

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B1)

(11) 特許番号

特許第4441586号
(P4441586)

(45) 発行日 平成22年3月31日(2010.3.31)

(24) 登録日 平成22年1月15日(2010.1.15)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 5/00 (2006.01)
 A 6 1 B 5/00 1 O 2 E
 A 6 1 B 5/00 1 O 2 A

請求項の数 10 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2009-548515 (P2009-548515)	(73) 特許権者	507149648 株式会社MERSTech 東京都品川区上大崎二丁目15番19号
(86) (22) 出願日	平成20年8月13日(2008.8.13)	(74) 代理人	100095407 弁理士 木村 満
(86) 国際出願番号	PCT/JP2008/064528	(72) 発明者	志賀 雅人 日本国東京都品川区上大崎2-15-19 株式会社MERSTech内
審査請求日	平成21年11月13日(2009.11.13)	(72) 発明者	北原 忠幸 日本国東京都品川区上大崎2-15-19 株式会社MERSTech内
早期審査対象出願		(72) 発明者	神子 諭 日本国東京都品川区上大崎2-15-19 株式会社MERSTech内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 患者容態報知システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

患者の容態を検出する容態検出手段と、
 電源と照明灯との間に接続された負荷電力調整スイッチと、
 前記容態検出手段及び前記負荷電力調整スイッチに接続され、前記容態検出手段からの出力信号に基づき前記負荷電力調整スイッチの出力電圧の大きさと電流の位相を変化させることにより、前記照明灯の輝度を調整する制御手段と、を有する患者容態報知システム。

【請求項2】

前記負荷電力調整スイッチは、少なくとも2つの逆導通型半導体スイッチと、電流遮断時の電流の磁気エネルギーを蓄積して前記照明灯に回生するためのコンデンサと、を有し、前記逆導通型半導体スイッチのゲート位相を制御することで、前記照明灯に供給する負荷電力を調整することを特徴とする請求項1に記載の患者容態報知システム。

【請求項3】

前記容態検出手段が、血圧計、脈拍計、心電計、筋電計、脳波計、呼吸検出器、排泄物検出器のうち少なくともいずれか1つである請求項1に記載の患者容態報知システム。

【請求項4】

前記容態検出手段からの出力信号に応じて前記患者の容態異常を判断すると共に、
 該容態異常時に、容態異常を指標する容態異常信号を出力する容態判定手段を更に有する請求項1乃至請求項3に記載の患者容態報知システム。

10

20

【請求項 5】

前記容態異常信号に基づき異常報知する異常報知手段を更に有する請求項 4 に記載の患者容態報知システム。

【請求項 6】

前記照明灯は、誘導性負荷を有する照明灯、誘導性負荷に接続された照明灯、又は抵抗性負荷を有する照明灯であることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 5 のいずれか 1 項に記載の患者容態報知システム。

【請求項 7】

前記誘導性負荷を有する照明灯は、放電灯であることを特徴とする請求項 6 に記載の患者容態報知システム。

10

【請求項 8】

前記放電灯は、蛍光灯、水銀灯、又はナトリウム灯であることを特徴とする請求項 7 に記載の患者容態報知システム。

【請求項 9】

前記誘導性負荷に接続された照明灯は、白熱灯又は LED にリアクトルを接続したものであることを特徴とする請求項 6 に記載の患者容態報知システム。

【請求項 10】

前記抵抗性負荷を有する照明灯は、白熱灯、又は LED 等であることを特徴とする請求項 6 に記載の患者容態報知システム。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、患者容態報知システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、病院内での患者に対するケアは益々重要となってきた。入院患者の生体的な状態（容態）は、血圧計や心電計等の各種の容態検出手段によって検出され、入院患者の近くに常駐する看護師によって常時監視される。そして、患者の容態が急変した場合、例えば血圧や心電図に大きな変化が現れたような場合には、患者のベッドの近くに配置された異常報知ランプの点滅や、異常報知システムによるナースステーションへの異常信号出力により、容態急変が看護師にすぐに報知されるようになっている（特許文献 1 参照）。

30

【特許文献 1】特開平 9 - 38050 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら、患者の異常報知のために、別途わざわざ異常報知ランプや異常報知システム等の設備を設置すると、コスト高となって望ましくない。異常報知ランプを設置する場合には、ナースステーションから視認しやすい位置に設置する必要があり、設置の自由度が制限されるという問題や、異常報知ランプがランプ切れとなっている場合に、適正に異常報知ができないという問題もある。

40

【0004】

本発明は、上記の事情に鑑みて為されたもので、既存の照明設備を利用して、低コストにかつ視認性高く患者の容態変化を報知することのできる患者容態報知システムを提供することを例示的課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記課題を解決するために、本発明の例示的側面としての患者容態報知システムは、患者の容態を検出する容態検出手段と、電源及び照明灯との間に接続された負荷電力調整スイッチと、容態検出手段及び負荷電力調整スイッチに接続され、容態検出手段からの出力信号に基づき負荷電力調整スイッチの出力電圧の大きさと電流の位相を変化させることに

50

より、照明灯の輝度を調整する制御手段と、を有することを特徴とする。

【0006】

負荷電力調整スイッチと制御手段とを用いることにより、既存の照明灯を利用して患者容態報知システムを構築することができる。したがって、低コストでシステム構築を行うことができる。患者の入院部屋の照明灯、例えば照明用蛍光灯等を利用して本システムを構築することにより、報知用の別途のランプ等を準備する必要がなく、蛍光灯の明暗の変化を患者の居場所から離れたナースステーションでも視認容易となる。したがって、報知用ランプの視認性の問題やランプ切れの問題等を考慮する必要がなくなる。

【0007】

負荷電力調整スイッチは、少なくとも2つの逆導通型半導体スイッチと、電流遮断時の電流の磁気エネルギーを蓄積して照明灯に回生するためのコンデンサとを有し、これらの逆導通型半導体スイッチのゲート位相を制御することで、照明灯に供給する負荷電力を調整するものであってよい。

10

【0008】

負荷電力調整スイッチを用いて照明灯の輝度を調整しているので、インバータ回路を用いる必要がない。負荷電力調整スイッチは0電圧、0電流でスイッチングできるため、高調波ノイズの発生が抑えられ、病院内で使用される精密機器への悪影響が殆ど発生しない。

【0009】

容態検出手段が、血圧計、脈拍計、心電計、筋電計、脳波計、呼吸検出器、排泄物検出器のうち少なくともいずれか1つであってもよい。

20

【0010】

これらの容態検出手段を用いることにより、患者の容態（血圧、脈拍、心電、筋電、脳波、呼吸、尿漏れや汚物漏れ）の変化を容易に検知することができる。そして、その容態変化に応じて照明灯の輝度の調整を行うことができるので、ナースステーションにいながらにして看護師による十分な患者監視を実現することができる。

【0011】

患者容態報知システムが、容態検出手段からの出力信号に応じて患者の容態異常を判断し、容態異常時に、容態異常を指標する容態異常信号を出力する容態判定手段を更に有してもよい。

