

# 基于容积波分析的血氧饱和度测量系统

刘光达, 郭 维, 朱 平, 白明明

(吉林大学仪器科学与电气工程学院, 吉林 长春 130061)

**摘 要:** 基于光电容积脉搏波原理, 利用红光和近红外光两种波长的半导体激光光源, 对人体手指末端做透射吸收测量, 在心脏的周期性收缩和舒张作用下, 得到交、直流容积波信号, 根据血液中氧合血红蛋白( $\text{HbO}_2$ )和还原血红蛋白( $\text{Hb}$ )对这两种波长光能量的吸收差异, 建立差分方程, 通过数学解析计算得到血氧饱和度数值, 实现了人体血氧饱和度的无创和连续测量。

**关键词:** 血氧饱和度; 容积脉搏波; 半导体激光; 脉率; 血氧饱和度系数

**中图分类号:** R318.51

**文献标识码:** A

## Blood Oxygen Saturation Measurement Based on Volume Signal Analysis

LIU Guang-da, GUO Wei, ZHU Ping, BAI Ming-ming

(College of Instrumentation and Electrical Engineering, Jilin University, Changchun 130061, China)

**Abstract:** As important physical health parameters of human body, blood oxygen saturation and pulse have close relationship with cardio-pulmonary, respiratory as well as circulatory system. Concerning blood oxygen saturation, continuous and non-invasive detection can't be reached by invasive detection technique. By scanning blood volume pulse signal, two laser diodes with different wavelength were used to obtain the absorption difference between oxidized hemoglobin( $\text{HbO}_2$ ) and reduced hemoglobin( $\text{Hb}$ ). With the result of finger transmission detection, the value of blood oxygen saturation could be calculated.

**Key words:** blood oxygen saturation; volume signal; laser diode; pulse; blood oxygen saturation coefficient

### 1 引 言

人体血液中血红蛋白的主要功能是运输氧气和二氧化碳, 并且对血液的酸碱度起平衡作用。一共存在四种血红蛋白, 即氧合血红蛋白( $\text{HbO}_2$ )、还原血红蛋白( $\text{Hb}$ )、碳氧血红蛋白( $\text{CoHb}$ )和高铁血红蛋白( $\text{MetHb}$ )。在心脏的收缩和舒张过程中, 血液呈脉动状地流经肺部, 造成一定含量的还原血红蛋白与肺泡中的氧气结合, 生成氧合血红蛋白。这些氧成分通过动脉系统一直到达毛细血管, 然后被释放, 从而维持人体组织细胞的正常代谢。

在医学科学中, 描述血液中氧含量大小的物理

量是血氧饱和度( $\text{SaO}_2$ ), 它是指在全部血容量中, 与还原血红蛋白结合的氧容量占全部可结合氧容量的百分比, 用数学公式表达如下:

$$\text{SaO}_2 = \frac{\text{HbO}_2}{\text{HbO}_2 + \text{Hb}} \times 100\% \quad (1)$$

医学临床上, 对人体血氧饱和度及其外围血液循环状况的监测是非常重要的内容。人体的外围血液循环状况可以通过动脉脉搏波和静脉回流容积波

基金项目: 吉林省科技发展计划项目(No. 20070333)资助。

作者简介: 刘光达(1964-), 男, 教授。研究方向为光电仪器设计。E-mail: gdlou@jlu.edu.cn

收稿日期: 2008-07-29

表现。作为反映人体状态的重要信息,其检测结果可以用来诊断某些疾病,如动脉硬化、高血压、肠炎和末梢循环障碍等。血氧饱和度数值更是与心肺功能及呼吸、循环系统等有着直接的关联关系,对其进行监测在手术麻醉、医疗监护、运动和睡眠过程研究,以及氧疗中都有着非常重要的作用<sup>[1-2]</sup>。

从测量原理上划分,血氧饱和度的测量方法可归纳为有创测量和无创测量两种。其中,有创血氧饱和度测量方法,虽然精度较高,可以满足临床使用的要求,但由于不能进行连续的血氧测量,甚至容易给患者造成痛苦和伤口感染,而且在仪器构成上,具有体积庞大和价格昂贵的缺点,从而限制了它的应用。鉴于有创血氧饱和度测量存在的明显缺点,长期以来,人们一直在研究利用光学原理对血氧饱和度进行非接触、无创伤测量的光电检测方法,并且力图实现测量仪器的小型化,和在现场的可操作性<sup>[3-5]</sup>。

