

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5676072号
(P5676072)

(45) 発行日 平成27年2月25日(2015.2.25)

(24) 登録日 平成27年1月9日(2015.1.9)

(51) Int.CI.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006.01)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)A 6 1 B 1/06 A
A 6 1 B 1/00 300 Y

請求項の数 5 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2008-106293 (P2008-106293)
 (22) 出願日 平成20年4月16日 (2008.4.16)
 (65) 公開番号 特開2008-264539 (P2008-264539A)
 (43) 公開日 平成20年11月6日 (2008.11.6)
 審査請求日 平成20年4月16日 (2008.4.16)
 審判番号 不服2013-14888 (P2013-14888/J1)
 審判請求日 平成25年8月2日 (2013.8.2)
 (31) 優先権主張番号 60/912,329
 (32) 優先日 平成19年4月17日 (2007.4.17)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 500498763
 ジャイラス エーシーエムアイ インク
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ サウスパロウ ターンパイク ロード 13
 6
 (74) 代理人 100075258
 弁理士 吉田 研二
 (74) 代理人 100096976
 弁理士 石田 純
 (72) 発明者 ローレンス ジェイ セント ジョージ
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ サドベリー コンコード ロード 752

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療機器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

標的領域に光を照射するための照明システムを有する手持ち用の医療機器であつて、前記医療機器は、内視鏡であり、その遠位端に画像センサを備え、前記照明システムは、

体内標的領域を照射するための光源とそれに関連した電力制御装置とを含み、

前記画像センサが検出する明るさの変化に基づいて画像の場面に係る所定の変化を感じし、場面の変化または場面の変化がないことにに基づいて、前記医療機器が実際に使用されているか否かを判断し、実際に使用されていない場合に照明モードから電力低下モードに移行するように構成され、

前記光源は、前記医療機器の取っ手を含む筐体内に配置され、

前記医療機器の取っ手は、前記医療機器が実際に使用される際にユーザにより把持される前記医療機器のユーザ把持可能部分であり、

実際に使用されていない場合に照明モードから電力低下モードに移行する前記構成に加えて、さらに、

前記電力制御装置は、前記取っ手に搭載された温度センサからの入力に基づいて前記光源に対する電力を制御することで、前記取っ手の温度を予め設定された最高温度以下に維持する、

ことを特徴とする医療機器。

【請求項 2】

10

20

前記画像センサから出力される画像の状態に基づいて、前記画像センサの出力に対するゲインを制御するように構成される、

ことを特徴とする請求項1に記載の医療機器。

【請求項3】

前記画像センサ内の1つあるいは複数の画素からの信号を処理することにより、場面に係る所定の変化があったか否かを判定する、

ことを特徴とする請求項1に記載の医療機器。

【請求項4】

前記予め設定された最高温度は、セ氏40度である、ことを特徴とする請求項1に記載の医療機器。

10

【請求項5】

前記医療機器は、場面に係る所定の変化があるかどうかを決定するプロセッサを有し、
1つ以上の前記画像センサは、場面に係る所定の変化があるかどうかを前記プロセッサ

が決定できるように、当該プロセッサに信号を提供する所定の画素の集合を備える、

ことを特徴とする請求項1に記載の医療機器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の主題は、一般に、体内で使用するための手持ち医療機器用の光源に対する電力制御に関する。さらに具体的には、本発明の主題は、内視鏡で用いられるLEDなどの固体光源に関する。

20

【背景技術】

【0002】

内視鏡での使用に限定されるものではないが、本発明の主題を、内視鏡光系、特に内視鏡上あるいはその内部に配置された電子画像センサ及びLED光源を用いたものを参照して、以下に説明する。

【0003】

従来の光源（即ち、300Wゼノン（Xenon））から重くて嵩張り、奇妙な格好の光ファイバ『光パイプ』をなくすために、現在、高電力白色LEDが内視鏡用光源として用いられている。このLEDはデジタル方式の内視鏡の本体に含まれている。こうしたLEDは、従来の光源よりは効率的であるが、光出力を高くして操作するとかなりの熱を発生する。従って、オペレータにとって快適性又は安全性の要求を満たすために、その内視鏡本体の温度を最大でもセ氏約40度に制御する必要があり、好ましくはその機器の温度をオペレータにとっての快適さあるいは安心のために要求される温度よりさらに低く保つことが必要である。

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

現在の設計では、電子露出システムの一部としてのLEDの出力を変化させ、そして単に電流の最大上限を設定して温度を所定の限度以下に保つようしている。画像形成システム(imaging system)が不十分な光の状況を感知した場合、必要があれば、LED出力を最大にして、その場面が依然として不十分にしか照らされていないように見える場合、その最大出力を維持する。温度を制御するためにLEDに対する所定の最大電力を設定する方式の欠点は、短時間の間、より高いLED出力能力を用いる可能性が容認される点にある。

40

【0005】

現在のLED方式のもう1つの問題点は、活動状態に対して知的に(intelligently)適応することができないことである。例えば、電子内視鏡をテーブルあるいはカート上に置いて、一定時間そのままにしておいて、その内視鏡の設計作動距離よりずっと遠くにある対象物の方向に端部を向けて、その内視鏡が不十分と判断するような照明状態のままで

50

放置しておくようなことがよくある。こうした状態ではLEDはその最大出力に設定されてしまい、取っ手が設定最大温度にまで熱せられてしまうことがある。その内視鏡を取り上げるために戻ったユーザは熱いと感じるであろう。

【0006】

従って、自動温度制御及びその活動状態に対して知的に適応できる改良型の照明システムが必要である。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の主題は、機器上に搭載された照明用光源に対する電力を制御するための改良された方式を提供することである。そうすることによって、特に、例えば、電子内視鏡の温度管理の必要性に応えるものである。

