

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6638726号
(P6638726)

(45) 発行日 令和2年1月29日 (2020.1.29)

(24) 登録日 令和2年1月7日 (2020.1.7)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/12 (2006.01)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)
G O 2 B 23/24 (2006.01)
G O 2 B 23/26 (2006.01)

A 6 1 B 1/12 5 4 2
A 6 1 B 1/00 5 5 0
G O 2 B 23/24 B
G O 2 B 23/26 B

請求項の数 20 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2017-509222 (P2017-509222)
(86) (22) 出願日 平成28年3月7日 (2016.3.7)
(86) 国際出願番号 PCT/JP2016/001217
(87) 国際公開番号 W02016/157733
(87) 国際公開日 平成28年10月6日 (2016.10.6)
審査請求日 平成31年1月31日 (2019.1.31)
(31) 優先権主張番号 特願2015-71745 (P2015-71745)
(32) 優先日 平成27年3月31日 (2015.3.31)
(33) 優先権主張国・地域又は機関
日本国 (JP)

(73) 特許権者 000002185
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 100104215
弁理士 大森 純一
(74) 代理人 100196575
弁理士 高橋 満
(74) 代理人 100168181
弁理士 中村 哲平
(74) 代理人 100117330
弁理士 折居 章
(74) 代理人 100160989
弁理士 関根 正好
(74) 代理人 100168745
弁理士 金子 彩子

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光源装置、光源装置の作動方法、及び医療用システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の光源部と、
前記複数の光源部の各々の温度を調整可能な複数の温度調整部と、
前記複数の温度調整部の各々の駆動タイミングを制御可能な駆動制御部と、
前記複数の温度調整部の各々の消費電力を検出可能な電力検出部と
を具備し、
前記駆動制御部は、前記電力検出部により検出された消費電力をもとに、前記各々の駆動タイミングを制御する
光源装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の光源装置であって、
前記駆動制御部は、前記複数の温度調整部を、前記各々の駆動タイミングが互いに異なるように駆動する
光源装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 に記載の光源装置であって、
前記駆動制御部は、前記複数の温度調整部を所定の時間間隔で順次駆動する
光源装置。

【請求項 4】

20

請求項 1 から 3 のうちいずれか 1 項に記載の光源装置であって、

前記駆動制御部は、第 1 の温度調整部を駆動し、前記第 1 の温度調整部の消費電力が所定の閾値よりも小さくなった場合に、前記第 1 の温度調整部とは異なる第 2 の温度調整部を駆動する

光源装置。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 のうちいずれか 1 項に記載の光源装置であって、

前記駆動制御部は、前記光源部の温度を調整して定常状態となった前記温度調整部の消費電力が小さい前記温度調整部から優先的に駆動する

光源装置。

10

【請求項 6】

請求項 1 から 5 のうちいずれか 1 項に記載の光源装置であって、さらに、

前記複数の光源部の各々の温度を検出可能な温度検出部を具備し、

前記駆動制御部は、前記温度検出部により検出された温度をもとに前記複数の温度調整部の各々を P I D (Proportional Integral Derivative) 制御することが可能である

光源装置。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の光源装置であって、

前記駆動制御部は、前記各々の駆動タイミングが互いに等しくなるように制御し、前記複数の温度調整部の各々の P I D 制御に用いられる P I D パラメータを互いに異なるように設定する

光源装置。

20

【請求項 8】

請求項 6 又は 7 に記載の光源装置であって、

前記駆動制御部は、前記光源部の現在の温度から目標温度までの間に 1 以上の仮目標温度を設定し、前記 1 以上の仮目標温度及び前記目標温度の各々を目標値とする P I D 制御を段階的に実行する

光源装置。

【請求項 9】

請求項 1 から 8 のうちいずれか 1 項に記載の光源装置であって、

前記複数の光源部から照射された光は、顕微鏡又は内視鏡の観察対象となる生体組織に照射される

光源装置。

30

【請求項 10】

複数の光源部と、

前記複数の光源部の各々の温度を調整可能な複数の温度調整部と、

前記複数の温度調整部の各々の駆動タイミングを制御可能な駆動制御部とを具備し、

前記駆動制御部は、前記複数の光源部の温度の調整に消費可能な最大電力をもとに、前記各々の駆動タイミングを制御する

光源装置。

40

【請求項 11】

請求項 10 に記載の光源装置であって、

前記駆動制御部は、前記複数の温度調整部を、前記各々の駆動タイミングが互いに異なるように駆動する

光源装置。

【請求項 12】

請求項 10 又は 11 に記載の光源装置であって、

前記駆動制御部は、前記複数の温度調整部を所定の時間間隔で順次駆動する

光源装置。

50

【請求項 13】

請求項 10 から 12 のうちいずれか 1 項に記載の光源装置であって、さらに、
 前記複数の光源部の各々の消費電力を検出可能な電力検出部を具備し、
 前記駆動制御部は、前記最大電力と、前記電力検出部により検出された消費電力の合計との差分が所定の範囲内に含まれるように、前記各々の駆動タイミングを制御する
 光源装置。

【請求項 14】

請求項 10 から 13 のうちいずれか 1 項に記載の光源装置であって、
 前記複数の光源部から照射された光は、顕微鏡又は内視鏡の観察対象となる生体組織に照射される
 光源装置。

10

【請求項 15】

複数の光源部と、前記複数の光源部の各々の温度を調整可能な複数の温度調整部とを有する光源装置の作動方法であって、
 前記光源装置は、前記複数の温度調整部の各々の消費電力を検出し、前記検出された消費電力をもとに、前記複数の温度調整部の各々の駆動タイミングを制御する
 光源装置の作動方法。

【請求項 16】

複数の光源部と、前記複数の光源部の各々の温度を調整可能な複数の温度調整部とを有する光源装置の作動方法であって、
 前記光源装置は、前記複数の光源部の温度の調整に消費可能な最大電力をもとに、前記複数の温度調整部の各々の駆動タイミングを制御する
 光源装置の作動方法。

20

【請求項 17】

複数の光源部と、
 前記複数の光源部の各々の温度を調整可能な複数の温度調整部と、
 前記複数の温度調整部の各々の駆動タイミングを制御可能な駆動制御部と、
 前記複数の温度調整部の各々の消費電力を検出可能な電力検出部と
 を有し、
 前記駆動制御部は、前記電力検出部により検出された消費電力をもとに、前記各々の駆動タイミングを制御する
 光源装置と、
 前記光源装置から出射された光を照明光として観察対象を観察可能な医療用観察装置とを具備する医療用システム。

30

【請求項 18】

請求項 17 に記載の医療用システムであって、
 前記医療用観察装置は、顕微鏡又は内視鏡である
 医療用システム。

【請求項 19】

複数の光源部と、
 前記複数の光源部の各々の温度を調整可能な複数の温度調整部と、
 前記複数の温度調整部の各々の駆動タイミングを制御可能な駆動制御部と
 を有し、
 前記駆動制御部は、前記複数の光源部の温度の調整に消費可能な最大電力をもとに、前記各々の駆動タイミングを制御する
 光源装置と、
 前記光源装置から出射された光を照明光として観察対象を観察可能な医療用観察装置とを具備する医療用システム。