## 2 光电容积脉搏波扫描法

### 2.1 基本原理

光电容积脉搏波扫描法是借助光电技术手段,在活体组织中检测血液容积变化的一种无创伤检测方法。当利用一束特定波长的光束照射到人体指端皮肤表面,并以透射或反射方式传送到光电接收器时,由于受到指端皮肤、肌肉和血液等成分的吸收作用,检测器检测到的入射光强度发生了衰减。其中,皮肤、肌肉等组织对入射光的吸收在整个血液循环过程中保持恒定不变,因此这些来自非脉动的静脉血部分、毛细血管,以及肌肉组织等部分的光吸收成分称作容积脉搏血流的直流分量。此外,由于皮肤内的血液容积在心脏的作用下呈周期性的脉动变化,即当心脏发生收缩时,其外围的血容量最多,光被吸收的也最多,检测到的光强度最弱;当心脏处于舒张状态时,情况正相反,检测到的光强度最强。这样,在心脏的交替收缩和舒张过程中,光电接收器接收到的光强信号随之呈脉动性周期变化,代表了容积脉搏血流的交流分量。从以上分析看到,容积脉搏血流中包含了心搏功能、血液流动等诸多心血管系统的重要生理信息。

在利用光电容积脉搏波扫描法进行血氧饱和度测量和分析时,通过对上面提到的容积脉搏血流的交、直流成分进行测量,即可以得到容积脉搏波信号,如图1所示(为观察方便,图中将交流成分加以

放大)<sup>[6-7]</sup>。

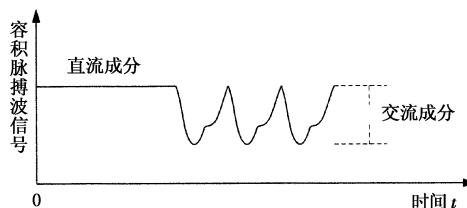


图1 血容积脉搏波信号波形图

当光强为  $I_0$  的特定波长入射光照射到人体指端时,光的吸收变化主要是由还原血红蛋白 Hb 和氧合血红蛋白  $\text{HbO}_2$  引起<sup>[8]</sup>。根据 Lambert-Beer 吸收定律,其透射光强可以写成:

$$I = I_0 e^{-\varepsilon_0 C_0 L_0} e^{-\varepsilon_{\text{HbO}_2} C_{\text{HbO}_2} L} e^{-\varepsilon_{\text{Hb}} C_{\text{Hb}} L} \quad (2)$$

如前所述,透射光信号由两部分构成,一部分是被皮肤、肌肉和组织内的非脉动成分,即静脉血吸收后的衰减光信号,其吸光系数、光吸收物质浓度和光路径长度分别表示为  $\varepsilon_0$ ,  $C_0$  和  $L_0$ ,经过这部分吸收后得到的透射光强记为  $I_{\text{DC}}$ 。另一部分是由血液中的还原血红蛋白 Hb 和氧合血红蛋白  $\text{HbO}_2$  对光的吸收发生的强度衰减,对应的透射光强记为  $I_{\text{AC}}$ 。这时由于血管的收缩和舒张变化,光路径长度  $L$  也随之发生变化。假定由于动脉搏动使血管舒张,长度由  $L$  增加  $\Delta L$ ,相应的透射光强由  $I_{\text{DC}}$  变化到  $I_{\text{DC}} - I_{\text{AC}}$ ,则式(2)可改写成:

$$I_{\text{DC}} - I_{\text{AC}} = I_{\text{DC}} e^{-(\varepsilon_{\text{HbO}_2} C_{\text{HbO}_2} + \varepsilon_{\text{Hb}} C_{\text{Hb}}) \cdot \Delta L} \quad (3)$$

### 2.2 双波长吸收血氧饱和度测量

为了计算方便,我们定义一个参量  $D$ ,从式(3)得到:

$$D = \ln[(I_{\text{DC}} - I_{\text{AC}})/I_{\text{DC}}] = -(\varepsilon_{\text{HbO}_2} C_{\text{HbO}_2} + \varepsilon_{\text{Hb}} C_{\text{Hb}}) \cdot \Delta L \quad (4)$$