30

【0012】

容態判定手段による判定結果（すなわち、異常／正常）に応じて制御手段が照明灯の輝度調整を行うように構成することができるので、照明灯の明暗状態を視認した看護師にとって、患者の容態が正常であるか異常であるかの判断がし易い。例えば、正常である場合（判断結果が異常を指標しない場合）は、照明灯が通常の明るさで点灯し、異常である場合（判断結果が異常を指標する場合は、照明灯が明暗変化を繰り返すことにより、患者の容態が正常であるか異常であるかを一見して判断することができる。

【0013】

患者容態報知システムが、容態異常信号に基づき異常報知する異常報知手段を更に有してもよい。

40

【0014】

照明灯の輝度調整による報知に加え、別途の異常報知手段（例えば、ナースステーションにおける音声報知、警告灯報知等）による報知を行うことで、より一層確実な患者の監視を行うことができる。

【0015】

本発明の更なる目的又はその他の特徴は、以下添付図面を参照して説明される好ましい実施の形態によって明らかにされるであろう。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、既存の照明設備を利用して、照明灯の輝度調整により低コストにかつ

50

視認性高く患者の容態変化を報知することができる。インバータ回路を用いることなく照明灯の輝度調整を行うので、高調波ノイズの発生が抑えられ、病院内で使用する精密機器への悪影響の発生が殆どない。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】MERS組み込みシステムの基本構成を示す図である。

【図2】図2(a)及び図2(b)は、制御部によるMERSのスイッチング制御を説明するための図である。

【図3】図3(a)及び図3(b)は、制御部によるMERSのスイッチング制御を説明するための図である。

10

【図4】図4(a)及び図4(b)は、制御部によるMERSのスイッチング制御を説明するための図である。

【図5】図5(a)、(b)、(c)、(d)は、MERS組み込みシステムの動作結果を説明するための図である。

【図6】ゲート位相角 θ を変化させたときの負荷電圧 / 定格電圧を示すグラフである。

【図7】MERSの他の態様を示す図である。

【図8】MERSの他の態様を示す図である。

【図9】本発明の実施の形態に係る患者容態報知システムの概略構成を示すブロック構成図である。

【図10】本発明の実施の形態に係る患者容態報知システムの動作を説明するためのフローチャートである。

20

【符号の説明】

【0018】

Ra：病室

Rb：ナースステーション

M：患者

10：MERS組み込みシステム

20：交流電源

30：磁気エネルギー回生スイッチ(MERS)

32、33、34、35、36：コンデンサ

30

40：制御部(制御手段)

50：誘導性負荷

60：照明灯

70：調光制御部

72：容態判定手段

73：受信部

74：基準値

80：脈拍計(容態検出手段)

90：異常報知ブザー(異常報知手段)

100：患者容態報知システム

40

SW1、SW2、SW3、SW4：逆導通型半導体スイッチ

D1、D2：ダイオード

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、本発明に係る好適な実施の形態について、図面を参照しながら説明する。各図面に示される同一又は同等の構成要素、部材、処理には、同一の符号を付するものとし、適宜重複した説明は省略する。また、実施の形態は、発明を限定するものではなく例示であって、実施の形態に記述されるすべての特徴やその組合せは、必ずしも発明の本質的なものであるとは限らない。

【0020】

50

本実施形態に係る患者容態報知システムは、電源と照明灯との間に接続され、電源から照明灯に出力される、照明灯を点灯するための負荷電力を調整する負荷電力調整スイッチと、負荷電力調整スイッチを制御する制御部と、制御部に接続され、患者の容態を検出する容態検出手段と、を備える。負荷電力調整スイッチは、例えば磁気エネルギー回生スイッチ(Magnetic Energy Recovery Switch: MERS)(以下、MERSと称する)である。

【0021】

MERSは、例えば、逆阻止能力を持たない、逆導通型の4つの素子を用いて順逆両方向の電流をゲート制御のみでON/OFF可能であり、かつ電流を遮断した際の電流の持つ磁気エネルギーをコンデンサに蓄積し、ONゲートが与えられた素子を通して負荷側に放出することで磁気エネルギーをロスなく回生できるスイッチであり、このスイッチは、電流順逆両方向制御が可能なロスの少ない磁気エネルギー回生スイッチである。(例えば、特許第3634982号公報を参照。本特許公報では、フルブリッジ型のMERSを開示している。)

10

【0022】

MERSには、逆阻止能力を持たない素子として、例えば、パワーMOSFETやダイオードを逆並列接続したトランジスタ等の順方向制御が可能な素子が用いられている。MERSは、この半導体素子4つで構成されるブリッジ回路と、ブリッジ回路の正極、負極に磁気エネルギーを吸収、放出するコンデンサを接続して構成される。そして、MERSは、これら4つの半導体素子のゲート位相を制御することで、電流をどちらの方向にも流すことが可能となっている。

20

【0023】

また、MERSは、ブリッジ接続された4つの半導体素子のうち、対角線上に位置する2つの半導体素子がペアとなり、2つのペアのON/OFFの切換動作を電源の周波数に同期して行い、一方のペアがONの時は他方のペアがOFFとなるように動作する。また、このON/OFFの切換タイミングに合わせて、コンデンサは磁気エネルギーの充放電を繰り返す。

【0024】

そして、一方のペアにOFFゲートが与えられ、他方のペアにONゲートが与えられると、順方向に導通していた電流は他方のペアの第1のダイオード-コンデンサ-他方のペアの第2のダイオードという経路で流れ、これによりコンデンサに電荷を充電する。すなわち、回路の磁気エネルギーがコンデンサに蓄積される。電流遮断時の回路の磁気エネルギーは、コンデンサの電圧が上昇して電流がゼロになるまでコンデンサに蓄積される。コンデンサ電流がゼロになるまでコンデンサの電圧が上昇すると、電流の遮断が完了する。この時点で他方のペアには既にONゲートが与えられているため、ONしている半導体素子を通してコンデンサの電荷が負荷側に放電され、コンデンサに蓄積された磁気エネルギーが負荷側に回生される。

30

【0025】

このように、MERSは、4つの半導体素子のうち対角線上に位置する2つの半導体素子からなるペア2つのON/OFFのゲート位相を制御することで、MERSの出力電圧の大きさと電流の位相を任意に制御することが可能である。

40

【0026】

制御部は、容態検出手段からの検出結果(出力信号)に応じてMERSのゲート位相を制御し、照明灯の輝度を調整する機能をも有する。すなわち、患者の容態に応じて、照明灯に供給する負荷電力を変化させることで輝度を変化させたりすることにより、患者の容態変化を外部に報知することができる。

【0027】

まず、負荷電力調整スイッチとしてのMERSの構成及び動作を説明する。本実施形態では、MERSを交流電源と誘電性負荷との間に直列に接続したMERS組み込みシステムを例に説明する。なお、MERSは交流電源に組み込むことで交流電源装置を構成する

