

基于动态光谱的脉搏血氧测量精度分析

李刚¹, 李尚颖¹, 林凌¹, 王焱¹, 李晓霞^{1,2}, 卢志杨¹

1. 天津大学精密仪器与光电子工程学院生物医学工程系, 天津 300072
2. 河北工业大学电气与自动化学院电气工程系, 天津 300130

摘要 脉搏血氧仪具有连续、无创、快速、准确监测人体动脉血氧饱和度和心率的功能, 现已在临床上发挥重要作用。脉搏血氧饱和度检测法结合分光光度测定法和容积描记法 2 个基本方法, 用红光和红外光同时对手指及耳垂等组织照射和检测。红外光和红光的容积描记图的波幅比值, 随动脉血氧饱和度而变化。目前使用的脉搏血氧仪基本上采用的是传统的脉搏血氧饱和度检测方法, 由于其结果受到测量原理, 测量条件及个体差异等多方面因素影响, 精度不能令人满意。文章从动态光谱的观点出发, 通过分析传统脉搏血氧测量原理中产生误差的原因, 从理论上推导出实现高精度脉搏血氧测量的方法。动态光谱方法在原理上具有抑制或克服个体差异和测量条件对检测光谱影响的优点。采用该方法可以消除脉搏血氧饱和度测量的理论上的绝大部分误差。

关键词 血氧饱和度; 脉搏血氧测定法; 动态光谱

中图分类号: TH744. 41 **文献标识码**: A **文章编号**: 1000-0593(2006)10-1821-04

引言

血氧饱和度(SaO₂)是衡量人体血液携氧能力的重要参数, 临床上对血氧饱和度进行测量对及时了解患者的血氧含量是十分重要的。血氧监测可提供病人氧供方面的重要信息, 利于发现缺氧或潜在缺氧, 以便及时处理, 脉搏血氧饱和度测量是一种血氧监测中广泛运用的重要监测手段。脉搏血氧仪具有连续、无创、快速、准确监测人体动脉血氧饱和度和心率的功能, 现已在临床上发挥重要作用^[1]。但作为一种发展中的技术, 其在测量的精度等方面还存在许多需要进一步探讨和完善的地方^[2,3]。

脉搏血氧仪的测量方法最早由 Brinkman 和 Zijlstra 提出^[4]。它是一种依据血液中氧合血红蛋白(HbO₂)和还原血红蛋白(Hb)的吸收光谱特性提出的类似分光光度技术的测量方法。在 100 mL 血中, 血红蛋白结合氧的最大量即可认为是血液的氧容量。血红蛋白实际结合的氧称为含氧量, 含氧量所占氧容量的百分比称之为血氧饱和度。

目前的无创脉搏血氧饱和度测量是一种二波长确定血氧饱和度的方法。脉搏血氧测试的原理是基于血液中氧合血红蛋白(HbO₂)和还原血红蛋白(Hb)的吸收光谱的特性, 运

用 Lambert-Beer 定律, 并假定组织的体积变化仅仅是由动脉血液充盈而引起, 血液成份却随动脉的搏动在测试部位流入流出改变自身体积, 从而引起光吸收的波动, SaO₂ 则与血液对两路光吸光度的变化之比有线性对应关系, 通过检测这种充血前后吸光度的变化求得 SaO₂^[5]。但实际上, 生物组织是一种强散射、弱吸收、各向异性的复杂光学组织, 不完全符合经典的 Lambert-Beer 吸收定律, 因而导致了红光和红外光吸光度相对变化测量值之比与动脉血氧饱和度(SaO₂)之间的关系只能采用近似的方法建立数学模型, 因此这种测定法的误差较大。在生命科学领域, 利用近红外光谱进行生物组织的表征、测定血液中血红蛋白、血糖及其他成分取得较好的结果^[6], 但测定不经过预处理的样品或不能预处理的样品的近红外光谱, 易受样品状态、测量条件等影响^[7]。

虽然很多学者对脉搏血氧饱和度测量误差进行分析, 也试图采用一些方法抑制误差, 但都只能从某种程度上减小误差, 效果并不明显。本文采用动态光谱的观点^[8]从理论上分析如何提高脉搏血氧的测量精度。动态光谱是由李刚提出的一种新概念, 动态光谱方法在原理上具有抑制或克服个体差异和测量条件对检测光谱的影响的优点^[9]。采用该方法可以从理论上消除脉搏血氧饱和度测量的误差。

