



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580005859.0

[43] 公开日 2007年4月25日

[11] 公开号 CN 1953699A

[22] 申请日 2005.2.25
 [21] 申请号 200580005859.0
 [30] 优先权
 [32] 2004. 2. 25 [33] US [31] 10/788,239
 [86] 国际申请 PCT/US2005/006206 2005.2.25
 [87] 国际公布 WO2005/082238 英 2005.9.9
 [85] 进入国家阶段日期 2006.8.25
 [71] 申请人 内尔科尔普里坦贝内特公司
 地址 美国加利福尼亚州
 [72] 发明人 布拉德福德·B·丘 伊桑·彼得森
 威廉·谢伊

[74] 专利代理机构 北京律盟知识产权代理有限责任
 公司
 代理人 王允方 刘国伟

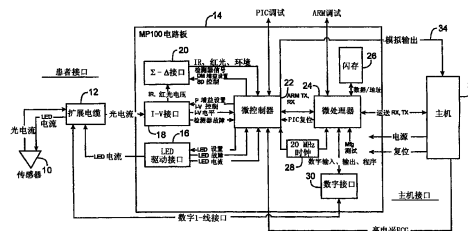
权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 3 页

[54] 发明名称

血氧计红光和 IR 零校准控制

[57] 摘要

本发明提供一种具有用于驱动红光 LED 和 IR LED 的驱动线和一用于驱动那些驱动线的驱动电路的脉冲血氧计。一处理器使用直接连接在所述处理器与所述驱动电路之间的一红光零输出线和一 IR 零输出线控制所述驱动电路。这允许一控制信号直接控制红光驱动晶体管或 IR 驱动晶体管的关闭，以通过越控驱动晶体管的正在进行的可程序化逻辑状态机控制来防止正向电流流过红光 LED 和 IR LED。其结果是减少串音和电容耦合的效应。



1. 一种脉冲血氧计，其包含：
 - 一红光驱动线，其用于一红光发光二极管（LED）；
 - 一红外光（IR）驱动线，其用于一 IR LED；
 - 一驱动电路，其耦合到所述红光驱动线和所述 IR 驱动线；
 - 一处理器，其用于控制所述驱动电路，所述处理器具有耦合到所述驱动电路的一红光零输出线和一 IR 零输出线，其中在所述零输出线上的一控制信号关闭一红光驱动晶体管或一 IR 驱动晶体管，所述红光驱动晶体管或 IR 驱动晶体管分别提供流过所述红光 LED 和所述 IR LED 的正向电流。
2. 根据权利要求 1 所述的脉冲血氧计，其进一步包含：
 - 一逻辑电路，所述逻辑电路具有连接到所述红光零驱动线和所述 IR 零驱动线的输入端，和将控制信号提供到所述驱动电路的输出端。
3. 根据权利要求 2 所述的脉冲血氧计，其中所述逻辑电路是经程序化。
4. 根据权利要求 2 所述的脉冲血氧计，其中所述红光驱动晶体管和所述 IR 驱动晶体管包含耦合到所述红光 LED 和所述 IR LED 的一返回线的以 H 桥形排列的红光源晶体管和 IR 源晶体管以及红光接收器晶体管和 IR 接收器晶体管。
5. 根据权利要求 3 所述的脉冲血氧计，其中所述 LED 排列为背对背，使得所述红光 LED 的所述驱动线为所述 IR LED 的所述返回线，并且所述 IR LED 的所述驱动线为所述红光 LED 的所述返回线。
6. 一种脉冲血氧计，其包含：
 - 一红光驱动线，其用于一红光发光二极管（LED）；
 - 一红外光（IR）驱动线，其用于一 IR LED；
 - 一驱动电路，其耦合到所述红光驱动线和所述 IR 驱动线；
 - 一逻辑电路，其具有连接到红光零驱动线和 IR 零驱动线的输入端，和将控制信号提供到所述驱动电路的输出端；和
 - 一处理器，其用于控制所述程序化逻辑电路，所述处理器耦合到所述红光零输出线和所述 IR 零输出线并且驱动所述红光零输出线和所述 IR 零输出线，其中在所述零输出线上的一控制信号使所述经程序化逻辑电路关闭一红光驱动晶体管或一 IR 驱动晶体管，所述红光驱动晶体管或 IR 驱动晶体管分别提供流过所述红光 LED 和所述 IR LED 的正向电流。