由于入射光对人体组织作用的光路长度变化难以确定,但不同波长光源的作用光路长度变化量  $\Delta L$  是相同的,因此采用差分的方法,即利用两束波长分别为  $\lambda_1$  的  $\lambda_2$  光源同时作用于人体组织,可得到下式:

$$\begin{aligned} \frac{D_{\lambda_1}}{D_{\lambda_2}} &= \frac{\ln[(I_{\text{DC}}^{\lambda_1} - I_{\text{AC}}^{\lambda_1})/I_{\text{DC}}^{\lambda_1}]}{\ln[(I_{\text{DC}}^{\lambda_2} - I_{\text{AC}}^{\lambda_2})/I_{\text{DC}}^{\lambda_2}]} \\ &= \frac{\varepsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_1} C_{\text{HbO}_2} + \varepsilon_{\text{Hb}}^{\lambda_1} C_{\text{Hb}}}{\varepsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_2} C_{\text{HbO}_2} + \varepsilon_{\text{Hb}}^{\lambda_2} C_{\text{Hb}}} \end{aligned} \quad (5)$$

将式(5)代入血氧饱和度计算公式,并选择波长使  $\varepsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_2} = \varepsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_1}$ ,得到血氧饱和度公式:

$$\text{SaO}_2 = \frac{\varepsilon_{\text{Hb}}^{\lambda_2}}{\varepsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_1} - \varepsilon_{\text{Hb}}^{\lambda_1}} \cdot \frac{D_{\lambda_1}}{D_{\lambda_2}} - \frac{\varepsilon_{\text{Hb}}^{\lambda_1}}{\varepsilon_{\text{HbO}_2}^{\lambda_1} - \varepsilon_{\text{Hb}}^{\lambda_1}} \quad (6)$$

考虑到在透射光中交流成分占直流成分的比值远小于1(通常为1%~2%),所以根据数学公式

$\lim_{x \rightarrow 0} \frac{\ln(1-x)}{x} = 1$ , 可用  $I_{AC}/I_{DC}$  来近似代替  $\ln[(I_{DC} - I_{AC})/I_{DC}]$ 。式(6)中  $\varepsilon_{Hb}^{\lambda_1}$ ,  $\varepsilon_{Hb}^{\lambda_2}$ ,  $\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_1}$  均为常数, 在实际应用时考虑到光源的个体差别等因素, 引入两个系数  $A$  和  $B$ , 令:

$$A = \frac{\varepsilon_{Hb}^{\lambda_2}}{\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} - \varepsilon_{Hb}^{\lambda_1}}$$

$$B = \frac{\varepsilon_{Hb}^{\lambda_1}}{\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} - \varepsilon_{Hb}^{\lambda_1}} \quad (7)$$

有:

$$SaO_2 = A \cdot \frac{I_{AC}^{\lambda_1}/I_{DC}^{\lambda_1}}{I_{AC}^{\lambda_2}/I_{DC}^{\lambda_2}} - B = A \cdot R - B \quad (8)$$

其中,  $R$  称为血氧饱和度系数, 有:

$$R = \frac{I_{AC}^{\lambda_1}/I_{DC}^{\lambda_1}}{I_{AC}^{\lambda_2}/I_{DC}^{\lambda_2}} \quad (9)$$

将公式(8)作为经验公式, 在实际计算中, 考虑到光散射的影响, 以及人体组织的个体差异, 通常把血氧饱和度计算公式修正为:

$$SaO_2 = A_1 \cdot R^2 + B_1 \cdot R + C_1 \quad (10)$$

因此, 在利用经验曲线确定了  $A_1$ ,  $B_1$  和  $C_1$  的常数值后, 经过双波长吸收测量得到  $R$  值, 即可以通过上式计算得到血氧饱和度数值。

### 2.3 测量光源的选择

如前面所述, 在进行血氧饱和度测量时, 需要用到两个不同波长的入射光源。图2是血液中氧合血红蛋白  $HbO_2$  和还原血红蛋白  $Hb$  的光谱曲线<sup>[5]</sup>。可以看到, 在红光和近红外波段(600~1000nm), 它们具有独特的光谱吸收特性。其中, 在红光光谱区,  $Hb$  的吸收系数远比  $HbO_2$  的大, 而在近红外光谱区,  $Hb$  的吸收系数比  $HbO_2$  的小。在805nm附近,  $Hb$  和  $HbO_2$  具有相同的吸收系数, 即具有等吸收点。

