 は、撮像部 111 の振動（例えば、振動方向、振幅及び振動の周波数等）を検出するセンサである。振動センサ 113 としては、加速度センサ、ジャイロセンサ等、一般的に振動の検出に用いられる各種の公知のセンサが用いられてよい。ただし、後述するように、本実施形態では、振動センサ 113 の検出値に基づいて、撮像部 111 によって撮影された画像の揺れ（すなわち、観察像の揺れ）を補正する画揺れ補正処理が行われるため、振動センサ 113 としては、少なくとも撮像素子の受光面と平行な面内での振動を検出し得るものが用いられる。また、振動センサ 113 は、撮像部 111 の振動をより高精度に検出できるように、撮像部 111 の近傍に設置されることが好ましい。更に、顕微鏡部 110 の小型化のため、振動センサ 113 も、比較的小型であることが好ましい。

【 0027 】

顕微鏡部 110 によって取得された画像信号は制御装置 140 に送信され、当該制御装置 140 において、当該画像信号に対して、例えばガンマ補正、ホワイトバランスの調整、電子ズーム機能に係る拡大及び画素間補正等、各種の画像処理が行われる。当該画像処理では、画像を表示するために一般的に行われる各種の画像処理が行われてよい。また、本実施形態では、振動センサ 113 による検出値も制御装置 140 に送信される。更に、制御装置 140 は、撮像部 111 の振動モードを決定する機能を有しており、当該制御装置 140 は、決定した振動モード、及び当該検出値に基づいて、画揺れ補正処理を実行する。なお、画揺れ補正処理の詳細については、下記（ 2 . 画揺れ補正処理の詳細 ）で改めて説明する。上記の画像処理が行われるとともに画揺れ補正が反映された画像信号が、手術室に設けられる表示装置 20 に送信され、当該表示装置 20 に術部の画像が、例えば光学ズーム機能及び / 又は電子ズーム機能によって所望の倍率に適宜拡大されて表示される。なお、制御装置 140 と表示装置 20 との間の通信は、有線又は無線の公知の各種の方式で実現されてよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 8 】

なお、顕微鏡部 1 1 0 に、上記の画像処理を行うための処理回路が設けられていてもよく、上記の画像処理は、制御装置 1 4 0 によって行われず、顕微鏡部 1 1 0 の当該処理回路によって行われてもよい。この場合、顕微鏡部 1 1 0 に搭載される処理回路において適宜画像処理が施された後の画像情報が、顕微鏡部 1 1 0 から手術室に設けられる表示装置 2 0 に送信され得る。また、この場合、顕微鏡部 1 1 0 と表示装置 2 0 との間の通信は、有線又は無線の公知の各種の方式で実現されてよい。

【 0 0 2 9 】

顕微鏡部 1 1 0 には、顕微鏡部 1 1 0 の動作を制御するための各種のスイッチが設けられる。例えば、顕微鏡部 1 1 0 には、当該顕微鏡部 1 1 0 の撮影条件を調整するためのズームスイッチ 1 5 1 (ズーム SW 1 5 1) 及びフォーカススイッチ 1 5 2 (フォーカス SW 1 5 2)、並びに、支持部 1 2 0 の動作モードを変更するための動作モード変更スイッチ 1 5 3 (動作モード変更 SW 1 5 3) が設けられる。

10

【 0 0 3 0 】

術者は、ズーム SW 1 5 1 及びフォーカス SW 1 5 2 を操作することにより、顕微鏡部 1 1 0 の倍率及び焦点距離を、それぞれ調整することができる。また、術者は、動作モード変更 SW 1 5 3 を操作することにより、支持部 1 2 0 の動作モードを、固定モード及びフリーモードのいずれかに切り替えることができる。

【 0 0 3 1 】

ここで、固定モードは、支持部 1 2 0 に設けられる各回転軸における回転がブレーキにより規制されることにより、顕微鏡部 1 1 0 の位置及び姿勢が固定される動作モードである。フリーモードは、ブレーキが解除されることにより、支持部 1 2 0 に設けられる各回転軸における回転が自由に可能な状態であり、術者による直接的な操作によって顕微鏡部 1 1 0 の位置及び姿勢を調整可能な動作モードである。ここで、直接的な操作とは、術者が例えば手で顕微鏡部 1 1 0 を把持し、当該顕微鏡部 1 1 0 を直接移動させる操作のことを意味する。例えば、術者が動作モード変更 SW 1 5 3 を押下している間は支持部 1 2 0 の動作モードがフリーモードとなり、術者が動作モード変更 SW 1 5 3 から手を離している間は支持部 1 2 0 の動作モードが固定モードとなる。

20

【 0 0 3 2 】

なお、これらのスイッチは必ずしも顕微鏡部 1 1 0 に設けられなくてもよい。本実施形態では、これらのスイッチと同等の機能を有する、操作入力を受け付けるための機構が観察装置 1 0 に設けられればよく、当該機構の具体的な構成は限定されない。例えば、これらのスイッチは、観察装置 1 0 の他の部位に設けられてもよい。また、例えば、リモコン等の入力装置を用いて、これらのスイッチに対応する命令が、遠隔的に観察装置 1 0 に対して入力されてもよい。

30

【 0 0 3 3 】

また、簡単のため、図 1 では顕微鏡部 1 1 0 の筒状部 1 1 2 を簡易的に単純な円筒形状の部材として図示しているが、筒状部 1 1 2 には、術者によって把持される把持部が設けられてもよい。当該把持部は、術者が把持する取っ手等の構造が、筒状部 1 1 2 の外周に形成されることによって実現され得る。あるいは、当該把持部は、筒状部 1 1 2 の形状が、術者によって把持されやすい形状に形成されることによって実現され得る。例えば、フリーモード時には、術者が筒状部 1 1 2 を直接手で握った状態で、顕微鏡部 1 1 0 を移動させる操作が想定され得る。この際、術者は、動作モード変更 SW 1 5 3 を押下しながら、顕微鏡部 1 1 0 を移動させる操作を行うこととなるため、筒状部 1 1 2 の形状及び動作モード変更 SW 1 5 3 の配置位置は、フリーモード時の術者の操作性を考慮して適宜決定され得る。また、ズーム SW 1 5 1 及びフォーカス SW 1 5 2 の配置位置も、同様に、術者の操作性を考慮して適宜決定されてよい。

40

【 0 0 3 4 】

(制御装置)

制御装置 1 4 0 は、例えば CPU (C e n t r a l P r o c e s s i n g U n i t

50

)やDSP(Digital Signal Processor)等のプロセッサ、又はこれらのプロセッサと記憶素子等がともに搭載された制御基板等によって構成され、所定のプログラムに従った演算処理を実行することにより、観察装置10の動作を制御する。

【0035】

例えば、制御装置140は、上記動作モード変更SW153を介した術者の操作入力に応じて、支持部120の各関節部に設けられるブレーキの駆動を制御することにより、上述した支持部120の動作モードを切り替える機能を有する。また、例えば、制御装置140は、上記ズームSW151及びフォーカスSW152を介した術者の操作入力に応じて、顕微鏡部110の撮像部111の光学系を適宜駆動させ、顕微鏡部110の倍率及び焦点距離を調整する機能を有する。また、制御装置140は、顕微鏡部110によって取得された画像信号に対して、各種の画像処理を施し、処理後の画像信号を表示装置20に表示させる機能を有する。この際、本実施形態では、制御装置140によって画揺れ補正処理が行われ、画揺れがより抑制された画像を表示装置20に表示させる。

10

【0036】

なお、図示する例では、制御装置140は、顕微鏡部110、支持部120及びベース部130とは異なる構成として設けられ、ケーブルによってベース部130と接続されているが、本実施形態はかかる例に限定されない。例えば、制御装置140と同様の機能を実現するプロセッサや制御基板等が、ベース部130内に配置されてもよい。また、制御装置140と同様の機能を実現するプロセッサや制御基板等が顕微鏡部110の内部に組み込まれることにより、制御装置140と顕微鏡部110とが一体的に構成されてもよい。

20

【0037】

(支持部)

支持部120は、顕微鏡部110を保持し、顕微鏡部110を3次元的に移動させるとともに、移動後の顕微鏡部110の位置及び姿勢を固定する。本実施形態では、支持部120は、6自由度を有するバランスアームとして構成されている。ただし、本実施形態はかかる例に限定されず、支持部120は、用途に応じて顕微鏡部110を適宜移動し得るように構成されればよく、他の異なる数の自由度を有するように構成されてもよい。

