

(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2017-70523

(P2017-70523A)

(43) 公開日 平成29年4月13日 (2017.4.13)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	
A 6 1 B 90/30 (2016.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 3	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2015-199670 (P2015-199670)	(71) 出願人	000002185
(22) 出願日	平成27年10月7日 (2015.10.7)		ソニー株式会社
			東京都港区港南1丁目7番1号
		(74) 代理人	100121131
			弁理士 西川 孝
		(74) 代理人	100082131
			弁理士 稲本 義雄
		(72) 発明者	山口 健太
			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	白木 寿一
			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】 光源制御装置、光源制御方法、プログラム、および手術用システム

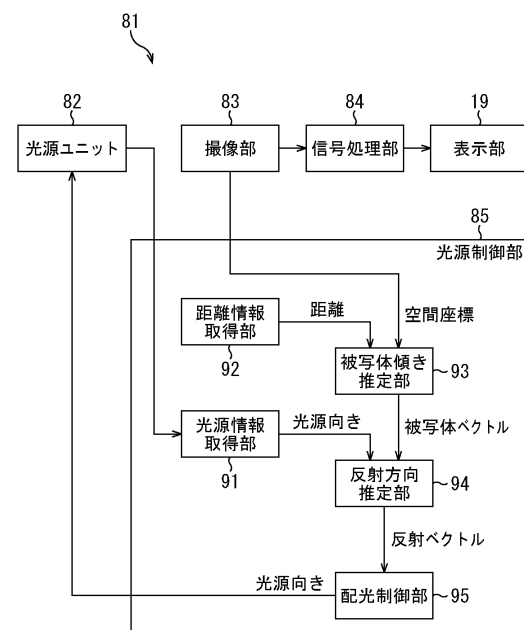
(57) 【要約】

【課題】 より適切な露出状態で観察する。

【解決手段】 光源制御装置は、被写体の表面で照射光が反射する反射方向を推定する反射方向推定部と、推定された照射光の反射方向に基づいて、照射光を照射する光源の向きを制御する制御部とを備える。そして、制御部は、反射方向に基づいて、被写体を観察する方向から見た照度が均一になるように、または、被写体を観察する方向への鏡面反射が抑制されるように、制御を行う。本技術は、例えば、内視鏡下手術に用いられる手術用システムに適用できる。

【選択図】 図8

FIG. 8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体内の被写体の表面で照射光が反射する反射方向を推定する反射方向推定部と、
前記反射方向推定部により推定された照射光の反射方向および前記被写体を観察する方向に基づいて、前記照射光を照射する光源の向きを、前記被写体を観察する方向に対して相対的に制御する制御部と
を備える光源制御装置。

【請求項 2】

前記制御部は、前記反射方向に基づいて、前記被写体を観察する方向から見た照度が均一になるように前記光源の向きを制御する

10

請求項 1 に記載の光源制御装置。

【請求項 3】

前記制御部は、前記反射方向に基づいて、前記被写体を観察する方向への鏡面反射が抑制されるように前記光源の向きを制御する

請求項 1 に記載の光源制御装置。

【請求項 4】

前記被写体を観察する方向に対する前記被写体の傾きを推定する被写体傾き推定部をさらに備え、

前記反射方向推定部は、前記被写体傾き推定部により推定された前記被写体の傾きに基づいて前記反射方向を推定する

20

請求項 1 に記載の光源制御装置。

【請求項 5】

前記被写体を撮像する撮像部から前記被写体までの距離を求める距離情報取得部をさらに備え、

前記被写体傾き推定部は、前記撮像部により撮像された画像の空間座標、および、前記距離情報取得部により求められた前記距離に基づいて、前記被写体の傾きを推定する

請求項 4 に記載の光源制御装置。

【請求項 6】

前記反射方向推定部は、前記撮像部により撮像される画像の画素または領域ごとに、前記被写体の傾きを推定する

30

請求項 5 に記載の光源制御装置。

【請求項 7】

生体内の前記被写体は内視鏡により撮像される

請求項 1 に記載の光源制御装置。

【請求項 8】

前記距離情報取得部は、生体内の前記被写体が内視鏡により撮像されたステレオ画像を用いて前記距離を求める

請求項 5 に記載の光源制御装置。

【請求項 9】

生体内の被写体の表面で照射光が反射する反射方向を推定し、

40

推定された照射光の反射方向および前記被写体を観察する方向に基づいて、前記照射光を照射する光源の向きを、前記被写体を観察する方向に対して相対的に制御する

ステップを含む光源制御方法。

【請求項 10】

生体内の被写体の表面で照射光が反射する反射方向を推定し、

推定された照射光の反射方向および前記被写体を観察する方向に基づいて、前記照射光を照射する光源の向きを、前記被写体を観察する方向に対して相対的に制御する

ステップを含む処理をコンピュータに実行させるプログラム。

【請求項 11】

生体内において術部に対して所定の方向から照射光を照射する光源と、

50

生体内において前記術部を撮像する撮像部と、
前記術部の表面で照射光が反射する反射方向を推定する反射方向推定部と、
前記反射方向推定部により推定された照射光の反射方向および前記撮像部の光軸方向に基づいて、前記光源の向きを前記撮像部の光軸方向に対して相対的に制御する制御部とを備える手術用システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、光源制御装置、光源制御方法、プログラム、および手術用システムに関し、特に、より適切な露出状態で観察することができるようにした光源制御装置、光源制御方法、プログラム、および手術用システムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

近年、医療現場において従来の開腹手術に代わって、内視鏡を利用した手術が行われている。また、従来より、内視鏡による観察において、適切な露出状態に設定することが困難であることが知られており、均一に被写体を照射するための技術が開発されている。

【0003】

例えば、特許文献1には、距離情報に応じて照射光量や配光パターンを変更し、ゲイン補正によって配光ムラを調整する内視鏡装置が開示されている。また、特許文献2には、複数の光源によって配光ムラ（シェーディング）を減少させる内視鏡装置が開示されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2015-8785号公報

【特許文献2】特開2012-245349号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、上述したような特許文献1および2に開示されている技術において適正露出を得ることができたとしても、これらの技術では反射成分を考慮していないことより、鏡面反射が原因となって観察に適した画像を得ることは困難であった。

30

【0006】

本開示は、このような状況に鑑みてなされたものであり、より適切な露出状態で観察することができるようにするものである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本開示の一側面の光源制御装置は、生体内の被写体の表面で照射光が反射する反射方向を推定する反射方向推定部と、前記反射方向推定部により推定された照射光の反射方向および前記被写体を観察する方向に基づいて、前記照射光を照射する光源の向きを、前記被写体を観察する方向に対して相対的に制御する制御部とを備える。

40

【0008】

本開示の一側面の光源制御方法またはプログラムは、生体内の被写体の表面で照射光が反射する反射方向を推定し、推定された照射光の反射方向および前記被写体を観察する方向に基づいて、前記照射光を照射する光源の向きを、前記被写体を観察する方向に対して相対的に制御するステップを含む。

【0009】

本開示の一側面の手術用システムは、生体内において術部に対して所定の方角から照射光を照射する光源と、生体内において前記術部を撮像する撮像部と、前記術部の表面で照射光が反射する反射方向を推定する反射方向推定部と、前記反射方向推定部により推定さ

50

れた照射光の反射方向および前記撮像部の光軸方向に基づいて、前記光源の向きを前記撮像部の光軸方向に対して相対的に制御する制御部とを備える。

【0010】

本開示の一側面においては、生体内の被写体の表面で照射光が反射する反射方向が推定され、その反射方向および被写体を観察する方向に基づいて、照射光を照射する光源の向きが、被写体を観察する方向に対して相対的に制御される。

【発明の効果】

【0011】

本開示の一側面によれば、より適切な露出状態で観察することができる。

【図面の簡単な説明】

10

【0012】

【図1】本技術を適用した内視鏡手術用システムの一実施の形態の全体的構成例を示す図である。

【図2】CCUのハードウェア構成の一例を示す説明図である。

【図3】自然環境における露出状態を説明する図である。

【図4】内視鏡における露出状態を説明する図である。

【図5】従来の内視鏡の構造を説明する図である。

【図6】フォンの反射モデルについて説明する図である。

【図7】複数光源を備えた硬性鏡の外観を示す図である。

【図8】光源制御システムの構成例を示すブロック図である。

20

【図9】ステレオ画像データおよびステレオマッチングを利用して距離情報を取得する方法について説明する図である。

【図10】ステレオ画像データおよびステレオマッチングを利用して距離情報を取得する方法について説明する図である。

【図11】被写体の傾きを推定する処理について説明する図である。

【図12】被写体照度が均一となるように光源向きを推定する方法について説明する図である。

【図13】鏡面反射が最小となるように光源向きを推定する方法について説明する図である。

【図14】光源制御処理を説明するフローチャートである。

30

【図15】被写体の傾きを推定する処理を説明するフローチャートである。

【図16】適正な光源向きを推定する処理を説明するフローチャートである。

【図17】正規分布を示す図である。

【図18】本技術を適用したコンピュータの一実施の形態の構成例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