10

【0008】

いくつかの実施の形態において、本発明の主題は標的領域に光を照射するための照明システムを有する医療機器に関連しており、前記照明システムは、体内の標的領域に光を照射するための光源とそれに関連する電力制御装置とを有しており、さらに前記照明システムは、前記医療機器が実際に使われているか否かなど所定の変化状態の前記照明システムへの入力に基づいて、第1の照明モードから第2の照明モードに移行するように構成されている。この医療機器は手持ちの機器であってよく、光源はその機器の取っ手を含む筐体内部に配置されている。この医療機器は、例えば、標的領域に光を当てるためにその機器上、あるいはその機器内部に固体光源を有する内視鏡であってよい。この医療機器はその機器の取っ手部分に光源が配置されていてもよい。さらにこの医療機器は、その機器の遠位端に光源が配置されていてもよい。この医療機器はその機器の遠位端挿入部分内部に画像センサを有している場合もある。その医療機器は場面や明るさの所定の変化、あるいは変化のなさを感じて、活動状態に適合し、場面や明るさの変化、あるいは変化のなさに基づいて、光源に対する電力に所定の変化を生じさせるように構成することができる。この医療機器は1つあるいは複数の画像センサ内に場面や明るさに所定の変化があるかどうかを判定するために処理される信号を提供するように指定された所定の画素の集合を有することができる。この医療機器は温度の所定の変化を感じて、その温度変化に基づいて光源に対する電力に所定の変化を起こさせるように構成することができる。この医療機器は電池駆動とすることもできる。この医療機器はユーザが保持、あるいはその他の形態で接觸しているその機器の表面の温度をセ氏約40度()以下、あるいはその他の所定の安全快適温度に維持するように適合させることができる。

20

【0009】

その他の可能な実施の形態で、本発明の主題は画像形成システム及び照明システムを含む医療機器に関連しており、この画像形成システムは画素化された画像センサを含んでおり、照明システムは1つあるいは複数の固体照明装置を備えて構成されており、さらにこの医療機器は、この医療機器の活動状態がこの画像センサ内の1つあるいは複数の画素からの信号を処理することによって判定され、そしてその医療機器のための電源モードはその処理の出力に応じて判定されるように構成されている。本明細書に開示されている実施の形態においては、この電源モードはこの照明システムに対する電力設定とすることができる。本明細書に開示されている実施の形態においては、その照明システムはそれらの信号の処理に基づいて使用の無活動状態を判定して、その無活動状態が所定の期間続いた場合にその照明装置に対する電源を低下させるようにすることができる。本明細書に開示されている実施の形態においては、この医療機器は圧電センサからの信号やその機器に組み合わせられた加速度計からの信号など、その使用状態あるいは状況を判定するためのいずれの入力を用いてもよい。

30

【0010】

さらに他の可能な実施の形態において、本発明の主題は医療機器を製造する方法に関連しており、この方法は、医療機器の筐体内部に1つあるいは複数の光源を有する照明システムを配置するステップと、この照明システムをその医療機器の活動状態に合わせて光源

40

50

に対する電源を決める電力制御装置で構成するステップと、そして、この機器を画像センサからの信号の処理に従って活動状態を判定するように構成するステップを含んでいる。この方法においては、この機器は内視鏡を含んでおり、この内視鏡用の筐体の遠位端部に画像センサを有すると同時に、その筐体内部に固体光源を有するように構成され、さらに、無活動状態を示す出力に対する信号を処理して、この光源に対する電力を減らすように構成することができる。

【0011】

医療機器に加えて、本発明の主題はこの機器やその構成装置及び電源制御の新しいステップを実施するために記憶媒体内の命令を実行することができる機械の使用法にも拡張される。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

これらの、及びその他の実施の形態を、以下の詳細な説明と図面でさらに詳細に説明する。

【0013】

上に述べたものは発明的概念における本発明の実施の形態及び特徴を網羅的に挙げついたものではない。当業者であれば、以下の詳細な説明と図面とを組み合わせてその他の実施の形態及び特徴を理解することができるであろう。

【0014】

なお、本願は2007年4月17日付けで出願された米国特許仮出願第60/912,329号の優先権を宣言するものであり、参照によって、前記特許の内容があらゆる目的のために全文が本明細書に記述されているかのように、本明細書に組み入れられるものである。

20

【0015】

図1～7に本発明の主題による代表的な実施の形態を示し、同様の特徴は共通の参考番号で示してある。図1～図7は、特に先行技術としての注意書きがない限り、本発明の主題による実施の形態を示している。

【0016】

本発明の主題の1つの例示的な実施の形態で、内視鏡などの医療機器はそのシステムに対する温度感知LED駆動制御を含んでおり、この制御はその取っ手の温度をセ氏約40度の制限以下に保持するようにLEDに入力される電力を制限する。これによって、取っ手の温度が最大以下の場合に、短時間の間、LEDからの出力が高くなる場合がある。

30

【0017】

他の1つの実施形態の例において、内視鏡などの医療機器は、(1)セルフ・タイマ、(2)検出された場面の変化、及び/又は(3)総電力出力に基づいて、内視鏡が一定時間単独で放置された場合の状況に対応する自動電力低下モードを含む。この状況において、LED光源は、現在の設計の下では場面光が不十分であるためにその稼動が最大限となり得るが、本発明の主題を利用することで、無活動状態の期間の後にLED出力は低減され、これによりこの時間中に取っ手の表面が冷却される。

【0018】

40

他の実施形態において、医療機器は、温度検知システム及び場面変化システムの両方によって構成されていてよい。例えば、一方のシステムが、他方のシステムのバックアップ又は代用となるよう構成することもできる。

【0019】

その他の実施の形態において、温度又は場面の変化以外の状態の変化が光源の電力設定と相互に関連する場合がある。例えば、機器の取っ手は、圧電センサを含んでいてよく、この圧電センサは、機器が保持されているかどうかを感知し、保持されていない場合は、光源の電力は所定の程度低下させられる。他の1つの例として、機器の位置において所定の変化が生じたかどうかを判定し、それに基づいて光源への電力を決定するため、固体加速度計を配置することもできる。

50

【 0 0 2 0 】

先の実施の形態においては、標準的なユーザ構成において、1分～3分間場面に変化がないなど、無活動状態の兆候があると、光源に対する電力は低減される。無活動状態が2分間続くことによって電力が低減されることが、最も標準的な構成である。

【 0 0 2 1 】

以下の説明において、本発明の主題が利用される基本的、例示的なハードウェア・プラットフォームについて述べる。この説明から、当業者は、このプラットフォームを、照明用光源の電力レベルを調節するための所定の条件と相互に関連する画像データの変化の監視での利用に適合させる方法を理解するであろう。このプラットフォームは例示としてのものであって、本発明の主題の範囲の限定を意図するものではない。