【0038】

支持部120には、6自由度に対応する6つの回転軸(第1軸 O_1 、第2軸 O_2 、第3軸 O_3 、第4軸 O_4 、第5軸 O_5 及び第6軸 O_6)が設けられる。以下では、説明のため便宜的に、各回転軸を構成する部材をまとめて、回転軸部と呼称することとする。例えば、回転軸部は、軸受、当該軸受に回動可能に挿通されるシャフト、及び回転軸における回転を規制するブレーキ等によって構成され得る。後述する平行四辺形リンク機構240も、回転軸部の一つとみなすことができる。

30

【0039】

支持部120は、各回転軸に対応する第1回転軸部210、第2回転軸部220、第3回転軸部230、第4回転軸部240、第5回転軸部250、第6回転軸部260と、これら第1回転軸部210~第6回転軸部260によって互いに回動可能に接続される第1アーム部271、第2アーム部272、第3アーム部273及び第4アーム部274と、顕微鏡部110及び支持部120全体としてのモーメントの釣り合いを取るためのカウンターウエイト280と、によって構成される。なお、第4回転軸部240は、平行四辺形リンク機構240に対応する。

40

【0040】

なお、以下の説明では、支持部120の構成について説明する際に、顕微鏡部110が設けられる側を先端側又は先端部等とも呼称し、ベース部130に近い側を基端側又は基端部等とも呼称することとする。

【0041】

第1回転軸部210は、略円筒形状を有し、その中心軸が顕微鏡部110の筒状部112の中心軸と略一致するように、顕微鏡部110の筒状部112の基端部に接続される。

50

第1回転軸部210は、顕微鏡部110の光軸と略一致する方向を回転軸方向(第1軸 O_1 方向)として、顕微鏡部110を回動可能に支持する。図1に示す例では、第1軸 O_1 は、z軸と略平行な回転軸として設けられている。第1回転軸部210によって第1軸 O_1 まわりに顕微鏡部110が回動することにより、顕微鏡部110による撮像画像の向きが調整されることとなる。

【0042】

なお、図示する例では、第1回転軸部210を構成する円筒形状の筐体内に、顕微鏡部110の撮像部111の一部が格納されている。すなわち、顕微鏡部110及び第1回転軸部210が一体的な部材として構成されている。ただし、本実施形態はかかる例に限定されず、第1回転軸部210及び顕微鏡部110は、互いに別個の部材として構成されてもよい。

10

【0043】

第1回転軸部210には、第1軸 O_1 とは略垂直な方向に延伸する第1アーム部271の先端が接続される。また、第1アーム部271の基端には、当該第1アーム部271の延伸方向と略平行な方向を回転軸方向(第2軸 O_2 方向)として第1アーム部271を回動可能に支持する第2回転軸部220が設けられる。第2軸 O_2 は、第1軸 O_1 とは略垂直な回転軸であり、図1に示す例ではy軸と略平行な回転軸として設けられている。第2回転軸部220によって、第2軸 O_2 を回転軸として顕微鏡部110及び第1アーム部271が回動することにより、顕微鏡部110のx軸方向の位置が調整されることとなる。

【0044】

第2回転軸部220には、第1軸 O_1 及び第2軸 O_2 と互いに略垂直な方向に延伸する第2アーム部272の先端が接続される。また、第2アーム部272の基端側は略L字状に屈曲しており、折り曲げられた短辺に当たる位置に、当該第2アーム部272の長辺に当たる部位の延伸方向と略平行な方向を回転軸方向(第3軸 O_3 方向)として第2アーム部272を回動可能に支持する第3回転軸部230が設けられる。第3軸 O_3 は、第1軸 O_1 及び第2軸 O_2 と略垂直な回転軸であり、図1に示す例ではx軸と略平行な回転軸として設けられている。第3回転軸部230によって、第3軸 O_3 を回転軸として顕微鏡部110、第1アーム部271及び第2アーム部272が回動することにより、顕微鏡部110のy軸方向の位置が調整されることとなる。

20

【0045】

このように、支持部120は、第2軸 O_2 及び第3軸 O_3 まわりの回転がそれぞれ制御されることにより、顕微鏡部110の姿勢が制御されるように構成される。つまり、第2回転軸部220及び第3回転軸部230は、顕微鏡部110の姿勢を規定する回転軸部であり得る。

30

【0046】

第3回転軸部230の基端側には、平行四辺形リンク機構240の上辺の先端が接続される。平行四辺形リンク機構240は、平行四辺形の形状に配置される4つのアーム(アーム241、242、243、244)と、当該平行四辺形の略頂点に対応する位置にそれぞれ設けられる4つの関節部(関節部245、246、247、248)と、によって構成される。

40

【0047】

第3回転軸部230に対して、第3軸 O_3 と略平行な方向に延伸するアーム241の先端が接続される。アーム241の先端付近には関節部245が、基端付近には関節部246がそれぞれ設けられる。関節部245、246には、アーム241の延伸方向と略垂直な、互いに略平行な回転軸(第4軸 O_4)まわりに回動可能に、それぞれ、アーム242、243の先端が接続される。更に、アーム242、243の基端には、それぞれ、関節部247、248が設けられる。これら関節部247、248には、第4軸 O_4 まわりに回動可能に、かつ、アーム241に対して略平行に、アーム244の先端及び基端がそれぞれ接続される。

【0048】

50

このように、平行四辺形リンク機構 240 を構成する 4 つの関節部は、互いに略平行な略同一方向の回転軸（第 4 軸 O_4 ）を有し、当該第 4 軸 O_4 まわりに互いに連動して動作する。図 1 に示す例では、第 4 軸 O_4 は、 y 軸と略平行な回転軸として設けられている。つまり、平行四辺形リンク機構 240 は、互いに異なる位置に配置され同一方向の回転軸で互いに連動して回転する複数の関節部を有するように構成され、一端での動作を他端に伝達する伝達機構として振る舞う。平行四辺形リンク機構 240 が設けられることにより、平行四辺形リンク機構 240 よりも先端側の構成（すなわち、顕微鏡部 110、第 1 回転軸部 210、第 2 回転軸部 220、第 3 回転軸部 230、第 1 アーム部 271 及び第 2 アーム部 272）の動きが、平行四辺形リンク機構 240 の基端側に伝達されることとなる。

10

【0049】

アーム 242 の基端から所定の距離離れた部位には、当該アーム 242 の延伸方向と垂直な方向を回転軸方向（第 5 軸 O_5 方向）として、平行四辺形リンク機構 240 を回動可能に支持する第 5 回転軸部 250 が設けられる。第 5 軸 O_5 は、第 4 軸 O_4 と略平行な回転軸であり、図 1 に示す例では y 軸と略平行な回転軸として設けられている。第 5 回転軸部 250 には、 z 軸方向に延設する第 3 アーム部 273 の先端が接続されており、顕微鏡部 110、第 1 アーム部 271、第 2 アーム部 272 及び平行四辺形リンク機構 240 は、第 5 回転軸部 250 を介して、第 5 軸 O_5 を回転軸として第 3 アーム部 273 に対して回動可能に構成される。

20

【0050】

第 3 アーム部 273 は略 L 字型の形状を有しており、その基端側は、床面と略平行になるように折り曲げられている。第 3 アーム部 273 の当該床面と略平行な面には、第 5 軸 O_5 と直交する回転軸（第 6 軸 O_6 ）まわりに第 3 アーム部 273 を回動可能な第 6 回転軸部 260 が接続される。図 1 に示す例では、第 6 軸 O_6 は、 z 軸と略平行な回転軸として設けられている。

【0051】

図示する例では、第 6 回転軸部 260 は、鉛直方向に延伸する第 4 アーム部 274 と一体的に構成されている。すなわち、第 4 アーム部 274 の先端が、第 3 アーム部 273 の基端の床面と略平行な面に接続される。また、第 4 アーム部 274 の基端は、ベース部 130 の架台 131 の上面に接続される。当該構成により、第 6 回転軸部 260 を介して、顕微鏡部 110、第 1 アーム部 271、第 2 アーム部 272、平行四辺形リンク機構 240 及び第 3 アーム部 273 が、第 6 軸 O_6 を回転軸としてベース部 130 に対して回動する。

30

【0052】

平行四辺形リンク機構 240 の下辺を構成するアーム 244 は、上辺を構成するアーム 241 よりも長尺に形成されており、当該アーム 242 の、平行四辺形リンク機構 240 の第 3 回転軸部 230 が接続される部位と対角に位置する端は、平行四辺形リンク機構 240 の外部に延出されている。延出されたアーム 244 の端には、カウンターウエイト 280 が設けられる。カウンターウエイト 280 は、自身よりも先端側に配置される各構成（すなわち、顕微鏡部 110、第 1 回転軸部 210、第 2 回転軸部 220、第 3 回転軸部 230、第 1 アーム部 271、第 2 アーム部 272 及び平行四辺形リンク機構 240）の質量によって、第 4 軸 O_4 まわりに発生する回転モーメント及び第 5 軸 O_5 まわりに発生する回転モーメントを相殺可能なように、その質量及び配置位置が調整されている。