40

【請求項 20】

請求項 19 に記載の医療用システムであって、

50

前記医療用観察装置は、顕微鏡又は内視鏡である

医療用システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本技術は、光源装置、これに適用可能な温度制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野において、生体等に励起光を照射し励起により発生する蛍光を測定することで、検査や診断等を行う技術が知られている。特許文献1には、励起光用の光源として半導体レーザが用いられた蛍光観察装置について開示されている。この蛍光観察装置では、半導体レーザから出射された励起光が内視鏡先端部から生体組織に照射される。そして励起により生体組織から発生した蛍光が撮像素子により撮像されて表示部に表示される。

10

【0003】

特許文献1の図1に示されるように、半導体レーザには、ペルチェ素子及びサーミスタが密着するように配置される。サーミスタにより検知された温度をもとにペルチェ素子が駆動されることで、常に半導体レーザの温度が20以下に保たれる。このように半導体レーザの温度を調整することで、励起光の出力向上及び長寿命化が図られている（特許文献1の明細書段落[0014][0044][0045]等）。

【先行技術文献】

20

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2001-70227号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献1のようにペルチェ素子等を用いて光源の温度を調整する場合、ペルチェ素子等を駆動させるための電力が必要となり消費電力が増加してしまう。医療分野等において、消費電力の増加は漏れ電流の増加につながり、また救急医療時における装置のバッテリー駆動を妨げてしまう可能性もある。

30

【0006】

以上のような事情に鑑み、本技術の目的は、光源部の温度の調整時における消費電力を低減させることが可能な光源装置、及び温度制御方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するため、本技術の一形態に係る光源装置は、複数の光源部と、複数の温度調整部と、駆動制御部とを具備する。

前記複数の温度調整部は、前記複数の光源部の各々の温度を調整可能である。

前記駆動制御部は、前記複数の温度調整部の各々の駆動タイミングを制御可能である。

【0008】

40

この光源装置では、光源部の温度を調整可能な複数の温度調整部の駆動タイミングが制御される。これにより光源部の温度の調整時における消費電力を低減させることができる。

【0009】

前記駆動制御部は、前記複数の温度調整部を、前記各々の駆動タイミングが互いに異なるように駆動してもよい。

これにより温度調整時の消費電力を低減させることができる。

【0010】

前記駆動制御部は、前記複数の温度調整部を所定の時間間隔で順次駆動してもよい。

これにより簡単な処理で消費電力の低減を実現することができる。

50

【 0 0 1 1 】

前記光源装置は、さらに、前記複数の光源部の各々の温度を検出可能な温度検出部を具備してもよい。この場合、前記駆動制御部は、前記温度検出部により検出された温度をもとに、前記各々の駆動タイミングを制御してもよい。

これにより温度調整時の消費電力を低減しつつ、温度調整にかかる時間を短縮することができる。

【 0 0 1 2 】

前記駆動制御部は、第 1 の光源部の温度を調整する第 1 の温度調整部を駆動し、前記第 1 の光源部の温度が所定の範囲内に含まれた場合に、前記第 1 の光源部とは異なる第 2 の光源部の温度を調整する第 2 の温度調整部を駆動してもよい。

10

これにより温度調整時の消費電力を低減しつつ、効率よく温度調整を実行可能である。

【 0 0 1 3 】

前記光源装置は、さらに、前記複数の温度調整部の各々の消費電力を検出可能な電力検出部を具備してもよい。この場合、前記駆動制御部は、前記電力検出部により検出された消費電力をもとに、前記各々の駆動タイミングを制御してもよい。

これにより温度調整時の消費電力を低減しつつ、温度調整にかかる時間を短縮することができる。

【 0 0 1 4 】

前記駆動制御部は、第 1 の温度調整部を駆動し、前記第 1 の温度調整部の消費電力が所定の閾値よりも小さくなった場合に、前記第 1 の温度調整部とは異なる第 2 の温度調整部を駆動してもよい。

20

これにより少ない消費電力で効率よく温度調整を実行可能である。

【 0 0 1 5 】

前記駆動制御部は、前記光源部の温度を調整して定常状態となった前記温度調整部の消費電力が小さい前記温度調整部から優先的に駆動してもよい。

これにより温度調整にかかる時間を短縮することができる。

【 0 0 1 6 】

前記駆動制御部は、前記温度検出部により検出された温度をもとに前記複数の温度調整部の各々を P I D (Proportional Integral Derivative) 制御することが可能でもよい。

P I D 制御により高い精度で温度を調整することができる。

30

【 0 0 1 7 】

前記駆動制御部は、前記各々の駆動タイミングが互いに等しくなるように制御し、前記複数の温度調整部の各々の P I D 制御に用いられる P I D パラメータを互いに異なるように設定してもよい。

これにより温度調整時の消費電力を低減させることができる。

【 0 0 1 8 】

前記駆動制御部は、前記光源部の現在の温度から目標温度までの間に 1 以上の仮目標温度を設定し、前記 1 以上の仮目標温度及び前記目標温度の各々を目標値とする P I D 制御を段階的に実行してもよい。

これにより温度調整時の消費電力を低減させることができる。

40

【 0 0 1 9 】

前記駆動制御部は、前記複数の光源部の温度の調整に消費可能な最大電力をもとに、前記各々の駆動タイミングを制御してもよい。

これにより温度調整にかかる時間を短縮することができる。

【 0 0 2 0 】

前記駆動制御部は、前記最大電力と、前記電力検出部により検出された消費電力の合計との差分が所定の範囲内に含まれるように、前記各々の駆動タイミングを制御してもよい。

これにより温度調整にかかる時間を短縮することができる。

【 0 0 2 1 】

50

本技術の一形態に係る温度制御方法は、複数の光源部の各々の温度を調整可能な複数の温度調整部を配置することを含む。前記複数の温度調整部の各々の駆動タイミングが制御される。

【 0 0 2 2 】

この温度制御方法では、光源部の温度を調整可能な複数の温度調整部の駆動タイミングが制御される。これにより光源部の温度の調整時における消費電力を低減させることができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 3 】

以上のように、本技術によれば、光源部の温度の調整時における消費電力を低減させることが可能となる。なお、ここに記載された効果は必ずしも限定されるものではなく、本開示中に記載されたいずれかの効果であってもよい。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 4 】

【 図 1 】の一実施形態に係る内視鏡装置の構成例を示すブロック図である。

【 図 2 】図 1 に示す光源ユニットの構成例を示すブロック図である。

【 図 3 】各温調回路の駆動タイミングを互いに等しく設定した場合の消費電力の推移を示すグラフである。

【 図 4 】駆動タイミングを 5 秒遅延させた場合の消費電力の推移を示すグラフである。

【 図 5 】駆動タイミングを 3 0 秒遅延させた場合の消費電力の推移を示すグラフである。

【 図 6 】遅延時間と瞬間的な最大消費電力との関係を示すグラフである。

【 図 7 】温調回路の駆動の優先順位の設定例を説明するための図である。

【 図 8 】 P I D パラメータを調整する駆動方法を説明するための模式的なグラフである。

【 図 9 】 P I D 制御の目標値を調整する方法を説明するための模式的なグラフである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 5 】