50

ことができ、また誘導性負荷に組み込むことでMER S組み込み負荷を構成することができる。

【0028】

図1は、MER S組み込みシステム10の基本構成を示す図である。

【0029】

図1において、MER S組み込みシステム10は、交流電源20と、インダクタンスのある誘導性負荷50を備える。なお、誘導性負荷50としては、40Wの蛍光灯2灯を並列に接続して用いている。交流電源20と誘導性負荷50との間には、MER S30が挿入されている。また、MER S組み込みシステム10は、MER S30のスイッチングを制御する制御部40を備える。

10

【0030】

MER S30は、順逆両方向の電流を制御可能であり、磁気エネルギーをロスなく負荷側に回生できる磁気エネルギー回生スイッチである。MER S30は、4つの逆導通型半導体スイッチSW1、SW2、SW3、SW4にて構成されるブリッジ回路と、ブリッジ回路のスイッチ遮断時に回路に流れる電流の磁気エネルギーを吸収するエネルギー蓄積用のコンデンサ32とを備える。

【0031】

ブリッジ回路は、逆導通型半導体スイッチSW1と逆導通型半導体スイッチSW4とが直列に接続され、逆導通型半導体スイッチSW2と逆導通型半導体スイッチSW3とが直列に接続され、それらが並列に接続されて形成されている。

20

【0032】

コンデンサ32は、逆導通型半導体スイッチSW1と逆導通型半導体スイッチSW3との接続点にある直流端子DC(P)と、逆導通型半導体スイッチSW2と逆導通型半導体スイッチSW4との接続点にある直流端子DC(N)とに接続されている。また、逆導通型半導体スイッチSW1と逆導通型半導体スイッチSW4との接続点にある交流端子と、逆導通型半導体スイッチSW2と逆導通型半導体スイッチSW3との接続点にある交流端子とは交流電源20と誘導性負荷50とが直列接続されている。

【0033】

MER S30に配設された対角線上に位置する逆導通型半導体スイッチSW1、SW2からなる第1のペアと、同じく対角線上に位置する逆導通型半導体スイッチSW3、SW4からなる第2のペアが、電源周波数に同期して交互にON/OFFされる。すなわち、片方のペアがONのとき他方のペアはOFFとなる。そして、例えば、第1のペアにOFFゲートが与えられ、第2のペアにONゲートが与えられると、順方向に導通していた電流が第2のペアの逆導通型半導体スイッチSW3 - コンデンサ32 - 逆導通型半導体スイッチSW4という経路で流れ、これによりコンデンサ32が充電される。すなわち、回路の磁気エネルギーがコンデンサ32に蓄積される。

30

【0034】

電流遮断時の回路の磁気エネルギーは、コンデンサ32の電圧が上昇して電流がゼロになるまでコンデンサに蓄積され、コンデンサ電流がゼロになるまでコンデンサ32の電圧が上昇すると、電流の遮断が完了する。この時点で第2のペアには既にONゲートが与えられているため、ONしている逆導通型半導体スイッチSW3、SW4を通してコンデンサ32の電荷が誘導性負荷50に放電され、コンデンサ32に蓄積された磁気エネルギーが誘導性負荷50に回生される。

40

【0035】

電流のON/OFF時、誘導性負荷50にはパルス電圧が印加されるが、電圧の大きさはコンデンサ32の静電容量に応じて逆導通型半導体スイッチSW1～SW4と誘導性負荷50の耐電圧許容範囲内とすることができる。また、MER S30には、従来の直列力率改善コンデンサと異なり、直流のコンデンサを用いることができる。逆導通型半導体スイッチSW1～SW4は、例えば、パワーMOSFETからなり、それぞれゲートG1、G2、G3、G4を有する。逆導通型半導体スイッチSW1～SW4のチャンネルには、そ

50

れぞれボディダイオード（寄生ダイオード）が並列接続されている。

【 0 0 3 6 】

M E R S 3 0 には、ボディダイオードに加えて、逆導通型半導体スイッチ S W 1 ~ S W 4 と逆並列にダイオードを加えてもよい。なお、逆導通型半導体スイッチ S W 1 ~ S W 4 としては、例えば、I G B T やダイオードを逆並列接続したトランジスタ等の素子を用いることもできる。

【 0 0 3 7 】

制御部 4 0 は、M E R S 3 0 の逆導通型半導体スイッチ S W 1 ~ S W 4 のスイッチングを制御する。具体的には、M E R S 3 0 のブリッジ回路における対角線上に位置する逆導通型半導体スイッチ S W 1、S W 2 からなるペアの O N / O F F 動作と、逆導通型半導体
10
スイッチ S W 3、S W 4 からなるペアの O N / O F F 動作とを、一方が O N のとき他方が O F F となるように、半サイクル毎にそれぞれ同時に行うようゲート G 1 ~ G 4 に制御信号を送信する。

【 0 0 3 8 】

続いて、制御部 4 0 による M E R S 3 0 のスイッチング制御について詳細に説明する。図 2 (a)、(b)、図 3 (a)、(b)、図 4 (a)、(b) は、制御部 4 0 による M E R S 3 0 のスイッチング制御を説明するための図である。

【 0 0 3 9 】

まず、コンデンサ 3 2 に充電電圧がない状態で、制御部 4 0 が逆導通型半導体スイッチ S W 1、S W 2 を O N にした場合、図 2 (a) に示すように、電流は逆導通型半導体スイ
20
ッチ S W 3、S W 1 を通る経路と、逆導通型半導体スイッチ S W 2、S W 4 を通る経路を流れ、並列導通状態となる。

【 0 0 4 0 】

次に、交流電源 2 0 の電圧が反転する前の所定のタイミング、例えば、約 2 m s 前に、制御部 4 0 は逆導通型半導体スイッチ S W 1、S W 2 を O F F にする。（これは、交流の周波数が 5 0 H z の場合において、逆導通型半導体スイッチを制御するゲート位相角 が約 3 6 d e g に相当する。）これにより、図 2 (b) に示すように、電流は逆導通型半導体スイッチ S W 3 - コンデンサ 3 2 - 逆導通型半導体スイッチ S W 4 を通る経路を流れる。その結果、コンデンサ 3 2 に磁気エネルギーが吸収（充電）される。本実施形態では、逆導通型半導体スイッチ S W 1、S W 2 を O F F にするタイミングで、逆導通型半導体ス
30
イッチ S W 3、S W 4 を O N にしている。

【 0 0 4 1 】

コンデンサ 3 2 の充電が完了すると、すなわちコンデンサ 3 2 の電圧が所定値以上となると、電流は遮断される。そして、交流電源 2 0 の電圧が反転すると、逆導通型半導体スイッチ S W 3、S W 4 は既に O N であり、またコンデンサ 3 2 に充電電圧があるため、図 3 (a) に示すように、電流は逆導通型半導体スイッチ S W 4 - コンデンサ 3 2 - 逆導通型半導体スイッチ S W 3 を通る経路を流れる。そして、コンデンサ 3 2 に蓄積した磁気エネルギーが放出（放電）される。

