

Design of an Anti-Noise Wearable Pulse Oximetry*

GONG Yushun, WU Baoming*, GAO Dandan, YAN Qingguang

(The 5th department of Daping Hospital & Research Institute of Surgery, the Third Military Medical University,
National Key Laboratory of Trauma, Burn and Combined Injury, Chongqing 400042)

Abstract: A wearable pulse oximetry was designed for real time measuring of oxygen saturation in motion condition. Digital-to-Analog converter was used to control LED which gives out light of different color alternately. The light reflected from body was collected by Optical-to-Frequency converter whose output was sent to MCU directly, and then the calculation result was transmitted wirelessly. An algorithm aiming at removing motion artifact mixed in PPG signal was designed to get accurate result. This device is suitable for real time monitoring in daily motion condition for its miniature design and anti-motion artifact ability.

Key words: oxygen saturation; reflective; motion artifact; dynamical monitoring

EEACC: 7230

doi:10.3969/j.issn.1004-1699.2012.01.002

一种抗干扰穿戴式血氧饱和度监测仪的研制*

龚渝顺, 吴宝明*, 高丹丹, 闫庆广, 冯正权

(第三军医大学大坪医院野战外科研究所第五研究室, 创伤、烧伤与复合伤国家重点实验室, 重庆 400042)

摘要: 为实现动态环境下人体血氧饱和度的实时监测, 研制了一种穿戴式血氧监测仪。采用 D/A 数模转换控制 LED 双光源交替发光, 以光频转换接收头作为传感器, 将光强信号转换为频率信号, 直接送入单片机采集; 根据反射式原理计算得到结果, 通过无线方式发送数据。针对动态环境下获取的光电容积脉搏波中掺杂的运动干扰, 提出了血氧干扰分离自适应对消算法, 以消除运动干扰对计算结果的影响。设计实现了设备的小型化, 提高了其可穿戴性, 具有抗运动干扰的能力, 能准确的获取血氧信息, 适合在日常动态环境下的实时监测。

关键词: 血氧饱和度; 反射式; 运动干扰; 动态监测

中图分类号: TP212.9

文献标识码: A

文章编号: 1004-1699(2012)01-0006-05

血氧饱和度表征了人体血液的含氧量, 能有效的反应人体循环系统和呼吸系统的生理状态, 在病情诊断和健康监护方面发挥着积极的作用^[1]。现今, 无创血氧检测方法已得到了很好的发展, 从传统的透射式检测方法逐渐发展到反射式血氧检测^[2]、便携式血氧检测以及集成了无线模块的血氧检测设备^[3]。但由于结构、功耗及运动干扰等因素的影响限制了其在动态环境下的应用, 使得血氧饱和度检测仍然无法实时准确的获取人体血氧状态。而人体处于自然状态下的生理信号更能准确的反映其生理状态^[4], 尤其在一些特殊场合, 如术后跟踪观察、社区医疗及家庭保健, 都需要在不影响人们日常工作生活的同时, 实时的获取血氧饱和度信息^[5]; 再如战场环境中的士兵, 实时的获取其血氧饱和度状态,

能有效及时的判断士兵是否存在因战创伤导致的张力性气胸或窒息的情况的发生, 便于尽快的采取营救措施, 挽救生命。为实现血氧饱和度的动态实时监控, 需要满足以下三点要求: 适合佩戴的物理结构、可较长时间监控的低功耗设计以及较好的运动干扰消除方案。近年来出现了一些关于血氧饱和度无线检测方法的研究, 但多数仅着重于无线模块的设计, 而没有具体提出在无线便携式监测中运动干扰的消除方法^[6-7]。本研究针对这三个要求展开, 设计和探讨穿戴式血氧饱和度监测的方法, 在微型化、低功耗和抗运动干扰方面取得了很好的效果。

1 测量原理

穿戴式血氧饱和度监测意在不影响人们正常活

项目来源: 国家科技支撑计划(2009BAI87B00); 创伤、烧伤与复合伤国家重点实验室课题(SKLZZ200903)