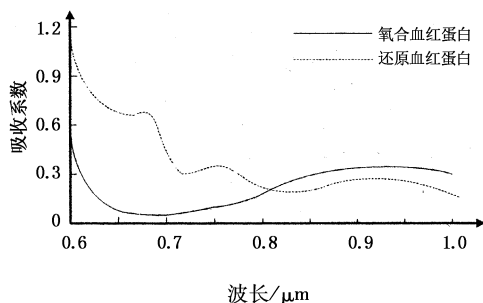


图2 氧合血红蛋白和还原血红蛋白的光谱曲线图

所以, 在红光区,  $HbO_2$  和  $Hb$  的吸收系数差别较大, 能够比较灵敏地反映血气的变化。特别是在650nm附近, 其光吸收系数差异最大。而在近红外光谱区域, 它们的吸收曲线都变化平缓并且相互接近, 当光源波长偏离理想波长或者血氧发生变化时都不会明显的影响红外光吸收。综合考虑, 最后选定650nm和980nm两种波长的半导体激光器作为血氧饱和度测量光源。

### 3 测量系统设计

根据前面叙述的血氧饱和度测量原理, 通过时序电路控制两个半导体激光器分时照射手指, 在光电接收端得到四路信号, 经滤波预处理后, 送入微处理器中进行数据处理并计算血氧饱和度数值。图3是测量系统总体框图。

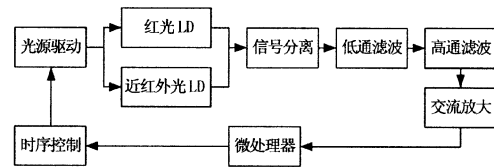


图3 血氧饱和度测量系统框图

在光电接收端, 我们得到的是红光和近红外光的复合信号。为了获得需要的两路交流信号和两路直流信号, 专门设计了信号分离电路来对复合信号进行分离。图4是信号分离电路的原理图。图中,  $Red$  和  $Ir Red$  分别是红光和近红外光的导通控制信号,  $/Red$  和  $/Ir Red$  分别是红光和近红外光的截止控制信号。在一个采样周期内, 这四路控制信号分别控制激光器发射测量光源, 得到红光和近红外光两路信号。

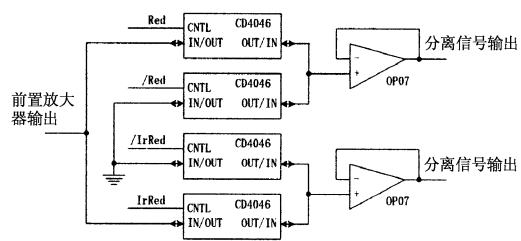


图4 信号分离电路

### 4 血氧饱和度计算

血氧饱和度的计算需要从两路交流信号中计算脉率和提取脉搏波的峰-峰值。为此, 采用微分阈值法, 对脉搏波上具有陡峭上升沿的特征点, 经过微分运算加以提取。图5是微分阈值法的示意图。

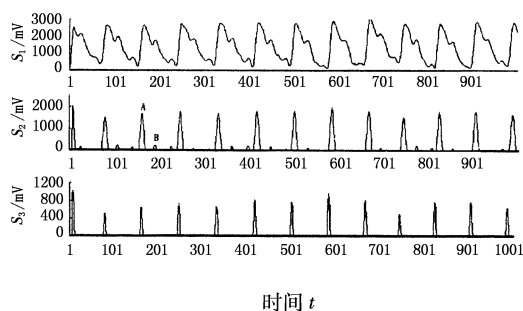


图5 微分阈值法的示意图

设  $S_1$  是采集到的脉搏波数据,而  $S_2$  和  $S_3$  分别由下面的公式得到:

$$S_2(i) = \begin{cases} 0 & \text{当 } S_2(i) > S_2(i-k) \text{ 时} \\ |S_1(i) - S_1(i-k)| & \text{当 } S_2(i) < S_2(i-k) \text{ 时} \end{cases}$$

$$S_3(i) = \begin{cases} |S_2(i) - H/2| & \text{当 } S_2(i) > H/2 \text{ 时} \\ 0 & \text{当 } S_2(i) < H/2 \text{ 时} \end{cases} \quad (11)$$

式中,  $S_2$  是  $S_1$  的微分形式,而  $S_3$  和  $S_2$  相差一个阈值。式中  $k$  为经验值,当采样频率为 100Hz 时,  $k$  值可取 5~10,这里  $k$  取 6。  $H$  是  $S_2(i-1)$ ,  $S_2(i-2)$ , ...,  $S_2(i-N)$  中的最大值。从图 5 中看到,经微分阈值处理后,  $S_2$  和  $S_3$  的数据只有零和非零两种取值,其中,  $S_2$  的大幅度非零区 A 代表心脏收缩期,另外的小幅度 B 区代表主动脉关闭时由主动脉弹性造成的血流反弹。  $S_3$  的非零区代表心脏收缩期,其波形近似三角波,这样根据其峰值可以确定脉搏波周期、计算脉率,以及脉搏波的峰-峰值。