收稿日期: 2005-07-18, 修订日期: 2005-10-26

基金项目: 国家自然科学基金(60174032)资助项目

作者简介: 李刚, 1959年生, 天津大学精密仪器与光电子工程学院教授

1 脉搏血氧的测量原理

1.1 血氧饱和度定义

临床医学认为, 血氧饱和度(SaO₂)系指血液与氧结合的程度。可由下式表示

$$(\text{SaO}_2) = (\text{血氧含量} / \text{血氧结合量}) \times 100\%$$

如果从分级饱和度的概念出发, 血氧饱和度(SaO₂)指氧合血红蛋白含量(HbO₂)占血红蛋白总量(Hb)的百分比, 可由下式表示

$$\text{SaO}_2 = (\text{HbO}_2 / \text{Hb}) \times 100\%$$

式中 Hb: Hb + HbO₂ + COHb + MetHb

成人血液通常含有 4 种类型的血红蛋白, 即氧合血红蛋白(HbO₂)、还原血红蛋白(Hb)、正铁血红蛋白(MetHb)和碳氧血红蛋白(COHb), 除病理情况外, 后两种浓度很低, 脉搏血氧饱和度仪所测定的是 HbO₂ 和 Hb, MetHb 和 COHb 不包括在内。所以称之为“功能性”血氧饱和度。

1.2 脉搏血氧仪的测量原理[10]

当入射光透射过某种均匀、无散射溶液时, 其光吸收特性遵从 Lambert-Beer 定律, 可描述为

$$T = \frac{I}{I_0} = 10^{-c \cdot l} \quad (1)$$

$$A = -\lg \frac{I}{I_0} = -\lg T = c \cdot l$$

其中 I₀, I 分别为入射光强度和透射光强度, c, l, A 分别为物质的浓度、吸光系数和吸光度, l 为光路长度。

根据公式(1)分别写出血液对波长为 λ₁ 和 λ₂ 的两路光的吸光度方程, 并联立得到方程(2)^[10]。

$$\text{SaO}_2 = \frac{a_2 Q - b_2}{(a_2 - a_1) Q - (b_1 - b_2)} \quad (2)$$

其中 a₁, a₂ 为 HbO₂ 和 Hb 在波长 λ₁ 处的吸光系数, b₁, b₂ 为 HbO₂ 和 Hb 在波长 λ₂ 处的吸光系数; Q = A₁/A₂, A₁ 和 A₂ 分别为血液对 λ₁ 及 λ₂ 波长光的吸光度。

当波长 λ₁ 选为 Hb 和 HbO₂ 吸光系数曲线交点(805 nm)附近时, 即 a₁ = a₂ = a 时, 方程(2)变为

$$\text{SaO}_2 = \frac{aQ - b_2}{b_2 - b_1} = AQ + B \quad (3)$$

其中 A, B 为常数, 方程(3)说明, 当一个波长选为曲线交点附近时, SaO₂ 可以从血液在 2 个波长点的吸光度比率求得。这样 SaO₂ 不依赖于总 Hb 浓度 c 和光路长度 l, 这就是 SaO₂ 测定的基本原理。以上原理的推导过程只针对纯血液溶液。

由于人体动脉的搏动能够造成测试部位血液容量的波动, 从而引起光吸收量的变化, 而非血液组织(皮肤、肌肉、骨骼等)的光吸收量是恒定不变的。脉搏式 SaO₂ 测量技术就是利用这个特点, 通过检测血液容量波动引起的光吸收量变化, 消除非血液组织的影响, 求得 SaO₂。

与脉动无关的非血液组织和静脉血液的吸光量为常量, 设光在未穿过被测部位以前的强度为 I₀, 光在穿过非血液组织及静脉血液后, 未穿过动脉血液前的强度为 I₁。当动脉血液厚度 l 增加 Δl, 透过光量 I 则会减少 ΔI, 这样根据 Lambert-Beer 定律, 动脉血液吸光度 A 的变化部分 ΔA 可表

示如下

$$A = -\lg \frac{I - \Delta I}{I} = 2.303 \cdot c \cdot l \quad (4)$$

当采用 λ₁, λ₂ 两路波长光同时测定时, 则有

$$Q = \frac{A_1}{A_2} = \frac{c_1 \cdot l_1}{c_2 \cdot l_2} \quad (5)$$

其中 A₁, A₂ 分别为血液对 λ₁ 及 λ₂ 波长光的吸光度变化量; c₁, c₂ 分别为血液对 λ₁ 及 λ₂ 波长光的吸光系数。

若将动脉血中非搏动部分吸收光强与静脉血及组织吸收光强合并为不随搏动和时间而改变的光强度(下面公式中用 DC 表示); 而随着动脉压力波的变化而改变的光强度定义为搏动性动脉血吸收的光强度(下面公式中用 AC 表示)。这样根据式(4)及(5)得到在 2 个波长中的光吸收比率

$$Q = \frac{\lg \frac{DC_1 - AC_1}{DC_1}}{\lg \frac{DC_2 - AC_2}{DC_2}} = \frac{\lg \left(1 - \frac{AC_1}{DC_1} \right)}{\lg \left(1 - \frac{AC_2}{DC_2} \right)} \quad (6)$$