收稿日期: 2011-07-29 修改日期: 2011-11-08

动的前提下进行血氧信息的采集。通常的透射式血氧检测方法血氧探头只能放置于手指或耳朵上,对于运动状态的检测来说,探头不易固定且极大影响人的日常生活,无法满足动态血氧监测的要求。而反射式血氧检测方式不受探头安放部位的限制,可以将其嵌入到头带内固定在人体前额,实时获取血氧信息。

与透射式检测不同,反射式探头发光管和接收管置于同一侧,通过接收人体组织反射回来的光进行检测,如图 1 所示。

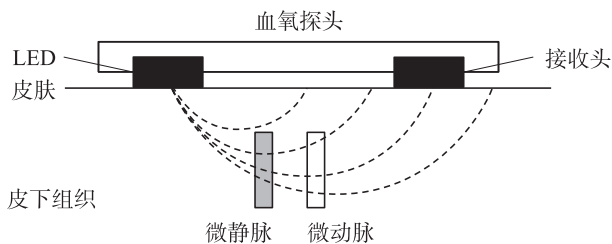


图 1 反射式血氧饱和度探头工作原理

入射光通过人体组织后,经过多次散射,其中一部分重新返回皮肤表面,从宏观上看表现为反射光形式,其整个光程通过皮肤及皮下组织。有文献表明^[8],光源与接收器之间的距离决定了可探测光入射人体组织的深度,因此选择不同的探测距离可获取不同深度组织的血氧信息。设计中选择间距 1.5 cm 放置 LED 和接收头,以更好的获取人体血氧饱和度信息^[9]。

根据光子扩散方程以及朗伯比尔定律,可推导出反射式血氧饱和度的计算公式^[10]:

$$SpO_2 = A_s - B_s \cdot \frac{I_{AC}^{\lambda_1}/I_{DC}^{\lambda_1}}{I_{AC}^{\lambda_2}/I_{DC}^{\lambda_2}}$$

其中, I_{AC}^{λ} 、 I_{DC}^{λ} 分别表示波长为 λ 的光强交流分量及直流分量, A_s 、 B_s 为血氧定标系数。由公式可知,反射式血氧饱和度与透射式血氧饱和度一样可以通过光电容积脉搏波 (Photoplethysmography, PPG) 信号的交流与直流信息计算得到。

2 系统设计

整个系统设计包括硬件设计、时序控制以及低功耗设计。

2.1 硬件设计

硬件设计主要考虑仪器的小型化和可穿戴性,由反射式探头、信号采集模块、光源驱动、无线收发四个部分组成,实现发光、检测以及无线发送的功能。整个硬件嵌入可佩戴的头带上,通过无线收发与外界通信,系统结构如图 2 所示。

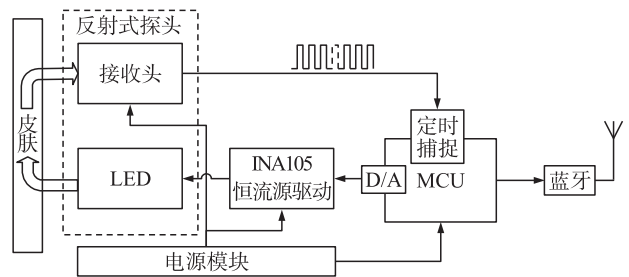


图 2 血氧监测仪系统框图

2.1.1 反射式探头

反射式探头仅含有双光源发光 LED 和光频转换接收头两个器件。LED 和接收头以 1.5 cm 间距固定于头带前侧,与固定在头带侧部的控制和采集硬件模块以短导线连接。佩戴时探头位于前额,而硬件电路模块位于头侧部。

光源采用的是 660 nm、905 nm 双波长 LED,仅由正、负两引脚控制,当流经 LED 电流方向为正向或负向时,可发出红光或红外光。接收器件采用的是光频转换接收头,这是一种特殊的红外接收电路,它将红外接收管与放大电路集成在一起,可感知光强并将其转化为频率大小。