40

【0053】

また、第 5 回転軸部 250 の配置位置は、当該第 5 回転軸部 250 よりも先端側に配置される各構成の重心が第 5 軸 O_5 上に位置するように調整されている。更に、第 6 回転軸部 260 の配置位置は、当該第 6 回転軸部 260 よりも先端側に配置される各構成の重心が第 6 軸 O_6 上に位置するように調整されている。

【0054】

カウンターウエイト 280 の質量及び配置位置、第 5 回転軸部 250 の配置位置、及び

50

第6回転軸部260の配置位置がこのように構成されることにより、支持部120は、顕微鏡部110及び支持部120全体としてモーメントの釣り合いが取れたバランスアームとして構成され得る。支持部120をバランスアームとして構成することにより、術者が顕微鏡部110を直接的な操作によって移動させようとした場合に、あたかも無重力下であるかのようなより小さい外力で当該顕微鏡部110を移動させることが可能となる。従って、ユーザの操作性を向上させることができる。

【0055】

支持部120の第1回転軸部210～第6回転軸部260には、それぞれ、第1回転軸部210～第6回転軸部260における回転を規制するブレーキが設けられる。なお、平行四辺形リンク機構240は、4つの関節部（関節部245～248）が互いに連動して回転するため、平行四辺形リンク機構240に対するブレーキは、これら4つの関節部の少なくともいずれかに設けられればよい。これらのブレーキの駆動は、制御装置140によって制御される。制御装置140からの制御により、これらのブレーキが一斉に解除されることにより、支持部120の動作モードがフリーモードに移行する。また、同じく制御装置140からの制御により、これらのブレーキが一斉に駆動されることにより、支持部120の動作モードが固定モードに移行する。

10

【0056】

なお、第1回転軸部210～第6回転軸部260に設けられるブレーキとしては、一般的なバランスアームに用いられる各種のブレーキが適用されてよく、その具体的な機構は限定されない。例えば、これらのブレーキは、機械的に駆動するものであってもよいし、電氣的に駆動する電磁ブレーキであってもよい。

20

【0057】

以上、図1を参照して、本実施形態に係る観察システム1及び本実施形態に係る観察装置10の構成について説明した。以上説明したように、本実施形態に係る観察装置10では、撮像部111の振動を検出するための振動センサ113が設けられる。また、制御装置140が、撮像部111の振動モードを検出する機能を有する。そして、制御装置140が、決定した振動モード及び振動センサ113による検出値に基づいて、画揺れ補正を行う。従って、より画揺れの少ない、安定的な画像を得ることが可能になる。

【0058】

なお、本実施形態では、第1回転軸部210～第6回転軸部260に、それぞれ、振動抑制機構が設けられてもよい。当該振動抑制機構は、例えば動吸振器であり、ダンパ等の制振部材からなり、各回転軸部における振動を抑制することができる。

30

【0059】

ここで、図2及び図3を参照して、支持部120の各回転軸部に設けられ得る振動抑制機構の具体的ないくつかの構成例について説明する。図2は、各回転軸部に設けられ得る振動抑制機構の一構成例を示す図である。図2を参照すると、振動抑制機構401は、筒形状の第1の部材403と第2の部材405を接続する際にこれらの部材間に設けられ、これらの部材間における振動の伝達を抑制する機能を有する。具体的には、この構成例では、制振対象である筒形状の第1の部材403（制振対象部材403）の内部に、第2の部材405（錘側部材405）が軸方向（図中上下方向）に摺動可能に嵌め込まれることにより、両者が接続されている。この際、制振対象部材403と錘側部材405との間には、粘性抵抗要素として粘弾性部材407及びバネ409が設けられる。振動抑制機構401は、当該粘弾性部材407及び当該バネ409から構成される、動吸振器である。なお、粘弾性部材407は、例えばシリコンゴム、ウレタンゴム等のゴム材からなる、機械的性質とバネ要素としての性質を併せ持つものである。

40

【0060】

粘弾性部材407及びバネ409は、制振対象部材403及び錘側部材405の振動に応じて軸方向に伸縮し、この振動を減衰する機能を有する。粘弾性部材407及びバネ409の特性に応じて振動抑制機構401の固有振動数が決定されるが、この固有振動数が制振対象である支持部120の固有振動数と略一致する場合に、その制振効果を最も大き

50

く発揮することができる。従って、振動抑制機構 401 は、粘弾性部材 407 及びバネ 409 を、異なる特性を有するものに交換可能に構成されてよい。これにより、支持部 120 の構成に応じて、振動抑制機構 401 の固有振動数が当該支持部 120 の固有振動数と略一致するように当該振動抑制機構 401 を適宜構成することができ、大きな制振効果を得ることができる。

【0061】

また、図 3 は、各回転軸部に設けられ得る振動抑制機構の他の構成例を示す図である。図 3 を参照すると、振動抑制機構 451 は、略棒形状の第 1 の部材 453 と第 2 の部材 455 を接続する際にこれらの部材間に設けられ、これらの部材間における振動の伝達を抑制する機能を有する。具体的には、この構成例では、第 1 の部材 453 の接続端に、ゴム等の振動を吸収可能な弾性部材で形成される凹形状の受座 459 が設けられる。また、第 2 の部材 455 の接続端に、外径が他の部位よりも細く形成された軸部 457 が設けられる。そして、受座 459 の凹部にこの第 2 の部材 455 の軸部 457 が挿入された状態で、第 1 の部材 453、受座 459 及び軸部 457 がねじ 461 によって固定されることにより、第 1 の部材 453 と第 2 の部材 455 が接続される。この受座 459 が、微振動を吸収する振動抑制機構 451 を構成し得る。なお、このとき、ねじ 461 と第 1 の部材 453 との間にも、ゴム等の振動を吸収可能な弾性部材（図示せず）が介在されてもよく、受座 459 及び当該弾性部材によって振動抑制機構 451 が構成されてもよい。

【0062】

図示するように、受座 459 は凹形状を有するため、3 軸方向の全ての振動を好適に抑制し得る。このように、振動抑制機構 451 によれば、第 1 の部材 453 及び第 2 の部材 455 のいずれか一方において生じた振動が他方に伝達されることが、より効果的に抑制され得る。

【0063】

以上、図 2 及び図 3 を参照して、支持部 120 の各回転軸部に設けられ得る振動抑制機構のいくつかの構成例について説明した。なお、当該振動抑制機構としては、図示するもの以外にも、各種の公知のものを用いることができる。

【0064】

当該振動抑制機構が設けられることにより、顕微鏡部 110（すなわち、撮像部 111）の振動が抑制されるため、更に画揺れの少ない画像を得ることができる。つまり、本実施形態では、画揺れの補正（抑制）について、上述した制御装置 140 によるいわばアクティブな画揺れの補正に加えて、第 1 回転軸部 210～第 6 回転軸部 260 に設けられる振動抑制機構によるいわばパッシブな画揺れの抑制が行われてもよい。このように、ソフトウェア的な方法及びハードウェア的な方法の 2 種類の方法を組み合わせることにより、画揺れ補正をより効果的に行うことが可能になる。

【0065】

（2．画揺れ補正処理の詳細）

図 4 を参照して、以上説明した観察装置 10 において実行される、本実施形態に係る画揺れ補正処理について詳細に説明する。図 4 は、本実施形態に係る画揺れ補正処理を実現するための制御部の機能構成の一例を示すブロック図である。

【0066】

図 4 を参照すると、本実施形態に係る画揺れ補正処理を実現するための制御部 340 は、その機能として、画揺れ補正部 341 と、表示制御部 346 と、を有する。また、画揺れ補正部 341 は、その機能として、振動モード決定部 342 と、制御パラメータ算出部 343 と、補正量算出部 344 と、画像処理部 345 と、を有する。制御部 340 のこれらの機能が、図 1 に示す制御装置 140 に搭載されることにより、観察装置 10 において画揺れ補正処理が実行される。

【0067】

図 4 では、説明のため、制御部 340 以外の他の機能ブロックも図示している。撮像部 310 は、図 1 に示す顕微鏡部 110 の撮像部 111 に対応する。撮像部 310 は、撮影

