

# 三波长低血氧测量系统的研究与实现

宋俊杰,王 哲,金海龙,王 超  
(燕山大学电气工程学院,河北 秦皇岛 066004)

**摘要:**利用近红外光谱技术的无创血氧测量得到了广泛应用。分析了传统的双波长光源测量低血氧的误差原因,采用三波长测量算法提高了测量精度。定标实验证明了文中选取的三波长光源的准确性。通过对系统性能的测试比较,得出该系统具有较高的准确度和较好的实时性。此系统在低血氧饱和度监护方面具有广泛的应用前景。

**关键词:**近红外;低血氧饱和度;三波长;小波分解

**中图分类号:**R318.6      **文献标识码:**A

## Study and implement of three-wavelength oximeter to measure low oxygen saturation

SONG Jun-jie, WANG Zhe, JIN Hai-long, WANG Chao  
(College of Electrical Engineering, Yanshan University, Qinhuangdao 066004, China)

**Abstract:** The method that noninvasively measures blood oxygen with near-infrared spectroscopy is widely used. The error reason that measures low blood oxygen saturation with conventional two-wavelength light, measure precision was improved with three-wavelength method. The calibration experimental results showed that the three-wavelength is accurate. Through comparison of system performance test, it showed that the system had high accuracy and good real-time. The system has a wide application in low oxygen saturation monitoring.

**Key words:** near infrared; low oxygen saturation; three-wavelength; wavelet

### 1 引言

近红外光谱法是利用被检测组织中含氧血红蛋白和还原血红蛋白在近红外谱区(600~1000 nm)具有不同的吸收光谱特性,测量两个或两个以上波长光强的衰减,通过吸收定律计算出二者的含量,进而利用公式得到组织的血氧饱和度。基于近红外光谱的组织血氧检测技术在临床监护、脑机制研究、运动生理研究和康复医学等领域具有广泛的应用前景,肿瘤血氧饱和度的测量也用此法来预测 PDT 的疗效<sup>[1]</sup>。

传统的双波长透射式血氧监护仪比较成熟,但由于传感器是基于光透射的原理,使它只能局限于在指尖和耳垂等有限部位测量,反映全身动脉血氧饱和度的平均变化,而不能实现人体局部组织和器官供血供氧状态的定位监测。在大多数体表部位

(如前额、胸部等)需要使用反射式传感器进行血氧饱和度检测;而且随着血氧饱和度值的变化,对低血氧的测量误差较大。目前国内对低血氧反射式血氧测量的研究水平还处于探索阶段。

消除干扰是血氧饱和度测量系统设计的关键,尤其反射式血氧测量中检测到的反射光强信号比常规的指夹式透射的检测结果要小得多,所以对反射式血氧仪抗干扰的重要性更为突出。采用多波长测量可以减少测量误差,但如果采用的光波长太多会使仪器结构复杂,价格太贵且易损坏。国内有文献采用660 nm,940 nm 测量光源外增加810 nm 光源作为参考光源,构建系统来抑制运动干扰,取得了较

作者简介:宋俊杰(1981-),男,硕士,助理实验员,研究方向为智能仪器开发。E-mail:junzi216@sohu.com

收稿日期:2009-07-01;修订日期:2009-08-20

好的效果,但对低血氧值的测量精度和实时性不太理想<sup>[2]</sup>。也有文献用三个波长的光源来测量,相当于用两组双波长光的测量值取了一次均值,这种方法可以提高测量的精度,但文章硬件设计和后期数字信号处理没有很好地去除干扰<sup>[3]</sup>。本文提出三波长光源测量方法并分析了三波长光源的选取依据,运用基于小波分解的自适应噪声对消原理有效地去除运动伪差和低频噪声的干扰,实验证明该系统对低血氧监测准确可靠。

2 理论基础

2.1 传统光波长在低血氧下误差分析

测量血氧饱和度一般选用波长 660 nm 和 940 nm 两种波长的光,因为在该波长处,光对 HbO<sub>2</sub> 和 Hb 吸光系数差异最大,可以提高检测的灵敏度。国外研究人员研究了选用不同光波长,不同血氧饱和度时的测量偏差情况,研究得出在 660 nm 和 940 nm 时,对高血氧测量有良好的精度,而对低血氧测量精度较差<sup>[4]</sup>。

两种波长光穿透深度匹配良好可以减少组织中异种成分影响,660 nm 和 940 nm 两种波长虽然使两种血红蛋白吸收系数差别较大,但由图 1 可知,在低血氧时,光平均穿透深度相差较大,不能达到良好匹配,因而在低血氧测量中不可取。

