

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/225346

発行日 令和2年4月2日 (2020. 4. 2)

(43) 国際公開日 平成30年12月13日 (2018. 12. 13)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 2 0	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 4 0	4 C 1 6 1
	G 0 2 B 23/26 D	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

出願番号 特願2019-523359 (P2019-523359)	(71) 出願人 000002185 ソニー株式会社 東京都港区港南1丁目7番1号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2018/012730	
(22) 国際出願日 平成30年3月28日 (2018. 3. 28)	
(31) 優先権主張番号 特願2017-110569 (P2017-110569)	(74) 代理人 110002147 特許業務法人酒井国際特許事務所
(32) 優先日 平成29年6月5日 (2017. 6. 5)	
(33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国 (JP)	(72) 発明者 菊地 大介 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内
	(72) 発明者 杉江 雄生 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内
	(72) 発明者 中村 幸弘 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

最終頁に続く

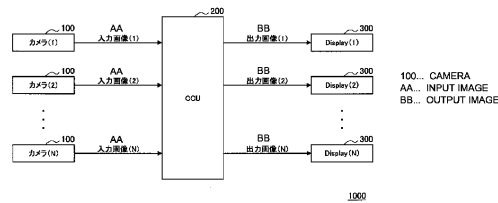
(54) 【発明の名称】 医療用システム及び制御ユニット

(57) 【要約】

【課題】手術用に複数の撮像装置が使用される場合に、各撮像装置が撮像した画像の見え方を揃える。

【解決手段】本開示によれば、複数の手術用撮像装置と、前記手術用撮像装置のそれぞれが接続され、前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像を連携させる信号処理部を有する制御ユニットと、を備える、医療用システムが提供される。この構成により、手術用に複数の撮像装置が配置される場合に、各撮像装置が撮像した画像の見え方を揃えることが可能となる。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の手術用撮像装置と、
前記手術用撮像装置のそれぞれが接続され、前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像を連携させる信号処理部を有する制御ユニットと、
を備える、医療用システム。

【請求項 2】

複数の前記手術用撮像装置は、内視鏡、体外視鏡、顕微鏡、及び術野カメラの少なくとも 2 つ含む、請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 3】

前記信号処理部は、調整トリガの発生に応じて、前記連携を行うか否かを切り換える、請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 4】

前記信号処理部は、調整トリガの発生に応じて前記連携のための処理を行い、
前記調整トリガは、ユーザの操作によって発生する、請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 5】

前記信号処理部は、調整トリガの発生に応じて前記連携のための処理を行い、
前記調整トリガは、複数の前記手術用撮像装置が同一の被写体を撮像する場合に発生する、請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 6】

前記信号処理部は、調整トリガの発生に応じて前記連携のための処理を行い、
前記調整トリガは、手術を行う術者の状態に応じて発生する、請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 7】

前記信号処理部は、調整トリガの発生に応じて前記連携のための処理を行い、
前記調整トリガは、複数の前記手術用撮像装置を識別するための識別情報に応じて発生する、請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 8】

前記信号処理部は、複数の前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像の色を合わせる処理を行う、請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 9】

前記信号処理部は、複数の前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像の明るさを合わせる処理を行う、請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 10】

前記信号処理部は、複数の前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像のコントラストを合わせる処理を行う、請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 11】

前記信号処理部は、複数の前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像の解像度を合わせる処理を行う、請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 12】

前記信号処理部は、複数の前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像のノイズを合わせる処理を行う、請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 13】

前記信号処理部は、複数の前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像の被写界深度を合わせる処理を行う、請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 14】

前記信号処理部は、複数の前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像の振れ量を合わせる処理を行う、請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 15】

10

20

30

40

50

前記信号処理部は、複数の前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した立体視画像の奥行きを合わせる処理を行う、請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 16】

前記信号処理部は、複数の前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像の画角を合わせる処理を行う、請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 17】

前記信号処理部は、複数の前記手術用撮像装置の 1 つが撮像した画像を基準として他の手術用撮像装置が撮像した画像を連携させる、請求項 1 に記載の医療用システム。

【請求項 18】

前記信号処理部は、任意の目標画像を基準として複数の前記手術用撮像装置が撮像した画像を連携させる、請求項 1 に記載の医療用システム。

10

【請求項 19】

複数の手術用撮像装置のそれぞれが接続され、前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像を連携させる信号処理部を備える、制御ユニット。

【請求項 20】

複数の手術用撮像装置と、
前記手術用撮像装置のそれぞれが接続された制御ユニットと、
複数の前記制御ユニットのそれぞれが接続され、前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像を連携させる信号処理部を有する統合装置と、
を備える、医療用システム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、医療用システム及び制御ユニットに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、例えば下記の特許文献 1 には、プローブ型内視鏡を使用可能な内視鏡装置においては、プローブ先端部の位置およびスコープ先端部の湾曲程度に関係なく、2 つの画像を正確にマッチングさせて合成画像を生成することが記載されている。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2011 - 55939 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

医療用撮像装置において、複数のカメラが同時に使用される場合がある。例えば脳外科の手術等では、術野の手前を観察する際にエクソスコープが用いられ、術野の奥まった部分を観察する際に内視鏡が用いられる場合がある。このような場合に、複数のカメラが撮像した画像をそのまま表示すると、2 つの画像の見え方が異なるため、観察者に違和感が生じる。また、例えば同じ被写体を撮像して表示していても、見え方が異なると同じ被写体であることの認識が困難になる、2 つの画像間の関係の認識が困難になる、等の問題が生じる。

40

【0005】

上記特許文献 1 に記載された技術は、プローブ先端部の突出長さおよびスコープ先端部の湾曲角に基づき、拡大 / 縮小倍率および位相シフト量を決定し、病変部などの観察対象サイズを通常観察画像の観察対象サイズと一致させるものである。特許文献 1 に記載された技術は、一方の画像に対する他方の画像の位置関係が予め定まっている場合に画像サイズを一致させるものであり、異なる装置で撮像された画像に応じて、双方の画像の見え方を揃えることは何ら想定していない。

50

【 0 0 0 6 】

そこで、手術用に複数の撮像装置が使用される場合に、各撮像装置が撮像した画像の見え方を揃えることが望まれていた。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本開示によれば、複数の手術用撮像装置と、前記手術用撮像装置のそれぞれが接続され、前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像を連携させる信号処理部を有する制御ユニットと、を備える、医療用システムが提供される。

【 0 0 0 8 】

また、本開示によれば、複数の手術用撮像装置のそれぞれが接続され、前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像を連携させる信号処理部を備える、制御ユニットが提供される。

10

【 0 0 0 9 】

また、本開示によれば、複数の手術用撮像装置と、前記手術用撮像装置のそれぞれが接続された制御ユニットと、複数の前記制御ユニットのそれぞれが接続され、前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像を連携させる信号処理部を有する統合装置と、を備える、医療用システムが提供される。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 0 】