【 0 0 4 2 】

次に、コンデンサ 3 2 からの放電が終了すると、図 3 (b) に示すように、電流は逆導
40
通型半導体スイッチ S W 1、S W 3 を通る経路と、逆導通型半導体スイッチ S W 4、S W 2 を通る経路を流れ、並列導通状態となる。

【 0 0 4 3 】

次に、交流電源 2 0 の電圧が反転する前の所定のタイミングで、制御部 4 0 は逆導通型半導体スイッチ S W 3、S W 4 を O F F にする。これにより、図 4 (a) に示すように、電流は逆導通型半導体スイッチ S W 1 - コンデンサ 3 2 - 逆導通型半導体スイッチ S W 2 を通る経路を流れる。その結果、コンデンサ 3 2 に磁気エネルギーが吸収される。本実施形態では、逆導通型半導体スイッチ S W 3、S W 4 を O F F にするタイミングで、逆導通型半導体スイッチ S W 1、S W 2 を O N にしている。

【 0 0 4 4 】

10

20

30

40

50

コンデンサ 32 の充電が完了すると電流は遮断され、そして交流電源 20 の電圧が反転すると、逆導通型半導体スイッチ SW 1、SW 2 は既に ON であり、またコンデンサ 32 に充電電圧があるため、図 4 (b) に示すように、電流は逆導通型半導体スイッチ SW 2 - コンデンサ 32 - 逆導通型半導体スイッチ SW 1 を通る経路を流れる。そして、コンデンサ 32 に蓄積した磁気エネルギーが放電される。コンデンサ 32 からの放電が終了すると、図 2 (a) に示す並列導通状態となり、以後これを繰り返す。このように、MERS 30 は対向するペア 2 組の逆導通型半導体スイッチを交互に導通状態にすることにより、双方向に電流を流すことができる。

【0045】

このような MERS 30 のスイッチング制御により、次のような効果が得られる。図 5 (a)、(b)、(c)、(d) は、交流の周波数が 50 Hz の場合において、逆導通型半導体スイッチを制御するゲート位相角 θ が約 36 deg の場合における MERS 組み込みシステム 10 の動作結果を説明するための図である。図 5 (a) は、MERS 30 が組み込まれていない場合の電源電圧と電流の波形を示し、図 5 (b) は、MERS 30 が組み込まれた場合の電源電圧、電流、負荷電圧の波形を示している。また、図 5 (c) はコンデンサ電圧と逆導通型半導体スイッチ SW 1 を流れる電流の波形を示し、図 5 (d) は逆導通型半導体スイッチ SW 1 が ON になるタイミングを示している。

【0046】

図 5 (a) に示すように、MERS 30 が組み込まれていない場合、誘導性負荷 50 の影響により、電流の位相が電源電圧の位相よりも遅れている。そのため交流電源 20 の力率は 1 より小さい。一方、交流電源 20 と誘導性負荷 50 との間に MERS 30 を直列に挿入した場合には、図 5 (b) に示すように電流の位相を進ませることができるため、交流電源 20 の力率を 1 とすることが可能である。

【0047】

すなわち、MERS 30 は、逆導通型半導体スイッチ SW 1 ~ SW 4 の対角線上のペア 2 組のゲート位相を調整することで、誘導性負荷 50 の磁気エネルギーをコンデンサ 32 に蓄えて、電流の位相を進ませ、これにより交流電源 20 の力率を 1 にすることが可能である。また、MERS 30 は、電流の位相を進ませるだけでなく、電流の位相を任意に制御することが可能であり、これにより任意に力率を調整することができる。更に、誘導性負荷 50 の磁気エネルギーをコンデンサ 32 に貯え、蓄えた磁気エネルギーを誘導性負荷 50 に回生することにより、負荷電圧を無段階に増減させることが可能である。

【0048】

また、図 5 (c) 及び図 5 (d) に示すように、逆導通型半導体スイッチ SW 1 が ON になるタイミングでは、コンデンサ電圧は 0 であり、逆導通型半導体スイッチ SW 1 を流れる電流は、並列導通時に逆導通型半導体スイッチ SW 1 のダイオードを流れる電流である。逆導通型半導体スイッチ SW 1 が OFF になるタイミングにおいてもコンデンサ電圧は 0 である。すなわち、0 電圧、0 電流でスイッチングされており、そのためスイッチングによる損失を無くすることができる。他の 3 つの逆導通型半導体スイッチ SW 2 ~ SW 4 については、逆導通型半導体スイッチ SW 1 と同期してスイッチングしているため、同様の結果となる。

【0049】

上記の通り、図 5 (a)、(b)、(c)、(d) は、交流の周波数が 50 Hz の場合において、逆導通型半導体スイッチを制御するゲート位相角 θ が約 36 deg の場合における MERS 組み込みシステム 10 の動作結果を示しているが、MERS 30 の逆導通型半導体スイッチを制御するゲート位相角 θ は、0 deg から 180 deg まで連続的に制御することができる。図 6 は、負荷として 40 W の蛍光灯 2 灯を用いた場合、逆導通型半導体スイッチを制御するゲート位相角 θ を変化させたときの負荷電圧 / 定格電圧の実測値を示す。定格電圧とは、電源電圧の 100% に相当する電圧である。負荷電圧 / 定格電圧は、ゲート位相角 θ が 0 deg からの増加に伴い増加し、ゲート位相角 θ = 約 90 deg で約 140% の極大値となり、ゲート位相角 θ が更に増加すると減少し、ゲート位相角

10

20

30

40

50

= 180 deg では約 50% にまで減少する。途中のゲート位相角 = 約 135 deg で、負荷電圧 / 定格電圧 = 1 になっている。従って、MER S 30 のゲート位相角 を 135 deg を基準に約 ± 30 deg 制御することにより、負荷電圧を電源電圧の約 60% から 130% まで連続的に制御することができる。

【 0050 】

コンデンサ 32 の充放電周期は、誘導性負荷 50 とコンデンサ 32 との共振周期の半周期分であり、スイッチング周期が誘導性負荷 50 とコンデンサ 32 との共振周期より長い時には、MER S 30 はゲート位相角 に関係なく常に 0 電圧 0 電流スイッチング、すなわちソフトスイッチングが可能である。

【 0051 】

MER S 30 に用いられるコンデンサ 32 は、従来の電圧型インバータと異なり、回路にあるインダクタンスの磁気エネルギーを蓄積するためだけのものである。そのため、コンデンサ容量を従来の電圧型インバータの電圧源コンデンサに比べて著しく小さくできる。コンデンサ容量は、負荷との共振周期がスイッチング周波数より短くなるように選定する。そのため、従来の電圧型インバータで問題となりやすい高調波ノイズは、MER S 30 におけるスイッチングでは殆ど発生しない。したがって、精密機器や計測機器等に対する高調波ノイズによる悪影響が、MER S 30 においては殆ど発生せず、MER S 30 を病院等においても安心して使用することができる。また、ソフトスイッチングであることから、電力損失が少なく、発熱も少ない。