以下、本技術に係る実施形態を、図面を参照しながら説明する。

【 0 0 2 6 】

〔 内視鏡装置 〕

図 1 は、本技術の一実施形態に係る内視鏡装置の構成例を示すブロック図である。内視鏡装置 1 0 0 は、挿入部 1 0 と、操作部 2 0 と、本体部 3 0 とを有する。

【 0 0 2 7 】

挿入部 1 0 は、体腔内に挿入される部分であり、可撓性を有する。挿入部 1 0 の先端部 1 1 には、被観察領域に照射される照明光の照射口 1 2 が設けられる。また先端部 1 1 には、被観察領域の画像情報を取得するために、対物レンズユニット 1 3 及び撮像素子 1 4 が配置される。撮像素子 1 4 として、例えば C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) センサや C C D (Charge Coupled Device) センサ等が用いられる。

【 0 0 2 8 】

操作部 2 0 は、挿入部 1 0 の基端に接続される。操作部 2 0 には、各種のスイッチ 2 1 やアングルノブ 2 2 等が配置される。例えばスイッチ 2 1 を操作することで、図示しない供給口を介して、空気や水等が被観察領域に供給される。またアングルノブ 2 2 を操作することで、先端部 1 1 に設けられた湾曲機構が動作し、先端部 1 1 が任意の方向や任意の角度に湾曲される。操作部 2 0 に、鉗子や電極等の処置具が挿入される鉗子口等が設けられてもよい。

【 0 0 2 9 】

本体部 3 0 は、システムコントローラ 3 1 と、画像処理部 3 2 と、本技術に係る光源装置 4 0 とを有する。システムコントローラ 3 1 は、内視鏡装置 1 0 0 のシステム全体を統括的に制御する。例えばシステムコントローラ 3 1 は、光源装置 4 0 に照明光の出射を指示し、これと同期して撮像素子 1 4 に被観察領域の画像情報を取得させる。

【 0 0 3 0 】

また図 1 に示すように、システムコントローラ 31 には、図示しない出入力インタフェースを介して入力装置 70 が接続される。入力装置 70 は、例えばキーボード、マウス、タッチパネル等のオペレータが操作するデバイスである。システムコントローラ 31 は、入力装置 70 を介して入力された操作に応じた処理を実行する。

【0031】

システムコントローラ 31 は、例えば CPU、RAM、及び ROM 等を有し、CPU が ROM に予め記録されている制御用プログラムを RAM にロードして実行することにより、システム全体を制御する。システムコントローラ 31 の構成は限定されず、任意のハードウェア及びソフトウェアが用いられてよい。例えば FPG A (Field Programmable Gate Array) や、ASIC (Application Specific Integrated Circuit) 等のデバイスが用

10

【0032】

画像処理部 32 は、撮像素子 14 から出力される画像情報に対して色補間やガンマ補正等の種々の画像処理を実行する。画像処理部 32 により処理された画像情報は、本体部 30 に接続された表示装置 80 に出力される。表示装置 80 は、例えば液晶、EL (Electro-Luminescence) 等を用いた表示デバイスである。

【0033】

[光源装置]

光源装置 40 は、光源ユニット 41 と、光源制御部 42 と、電源 43 とを有する。光源ユニット 41 は、複数のレーザ光源 (LD) 44 と、複数の温度調整部 45 と、モニタ部 46 とを有する。

20

【0034】

本実施形態では、複数のレーザ光源 44 として、赤色レーザ光源 44 R、緑色レーザ光源 44 G、及び青色レーザ光源 44 B が配置される。各レーザ光源 44 から出射された RGB の各色のレーザ光は、例えば光源ユニット 41 内の合波光学系 47 (図 2 参照) により合波される。合波により生成された白色光は、光源ユニット 41 に接続されたライトガイド (光ファイバ) 48 に出射される。そしてライトガイド 48 を通じて、挿入部 10 の先端部 11 に設けられた照明口 12 に導かれる。

【0035】

赤色レーザ光源 44 R、緑色レーザ光源 44 G、及び青色レーザ光源 44 B の各々は、本実施形態において、光源部に相当する。従って複数のレーザ光源 44 は、複数の光源部に相当する。なお光源部の数は限定されない。

30

【0036】

複数の温度調整部 45 は、複数のレーザ光源 55 の各々の温度を調整可能である。図 1 に示すように本実施形態では、赤色レーザ光源 44 R に温度調整部 45 R が配置され、緑色レーザ光源 44 G に温度調整部 45 G が配置される。また青色レーザ光源 44 B に温度調整部 45 B が配置される。温度調整部 45 については、後に詳しく説明する。

【0037】

なお温度調整部 45 による温度調整の対象となる光源部は、本実施形態のように単数のレーザ光源 44 により構成される場合に限定されない。複数のレーザ光源により 1 つの光源部が構成されてもよい。また LED 等の他の固体光源や、キセノンランプ等により光源部が構成される場合にも、本技術は適用可能である。また 1 つの光源部に対して複数の温度調整部 45 が配置される場合もあり得る。

40

【0038】

モニタ部 46 は、各温度調整部 45 に印加される電流値及び電圧値を検出する。検出された各温度調整部 46 の電流値及び電圧値は、光源制御部 42 に出力される。電流値及び電圧値を検出する方法は限定されず、例えば周知の技術が用いられてよい。

【0039】

光源制御部 42 は、各レーザ光源 44 の動作の開始及び停止を制御するとともに、各レーザ光源 44 に入力される電流値を制御する。また光源制御部 42 は、複数の温度調整部

50

45の各々の駆動タイミングを制御する。また光源制御部42は、モニタ部46から出力された電流値及び電圧値をもとに、各温度調整部45の消費電力を検出する。消費電力は、電流値及び電圧値の積により算出される。

【0040】

光源制御部42としては、例えばCPU、メモリ(RAM、ROM)、I/O(Input/Output)等が1チップに収められたマイクロプロセッサ等が用いられる。上記したFPGAやASIC等のデバイスが用いられてもよい。光源制御部42は、本実施形態において、駆動制御部、及び電力検出部として機能する。

【0041】

電源43は、図示しない電源回路を介して、光源ユニット41に電力を供給する。例えば各レーザ光源44の駆動時や各温度調整部45の駆動時に電力が消費される。その他電源43は、光源装置40内の各ブロック、及び内視鏡装置100内の各ブロックに電力を供給する。内視鏡装置100内の光源装置40とは異なるブロックに電源43が配置され、当該電源43から光源装置40に電力が供給されてもよい。なお外部からの電力供給がない場合は、電源43のブロックをバッテリーに置き換えて考えてよい。

【0042】

図2は、光源ユニット41の構成例を示すブロック図である。なおモニタ部46の図示は省略されている。図2に示すように、RGBの各レーザ光源44は、駆動回路51に接続される。光源制御部42により電流値が設定され、駆動回路51に出力される。駆動回路51は、当該電流値に基づいてレーザ光源44に電流を印加する。

【0043】

各温度調整部45は、温度センサ52と、熱電素子53と、温調回路(温度調整回路)54とを有する。温度センサ52は、本実施形態において温度検出部として機能し、複数のレーザ光源44の各々の温度を検出する。検出された温度は、光源制御部42に出力される。温度センサ52として、例えばサーミスタや熱電対等が用いられる。