10

【 0 0 2 2 】

図1A及び図1Bは、本発明の主題の1つの実施の形態に基づく、体腔22の内視鏡撮影のためのシステム20を図式的に示す。体腔22は、内腔26を通じてアクセスされる腔部24を表す。腔部24は例えば患者の膀胱である。その場合、内腔26は尿道である。もう1つの実施例としては、腔部24が胃であり、その場合内腔26は食道である。当業者にとっては明らかなように、本発明の原理を、同様にその他の体腔又は通過領域に適用することができる。

【 0 0 2 3 】

さらに、以下に述べるように、本明細書における実施の形態は特に内視鏡撮影に関するものであるが、本発明の原理はその他のタイプの電子画像形成システムにも適用が可能である。

20

【 0 0 2 4 】

システム20は、内視鏡挿入シャフト又は挿入管30を含み、挿入管30は、その遠位端に画像感知アセンブリ32及び照明用光源34を有する。この内視鏡は取っ手部分100を含む。本明細書において、『取っ手』はユーザによって把持あるいは接触される内視鏡又は他の機器の任意の部分を意味する。内視鏡、特にその遠位端のアセンブリの詳細な構造は、その開示内容が全体的に参照として本明細書に組み込まれる国際公開第03/098913号パンフレットにおいて述べられているような構造であってよい。画像感知アセンブリ32は通常、CMOS (complementary metal-oxide semiconductor) 又はCCD (charge-coupled device) 画像センサなどの、適切な対物光学系を有する画像センサを含む。1つの代替的実施の形態(図面には示さず)において、画像感知アセンブリは、挿入管の近位端に配置され、光ファイバ画像ガイド又はリレー光学系を経由して遠位端からの画像を受信するように連結される。

30

【 0 0 2 5 】

照明用光源34は、内視鏡挿入管の遠位端に配置される、LEDなどの光源であってよい。あるいは、この照明用光源は、内視鏡の近位端の適切な光源と接続された光ファイバ光導体であってよい。

【 0 0 2 6 】

挿入管30は、内視鏡の機能を制御し、画像感知アセンブリ32によって生成される画像信号を処理するカメラ制御ユニット(CCU, camera control unit)38と連結される。通常、このCCUは内視鏡機器から離れた位置にある。この連結は、物理的な導管によつて、あるいは無線送信装置及び受信装置によってなされる。このCCUは通常、コンソール(console)36内に配置される。このCCU38は信号を受信、処理して、標準的なビデオ出力を生成する。またCCU38は、アセンブリ32へ制御信号を出力して、画像センサのシャッタ速度及びゲインなどの機能を制御する。コンソール36内のオプションの照射制御装置40は、遠位端の照明用光源34によって出力される光のレベルを制御する。このCCU及び照射制御装置の機能は、以下に述べる方法を利用して、制御プロセッサ42によって調節される。本明細書においてはCCU、照射制御装置及び制御プロセッサを、概念の区別の明確化のために別個の機能のユニットとして述べたが、これらの要素の一部あるいは全てを、1つあるいは複数のICチップを含む单一の処理回路に統合化

40

50

することも可能である。

【0027】

CCU38によって生成されたビデオ画像は、ビデオ・モニタ44などのビデオ表示装置上に表示される。図1Bに示す、挿入管30の遠位端が内腔26内に位置する状況において、表示される画像は通常、内腔の穴に相当する暗い中心領域46、及び内腔の壁を示す明るい周辺領域48である。この内視鏡を内腔に挿入または内腔から引き抜く際、画像感知アセンブリ32によって感知される組織の位相（topology）及び性質に変化がないため、これらの領域の全体的明るさは、変化するにしても徐々にゆっくりと変化する。

【0028】

一方この挿入管を腔部24に挿入する際、腔部の壁が視野に入ってくる。挿入管の遠位端が壁に近づくにつれて、照明用光源34からの壁上の入射光の強度（単位領域あたりのフラックス（flux））は、おおよそ、遠位端と壁との間の距離の2乗の逆数で増加する。また同時に、壁から反射し、センサ・アセンブリ32によって捕捉される光の相対強度も、おおよそ、この距離の2乗の逆数で増加する。その結果、画像センサによって捕捉される画像の明るさは、挿入管の遠位端が腔部の壁に向かって接近あるいは腔部の壁から遠ざかる際に、非常に急激に増加したり減少したりする。おおよそ、上述の距離の4乗の逆数で増加又は減少する。本技術分野において周知の明るさの自動制御法では、通常、このような急激な明るさの変化に対応することはできないことから、画像の全体又は一部の飽和又は遮断により一時的に画像の視認性が失われる。制御プロセッサ42は、体腔22の位相に基づいた新しい制御法を利用し、こうした画像視認性の欠落を防ぐ。この方法の詳細について図4を参照して以下に述べる。

10

【0029】

図2は、本発明の1つの実施の形態に基づく、CCU38を含む、画像感知アセンブリ32及びコンソール36の詳細を図式的に示すブロック図である。上述のように、この画像感知アセンブリは、CMOS画像センサなどの画像センサ50を含む。この場合、この画像センサ・チップは補助回路を含んでいてもよい。例えば、この補助回路は、搭載された電子シャッタ制御52、出力増幅器54、アナログ／デジタル変換器（ADC）56の内のいずれか1つあるいは複数であってよい。あるいは、これらの補助回路素子の一部又は全部が、1つの分離したチップ上に配置されていてもよい。さらに、ADC56などの補助回路の一部が、CCU38内に含まれているのであってもよい。

30

【0030】

この実施の形態において、CCU38内のプリプロセッサ60は、画像センサ50によって出力されるデジタル化サンプル・ストリームを受信する。通常、プリプロセッサ60は、FPGA(Field Programmable Gate Array)などの集積論理アレイを含み、集積論理アレイは、デジタル化サンプルについて動作して実際のデジタル画素値を算出する。デジタル信号プロセッサ（DSP）64は、画素値をスケーリングするレベル調節部68、及び画像処理ブロック69を含む。ビデオ・エンコーダ66は画素値のストリームを標準的なビデオ出力信号に変換する。プリプロセッサ60は、典型的にはデュアルポートRAMバッファであるバッファ・メモリ62と接続され、入力及び出力画素率をマッチングさせ、必要に応じて処理待ち時間を補償する。