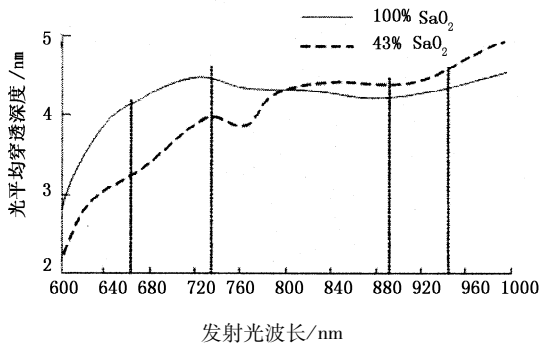


图1 光平均穿透深度曲线

2.2 三波长测量原理

由于生物组织的非均匀性,描述光子在生物组织中的迁移大多基于传输理论。Delpy 等人研究表明,在点源与探测器的散射测量结构中,可以认为组织中光子的传播路径远比光源与探测器间的几何距离长。因此,用修正后的 Beer-Lambert 定理描述入射光经过组织后的衰减:

$$I/I_0 = e^{-\eta_a \cdot c \cdot l \cdot DPF + G} \tag{1}$$

式中,η<sub>a</sub> 是吸收系数;c 是介质的浓度;l 是光源和测量点之间的距离;DPF 为光程因子;G 是常数损耗因子,一般都可由 Monte-Carlo 模拟得到。

设在初始状态下得到的出射光强为 I<sub>0</sub>,而在状态改变之后测得的出射光强为 I<sub>t</sub>,利用式(1)可得,相对于参考点的光密度变化表示为:

$$\Delta O \cdot D = O \cdot D(t) - O \cdot D(0) = \ln \frac{I_0}{I_t} = DPE \cdot l \cdot \eta_a \tag{2}$$

式中,O · D 为光密度。从图 2 可以看出,在 805 nm 有一等吸收点,可以用该波长监测血红蛋白总含量变化;通常将测量 Hb 和 HbO<sub>2</sub> 所需的两个波长选在等吸收点的两侧,并有足够的距离,以保证血氧饱和度发生变化时两个波长吸收谱对输出是差动式的效应。若 λ<sub>1</sub> < (λ<sub>2</sub> = 805 nm) < λ<sub>3</sub>,则有三波长光密度变化为:

$$\Delta O \cdot D(\lambda_1) = \mu_{aHb}(\lambda_1) l_{\lambda_1} \Delta c(Hb) + \mu_{aHbO_2}(\lambda_1) l_{\lambda_1} \Delta c(HbO_2) \tag{3}$$

$$\Delta O \cdot D(\lambda_2) = \mu_{aHb}(\lambda_2) l_{\lambda_2} \Delta c(Hb) + \mu_{aHbO_2}(\lambda_2) l_{\lambda_2} \Delta c(HbO_2) \tag{4}$$

$$\Delta O \cdot D(\lambda_3) = \mu_{aHb}(\lambda_3) l_{\lambda_3} \Delta c(Hb) + \mu_{aHbO_2}(\lambda_3) l_{\lambda_3} \Delta c(HbO_2) \tag{5}$$

三个方程联立解出 Δc(HbO<sub>2</sub>) 和 Δc(Hb)。

2.3 三波长的选取

图 2 给出了 HbO<sub>2</sub> 和 Hb 的吸光系数曲线。由图可以看出,氧合血红蛋白、还原血红蛋白在近红外波段仍有一定的吸收,且两者的吸收谱存在一定的差异。如在 805 nm,两者的吸收几乎是相等的;而在这一段附近,小于或大于这一波长时,还原血红蛋白和氧合血红蛋白的吸收值随着波长的增加而显著减小和增加。正是两者对近红外光吸收所表现出来的差异,使近红外光谱技术 NIRS (near-infrared spectroscopy) 得以迅速发展,并在临床研究中有着广泛的应用。通过测量原理可知,通常将测量 Hb 和 HbO<sub>2</sub> 所需的两个波长选在等吸收点的两侧。