2.1.2 信号采集模块

信号采集模块主要完成 PPG 信号数字化的任务,大多数设计中均采用光电接收管、信号调理电路、AD 采样来实现^[11-12]。这种设计是实现模拟信号采集的常用方法,因此被广泛的使用。但在穿戴式血氧饱和度监测上采用这种数据采样的方法却存在一些缺点:①探头获取的 PPG 信号通过导线以模拟电压的形式向采集模块传输,在传输过程中很容易引入干扰。②计算血氧饱和度需要同时获取两种光波经人体组织衰减后的 PPG 信号,通常是采用脉冲调制的方法让发光 LED 以一定频率交替发光。这样光电管所输出的电压不是连续信号,而是一组脉冲序列,PPG 信号就加载在这一系列的脉冲序列中。这时对这个信号进行模拟信号调理,如低通或高通滤波容易对整个信号造成衰减,而不能像对连续信号的处理那样,仅仅滤出干扰信号。③采样电路所需的器件繁多,结构复杂,不易小型化,无法满足穿戴式监测的要求。

设计中采用的是光频转换接收头作为传感器。接收头是反射式探头中的一部分,同时构成了设计的整个采集模块。其输出的频率信号直接输入单片机,单片机通过捕捉计数的方式计算出输入信号的频率信息,从而获取被人体组织衰减后的光强信号。这样避免了复杂的信号调理电路,更易实现仪器的小型化,避免模拟信号调理对加载有 PPG 信号的脉

冲序列的衰减,并且接收头获取的光强信号是以频率大小的形式传输的,不会在传输中引入干扰。而信号的调理通过数字信号处理完成。

2.1.3 LED 驱动电路

中央处理器采用 MSP430F1611 进行设计。这是一款 16 位超低功耗单片机,符合低功耗设计的要求;其内部集成的两个 D/A 数模转换通道,可便捷的对 LED 的发光状态进行控制,而不需要添加额外的转换芯片,简化了电路。数模转换后的电压控制信号,经精密单位差动放大器 INA105 构成的恒流源电路转换为稳定的电流信号,以驱动 LED 发光。通过改变 D/A 数模转换的输出电压值,可方便的控制 LED 的发光状态,电路简单易于小型化设计。

采用的 660 nm、905 nm 双波长 LED,当通过正向或负向电流时分别发出两种不同波长的光波。如图 3 所示,差动放大器 INA105 与简单的外围器件构成了恒流源电路,其输出电流 I_o 受输入电压 V_i 及参考电阻 R_f 控制,其计算公式为:

$$I_o = -V_i/R_f$$

设置不同 D/A 转换参数,D/A 输出的电压通过第一级运放电路在 V_i 处转换为正、负电压值,这样在通过 INA105 恒流源电路后,可输出正向或负向电流 I_o 以驱动 LED 发出两种不同波长的光。

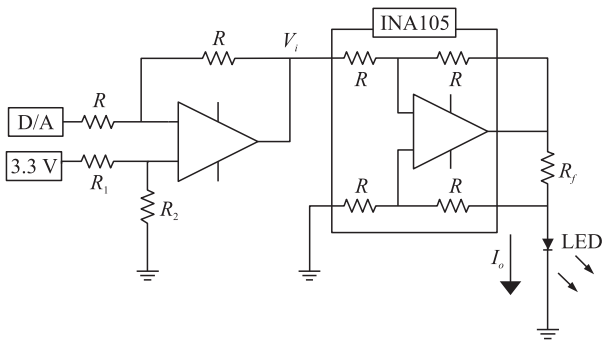


图 3 LED 恒流源驱动电路

2.1.4 无线收发模块

设计中探头和控制检测模块一同放置在了头带上,如果还采用导线连接的方式向外传输数据将不便于设备的佩戴,因此近程无线收发功能成为穿戴式监护的最佳解决方案。在血氧采集终端上加入无线收发模块,获取的人体血氧饱和度值可以通过无线方式发送出去。这样,血氧探头与采集模块可一同放置在头带上,两者之间仅需很短的导线连接。设计中采用低功耗蓝牙模块 JBM-141 组建蓝牙模块实现近程无线通信。在使用时终端直接佩戴在人体前额,获取的数据通过蓝牙通信发送到手持 PDA。