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

【0014】

40

<内視鏡手術用システムの構成例>

【0015】

図1は、本技術の手術用システムとしての、内視鏡手術用システムの全体的構成例を示す図である。

【0016】

近年、医療現場において従来の開腹手術に代わって、内視鏡下手術が行われている。たとえば、腹部の手術を行う場合、図1で示されるような手術室に配置される内視鏡手術用システム11を用いる。従来のように腹壁を切って開腹する代わりに、トロッカ22aおよび22bと称される開孔器具が腹壁に数か所取り付けられ、トロッカ22aおよび22bに設けられている孔から腹腔鏡（内視鏡とも称する）のカメラヘッド部（以下、単にカ

50

メラヘッド部と称する) 12、エネルギー処置具13や鉗子14等が体内に挿入される。そして、カメラヘッド部12によってビデオ撮像された患部(腫瘍等)26の画像をリアルタイムに見ながら、エネルギー処置具13等によって患部26を切除するなどの処置が行われる。カメラヘッド部12、エネルギー処置具13や鉗子14は、術者、助手、スコピスト、またはロボット等が保持している。

【0017】

このような内視鏡下手術を行う手術室内には、内視鏡下手術のための装置類を搭載するカート24、患者が横たわる患者ベッド23、フットスイッチ25等が配置される。カート24は、医療機器として例えばCCU(カメラコントロールユニット)15、光源装置16、処置具用装置17、気腹装置18、表示装置19、レコーダ20及びプリンタ21等の装置類を載置している。

10

【0018】

カメラヘッド部12の観察光学系を通じて撮像された患部26の画像信号がカメラケーブルを介してCCU15に伝送され、CCU15内で信号処理された後に、表示装置19に出力され、患部26の内視鏡画像が表示される。CCU15は、カメラケーブルを介してカメラヘッド部12に接続される他、無線で接続してもよい。

【0019】

光源装置16は、ライトガイドケーブルを介してカメラヘッド部12に接続され、患部26に対してさまざまな波長の光を切り替えて照射することができる。処置具用装置17は、例えば患部26を、電気熱を用いて切断するエネルギー処置具13に対して高周波電流

20

【0020】

気腹装置18は、送気、吸気手段を備え、患者体内の例えば腹部領域に空気を送気するものである。フットスイッチ25は、術者や助手等のフット操作をトリガ信号として、CCU15や処置具用装置17等を制御するようになっている。

【0021】

このように構成される内視鏡手術用システム11では、エネルギー処置具13や鉗子14による施術をカメラヘッド部12で撮像し、画像信号に対してCCU15において信号処理が施された画像によって、患部26を観察することができる。

【0022】

図2は、図1におけるCCU15のハードウェア構成の一例を示す説明図である。CCU15は、例えば、FPGAボード51、CPU52、GPUボード53-1および53-2、メモリ54、I/Oコントローラ55、記録媒体56、インタフェース57を備える。また、FPGAボード51、CPU52、並びに、GPUボード53-1および53-2は、例えば、バス58で接続される。FPGAボード51は、例えば、FPGA(Field-Programmable Gate Array)、図1のカメラヘッド部12から入力画像信号が入力される入力インタフェース、および、図1の表示装置9に出力画像信号が出力される出力インタフェースを含む。

30

【0023】

CPU52と、GPUボード53-1および53-2とは、例えば、関連するソフトウェアなどの各種ソフトウェアを実行して、様々な処理を行う。CPU52は、プロセッサを備えている。GPUボード53-1および53-2それぞれは、GPU(Graphics Processing Unit)とDRAM(Dynamic Random Access Memory)を備えている。

40

【0024】

メモリ54には、例えば、カメラヘッド部12から入力画像信号に対応するデータや、表示装置19への出力画像信号に対応するデータなど、様々なデータが記憶される。CPU52は、メモリ54への各種データの書き込みや読み出しを制御する役目を果たす。

【0025】

CPU(Central Processing Unit)52は、メモリ54に記憶させたデータ、GPUボード53-1および53-2の処理能力および処理内容に応じて、メモリ54に記憶された画像データを分割する。そして、GPUボード53-1および53-2のそれぞれのGPUは、分

50

割されて供給されてくるデータに所定の処理を施し、処理結果をCPU 5 2 に出力する。

【0026】

I/O (Input Output) コントローラ 5 5 は、例えば、CPU 5 2 と、記録媒体 5 6 およびインタフェース 5 7 との間の信号の伝達を制御する役目を果たす。

【0027】

記録媒体 5 6 は、記憶部 (図示せず) として機能し、画像データや、各種アプリケーションなど様々なデータを記憶する。ここで、記録媒体 5 6 としては、例えば、SSD (Solid State Drive) などが挙げられる。また、記録媒体 5 6 は、CCU 1 5 から着脱可能であってもよい。

【0028】

インタフェース 5 7 としては、例えば、USB (Universal Serial Bus) 端子および処理回路や、LAN (Local Area Network) 端子および送受信回路などが挙げられる。

【0029】

なお、CCU 1 5 のハードウェア構成は、図 2 に示す構成に限られない。例えば、図 2 では、GPU ボード 5 3 - 1 および 5 3 - 2 の 2 枚である例が示されているが、2 枚以上の枚数であってもよい。また、CPU 5 2 が GPU の機能を有している場合には、CCU 1 5 は、GPU ボード 5 3 - 1 および 5 3 - 2 を備えていなくてもよい。

【0030】

ところで、内視鏡手術用システム 1 1 を用いることで、外科手術における大きなデメリットである侵襲性を抑えた手術手技を実現することが可能となる一方で、内視鏡観察における普遍的な課題として露出設定の難しさが挙げられる。

【0031】

図 3 および図 4 を参照して、自然環境における露出状態と、内視鏡における露出状態との違いについて説明する。

【0032】

図 3 A には、自然環境における視線方向と照明方向との関係が示されており、図 3 B には、図 3 A の視線方向から見た明るさの状態が示されている。同様に、図 4 A には、内視鏡における視線方向と照明方向との関係が示されており、図 4 B には、図 4 A の視線方向から見た明るさの状態が示されている。

【0033】

例えば、図 3 に示すように、自然環境の様に太陽光線によって均一な照度で被写体が照らされている状態では、太陽光線によって均一に照射される物体の反射率が同一であれば、視線方向から見て、距離に依らず同じ明るさで目に映ることになる。

【0034】

これに対し、図 4 に示すように、内視鏡による観察では、光源によって不均一に被写体を照らす状態となるため、反射率が同一の物体であっても、距離によって被写体の照度に変化してしまい、視野全体を適正露出にすることが困難となる。即ち、距離が近ければ露出オーバーとなり、距離が遠ければ露出アンダーとなってしまい、距離によって異なる明るさで目に映ることになる。

【0035】

このため、従来より、上述した特許文献 1 および 2 に開示されているような、適正露出を得るための技術が開発されている。しかしながら、これらの技術では光量や配光を変えすることはできるものの、反射成分を考慮していないことより、適正照度であっても観察に適していない画像を撮像してしまう可能性がある。

【0036】

つまり、従来の内視鏡の構造的な理由から、医用内視鏡を用いた観察では鏡面反射成分が生じやすいものとなっていた。

【0037】

例えば、図 5 に示すように、従来の内視鏡 6 1 は、鏡筒 6 2 の先端面に一組の照明窓 6 3 および観察窓 6 4 が配置される構造となっている。光源からの照射光は、導光部を介し

10

20

30

40

50

て照明窓 6 3 から被写体へ照射され、その照射光が被写体において反射された反射光のうち、観察窓 6 4 に入射する入射光が撮像部へ送られる。

【0038】

このような構成の内視鏡 6 1 では、光源からの照射光ベクトル θ_1 と撮像部への入射光ベクトル θ_2 とが略平行 ($\theta_1 \parallel \theta_2$) となる。このため、被写体の表面における鏡面反射が高い頻度で発生すると、観察の妨げになるだけではなく観察者の眼にも大きなストレスとなることがあった。従って、適正な観察環境を提供するためには、鏡面反射成分についても考慮する必要がある。しかしながら、上述したように、特許文献 1 および 2 に開示されている技術では、照明ムラ (シェーディング) を抑制するように適正照度で光源を制御するだけであり、鏡面反射については考慮されていなかった。そのため、制御の結果次第では、却って鏡面反射を多く発生させる可能性があった。