【 0052 】

また、MER S 30 をゲートパルス発生装置として用いた場合、各 MER S 30 に固有の ID ナンバーを付与することができ、これを用いて外部からの制御信号を受信して各 MER S 30 を制御することができる。例えば、インターネット等の通信回線を利用して無線で制御信号を送り、MER S 30 を無線制御できる。

【 0053 】

上述の MER S 組み込みシステム 10 では、MER S 30 は 4 つの逆導通型半導体スイッチ SW 1 ~ SW 4 で形成されるブリッジ回路と、ブリッジ回路の直流端子間に接続されたコンデンサ 32 とからなる構成であったが、MER S 30 は次のような構成であってもよい。

【 0054 】

図 7 及び図 8 は、MER S 30 の他の態様を示す図である。図 7 に示す MER S 30 は、上述の 4 つの逆導通型半導体スイッチ SW 1 ~ SW 4 と 1 つのコンデンサ 32 とからなるフルブリッジ型の MER S 30 に対して、2 つの逆導通型半導体スイッチと 2 つのダイオード、及び 2 つのコンデンサで構成される縦型のハーフブリッジ型となっている。

【 0055 】

より詳細には、この縦型ハーフブリッジ構造の MER S 30 は、直列に接続された 2 つの逆導通型半導体スイッチ SW 5、SW 6 と、この 2 つの逆導通型半導体スイッチ SW 5、SW 6 と並列に設けられた、直列に接続された 2 つのコンデンサ 33、34 と、この 2 つのコンデンサ 33、34 それぞれと並列に接続された 2 つのダイオード D 1、D 2 と、を含んでいる。

【 0056 】

図 8 に示す MER S 30 は、横型のハーフブリッジ型である。横型のハーフブリッジ型 MER S は、2 つの逆導通型半導体スイッチと 2 つのコンデンサで構成されている。

【 0057 】

より詳細には、この横型のハーフブリッジ構造 MER S 30 は、第 1 の経路上に直列に設けられた逆導通型半導体スイッチ SW 7 及びコンデンサ 35 と、第 1 の経路と並列な第 2 の経路上に直列に設けられた逆導通型半導体スイッチ SW 8 及びコンデンサ 36 と、第 1、第 2 の経路に対して並列に結線された配線と、を含んでいる。

【 0058 】

続いて、本実施形態に係る患者容態報知システムについて説明する。図 9 は、本発明の

10

20

30

40

50

実施の形態に係る患者容態報知システム100の構成を示す概略図である。この患者容態報知システム100は、主として病院内の入院患者M用の病室Raにおいて使用される。患者容態報知システム100は、病室Ra内の既存の照明設備を利用して構成されてもよい。

【0059】

図9に示すように、本実施の形態に係る患者容態報知システム100は、患者の脈拍を計測する脈拍計（容態検出手段）80、MERS30、調光制御部70及び異常報知ブザー（異常報知手段）90を有して構成され、病室用の照明灯（照明器具）60と交流電源20とMERS30とが直列に接続されている。更に調光制御部70が、脈拍計80、MERS30及び異常報知ブザー90に接続されて構成されている。ここで、照明灯60は、例えば、誘導性負荷を有する照明灯、誘導性負荷に接続された照明灯、又は抵抗性負荷を有する照明灯である。誘導性負荷を有する照明灯としては、例えば、放電灯等が挙げられる。放電灯は、例えば、蛍光灯、水銀灯、又はナトリウム灯である。また、誘導性負荷に接続された照明灯としては、誘導性負荷を持たない白熱灯、LED等の光源に、リアクトルを接続したものが挙げられる。また、抵抗性負荷を有する照明灯としては、白熱灯又はLED等が挙げられる。照明灯60として、病室Raに既設された室内灯を流用することができる。本実施形態では、照明灯60に放電灯を用いた場合を例に説明する。

10

【0060】

脈拍計80は、患者Mの脈拍を継続的に計測し、その計測値を出力信号として継続的に出力するための精密計測機器である。脈拍は、患者Mの容態を指標する生体反応値の1つである。すなわち、脈拍の値に応じて、患者Mの容態が良好であるか不良であるかを判断することができる。本実施の形態においては、容態検出手段として脈拍計80を用いているが、もちろん、患者Mの脈拍を計測する脈拍計、心電を計測する心電計等であっても構わない。脈拍計80からの出力信号は、調光制御部70へと出力されるようになっている。

20

【0061】

図9に示すように、調光制御部70は、逆導通型半導体スイッチSW1～SW4のゲートG1～G4に制御信号を送信し、MERS30の出力電圧の大きさと電流の位相を制御する制御部（制御手段）40を備える。この出力電圧の大きさと電流の位相の制御により、照明灯60の輝度調整が行われる。制御部40は、MERS30に接続されると共に、容態判定手段72を介して脈拍計80に接続されている。したがって、脈拍計80からの出力信号に応じてMERS30の出力電圧の大きさと電流の位相を調整し、照明灯60の輝度調整を実現することが可能となっている。

30

【0062】

本実施の形態においては、制御部40は、平常時（すなわち、患者Mの容態に異常がない場合）には、照明灯60が必要照度が確保されるだけの輝度で点灯するように、MERS30の出力電圧の大きさと電流の位相を調整するようになっている。しかしながら、患者Mの脈拍に異常があった場合には、容態判定手段72から異常信号（容態異常信号）を受信する。そして、照明灯60が必要照度が確保されるだけの輝度とその数分の一（例えば、1/10）の明るさとして周期的に明暗変化するように、制御部40はMERS30出力電圧の大きさと電流の位相を周期的に調整するようになっている。

40

【0063】

なお、MERS30の出力電圧の大きさと電流の位相を周期的に調整することにより、照明灯60が周期的な明暗変化を行うが、暗い場合でも照明灯60を消灯させないようになっている。したがって、明暗変化の周期応答速度を高めたり、照明設備の耐久性向上を図ったりすることができるようになっている。

【0064】

調光制御部70は、更に容態判定手段72をも備えている。この容態判定手段72は、脈拍計80からの出力信号に応じて患者Mの容態異常を判断し、容態異常時に、容態異常を指標する容態異常信号を出力するものである。具体的には、容態判定手段72は、内部

50

に受信部 73 を有しており、この受信部 73 が脈拍計 80 からの出力信号（脈拍数）を受信するようになっている。ここで、出力信号（脈拍数）は、例えば 1 分間あたりに換算した脈拍値であり、70 パルス/分や 100 パルス/分等の数値として得られる。

【0065】

容態判定手段 72 は、内部に基準値 74 を有しており、脈拍計 80 から受信した脈拍数とこの基準値 74 とを常に比較している。例えば、基準値 74 は、20 パルス/分である。そして、受信した脈拍数が基準値 74 未満となったときに、容態異常を指標する異常信号（容態異常信号）を制御部 40 及び異常報知ブザー 90 に向けて出力するようになっている。