10

20

30

40

50

した術部の画像についての情報を、画像処理部 3 4 5 に提供する。

【 0 0 6 8 】

操作部 3 2 0 は、図 1 に示す顕微鏡部 1 1 0 に設けられるスイッチ類（ズーム S W 1 5 1、フォーカス S W 1 5 2 及び動作モード変更 S W 1 5 3）等、術者が観察装置 1 0 に対して指示入力をするための入力装置に対応する。操作部 3 2 0 に対する術者の操作入力についての情報は、振動モード決定部 3 4 2 に提供される。

【 0 0 6 9 】

振動検出部 3 3 0 は、図 1 に示す顕微鏡部 1 1 0 に設けられる振動センサ 1 1 3 に対応する。振動検出部 3 3 0 は、撮像部 1 1 1 の振動の検出値を、補正量算出部 3 4 4 に提供する。

【 0 0 7 0 】

表示部 3 5 0 は、図 1 に示す表示装置 2 0 に対応する。表示部 3 5 0 は、表示制御部 3 4 6 からの制御により、画揺れ補正が施された術部の画像を表示する。

【 0 0 7 1 】

制御部 3 4 0 の機能について詳細に説明する。振動モード決定部 3 4 2 は、操作部 3 2 0 に対する術者の操作入力についての情報に基づいて、撮像部 1 1 1 の振動モードを決定する。ここで、振動モードとは、撮像部 1 1 1 の振動の状態を、当該振動の特性に応じて分類したものである。

【 0 0 7 2 】

本実施形態では、手術中に撮像部 1 1 1 に生じ得る振動として、以下の 3 つの振動を想定している。

【 0 0 7 3 】

振動 1：歩行床振動

医療スタッフ等が手術室内を歩行することにより生じる振動。当該振動の周波数は、例えば、1 ~ 1 0 0 H z 程度である。

【 0 0 7 4 】

振動 2：撮像部移動振動

フリーモードにおいて術者が顕微鏡部 1 1 0（すなわち、撮像部 1 1 1）を移動させることにより生じる振動。当該振動の周波数は、例えば、1 ~ 1 5 H z 程度である。

【 0 0 7 5 】

振動 3：撮像部固定振動

術者が顕微鏡部 1 1 0（すなわち、撮像部 1 1 1）を移動させ位置を決めた後、フリーモードから固定モードに移行し、顕微鏡部 1 1 0 から手を離すことにより生じる振動。当該振動の周波数は、例えば、0 . 1 ~ 1 0 H z 程度である。

【 0 0 7 6 】

振動モード決定部 3 4 2 は、撮像部 1 1 1 にこれらのうちのいずれの振動が生じている可能性が高いかを判断し、これらの振動のいずれか、又はこれらの振動の組み合わせとして、撮像部 1 1 1 の振動モードを決定する。

【 0 0 7 7 】

具体的には、歩行床振動は、手術中に常時発生している可能性が高い。従って、振動モード決定部 3 4 2 は、操作部 3 2 0 に対する術者の操作入力にかかわらず、当該歩行床振動が撮像部 1 1 1 に生じている可能性が高いと判断する。

【 0 0 7 8 】

一方、撮像部移動振動及び撮像部固定振動は、上記のように、術者による顕微鏡部 1 1 0 に対する操作に応じて生じる。このとき、術者が動作モード変更 S W 1 5 3 を押下している間は、支持部 1 2 0 の動作モードがフリーモードであるので、撮像部移動振動が生じている可能性が高い。また、術者が動作モード変更 S W 1 5 3 から手を離れた瞬間は、支持部 1 2 0 の動作モードがフリーモードから固定モードに移行した瞬間であるので、その後の所定の時間は撮像部固定振動が生じている可能性が高い。

【 0 0 7 9 】

10

20

30

40

50

従って、振動モード決定部 3 4 2 は、動作モード変更 SW 1 5 3 が押下されている間（すなわち、操作部 3 2 0 から、術者の操作入力についての情報として、動作モード変更 SW 1 5 3 が押下されている旨の情報が入力されている間）は、撮像部移動振動が撮像部 1 1 1 に生じている可能性が高いと判断する。また、振動モード決定部 3 4 2 は、動作モード変更 SW 1 5 3 が押下された状態から解放された状態に移行した後の所定の時間（すなわち、操作部 3 2 0 から、術者の操作入力についての情報として、動作モード変更 SW 1 5 3 が押下されている状態から解放された状態に移行した旨の情報が入力されてから、所定の時間）は、撮像部固定振動が撮像部 1 1 1 に生じている可能性が高いと判断する。

【 0 0 8 0 】

まとめると、本実施形態では、振動モード決定部 3 4 2 は、操作部 3 2 0 に対する術者の操作入力に応じて、以下の 3 種類の振動モードを決定する。

10

【 0 0 8 1 】

振動モード決定部 3 4 2 は、動作モード変更 SW 1 5 3 が押下されている場合には、歩行床振動及び撮像部移動振動がともに撮像部 1 1 1 に生じている、という振動モードを決定する（以下、振動モード 1 とも呼称する）。

【 0 0 8 2 】

また、振動モード決定部 3 4 2 は、動作モード変更 SW 1 5 3 が押下された状態から解放された状態に移行した場合には、その後の所定の時間、歩行床振動及び撮像部固定振動がともに撮像部 1 1 1 に生じている、という振動モードを決定する（以下、振動モード 2 とも呼称する）。なお、当該所定の時間は、実験やシミュレーション等に基づいて決定すればよい。例えば、顕微鏡部 1 1 0 の位置を固定して手を離れた後に顕微鏡部 1 1 0（撮像部 1 1 1）に生じる振動を実際に測定し、又はシミュレーションによって計算し、その測定結果又は計算結果に対して周波数解析等を行い、撮像部固定振動と思われる振動が持続している時間を調べることにより、当該所定の時間を決定することができる。

20

【 0 0 8 3 】

また、振動モード決定部 3 4 2 は、上記以外の場合には、歩行床振動が撮像部 1 1 1 に生じている、という振動モードを決定する（以下、振動モード 3 とも呼称する）。

【 0 0 8 4 】

振動モード決定部 3 4 2 は、決定した撮像部 1 1 1 の振動モードについての情報を、制御パラメータ算出部 3 4 3 に提供する。なお、振動モードについての情報（例えば、振動モードの種類についての情報、及び各振動モードに含まれる振動の種類についての情報）は、観察装置 1 0 に設けられる記憶部（図示せず）に予め格納されていてよい。例えば、当該振動モードについての情報としては、術者又は観察システム 1 の設計者等により、撮像部 1 1 1 に生じ得ることが予測される振動についての情報、及び予測され得る撮像部 1 1 1 の振動モードについての情報が、予め当該記憶部に入力され得る。振動モード決定部 3 4 2 は、当該記憶部を参照することにより、予め設定されているいくつかの振動モードの中から、術者の操作に応じた適切な振動モードを選択し、決定することができる。

30

【 0 0 8 5 】

制御パラメータ算出部 3 4 3 は、振動モード決定部 3 4 2 によって決定された撮像部 1 1 1 の振動モードに基づいて、画揺れ補正のための制御パラメータを算出する。

40

【 0 0 8 6 】

ここで、本実施形態では、画揺れ補正の方法として、電子式の補正方法及び光学式の補正方法のいずれかを用いることができる。電子式の補正方法とは、撮像素子によって取得された画像信号に対する画像処理の段階で、検出された振動状態に基づいて、撮像素子の画素ごとの観察光の取り込み位置を補正することにより、画揺れを補正する方法である。一方、光学式の補正方法とは、検出された振動状態に基づいて、撮像部 3 1 0 の光学系（例えばレンズ等）又は撮像素子の位置を移動させることにより、撮像素子における観察光の受光位置を調整し、画揺れを補正する方法である。

【 0 0 8 7 】

ただし、これらの方法を比較すると、光学式の補正方法では、レンズや撮像素子を移動

50

させる駆動機構が必要となる。これに対して、電子式の補正方法は、画像信号に対する電子的な処理によって実行可能であるため、顕微鏡部 110 の構成をより簡易に、より小型にすることができる。そのため、本実施形態では、好適に電子式の補正方法が用いられる。なお、図 4 に示す制御部 340 の機能構成も、画揺れ補正処理において電子式の補正方法が用いられる場合に対応する機能構成を図示している。また、以降の制御部 340 についての説明も、電子式の補正方法が用いられる場合を例に挙げて説明することとする。