10

【0039】

ここで、図 6 を参照して、フォンの反射モデルについて説明する。

【0040】

例えば、図 6 に示すように、法線ベクトル N の平面上における所定の点で、入射角 α となる入射方向ベクトル L で入射した光が、反射角 α となる反射方向ベクトル R で反射し、反射方向ベクトル R に対する視線方向ベクトル V は角度 γ を成しているものとする。この場合、反射する光の拡散反射成分の強度 I_d は、入射光の強度 I_i 、拡散反射率 K_d 、および反射角 α を用いて、次の式 (1) によって表される。

【0041】

【数 1】

$$I_d = I_i \times K_d \times \cos \alpha \quad \dots (1)$$

20

【0042】

式 (1) に示すように、拡散反射成分の強度 I_d は、反射方向 (反射角 α) によって変化する。

【0043】

同様に、反射する光の鏡面反射光の強度 S は、入射光の強度 I_i 、鏡面反射率 W (定数)、ハイライト係数 n 、および、角度 γ を用いて、次の式 (2) によって表される。

【0044】

【数 2】

$$S = I_i \times W \times \cos^n \gamma \quad \dots (2)$$

30

【0045】

式 (2) に示すように、鏡面反射光の強度 S は、視線方向ベクトル V と反射方向ベクトル R との成す角度 γ に応じて減少する。

【0046】

また、フォンの反射モデルにおいて、この点での陰影 I は、環境光の強度 I_a および反射率 K_a を用いて、次の式 (3) によって表される。

【0047】

【数 3】

$$I = I_d + S + I_a \times K_a \quad \dots (3)$$

40

【0048】

ここで、式 (1) に示すように、拡散反射成分の強度 I_d は、反射方向によって変化するため、適正な照度を算出するには、距離情報を用いるだけでなく、反射方向を用いる必要がある。

【0049】

そこで、内視鏡手術用システム 1 1 は、光源から被写体までの距離情報、および、光源向きを変更可能な光源を用いて、観察に適した画像を提供することができるよう構成さ

50

れている。

【0050】

図7は、内視鏡手術用システム11で用いられる複数光源を備えた硬性鏡の外観を示す図である。図7Aには、硬性鏡71を正面方向から見た外観の構成例が示されており、図7Bには、硬性鏡71を正面斜め方向から見た外観の構成例が示されている。

【0051】

図7に示すように、硬性鏡71は、鏡筒72の先端面に、観察窓73および照射窓74-1乃至74-4が配置される構造となっている。

【0052】

観察窓73は、鏡筒72の先端面の中央に配置されており、被写体で反射して観察窓73に入射する光が撮像部（例えば、後述する図8の撮像部83）に送られて、その光による撮像が行われる。

【0053】

照射窓74-1乃至74-4は、鏡筒72を正面から見て略90°の間隔を設けて配置されており、照射窓74-1乃至74-4それぞれから照射光を照射することができる。そして、後述するように、照射窓74-1乃至74-4それぞれから被写体に照射される照射光の強度を調整することで、照射光の光源向きが制御される。

【0054】

このように硬性鏡71は構成されており、内視鏡手術用システム11では、照射窓74-1乃至74-4から被写体に照射される照射光の光源制御が行われる。

【0055】

図8は、内視鏡手術用システム11において光源制御を行う光源制御システム81の構成例を示すブロック図である。

【0056】

図8に示すように、光源制御システム81は、光源ユニット82、撮像部83、信号処理部84、および光源制御部85を備えて構成される。例えば、光源制御システム81は、図1のカメラヘッド部12、CCU15、および光源装置16によって構成され、光源制御システム81から表示装置19に画像が出力される。

【0057】

光源ユニット82は、図7の照射窓74-1乃至74-4それぞれから照射される照射光を発生する複数の光源を有している。そして、光源ユニット82は、光源制御部85の制御に従って、それらの光源の強度を調整（例えば、強／弱やオン／オフなど）することで、被写体に照射される照明光の向きを変更することができる。

【0058】

撮像部83は、図7の観察窓73から入射する光による撮像を行い、その撮像によって得られる画像信号を信号処理部84に供給する。

【0059】

信号処理部84は、撮像部83から供給される画像信号に対する信号処理を行い、その信号処理を施した画像を表示装置19に表示させる。

【0060】

光源制御部85は、光源情報取得部91、距離情報取得部92、被写体傾き推定部93、反射方向推定部94、および配光制御部95を備えて構成され、光源ユニット82に対する制御を行う。

【0061】

光源情報取得部91は、光源ユニット82から出力される光源情報を取得し、その光源情報から得られる現時点での光源向きを反射方向推定部94に供給する。

【0062】

距離情報取得部92は、撮像部83から被写体までの距離情報を取得し、その距離情報により示される距離を、被写体傾き推定部93に供給する。例えば、距離情報取得部92は、後述の図9および図10を参照して説明するように、ステレオ画像データおよびステ

10

20

30

40

50

レオマッチングを利用する手法により距離情報を取得することができる。なお、距離情報を取得する様々な手法（例えば、時分割で赤外線を照射する手法や、ミリ波レーダを利用する手法）があり、距離情報取得部 9 2 は、いずれかの手法により距離情報を取得することができればよく、特定の手法に限定されることはない。

【0063】

被写体傾き推定部 9 3 には、撮像部 8 3 により撮像される画像の空間座標（2 次元座標）が、撮像部 8 3 から供給される。そして、被写体傾き推定部 9 3 は、その空間座標と、距離情報取得部 9 2 から供給される光源から被写体までの距離とを用いて、被写体の 3 次元的な傾きを推定する処理を行い、その処理の結果求められる被写体ベクトルを反射方向推定部 9 4 に供給する。なお、被写体傾き推定部 9 3 が被写体の傾きを推定する手法については、後述の図 1 1 を参照して説明する。

10

【0064】

反射方向推定部 9 4 は、被写体傾き推定部 9 3 から供給される被写体ベクトルと、光源情報取得部 9 1 から供給される現時点での光源の向きとを用いて、画素または領域ごとの被写体における反射方向を求める処理を行い、その処理の結果求められる反射ベクトルを配光制御部 9 5 に供給する。

【0065】

配光制御部 9 5 は、反射方向推定部 9 4 から供給される反射ベクトルに基づいて、拡散反射強度を推定し、被写体を観察する方向（即ち、撮像部 8 3 の光軸方向）から見て、被写体照度が均一となるような光源向き（図 1 2 参照）、または、鏡面反射が最小となるような光源向き（図 1 3 参照）を求める。そして、配光制御部 9 5 は、そのように求めた最適な光源向きで、図 7 の照射窓 7 4 - 1 乃至 7 4 - 4 から被写体に照射光が照射されるように配光を制御する。

20

【0066】

このように光源制御システム 8 1 は構成されており、被写体に表面における照射光の反射方向、および、被写体を観察する方向に基づいて、最適な光源向きとなるように被写体に照射光を照射することができる。これにより、より適切な露出状態で撮像部 8 3 による撮像を行うことができる。

【0067】

図 9 および図 1 0 を参照して、撮像部 8 3 から被写体までの距離情報を取得する方法の一例として、ステレオ画像データおよびステレオマッチングを利用した方法について説明する。

30

【0068】

例えば、図 9 に示すように、生体内の被写体を図 7 の硬性鏡 7 1 を用いて撮像するときに、2 台の撮像部 8 3 L および撮像部 8 3 R を用いることで、撮像部 8 3 L および撮像部 8 3 R それぞれにより撮像されたステレオ画像が取得される。そして、このステレオ画像に対する画像処理を行うことで、撮像部 8 3 L および撮像部 8 3 R の撮像間隔 T に応じた視差画像が取得される。

【0069】

そして、図 1 0 に示すように、実世界の点 P を撮像部 8 3 L および撮像部 8 3 R で撮像した際の視差 d は、点 P に対応する撮像部 8 3 L の画像平面 X_L 上での点 p_L の水平座標 x_L と、点 P に対応する撮像部 8 3 R の画像平面 X_R 上での点 p_R の水平座標 x_R とを用いて、次の式（4）によって表される。

