

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11)特許出願公表番号

特表2003 - 500147

(P2003 - 500147A)

(43)公表日 平成15年1月7日(2003.1.7)

(51)Int.Cl⁷

識別記号

F I

テームコード (参考)

A 6 1 B 5/145

A 6 1 B 5/14

310

4 C 0 3 8

審査請求 未請求 予備審査請求 (全 13数)

(21)出願番号 特願2000 - 620865(P2000 - 620865)

(86)(22)出願日 平成12年4月4日(2000.4.4)

(85)翻訳文提出日 平成13年11月13日(2001.11.13)

(86)国際出願番号 PCT/US00/08870

(87)国際公開番号 W000/072749

(87)国際公開日 平成12年12月7日(2000.12.7)

(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)

(81)指定国 EP (AT , BE , CH , CY , DE , DK , ES , FI , FR , GB , GR , IE , IT , LU , MC , NL , PT , SE) , CA , JP

(71)出願人 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 ブールバード
675

(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
パーランド パーク ビバリー 15119

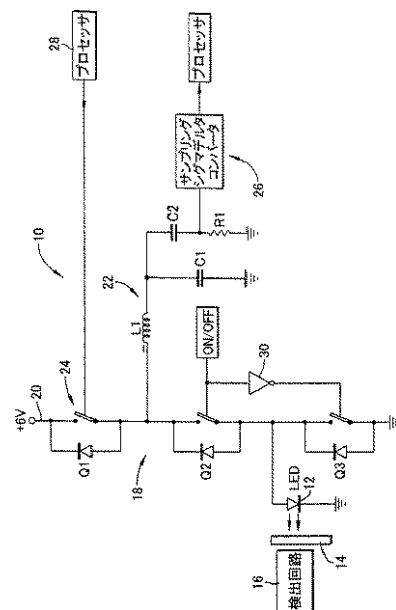
(74)代理人 弁理士 渡辺 望稔 (外 1 名)

Fターム (参考) 4C038 KK01 KL07 KX01

(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)【要約】

測光器 (1 0) は、サンプル (1 4) に光を照射可能な光源 (1 2) と、サンプル (1 4) を通過した後の光を検出可能な検出回路 (1 6) と、光源 (1 2) に電力を供給するドライブ回路 (1 8) とを備える。ドライブ回路 (1 8) は、電源に接続するための入力 (2 0) と、入力 (2 0) に接続されるエネルギー蓄積回路 (2 2) とを備える。エネルギー蓄積回路 (2 2) は、充電状態に切替えられると、電源からエネルギーを蓄積し、放電状態に切替えられると、徐々に電流を光源に供給して、選択された時間に電流が最大値に達するよう動作が可能である。ドライブ回路 (1 8) は、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) へ供給し、測光器 (1 0) の起動時に電力が浪費されない。



【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、選択された時間に電流が最大値に達するよう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に記載の測光器。

【請求項4】

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電流の一部の半波が最大値に達するよう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3に記載の測光器。

【請求項5】

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6】

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、前記電流が、選択された時間に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に記載のドライブ回路。

【請求項11】

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電流の一部の半波が最大値に達するよう動作可能な同

調回路を構成することを特徴とする請求項10に記載の測光器。

【請求項12】

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に記載の測光器。

【請求項13】

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12に記載の測光器。

【請求項14】

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に記載の測光器。

【請求項15】

請求項10に記載の測光器であって、さらに、前記第一キャパシタに接続され、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測光器。

【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。

【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。

【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。

【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、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。

【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】

光源12は、通常のものであり、発光ダイオード(LED)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16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。

【0010】

ドライブ回路18は、光源12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20、概して数

字22で参照されるエネルギー蓄積回路、概して数字24で参照される切替回路、および概して数字26で参照される電流測定回路を備える。

【0011】

入力20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20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。

【0012】

本発明の一形態に従い、エネルギー蓄積回路22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12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C1およびインダクタL1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、C1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。L1は入力20とC1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C1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C1から光源に電荷を供給する。

【0013】

C1およびL1は、電流の半波の一部が光源12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16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、C1は16v、10 μ Fの値を、L1は470 μ Hの値を持つ。

【0014】

切替回路24は、トランジスタQ1、トランジスタQ2、およびトランジスタQ3を有することが好ましい。Q1、Q2、およびQ3は共にエネルギー蓄積回路22を充電状態と放電状態との間で切り替え、回路22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12へ供給する。

【0015】

Q1は入力20とエネルギー蓄積回路21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。Q1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Q1をオンするようプログラム可能なプロセッサ28によりオン/オフを切替えられるのが好ましい。

【0016】

Q2はエネルギー蓄積回路22と光源12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。Q3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。Q2およびQ3は、プロセッサ28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、Q3への入力インバータ30により反転されるがQ2への入力は反転されない。そのため、Q2がオンされると必ずQ3はオフされる。その逆も同じである。

【0017】

電流計測回路26はエネルギー蓄積回路22に接続され、光源12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Q1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C2、レジスタR1、サンプリングシグマデルタコンバータ32、およびプロセッサ34を備えることが好ましい。C2は50 μ F、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tring時間の中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較正するために、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およびプロセッサ34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22に供給され、最終的に光源22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Q1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28へのフィードバックとして用いられる。

【0025】

ドライブ回路18は一旦適切に較正されると、検出回路16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12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22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。