40

【0031】

また処理プロセッサ42は、プリプロセッサ60から出力サンプル・ストリームに関する情報（あるいは実際のサンプル・ストリーム自体）を受信し、そしてこの情報を処理して、画像センサのシャッタ速度及びゲインの適切な設定を決定する。続いてプロセッサ42は、センサ50に対する適切な制御入力を生成する。センサ50に対する制御入力は、直接（図2に示すように）又はCCU38を経由して（図1Bに示すように）行われる。さらに、またあるいは、プロセッサ42は、DSP64に対するゲイン制御出力を生成し、出力ビデオ信号のレベルを制御する。通常、プロセッサ42は、汎用又は内蔵のマイクロプロセッサを含み、マイクロプロセッサは、ソフトウェアでプログラミングされて本明細書において述べる機能を実行する。

50

【0032】

図3は、本発明の主題の1つの実施の形態に基づく、制御プロセッサ42によって決定され適用されるゲイン及びシャッタ速度の設定を図式的に示すタイミング図である。この実施の形態においては、センサ50に入射する光のレベルは、徐々に時間をかけて減少するものと仮定され、したがって、シャッタ制御52によって提供される露光時間が同時に増加することが要求される。さらに、この簡略化された例では、照明用光源34は既に最大限の強度で稼動しているか、あるいはこの照明用光源の強度が固定されていて、照射制御装置40を利用して入射光のレベルの減少に適応することは不可能であることも仮定する。あるいは、当業者にとっては明らかなように、この図3において例示される制御法を、照射レベルの制御を含むように修正することも可能である。この実施の形態においては、プロセッサ42がどのように光レベルの減少に適応するかを示したが、この実施の形態において利用される方法を、同様に光レベルの増加への適応に適用することも可能である。

10

【0033】

上述のように、画像センサ50は、従来のローリング・シャッタを有するCMOSセンサであってよい。ローリング・シャッタの動作については、例えばwww.kodak.com/go/imagersのURLにて参照可能で、且つ参照によって本明細書に組み込まれるコダック社のアプリケーション・ノート；題名『Shutter Operations for CCD and CMOS Image Sensors』において述べられている。この動作モードによって、画像が撮像されて当該画像に基いて制御プロセッサ42がシャッタ速度の変更が必要であることを決定する時間と、シャッタ制御52によってこの変更が実際に実行される時間と、の間に、少なくとも1つのビデオ・フレームの固有の遅れが導入される。言い換えると、フレームnが撮像され、このフレームが解析された後、プロセッサ42は、フレームn+1の開始時にシャッタ制御52に信号を送り、シャッタ期間を増加させた場合、このシャッタ速度の変化は、実際にはフレームn+2のみにおいて生じる。

20

【0034】

この遅れの補償のために、プロセッサ42は、フレームnの間に、シャッタ制御52にシャッタの持続時間の増加を指示するのとほぼ同時に、センサ50の出力に対してゲインの増加を適用する。言い換えると、図3に示すように、時間T1において、プロセッサ42は、シャッタ制御52に信号を送ってシャッタ持続時間を増加させ（即ち、センサ50の構成素子の電荷積分時間（charge integration time）を増加させる）ると同時に、センサ出力に適用されるゲインを増加させる。1フレーム分遅れて、時間T2において、プロセッサ42は、ゲインを減少させ、シャッタ持続時間の増加によって増加したセンサ信号のレベルを相殺する。本技術分野において周知のシステムにおいて、ゲインは、シャッタ持続時間を増加させるコマンドと同時に低減され得る。しかしながら、システム20では、プロセッサ42はまずゲインを増加させ、続いてゲインを1フレーム分遅らせて、センサ50におけるローリング・シャッタの固有の遅れを相殺する。

30

【0035】

図3に示すゲインの増加を、出力增幅器54に適用することもできる。代替的に、または、追加的に、制御プロセッサ42は、DSP64に、出力ビデオ信号内の現フレームに適用されるゲインを調整するように指示を出すこともできる。プロセッサ42は、フレームがメモリ62に保持されている間、現フレームに適用される適切なゲインを算出し、続いてレベル調節部68を利用し、DSP64に指示してこのゲインと同じ、現フレームに適用させ、一方でセンサ32に指示してこの同じゲインの変更を増幅器54に適用させ、これが次のフレームに作用する。この構成によって、センサ50によって生成される画像の明るさの変化に応じて、急速にゲインを適応させることが可能となる。続いてプロセッサ42は、シャッタ制御52にシャッタの持続時間を増加させるように指示し、それに応じて次のフレームにおいてDSPによって適用されるゲインを減少させる。

40

【0036】

図4は、本発明の1つの実施の形態に基づく、プロセッサ42によってシステム20における画像の明るさの制御に適用される方法を図式的に示したフロー・チャートである。

50

この方法は、簡略化のためにゲインの制御を参照して述べられているが、それ以外にも、またさらに、シャッタ速度及び／又は照射強度の制御にも適用することができる。この方法は体腔22の位相的特徴（図1B）を対象として述べられているが、この方法において実施される原理はその他のタイプの位相においても適用が可能である。

【0037】

この方法は、制御プロセッサ42が、強度検出ステップ80において画像の明るさのレベルの変化を検出した時点で開始される。この変化は通常、画像センサ50に入射する光の強度の増加又は減少による変化である。この変化は、例えば、画像センサによって出力される平均画素値の変化に関して、あるいは特定のヒストグラムの特徴の変化に関して検出され得る。この変化は、画像中の全ての画素に関する全体的な変化であってよいし、あるいは、中心領域46（図1B）などの画像の1つの特定の領域の変化であってもよい。本明細書において述べられる方法は画像中の全ての画素に適用されるゲインの調整に関するものであるが、この方法の原理は、それ以外にも、またさらに、画像中の異なる領域に適用される領域ゲインの調整においても利用することができる。10

【0038】

明るさの変化の検出において、プロセッサ42は、位相判別ステップ82において、挿入管30の遠位端が位置する領域の位相的特徴を確認する。この例において、このプロセッサは、遠位端が内腔26の内部にあるのか、あるいは腔部24内にあるのかを判別する。プロセッサは、通常、現画像の特徴、及び場合によっては先行する複数の画像の特徴も共に解析することによって、この判別を自動的に行う。例えば、プロセッサは、画像の形態的及び／又は局部的な明るさの特徴を解析できる。もう1つの例として、プロセッサは、現画像及び先行する画像にわたる画像の明るさの変化を解析してもよい。画像の明るさ及び挿入管の体腔内での速度に基づいたもう1つの方法を、図5を参照して以下に述べる。上述のように、画像の明るさは、内腔26内ではゆっくりとのみ変化することが期待されるが、内視鏡が腔部24の壁に接近あるいは腔部24の壁から遠ざかる際には急激に変化し得る。従って、明るさの変化の速度は、局所的な位相を示す。追加的に、あるいは代替的に、システム20のユーザが、内視鏡が内腔26内にあるとき、及び、内視鏡が腔部24内に入ったときを示す情報を、このシステムに入力してもよい。20