40

【0070】

【数 4】

$$d = x_L - x_R \quad \dots (4)$$

【0071】

また、撮像部 8 3 L および撮像部 8 3 R から実世界の点 P までの距離（奥行き）Z と、撮像部 8 3 L の撮像中心 O_L および撮像部 8 3 R の撮像中心 O_R の撮像間隔 T との関係は、

50

視差 d および焦点距離 f を用いて、次の式 (5) によって表される。

【0072】

【数5】

$$\frac{T-d}{Z-f} = \frac{T}{Z} \quad \dots (5)$$

【0073】

従って、式 (4) および式 (5) より、撮像部 83 L および撮像部 83 R から実世界の点 P までの距離 Z は、次の式 (6) によって表される。

【0074】

【数6】

$$Z = \frac{f \times T}{X_L - X_R} \quad \dots (6)$$

【0075】

このようなステレオ画像に基づいて、距離情報取得部 92 は、撮像部 83 から被写体までの距離を求めることができる。そして、被写体傾き推定部 93 は、撮像部 83 から被写体までの距離を用いて、撮像部 83 の光軸方向（奥行き方向）に対する被写体の傾きを推定することができる。

【0076】

図 11 を参照して、被写体傾き推定部 93 が、距離情報から画素または領域ごとの被写体の傾きを推定する処理について説明する。

【0077】

例えば、図 11 A に示すように三次元の座標と軸が定義され、図 11 B に示すように XZ 平面の傾きが定義され、図 11 C に示すように YZ 平面の傾きが定義される。このとき、撮像平面上の所定の 2 カ所の注目座標 (x_1, y_1, z_1) および注目座標 (x_2, y_2, z_2) を用いて、 XZ 平面の角度 θ_1 および YZ 平面の角度 θ_2 は、次の式 (7) により求めることができる。なお、傾きを求めるための注目座標として用いる 2 カ所は、画素により特定される 2 点でもよいし、複数の画素からなる領域により特定される 2 領域であってもよい。

【0078】

【数7】

$$\begin{cases} \theta_1 = \tan^{-1} \left(\frac{x_2 - x_1}{z_2 - z_1} \right) \\ \theta_2 = \tan^{-1} \left(\frac{y_2 - y_1}{z_2 - z_1} \right) \end{cases} \quad \dots (7)$$

【0079】

このように、被写体傾き推定部 93 は、被写体の傾きを求めることができ、反射方向推定部 94 は、被写体の傾きから反射方向を推定することができる。

【0080】

即ち、反射方向推定部 94 は、被写体傾き推定部 93 により傾きが求められた画素または領域ごとに、鏡面反射強度 S および拡散反射強度 I_d を推定する。

【0081】

例えば、反射方向推定部 94 は、上述した式 (1) に示すようなフォンの反射モデルなどの反射成分推定の数学モデル、上述した式 (7) により求められる被写体の傾き (XZ 平面の角度 θ_1 および YZ 平面の角度 θ_2)、および、光源情報取得部 91 から供給される光源向きに基づいて、拡散反射強度 I_d を推定することができる。

【0082】

また、反射方向推定部94は、拡散反射強度 I_d と同様に、上述した式(2)に示すような数学モデル、上述した式(7)により求められる被写体の傾き(XZ平面の角度 θ_1 およびYZ平面の角度 θ_2)、および、光源情報取得部91から供給される光源向きに基づいて、鏡面反射光の強度Sを推定することができる。

【0083】

このとき、反射方向推定部94は、例えば、光源ユニット82から入射光の強さ I_i を取得することができる。また、上述した式(1)および式(2)で用いられる拡散反射率 K_d 、鏡面反射率 W 、ハイライト係数 n は、任意の定数を用いることができ、または、画像認識等を用いて被写体を識別することによって、それぞれの被写体の固有の反射係数を用いてもよい。さらに、この際に使用する反射モデルは、反射強度を推定できるものであれば、上述したフォンの反射モデルに限定されることはなく、その他の様々なモデルを使用することができる。

10

【0084】

次に、図12および図13は、配光制御部95が、適正な光源向きを推定する方法を説明する図である。

【0085】

図12を参照して、被写体照度が均一となるように光源向きを推定する方法について説明する。

【0086】

例えば、図12に示すように、XZ平面における反射角度をX軸に取り、YZ平面における反射角度をY軸に取り、Z軸に拡散反射強度 I_d の分散値を取る。そして、配光制御部95は、拡散反射強度 I_d の分散値が最小となるようなXZ平面およびYZ平面それぞれの傾きを算出することで、被写体照度が均一となる光源向きを推定することができる。

20

【0087】

このように、配光制御部95が、撮像部83から見たときの被写体照度が均一となるように光源向きを推定することで、適切な被写体照明を実現することができる。

【0088】

図13を参照して、鏡面反射が最小となるように光源向きを推定する方法について説明する。

30

【0089】

例えば、配光制御部95は、反射方向推定部94により求められる反射ベクトルから反射角毎の累積頻度を求め、最も鏡面反射が発生する頻度が少なくなる光源ベクトルを求める。例えば、図13に示すように、XZ平面における反射角度をX軸に取り、YZ平面における反射角度をY軸に取り、それらの累積頻度をZ軸にした3次元のプロットを行う。そして、配光制御部95は、光源の可動範囲のうちで累積頻度が最も小さくなるようなXZ平面およびYZ平面それぞれの傾きを算出することで、鏡面反射が最小となる光源向きを推定することができる。

【0090】

このように、配光制御部95は、撮像部83への鏡面反射が抑制され、鏡面反射が最小となるように光源向きを推定することで、適切な被写体照明を実現することができる。

40

【0091】

図12および図13を参照して説明したように、配光制御部95は、被写体照度の均一性に従って適切な被写体照明を実現することや、鏡面反射率の少なさに従って適切な被写体照明を実現することができる。なお、これら以外の方法で、配光制御部95が、適切な被写体照明を実現してもよい。

【0092】

なお、配光制御部95が、光源向きを決定する際に、被写体の均一な照度と鏡面反射の頻度との評価は両立しない可能性がある。この場合、配光制御部95は、これら二点の総合評価が最も良い光源向きを適正方向とすることや、いずれか一方の評価を偏重して適正

50

方向を決定することができる。

【0093】

次に、図14は、図8の光源制御部85による光源制御処理を説明するフローチャートである。

【0094】

例えば、撮像部83により画像が撮像されると処理が開始される。ステップS11において、距離情報取得部92は、例えば、図9および図10を参照して上述したように、撮像部83から被写体までの距離を取得して被写体傾き推定部93に供給する。

【0095】

ステップS12において、被写体傾き推定部93は、ステップS11で距離情報取得部92から供給される距離、および、撮像部83により撮像される画像の空間座標に基づいて、図11を参照して上述したように、被写体の傾きを推定する。そして、被写体傾き推定部93は、被写体の傾きを示す被写体ベクトルを、反射方向推定部94に供給する。

【0096】

ステップS13において、反射方向推定部94は、ステップS12で被写体傾き推定部93から供給される被写体ベクトルに基づいて、被写体における照明光の反射方向を推定する。そして、反射方向推定部94は、被写体における照明光の反射方向を示す反射ベクトルを、配光制御部95に供給する。

【0097】

ステップS14において、配光制御部95は、ステップS13で反射方向推定部94から供給される反射ベクトルに基づいて、被写体照度が均一となるように、または、鏡面反射が最小となるように、最適な光源向きを求める。

【0098】

ステップS15において、配光制御部95は、ステップS14で求めた最適な光源向きを光源ユニット82に供給し、最適な光源向きで照射窓74-1乃至74-4（図7）から被写体に照射光が照射されるように、配光を制御する。

【0099】

ステップS15の処理後、光源制御処理は終了される。そして、上述のように制御された配光で照明光が照射される被写体が撮像部83により撮像され、次の画像が撮像部83から供給されるまで処理が待機される。

【0100】

以上のように、光源制御部85は、被写体の表面における反射成分を推定して最適な光源向きを求めることができるので、より適切な露出状態で被写体を観察することができる。即ち、光源制御部85は、被写体照度の不均一性を解消し、または、鏡面反射の頻度を低下させることによって、撮像部83により撮像された画像による観察時の視認性を向上させることができる。