【0026】

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。

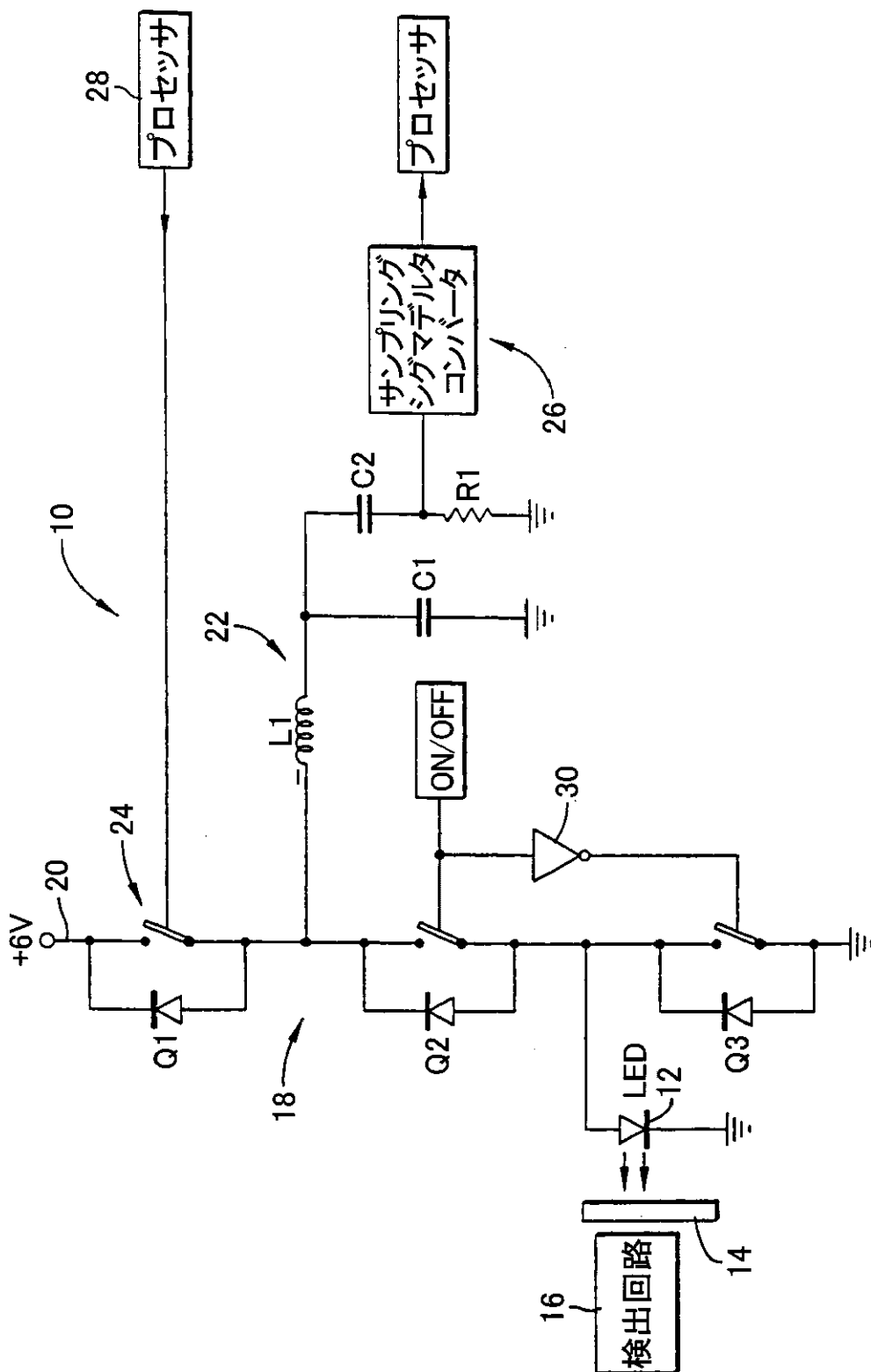
【0027】

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。

【図1】



【國際調查報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US00/08870
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) :A61B 5/00 US CL :600/323 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 600/310, 322, 323, 326, 473, 476 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) WEST Search Terms: pulse oximeter, capacitor, inductor, transistor, photometer		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No
X	US 5,590,652 A (INAI) 07 January 1997, cols. 3-5.	1, 2, 5-9, 12-14
—		
Y		3, 4, 10, 11, 15
Y	US 5,820,550 A (POLSON et al.) 13 October 1998, Fig. 3.	3, 4, 10, 11, 15
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "X" document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "E" earlier document published on or after the international filing date "Y" document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 06 JUNE 2000		Date of mailing of the international search report 03 JUL 2000
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-3230		Authorized officer <i>Brian Szmaj</i> FOR BRIAN SZMAL Telephone No. (703) 308-3737

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	JP2003500147A	公开(公告)日	2003-01-07
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.		
[标]发明人	ポトラツアールスティーブン		
发明人	ポトラツ アール. スティーブン		
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		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL07 4C038/KX01		
优先权	09/320145 1999-05-26 US		
其他公开文献	JP4641626B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

光度计 (10) 是能够对样品 (14) 照射光的光源 (12) , 能够在通过样品 (14) 之后检测光的检测电路 (16) , 以及用于光源 (12) 的电源。和用于供电的驱动电路 (18) 驱动电路 (18) 包括用于连接到电源的输入 (20) 和连接到输入 (20) 的能量存储电路 (22) 。能量存储电路 (22) 在切换到充电状态时存储来自电源的能量 , 并且在切换到放电状态时逐渐向光源提供电流 , 并且电流在所选择的时间达到最大值。有可能。在检测电路 (16) 稳定之后 , 驱动电路 (18) 向光源 (12) 提供受控的电流 , 直到达到最大值 , 从而在光度计 (10) 启动时不会浪费功率。