血氧计红光和 IR 零校准控制

技术领域

本发明涉及血氧计，且更特定而言，涉及脉冲血氧计中的 LED 驱动电路。

背景技术

脉冲血氧定量法通常用于测量各种血液化学特征，包括（但不限于）：动脉血中血红蛋白的血氧饱和度、供应给组织的个别血液脉动的体积，和对应于患者的每一次心跳的血液脉动率。这些特征的测量已由使用非侵入性传感器来完成，所述传感器将光散射而穿过患者组织中有血液灌注到组织的一部分中，且光电地感测光在上述组织中的吸收。以不同波长吸收的光的量接着用来计算所测量的血液成分的量。

选择散射过组织的光以具有一个或一个以上的波长，其由血液吸收且吸收数量表示血液中的血液成分的量。所传输散射过组织的光的量将根据组织中的血液成分的变化量和相关的光吸收而改变。根据用于测量血氧饱和度的已知技术，为测量血氧含量，这些传感器通常已具有适用于产生具有至少两种不同波长的光的光源，且具有对那两种波长敏感的光电检测器。

已知非侵入性传感器包括紧固到身体的一部分（例如，手指、耳朵或头皮）上的装置。在动物和人类中，这些身体部分的组织灌注有血液并且组织表面易于由传感器所接近。

通常为发光二极管（LED）的光源，需要由电流驱动以激活它们。为减少泄漏和电容性耦合瞬态效应，需要能够驱动所述 LED 中的一者，而无任何电流流经另一者。通常，这可通过利用脉冲血氧计中的处理器控制工作周期来完成。然而，已发现：使用工作周期控制来消除通过所述 LED 中的一者的电流仍包含不良的一定量的泄漏和电容性耦合瞬态。

发明内容

本发明提供一种具有用于驱动红光 LED 和 IR LED 的驱动线和用于驱动那些驱动线的驱动电路的脉冲血氧计。一处理器使用直接连接在所述处理器与所述驱动电路之间的一红光零输出线和一 IR 零输出线来控制所述驱动电路。这允许一控制信号直接控制引导正向电流通过红光 LED 和 IR LED 的红光驱动晶体管或 IR 驱动晶体管的关闭。

在一个实施例中，所述红光零输出线和 IR 零输出线连接到一程序化逻辑电路。所

述由处理器控制的程序化逻辑电路，为驱动电路的晶体管提供多种定时信号。在一个实施例中，所述驱动电路包括一具有红光 FET 驱动晶体管和 IR FET 驱动晶体管的 H 桥接电路。

为了进一步理解本发明的性质和优点，可参考结合附图所说明的以下实施方式。

附图说明

图 1 是并入本发明的血氧计的方框图。

图 2 是根据本发明的一个实施例的 LED 驱动电路的电路图。

图 3 是用于产生图 2 电路的定时和控制信号的逻辑的一个实施例的方框图。

具体实施方式

图 1 说明并入本发明的血氧定量法系统的实施例。传感器 10 包括红光和红外光 LED 和光电检测器。电缆 12 将它们连接到电路板 14。由一 LED 驱动接口 16 提供 LED 驱动电流。将从传感器接收到的光电流提供到一 I-V 接口 18。随后将 IR 和红光电压提供到一并入本发明的 Σ - Δ 接口 20。将 Σ - Δ 接口 20 的输出提供给一微控制器 22，所述微控制器 22 包括一个 10 位 A/D 转换器。控制器 22 包括用于程序的闪存，和用于数据的 EEPROM 存储器。处理器也包括一个连接到闪存 26 的控制器芯片 24。最后，使用一个时钟 28 并且提供一个用于传感器 10 中的数字校准的接口 30。一独立主机 32 接收经处理的消息，并且接收一在线 34 上的用于提供模拟显示的模拟信号。