【0101】

次に、図15は、被写体傾き推定部93が、被写体の傾きを推定する処理を説明するフローチャートである。

【0102】

ステップS21において、被写体傾き推定部93は、撮像部83により撮像される画像の空間座標、および、距離情報取得部92から供給される距離情報を取得する。

【0103】

ステップS22において、被写体傾き推定部93は、撮像平面上の所定の2点または2領域を特定する注目座標（ x_1 , y_1 , z_1 ）および注目座標（ x_2 , y_2 , z_2 ）を取得する。

【0104】

ステップS23において、被写体傾き推定部93は、図11を参照して上述したように、XZ平面の角度 θ_1 およびYZ平面の角度 θ_2 を、上述の式（7）を用いて算出する。そして、被写体傾き推定部93は、被写体の傾き（XZ平面の角度 θ_1 およびYZ平面の角

10

20

30

40

50

度 θ_2) を反射方向推定部 94 に供給し、処理は終了される。

【0105】

以上のように、被写体傾き推定部 93 は、画像および距離情報に基づいて、被写体の傾きを推定することができる。

【0106】

ここで、配光制御部 95 が、適正な光源向きを推定する処理においては、拡散反射率の分散が小さく、鏡面反射率が低く、かつ、現在の光源向きから近いという 3 つの条件を兼ねることが望ましい。例えば、手術操作中など内視鏡映像を動画として観察する際に、照明方向の変化によって被写体（術部）の印象が急激かつ頻繁に変化する様な事態は避けるべきであり、光源向きの変化は時間および空間方向に対して緩やかに変化することが望ましい。そのため、動画観察において上述した 3 つの条件が必要となる。

10

【0107】

一方で、静止画を撮像する場合には、撮像のタイミングに合わせて最適な照明条件であることが望ましいので、上述した 3 つの条件を満たす必要はない。例えば、この場合、拡散反射率の分散が小さく、かつ、鏡面反射率が低いという条件で、新たな光源向きを決定してもよい。

【0108】

また、配光制御部 95 が、適正な光源向きを推定する際に、上述した 3 つの条件は独立した要因になるので、これらの各条件の評価が最も高い向きを、新たな光源向きに決定することができる。例えば、一例として、図 16 のフローチャートを参照して説明する。

20

【0109】

図 16 は、配光制御部 95 が、適正な光源向きを推定する処理を説明するフローチャートである。

【0110】

ステップ S 31 において、配光制御部 95 は、初期設定を行い、X 軸光源向きが変動範囲 n の最小となるように X 軸方向の変数 i を設定 ($i = X - n$) し、Y 軸光源向きが変動範囲 n の最小となるように Y 軸方向の変数 j を設定 ($j = Y - n$) する。

【0111】

ステップ S 32 において、配光制御部 95 は、拡散反射成分の分散値 Diff、鏡面反射率 Spec、および距離の重み W を用いて、次の式 (8) に従って、新しい光源向き D を算出する。なお、式 (8) において、拡散反射成分の分散値 Diff、鏡面反射率 Spec、および距離の重み W は、0 から 1 までの値をとる。

30

【0112】

【数 8】

$$D = \text{Max}((1 - \text{Diff}[i, j]) \times (1 - \text{Spec}[i, j]) \times W[i, j], D)$$

... (8)

【0113】

ステップ S 33 において、配光制御部 95 は、現在の X 軸光源向きは変動範囲 n の最大 ($X + n$) であるか否かを判定する。

40

【0114】

ステップ S 33 において、配光制御部 95 が、現在の X 軸光源向きは変動範囲 n の最大でないと判定した場合、処理はステップ S 34 に進み、配光制御部 95 は、X 軸方向の変数 i をインクリメント ($i = i + 1$) する。その後、処理はステップ S 32 に戻り、以下、同様の処理が繰り返される。

【0115】

一方、ステップ S 33 において、配光制御部 95 が、現在の X 軸光源向きは変動範囲 n の最大であると判定した場合、処理はステップ S 35 に進む。即ち、この場合、現在の Y 軸光源向きで、最小から最大までの変動範囲の全ての X 軸光源向きで照明光が照射されたことになる。

50

【0116】

ステップS35において、配光制御部95は、現在のY軸光源向きは変動範囲nの最大(Y+n)であるか否かを判定する。

【0117】

ステップS35において、配光制御部95が、現在のY軸光源向きは変動範囲nの最大でないと判定した場合、処理はステップS36に進み、配光制御部95は、Y軸方向の変数jをインクリメント(j=j+1)する。その後、処理はステップS32に戻り、以下、同様の処理が繰り返される。

【0118】

一方、ステップS35において、配光制御部95が、現在のY軸光源向きは変動範囲nの最大であると判定した場合、処理は終了する。これにより、最小から最大までの変動範囲の全てのX軸光源向きおよびY軸光源向きで照明光が照射されたことになり、最終的なステップS32で求められた光源向きが、最適な光源向きとなる。

【0119】

また、このような処理において、距離重みWは、現在の光源向きを基準として、新しい光源向きとの相対角度(Min=0, Max=n)によって決定することができる。例えば、相対角度が小さいほど1に近く、相対角度が大きいほど0に近くなるように、次の式(9)に示す正規分布(図17参照)を用いて設計することが好適である。

【0120】

【数9】

$$f(w) = \left(\frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{w^2}{2\sigma^2}} \right) \dots (9)$$

【0121】

ここで、式(9)において、重み係数σは、定数を用いてもよいし、撮像部83から被写体までの距離に適応的な変数を用いてもよい。また、重み係数σを変数として扱う場合には、距離情報から重み係数σを適宜決定することが好適である。例えば、撮像部83から被写体までの距離が遠ければ、僅かな光源向きの変化で照明範囲が大きく移動することより重み係数σを小さく設定し、撮像部83から被写体までの距離が近ければ、重み係数σを大きく設定することで、より良好な観察を行うことができる。

【0122】

以上のように、内視鏡手術用システム11では、拡散反射率の分散が小さくなるように、または、鏡面反射率が低くなるように光源向きを制御することにより、例えば、極端に明るい箇所が画像に発生することが回避され、より適切な露出状態で観察することができる。

【0123】

なお、上述した実施の形態では、撮像部83の光軸を固定して光源向きを制御する方法について説明したが、撮像部83の光軸と光源向きとを相対的に調整することができればよく、例えば、光源向きを固定して、撮像部83の光軸を制御してもよい。また、光源向きの制御についても、図7の照射窓74-1乃至74-4それぞれから照射される照射光の照射強度を制御する手法に限られることはなく、様々は手法(例えば、可動式の光源を利用する手法や、さらに多数の光源の中から適切な光源を選択する手法など)を採用することができる。

【0124】

また、本技術は、内視鏡手術用システム11の他、例えば、内視鏡と同様の照明環境下で観察を行う各種の装置に適用することができる。

【0125】

なお、上述のフローチャートを参照して説明した各処理は、必ずしもフローチャートとして記載された順序に沿って時系列に処理する必要はなく、並列的あるいは個別に実行さ

10

20

30

40

50

れる処理（例えば、並列処理あるいはオブジェクトによる処理）も含むものである。また、プログラムは、1のCPUにより処理されるものであっても良いし、複数のCPUによって分散処理されるものであっても良い。また、本明細書において、システムとは、複数の装置により構成される装置全体を表すものである。

【0126】

また、上述した一連の処理（情報処理方法）は、ハードウェアにより実行することもできるし、ソフトウェアにより実行することもできる。一連の処理をソフトウェアにより実行する場合には、そのソフトウェアを構成するプログラムが、専用のハードウェアに組み込まれているコンピュータ、または、各種のプログラムをインストールすることで、各種の機能を実行することが可能な、例えば汎用のパーソナルコンピュータなどに、プログラムが記録されたプログラム記録媒体からインストールされる。

10

【0127】

図18は、上述した一連の処理をプログラムにより実行するコンピュータのハードウェアの構成例を示すブロック図である。

【0128】

コンピュータにおいて、CPU（Central Processing Unit）101、ROM（Read Only Memory）102、RAM（Random Access Memory）103は、バス104により相互に接続されている。

【0129】

バス104には、さらに、入出力インタフェース105が接続されている。入出力インタフェース105には、キーボード、マウス、マイクロホンなどよりなる入力部106、ディスプレイ、スピーカなどよりなる出力部107、ハードディスクや不揮発性のメモリなどよりなる記憶部108、ネットワークインタフェースなどよりなる通信部109、磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、或いは半導体メモリなどのリムーバブルメディア111を駆動するドライブ110が接続されている。

20

【0130】

以上のように構成されるコンピュータでは、CPU101が、例えば、記憶部108に記憶されているプログラムを、入出力インタフェース105及びバス104を介して、RAM103にロードして実行することにより、上述した一連の処理が行われる。