【0044】

熱電素子53は、電気エネルギー及び熱エネルギーを交換可能な素子であり、電力の印加に応じて対象物を冷却又は加熱する。熱電素子53としては、例えばペルチェ素子等が用いられる。温調回路54は、熱電素子53の動作を制御する。光源制御部42により温調回路54が駆動されることで、熱電素子53による冷却又は加熱が行われる。なお温調回路54の具体的な構成は限定されない。本実施形態では、温調回路54の駆動が、温度調整部45の駆動に相当する。

【0045】

[各温調回路の駆動方法]

複数の温調回路54は、主に光源装置40の駆動の準備段階において、各レーザ光源44を最適な使用温度とするために制御される。すなわち各温調回路54が駆動されることで、各レーザ光源44の温度が目標温度に調整される。目標温度の具体的な値は限定されないが、本実施形態では目標温度を25とする。以下に説明する各温調回路54の駆動方法は、本技術に係る温度調整方法に相当する。

【0046】

光源制御部42は、温度センサ52からフィードバックされた温度をもとに、各温調回路54に対してPID制御を実行する。すなわち目標値が25に設定され所定のPIDパラメータにてPID制御が実行される。これにより高い精度で温度調整が可能となる。

【0047】

また光源制御部42は、各温調回路54の駆動状態をもとに、各温調回路54の駆動タイミングを制御することが可能である。駆動タイミングとは、駆動が開始されるタイミングのことであり、本実施形態では、PID制御が開始されるタイミングとなる。

【0048】

図3 - 図5は、各レーザ光源44の温度調整時における消費電力の推移を示すグラフである。これらのグラフは、環境温度が35の状態から、各レーザ光源44を25まで

10

20

30

40

50

調整する場合のグラフである。

【 0 0 4 9 】

図 3 は、各温調回路 5 4 の駆動タイミングを互いに等しく設定した場合、すなわち複数の温調回路 5 4 を同時に駆動させた場合のグラフである。複数の温調回路 5 4 が一斉にレーザ光源 4 4 の温度を冷却するため、4 0 0 W を超える電力が瞬間的に消費される。その後、各温調回路 5 4 が定常状態となり、消費電力は 1 0 0 W 以下で安定する。

【 0 0 5 0 】

なお定常状態とは、フィードバックされる温度がほぼ変化しない状態をいい、典型的には、レーザ光源 4 4 を目標温度である 2 5 に維持するために駆動している状態である。また本開示では、全駆動時間における全体的な消費電力と対比するために、瞬間的な消費電力という表現を用いている。典型的には、各温調回路 5 4 が定常状態となるまでの消費電力が、当該瞬間的な消費電力に相当する。

【 0 0 5 1 】

図 4 及び図 5 は、各温調回路 5 4 の駆動タイミングを遅延させた場合、すなわち複数の温調回路 5 4 を所定の時間間隔で順次駆動させた場合のグラフである。

【 0 0 5 2 】

図 4 は遅延時間（間隔）を 5 秒とした場合のグラフであり、瞬間的な消費電力が 4 0 0 W 以下の値に低減されているのがわかる。図 5 は遅延時間を 3 0 秒とした場合のグラフであり、2 0 0 W 以下の消費電力で目標温度まで到達可能となっている。

【 0 0 5 3 】

図 6 は、遅延時間と瞬間的な最大消費電力との関係を示すグラフである。図 6 に示すように、遅延時間を大きくするほど、消費電力のピーク値が低減されることがわかる。すなわち複数の温度調整部 4 5 を、各々の駆動タイミングが互いに異なるように駆動することで、瞬間的な最大消費電力を低減させることができる。

【 0 0 5 4 】

瞬間的な最大消費電力が低減可能である場合、光源装置 4 0 の駆動に必要な電源容量を小さくすることができる。従って光源装置 4 0 の電源 4 3 の小型化が可能となり、装置全体の小型化が実現可能となる。また例えば外部からの電力供給がない状況での救急医療時において安定したバッテリー駆動が可能となる。この結果、医療分野等において救急医療時に安定したバッテリー駆動が可能な小型の医療用光源装置や、これを備えた内視鏡装置等を実現することが可能となる。

【 0 0 5 5 】

また瞬間的な最大消費電力を低減させることが可能であるので、想定され得る漏れ電流を十分に抑制可能である。すなわち、患者等への安全性をさらに向上させることが可能となる。またレーザ光源 4 4 の温度を目標温度に調整可能であるので、レーザ光源 4 4 の長寿命化が可能となり、出射光の波長変化を防止することもできる。

【 0 0 5 6 】

図 3 - 5 に示すように、各温調回路 5 4 の駆動タイミングをずらすことで最大消費電力を低減可能である。一方で、全てのレーザ光源 4 4 が目標温度に達するまでのトータル時間は長くなる。すなわち最大消費電力と目標温度の到達時間とはトレードオフの関係となる。例えばこの最大消費電力と目標温度までの到達時間の関係を考慮にいて、遅延時間が設定される。もちろんこれに限定されず、任意に遅延時間が設定されてもよい。

【 0 0 5 7 】

例えばレーザ光源 4 4 の温度調整に消費可能な最大電力が予め定まっている場合には、温度調整時の最大消費電力がこの最大電力よりも小さくなる範囲で、目標温度の到達時間が極力短くなるように遅延時間が設定される。なお温度調整に消費可能な最大電力は、例えば電源 4 3 の容量や、レーザ光源 4 4 等の光源装置 4 0 内の他のブロックの駆動状況等をもとに定められる。また内視鏡装置 1 0 0 内の他のブロックの駆動状況に依存して最大電力が定められる場合もあり得る。

【 0 0 5 8 】

当該最大電力と各温調回路 5 4 の消費電力の合計との差分（以下、単にマージンと記載する）をもとに遅延時間が設定されてもよい。すなわちマージンが所定の範囲に含まれるように、典型的にはマージンが十分に小さくなるように、遅延時間が設定される。これにより許容される消費電力の範囲内で到達時間を十分に短縮することができる。

【 0 0 5 9 】

また図 5 に示すように遅延時間が 3 0 秒である場合、全ての温調回路 5 4 が定常状態となるまでの間に、消費電力が一時的に低下して再び上昇する部分が存在する。この部分は、順次駆動される温調回路 5 4 において、先に駆動した温調回路 5 4 が定常状態となり消費電力が低下した後に、次の温調回路 5 4 が駆動された時間帯に相当する。例えばこのような時間帯が生じないように遅延時間を設定することで、最大消費電力の増加を抑制しつつ到達時間を短縮することができる。

10

【 0 0 6 0 】

一定の時間間隔で複数の駆動回路 5 4 を順次駆動させることにより、簡単な処理で瞬間的な最大消費電力を低減させることができる。一方で、レーザ光源 4 4 から発生する熱量やペルチェ素子のスペック等は光源装置 4 0 ごとに異なり、瞬間的な最大消費電力や目標温度の到達時間が一定とはならないことも多い。従って各温調回路 5 4 の駆動状態に応じて、各駆動タイミングを制御することも有効である。