用麦克劳林公式分别对分子、分母展开, 由于 $\frac{AC_1}{DC_1} < < 1$ 且

$\frac{AC_2}{DC_2} < < 1$, 则

$$Q = \frac{-\frac{AC_1}{DC_1} - \frac{1}{2} \left(\frac{AC_1}{DC_1} \right)^2}{-\frac{AC_2}{DC_2} - \frac{1}{2} \left(\frac{AC_2}{DC_2} \right)^2} = \frac{\frac{AC_1}{DC_1}}{\frac{AC_2}{DC_2}} \quad (7)$$

将(7)式结果代入(3)式即可求出 SaO₂。这是脉搏式 SaO₂ 检测技术的原理。

由上述推导可知, 关于经典的 SaO₂ 的测量误差主要有以下几项。

(1) 由于在临床实例中 AC/DC 的值在 1% 到 2%, 因此, 由式(7)及(3)计算得到数据最好只能精确到 10⁻² 数量级。

(2) 由于式(7)是近似得到, AC/DC 的值越小, 精度越高, 但 AC 值越不容易测准; 而 AC/DC 的值越大, 其计算误差也就越大。对不同充盈状态的被测对象进行测量, 难以同时得到高精度。

(3) DC 值受测量条件(入射光强、探头压力等)和个体差异(静态组织结构部分的厚度与其光学特性等)直接引入较大的误差。

(4) 由于式(3)是近似公式, 在通过实验的数据统计确定式(3)中的系数 A, B 时, 不可避免地引入误差。

2 动态光谱观点

前文已经讨论过, 脉搏血氧饱和度的测量是基于近红外光谱法进行的, 近红外光谱法在测定样品时, 尤其是在测定未经过预处理的样品时, 光谱易受样品状态、测量条件等方面因素影响^[2]。比如近红外光谱法在对人体组织成分进行无创检测时, 测量对象无法经过预处理, 得到的光谱受到人体组织个体差异和测量条件等方面因素的严重影响。其中个体差异是较突出的一个技术难题。个体差异包括毛发、角质层、表皮、真皮、皮下组织、肌肉、骨骼等。显然, 个体差异是影响人体组织成分无创检测结果的非常重要的因素。因

此, 需要抑制或克服个体差异和测量条件对检测光谱的影响。

所谓“动态光谱”是指各个单波长对应的单个光电脉搏波周期上吸光度的最大值与最小值的差值构成的光谱。在动态光谱中, 基本上可以消除个体差异和测量条件对检测结果的影响。

2.1 动态光谱的原理

原则上, Lambert-Beer 定律仅适用于均匀、无散射介质。但实际上, 生物组织是一个很强的光散射体, 光在组织中经过无数次散射才能从光源到达检测器, 实际光路长远大于光源到接收器的距离。1988 年 Cope^[11]等提出了修正的 Lambert-Beer 定律。在此基础上 Delay 等提出微分光路长和平均光路长的概念^[11]。考虑生物组织的散射性质, 用平均光路长代替基本 Lambert-Beer 方程中的物理光路长, 并给出修正的 Lambert-Beer 方程。

设 I_0 , I 分别为入射光强和出射光强, μ_a 为分子消光系数, c 为待测成分浓度, l 为光在组织中的平均光路长, G 是由散射引起的光能损失, 则吸光度 A 可表示为

$$A = -\log \frac{I}{I_0} = -2.303 cl + G \quad (8)$$

设生物组织的吸收系数为 μ_a , $\mu_a = c$ 则。代入式(8)可得

$$A = -2.303\mu_a l + G \quad (9)$$

在近红外光透射检测中, 吸光度主要由被透射组织的吸收与散射构成, 其中血液散射相对较小, 可忽略不计。这样, G 仅仅由除了脉动动脉血外的组织贡献, 在测量过程中保持不变。设除脉动动脉血外的被透射组织共 n 层, 第 i 层的吸收系数为 μ_i , 动脉血的吸收系数为 μ_{ab} , 一个光电脉搏波周期上动脉充盈时最大光路长为 l_{max} , 动脉收缩时的最小光路长为 l_{min} , 则动脉充盈时吸光度 A_1 和动脉收缩时吸光度 A_2 可分别表示为^[9]

$$A_1 = -2.303 \sum_{i=1}^n \mu_i l_{max} - 2.303\mu_{ab} l_{max} + G \quad (10)$$

$$A_2 = -2.303 \sum_{i=1}^n \mu_i l_{min} - 2.303\mu_{ab} l_{min} + G \quad (11)$$