以上説明したように本開示によれば、手術用に複数の撮像装置が使用される場合に、各撮像装置が撮像した画像の見え方を揃えることが可能となる。

20

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

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 1 】

【 図 1 】 本開示の各実施形態に係る手術用システムの概略構成を示す模式図である。

【 図 2 】 図 1 の構成に対して、カメラ部と C C U との間を中継する入力モジュールを更に備える構成を示す模式図である。

【 図 3 】 C C U 内の信号処理部の構成及び動作を示す模式図である。

30

【 図 4 】 エクソスコープと内視鏡を同時に併用して被写体を観察する場合を示す模式図である。

【 図 5 】 エクソスコープ画像と内視鏡画像の表示方法を示す模式図である。

【 図 6 】 内視鏡の画像の色味をエクソスコープの画像の色味に合わせて表示するための処理方法を示す模式図である。

【 図 7 】 エクソスコープ画像と内視鏡画像のブレを合わせる例を説明するための模式図である。

【 図 8 】 エクソスコープ画像と内視鏡画像のブレを合わせる例を説明するための模式図である。

【 図 9 】 エクソスコープ画像と内視鏡画像の明るさ（輝度）、コントラストを合わせる例を示す模式図である。

40

【 図 1 0 】 エクソスコープ画像と内視鏡画像の解像感、被写界深度を合わせる例を示す模式図である。

【 図 1 1 】 エクソスコープ画像と内視鏡画像のノイズを合わせる例を示す模式図である。

【 図 1 2 】 エクソスコープ画像と内視鏡画像の画像の向きを合わせる例を示す模式図である。

【 図 1 3 】 3 D で撮影が可能なエクソスコープ画像と 3 D で撮影が可能な内視鏡画像を併用する場合の例を示す模式図である。

【 図 1 4 】 複数のカメラ部が接続された C C U を複数備え、各 C C U が統合装置 6 0 0 に接続されたシステムを示す模式図である。

50

【発明を実施するための形態】

【0012】

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。

【0013】

なお、説明は以下の順序で行うものとする。

1. システムの構成例
2. 信号処理部の構成
3. エクソスコープ画像と内視鏡画像の色の調整
4. エクソスコープ画像と内視鏡画像の振れの調整
5. エクソスコープ画像と内視鏡画像の明るさ、コントラストの調整
6. エクソスコープ画像と内視鏡画像の解像感、被写界深度の調整
7. エクソスコープ画像と内視鏡画像のノイズの調整
8. エクソスコープ画像と内視鏡画像の向き、画角の調整
9. エクソスコープ画像と内視鏡画像の奥行き感の調整
10. 複数のカメラ部が接続されたCCUを複数備える構成例

10

【0014】

1. システムの構成例

まず、図1を参照して、本開示の各実施形態に係る手術用システム1000の概略構成について説明する。図1に示すように、この手術用システム1000は、複数のカメラ部100と、複数のカメラを接続可能で複数の出力が可能なCCU(制御ユニット)200と、複数のモニタ300から構成される。手術用システム1000は、複数のカメラ部100からの複数の入力信号の情報から、信号処理によって複数の出力画像を生成し、モニタ300へ出力する。

20

【0015】

図2は、図1の構成に対して、カメラ部100とCCU200との間を中継する入力モジュール(カメラヘッド部)400を更に備え、手術用システム1000が入力モジュール400にて前処理を行った上でCCU200に画像を入力するシステムの構成例を示す模式図である。入力モジュール400は、カメラ部100とCCU200との互換性を確保するため等に用いられる。

30

【0016】

本実施形態において、複数のカメラ部100は、手術に用いられる複数のカメラであって、例えば内視鏡(硬性内視鏡、軟性内視鏡)、体外視鏡(エクソスコープ)、顕微鏡、術野カメラ、などが該当する。手術用システム1000は、カメラ部100が被写体を撮像する際に被写体を照射する光源装置を含んでいても良い。

【0017】

複数のカメラ部100は、手術の際に同時に使用される場合がある。例えば脳外科の手術等では、術野の手前を観察する際にエクソスコープが用いられ、術野の奥まった部分を観察する際に内視鏡が用いられる場合がある。一例として、開頭した脳内の動脈瘤について、患部の表側をエクソスコープで観察し、患部の裏側は内視鏡を挿入して観察する場合などが考えられる。このような場合に、本実施形態では、複数のカメラ部100のそれぞれの画像の見え方を合わせる処理を行う。換言すれば、本実施形態では、複数のカメラ部100のそれぞれの画像を連携させる処理を行う。同時に使用される複数のカメラ部100の組み合わせとして、例えば、内視鏡とエクソスコープ、内視鏡と手術用顕微鏡、硬性内視鏡と軟性内視鏡、内視鏡と術野カメラ、等が挙げられる。なお、内視鏡は被写体の細部を観察する場合に適しているが、より広範囲を撮影しようとして被写体から内視鏡を遠ざけると、画像が歪んでしまう。エクソスコープは、専用の光学系を備えることで、このような場合に画像に歪みを生じることなく撮像が可能であり、被写体とエクソスコープとの間に十分な距離を確保できるため、手術を行い易いといった利点がある。また、術野

40

50

カメラは、手術状況を全体的に撮影するカメラである。

【0018】

2. 信号処理部の構成

図3は、複数のカメラ部100としてエクソスコブと内視鏡の2つをCCU200に接続したシステムにおいて、CCU200内の信号処理部210の構成及び動作を示す模式図である。信号処理部210は、複数のカメラ部100が接続されるCCU200に設けられ、一方のカメラ部100から得た撮像信号に基づいて生成する画像と他方のカメラ部100から得た撮像信号に基づいて生成する画像の見え方を合わせるように処理を行う。

【0019】

図3に示すように、信号処理部210は、調整パラメータ算出部212、調整パラメータ適用部214、調整パラメータ適用部216を有する。調整パラメータ算出部212には、エクソスコブの画像情報(以下、エクソスコブ画像とも称する)10と内視鏡の画像情報(以下、内視鏡画像とも称する)12が入力される。

【0020】

また、調整パラメータ算出部212には、調整トリガ14が入力される。調整トリガ14は、外部あるいは入力画像から定められる情報であって、調整パラメータによる調整を行うトリガとなる情報である。例えば、エクソスコブ画像10と内視鏡画像12がともに同じ被写体であることが検出された場合、調整トリガが発生する。

【0021】

調整トリガ14が発生すると、エクソスコブ画像10と内視鏡画像12の見え方を合わせる処理が行われる。調整パラメータは、エクソスコブ画像10と内視鏡画像12の見え方を合わせる処理を行うためのパラメータである。一方、調整トリガ14が発生しない場合は、エクソスコブ画像10と内視鏡画像12の見え方を合わせる処理は行われず、エクソスコブ画像10と内視鏡画像12は独立して処理される。

【0022】

調整トリガ14が発生して調整パラメータ算出部212に入力されると、調整パラメータ算出部212は、エクソスコブ画像10、内視鏡画像12、あるいはその両方から、色、輝度、コントラスト、被写界深度、ノイズ、画角、画像向き等に関する調整パラメータを算出する。調整パラメータは、調整パラメータ適用部214と調整パラメータ適用部216のいずれか一方、または双方に送られる。調整パラメータ適用部214は、調整パラメータを受け取ると、調整パラメータをエクソスコブ画像10に適用する。また、調整パラメータ適用部216は、調整パラメータを受け取ると、調整パラメータを内視鏡画像12に適用する。以上のようにして、信号処理部210は、調整パラメータをエクソスコブ画像10、内視鏡画像12のいずれか、あるいはその両方に適用し、それぞれの出力画像を生成する。これにより、エクソスコブ画像10と内視鏡画像12の見え方を合わせることができ、ユーザが一方のカメラ部100から得られる画像を観察した後、他方のカメラ部100から得られる画像を観察した際に、被写体の見え方に相違が生じてしまうことを抑止できる。