【0088】

制御パラメータ算出部 343 は、撮像部 111 の振動モードに基づいて、撮像部 111 に生じているであろう振動の状態（例えば周波数特性等）についての情報を得ることができる。例えば、振動モード 1 が決定されている場合であれば、制御パラメータ算出部 343 は、歩行床振動（例えば周波数 1 ~ 100 Hz 程度の振動）と撮像部移動振動（例えば周波数 1 ~ 15 Hz 程度の振動）とが合成された振動が、撮像部 111 において生じていると判断することができる。制御パラメータ算出部 343 は、この振動を高速フーリエ変換（FFT：Fast Fourier Transform）等を用いて解析し、その振動の特性（例えば、ゲイン特性及び位相特性等）を取得する。

10

【0089】

そして、制御パラメータ算出部 343 は、その振動モードに対応する振動の特性に基づいて、電子式の補正方法において補正量（具体的には、撮像素子における画素の取り込み位置、及び当該取り込み位置の時間変化等）を算出するために用いられる各種の制御パラメータを算出する。当該制御パラメータは、各種の公知な電子式の補正方法において用いられるパラメータと同様であってよい。例えば、制御パラメータ算出部 343 は、制御パラメータとして、各種フィルタ（HPF（High Pass Filter）及びLPF（Low Pass Filter））のフィルタ特性、積分係数及び位相補償量等を算出する。

20

【0090】

制御パラメータ算出部 343 は、算出した制御パラメータについての情報を、補正量算出部 344 に提供する。なお、制御パラメータ算出部 343 は、上述した振動モードについての情報が格納された記憶部を参照することにより、以上説明した制御パラメータの算出処理を実行することができる。

【0091】

補正量算出部 344 は、制御パラメータ算出部 343 によって算出された制御パラメータ、及び振動検出部 330 から提供された撮像部 111 の振動の検出値に基づいて、画揺れ補正を行うための補正量を算出する。図 4 に示す構成例であれば、補正量算出部 344 は、電子式の画揺れ補正に係る補正量として、撮像素子における画素の取り込み位置、及び当該取り込み位置の時間変化等を算出する。補正量算出部 344 は、算出した補正量についての情報を、画像処理部 345 に提供する。

30

【0092】

画像処理部 345 は、撮像部 310 によって取得された画像信号に対して、当該画像信号に基づく画像を表示部 350 に表示させるための各種の画像処理を施す。当該画像処理としては、例えば、ガンマ補正、ホワイトバランスの調整、電子ズーム機能に係る拡大及び画素間補正等、画像表示のために一般的に行われる各種の信号処理が行われてよい。これらの処理においては、各種の公知の手法が用いられてよいため、その詳細な説明は省略する。

40

【0093】

また、画像処理部 345 は、当該画像処理において、補正量算出部 344 によって算出された補正量に基づいて、画揺れ補正を実行する。例えば、画像処理部 345 は、観察像の取り込み位置を補正量に応じてずらした画像を生成することにより、画揺れを補正する。

【0094】

なお、制御パラメータ算出部 343 による制御パラメータの算出処理、補正量算出部 3

50

44による補正量の算出処理、及び画像処理部345による画揺れ補正に係る画像処理においては、例えばデジタルカメラ等の撮像装置における手振れ補正の技術分野において、電子式の補正方法として一般的に用いられている各種の公知の方法を用いることができるため、その詳細な説明は省略する。

【0095】

画像処理部345は、画揺れ補正を含む各種の画像処理を施した画像信号を、表示制御部346に提供する。表示制御部346は、表示部350を駆動させ、当該表示部350にこの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させる。これにより、画揺れが補正された、より振動の影響の少ない安定的な画像が表示部350に表示されることとなり、術者による術部の視認性が向上する。従って、より安全で、円滑な手術の実行が実現され得る。

10

【0096】

この際、本実施形態によれば、現在の支持部120の状態から撮像部111の振動モードを決定し、当該振動モードも加味して画揺れ補正処理が行われる。従って、撮像部111の振動モードに応じた最適な画揺れ補正処理を行うことができ、より高精度に画揺れの補正を行うことが可能になる。また、既存の観察装置に対して本実施形態に係る画揺れ補正機能を搭載する場合には、電子式の補正方法を採用すれば、ハードウェア的には、顕微鏡部110に振動センサ113を追加的に搭載するだけでよい。従って、比較的低コストで、本実施形態に係る画揺れ補正機能が搭載された観察装置10を実現することが可能となる。

20

【0097】

ここで、一般的なデジタルカメラ等には、手ぶれ補正機能が搭載されているものが多い。しかしながら、このようなデジタルカメラ等に搭載されている手ぶれ補正機能は、文字通り、ユーザが当該デジタルカメラを手で保持することにより生じる振動に起因する画揺れを補正するものである。従って、例えば三脚に固定している場合等、手で保持していない場合での撮影においては、手ぶれ補正機能を有効にすると、かえって画質が劣化する可能性がある。このように、従来のデジタルカメラ等の撮像装置に搭載されている手ぶれ補正機能では、撮影状況に応じた適切な画揺れの補正を行うことが困難であった。これに対して、本実施形態によれば、上述したように、撮像部111の振動モード、すなわち撮像部111の振動の状況も加味して画揺れ補正が行われるため、より適切な画揺れ補正を行うことが可能となる。

30

【0098】

以上、図4を参照して、本実施形態に係る画揺れ補正処理を実行する制御部340の機能構成について説明した。

【0099】

ここで、上述したように、本実施形態に係る画揺れ補正処理では、電子式の補正方法ではなく、光学式の補正方法が用いられてもよい。本実施形態の一変形例として、光学式の補正方法が用いられた場合における、制御部の構成について説明する。図5は、本実施形態の一変形例に係る画揺れ補正処理を実現する制御部の機能構成の一例を示すブロック図である。

40

【0100】

図5を参照すると、本変形例に係る制御部340aは、その機能として、画揺れ補正部341aと、表示制御部346と、を有する。また、画揺れ補正部341aは、その機能として、振動モード決定部342と、制御パラメータ算出部343aと、補正量算出部344aと、画像処理部345aと、駆動制御部347と、を有する。

【0101】

なお、制御部340aの機能構成は、以上説明した制御部340において、画揺れ補正の方法が光学式の補正方法に変更されたものに対応する。具体的には、制御部340aの機能構成は、図4に示す制御部340において、制御パラメータ算出部343、補正量算出部344及び画像処理部345の機能が一部変更されるとともに、駆動制御部347が

50

追加されたものに対応する。その他の機能の詳細は、制御部 340 の対応する機能と略同様であるため、ここではその説明を省略する。

【0102】

本変形例では、制御パラメータ算出部 343 a は、画揺れ補正のための制御パラメータとして、光学式の補正方法に対応するパラメータを算出する。光学式の補正方法としては、例えば、振動状態に基づいて撮像部 310 における撮像素子まで観察光を導光する光学系を移動させる方式（レンズシフト方式）や、振動状態に基づいて撮像部 310 における撮像素子を移動させる方式（イメージャシフト方式）等が知られている。

【0103】

制御パラメータ算出部 343 a は、上述した制御パラメータ算出部 343 と同様に、振動モードに対応する振動を高速フーリエ変換等を用いて解析し、その振動の特性（例えば、ゲイン特性及び位相特性等）を取得する。そして、制御パラメータ算出部 343 a は、採用されている補正の方式に従って、その解析した振動の特性に基づいて、光学式の補正方法において補正量（具体的には、光学系の変位量及びその時間変化、又は撮像素子の変位量及びその時間変化等）を算出するために用いられる各種の制御パラメータを算出する。

10

【0104】

当該制御パラメータは、各種の公知な光学式の補正方法において算出されるパラメータと同様であってよい。例えば、制御パラメータ算出部 343 a は、制御パラメータとして、各種フィルタ（HPF 及び LPF）のフィルタ特性、積分係数及び位相補償量等を算出する。制御パラメータ算出部 343 a は、算出した制御パラメータについての情報を、補正量算出部 344 a に提供する。

20

【0105】

補正量算出部 344 a は、制御パラメータ算出部 343 a によって算出された制御パラメータ、及び振動検出部 330 から提供された撮像部 111 の振動の検出値に基づいて、画揺れ補正を行うための補正量を算出する。図 5 に示す構成例であれば、補正量算出部 344 a は、採用されている補正の方式に従って、光学式の画揺れ補正に係る補正量として、光学系の変位量及びその時間変化、又は撮像素子の変位量及びその時間変化等を算出する。補正量算出部 344 a は、算出した補正量についての情報を、駆動制御部 347 に提供する。