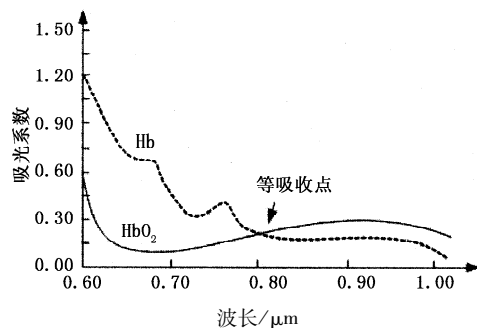


图2 HbO<sub>2</sub> 和 Hb 的吸光系数曲线

由于 HbO<sub>2</sub> 和 Hb 对 600 nm 以下波长光吸光系数过大,不适宜血氧饱和度的测量。805 nm 是等吸

收点,可以用该波长监测血红蛋白总含量变化,且其吸收特性不随血氧饱和度的变化而变化。

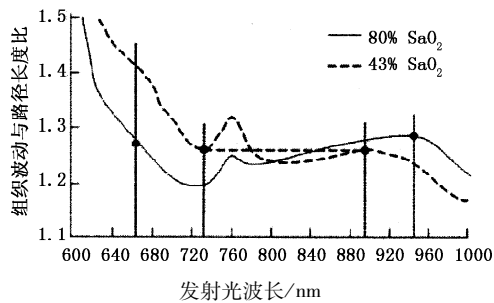


图3 相对路径变化曲线

理想的光波波长应使两种波长平均穿透深度和在组织波动时光子通过的路径长度相对变化相等。由图1知,在43% SaO<sub>2</sub>时,730 nm和890 nm两种波长光平均穿透深度基本相等,而且能够保证一定测量灵敏度。从图3可以看出,在低血氧情况下,组织波动时730 nm和890 nm两种波长光相对路径变化匹配较好。大量实验也证明<sup>[4-5]</sup>,反射型低血氧探头的光源波长选择730 nm和890 nm精确度较高。

考虑到系统电路设计的简化和价格,系统采用波长分别为730 nm,805 nm和890 nm的LED作为光源。发光器件与接收器件的距离对测量结果影响很大,根据实验研究<sup>[4]</sup>确定为12 mm,能够满足组织的采样深度要求,同时也能取得较高的反射光强。

### 3 设计与实验

系统采用 Luminary Micro 公司推出的 LM3S1138 微处理器作为硬件电路控制和数据处理与传输的核心。LM3S1138 处理器具有封装小、低功耗、处理速度快等优点,在电磁兼容性方面有明显的优势,支持多种操作系统,方便日后系统的网络化扩展。

经过模拟电路测出的信号仍含有噪声,需要进一步的处理。虽然通过微分阈值法来识别脉搏波形,可以取得一定效果,但仍存在一些误检和漏检现象,对测量会造成一定的影响。

用传统的自适应滤波器虽然对运动干扰和高频噪声的抑制取得较好的效果,但实时性较差。由理论分析知,当步长 $\mu$ 固定时,算法的收敛速度取决于参考信号的自相关矩阵的条件数。为了提高 LMS 算法的收敛速度和稳定性,对系统的参考信号进行变换,使变换后的自相关矩阵具有较低的特征值分布,即自相关矩阵的条件数接近1。本文把小波变换引入 LMS 算法,使算法的性能大大提高。

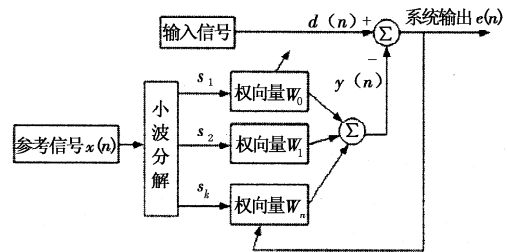


图4 基于小波分解的自适应干扰对消器结构

自适应干扰对消器的结构如图4所示。如何获得噪声参考信号 $x(n)$ 最为关键, $x(n)$ 要求与理想信号无关,而与噪声有关。本文采用 Diab<sup>[6]</sup>等人求出的噪声参考信号。

滤波器的参考信号经过小波变换形成新的输入信号,自适应滤波器的权向量对各频率成分分别进行调整。由于信号被分解到不同频段,各频段内的窄带干扰频率相差有限,因此可以根据各频段的特性采用最佳的滤波参数,达到更好的滤波性能。

理论和实验分析证明,小波分解的自适应滤波算法较普通的自适应滤波器滤波性能好,收敛速度快,因此系统的准确性和实时性得到提高。图5为经过基于小波分解的自适应噪声对消器处理前后的波形图。

