

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4641626号
(P4641626)

(45) 発行日 平成23年3月2日(2011.3.2)

(24) 登録日 平成22年12月10日(2010.12.10)

(51) Int.Cl. F1
A61B 5/14 (2006.01) A61B 5/14 310

請求項の数 15 (全7頁)

(21) 出願番号	特願2000-620865 (P2000-620865)	(73) 特許権者	501440927 マリンクロット アイエヌシー. アメリカ合衆国 63042 ミズーリ州 ヘーゼルウッド マクドネル プールバ ード 675
(86) (22) 出願日	平成12年4月4日(2000.4.4)	(74) 代理人	100080159 弁理士 渡辺 望穂
(65) 公表番号	特表2003-500147 (P2003-500147A)	(74) 代理人	100090217 弁理士 三和 晴子
(43) 公表日	平成15年1月7日(2003.1.7)	(72) 発明者	ポトラッツ アール. スティーブン アメリカ合衆国 66223 カンザス州 オーバーランド パーク ビバリー 1 5119
(86) 国際出願番号	PCT/US2000/008870	審査官	五関 統一郎
(87) 国際公開番号	W02000/072749		
(87) 国際公開日	平成12年12月7日(2000.12.7)		
審査請求日	平成19年4月3日(2007.4.3)		
(31) 優先権主張番号	09/320,145		
(32) 優先日	平成11年5月26日(1999.5.26)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 低消費電力型の発光ダイオードドライブを有するパルスオキシメータ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

サンプルに直接光を照射可能な光源と、
前記サンプルを通過した後の光を検出可能な検出回路と、
前記光源に電力を供給するドライブ回路とを備え、
前記ドライブ回路は、電源に接続するための入力と、
前記入力に接続され、充電状態に切替えられると、前記電源からエネルギーを蓄積し、
放電状態に切替えられると、徐々に電流を前記光源に供給して、該光源がオンしてから前記検出回路が安定した後に、前記電流が最大値に達するように動作可能なエネルギー蓄積回路とを備えることを特徴とする測光器。

【請求項2】

前記ドライブ回路は、さらに、前記エネルギー蓄積回路を選択的に前記充電状態と前記放電状態との間で切替える切替回路を備えることを特徴とする請求項1に記載の測光器。

【請求項3】

前記切替回路は、前記入力と前記エネルギー蓄積回路との間に接続され、前記電源から前記エネルギー蓄積回路へエネルギーを切替える第一トランジスタを備えることを特徴とする請求項2に記載の測光器。

【請求項4】

前記切替回路は、さらに、前記エネルギー蓄積回路と前記光源との間に接続され、前記エネルギー蓄積回路から前記光源へ電流を切替える第二トランジスタを備えることを特徴

10

20

とする請求項 3 に記載の測光器。

【請求項 5】

前記エネルギー蓄積回路は、当該エネルギー蓄積回路が前記充電状態に切替えられると電荷を蓄え、前記エネルギー蓄積回路が前記放電状態に切替えられると前記光源に前記電荷を放電するキャパシタと、

前記入力と前記キャパシタとの間に接続され、前記エネルギー蓄積回路が前記充電状態に切替えられると前記キャパシタを充電し、前記エネルギー蓄積回路が前記放電状態に切替えられると前記キャパシタから前記光源に前記電荷を供給するインダクタとを備えることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の測光器。

【請求項 6】

前記キャパシタおよび前記インダクタは共振し、前記エネルギー蓄積回路が前記放電状態にある時に、前記検出回路が安定すると前記電流の正弦波の一部の半波が最大値に達するように動作可能な同調回路を構成することを特徴とする請求項 5 に記載の測光器。

【請求項 7】

前記光源は発光ダイオードであることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の測光器。

【請求項 8】

測光器の光源に電力を供給するドライブ回路であって、
電源に接続するための入力と、

前記入力に接続され、充電状態に切替えられると、前記電源からエネルギーを蓄積し、
放電状態に切替えられると、前記光源に電流を徐々に供給し、該光源がオンしてから前記検出回路が安定した後に、前記電流が最大値に達するように動作可能なエネルギー蓄積回路とを備えることを特徴とするドライブ回路。

【請求項 9】

請求項 8 に記載のドライブ回路であって、さらに、前記エネルギー蓄積回路を前記充電状態と前記放電状態との間で選択的に切替える切替回路を備えることを特徴とするドライブ回路。