2.2 工作时序

红光和红外光通过脉冲调制,以 50 Hz 频率交替发光,接收头在 LED 开始发光后稍作延时再开启,以获取光源稳定后的光强信息。时序图如图 4 所示。

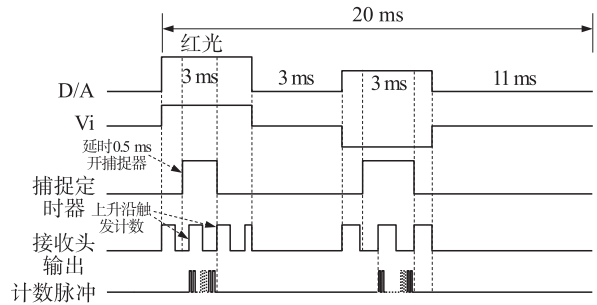


图 4 系统工作时序分析

捕捉定时器在开启 LED 光源后延时 0.5 ms 再开启以保证光源的稳定,之后,在接收头输出频率信号的第一个上升沿到来时开始以设置的时钟频率计数,直到检测到信号的下一个上升沿时停止计数,计数值大小正好反映信号频率大小,代表了接收到的光强。

设计大大简化了硬件电路的复杂度,大部分功能通过软件控制。首先由 D/A 数模转换得到控制电压,在通过恒流源驱动后使 LED 发光;接收头接收反射光强,转化为频率信号送到单片机进行采集;获取的数字信号进行处理后根据朗伯比尔定理计算血氧饱和度值,最后将计算得到的结果通过无线方式发送出去。

2.3 低功耗设计

低功耗的设计主要从硬件电路和软件控制上入手。硬件电路上,采用 TPS76033 提供 3.3 V 电源系统,选择 MSP430F1611 超低功耗微处理器和低功耗蓝牙模块 JBM-141。软件控制上主要是对设备工作状态的控制,避免其一直处在全速运行的状态。血氧饱和度采集仪中处理器和发光 LED 是耗能最多的两个模块,因此对这两个部分的工作时序进行低功耗控制。血氧饱和度计算需要检测两波长光衰减后的 PPG 信号,在脉冲调制 LED 交替发光时,尽量减少 LED 发光的持续时间,而让其更多的时间处于熄灭状态,以减小其功耗。如图 4 工作时序所示,以 3 ms 为单位,每个周期点亮红光和红外光一次,其余的 14 ms 让 LED 处于关闭状态以节约能耗。对于处理器来说,MSP430F1611 本身带有不同的工作模式,其低功耗控制,可在血氧采集计算完成以后让处理器进入低功耗休眠模式,直到下一次任务开启时唤醒进入全速运行模式。

3 抗干扰算法及实验数据分析

设计中处理器直接采集接收头输出的频率信号,没有进行模拟信号的处理。因此,信号中包含许多干扰有待消除,其中主要的包括本底光噪声、血液灌注、电器干扰、探头耦合干扰以及运动干扰^[13-14]。为了得到准确的血氧饱和度值必须对采集到的原始信号进行数字信号处理。

首先对原始 PPG 信号以及干扰按照频谱特性进行分类,可将其看成是目标信号和干扰信号的叠加:

$$P = S_{ac} + S_{dc} + N_{ac} + N_{dc} + N_{mix}$$

其中 S_{ac} 和 S_{dc} 为目标信号的交流和直流分量,而 N_{ac} 、 N_{dc} 、 N_{mix} 分别表示叠加在交流分量上的高频噪声、叠加在直流分量上的低频噪声以及频带与 PPG 信号混叠的噪声。

对于低频和高频噪声 N_{ac} 、 N_{dc} 可以简单的运用数字滤波器将其消除。采集一段 10 s 的数据,对其进行处理,图 5 为数字滤波前后的 PPG 信号,经过数字滤波以后,高频噪声和低频基线漂移被有效的消除,但是频率混叠的信号仍然包含其中。

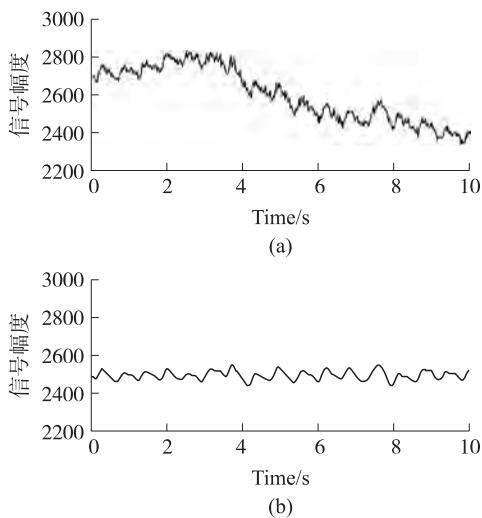


图 5 数字滤波前后 PPG 信号

对于频率混叠干扰 N_{mix} ,用简单的滤波无法消除,而这一噪声通常是由运动干扰引入的。对于穿戴式血氧饱和度监测,运动干扰的去除尤为重要。因此,设计针对这一干扰,提出了一种血氧饱和度干扰分离自适应消算法,从 PPG 信号的交流分量上来消除运动对计算结果带来的干扰。