【0023】

調整トリガ14は、上述したようにエクソスコブ画像10と内視鏡画像12が同一被写体である場合の他にも、ユーザ操作、術者の状態(位置)、接続した機器の情報、等々に応じて発生させることができる。ユーザ操作によって発生させる場合、ユーザがCCU200の操作入力部を操作すると、調整トリガ14が発生する。術者の状態に応じて調整トリガ14を発生させる場合、例えば、手術室に設置される術野カメラの画像から術者の位置を判定し、術者の位置に基づいて、エクソスコブによる観察に加えて内視鏡による観察を術者が行っていると判定される場合に調整トリガ14を発生させる。また、接続した機器の情報に基づいて調整トリガを発生させる場合、CCU200に接続された複数のカメラ部100のそれぞれから機器の識別情報を取得し、調整トリガ14を発生させることが予め定められている複数のカメラ部100がCCU200に接続されている場合に、

10

20

30

40

50

調整トリガ 14 を発生させる。

【 0 0 2 4 】

エクソスコブ画像 10 と内視鏡画像 12 の見え方を合わせる場合に、エクソスコブ画像 10 を基準としてエクソスコブ画像 10 に内視鏡画像 12 を合わせても良いし、内視鏡画像 12 を基準として内視鏡画像 12 にエクソスコブ画像 10 を合わせても良い。また、見え方を合わせる基準となるターゲット画像に対して、エクソスコブ画像 10 と内視鏡画像 12 のそれぞれを合わせても良い。

【 0 0 2 5 】

3 . エクソスコブ画像と内視鏡画像の色の調整

図 4 は、エクソスコブ 110 と内視鏡 120 を同時に併用して被写体を観察する場合を示す模式図である。上述のように、例えば脳外科の手術等では、術野の手前を観察する際にエクソスコブ 110 が用いられ、術野の奥まった部分を観察する際に内視鏡 120 が用いられるため、エクソスコブ 110 と内視鏡 120 を同時に併用する場合は考えられる。

10

【 0 0 2 6 】

このとき、エクソスコブ 110 と内視鏡 120 は、異なる光源による照明を用いて被写体を照射する。図 4 に示すように、エクソスコブ 110 は光源装置 (1) 400 による照明で被写体を照射し、内視鏡 120 は光源装置 (2) 410 による照明で被写体 500 を照射する。

【 0 0 2 7 】

また、エクソスコブ 110 と内視鏡 120 は、異なるレンズを通った光を異なるセンサで受光する。このため、エクソスコブ 110 と内視鏡 120 とでは、同じパラメータで現像処理を行っても互いの色味が異なるのが通常である。

20

【 0 0 2 8 】

図 5 は、エクソスコブ画像 10 と内視鏡画像 12 の表示方法を示す模式図である。図 5 に示すように、2つの画像を表示する方法として、モニタ 300 を 2つ並べて2つの画像を表示する方法と、2つの画像を時間的に切り替えて1つのモニタ 300 に表示する方法がある。しかし、色味が異なる2つの画像をそのまま表示すると、2つの画像の色味が異なることで観察者に違和感が生じる。また、例えば同じ被写体を撮像して表示していても、色味が異なると同じ被写体であることの認識が難しくなり、2つの画像の対応付けをすることが困難となる。

30

【 0 0 2 9 】

このため、本実施形態では、内視鏡画像 12 の色味とエクソスコブ画像 10 の色味を合わせて表示する。この際、調整パラメータをエクソスコブ画像、内視鏡画像、あるいはその両方に適用することで、エクソスコブ 110 の画像と内視鏡 120 の画像の色味を揃える。図 6 は、内視鏡 120 の画像の色味をエクソスコブ 110 の画像の色味に合わせて表示するための処理方法を示す模式図である。

【 0 0 3 0 】

まず、2つの画像で同じ被写体及び領域が写っているかどうかを判定する。その際、2つの画像のマッチングを取ることにより、同じ被写体かどうかを検出することができ、また共通の領域を検出することができる。図 6 に示す例では、ブロックマッチングにより、エクソスコブ画像 10 の領域 A と内視鏡画像 12 の領域 B とが同じ被写体であり、共通の領域であることを検出している。

40

【 0 0 3 1 】

次に、内視鏡画像 12 の色味をエクソスコブ画像 10 の色味に合わせる場合の処理方法の例を説明する。互いに同じ被写体の同じ位置であるというマッチングの取れた領域 A、領域 B について、それぞれの領域 A、B 内の対応する位置 (図中に x 印で示す) の色の値が、内視鏡画像 12 では (R 1 , G 1 , B 1)、エクソスコブ画像 10 では (R 2 , G 2 , B 2) であった場合、それぞれの画像の色 (R G B 値) の関係は以下の式 (1) で示すような線形式で表すことができる。

50

【 0 0 3 2 】

【 数 1 】

$$\begin{pmatrix} R2 \\ G2 \\ B2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ g & h & i \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R1 \\ G1 \\ B1 \end{pmatrix}$$

・・・(1)

【 0 0 3 3 】

10

このとき、複数の点のRGB値から最小二乗法で上記の方程式を解き、係数a～iを求めると、式(1)の線形式が内視鏡画像12からエクソスコープ画像10へのRGB値の変換式となる。ここで、変換のための係数(a～i)は、調整パラメータに相当する。よって、内視鏡画像12の色味をエクソスコープ画像10の色味に合わせることができる。

【 0 0 3 4 】

4. エクソスコープ画像と内視鏡画像の振れの調整

次に、図7及び図8に基づいて、エクソスコープ110と内視鏡120を同時に併用して観察する場合に、エクソスコープ画像10と内視鏡画像12のブレを合わせる処理(手振れ除去処理)について説明する。図7に示すように、通常、エクソスコープ110は固定具20によって固定されているが、内視鏡120はスコピストまたは術者が手で持つことになる。従って、内視鏡画像12にブレが生じる場合がある。

20

【 0 0 3 5 】

図8は、エクソスコープ画像10と内視鏡画像12のブレを合わせるための処理方法を示す模式図である。図6と同様に、図8では、ブロックマッチングにより、エクソスコープ画像10の領域Aと内視鏡画像12の領域Bとが同じ被写体であり、共通の領域であることを検出している。固定具20で固定されたエクソスコープ110のエクソスコープ画像10は、図8の領域Aに示すように振れが生じていない。一方、内視鏡120は人が支えているため、内視鏡画像12では、図8の領域Bに示すように振れが生じている。従って、振れの生じていないエクソスコープ画像10に対して振れの生じている内視鏡画像12を合わせる。

30

【 0 0 3 6 】

ブロックマッチングにより、領域Aと領域Bが同じ被写体および領域であることが判定されると、エクソスコープ画像10に合わせて内視鏡画像12のトラッキングを行い、内視鏡画像12の振れの成分を除去することで、内視鏡画像12の振れの補正を行う。これにより、静止しているエクソスコープ画像10に合わせて内視鏡画像12の振れが除去されるため、ユーザがエクソスコープ画像10と内視鏡画像12との間で視線を移した際に、違和感が生じることを抑制できる。