【請求項 10】

前記切替回路は、前記入力と前記エネルギー蓄積回路との間に接続され、前記電源から前記エネルギー蓄積回路へエネルギーを切替える第一トランジスタを備えることを特徴とする請求項 9 に記載のドライブ回路。

【請求項 11】

前記切替回路は、さらに、前記エネルギー蓄積回路と前記光源との間に接続され、前記エネルギー蓄積回路から前記光源へ電流を切替える第二トランジスタを備えることを特徴とする請求項 10 に記載のドライブ回路。

【請求項 12】

前記エネルギー蓄積回路は、当該エネルギー蓄積回路が前記充電状態に切替えられると電荷を蓄積し、前記エネルギー蓄積回路が前記放電状態に切替えられると前記電荷を前記光源に放電する第一キャパシタと、前記入力と前記第一キャパシタとの間に接続され、前記エネルギー蓄積回路が前記充電状態に切替えられると、前記第一キャパシタを充電し、前記エネルギー蓄積回路が前記放電状態に切替えられると、前記第一キャパシタから前記光源に前記電荷を供給するインダクタを備えることを特徴とする請求項 8 ~ 11 のいずれか 1 項に記載のドライブ回路。

【請求項 13】

前記第一キャパシタおよび前記インダクタが共振し、前記エネルギー蓄積回路が前記放電状態にある時に、前記検出回路が安定すると前記電流の正弦波の一部の半波が最大値に達するように動作可能な同調回路を構成することを特徴とする請求項 12 に記載のドライブ回路。

【請求項 14】

請求項 12 または 13 に記載のドライブ回路であって、さらに、前記第一キャパシタに

10

20

30

40

50

接続され、前記エネルギー蓄積回路が前記放電状態に切替えられると、前記光源へ供給される前記電流を計測する第二キャパシタを備えることを特徴とするドライブ回路。

【請求項 15】

前記光源は、発光ダイオードであることを特徴とする請求項 8 ~ 14 のいずれか 1 項に記載のドライブ回路。

【発明の詳細な説明】

【0001】

[発明の背景]

1. 発明の分野

本発明は、パルスオキシメータ（パルス酸素濃度計）のような測光器に関するものであり、特に、本発明はオキシメータの光源に効率的に電力を供給するための低消費電力型のドライブを有するパルスオキシメータに関するものである。

10

【0002】

2. 従来技術の説明

オキシメータは、血液を通過あるいは反射して伝達される光の吸収を分析することにより、血液中のヘモグロビンの酸素割合を測定するために用いられる。典型的なオキシメータは、光を発生してサンプルに照射する発光ダイオード（LED）のような光源と、LEDに電力を供給するドライブ回路と、サンプルを通過した後のLEDからの光を検出し、分析する検出回路とを含む。LEDをオンした後、検出回路を「安定」させなければ正確な読取を行うことはできない。そのため既存のオキシメータでは、検出回路が安定する間LEDに供給された電力が浪費され、かつLEDドライブの回路によって発生された多量の電流が回路の抵抗部品で浪費されるため、非効率に電力が使用されることになる。

20

【0003】

[発明の目的と概要]

本発明は上記問題を解決し、オキシメータおよび他の測光器の技術分野で目覚ましい進歩を提供する。より詳しくは、本発明は、オキシメータのセトリング時間の間、電力をより効率的に使用する低消費電力型のLEDドライブを有するパルスオキシメータを提供する。

【0004】

本発明のオキシメータは主に、サンプルに光を照射可能な光源、サンプルを通過した後の光を検出可能な検出回路、および光源に電力を供給するドライブ回路を備える。

30

【0005】

ドライブ回路は、オキシメータの起動時に電力を浪費しないように、検出回路が安定した後でのみ最大値に達するよう制御された量の電流をLEDに供給するよう構成されている。また、ドライブ回路は、抵抗部分で多量のエネルギーを浪費することなく、全てのエネルギーを一時的に蓄積し後に電源からLEDに供給するよう構成されている。

【0006】

ドライブ回路は、電源に接続するための入力と、その入力に接続されたエネルギー蓄積回路とを有する。このエネルギー蓄積回路は、電流が選択された時に最大値に達するように、充電状態に切り替えられると電源からエネルギーを蓄え、また放電状態に切り替えられると徐々に光源に電流を供給するよう動作可能である。