【0131】

コンピュータ（CPU101）が実行するプログラムは、例えば、磁気ディスク（フレキシブルディスクを含む）、光ディスク（CD-ROM(Compact Disc-Read Only Memory), DVD(Digital Versatile Disc)等）、光磁気ディスク、もしくは半導体メモリなどよりなるパッケージメディアであるリムーバブルメディア111に記録して、あるいは、ローカルエリアネットワーク、インターネット、デジタル衛星放送といった、有線または無線の伝送媒体を介して提供される。

30

【0132】

そして、プログラムは、リムーバブルメディア111をドライブ110に装着することにより、入出力インタフェース105を介して、記憶部108にインストールすることができる。また、プログラムは、有線または無線の伝送媒体を介して、通信部109で受信し、記憶部108にインストールすることができる。その他、プログラムは、ROM102や記憶部108に、あらかじめインストールしておくことができる。

40

【0133】

なお、本技術は以下のような構成も取ることができる。

(1)

生体内の被写体の表面で照射光が反射する反射方向を推定する反射方向推定部と、

前記反射方向推定部により推定された照射光の反射方向および前記被写体を観察する方向に基づいて、前記照射光を照射する光源の向きを、前記被写体を観察する方向に対して相対的に制御する制御部と

を備える光源制御装置。

50

(2)

前記制御部は、前記反射方向に基づいて、前記被写体を観察する方向から見た照度が均一になるように前記光源の向きを制御する

上記(1)に記載の光源制御装置。

(3)

前記制御部は、前記反射方向に基づいて、前記被写体を観察する方向への鏡面反射が抑制されるように前記光源の向きを制御する

上記(1)に記載の光源制御装置。

(4)

前記被写体を観察する方向に対する前記被写体の傾きを推定する被写体傾き推定部をさらに備え、

前記反射方向推定部は、前記被写体傾き推定部により推定された前記被写体の傾きに基づいて前記反射方向を推定する

上記(1)から(3)までのいずれかに記載の光源制御装置。

(5)

前記被写体を撮像する撮像部から前記被写体までの距離を求める距離情報取得部をさらに備え、

前記被写体傾き推定部は、前記撮像部により撮像された画像の空間座標、および、前記距離情報取得部により求められた前記距離に基づいて、前記被写体の傾きを推定する

上記(4)に記載の光源制御装置。

(6)

前記反射方向推定部は、前記撮像部により撮像される画像の画素または領域ごとに、前記被写体の傾きを推定する

上記(5)に記載の光源制御装置。

(7)

生体内の前記被写体は内視鏡により撮像される

上記(1)から(6)までのいずれかに記載の光源制御装置。

(8)

前記距離情報取得部は、生体内の前記被写体が内視鏡により撮像されたステレオ画像を用いて前記距離を求める

上記(5)に記載の光源制御装置。

(9)

生体内の被写体の表面で照射光が反射する反射方向を推定し、

推定された照射光の反射方向および前記被写体を観察する方向に基づいて、前記照射光を照射する光源の向きを、前記被写体を観察する方向に対して相対的に制御する

ステップを含む光源制御方法。

(10)

生体内の被写体の表面で照射光が反射する反射方向を推定し、

推定された照射光の反射方向および前記被写体を観察する方向に基づいて、前記照射光を照射する光源の向きを、前記被写体を観察する方向に対して相対的に制御する

ステップを含む処理をコンピュータに実行させるプログラム。

(11)

生体内において術部に対して所定方向から照射光を照射する光源と、

生体内において前記術部を撮像する撮像部と、

前記術部の表面で照射光が反射する反射方向を推定する反射方向推定部と、

前記反射方向推定部により推定された照射光の反射方向および前記撮像部の光軸方向に基づいて、前記光源の向きを前記撮像部の光軸方向に対して相対的に制御する制御部と

を備える手術用システム。

【0134】

なお、本実施の形態は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本開示の要旨

10

20

30

40

50

を逸脱しない範囲において種々の変更が可能である。

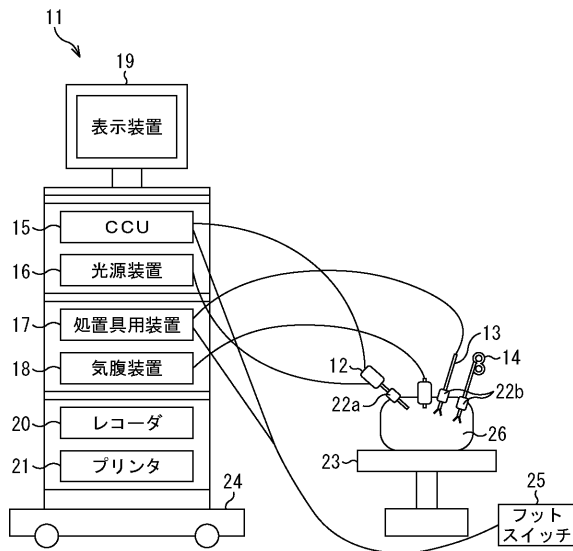
【符号の説明】

【0135】

11 内視鏡手術用システム, 12 カメラヘッド部, 13 エネルギ処置具, 14 鉗子, 15 CCU, 16 光源装置, 17 処置具用装置, 18 気腹装置, 19 表示装置, 20 レコーダ, 21 プリンタ, 22aおよび22b トロッカ, 23 患者ベッド, 24 カート, 25 フットスイッチ, 26 患部, 51 FPGAボード, 52 CPU, 53-1および53-2 GPUボード, 54 メモリ, 55 IOコントローラ, 56 記録媒体, 57 インタフェース, 58 バス, 61 内視鏡, 62 鏡筒, 63 照明窓, 64 観察窓, 71 硬性鏡, 72 鏡筒, 73 観察窓, 74-1乃至74-4 照射窓, 81 光源制御システム, 82 光源ユニット, 83 撮像部, 84 信号処理部, 85 光源制御部, 91 光源情報取得部, 92 距離情報取得部, 93 被写体傾き推定部, 94 反射方向推定部, 95 配光制御部