LED 驱动电路

图 2 是根据本发明的一个实施例的 LED 驱动电路的电路图，其形成图 1 的 LED 驱动接口 16 的一部分。电压调节器 36 提供一个与整个血氧计电路的电压源分离的电压。输出提供为在线 38 上的 4.5 伏信号，其中电平是由电阻器 R89 和 R90 的反馈电阻分压器设置。线 38 上的电压提供给 FET 晶体管 Q11 且提供给电感器 L6。通过电感器 L6 的电流由开关 40 提供到电容器 C65 和 C66 中的一个，其中所述电容器 C65 和 C66 分别存储用于红光 LED 和 IR LED 的电荷。线 42 上的红光/IR 控制信号在血氧计处理器的控制下选择开关位置。线 44 上的控制信号 LED PWM 门控控制晶体管开关 Q11 的开关。

一旦电容器被充电，那么线 44 上的控制信号关闭开关 Q11 并且通过开关 40 和电感器 L6 将电流从电容器 C65 或 C66 分别通过晶体管 Q5 和 Q6 提供到红光阳极线 46 或 IR 阳极线 48。一信号“红光门控(red gate)”接通晶体管 Q5，而其反向“/红光门控(/red gate)”关闭晶体管 Q7。这将电流通过红光阳极线 46 提供到达背对背 LED 50，其中电流通过 IR 阳极返回到晶体管 Q8，并且通过电阻器 R10 到达大地。晶体管 Q8 由信号“/IR 门控

(/IR gate)”接通，而这一信号的反向“IR 门控 (IR gate)”关闭晶体管 Q6。当驱动 IR 阳极时所述信号翻转，其中“IR 门控”和“红光门控”信号以及它们的反向改变状态，使得电流通过晶体管 Q6 提供到 IR 阳极 48，并且通过红光阳极 46 并通过晶体管 Q7 返回到电阻器 R10 和大地。读取“LED 电流感测”信号是用于与本发明不相关的校准目的。

当将来自电容器 C65 或 C66 的电流通过电感器 L6 提供到 LED，并且在需要时切断所述电流时，电晶体 Q11 接通，使得在过渡期间的剩余电流可转储到电容器 C64 中。这解决 FET 晶体管开关并非为瞬时的事情。接着，C64 通过 Q11 和电感器 L6 将其电流转储到重新充电时的电容器中。

电阻器 R38 和电容器 C67 是并联连接到电感器 L6 来防止信号尖峰，并且提供一个平滑过渡。连接到电感器 L6 的是具有一个由线 54 上的 LED 取样保持信号控制的开关 52 的取样电路，以对信号进行取样并且将其通过放大器 56 提供到由处理器读取的线 58 上的“LED 电流”信号。提供一个积分电容器 C68 以与放大器 56 并联。一开关 60 响应于“清除 LED 取样”信号操作开关以在取样之间使电容器短路。

取样与保持电路测量电容器 C69 与电感器 L6 之间的节点 T18 处的电压，以确定电流。电容器 C69 是电容器 C65 和 C66 的值的 1/1000。因此，通过 C69 提供比例电流，所述比例电流通过开关 52 注入到积分电容器 C68 中，以提供可在线 58 上的放大器 56 的输出处测量的电压。在线 58 上由处理器测量的电压用作一个反馈，其中所述处理器改变传递到晶体管 Q11 的脉冲的宽度，以选择性地改变传递给电容器 65 和 66 的能量的量，并且随后最终放电到 LED 50 中。在处理器内部的 PI (比例积分) 回路随后控制 Q11 处的 PWM 信号。这允许对 LED 强度进行精确控制，从而允许其最大化 (如果需要)，而不会超过期望限度 (以避免灼伤患者等)。