【0039】

プロセッサ42が、挿入管の遠位端が内腔26の内部（あるいは腔部24の壁から離れたその他の位置）にあると判断した場合、プロセッサは、通常のゲイン制御ステップ84において、現在の強度の変化に応答してなされるゲイン調整の決定において通常のゲイン制御アルゴリズムを適用することができる。通常、フレーム $n+1$ に適用されるゲインは、先行するフレームのゲイン g_n 及び画像の明るさの変化 Δg を用いて、式： $g_{n+1} = g_n - \alpha \Delta g$ 30

の適応関係によって決定される。この式中 α 及び Δg は予め設定された定数である。ステップ84での通常のゲイン制御においては、 $\alpha < 1$ 及び $\Delta g < 1$ である。この制御アルゴリズムによって、システム20のユーザの目にとて障害となり得る急激なゲイン変移が防がれる。

【0040】

一方で、プロセッサ42が挿入管の遠位端が腔部の壁に接近あるいは腔部の壁から遠ざかっていると判断した場合、加速されたゲイン制御ステップ86において、加速されたゲイン調整が適用される。この加速されたゲイン調整は、遠位端部の腔部壁からの距離に対する明るさの強い依存（通常、上述のように4乗）を考慮に入れ、画像信号のレベルを予測し、それに基づいてゲインを調整する。例えば、所定の数のフレームにわたって収集される一連の画像の明るさの測定に、カルマン・フィルタ又は直線外挿を適用することもできる。代替的に、または追加的に、 g_{n+1} についての上述の式のように適応関係を利用することもできる。この式中、 α 及び Δg の値は通常モードと比較して大幅に増加させられる。この加速されたゲイン調整により、システム20は、挿入管が腔部24の壁の方向に向かう際、あるいは腔22内の他の表面に接近又はそこから遠ざかる際に生じる明るさの変化に素早く対応することができるようになる。40

【0041】

図5は、本明細書において述べられる本発明の主題において利用される、変化する物理状況において予測的ゲイン制御を実施するための方法を図式的に示したフロー・チャートである。この方法は、画像収集ステップ90における各画像フレームの収集に続いて実行される。この画像に基づいて、制御プロセッサ42は、輝度測定ステップ92において画像の輝度の値を計算する。上述のように、任意の適切な統計的輝度測定法を利用することもできる。また制御プロセッサは、速度推定ステップ94において、挿入管の体腔内部での動きの速さを推定する。この速度は、画像処理によって推定することができる。例えば、あるフレームの画像の特徴を識別し、続いてその後に続くフレームにおける同じ特徴の位置及び／又は大きさの変化を検出することによって推定できる。代替的には、または追加的に、この速度は、運動センサを利用して直接計測してもよい。運動センサは、例えば、挿入管内部のあるいは挿入管に連結される加速度計（図面に示さず）であってよい。

10

【0042】

この推定された速度と先行する1以上のフレームの輝度とに基づいて、プロセッサ42は、輝度予測ステップ96において、現フレームの予測輝度を算出する。この計算は、挿入管が位置する体腔内の部分の現在の物理的モデル（即ち、位相的モデル）に基づいている。言い換えると、挿入管が内腔26内に位置する場合、輝度は画像から画像へと緩やかに変化するものと予測され、プロセッサ42はこれに従って、この速度に伴う輝度の変化も緩やかであると仮定した物理的モデルを適用する。例えば、予測輝度は、この速度及び以前のフレームの輝度の一次関数として算出される。一方で、腔部24においては、画像の輝度は、腔部の壁から挿入管の遠位端までの距離の4乗の逆数で変化するものと予測される。従ってプロセッサ42は、ほぼ速度の4乗でフレーム輝度が変化し、腔部の壁からの距離によって重み付けされた物理的モデルを適用することができる。

20

【0043】

プロセッサ42は、輝度比較ステップ98において、ステップ92における現フレームの実際の輝度とステップ96における予測輝度とを比較する。これらの輝度値の差が所定の閾値未満である場合、プロセッサは、現在の物理的モデルが正確なものであると判断する。これらの状況においては、挿入管は、体腔（内腔または腔部）内の挿入管が以前に位置していた部分に留まっているものと判別される。この場合、プロセッサは続けて、ゲイン算定ステップ102において、現在の物理的モデル（内腔又は腔部）及び現在のフレーム輝度に基づいて、次の画像フレームに適用されるゲインを算出する。

30

【0044】

しかしながら、ステップ98において、実際の輝度と予測輝度との間の差が所定の閾値を上回る場合、プロセッサ42は、挿入管が異なる位相を有する領域に移動したものと判断する。例えば、実際の輝度が予測輝度を大幅に上回り、一方で挿入管が前方に移動している場合、プロセッサは、挿入管が腔部24内に進入し、腔部壁の画像を撮影しているものと判断する。この場合、プロセッサは、モデル更新ステップ100においてゲインの算出に利用される物理的モデルを変更する。それに基づいて、次のフレームのゲインがステップ102において算出され、処理は、ステップ90から継続される。

40

【0045】

図6Aは、LED光システムに対する電流の制御を伴わない画像形成システム10の電子ブロック図を示す。このシステムは、CMOSセンサ12などの画像センサを含む。このシステムは、1つあるいは複数のLEDなどの光源14を含む。LEDに電力を供給するLED駆動15は、1つあるいは複数のLEDと連結される。1つ又は複数の制御装置あるいはプロセッサが、1つ又は複数のシステムの構成要素と通信してデータ及び命令を処理する。このブロック図において、制御装置16は、手動制御ボタン18及びユーザ制御インターフェース20を含むユーザ・インターフェース・サブシステムと通信する。システム・クロック22はデータ通信インターフェース24及び画像センサと通信する。

【0046】

図6Bは、LED駆動15を経由して供給される電流のレベルを制御する電流制御装置

50

26を含んで構成されるシステム10を示す。この電流制御装置は、システム10が関連する装置の状態と相関する状態を監視するセンサからの入力を処理する。例えば、このセンサ26は装置の取っ手の温度を監視する温度センサであってもよい。以下の説明において、このような1つの例示的システムに関してより詳細に述べる。