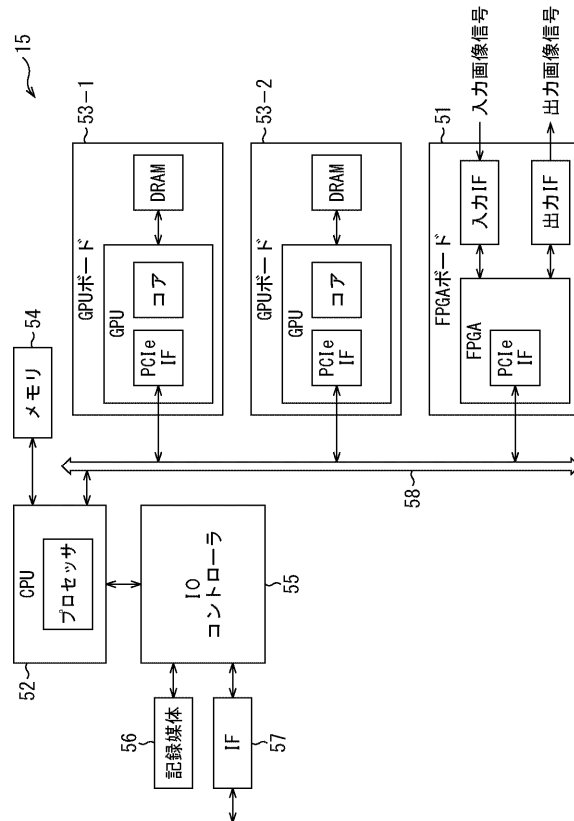
【図1】

FIG. 1



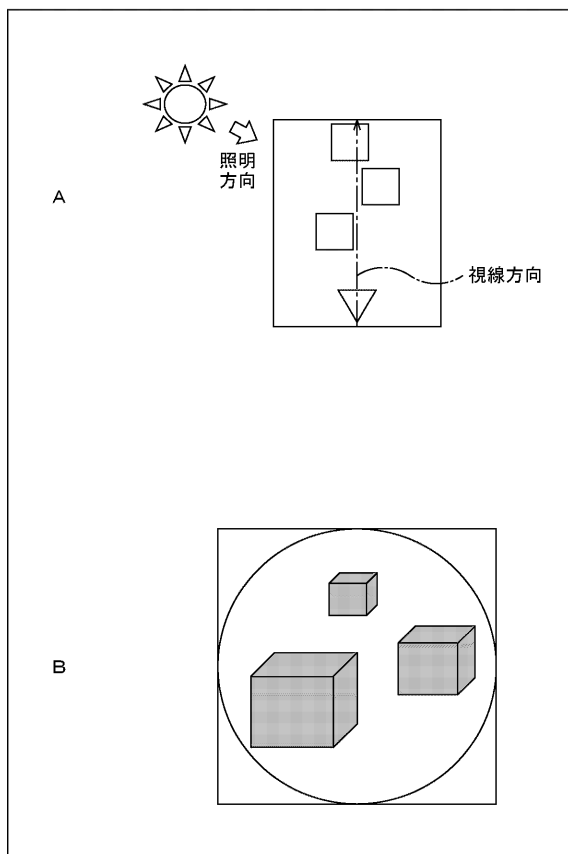
【図2】

FIG. 2



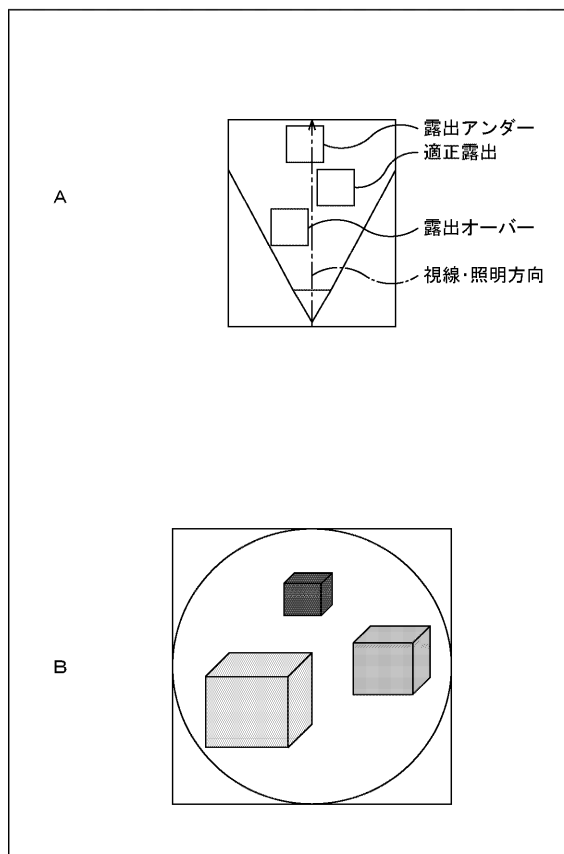
【図 3】

FIG. 3



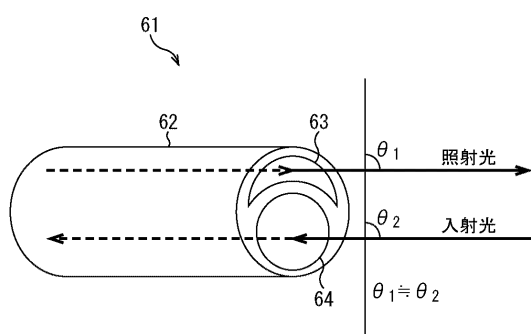
【図 4】

FIG. 4



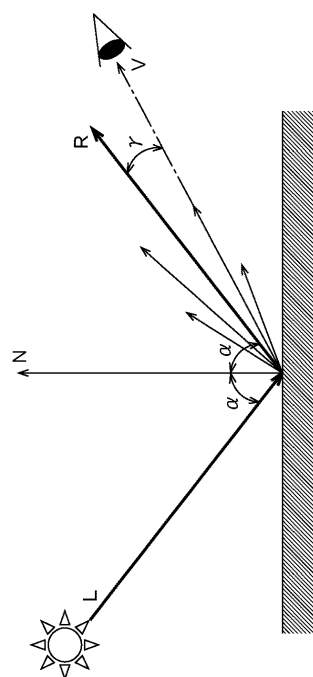
【図 5】

FIG. 5



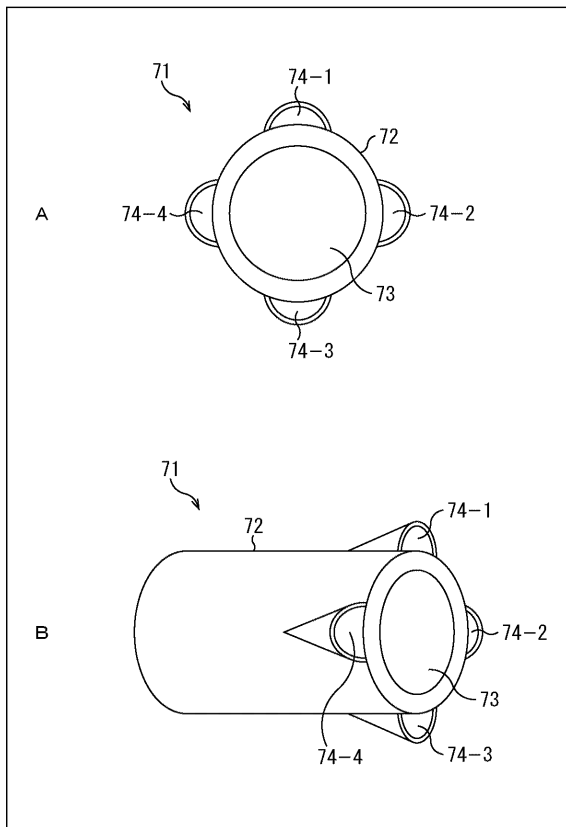
【図 6】

FIG. 6



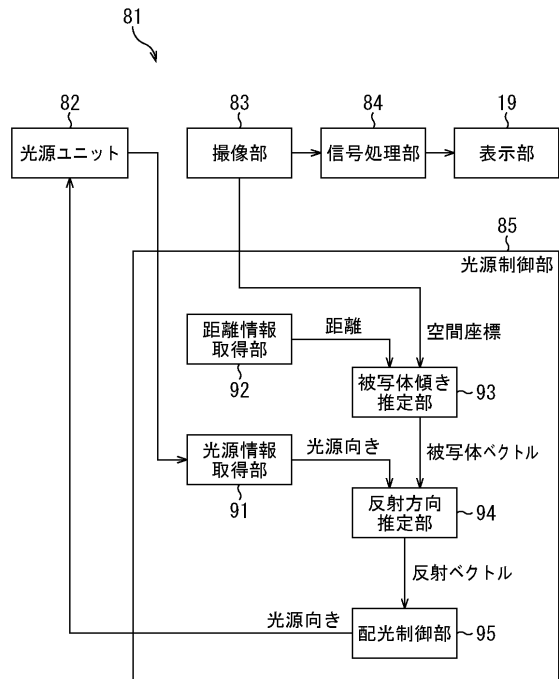
【図 7】

FIG. 7



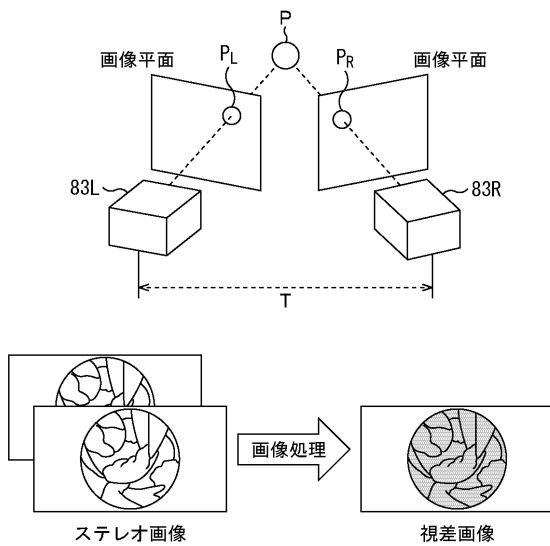
【図 8】

FIG. 8



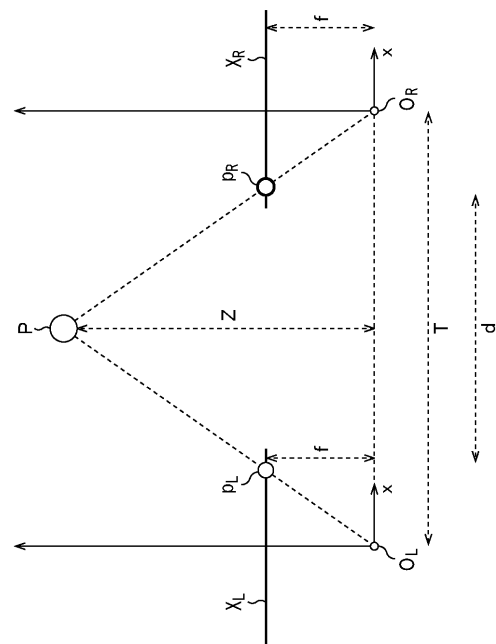
【図 9】

FIG. 9



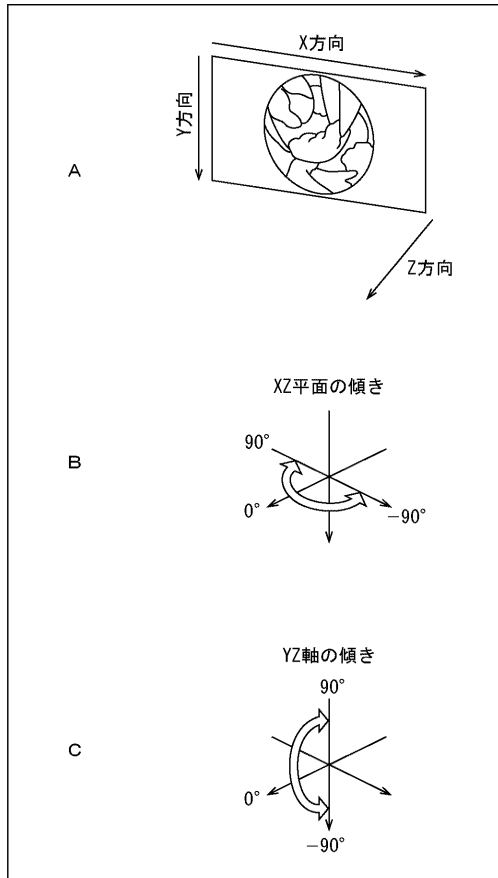
【図 10】

FIG. 10



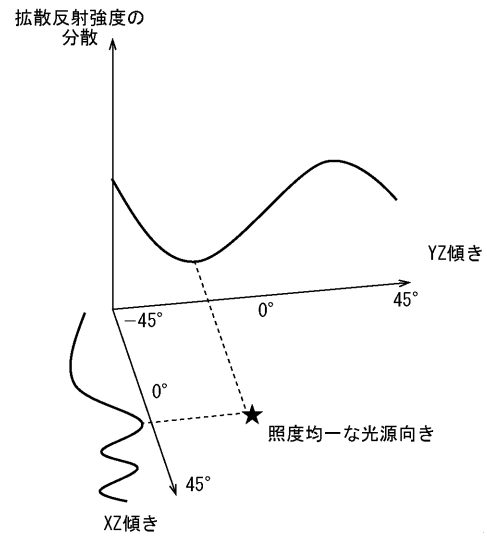
【図 1 1】

FIG. 11



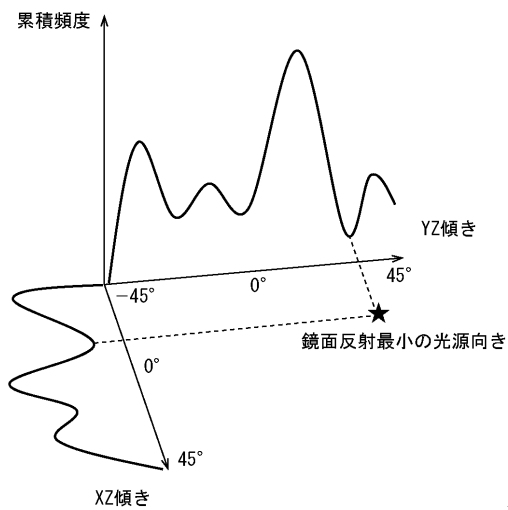
【図 1 2】

FIG. 12



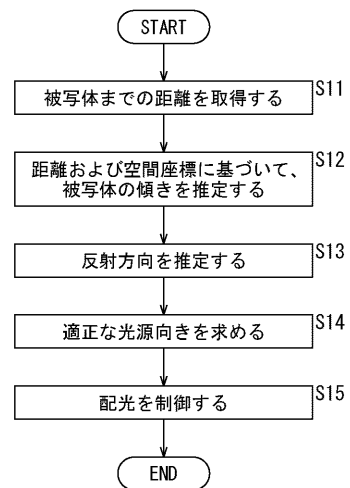
【図 1 3】

FIG. 13

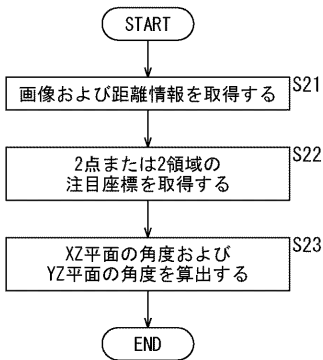


【図 1 4】

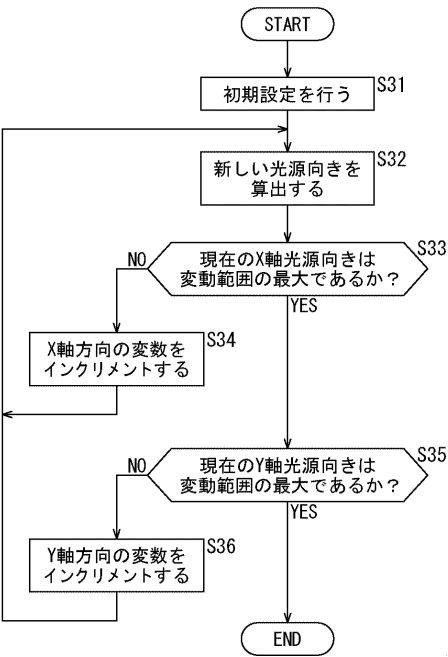
FIG. 14



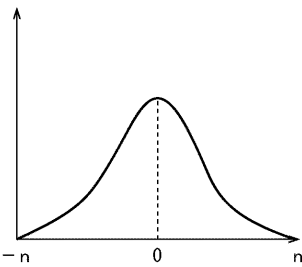
【図 1 5】
FIG. 15



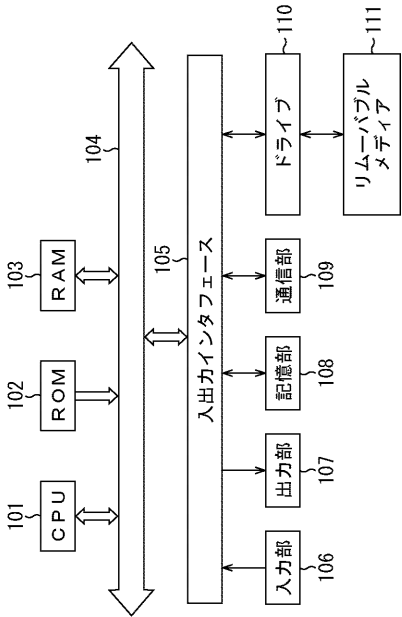
【図 1 6】
FIG. 16



【図 1 7】
FIG. 17



【図 1 8】
FIG. 18



フロントページの続き

(72)発明者 一木 洋

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