【 0 0 3 7 】

また、ブロックマッチングの結果、エクソスコープ画像10と内視鏡画像12とで異なる領域が映っていた場合には、エクソスコープ画像10を用いずに、内視鏡画像12の振れの補正を行う。この場合、内視鏡画像12の並進、拡大、回転成分から内視鏡画像12の振れを認識し、振れの逆行列を掛け合わせることににより、内視鏡画像12の振れ補正を行う。

40

【 0 0 3 8 】

5. エクソスコープ画像と内視鏡画像の明るさ、コントラストの調整

図9は、エクソスコープ画像10と内視鏡画像12の明るさ(輝度)、コントラストを合わせる例を示す模式図である。各色の明るさの変換係数の算出方法は、図6で説明した色味を合わせる場合と同様に行うことができる。RGB値から変換して得られる輝度Yを合わせる際には、以下の式(2)によりエクソスコープ画像10の輝度Y1から内視鏡画像12の輝度Y2へ変換を行う。互いに同じ被写体の同じ位置であるというマッチングの

50

取れた領域 A、領域 B について、それぞれの領域 A、B 内の対応する位置（図中に × 印で示す）の輝度の値が、内視鏡画像 12 では Y2 であり、エクソスコブ画像 10 では Y1 であった場合、それぞれの画像のノイズの関係は以下の式（2）で示すような線形式で表すことができる。なお、式（2）において、a は変換係数である。

$$Y_2 = a \cdot Y_1 \quad \dots (2)$$

【0039】

R、G、B もしくは Y の関係を元に、暗い画像にゲインをかけて明るさを調整する。図 9 では、内視鏡画像 12 にエクソスコブ画像 10 を合わせた例を示している。変換係数は、画像の主に中心領域から一つの係数を算出して全画面に適用してもよいし、画像内の対応する領域毎それぞれで係数を算出して領域毎に係数を適用してもよい。対応する領域毎それぞれで係数を算出して領域毎に係数を適用することで、エクソスコブ画像 10 と内視鏡画像 12 のコントラストを一致させることができる。

10

【0040】

6. エクソスコブ画像と内視鏡画像の解像感、被写界深度の調整

図 10 は、エクソスコブ画像 10 と内視鏡画像 12 の解像感、被写界深度を合わせる例を示す模式図である。図 6 及び式（1）における RGB 値を、注目画素周辺の所定領域の画素値の最大値と最小値の差分で示される値 DR に置き換えて変換係数を算出する。互いに同じ被写体の同じ位置であるというマッチングの取れた領域 A、領域 B について、それぞれの領域 A、B 内の対応する位置（図中に × 印で示す）の差分 DR の値が、内視鏡画像 12 では DR_B であり、エクソスコブ画像 10 では DR_A であった場合、それぞれの画像の注目画素周辺の最大値と最小値の差分は以下の式（3）で示すような線形式で表すことができる。なお、式（3）において、a は変換係数である。

20

$$DR_B = a \cdot DR_A \quad \dots (3)$$

【0041】

DR の比率を元に、DR が小さい方の強調処理の強度を強める。この場合も、画像の主に中心領域から一つの係数を算出して全画面に適用してもよいし、対応する領域毎それぞれで係数を算出して領域毎に係数を適用してもよい。被写界深度の深い一方の画像に合わせて強調処理を行うことで、他方の画像の被写界深度も深くすることができる。

【0042】

7. エクソスコブ画像と内視鏡画像のノイズの調整

30

図 11 は、エクソスコブ画像 10 と内視鏡画像 12 のノイズを合わせる例を示す模式図である。変換係数の算出方法は、図 6 で説明した色味を合わせる場合と同様である。図 6 及び式（1）における RGB 値を、注目画素周辺の所定領域の画素値の標準偏差に置き換えたものとして変換係数を算出する。

【0043】

この場合も、互いに同じ被写体の同じ位置であるというマッチングの取れた領域 A、領域 B について、それぞれの領域 A、B 内の対応する位置（図中に × 印で示す）のノイズ（標準偏差）の値が、内視鏡画像 12 では σ_B であり、エクソスコブ画像 10 では σ_A であった場合、それぞれの画像のノイズの関係は以下の式（4）で示すような線形式で表すことができる。なお、式（4）において、a は変換係数である。

40

$$\sigma_A = a \cdot \sigma_B \quad \dots (4)$$

【0044】

ノイズの比率に基づいて、ノイズが多い方の画像のノイズリダクション（NR）の強度を強める。また、単純にノイズリダクションの強度の強弱を調整するだけでなく、ノイズが多い方の画像にノイズリダクションを適用する際に、ノイズが少ない方の画像のエッジ情報を用いてノイズリダクションを適用するようにして、より高性能なノイズリダクションを行うようにしてもよい。

【0045】

8. エクソスコブ画像と内視鏡画像の向き、画角の調整

図 12 は、エクソスコブ画像 10 と内視鏡画像 12 の画像の向き、画角を合わせる例

50

を示す模式図である。この場合、エクソスコープ画像 10 と内視鏡画像 12 のマッチング結果に基づき幾何補正を行い、エクソスコープ画像 10 の向きに対して内視鏡画像 12 の向きを合わせる補正を行う。

【0046】

具体的には、例えばブロックマッチングなどでエクソスコープ画像 10 と内視鏡画像 1 との間の位置関係、対応関係を取得し、その結果を元に幾何補正を行う。図 12 に示す例では、内視鏡画像 12 の画像の向きがエクソスコープ画像 10 の画像に向きに適合されている。なお、エクソスコープ画像 10 内に映る内視鏡の向きを検出して、その向きに応じて補正のオン/オフを自動で切り替えてもよい。例えば、内視鏡画像 12 とエクソスコープ画像 10 の天地が逆になる向きに内視鏡が向いていれば、補正をオンにする。

10

【0047】

9. エクソスコープ画像と内視鏡画像の奥行き感の調整

図 13 は、3D で撮影が可能なエクソスコープ画像 10 と 3D で撮影が可能な内視鏡画像 12 を併用する場合の例を示す模式図である。例えば、エクソスコープ画像 10 の 3D 画像を表示するモニタ 300 から、内視鏡画像 12 の 3D 画像を表示するモニタ 300 へ視点を切り替える際に、エクソスコープ画像 10 上での注目点の奥行き感と内視鏡画像 12 上で対応する注目点（対応点）との奥行き感が大きく異なっていると、ユーザにおける視線切り換え時の違和感が大きくなる。

【0048】

このため、エクソスコープ画像 10 の左右眼画像からブロックマッチング処理等により注目点の視差 d を検出し、同様に内視鏡画像 12 の左右眼画像からもブロックマッチング処理等により対応点の視差 d' を検出する。そして、 $d' = d$ となるように内視鏡画像 12 の左右眼画像の視差調整処理を行う。

20

【0049】

また、内視鏡画像 12 の 3D 画像を表示するモニタ 300 から、エクソスコープ画像 10 の 3D 画像を表示するモニタ 300 へ視線を切り換える際には、逆に $d = d'$ となるような視差調整をエクソスコープ画像 10 側の左右眼画像に対して行う。

【0050】

以上のような視差調整により、エクソスコープ画像 10 上の注目点と内視鏡画像 12 上の対応点の奥行き感が同程度に揃うため、ユーザによる視線切り換え時の違和感を軽減することができる。