30

【0106】

本変形例では、撮像部 310 は、採用されている画揺れ補正の方式に応じて、光学系又は撮像素子の位置を移動させるためのアクチュエータ等の駆動機構を有している。駆動制御部 347 は、当該駆動機構の駆動を制御し、補正量算出部 344 a によって算出された補正量に従って、光学系又は撮像素子を移動させる。本変形例では、これにより、術部の撮影時において画揺れ補正が施された画像信号が得られることとなる。つまり、撮像部 310 は、画揺れ補正が施された画像信号を、画像処理部 345 a に提供する。

【0107】

画像処理部 345 a は、上述した画像処理部 345 と同様に、撮像部 310 によって取得された画像信号に対して、当該画像信号に基づく画像を表示部 350 に表示させるための各種の画像処理を施す。この際、本変形例では、上述した実施形態とは異なり、画像処理部 345 a は、画揺れ補正に係る画像処理は行わず、一般的な画像表示のための各種の画像処理のみを行う。上記のように、本変形例では、術部の撮影時において画揺れ補正が施された画像信号が得られているからである。

40

【0108】

なお、制御パラメータ算出部 343 a による制御パラメータの算出処理及び補正量算出部 344 a による補正量の算出処理においては、例えばデジタルカメラ等の撮像装置における手振れ補正の技術分野において、電子式の補正方法として一般的に用いられている各種の公知の方法を用いることができるため、その詳細な説明は省略する。

【0109】

50

以降の処理は、上述した実施形態と同様である。すなわち、画像処理部 3 4 5 a は、画像処理を施した画像信号を表示制御部 3 4 6 に提供し、表示制御部 3 4 6 は、表示部 3 5 0 を駆動させ、当該表示部 3 5 0 にこの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させる。

【 0 1 1 0 】

以上、本実施形態の一変形例に係る制御部 3 4 0 a の機能構成について説明した。本変形例に係る構成であっても、上述した実施形態と同様に、振動の影響の少ない、より安定的な画像を得ることが可能となる。上述したように、一般的には電子式の補正方法の方が光学式の補正方法に比べて低コストで実現可能であるという利点があると考えられるが、本実施形態に係る画揺れ補正を適用したい観察装置 1 0 の構成等によっては、例えば光学式の補正方法の方が実装が容易である等、光学式の補正方法の方が採用しやすい場合も考えられる。あるいは、光学式の補正方法であっても、レンズシフト方式であれば、例えば光学系の駆動機構としてはムービングコイルと可動レンズを設ければよく、イメージャシフト方式に比べれば比較的安価に実現可能である。上述した実施形態に係る構成を採用するか、あるいは本変形例に係る構成を採用するかは、コストや実装の容易性等を考慮して、適宜選択されてよい。

10

【 0 1 1 1 】

なお、以上の説明では、撮像部 1 1 1 の振動について、3 種類の振動、及びこれらに基づく 3 種類の振動モード（振動モード 1 ~ 3）を想定していた。しかし、これら 3 種類の振動、及び 3 種類の振動モードは、あくまで一例であり、本実施形態では、撮像部 1 1 1 に生じ得る他の各種の振動が考慮され、それに応じて振動モードが適宜決定されてもよい。例えば、手術室内に、コンプレッサ等の振動を生じ得る装置が存在する場合には、当該コンプレッサの振動により撮像部 1 1 1 に生じる振動も考慮して、振動モードが決定されてよい。あるいは、観察装置 1 0 の支持部 1 2 0 の回転軸部のいずれかに、当該回転軸部を駆動するためのアクチュエータが設けられる場合には、当該アクチュエータのモータの振動に起因して撮像部 1 1 1 に生じる振動も考慮して、振動モードが決定されてよい。

20

【 0 1 1 2 】

また、上記の説明では、例えば、歩行床振動の周波数を 1 ~ 1 0 0 H z 程度と規定し、撮像部移動振動の周波数を 1 ~ 1 5 H z 程度と規定し、撮像部固定振動の周波数を 0 . 1 ~ 1 0 H z 程度と規定していた。しかし、これらの周波数帯域はあくまで一例である。想定している各振動の特性は、例えば支持部 1 2 0 の構成や、その振動源の種類によって変化し得る。従って、振動モードを構成する各振動の特性は、例えば実験やシミュレーション等によって、実態に則してそれぞれ規定されることが好ましい。

30

【 0 1 1 3 】

また、制御パラメータ算出部 3 4 3、3 4 3 a における制御パラメータの算出処理、及び / 又は補正量算出部 3 4 4、3 4 4 a における補正量の算出処理において、顕微鏡部 1 1 0 の倍率及び / 又は焦点距離が考慮されてもよい。顕微鏡部 1 1 0 の倍率及び焦点距離によって、補正の対象である観察像も変化するからである。この場合には、操作部 3 2 0 から、制御パラメータ算出部 3 4 3、3 4 3 a 及び / 又は補正量算出部 3 4 4、3 4 4 a に、術者によるズーム S W 1 5 1 及び / 又はフォーカス S W 1 5 2 に対する操作についての情報が提供され得る。制御パラメータ算出部 3 4 3、3 4 3 a 及び / 又は補正量算出部 3 4 4、3 4 4 a は、当該情報に基づいて、画像信号が取得された際の顕微鏡部 1 1 0 の倍率及び / 又は焦点距離を把握し、これらを加味して制御パラメータ及び / 又は補正量をそれぞれ算出することができる。

40

【 0 1 1 4 】

ここで、上述した制御部 3 4 0、3 4 0 a の各機能は、C P U 等のプロセッサが所定のコンピュータプログラムに従って動作することによって実現される。この制御部 3 4 0、3 4 0 a 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を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、

50

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。

【0115】

(3. 画揺れ補正方法)

図6を参照して、本実施形態に係る画揺れ補正方法の処理手順について説明する。図6は、本実施形態に係る画揺れ補正方法の処理手順の一例を示すフロー図である。なお、図6に示す各処理は、図4に示す制御部340又は図5に示す制御部340aによって行われる処理に対応している。これらの処理の内容については、図4又は図5を参照して既に説明しているため、ここではその詳細な説明は省略する。

10

【0116】

図6を参照すると、本実施形態に係る画揺れ補正方法では、まず、術者による操作部への操作入力に応じて、振動モードが決定される(ステップS101)。ステップS101に示す処理は、図4又は図5に示す振動モード決定部342において行われる処理に対応している。

【0117】

次に、決定された振動モードに基づいて、画揺れ補正の補正量を算出するための制御パラメータが算出される(ステップS103)。ステップS103に示す処理は、図4に示す制御パラメータ算出部343又は図5に示す制御パラメータ算出部343aにおいて行われる処理に対応している。

20

【0118】

次に、算出された制御パラメータ、及び振動の検出値に基づいて、画揺れ補正の補正量が算出される(ステップS105)。ステップS105に示す処理は、図4に示す補正量算出部344又は図5に示す補正量算出部344aにおいて行われる処理に対応している。

【0119】

次に、算出された補正量に基づいて、画揺れ補正が施された画像信号が生成される(ステップS107)。具体的には、電子式の補正方法に従った画揺れ補正が行われる場合には、ステップS107では、図4に示す撮像部310によって取得された画像信号に対して、画像表示のための各種の画像処理及び補正量に基づく画揺れ補正のための画像処理が行われ、画揺れが補正された画像信号が生成される。あるいは、光学式の補正方法に従った画揺れ補正が行われる場合には、ステップS107では、補正量に従って光学系又は撮像素子がシフトされた状態で撮像部310によって取得された画像信号に対して、画像表示のための各種の画像処理が行われ、画揺れが補正された画像信号が生成される。なお、ステップS107に示す処理は、図4に示す画像処理部345又は図5に示す画像処理部345aにおいて行われる処理に対応している。

30

【0120】

以上、本実施形態に係る画揺れ補正方法の処理手順について説明した。ステップS107において得られた画像信号に基づく画像が表示装置に表示されることにより、画揺れが抑制された、振動の影響のより少ない安定的な画像を得ることができる。従って、より安全で円滑な手術の実行が実現される。

40

【0121】

(4. 補足)

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。

【0122】

また、本明細書に記載された効果は、あくまで説明的又は例示的なものであって限定的

50

なものではない。つまり、本開示に係る技術は、上記の効果とともに、又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得る。

【0123】

例えば、上記実施形態では、画揺れ補正処理を行う際に、撮像部111の振動モード、及び撮像部111の振動の検出値とともに用いて、補正量を算出していた。しかし、本技術はかかる例に限定されない。例えば、振動モードの決定処理は行われず、撮像部111の振動の検出値のみに基づいて、補正量を算出してもよい。この場合には、図4及び図5に示す機能構成において、振動モード決定部342及び制御パラメータ算出部343、343aの機能が設けられず、補正量算出部344、344aは、例えば一般的な制御パラメータを用いて、振動検出部330から提供される撮像部111の振動の検出値のみに基づいて補正量を算出することができる。このような構成であっても、画揺れ補正について一定の効果を得ることができる。