Fターム(参考) 4C161 AA24 BB06 CC06 HH52 NN01 RR02 RR03 RR06 SS21

专利名称(译)	光源控制装置，光源控制方法，程序和手术系统		
公开(公告)号	JP2017070523A	公开(公告)日	2017-04-13
申请号	JP2015199670	申请日	2015-10-07
[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	山口健太 白木寿一 一木洋 杉江雄生		
发明人	山口 健太 白木 寿一 一木 洋 杉江 雄生		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 A61B90/30		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00193 A61B1/0607 A61B1/0676 G06T7/514 G06T7/593 G06T2207/10012 G06T2207/10028 G06T2207/10068 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/00.300.Y A61B19/00.503 A61B1/00.522 A61B1/00.553 A61B1/00.620 A61B1/00. 731 A61B1/045.610 A61B1/06.610 A61B1/07.730 A61B90/30		
F-TERM分类号	4C161/AA24 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/HH52 4C161/NN01 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/ /RR06 4C161/SS21		
代理人(译)	西川 孝		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在更进一步的最佳曝光状态下观察。解决方案：光源控制装置包括：反射方向估计部分，用于估计照射光在物体表面上反射的反射方向;控制部分，用于根据估计的照射光的反射方向控制用于施加照射光的光源的方向。控制部分基于反射方向执行控制，以便当在观察方向上观察对象时均匀化照度或者在观察对象的方向上抑制镜面反射。该技术可以应用于例如用于内窥镜手术的手术系统。附图：图8

FIG. 8