算法基于一个假设:在较短时间内,人体血氧饱和度值处于相对恒定的状态。当没有运动干扰引入的时候,PPG 信号相对稳定,其交流分量表现为平稳信号;而当受到运动干扰时,PPG 信号交流分量会出现波动。若通过峰峰值计算信号的交流分量,会导

致获取的数据量过少,进行自适应消噪时需要很长的时间才能使输出收敛。因此采用计算信号包络线的方法扩充数据量,能更好的提取 PPG 交流分量中干扰的波动趋势。

如图 6 所示,计算信号上下包络线,相减得到 PPG 信号的交流分量。将红光 PPG 交流分量 r_{dac} 与红外光 PPG 信号的交流分量 i_{rac} 做差,得到两者的差值 Δac 。根据假设,PPG 信号波动是由运动引起, Δac 中包含了运动对信号的干扰,其交流成分与运动干扰相关。因此在差值信号中提取其交流成分作为参考信号,对两光的交流分量做自适应消噪,即可得到较为干净的信号。

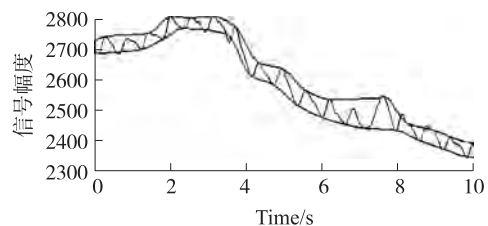


图 6 PPG 信号上下包络线

对采集的 10 s 信号进行自适应消噪,如图 7 所示,两光 PPG 信号的交流分量在处理前虽然仍然随运动而波动,但其波动程度趋于一致。这是因为在处理前,由于运动干扰,光在通过人体组织时光程发生改变,由于脱氧血红蛋白与氧合血红蛋白对不同波长光波的衰减系数不同,造成出射光的波动程度不一样,如图 7 中处理前的信号所示。经过处理消除了运动引起的两光的波动差异,因此两光的交流之比趋于一稳定的数值。通过处理后的交流和直流分量,可计算得到准确的血氧饱和度值。

采集一段持续 10 s 并含有强烈运动干扰的 98% 正常血氧饱和度数据进行计算,其计算结果如图 8 所示。

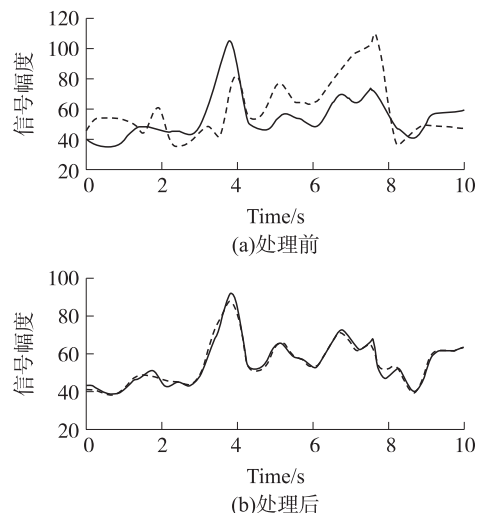


图 7 自适应消噪前后两光的交流分量

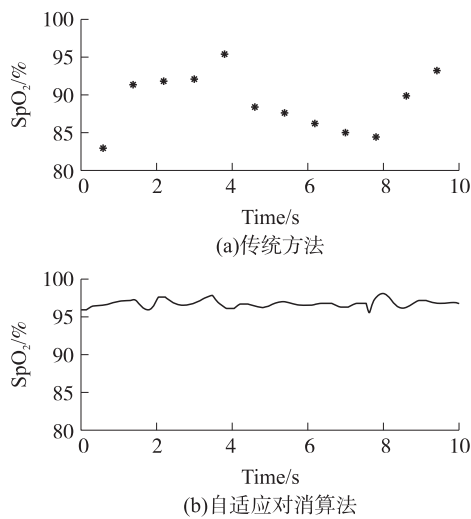


图8 血氧饱和度值为98%时的计算结果

通过传统的方法计算,每一个脉搏波只能得到一个结果,当受运动干扰的影响时,出现计算偏差,结果低于98%正常血氧饱和度值;而采用自适应对消算法处理后计算得到的结果误差小于1%,很好的逼近真实值。