【 0 0 6 1 】

例えば光源制御部 4 2 により、温度センサ 5 2 により検出された各レーザ光源 4 4 の温度をもとに、各駆動タイミングが制御される。例えば先に駆動された温調回路 5 4 によりレーザ光源 4 4 の温度が目標温度付近に収束したと判定された場合に、次の温調回路 5 4 が駆動される。

20

【 0 0 6 2 】

図 2 を参照して説明すると、例えばまず赤色レーザ光源 4 4 R（第 1 の光源部）の温度を調整する温調回路 5 4 R（第 1 の温度調整部）が駆動され、温度センサ 5 2 R により検出される赤色レーザ光源 4 4 R の温度が所定の範囲内に含まれた場合に、赤色レーザ光源 4 4 R とは異なる緑色レーザ光源 4 4 G（第 2 の光源部）の温度を調整する温調回路 5 4 G（第 2 の温度調整部）が駆動される。これにより瞬間的な消費電力を低減しつつ、目標温度の到達時間を十分に短縮することができる。

【 0 0 6 3 】

30

上記の所定の範囲は例えば目標温度 $\pm n$ の範囲であり、 n の値としては例えば 0 . 5 、 1 、 1 . 5 等が採用される。もちろんこれに限定されず、所定の範囲は任意に設定されてよい。また温度調整に消費可能な最大電力までのマージンや目標温度までの到達時間等をもとに、上記した所定の範囲が適宜設定されてもよい。なお R G B のレーザ光源 4 4 を冷却する順番は限定されない。

【 0 0 6 4 】

光源制御部 4 2 により算出された各温調回路 5 4 の消費電力をもとに、各駆動タイミングが制御されてもよい。例えば先に駆動された温調回路 5 4 の消費電力が低減したと判定された場合に、次の温調回路 5 4 が駆動される。

【 0 0 6 5 】

40

例えば図 2 に示す温調回路 5 4 R（第 1 の温度調整部）が駆動され、当該温調回路 5 4 R の消費電力が所定の閾値よりも小さくなった場合に、温調回路 5 4 R とは異なる温調回路 5 4 G（第 2 の温度調整部）が駆動される。これにより少ない消費電力で効率よく温度調整を実行可能であり、目標温度までの到達時間を短縮することができる。

【 0 0 6 6 】

所定の閾値は限定されず、例えば温度調整に消費可能な最大電力までのマージンや目標温度までの到達時間等をもとに適宜設定されてよい。なお温調回路 5 4 を駆動する順番は限定されないが、例えば以下のように優先順位が設定されてもよい。

【 0 0 6 7 】

図 7 は、温調回路 5 4 の駆動の優先順位の設定例を説明するための図であり、温度調整

50

時における消費電力の推移を模式的に示したグラフである。例えばレーザ光源 4 4 の温度を調整して定常状態となった温調回路 5 4 の消費電力をもとに優先順位が設定される。すなわち定常状態の消費電力が小さい温調回路 5 4 から優先的に駆動する。

【 0 0 6 8 】

図 7 に示すように、例えば消費可能な最大電力は 3 0 0 W とする。そして各温調回路 5 4 について、各レーザ光源 4 4 を目標温度にするために必要な消費電力 P 1、及び定常状態の消費電力 P 2 が以下の値であるとする。

温調回路 5 4 R 消費電力 P 1 : 1 0 0 W 消費電力 P 2 : 2 5 W

温調回路 5 4 G 消費電力 P 1 : 1 5 0 W 消費電力 P 2 : 5 0 W

温調回路 5 4 B 消費電力 P 1 : 2 0 0 W 消費電力 P 2 : 7 5 W

10

【 0 0 6 9 】

図 7 A に示すように、定常状態の消費電力 P 2 が最も大きい温調回路 5 4 から駆動する場合、まず温調回路 5 4 B が駆動され時刻 t 1 にて定常状態になる。このとき残りの消費可能な電力は 2 2 5 W となるため、温調回路 5 4 G が駆動されて時刻 t 2 で定常状態になった後に、温調回路 5 4 R が駆動される。そして温調回路 R が定常状態となる時刻 t 3 にて、3 つのレーザ光源 5 4 が目標温度に到達する。

【 0 0 7 0 】

図 7 B に示すように、定常状態の消費電力 P 2 が小さいものから優先的に駆動する場合、まず温調回路 5 4 R が駆動される。そのとき消費電力としては 2 0 0 W の余裕があるため、温調回路 5 4 G も同時に駆動可能である。時刻 t 4 にて温調回路 5 4 R 及び 5 4 G が定常状態となった後に、温調回路 5 4 B が駆動され、時刻 t 5 にて定常状態となる。この結果 3 つのレーザ光源 4 4 が目標温度に到達するまでの時間を大幅に短縮することができる。

20

【 0 0 7 1 】

このように定常状態の消費電力 P 2 が小さいものを優先的に駆動させることで、複数の温調回路 5 4 が同時に駆動可能となる可能性が高くなり、目標温度の到達時間を短縮することができる。この技術は、所定の時間間隔にて温調回路 5 4 を駆動させる場合、各レーザ光源 4 4 の温度や各温調回路 5 4 の消費電力をもとに駆動タイミングを制御する場合にも適用可能である。すなわち単体の温調回路 5 4 を駆動させる場合に、消費電力に余裕があれば、その温調回路 5 4 と同時に他の温調回路も駆動してよい。

30

【 0 0 7 2 】

なお定常状態の消費電力 P 2 の大小関係は、各レーザ光源 4 4 を目標温度にするための消費電力 P 1 の大小関係と、ほぼ同義といえる程度に成立する。このことに着目して、定常状態の消費電力 P 2 をもとに駆動の優先順位を設定した。もちろん各レーザ光源 4 4 を目標温度にするための消費電力 P 1 に着目して、当該消費電力 P 1 の小さいものから優先的に駆動してもよい。

【 0 0 7 3 】

消費電力 P 2 及び消費電力 P 1 をもとにした優先順位は、オペレータにより設定されてもよい。あるいは算出された各温調回路 5 4 の消費電力をもとに、光源制御部 4 2 により自動的に設定されてもよい。

40

【 0 0 7 4 】

図 8 は、P I D パラメータを調整する駆動方法を説明するための模式的なグラフである。なおここでは、現在温度が目標温度よりも低い場合を例にして説明する。目標温度に向け現在温度を下げる場合でも、目標温度に向けて現在温度を上げる場合でも、本技術は同様に適用可能である。

【 0 0 7 5 】

図 8 に示す駆動方法では、複数の温調回路 5 4 の各々の駆動タイミングが互いに等しくなるように制御される (t 6)。一方で、複数の温調回路 5 4 の各々の P I D 制御に用いられる P I D パラメータにいて、各温調回路 5 4 に異なる P I D パラメータが設定される。

50

【 0 0 7 6 】

例えば図 8 A に示すように、ある温調回路 5 4 には、現在温度をすばやく目標温度に近づける P I D パラメータが設定される。この場合、消費電力のピークは駆動開始とほぼ同時のタイミングとなる。一方で他の温調回路 5 4 には、図 8 B に示すように、現在温度をゆっくりと目標温度に近づける P I D パラメータが設定される。この場合、駆動開始からしばらくたったタイミングで消費電力がピークとなる。