【0066】

異常報知ブザー 90 は、音声発生により異常を報知するためのもので、ナースステーション R b に設置されている。もちろん、患者 M の病室 R a 内や病院内の廊下に設置されていてもよい。容態判定手段 72 からの異常信号を受信すると、異常報知ブザー 90 は異常を報知するための報知音を発生させる。

【0067】

続いて、患者容態報知システム 100 の動作について、図 10 のフローチャートに基づき説明する。

【0068】

この患者容態報知システム 100 が起動する（ステップ S 1）と、照明灯 60 への負荷電力が必要照度が確保されるだけの輝度で点灯するように、調光制御部 70 が M E R S 30 の出力電圧の大きさと電流の位相を調整する（ステップ S 2）。このとき、照明灯 60 は、必要照度が確保されるだけの輝度で点灯している。

【0069】

脈拍計 80 を患者 M にセットし、調光制御部 70 へと接続する（ステップ S 3）。それにより、患者 M の脈拍が継続的に計測されて、受信部 73 へと出力される（ステップ S 4）。それと共に、受信した脈拍数と基準値 74 とが比較される（ステップ S 5）。脈拍数が基準値 74 以上であれば（ステップ S 6）、容態判定手段 72 は異常信号を出力しない（ステップ S 7）。

【0070】

しかしながら、患者 M の脈拍数が基準値 74 未満になると（ステップ S 6）、容態判定手段 72 が異常信号を制御部 40 及び異常報知ブザー 90 に向けて出力する（ステップ S 8）。容態判定手段 72 から異常信号を受信すると、制御部 40 は M E R S 30 の出力電圧の大きさと電流の位相を周期的に調整する（ステップ S 9）。それにより、照明灯 60 が周期的に明暗変化する（ステップ S 10）。病室 R a の照明灯 60 が周期的に明暗変化するのので、例えばナースステーション R b にいる看護師や病室 R a 外の廊下を歩いている看護師にとっても患者 M の容態異常に気づき易い。また、平常時（患者 M の容態正常時）は、照明灯 60 が定格負荷電力において通常の明るさで点灯し、容態異常時に照明灯 60 が周期的な明暗変化を行うので、正常か異常かの二者択一的な判断が容易である。更に、異常信号を受信した異常報知ブザー 90 が報知音により異常報知を行う（ステップ S 11）ので、より一層迅速かつ確実に患者 M の容態異常を把握することができる。

【0071】

なお、本発明は、上述の実施の形態に限定されるものではなく、当業者の知識に基づいて各種の設計変更等の変形を加えることも可能であり、そのような変形が加えられた実施形態も本発明の範囲に含まれるものである。

【0072】

例えば、本実施の形態においては、容態検出手段として脈拍計 80 を用い、容態判定手段 72 がその基準値 74 を有する構成としているが、もちろん、容態検出手段としては、血圧計や心電計等の他の計測機器を適用することが可能である。また、計測機器の種類に応じて、基準値 74 が 1 つの値だけでなく、複数の値（上限値及び下限値）を有したり、所定の基準範囲を有したりする場合がある。また、心電計や筋電計の場合において、基準

10

20

30

40

50

値 7 4 は数値でなく所定のパターンやプロファイルであってもよい。

【 0 0 7 3 】

また、本実施の形態においては、脈拍計 8 0 が容態判定手段 7 2 に接続され、容態判定手段 7 2 が制御部 4 0 に接続されており、容態判定手段 7 2 からの異常信号に基づき制御部 4 0 が M E R S 3 0 の出力電圧の大きさと電流の位相を調整するように構成されている。しかしながら、脈拍計 8 0 が直接制御部 4 0 に接続されており、脈拍数に応じて制御部 4 0 が M E R S 3 0 の出力電圧の大きさと電流の位相を調整するように構成されていてもよい。この場合において、脈拍数に比例するように、照明灯 6 0 の明るさが調整されるようになっていてもよい。このように構成すれば、照明灯 6 0 の明るさに応じて、患者 M の脈拍数を概略推測することができる。

10

【 0 0 7 4 】

なお、照明灯を調光できる装置としては、例えば、家庭やオフィスで一般的に用いられているインバータ蛍光灯があるが、インバータ回路は発生する電磁ノイズが大きいことから、病院やコンピュータールーム等精密な電子機器を使用する環境では、使用が制限されている。例えば、インバータ蛍光灯を定格電圧 (1 0 0 V) で動作させたときの高調波歪率 (T H D) を高調波解析機能付デジタルオシロスコープにより測定した結果によれば、電球型蛍光灯 (1 7 W) の T H D : 1 2 8 . 2 % 、スタンド型蛍光灯 (1 5 W) の T H D : 8 2 . 6 % である。比較のための白熱電球 (6 0 W) では、T H D : 3 . 1 % である。

【 0 0 7 5 】

これに対して、M E R S を用いた回路 (負荷として 4 0 W の蛍光灯を 2 灯を並列に接続) の T H D を同様に高調波解析機能付デジタルオシロスコープにより測定した結果では、コンデンサの値が完全な共振状態になる場合 (8 . 8 μ F) 、負荷電圧の T H D : 4 . 5 % 、負荷電流の T H D : 2 . 1 % になり、コンデンサの値が完全共振状態から 1 0 % 程度少ない場合でも (7 . 9 μ F) 、負荷電圧の T H D : 1 4 . 1 % 、負荷電流の T H D : 3 . 7 % (いずれの値も誘導性負荷そのものを除いた M E R S の回路部分のみ) と非常に高調波の発生が少ない。

20

【産業上の利用可能性】

【 0 0 7 6 】

本発明に係る患者容態報知システムは、高調波を発生させないため、一般に病院内での利用が可能である。もちろん、病院のみならず、種々の屋内照明設備を利用した報知システムとして利用可能である。