30

【0051】

内視鏡画像 12 とエクソスコープ画像 10 とで、奥行のレンジが大きく異なっている場合、視差を一方に合わせて、3D 画像上で飛び出し過ぎ、または引っ込み過ぎな被写体が存在してしまう可能性がある。そこで、内視鏡画像 12 とエクソスコープ画像 10 の各々で左右眼画像から奥行推定を行い、一方の奥行レンジが他方の奥行レンジよりも極端に大きい場合（一方の奥行レンジと他方の奥行レンジとの差分が所定値を超える場合）は、視差調整を行わない、あるいは、視差調整の程度を低減する等の処理を行っても良い。

【0052】

なお、本実施形態における画像上の注目点は、ポインティングデバイス等のユーザインタフェース（UI）を用いてユーザが指定してもよいし、視線検出デバイスによる自動での注目点検出を行ってもよい。また、電気メスや鉗子等の術具検出を行い、例えば画像上でユーザである医師が注目しやすい電気メスや鉗子の先端を注目点に設定してもよい。また、一般的に視点が集まりやすい画像の中央部分を注目点に設定してもよい。

40

【0053】

10. 複数のカメラ部が接続されたCCUを複数備える構成例

上述の例では、複数のカメラ部 100 が CCU 200 に接続された手術用システム 1000 について説明したが、複数のカメラ部 100 が接続された CCU 200 を複数備え、各 CCU 200 が統合装置 600 に接続されたシステムに適用することもできる。図 14 は、複数のカメラ部 100 が接続された CCU 200 を複数備え、各 CCU 200 が統合

50

装置 600 に接続されたシステム 2000 を示す模式図である。

【0054】

図 14 に示すシステム 2000 では、カメラ部 100 の画像の情報は CCU 200 を経由して統合装置 600 に送られる。図 14 に示すシステム 2000 では、図 3 に示した信号処理部 210 は、CCU 200 ではなく統合装置 600 に設けられている。統合装置 600 は、信号処理部 210 の機能により、各カメラ部 100 から送られた画像の見え方を合わせる処理を行う。従って、図 14 に示すシステム 2000 によれば、統合装置 600 に接続されている各 CCU 200 に接続された、各カメラ部 100 の画像の見え方を統一することが可能となる。

【0055】

なお、上述の説明では、主としてエクソスコブ画像 10 と内視鏡画像 12 を同時に併用して観察する場合について説明したが、図 5 で説明したように、エクソスコブ画像 10 と内視鏡画像 12 切り換えて観察する場合にも適用可能である。その際は、切り換える直前の画像を保持しておき、その画像を用いて、切り換え後の画像の各種補正を行う。また、補正する画像はエクソスコブ画像 10 もしくは内視鏡画像 12 に限定されるものではなく、状況に応じて変えるようにしてもよい。

【0056】

以上説明したように本実施形態によれば、異なる 2 つのカメラ部 100 を併用して同じ被写体を撮像した場合に、同じ見え方の画像を生成することができる。従って、2 つの出力画像を並べて表示した場合、または、2 つの出力画像を切り換えて表示した場合に、共に違和感のない観察が可能であり、2 つの画像の互いの関係を把握することが容易になる。

【0057】

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。

【0058】

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

【0059】

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) 複数の手術用撮像装置と、
前記手術用撮像装置のそれぞれが接続され、前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像を連携させる信号処理部を有する制御ユニットと、
を備える、医療用システム。
- (2) 複数の前記手術用撮像装置は、内視鏡、体外視鏡、顕微鏡、及び術野カメラの少なくとも 2 つ含む、前記 (1) に記載の医療用システム。
- (3) 前記信号処理部は、調整トリガの発生に応じて、前記連携を行うか否かを切り換える、前記 (1) 又は (2) に記載の医療用システム。
- (4) 前記信号処理部は、調整トリガの発生に応じて前記連携のための処理を行い、前記調整トリガは、ユーザの操作によって発生する、前記 (1) ~ (3) のいずれかに記載の医療用システム。
- (5) 前記信号処理部は、調整トリガの発生に応じて前記連携のための処理を行い、前記調整トリガは、複数の前記手術用撮像装置が同一の被写体を撮像する場合に発生する、前記 (1) ~ (3) のいずれかに記載の医療用システム。
- (6) 前記信号処理部は、調整トリガの発生に応じて前記連携のための処理を行い、前記調整トリガは、手術を行う術者の状態に応じて発生する、前記 (1) ~ (3) のい

10

20

30

40

50

ずれかに記載の医療用システム。

(7) 前記信号処理部は、調整トリガの発生に応じて前記連携のための処理を行い、前記調整トリガは、複数の前記手術用撮像装置を識別するための識別情報に応じて発生する、前記(1)～(3)のいずれかに記載の医療用システム。

(8) 前記信号処理部は、複数の前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像の色を合わせる処理を行う、前記(1)～(7)のいずれかに記載の医療用システム。

(9) 前記信号処理部は、複数の前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像の明るさを合わせる処理を行う、前記(1)～(7)のいずれかに記載の医療用システム。

(10) 前記信号処理部は、複数の前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像のコントラストを合わせる処理を行う、前記(1)～(7)のいずれかに記載の医療用システム。

(11) 前記信号処理部は、複数の前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像の解像度を合わせる処理を行う、請求項1に記載の医療用システム。

(12) 前記信号処理部は、複数の前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像のノイズを合わせる処理を行う、前記(1)～(7)のいずれかに記載の医療用システム。

(13) 前記信号処理部は、複数の前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像の被写界深度を合わせる処理を行う、前記(1)～(7)のいずれかに記載の医療用システム。

(14) 前記信号処理部は、複数の前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像の振れ量を合わせる処理を行う、請求項1に記載の医療用システム。

(15) 前記信号処理部は、複数の前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した立体視画像の奥行きを合わせる処理を行う、前記(1)～(7)のいずれかに記載の医療用システム。

(16) 前記信号処理部は、複数の前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像の画角を合わせる処理を行う、前記(1)～(7)のいずれかに記載の医療用システム。

(17) 前記信号処理部は、複数の前記手術用撮像装置の1つが撮像した画像を基準として他の手術用撮像装置が撮像した画像を連携させる、前記(1)～(16)のいずれかに記載の医療用システム。

(18) 前記信号処理部は、任意の目標画像を基準として複数の前記手術用撮像装置が撮像した画像を連携させる、前記(1)～(16)のいずれかに記載の医療用システム。

(19) 複数の手術用撮像装置のそれぞれが接続され、前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像を連携させる信号処理部を備える、制御ユニット。