【 0 0 7 7 】

このように各温調回路 5 4 に互いに異なるように P I D パラメータを設定することで、各温調回路 5 4 の消費電力のピークをずらすことが可能となる。この結果、各温調回路 5 4 が定常状態となるまでの瞬間的な消費電力のピークを鈍化させることが可能となる。各温調回路 5 4 に設定される P I D パラメータは、例えば温度調整に消費可能な最大電力までのマージンや目標温度までの到達時間等をもとに適宜設定される。

【 0 0 7 8 】

なお上記した他の駆動方法が実行される場合に、マージン等をもと P I D パラメータが適宜設定されてもよい。例えばマージンが大きい場合には、P I D パラメータのゲインを上げて消費電力の増加を許容しつつ目標温度までの到達時間を短縮する。マージンが小さい場合には、P I D パラメータのゲインを下げて到達時間の増加を許容しつつ消費電力を抑制する。このような制御が例えば動的に実行されてもよい。

【 0 0 7 9 】

図 9 は、P I D 制御の目標値を調整する方法を説明するための模式的なグラフである。図 9 に示すように、各レーザ光源 4 4 の現在温度 T 1 から最終的な目標温度 T 2 までの間に、仮目標温度 T 3 及び T 4 が設定されてもよい。そして仮目標温度 T 3 及び T 4 と、目標温度 T 2 をそれぞれ目標値とする P I D 制御が段階的に実行されてもよい。

【 0 0 8 0 】

すなわち最も現在温度 T 1 に近い仮目標温度 T 3 を目標値とする P I D 制御が実行され、その後、次に目標温度 T 1 に近い仮目標温度 T 4 を目標値とする P I D 制御が実行される。最後に目標温度 T 2 を目標値とする P I D 制御が実行される。

【 0 0 8 1 】

P I D 制御が実行される際には、現在温度 T 1 と目標値となる温度との差が大きいほど、温調回路 5 4 の消費電力が大きくなる。従って図 9 に示すように、仮目標温度 T 3 及び T 4 を設定して、P I D 制御における温度差を制限することで、例えば P I D パラメータを変更することなく消費電力を低減させることができる。

【 0 0 8 2 】

なお仮目標温度の数は限定されず、1 以上の仮目標温度が適宜設定されてよい。また各温調回路 5 4 に対して、互いに異なる仮目標温度が設定されてもよい。仮目標温度の設定方法も限定されず、例えば現在温度 T 1 と目標温度 T 2 とを等分割するように 1 以上の仮目標温度が設定される。あるいは現在温度 T 1 から近い温度範囲では仮目標温度を細かく設定し目標温度 T 2 に近い温度範囲では間隔をあけて仮目標温度を設定してもよい。この逆の設定も有り得る。

【 0 0 8 3 】

< その他の実施形態 >

本技術は、以上説明した実施形態に限定されず、他の種々の実施形態を実現することができる。

【 0 0 8 4 】

上記では、R G B の 3 色のレーザ光源が用いられる場合を説明した。これに限定されず、例えば人体に投与された蛍光色素を励起させるための励起光用のレーザ光源が配置されてもよい。例えば R G B のレーザ光源と、励起光等の特殊光を出射する赤外レーザ光源等が合わせて配置され、白色光による画像と特殊光による画像とが交互に撮影される。このような構成においても、本技術は適用可能である。

【 0 0 8 5 】

図 9 に示す仮目標温度の設定は、単体の温調回路のみが使用される場合にも適用可能であり、定常状態となるまでの瞬間的な消費電力を低減させることができる。

【 0 0 8 6 】

本技術は内視鏡装置のみならず、光学顕微鏡等の医療・生物分野における他の装置及び他のシステムにも適用可能である。その他、光記録システムや半導体の露光装置等の種々の分野における装置やシステムに、本技術に係る光源装置及び温度制御方法が適用されてもよい。また温度を調整する対象も光源には限定されず、他のデバイス等の温度を調整する場合にも、本技術は適用可能である。例えば結晶の温度コントロール等が挙げられる。

【 0 0 8 7 】

以上説明した本技術に係る特徴部分のうち、少なくとも 2 つの特徴部分を組み合わせることも可能である。すなわち各実施形態で説明した種々の特徴部分は、各実施形態の区別なく、任意に組み合わせられてもよい。また上記で記載した種々の効果は、あくまで例示であって限定されるものではなく、また他の効果が発揮されてもよい。

【 0 0 8 8 】

なお、本技術は以下のような構成も採ることができる。

(1) 複数の光源部と、

前記複数の光源部の各々の温度を調整可能な複数の温度調整部と、

前記複数の温度調整部の各々の駆動タイミングを制御可能な駆動制御部とを具備する光源装置。

(2) (1) に記載の光源装置であって、

前記駆動制御部は、前記複数の温度調整部を、前記各々の駆動タイミングが互いに異なるように駆動する

光源装置。

(3) (1) 又は (2) に記載の光源装置であって、

前記駆動制御部は、前記複数の温度調整部を所定の時間間隔で順次駆動する光源装置。

(4) (1) から (3) のうちいずれか 1 つに記載の光源装置であって、さらに、

前記複数の光源部の各々の温度を検出可能な温度検出部を具備し、

前記駆動制御部は、前記温度検出部により検出された温度をもとに、前記各々の駆動タイミングを制御する

光源装置。

(5) (4) に記載の光源装置であって、

前記駆動制御部は、第 1 の光源部の温度を調整する第 1 の温度調整部を駆動し、前記第 1 の光源部の温度が所定の範囲内に含まれた場合に、前記第 1 の光源部とは異なる第 2 の光源部の温度を調整する第 2 の温度調整部を駆動する

光源装置。

(6) (1) から (5) のうちいずれか 1 つに記載の光源装置であって、さらに、

前記複数の温度調整部の各々の消費電力を検出可能な電力検出部を具備し、

前記駆動制御部は、前記電力検出部により検出された消費電力をもとに、前記各々の駆動タイミングを制御する

光源装置。

(7) (6) に記載の光源装置であって、

前記駆動制御部は、第 1 の温度調整部を駆動し、前記第 1 の温度調整部の消費電力が所定の閾値よりも小さくなった場合に、前記第 1 の温度調整部とは異なる第 2 の温度調整部を駆動する

光源装置。

(8) (1) から (7) のうちいずれか 1 つに記載の光源装置であって、

前記駆動制御部は、前記光源部の温度を調整して定常状態となった前記温度調整部の消費電力が小さい前記温度調整部から優先的に駆動する

光源装置。

10

20

30

40

50

(9) (1) から (8) のうちいずれか 1 つに記載の光源装置であって、さらに、
 前記複数の光源部の各々の温度を検出可能な温度検出部を具備し、
 前記駆動制御部は、前記温度検出部により検出された温度をもとに前記複数の温度調整部の各々を P I D (Proportional Integral Derivative) 制御することが可能である
 光源装置。

(1 0) (9) に記載の光源装置であって、
 前記駆動制御部は、前記各々の駆動タイミングが互いに等しくなるように制御し、前記複数の温度調整部の各々の P I D 制御に用いられる P I D パラメータを互いに異なるように設定する
 光源装置。