10

【0124】

しかしながら、振動の検出値のみに基づいて画揺れ補正を行う場合には、概略的には、その検出された振動を打ち消すように補正が行われることとなる。つまり、検出値に基づくフィードバック的な制御が行われることとなるため、振動の特性によっては必ずしも高精度な画揺れ補正が行えるとは限らない。また、振動の検出値は、いわば複数の振動モードの総和を表すものであると言える。従って、振動の検出値のみに基づいて画揺れ補正を行う場合には、複数の振動モードを総和で捉え、その全体を低減するように画揺れ補正を行うこととなるが、低減の対象となる振動の周波数帯域が広帯域となるため、やはり振動の特性によっては、高精度な画揺れ補正を行えない可能性がある。

20

【0125】

よって、より高精度な画揺れ補正を行うためには、上述した実施形態のように、振動モードに応じて制御パラメータを調整して、補正量を算出することが好ましいと考えられる。このように、上述した実施形態は、実際の振動の検出値と、支持部120の状態が反映された振動モードと、を組み合わせることにより、高精度な画揺れ補正を実現するものである。

【0126】

また、以上説明した実施形態では、観察装置10は、電子撮像式の顕微鏡部110を備える顕微鏡装置であったが、本技術はかかる例に限定されない。例えば、観察装置10は、顕微鏡部110の代わりに光学式の顕微鏡部を備える顕微鏡装置であってもよい。なお、この場合には、当該光学式の顕微鏡部には撮像部は設けられないため、当該光学式の顕微鏡部自体を対象として、上述した実施形態における撮像部111と同様の画揺れ補正が行われればよい。具体的には、例えば、光学式の顕微鏡部を対象とする場合には、上述した実施形態における撮像部移動振動及び撮像部固定振動を、それぞれ顕微鏡部移動振動及び顕微鏡部固定振動と読み替えて画揺れ補正を行えばよい。あるいは、例えば、観察装置10は、顕微鏡部110の代わりに内視鏡（鏡筒、及び当該鏡筒の基端が接続されるカメラヘッド）を備える内視鏡装置であってもよい。なお、この場合には、カメラヘッドが支持部120によって支持され、当該カメラヘッドの内部に、上述した撮像部111と同様の構成が設けられることとなる。このカメラヘッドの内部の撮像部を対象として、上述した実施形態における撮像部111と同様の画揺れ補正が行われればよい。このように、本技術は、患者の術部を拡大観察するための観察部をアーム部によって支持する観察装置であれば、各種の観察装置に対して適用可能であり、当該観察部の種類は限定されない。拡大観察時には観察部の揺れは視野の大きな揺動を招くため、観察部の種類によらず、本技術を適用することにより、観察像の揺れをより抑制し、円滑な手術の実行化が可能となる。

30

40

【0127】

ただし、光学式の顕微鏡部を備える観察装置の場合には、画揺れ補正の方法として、光学式の補正方法であるレンズシフト方式しか採用することができない。逆に言えば、上述した実施形態のように電子撮像式の顕微鏡部110を備える観察装置10に本技術を適用

50

することにより、電子式の補正方法を用いることが可能となるため、本技術をより低コストで実現することが可能となる。

【0128】

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)

術部を拡大観察するための観察部と、
前記観察部の振動を検出する振動センサと、
前記観察部を支持する支持部と、
前記振動センサによる検出値に基づいて、前記観察部によって観察される画像の揺れを補正する画揺れ補正を行う制御部と、
を備える、医療用観察装置。

10

(2)

前記制御部は、前記支持部の状態に応じて前記観察部の振動モードを決定し、決定した前記振動モードに更に基づいて、前記画揺れ補正を行う、
前記(1)に記載の医療用観察装置。

(3)

前記支持部の動作モードを変更するための操作部、を更に備え、
前記振動モードは、前記操作部に対するユーザの操作に応じて決定される、
前記(2)に記載の医療用観察装置。

(4)

前記振動モードは、人が手術室内を歩行することによって生じる歩行床振動、前記観察部が移動することにより生じる観察部移動振動、及び前記観察部が移動した後その位置が固定されることにより生じる観察部固定振動、の少なくともいずれかの振動の特性を含む振動のモードとして、決定される、
前記(2)又は(3)に記載の医療用観察装置。

20

(5)

前記観察部は、撮像素子によって観察光を受光することにより画像を生成する撮像部を有し、
前記画揺れ補正は、前記撮像素子における画素ごとの観察光の取り込み位置を補正することにより画像の揺れを補正する、電子式の補正方法に従って行われる、
前記(1)~(4)のいずれか1項に記載の医療用観察装置。

30

(6)

前記画揺れ補正は、前記観察部において観察光を導光する光学系の位置を移動させることにより画像の揺れを補正する、レンズシフト方式での光学式の補正方法に従って行われる、
前記(1)~(4)のいずれか1項に記載の医療用観察装置。

(7)

前記観察部は、撮像素子によって観察光を受光することにより画像を生成する撮像部を有し、
前記画揺れ補正は、前記撮像素子の位置を移動させることにより画像の揺れを補正する、イメージシフト方式での光学式の補正方法に従って行われる、
前記(1)~(4)のいずれか1項に記載の医療用観察装置。

40

(8)

前記観察部の筐体には、前記観察部を移動させる際にユーザによって把持される把持部が設けられる、
前記(1)~(7)のいずれか1項に記載の医療用観察装置。

(9)

前記支持部は複数の回転軸部を有し、
前記複数の回転軸部には、それぞれ、前記回転軸部における振動を抑制する振動抑制機構が設けられる、

50

前記(1)～(8)のいずれか1項に記載の医療用観察装置。

(10)

前記観察部は、内視鏡と、前記内視鏡の基端に接続され内部に撮像素子によって観察光を受光することにより画像を生成する撮像部が設けられるカメラヘッドと、から構成され、

前記医療用観察装置は、前記カメラヘッドが前記支持部によって支持される内視鏡装置である、

前記(1)～(7)のいずれか1項又は前記(9)に記載の医療用観察装置。

(11)

術部を撮影する撮像部、前記撮像部の振動を検出する振動センサ、前記撮像部を支持する支持部、及び、前記振動センサによる検出値に基づいて前記撮像部によって撮影される画像の揺れを補正する画揺れ補正を行う制御部、を有する医療用観察装置と、

10

前記医療用観察装置によって画揺れ補正が施された画像を表示する表示装置と、を備える、医療用観察システム。

(12)

術部を拡大観察するための観察部、前記観察部の振動を検出する振動センサ、及び前記観察部を支持する支持部、を有する医療用観察装置において、前記振動センサによる検出値に基づいて、前記観察部によって観察される画像の揺れを補正する画揺れ補正を行う、画揺れ補正方法。

20

【符号の説明】

【0129】

1 顕微鏡システム

10 顕微鏡装置

20 表示装置

110 顕微鏡部

111 撮像部

112 筒状部

113 振動センサ

120 支持部(アーム部)

130 ベース部

30

131 架台

132 キャスター

140 制御装置

151 ズームSW

152 フォーカスSW

153 動作モード変更SW

210 第1回転軸部

220 第2回転軸部

230 第3回転軸部

240 第4回転軸部(平行四辺形リンク機構)