【0047】

< 温度感知駆動制御 >

1つあるいは複数のLEDなどの光源のための温度感知駆動制御装置は、比較的単純なトランジスタ回路であってよい。このトランジスタ回路は、通常は全ての電流がLEDに流れることを許容するが、内視鏡の取っ手に搭載された温度センサからの入力に基づく電流リミッタとして機能し、取っ手の温度を所定のレベル以下、例えばセ氏40度程度以下に維持するように設計されていてよい。この実施の形態、あるいはその他の実施の形態で、電流リミッタは二値のON/OFF方式か、あるいは光出力の範囲に対応して異なった電流を提供する方式のいずれかで制御することができる。10

【0048】

このシステムはいくつかの方式で実施することができる。例えば、1つの可能な方式では、このシステムを、例えば内視鏡の取っ手と熱的に十分に接触した温度センサ（サーミスター、RTD（Resistance-Temperature Detector）、熱伝対、あるいはハイブリッドIC（Integrated Circuit））で構成することができる。CCUはこのセンサからの信号を直接処理する。CCUソフトウェアは、その場合、取っ手の最高温度を制限するようにLEDに対する駆動を制御あるいは制限する。第2の方式では、内視鏡それ自体内部の別個の回路が温度センサからの信号を直接処理するようにしてもよい。この回路は独立型埋め込み制御装置あるいはそれに類似した装置で構成することができる。この装置はファームウェアあるいは類似のコードを実行してLED駆動電流を制御あるいはモニターして、CCUとは独立に取っ手温度を調節するようにすることができる。第3の方式はこの埋め込み型制御装置を有する温度センサをCCU及びシステム・ソフトウェアを組み合わせて用いる方式である。20

【0049】

< 不活動モニタリング駆動制御 >

特に図7に示す別の可能な実施の形態において、適切な媒体内に記憶された命令を実行する機械とは、以下のような特徴を有している。30

- a) 所定の時間的制限で作動する不活動タイマを有している。
- b) センサが検出している場面における所定の変化を感知することができる（領域全体、あるいはその領域の1つあるいは複数の部分的領域。予め設定された1つ又は少数の画素に限定してもよい。1つの可能な例では、値がモニターされ、初期値に基づく一定の範囲と比較される。新しい値がそうした（適切な）範囲を超えた場合に、場面の変化が示されることになる。）
- c) 場面の変化が検出されたら、不活動タイマをリセットする。
- d) 所定の時間限度内に場面の変化が検出されない場合は、（恐らくはLED駆動が閾値駆動レベルを超えた場合も）、LED駆動レベルは所定の電力レベルに制限され、場面変化について引き続きモニタリングが継続される。40
- e) 不活動による電力低下モードの状況下で場面変化が検出された場合、LED駆動レベルの制限が解除されて、不活動タイマがリセットされる。

保存された命令は、ソフトウェア、ファームウェア、FPGAなどの種々の公知の方法で実施することができる。

【0050】

本発明の主題が適用可能な装置の事例及び適用例は、2006年3月23日に公開された「複数の入力装置をサポートする内視鏡装置」と題する国際公開第2006/032013号パンフレットに開示されるものを含み、当該文献は参照により、その全体が本明細書に組み込まれる。国際公開第2006/032013号パンフレットは、特に複数の入力装置をサポートできるカメラ制御ユニットを有するリモート・ヘッド画像形成システ50

ムを開示している。このカメラ制御ユニットは、このカメラ制御ユニットに接続された入力装置を検出し、それに従ってカメラ制御ユニットの内部機能を変化させる。こうした変化には、クロック・タイミングの変更、ビデオ出力パラメータの変化、そして画像処理ソフトウェアの変更などが含まれる。さらに、ユーザは取り付けられたヘッドに基づいて、ソフトウェア・プログラム命令やハードウェア構成情報の組み合わせを選択することができる。こうしたリモート・ヘッド画像形成システムは、構成の変更をし易くするために、FPGAなどのフィールド・プログラマブル回路を用いる。このシステムでは、所定の条件に従って、電力設定を変更したりカスタマイズしたりすることが可能であろう。

【0051】

本発明の主題が適用可能なシステム及び適用の例は、2005年11月10日に公開された「直径を細くした可撓性シャフトを有する内視鏡装置」と題する米国特許出願公開2005/0250983号明細書に開示されているものを含み、この文献も参照によってその全体が本明細書に組み込まれる。米国特許出願公開2005/0250983号明細書は、特に、鞘の中にスライド可能に配置された可撓性でフィラメント状のシャフトを含む医療用機器を開示しており、この機器はその遠位端部分に担持された画像センサを有する電子画像形成システムを有している。このシャフトは補助的な被誘導装置のためのガイドワイヤとしても用いることが可能であり、あるいは患者の体内の標的箇所での操作手順を実行するための機能的要素を担持するために用いることもできる。本発明における他の実施形態では、単純な筒的構造を有する鞘であって、その遠位端部に電子画像形成装置を備えた可撓性の鞘を想定している。この鞘は、シャフト、好ましくはフィラメント状のシャフトをスライド可能に受け入れることができるよう構成され、そのシャフトは、この鞘に密着する。この鞘はその遠位端部に機能的要素を担持している。本発明によるこれらの機器は、それらの機器を挿入できる部分を屈折させるためにその全長にわたって1つあるいは複数のフィラメントを含んでいてもよい。

【0052】

本発明の主題を用いることができる例示的なシステム及び装置は、2006年8月3日に開示された『密封内視鏡装置』と題する米国特許公開第2006/0173242号明細書に開示されているものを含み、この文献は参照によって本明細書に組み込まれる。米国特許公開第2006/0173242号明細書は、とりわけ、内視鏡システムで使用するためのみつぶされた筐体及び構成、特に電子画像形成システム及び照明システムを筐体内に有する内視鏡システムで使用するための密封された筐体及び構成を開示している。これらのシステムで使用するための複合光学ウィンドウも開示されている。これらの複合光学ウィンドウは画像形成システム及び照明システムのための個別の窓枠を有しており、そしてコントラストを緩和する光学的境界線は、これらの窓枠の間にある。