(20) 複数の手術用撮像装置と、

前記手術用撮像装置のそれぞれが接続された制御ユニットと、

複数の前記制御ユニットのそれぞれが接続され、前記手術用撮像装置のそれぞれが撮像した画像を連携させる信号処理部を有する統合装置と、

を備える、医療用システム。

【符号の説明】

【0060】

100 カメラ部
200 CCU
210 信号処理部
600 統合装置
1000 手術用システム

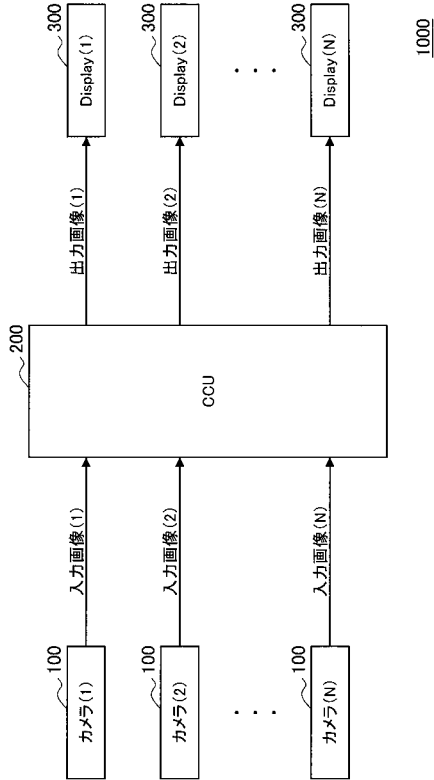
10

20

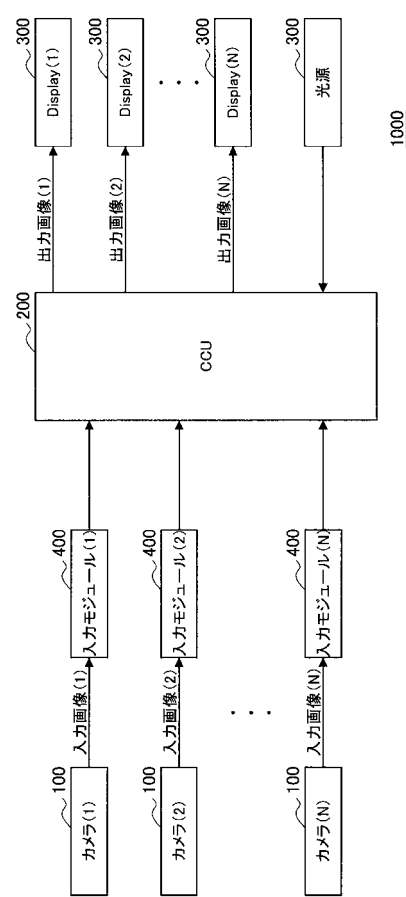
30

40

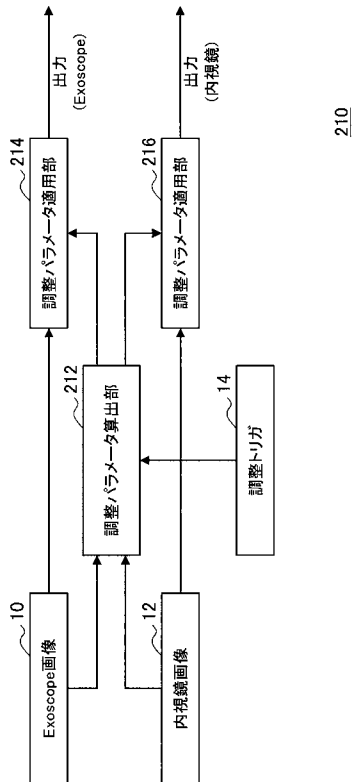
【 図 1 】



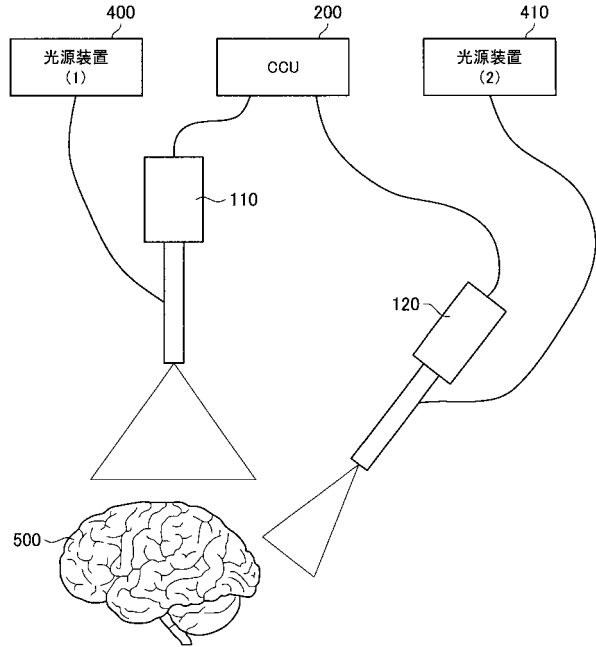
【 図 2 】



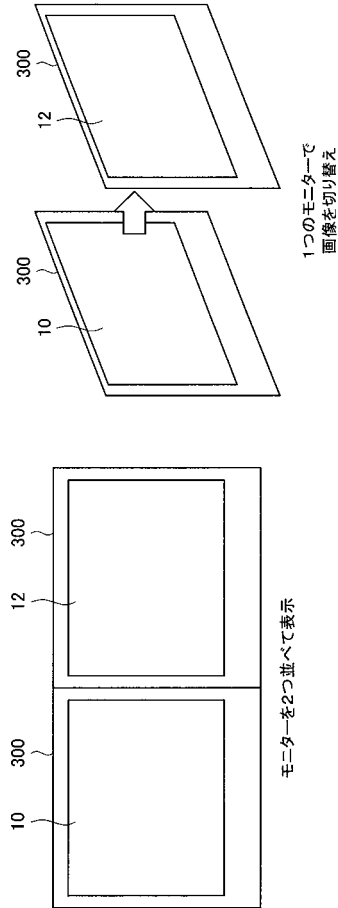
【 図 3 】



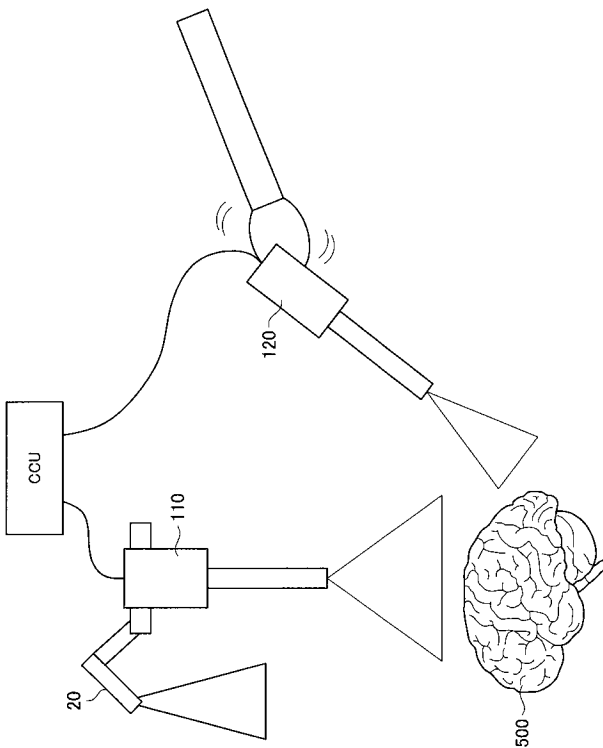
【 図 4 】



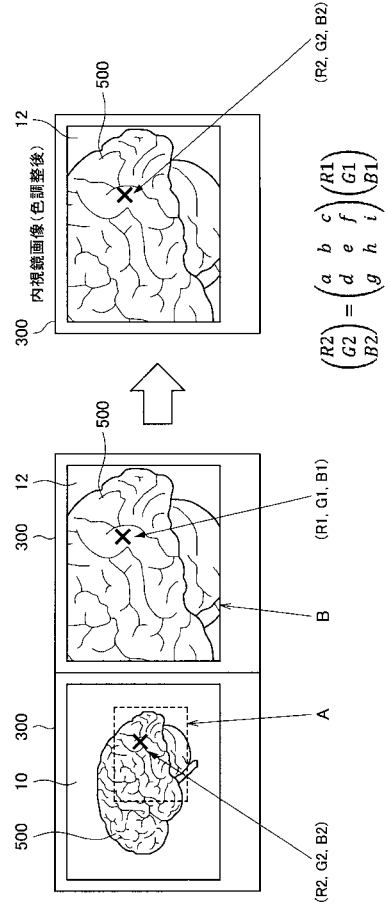
【図5】



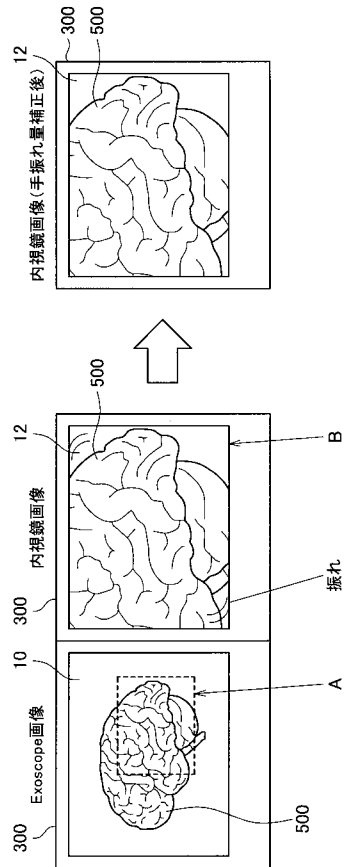
【図7】



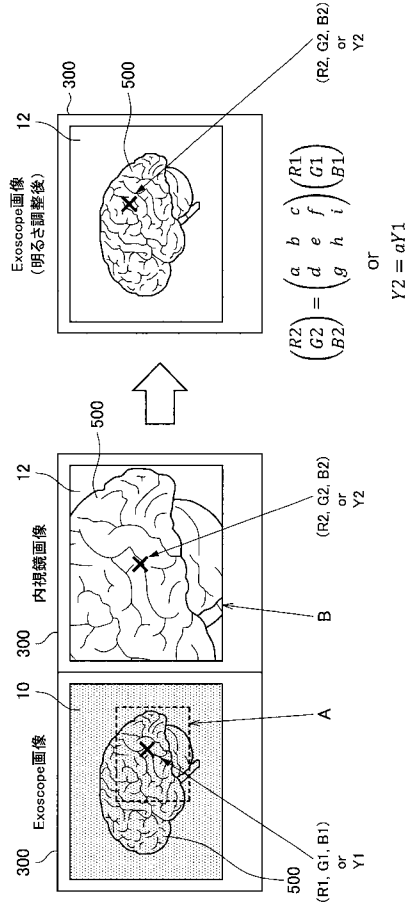
【図6】



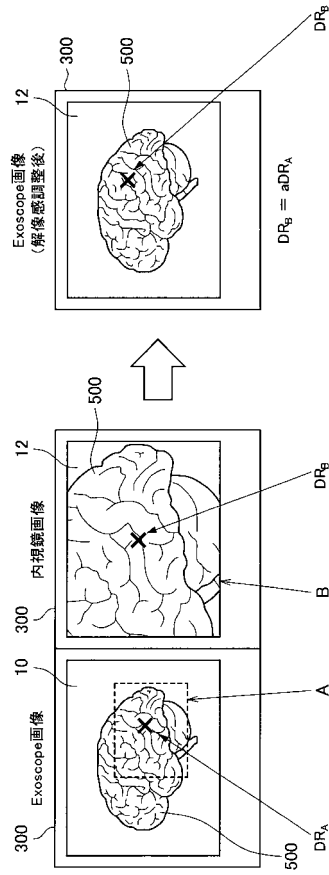
【図8】



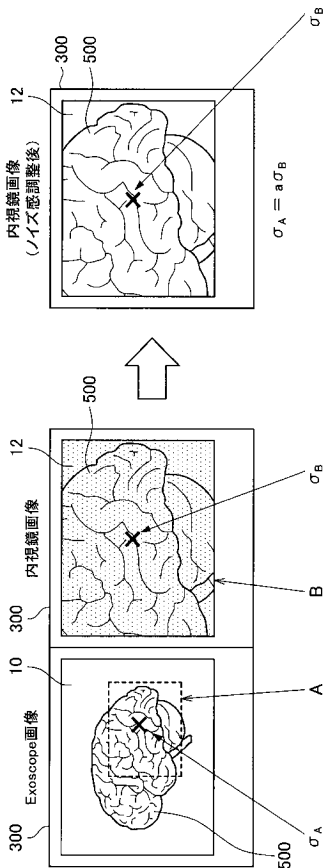
【 図 9 】



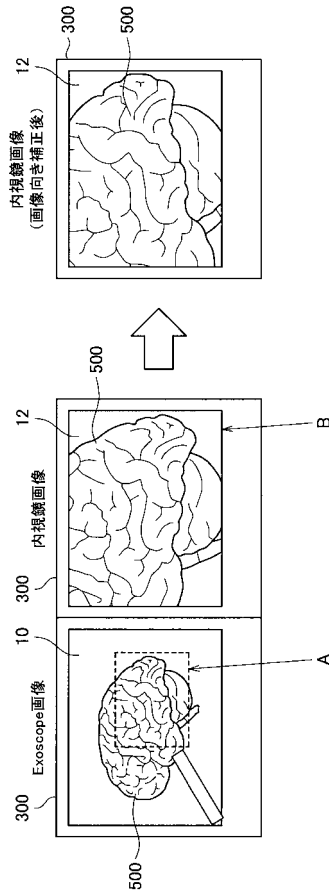
【 図 10 】



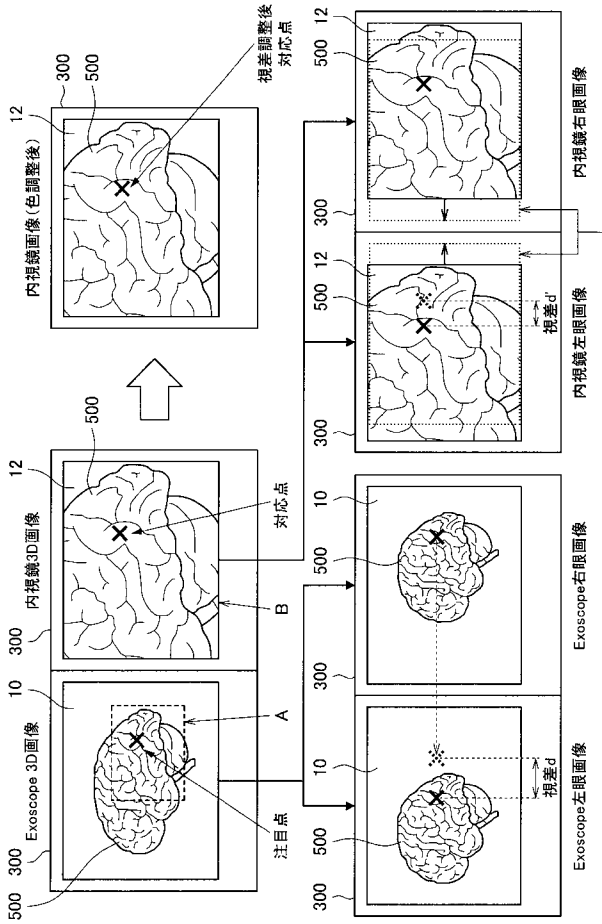
【 図 11 】



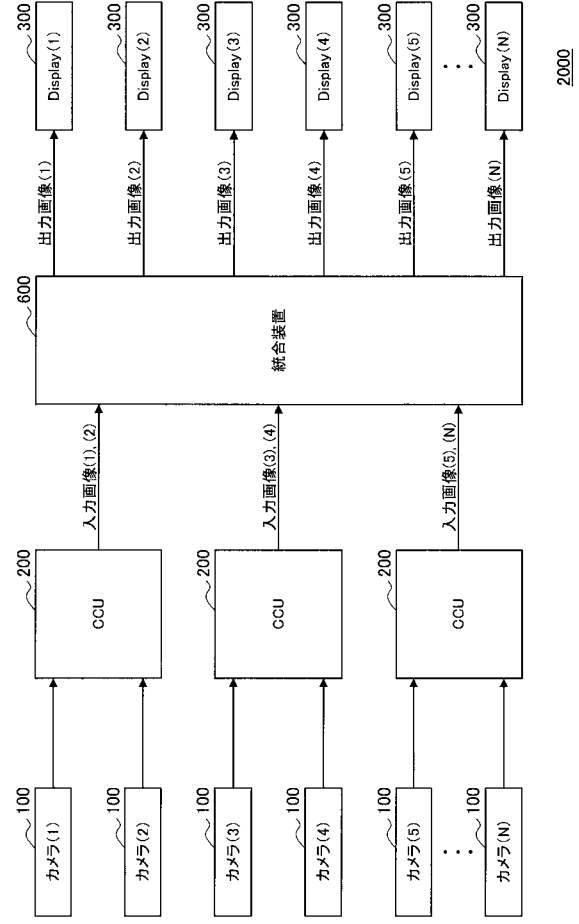
【 図 12 】



【図 1 3】



【図 1 4】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2018/012730
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl. A61B1/045(2006.01)i, A61B90/20(2016.01)i, G02B23/26(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl. A61B1/00-1/32 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018 Registered utility model specifications of Japan 1996-2018 Published registered utility model applications of Japan 1994-2018 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2004-24835 A (OLYMPUS CORP.) 29 January 2004, paragraphs [0015]-[0034], fig. 1-5 (Family: none)	1-5, 19-20 6-18
X A	JP 61-268239 A (TOSHIBA CORP.) 27 November 1986, page 2, lower left column, line 3 to page 3, upper right column, line 14, fig. 1-4 (Family: none)	1, 3-5, 19-20 2, 6-18
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 09 May 2018 (09.05.2018)		Date of mailing of the international search report 22 May 2018 (22.05.2018)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/012730