40

【0007】

以下に、添付の図面を参照して、本発明の好適実施例を詳細に説明する。

【0008】

[好ましい実施形態の詳細な説明]

図1に着目すると、本発明の好適実施例に基づいて構成されたオキシメータ10が示されている。オキシメータは主に、サンプル14に光を照射可能な光源12と、サンプルを通過した後の光を検出可能な検出回路16と、概して数字18で表され、光源に電力を供給するドライブ回路とを備えている。サンプルは、人間の指やその他の身体の部位、あるいは患者から採取した血液サンプルなどでもよい。

【0009】

50

光源 1 2 は、通常のものであり、発光ダイオード (L E D) であることが好ましいが、測光器で用いられるその他の光源でもよい。検出回路 1 6 は、同じく通常のものであり、オキシメータや他の測光器と共に使用される、光に反応するどのようなセンサーおよび検出回路を含んでいてもよい。

【 0 0 1 0 】

ドライブ回路 1 8 は、光源 1 2 および 6 ボルトバッテリーのような電源に接続され、光源に電力を供給可能である。ドライブ回路は主に、入力 2 0、概して数字 2 2 で参照されるエネルギー蓄積回路、概して数字 2 4 で参照される切替回路、および概して数字 2 6 で参照される電流計測回路を備える。

【 0 0 1 1 】

入力 2 0 は以下に説明する通り、電源に接続され、電源からエネルギー蓄積回路 2 2 へ電流を供給するために形成されている。また、入力は、電流制限レジスタ (図示せず) および一つ以上のキャパシタ (図示せず) に接続されており、エネルギー蓄積回路に供給される電流を制限する。

【 0 0 1 2 】

本発明の一形態に従い、エネルギー蓄積回路 2 2 は、回路が充電状態に切り替えられると電源からエネルギーを蓄積し、放電状態に切り替えられると電流を制御しながら光源 1 2 へ供給するよう構成されている。この蓄積回路は、図示のように接続されキャパシタ C 1 およびインダクタ L 1 を備えていることが好ましい。以下さらに詳しく説明する通り、C 1 は、エネルギー蓄積回路が充電状態に切り替えられた時に電源から供給される電荷を蓄積し、エネルギー蓄積回路が放電状態に切り替えられた時に電荷を光源に放電する。L 1 は入力 2 0 と C 1 との間に繋がれ、エネルギー蓄積回路が充電状態に切り替えられた時に C 1 を充電し、エネルギー蓄積回路が放電状態に切り替えられた時に C 1 から光源に電荷を供給する。

【 0 0 1 3 】

C 1 および L 1 は、電流の半波の一部が光源 1 2 に供給されるよう共振する同調回路を形成する大きさとされ、検出回路 1 6 が安定すると最大値に達するようにされている。ある実施形態では、C 1 は 1 6 v、1 0 μ F の値を、L 1 は 4 7 0 μ H の値を持つ。

【 0 0 1 4 】

切替回路 2 4 は、トランジスタ Q 1、トランジスタ Q 2、およびトランジスタ Q 3 を有することが好ましい。Q 1、Q 2、および Q 3 は共にエネルギー蓄積回路 2 2 を充電状態と放電状態との間で切り替え、回路 2 2 にエネルギーを選択的に蓄積し、その後、蓄積されたエネルギーを光源 1 2 へ供給する。

【 0 0 1 5 】

Q 1 は入力 2 0 とエネルギー蓄積回路 2 2 との間に接続され、エネルギーを電源からエネルギー蓄積回路へ選択的に切り替えて回路を充電する。Q 1 は、電源からエネルギー蓄積回路に供給されるエネルギー量を制御するために、選択された期間 Q 1 をオンするようプログラム可能なプロセッサ 2 8 によりオン / オフを切替えられるのが好ましい。

【 0 0 1 6 】

Q 2 はエネルギー蓄積回路 2 2 と光源 1 2 との間に接続され、エネルギー蓄積回路に蓄積された電流を光源に選択的に切り替える。Q 3 はエネルギー蓄積回路とグランドとの間に接続され、光源を選択的に接地する。Q 2 および Q 3 は、プロセッサ 2 8 またはその他のコントローラによりオン / オフを切替えられるのが好ましい。図に示すとおり、Q 3 への入力はインバータ 3 0 により反転されるが Q 2 への入力は反転されない。そのため、Q 2 がオンされると必ず Q 3 はオフされる。その逆も同じである。