【0053】

当業者であれば、本発明の概念の性格を説明するために説明、図示した詳細、素材、及び配置において種々の修正、変更が可能であること、及びそうした修正と変更がここに示されている教示及び請求項の精神と範囲から逸脱しないものであることは容易に分かるであろう。

【0054】

本明細書で引用されたすべての特許文献及び非特許文献は、参照することによって、その全体があらゆる目的のために本明細書に組み込まれるものである。

【図面の簡単な説明】

【0055】

【図1A】本発明の1つの実施の形態による内視鏡のシステムを図式的に示す図である。

【図1B】本発明の1つの実施の形態による図1Aのシステムの詳細を図式的に示す図である。

【図2】本発明の1つの実施の形態による画像の明るさを制御するための回路を図式的に示すブロック図である。

【図3】本発明の1つの実施の形態による電子画像形成システムにおけるゲイン及びシャ

10

20

30

40

50

ツタ速度の調節を図式的に示すタイミング図である。

【図4】本発明の1つの実施の形態による、画像の明るさの予測的制御方法を図式的に示すフロー・チャートである。

【図5】本発明の1つの実施の形態による、画像の明るさの予測的制御方法の詳細を図式的に示すフロー・チャートである。

【図6A】L E D電流制御なしで示した電子ブロック図である。

【図6B】本発明の主題によるL E D電流制御を有する電子ブロック図である。

【図6C】本発明の主題による例示的な電子ブロック図である。

【図7】本発明の主題による電力制御の1つの可能な工程を示すフロー・チャートである。

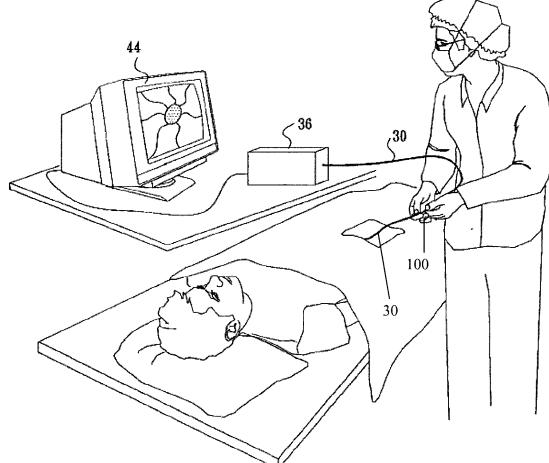
10

【符号の説明】

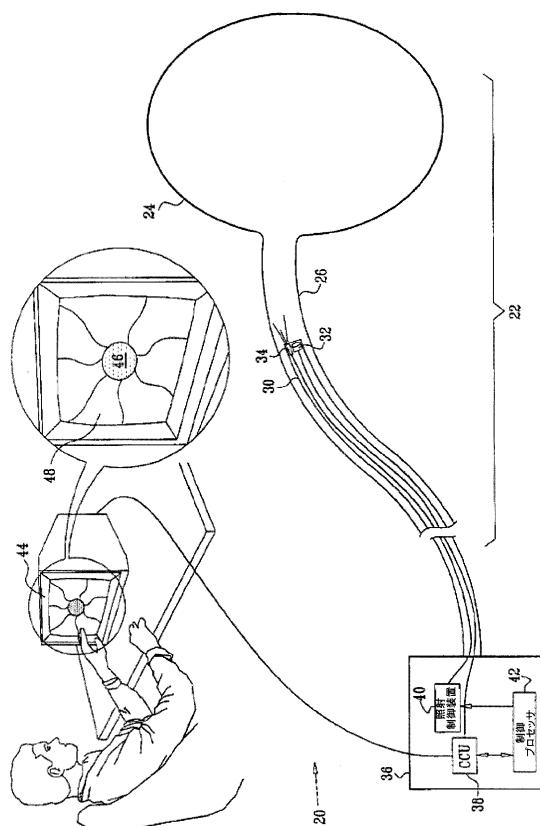
【0056】

22 体腔、24 腔部、26 内腔、30 挿入管、32 画像感知アセンブリ、34 照明用光源、36 コンソール、38 CCU、40 照射制御装置、42 制御プロセッサ、44 ビデオ・モニタ、46 中心領域、48 周辺領域、50 画像センサ、52 シャッタ制御、54 出力増幅器、60 プリプロセッサ、62 メモリ、66 ビデオ・エンコーダ、68 レベル調節部、69 画像処理ブロック。