图的左下方展示一个“4.5 v LED 禁用”信号，其由微处理器使用以在特定情况下关闭电压调节器 36。例如，如果在 LED 线上存在问题，那么寻找在插入的新传感器中的短路的诊断将关闭电压调节器。

零校准控制

图 3 说明从图 1 上看，连接到图 1 中的 LED 驱动接口中的程序化逻辑 62 的处理器 22。程序化逻辑 62 响应于来自时钟、同步脉冲和脉冲宽度信号的处理器的基本定时信号，来提供由图 2 的电路使用的不同控制信号。

如图中可见，处理器 22 也在线 64 上提供一红光零信号并在线 66 上提供一 IR 零信号。这两个信号进入程序化逻辑电路 62 中。程序化逻辑 62 响应于红光零信号的断定，将在红光门控、/红光门控、IR 门控和/IR 门控输出上提供适当控制信号以控制图 2 中的

驱动晶体管。详细而言，红光零信号的断定将导致红光门控信号关闭晶体管 Q5 和晶体管 Q8。用于在 LED 间开关的可程序化逻辑仍起作用，但由这一零信号越控。因此，红光门控保持在其值上，而与可程序化逻辑状态机使其循环为接通和关闭的努力无关。类似地，在线 66 上的 IR 零信号的断定将导致程序逻辑电路 62 使用 IR 门控信号关闭晶体管 Q6，并且使用/红光门控信号关闭晶体管 Q7。

这些信号因此确保电流仅流经红光 LED 或 IR LED，而不会在断定适当的红光零或 IR 零信号时因其间的开关而产生任何泄漏。这显著地减少由于使用工作周期控制和任何电容性耦合开关瞬态的任何开关泄漏。

如所属领域的技术人员将了解，本发明可以其它特定形式体现，而不脱离本发明的本质特征。例如，可使用一不同驱动晶体管结构，例如，对于未配置为背对背而是具有独立驱动的独立连接的 LED。因此，前述描述意在对以上权利要求书中所阐述的本发明的范畴进行说明而非限制。