【 0 0 1 7 】

電流計測回路 2 6 はエネルギー蓄積回路 2 2 に接続され、光源 1 2 に供給される電流量を計測することができ、この電流計測は、その後、エネルギー蓄積回路を充電する間 Q 1 をオンにする時間を較正するためのフィードバックとして用いられる。電流計測回路は、キャパシター C 2、レジスタ R 1、サンプリングシグマデルタコンバータ 3 2、およびプロ

10

20

30

40

50

セッサ34を備えることが好ましい。C2は50V、0.01 μ Fの定格を持つのが好ましく、R1は3.01Kオームの定格を持つのが好ましい。

【0018】

[動作]

動作において、まずプロセッサ28はQ1およびQ2をオフ(開く)に、Q3をオン(閉じる)に切り替える。Q1およびQ2がオフであるから、入力20に接続された電源はエネルギーをエネルギー蓄積回路22に供給しておらず、エネルギー蓄積回路は光源に電荷を供給していない。Q3はオンであるから、光源への両方の配線は接地されており、そのため電流は光源へ供給されていない。

【0019】

オキシメータ10を操作する際、プロセッサ28はごく短時間Q1をオンにし、電源からエネルギー蓄積回路へL1を通してエネルギーを転送する。C1に転送されたエネルギー量は、Q1がオンにされていた時間に直結する。そのため、プロセッサ28は、選択された幅のパルスをQ1に与え、C1に供給されるエネルギー量を制御するようプログラム可能である。好ましい形態では、プロセッサはおよそ5から10 μ Sの間、Q1をオンにする。

【0020】

一旦、所望エネルギー量がエネルギー蓄積回路22に蓄積されると、プロセッサ28はQ1をオフにし、エネルギー蓄積回路へのエネルギーの供給を停止する。しかし、Q1がオンの間にL1内で作られる磁場が、Q1がオフされた後もC1へのエネルギーの供給を継続する。これは、Q1がオフする時、L1のマイナス側がまだオンのQ2およびQ3の基板ダイオードを通して接地されるからである。そのため、L1上の崩壊する磁場はその全エネルギー(Q2のダイオード通過の際に失われたエネルギーを除く)をC1に転送する。

【0021】

エネルギー蓄積回路22が完全に充電された後、切替回路24は、光源を照らすために、蓄積されたエネルギーを光源12に選択的に放電するよう動作することもできる。特に、プロセッサ28はQ2をオンし、Q3をオフするので、L1およびC1は光源に接続される。これによりC1の電荷は、L1とQ2を通じて光源へ放電される。L1およびC1は前述の通り同調回路を構成するので、一部の電流の正弦波の半波が光源に供給される。ドライブ回路18は、エネルギー蓄積回路が光源へ放電を始めた後、電流が、選択された時間に最大値に到達するように構成されている。これにより、光源に供給される電流は検出回路16が安定するのと同時に最大値に到達することができるため、検出回路のセトリング時間の間に浪費されるエネルギーは最小量となる。

【0022】

一度、エネルギー蓄積回路22がそのエネルギーを光源12に放電すれば、再度オキシメータを操作するときには、前述の充電および放電の工程を繰り返し行うことが可能である。

【0023】

最適量の電流を光源12に供給し、上述の結果を達成するために、プロセッサ28によってQ1に供給されるプログラム可能な幅を持つパルスが選択されなければならない。光源へ供給される最適量の電流は、光源自体に特有な電圧降下に左右されるので、Q1に供給されるパルス幅を校正するために、光源の電圧降下を測定しなければならない。これは、エネルギー蓄積回路22から光源へ供給される電流を計測することで達成され、その結果、所定のパルス幅になる。

【0024】

この電流計測は、R1と共にC1に並列なC2を流れる電流から得られる。R1の値が非常に低く本質的に無視できるので、C2は本質的にC1と並列である。さらに、C1はC2よりも1000倍大きいので、C2を流れる電流はC1を流れる電流の1000分の1である。R1は、C2を流れる電流を、サンプリングシグマデルタコンバータ32およ