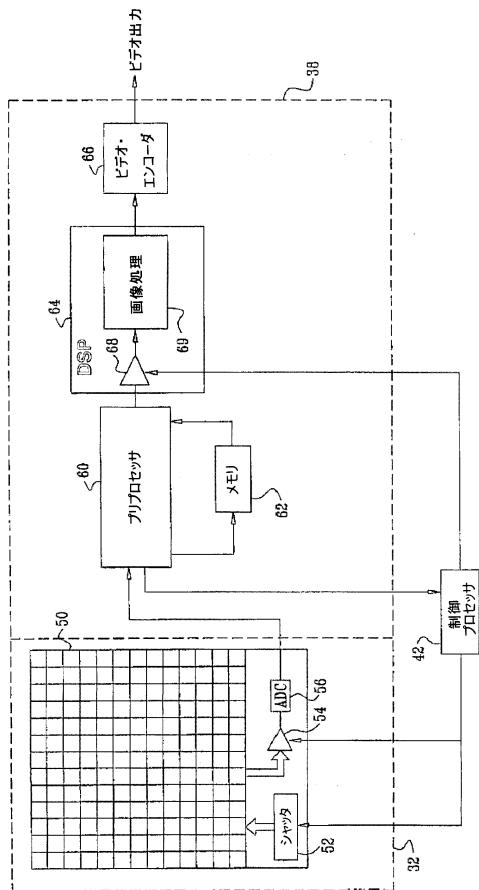
【図1A】



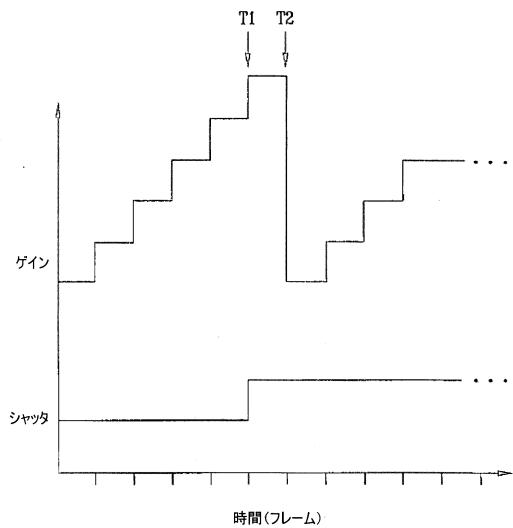
【図1B】



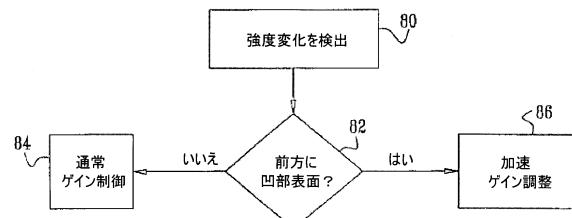
【図2】



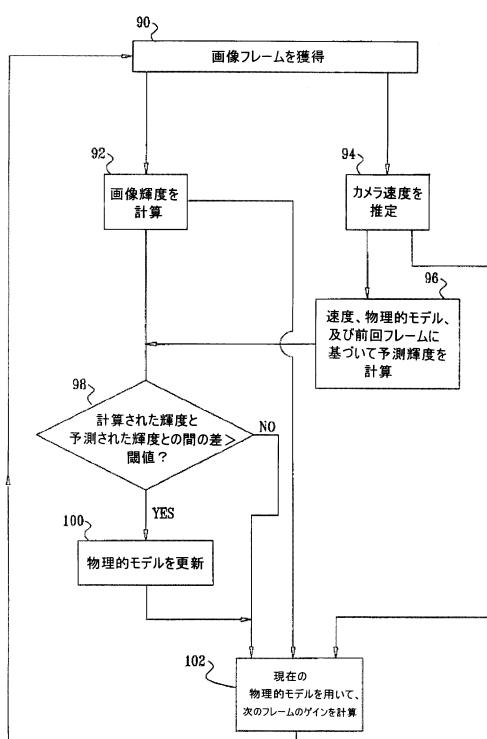
【図3】



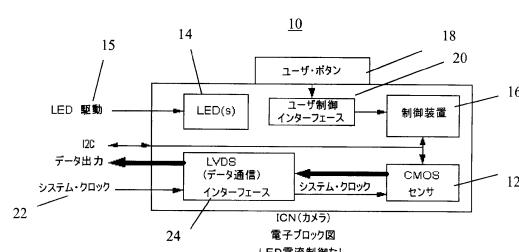
【図4】



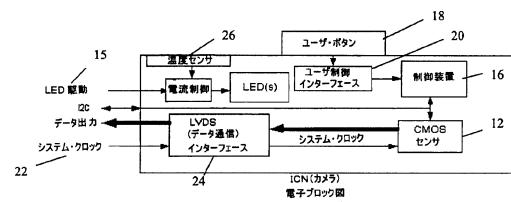
【図5】



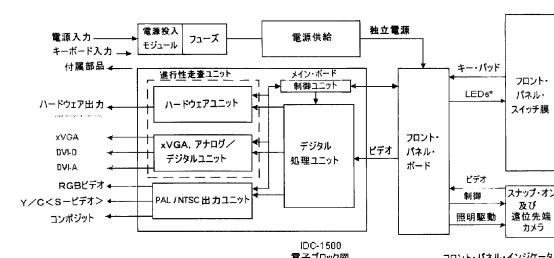
【図6 A】



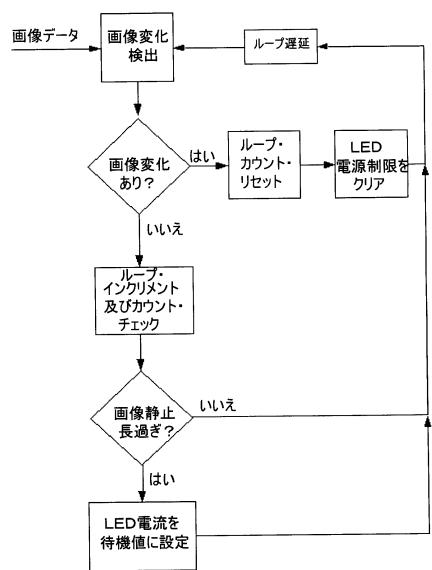
【図6 B】



【図6 C】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 クリストファー エイ クック
アメリカ合衆国 ニューヨーク ニューヨーク ウエスト サーティース ストリート 357
アパートメント 3

合議体

審判長 尾崎 淳史
審判官 右 高 孝幸
審判官 三崎 仁

(56)参考文献 特表昭63-502728(JP,A)
特開2007-44350(JP,A)
特開平04-36716(JP,A)
特開2006-334076(JP,A)
特開2006-282(JP,A)
特開2007-135756(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
IPC A61B 1/00

专利名称(译)	医疗设备		
公开(公告)号	JP5676072B2	公开(公告)日	2015-02-25
申请号	JP2008106293	申请日	2008-04-16
[标]申请(专利权)人(译)	齐拉苏墨CMI		
申请(专利权)人(译)	吉拉斯代理CMI油墨		
当前申请(专利权)人(译)	上回代理CMI油墨		
[标]发明人	ローレンス ジェイ セント ジョージ クリストファー エイ クック		
发明人	ローレンス ジェイ セント ジョージ クリストファー エイ クック		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00025 A61B1/00032 A61B1/00036 A61B1/05 A61B1/0676 A61B1/0684 A61B1/128 A61B2560/0209 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/00.300.Y A61B1/00.731 A61B1/06.530 A61B1/06.610 A61B1/07.730 A61B1/12.542		
F-TERM分类号	4C061/FF11 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/JJ11 4C061/JJ17 4C061/NN01 4C061/QQ06 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR22 4C061/RR24 4C161/FF11 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/QQ06 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR22 4C161/RR24 4C161/SS06		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
优先权	60/912329 2007-04-17 US		
其他公开文献	JP2008264539A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

【图 1 A】

要解决的问题：提供一种改进的照明系统，该系统智能化，适应自动温度控制及其动作状态。SOLUTION：医疗设备包括用于照射目标区域的照明系统。照明系统包括光源32和与光源相关的功率控制器36，并且被配置为基于感测或确定的状态变化执行从第一照射模式到第二照射模式的转换。状态变化是指定温度和/或来自与医疗设备相关的图像传感器的场景信号和亮度改变或不改变的状态。