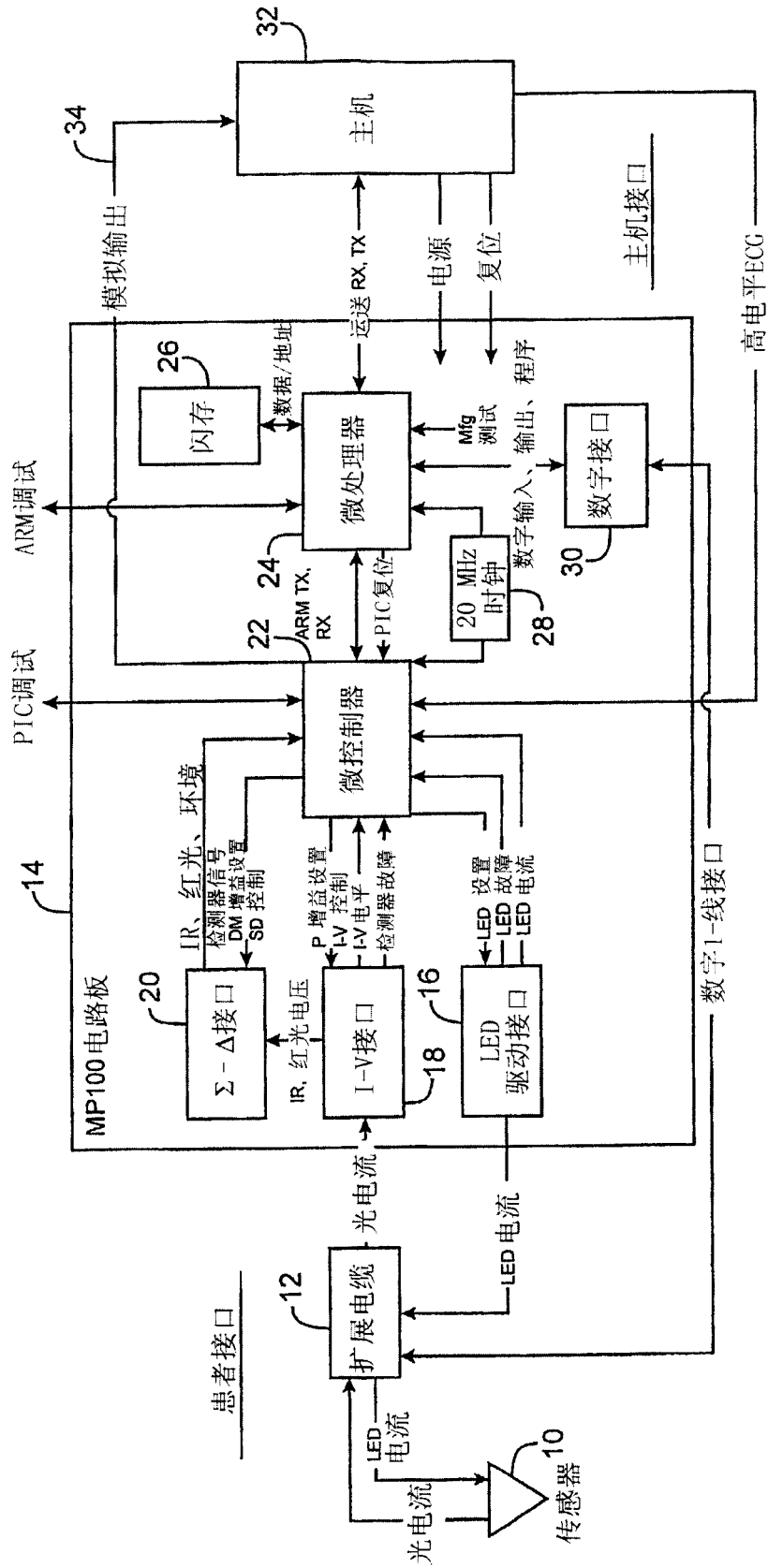


图1

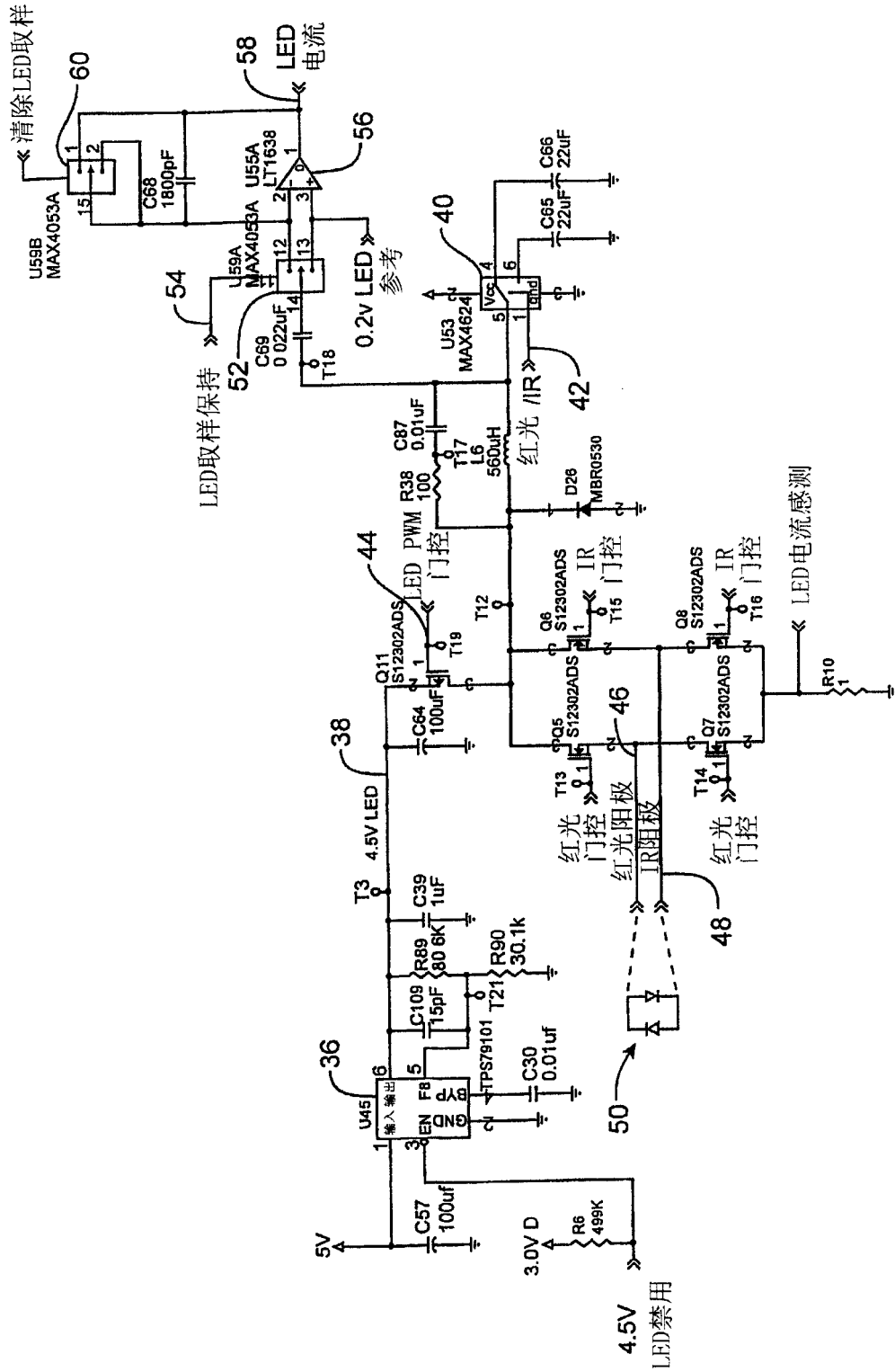