40

250 第5回転軸部

260 第6回転軸部

241、242、243、244 アーム

245、246、247、248 関節部

271 第1アーム部

272 第2アーム部

273 第3アーム部

274 第4アーム部

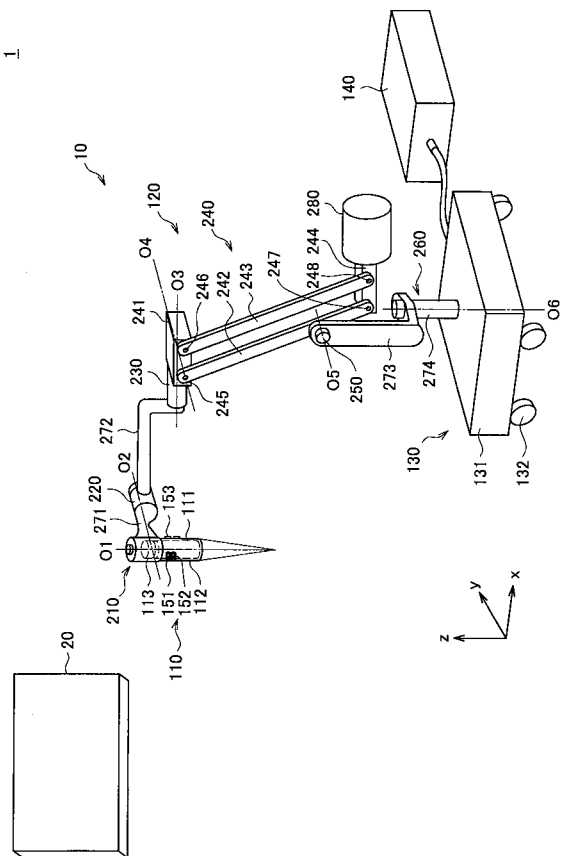
310 撮像部

320 操作部

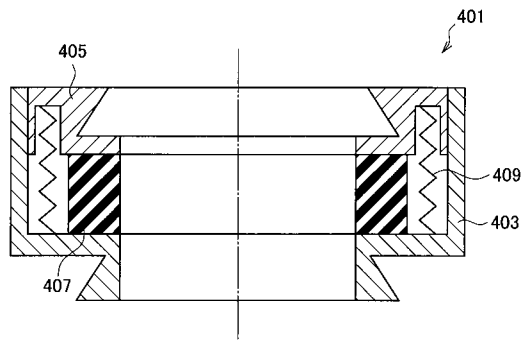
50

- 3 3 0 振動検出部
- 3 4 0、3 4 0 a 制御部
- 3 4 1、3 4 1 a 画揺れ補正部
- 3 4 2 振動モード決定部
- 3 4 3、3 4 3 a 制御パラメータ算出部
- 3 4 4、3 4 4 a 補正量算出部
- 3 4 5、3 4 5 a 画像処理部
- 3 4 6 表示制御部
- 4 0 1、4 5 1 振動抑制機構

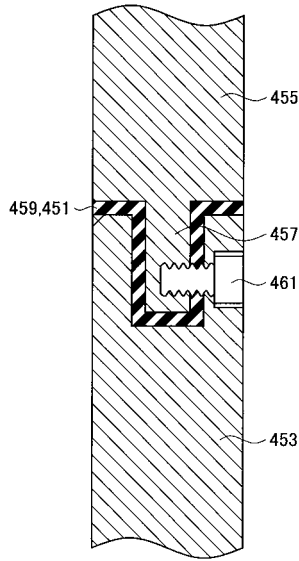
【 図 1 】



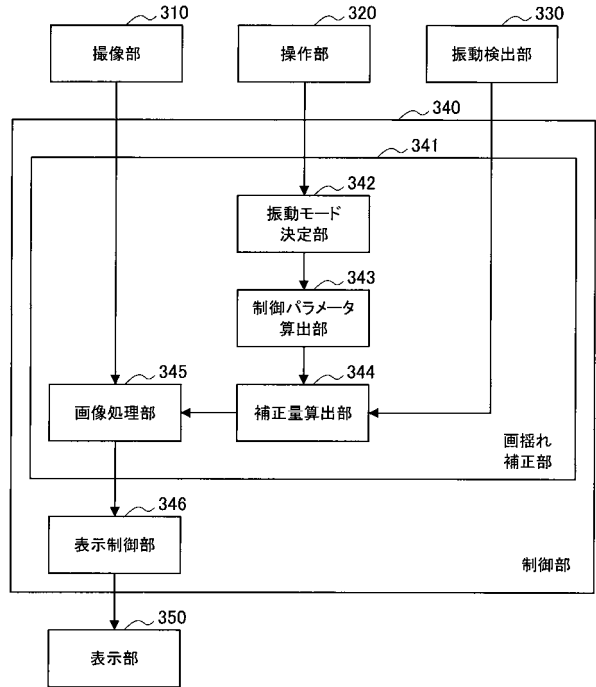
【 図 2 】



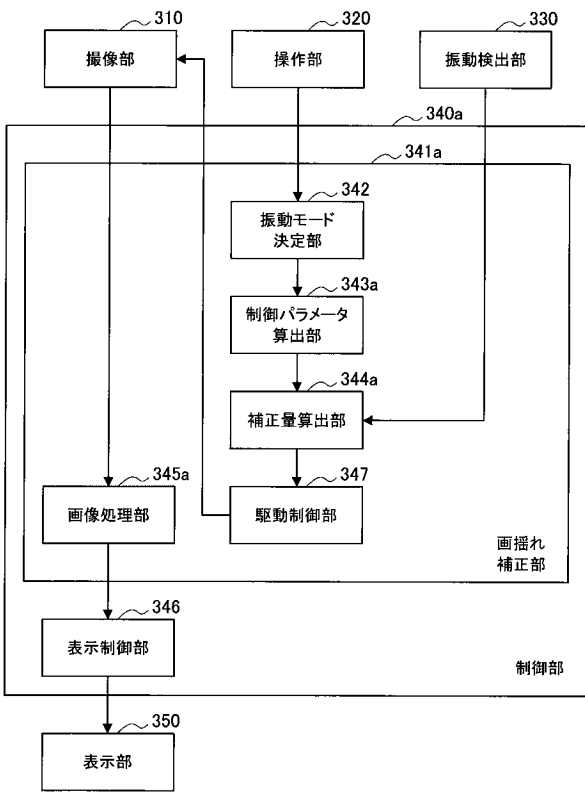
【 図 3 】



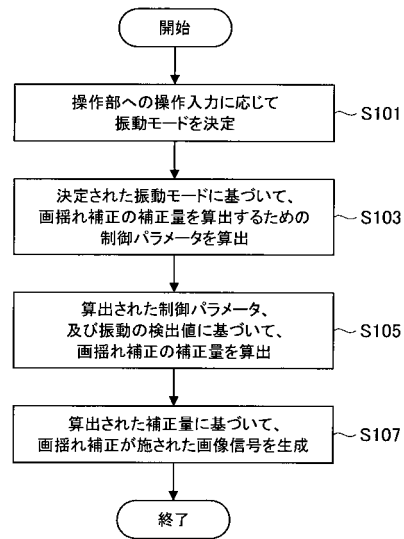
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I		テーマコード(参考)
A 6 1 B 90/20	(2016.01)	A 6 1 B	19/00	5 0 6
		A 6 1 B	90/20	

(72)発明者 田村 秀

東京都八王子市子安町四丁目7番1号 ソニー・オリンパスメディカルソリューションズ株式会社
内

Fターム(参考) 2H040 BA01 BA23 GA02 GA11
2H052 AB05 AD06 AF02 AF14 AF21
2H105 AA02 AA17 EE08
2K005 CA13 CA14 CA23 CA24 CA29

专利名称(译)	医学观察装置，医学观察系统和图像抖动校正方法		
公开(公告)号	JP2017129649A	公开(公告)日	2017-07-27
申请号	JP2016007621	申请日	2016-01-19
[标]申请(专利权)人(译)	索尼奥林巴斯医疗解决方案公司		
申请(专利权)人(译)	索尼奥林巴斯医疗系统有限公司		
[标]发明人	田村秀		
发明人	田村 秀		
IPC分类号	G03B5/00 G03B15/00 G03B17/56 G02B21/36 G02B23/24 A61B90/20		
CPC分类号	A61B1/00149 A61B1/045 A61B90/20 A61B90/25 A61B2034/2048 A61B2090/504 A61B2090/506 G02B7/001 G02B23/2484 G02B27/646 H04N5/23258 H04N5/23267 H04N5/23287 A61B1/05 A61B90/361 G02B23/2407 H04N5/2256 H04N2005/2255		
FI分类号	G03B5/00.H G03B15/00.L G03B17/56.A G02B21/36 G02B23/24.B A61B19/00.506 A61B90/20 H04N5/232.480		
F-TERM分类号	2H040/BA01 2H040/BA23 2H040/GA02 2H040/GA11 2H052/AB05 2H052/AD06 2H052/AF02 2H052/AF14 2H052/AF21 2H105/AA02 2H105/AA17 2H105/EE08 2K005/CA13 2K005/CA14 2K005/CA23 2K005/CA24 2K005/CA29		
代理人(译)	松本 一骑		
其他公开文献	JP6704255B2 JP2017129649A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

需要解决的问题为了获得振动影响较小的稳定的观察图像。 振动传感器，用于检测所述观察部分的振动;支撑部分，用于支撑所述观察部分;以及控制部分，用于基于所述振动传感器的检测值来控制所述观察部分，按部门以及控制单元，其执行用于校正要观察的图像的波动的图像抖动校正。