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2016-174809 A (TERUMO CORP.) 06 October 2016, paragraphs [0011]-[0071], fig. 1-7 & US 2016/0270766 A1, paragraphs [0024]-[0086], fig. 1-6	1, 3-5, 11, 16, 19-20 12-15, 17-18
X A	WO 2016/098736 A1 (OLYMPUS CORP.) 23 June 2016, paragraphs [0016]-[0082], fig. 1-2 & US 2017/0085767 A1, paragraphs [0018]-[0085], fig. 1-2	1, 8-13, 16-20 2-7, 14-15

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 1 2 7 3 0									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/045(2006.01)i, A61B90/20(2016.01)i, G02B23/26(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00 - 1/32											
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>1971-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2018年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2018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	1971-2018年	日本国実用新案登録公報	1996-2018年	日本国登録実用新案公報	1994-2018年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2018年										
日本国実用新案登録公報	1996-2018年										
日本国登録実用新案公報	1994-2018年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
X A	JP 2004-24835 A (オリンパス株式会社) 2004.01.29, [0015]-[0034], 図 1-5 (ファミリーなし)	1-5, 19-20 6-18									
X A	JP 61-268239 A (株式会社東芝) 1986.11.27, 第 2 頁左下欄第 3 行 - 第 3 頁右上欄第 14 行, 第 1 図-第 4 図 (ファミリーなし)	1, 3-5, 19-20 2, 6-18									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献									
「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		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの									
「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		「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									
「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)		「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									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 09.05.2018		国際調査報告の発送日 22.05.2018									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号 100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号		特許庁審査官 (権限のある職員) 永田 浩司	2Q 6004								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 1 2 7 3 0