10

(1 1) (9) 又は (1 0) に記載の光源装置であって、
 前記駆動制御部は、前記光源部の現在の温度から目標温度までの間に 1 以上の仮目標温度を設定し、前記 1 以上の仮目標温度及び前記目標温度の各々を目標値とする P I D 制御を段階的に実行する
 光源装置。

(1 2) (1) から (1 1) のうちいずれか 1 つに記載の光源装置であって、
 前記駆動制御部は、前記複数の光源部の温度の調整に消費可能な最大電力をもとに、前記各々の駆動タイミングを制御する
 光源装置。

(1 3) (1 2) に記載の光源装置であって、さらに、
 前記複数の光源部の各々の消費電力を検出可能な電力検出部を具備し、
 前記駆動制御部は、前記最大電力と、前記電力検出部により検出された消費電力の合計との差分が所定の範囲内に含まれるように、前記各々の駆動タイミングを制御する
 光源装置。

20

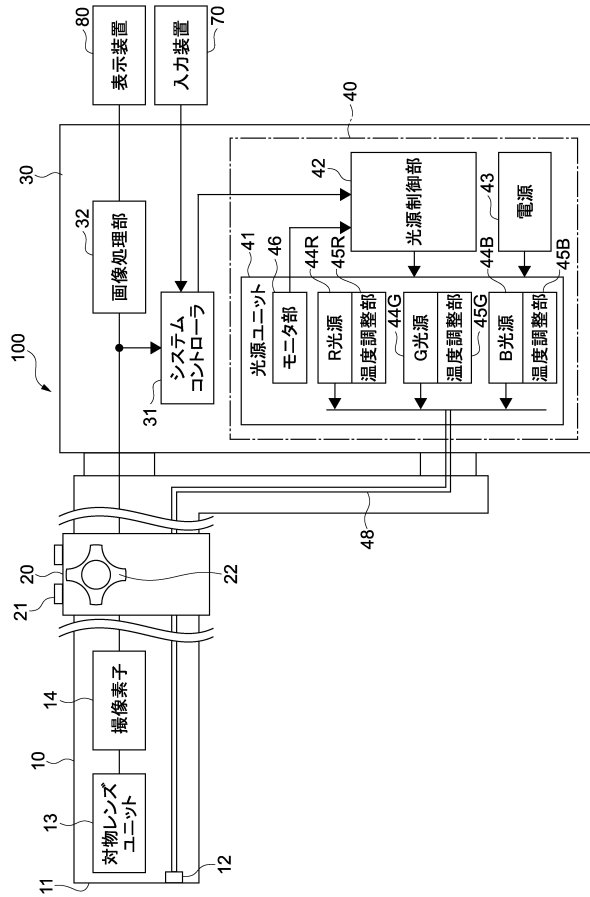
【符号の説明】

【 0 0 8 9 】

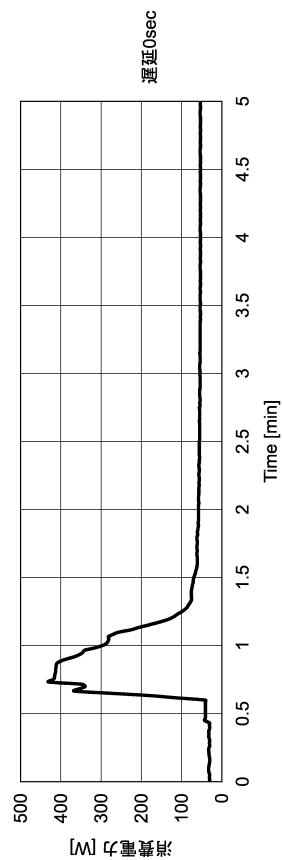
- T 1 ... 現在温度
- T 2 ... 目標温度
- T 3、T 4 ... 仮目標温度
- 4 0 ... 光源装置
- 4 1 ... 光源ユニット
- 4 2 ... 光源制御部
- 4 4 ... 複数のレーザ光源
- 4 5 ... 温度調整部
- 4 6 ... モニタ部
- 5 2 ... 温度センサ
- 5 3 ... 電素子
- 5 4 ... 温調回路 (温度調整回路)
- 1 0 0 ... 内視鏡装置