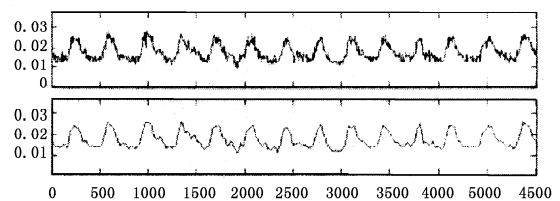


图5 基于小波分解的自适应噪声对消器处理前后的脉搏血氧信号

### 4 实验结果与讨论

实验对660~940 nm的血氧探头和本系统的三波长血氧探头利用参考文献[2]的模拟器进行定标。结果得出:在高血氧段(80%以上),两定标曲线相吻合。但在低血氧段(80%~35%),前者比后者的定标曲线的幅度要陡。这说明在低血氧段时,波长660~940 nm传感器所测得的 $R$ (即光强在组织中变化率的比)值的微小变化就可以导致血氧值很大的变化,这样干扰信号引起的波动容易造成血氧值的跳动,使测得结果不稳定。而三波长的定标曲线在低血氧段变化较缓,小的波动不会引起血氧值的变化,测量结果较准确。这也证明了本系统三波长的选取的准确性。

以我们研制的三波长低血氧饱和度测量仪和临床抽取血样的血气分析同时对10名患者和10名健康者进行对比测试,相应的数据如表1所示。

表1 两种测量方法数据

患者	本系统测量 SaO <sub>2</sub> 值/%	血氧分析法测量 SaO <sub>2</sub> 值/%
1	45.21	42
2	46.25	49
3	53.87	55
4	68.74	70
5	69.52	71
6	71.36	73
7	75.25	78
8	77.96	80
9	82.65	81
10	88.02	87
11	90.82	92
12	93.56	95
13	95.86	96
14	96.85	97
15	96.21	97
16	97.55	97
17	97.98	98
18	98.35	99
19	98.87	98
20	99.01	99

设本系统测得 SaO<sub>2</sub> 值为  $x_i$ , 血氧分析法测得 SaO<sub>2</sub> 值为  $y_i$ , 相对误差  $\delta_i$  计算公式为:

$$\delta_i = \frac{x_i - y_i}{y_i} \times 100\% \quad (i=0.1, \dots, m) \quad (6)$$

经计算,各测试点的最大拟合误差约为 2%, 本系统测量表现出较高的准确性。

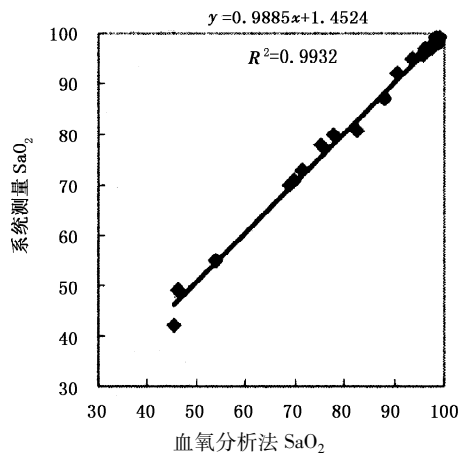


图6 两种测定方法得出结果的相关图

我们对这两组数据利用回归分析的方法进行了研究,其步骤为画散点图,求回归直线方程。决定系数  $R^2$  的大小决定了相关的密切程度。决定系数越大,拟合性越好。相关图如图 6 所示,可以看出本实验两种方法测量结果有良好的相关性。

用 10 名健康志愿者进行憋气实验使血氧饱和度下降所需的时间,得出该系统的响应时间为 18 s 左右,与国内同类仪器相比有较好的实时性。

### 5 结 论

本文分析了传统的双波长光源在测量低血氧时出现误差的原因,选取三波长(730 nm, 805 nm, 890 nm)光源提高了低血氧测量精度;并采用基于小波分解的自适应干扰对消器对信号进行数字信号处理,提高了测量的准确度。经实验证明,本文研制的三波长低血氧饱和度测量系统,较好的消除了环境光、高频噪声和运动伪差等干扰信号的影响,可靠性高,实时性好,对低血氧监测具有很好的应用潜力。

### 参考文献:

- [1] Hsing-Wen Wang, Mary E Putt, Michael J Emanuele, et al. Treatment-induced changes in tumor oxygenation predict photodynamic therapy outcome [J]. Cancer Res., 2004, 64(20):7553-7561.
- [2] 周洪建,蔡桂艳. 三波长无创血氧饱和度测量算法及应用[J]. 中国生物医学工程学报, 2007, 26(5):680-683.
- [3] 林政剑. 三波长血氧饱和度测量仪的研制[D]. 成都: 电子科技大学, 2005.
- [4] Paul D Mannheim, James R. Wavelength selection for low-saturation pulse oximetry [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1997, (44):148-158.
- [5] R A De Blasi, S Fantini. Cerebral and muscle oxygen saturation measurement by frequency-domain near-infra-red spectrometer [J]. Med&Biol. Eng. & Comput., 1995, (33):228-230.
- [6] Diab. Signal processing apparatus and method [P]. US Patent:5482036, 1996.