首先计算血氧饱和度系数  $R$ ,采用峰值法确定交流量  $V_{AC}$ ,即将一个脉搏周期内脉动的峰-峰值作为交流量,即:  $V_{AC} = V_{\max} - V_{\min}$ 。考虑到放大倍数  $A$ ,有  $V_{AC} = (V_{\max} - V_{\min})/A$ 。直流量可表示为  $V_{DC} = V_A - (V_{\max} - V_{\min})/A$ 。因此有:

$$R = \frac{V_{AC650}/V_{DC650}}{V_{AC980}/V_{DC980}} = \frac{(V_{\max650} - V_{\min650})/A/V_{DC650}}{(V_{\max980} - V_{\min980})/A/V_{DC980}} = \frac{(V_{\max650} - V_{\min650})/(V_{650} - (V_{\max650} - V_{\min650})/A)}{(V_{\max980} - V_{\min980})/(V_{980} - (V_{\max650} - V_{\min650})/A)} \quad (12)$$

对血氧饱和度系数  $R$  的计算可以采用多次测量取平均值的方法。在确定了  $R$  值后,根据实际经验曲线,依据公式(10),即可计算出血氧饱和度数值。表 1 是采用上述的光电容积波测量方法,对某患者实测的一组脉率和血氧数据。

表 1 某患者的脉率、 $R$  值和血氧饱和度测试结果

| 脉搏序号      | $V_{AC980}/mV$ | $V_{DC980}/mV$   | $V_{AC650}/mV$ | $V_{DC650}/mV$ | $R$    |
|-----------|----------------|------------------|----------------|----------------|--------|
| 1         | 2691.87        | 1058.00          | 1798.71        | 1388.40        | 0.5092 |
| 2         | 2431.26        |                  | 1718.06        |                | 0.5385 |
| 3         | 2521.77        |                  | 1924.68        |                | 0.5816 |
| 4         | 2485.84        |                  | 2051.23        |                | 0.6288 |
| 5         | 2545.16        |                  | 2132.81        |                | 0.6386 |
| 6         | 2639.74        |                  | 2226.29        |                | 0.6427 |
| 7         | 2794.41        |                  | 2059.06        |                | 0.5615 |
| 8         | 2945.16        |                  | 2273.72        |                | 0.5883 |
| 9         | 2539.13        |                  | 2073.00        |                | 0.6221 |
| 10        | 3039.03        |                  | 2283.18        |                | 0.5725 |
| $R$ (平均值) |                | 血氧饱和度 $SaO_2/\%$ |                | 脉率(次/min)      |        |
| 0.5884    |                | 96               |                | 71             |        |

## 5 结 论

基于光电容积脉搏波扫描的血氧饱和度测量方法,利用心脏脉搏的调制作用,获得血流容积波的直流和交流信号,通过数学计算,获得血氧数值。在临床应用中,可以实现连续和无创的血氧饱和度测量。

## 参考文献:

- [1] 陈和,黄智伟.无损血氧饱和度测量系统研究[J].南华大学学报(理工版),2002,16(2):41-44.
- [2] 曾晓青,李旭光,熊政刚,等.一种具有高信噪比的脉搏波光电传感器的研制[J].中国现代医学杂志,2003,13(15):76-78.
- [3] 张虹,金捷,孙卫新.数字式脉搏血氧饱和度检测系统的研制[J].生物医学工程与临床,2002,6(3):125-128.
- [4] 王燕,张松,杨益民,等.基于容积脉搏波的心血管血流参数监护模块的研制[J].北京生物医学工程,2006,25(2):148-150.
- [5] 于巍,张宁,姚翔,等.血氧饱和度检测中自动增益控制方法的研究[J].医疗卫生装备,2006,12(2):7-8.
- [6] Sackner C, Mrvin A, Beach M, et al. Method and apparatus for discriminating between valid and artifactual pulse waveforms in pulse oximetry [P]. US Patent, 1996, 5588425.
- [7] 赵军,丁海曙,腾轶超.频域近红外光谱方法定量测量组织氧饱和度[J].光子学报,2005,34(3):386-389.
- [8] 张虹,樊萍.基于自体反搏的心功能检测治疗仪研制[J].第四军医大学学报,2003,24(18):1691-1693.