4 结论

从结构、功耗和干扰三个方面入手,设计了一种穿戴式血氧饱和度监测终端,实现了设备的小型化,确保其可穿戴性;同时,通过间断性时序控制LED发光及处理器工作时间,节约了设备的能耗,延长了工作时间。在运动干扰方面,采用了针对血氧饱和度计算的包络自适应算法,通过对实验数据的处理和分析,证实了算法的有效性。设计将探头与采集模块集成在头带内,并加入无线通信功能,构成穿戴式血氧监测仪。在未来的研究开发中,可作为穿戴式多生理

参数实时监测系统的一个终端节点加入无线体域网,具有很好的应用前景。

参考文献:

- [1] 胡红姣. 老年患者腹部手术前后血氧饱和度监测意义[J]. 安徽医药, 2010, 14(4): 485-487.
- [2] McCormick P W, Melville S, Mark G G, et al. Noninvasive Cerebral Optical Spectroscopy for Monitoring Cerebral Oxygen Delivery and Hemodynamics[J]. Critical Care Medicine, 1991, 19(1): 89-97
- [3] 吴小玲, 蔡桂艳. 可穿戴式血氧传感器的设计和定标方法研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2009, 26(4): 731-738.
- [4] 江月娥, 李桂梅, 邹天士, 等. 重度 COPD 病人动态血氧饱和度监测及夜间低氧血症的护理干预[J]. 临床研究, 2011, 25(10): 124-125.
- [5] 邹虹. 体外循环术后监测脉搏血氧饱和度的影响因素和护理[J]. 临床护理, 2010, 10(12): 128.
- [6] 王林高, 朱倩. 运动中的脑氧、肌氧和心率无线同步采集系统研究[J]. 传感技术学报, 2008, 21(12): 1981-1985.
- [7] 金海龙, 王作君, 郑成博, 等. 无线传输在脉搏血氧饱和度无创监测中的应用[J]. 传感技术学报, 2006, 25(1): 77-78.
- [8] Rammohan V Maikala. Modified Beer's Law-Historical Perspectives and Relevance in Near-Infrared Monitoring of Optical Properties of Human Tissue[J]. International Journal of Industrial Ergonomics, 2010, 40(2): 125-134.
- [9] 王强, 王跃华, 林淑娟, 等. 反射式红外光谱组织血氧计传感器设计[J]. 中国医疗器械杂志, 1999(4): 196-200.
- [10] 于巍, 古庆恩, 姚翔, 等. 反射式血氧饱和度无创检测的实验研究[J]. 医疗卫生装备, 2007, 28(10): 4-7.
- [11] 李开元, 王卫东. 基于 nRF905 的无线血氧指夹的设计[J]. 生物医学工程研究, 2007(2): 204-207.
- [12] 谢正洋, 胡丹峰, 王加俊. 无创血氧饱和度的测量及无线监测系统的研制[J]. 中国仪器仪表, 2009(4): 65-67.
- [13] Ayman O Soubani M D. Noninvasive Monitoring of Oxygen and Carbon Dioxide [J]. The American Journal of Emergency Medicine, 2001, 19(2): 141-146.
- [14] 王桂玲. 影响脉搏血氧饱和度结果的原因分析[J]. 医疗装备, 2007(6): 37.



龚渝顺(1987-),男,2009年于重庆邮电大学获学士学位,现为第三军医大学硕士研究生,主要研究方向为生物信号处理, johnsongong@163.com;



吴宝明(1962-),男,1998年于香港大学获博士学位,现为第三军医大学教授,博士生导师主要研究方向为生物信号处理、医疗卫生装备, wbm@vip.163.com。