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X A	JP 2016-174809 A (テルモ株式会社) 2016. 10. 06, [0011]-[0071], 図 1-7 & US 2016/0270766 A1, [0024]-[0086], FIG. 1-6	1, 3-5, 11, 16, 19-20 2, 6-10, 12-15, 17-18
X A	WO 2016/098736 A1 (オリンパス株式会社) 2016. 06. 23, [0016]-[0082], 図 1-2 & US 2017/0085767 A1, [0018]-[0085], FIG. 1-2	1, 8-13, 16-20 2-7, 14-15

フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(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), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(72)発明者 深沢 健太郎
東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内

(72)発明者 池田 憲治
東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内

Fターム(参考) 2H040 DA02 DA03 GA01 GA06 GA11
4C161 BB02 BB06 CC06 DD01 DD03 JJ09 JJ17 LL01 NN05 SS21
TT02 TT09 TT13 WW03 WW04 WW06 WW08 WW10

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	医疗系统和控制单元		
公开(公告)号	JPWO2018225346A1	公开(公告)日	2020-04-02
申请号	JP2019523359	申请日	2018-03-28
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	菊地大介 杉江雄生 中村幸弘 深沢健太郎 池田憲治		
发明人	菊地 大介 杉江 雄生 中村 幸弘 深沢 健太郎 池田 憲治		
IPC分类号	A61B1/045 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00039 A61B1/0005 A61B1/045 A61B90/20 G02B23/26 G02B21/0012 G02B21/367 H04N5/23203 H04N5/247 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/045.620 A61B1/045.640 G02B23/26.D		
F-TERM分类号	2H040/DA02 2H040/DA03 2H040/GA01 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/DD03 4C161/JJ09 4C161/JJ17 4C161/LL01 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/TT02 4C161/TT09 4C161/TT13 4C161/WW03 4C161/WW04 4C161/WW06 4C161/WW08 4C161/WW10		
优先权	2017110569 2017-06-05 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在将多个成像设备用于外科手术的情况下，在由各个成像设备拍摄的图像之间调节外观。根据本公开，提供了一种医疗系统，该医疗系统包括多个外科成像设备。以及与每个外科手术成像设备连接的控制单元，该控制单元包括信号处理单元，该信号处理单元链接由各个外科手术成像设备捕获的图像。利用该配置，在布置多个成像设备用于手术的情况下，变得可以调节由各个成像设备拍摄的图像之间的外观。