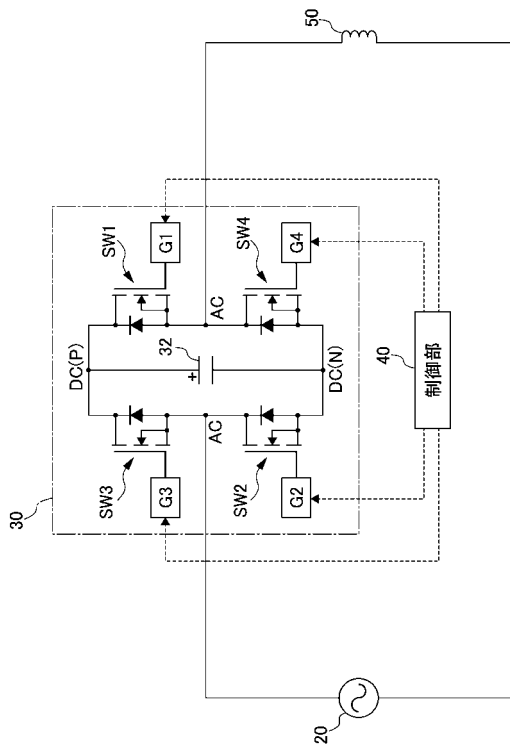
30

【要約】

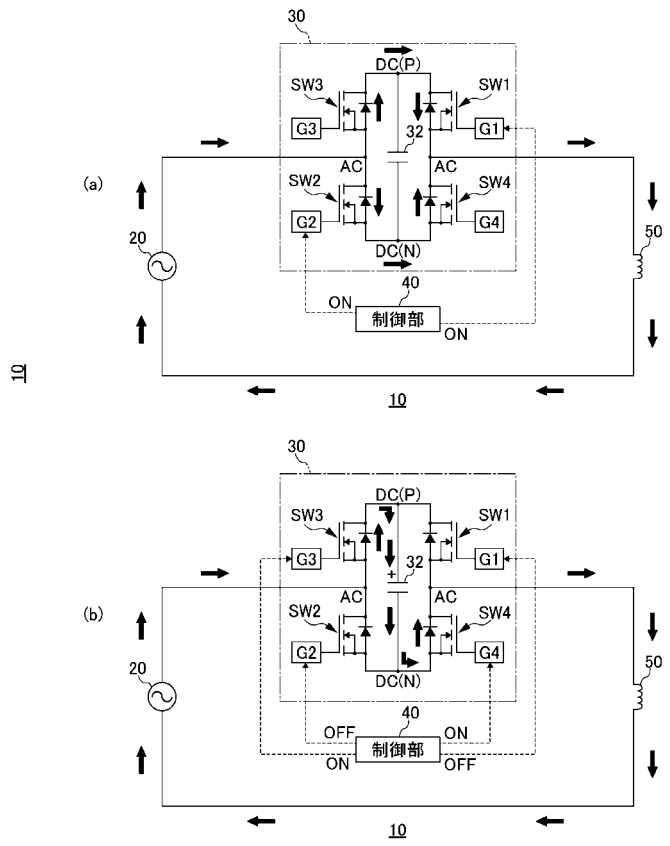
この患者容態報知システム 1 0 0 は、患者 M の容態を検出する脈拍計 8 0 と、交流電源 2 0 及び照明灯 6 0 に接続された M E R S 3 0 と、脈拍計 8 0 及び M E R S 3 0 に接続され、脈拍計 8 0 からの出力信号に基づき M E R S 3 0 の出力電圧の大きさと電流の位相を変化させることにより、照明灯 6 0 の輝度を調整する制御部 4 0 とを有している。