图2

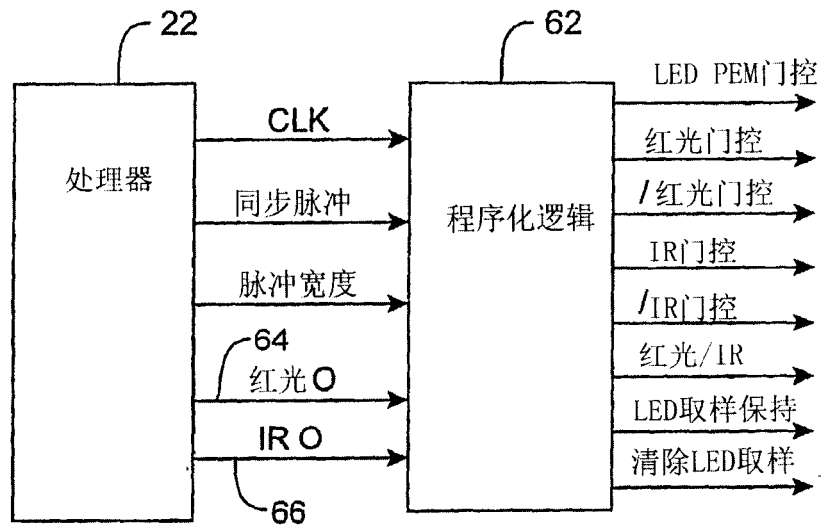


图3