10

20

30

40

50

びプロセッサ 3 4 が計測可能な電圧に変換する。その後、エネルギー蓄積回路 2 2 に供給され、最終的に光源 1 2 へ放電されるエネルギー量を選択的に変化させるためにパルスが Q 1 に供給されると、計測された電圧は、幅を変化させるために、プロセッサ 2 8 へのフィードバックとして用いられる。

【 0 0 2 5 】

ドライブ回路 1 8 は一旦適切に較正されると、検出回路 1 6 が安定した後に初めて最大値に達するよう制御された量の電流を光源 1 2 へ供給する。これは検出回路の最初のセトリング時間の間に光源が消費する電力量を削減する。さらに、エネルギー蓄積回路 2 2 は、キャパシタおよびインダクタを含むが抵抗部材は含んでいないので回路の充電および放電状態の間、電力はほとんど浪費しない。

【 0 0 2 6 】

本発明を添付図面に示された好適実施例に基づき説明したが、請求項に挙げられた本発明の範囲内において、同等物を用いてもよいし、置換してもよいのはもちろんである。例えば、本発明のドライブ回路はパルスオキシメータと共に用いられるよう図示して、説明しているが、他の光源自体をドライブする測光器の光源と共に用いても構わない。

【 0 0 2 7 】

本発明の好適実施例を説明したが、新規なものとして請求し、特許証により保護されるよう要求するものは特許請求の範囲の内容を含む。

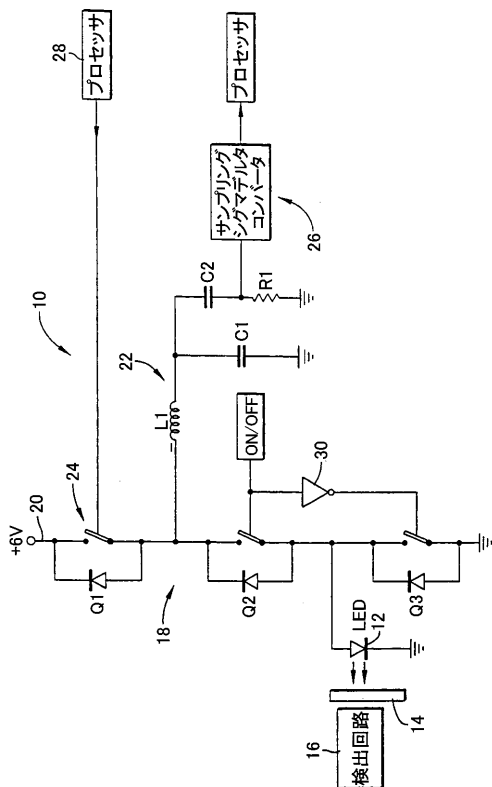
【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の好適実施例に従って構成されたオキシメータの電気回路図である。

10

20

【 図 1 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 米国特許第05590652 (US, A)
米国特許第05820550 (US, A)
国際公開第98/053646 (WO, A1)
特開平06-063032 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/145

专利名称(译)	脉冲血氧仪采用低功耗型发光二极管驱动		
公开(公告)号	JP4641626B2	公开(公告)日	2011-03-02
申请号	JP2000620865	申请日	2000-04-04
[标]申请(专利权)人(译)	马林克罗特眼Enushi		
申请(专利权)人(译)	马林克罗特眼Enushi.		
当前申请(专利权)人(译)	马林克罗特眼Enushi.		
[标]发明人	ポトラッツアールステーブン		
发明人	ポトラッツ アール. ステーブン		
IPC分类号	A61B5/145 A61B5/00 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B2560/0209		
FI分类号	A61B5/14.310		
优先权	09/320145 1999-05-26 US		
其他公开文献	JP2003500147A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

光度计 (10) 包括可操作以将光导向样品 (14) 的光源 (12) , 可操作以在光通过样品后检测光的检测电路 (16) , 以及用于检测光的驱动电路 (18) 。为光源供电。驱动电路包括用于与功率源耦合的输入 (20) 和与输入耦合的能量存储电路 (22) 。能量存储电路可操作以在切换到充电状态时存储来自电源的能量 , 并且当切换到放电状态时以斜坡方式将电流传送到光源 , 使得电流在选定时间达到峰值。驱动电路向光源提供受控量的电流 , 该电流仅在检测电路稳定后才达到峰值 , 从而在血氧计启动时不会浪费电力。

【 图 1 】