30

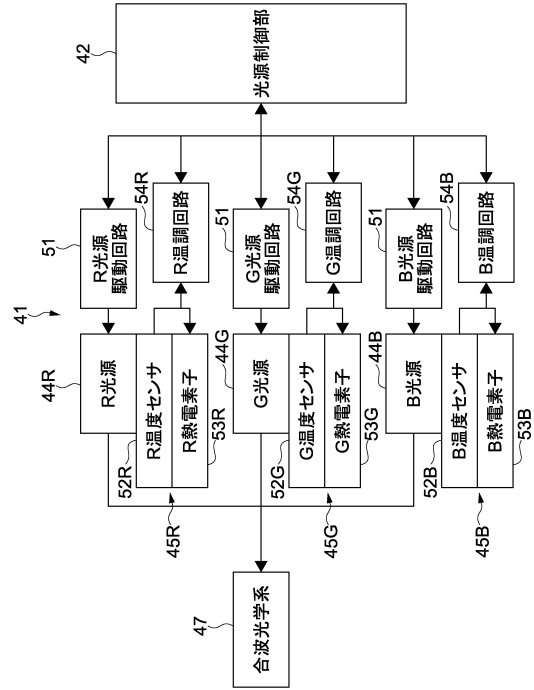
【図 1】



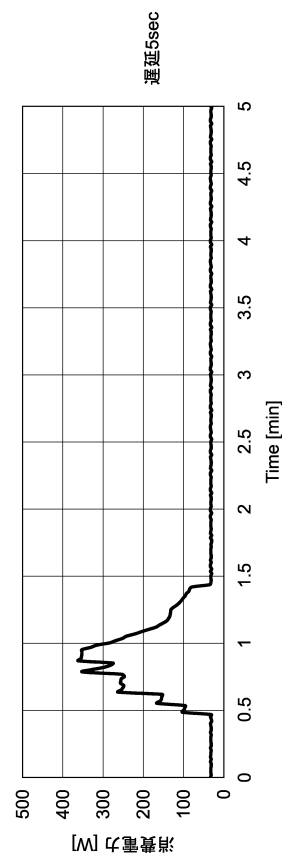
【図 3】



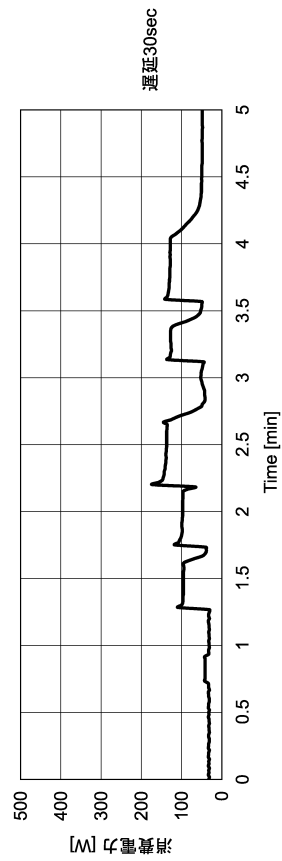
【図 2】



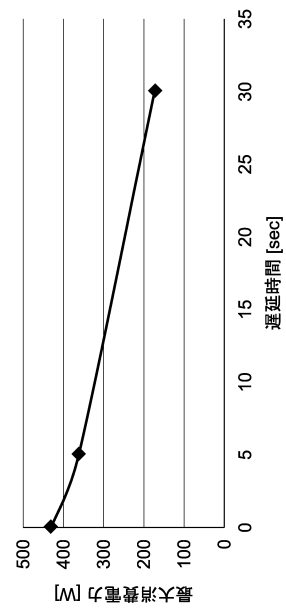
【図 4】



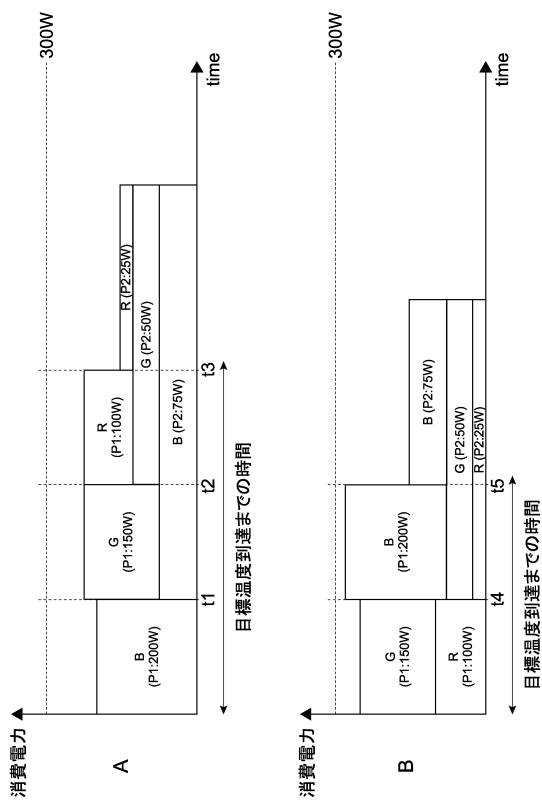
【図 5】



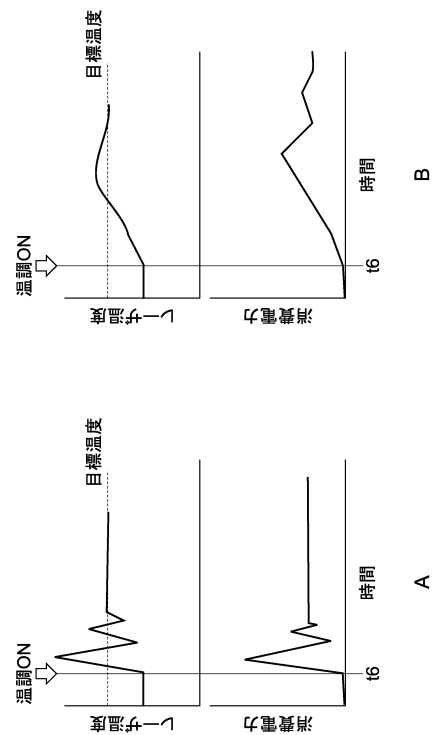
【図 6】



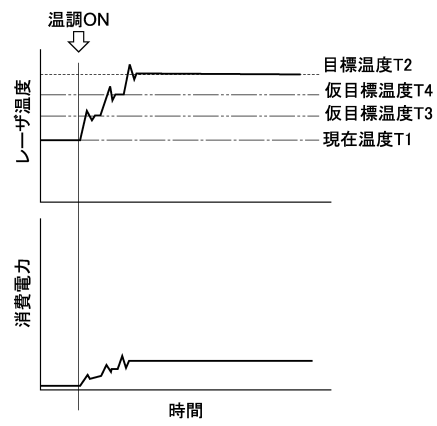
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

- (74)代理人 100176131
弁理士 金山 慎太郎
- (74)代理人 100197398
弁理士 千葉 絢子
- (74)代理人 100197619
弁理士 白鹿 智久
- (72)発明者 大木 智之
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 村松 広隆
東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

審査官 井上 香緒梨

- (56)参考文献 特開平07-142801(JP,A)
国際公開第2015/005167(WO,A1)
特開2004-356449(JP,A)
特開2011-199004(JP,A)
特開2006-054316(JP,A)
特開2010-258433(JP,A)
特開2003-034167(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G02B 21/00, 21/06 - 21/36
G02B 23/24 - 23/26
H01S 5/00 - 5/50
H01S 3/00 - 3/30

专利名称(译)	光源装置，操作该光源装置的方法以及医疗系统		
公开(公告)号	JP6638726B2	公开(公告)日	2020-01-29
申请号	JP2017509222	申请日	2016-03-07
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
当前申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	大木智之 村松広隆		
发明人	大木 智之 村松 広隆		
IPC分类号	A61B1/12 A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/043 A61B1/063 A61B1/0669 A61B1/128 G02B21/06 G02B23/2469 A61B1/06 A61B1/0661 F21V29/54		
FI分类号	A61B1/12.542 A61B1/00.550 G02B23/24.B G02B23/26.B		
代理人(译)	大森純一 高桥充 中村彻平 关根 正好 綾子金子 金山晋太郎		
优先权	2015071745 2015-03-31 JP		
其他公开文献	JPWO2016157733A5 JPWO2016157733A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本技术的实施例的光源设备包括多个光源部分，多个温度调节单元和驱动控制单元。多个温度调节单元能够分别调节多个光源部的温度。驱动控制单元能够控制多个温度调节单元中的每一个的驱动定时。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6638726号 (P6638726)
(45) 発行日 令和2年1月29日 (2020. 1. 29)	(24) 登録日 令和2年1月7日 (2020. 1. 7)	
(51) Int. Cl. F I		
A 6 1 B 1/12 (2006. 01)	A 6 1 B 1/12 5 4 2	
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 5 5 0	
G 0 2 B 23/24 (2006. 01)	G 0 2 B 23/24 B	
G 0 2 B 23/26 (2006. 01)	G 0 2 B 23/26 B	
請求項の数 20 (全 18 頁)		
(21) 出願番号 特願2017-509222 (P2017-509222)	(73) 特許権者 000002185	
(86) (22) 出願日 平成28年3月7日 (2016. 3. 7)	ソニー株式会社	
(86) 国際出願番号 PCT/JP2016/001217	東京都港区港南1丁目7番1号	
(87) 国際公開番号 W02016/157733	(74) 代理人 100104215	
(87) 国際公開日 平成28年10月6日 (2016. 10. 6)	弁理士 大森 純一	
審査請求日 平成31年1月31日 (2019. 1. 31)	100196575	
(31) 優先権主張番号 特願2015-71745 (P2015-71745)	弁理士 高橋 満	
(32) 優先日 平成27年3月31日 (2015. 3. 31)	100168181	
(33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国 (JP)	弁理士 中村 哲平	
	100117330	
	弁理士 折居 章	
	100160989	
	弁理士 関根 正好	
	100168745	
	弁理士 金子 彩子	
	最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 光源装置、光源装置の作動方法、及び医療用システム