【選択図】図 9

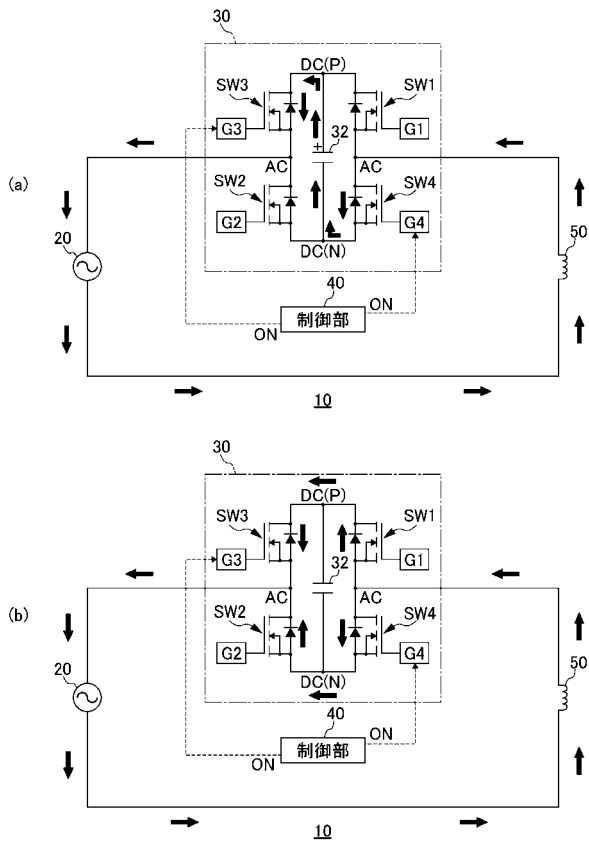
【図1】



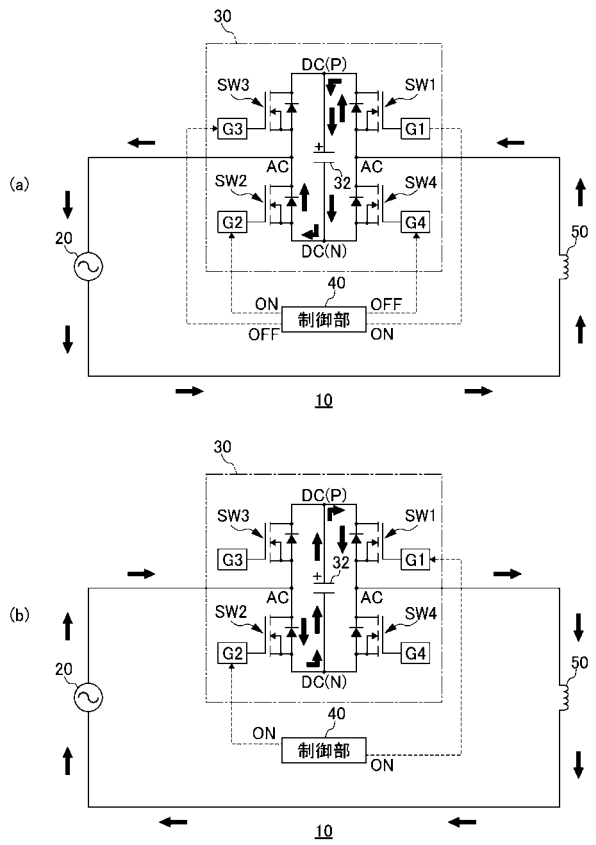
【図2】



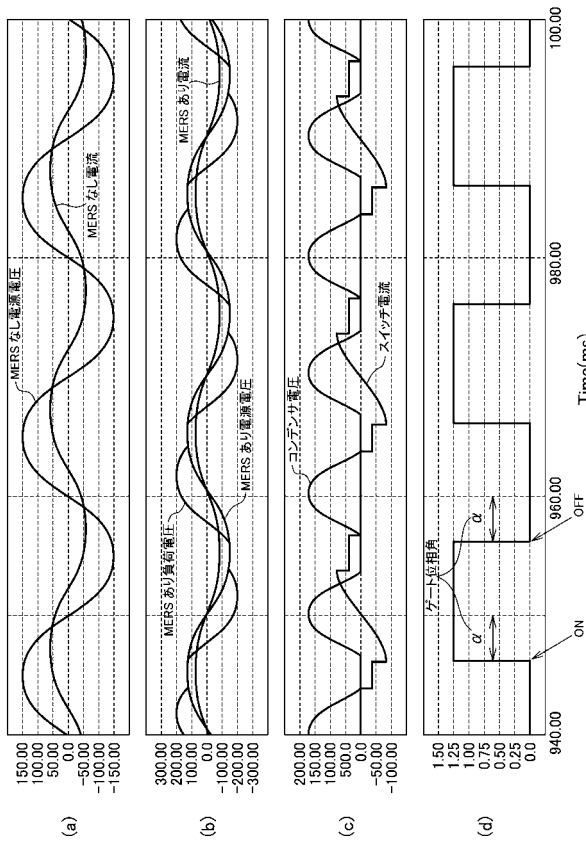
【図3】



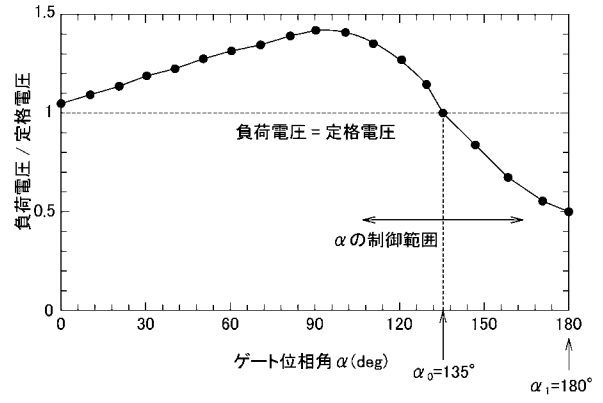
【図4】



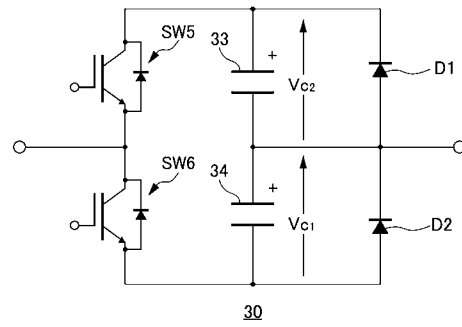
【図5】



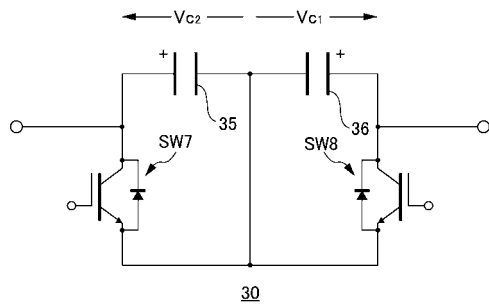
【図6】



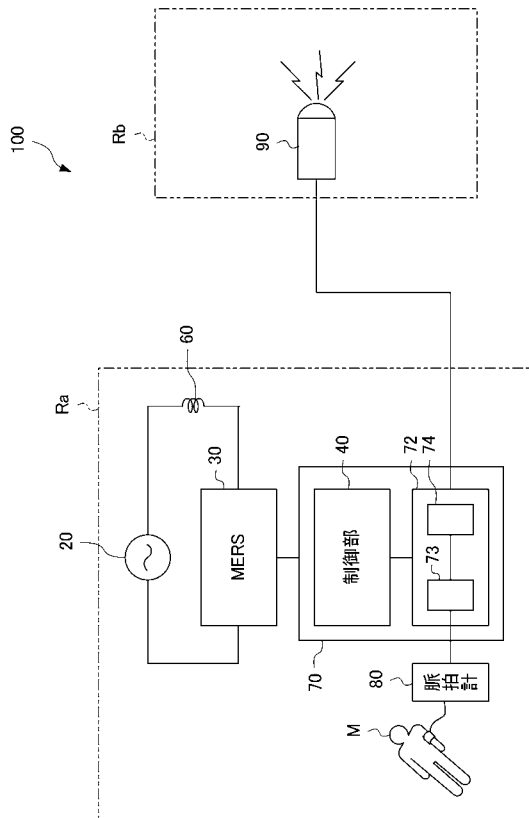
【図7】



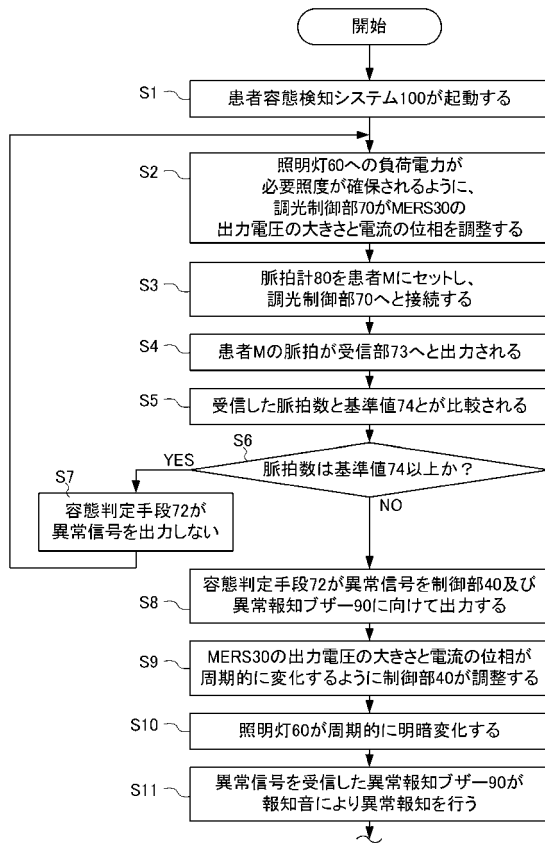
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

- (72)発明者 小島 直人
日本国東京都品川区上大崎2 - 15 - 19 株式会社MERSTech内
- (72)発明者 福田 志郎
日本国東京都品川区上大崎2 - 15 - 19 株式会社MERSTech内

審査官 伊藤 幸仙

- (56)参考文献 実開平5 - 70501 (JP, U)
特開平7 - 110894 (JP, A)
井上皓太、磯部高範、北原忠幸、嶋田隆一, , 「磁気エネルギー回生スイッチを用いた蛍光灯の
省エネ・省資源利用」, 電気学会全国大会講演論文集, 日本, 社団法人電気学会, 2006年
3月15日, Vol.2006, No.4, p23-p24

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/00

专利名称(译)	患者的病情通知系统		
公开(公告)号	JP4441586B1	公开(公告)日	2010-03-31
申请号	JP2009548515	申请日	2008-08-13
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社MERSTECH		
申请(专利权)人(译)	株式会社MERSTECH		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社MERSTECH		
[标]发明人	志賀雅人 北原忠幸 神子諭 小島直人 福田志郎		
发明人	志賀 雅人 北原 忠幸 神子 諭 小島 直人 福田 志郎		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/024 A61B5/00 A61B5/0402		
FI分类号	A61B5/00.102.E A61B5/00.102.A		
代理人(译)	木村充		
其他公开文献	JPWO2010018627A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该患者状况通知系统100是用于检测患者M的状况的脉搏计80，与交流电源20和照明灯60连接的MERS30，脉搏计80和MERS30，以及来自脉搏计80的输出信号。基于上述，控制器40通过改变输出电压的大小和MERS 30的电流的相位来调节照明灯60的亮度。 [选择图]图9