设 l 为 l_{max} 与 l_{min} 之差。由于除了脉动动脉血液以外的其他组织基本稳定, 不进行周期变化, 因此该部分在动脉充盈和收缩时对吸光度没有影响, 即式(10)和式(11)中的第一个分量相等。则动脉充盈时的吸光度和动脉收缩时的吸光度之差为

$$A = A_1 - A_2 = -2.303\mu_{ab}(l_{max} - l_{min}) - 2.303\mu_{ab}l \quad (12)$$

在上面的推导过程中, 非脉动血液和各层组织的吸收和散射的吸光度分量都被消掉了, 动脉充盈时和动脉收缩时的吸光度的差值 A 仅由动脉血的脉动吸收部分贡献, 主要反映脉动的动脉血的吸收变化。在本质上相当于在被透射组织中, 皮肤、骨骼、肌肉等除脉动动脉血液外的其他组织的影响都被去除了, 只留下纯粹的脉动动脉血部分来进行吸光度差值 A 的测量。这样一来, 皮肤、骨骼、肌肉等个体差异的影响都被去除了。

李刚据此提出了动态光谱的概念, 即由不同波长的 A 构成的光谱定义为动态光谱^[8]。采用动态光谱测量血液成分可以消除大部分的测量条件变化与个体差异的影响, 取得较高的测量精度。

2.2 采用动态光谱的测量法的误差讨论

设入射光强为 I_0 , 动脉充盈时检测光强和动脉收缩时检测光强分别为 I_{min} , I_{max} , 则动脉充盈时的吸光度和动脉收缩时的吸光度之差为

$$A = A_1 - A_2 = \log \left(\frac{I_0}{I_{min}} \right) - \log \left(\frac{I_0}{I_{max}} \right) = \log \left(\frac{I_{max}}{I_{min}} \right) \quad (13)$$

测量各个波长的脉搏波 I_{min} 和 I_{max} 即可得到各个波长所对应的吸光度差值, 从而得到动态光谱。

根据式(13), 从各个波长的脉搏波的最大值 (I_{max}) 和最小值 (I_{min}) 可以计算出基本去除了测量条件和个体差异影响的动态光谱。由于动态光谱的吸光度之差的值完全由公式推导出来, 因此理论上它是没有误差的。为了便于与传统脉搏血氧饱和度测量精度进行比较, 对式(13)进行变形并用麦克劳林展开式展开

$$A = \log \left(\frac{I_{max} - I_{min} + I_{min}}{I_{min}} \right) = \log \left(\frac{I_{max} - I_{min}}{I_{min}} + 1 \right) = \lg e \left[\frac{I}{I_{min}} - \frac{1}{2} \left(\frac{I}{I_{min}} + 1 \right)^2 + \frac{1}{3} \left(\frac{I}{I_{min}} + 1 \right)^3 + \dots \right] \quad (14)$$

$I = (I_{max} - I_{min})$ 式中, 对比(14)式与(6)式, 两者的形式基本是相同的, 不同的仅仅是(14)式中用 I_{min} (最小光强) 替代了(6)式中的 DC (直流或平均光强)。显然, 修正的 Lambert-Beer 方程是对生物组织对光的吸收情况更精确的描述, 而脉搏波也不是一种简单的波形, 不像正弦波或三角波那样最小值与平均值有恒定的比例关系。因此, 由于不同的测量对象的脉搏波的形状不同、充盈不同, 经典的血氧饱和度测量方法将带来较大的误差, 而基于动态光谱的脉搏血氧饱和度的测量原理就不同, 它不存在上述的误差来源。基于动态光谱的脉搏血氧饱和度的测量原理完全由理论推导出来, 不存在其他假设和近似, 不仅能够消除个体差异和测量条件对检测结果的影响, 其理论上也可以消除脉搏波的形状不同、充盈不同带来的误差。综上所述, 基于动态光谱观点的脉搏血氧饱和度检测的测量精度显著高于传统脉搏血氧饱和度检测, 可以作为一种新的脉搏血氧测量方法。

3 结 语

无创脉搏血氧仪目前广泛应用于手术室、监护室、急救病房、病人运动和睡眠研究等多个领域。脉搏血氧仪基本上采用的是传统的脉搏血氧饱和度检测方法, 由于其测量结果受到测量条件及个体差异等多方面因素影响, 因此精度不能达到令人满意的效果。如何进一步提高血氧仪的精度问题仍处于不断的研究之中。本文通过分析传统脉搏血氧测量原理中产生误差的原因, 根据动态光谱的观点从理论上引入了实



现高精度血氧测量的方法, 有重要的理论意义和实用价值, 为测量动脉血液成分提供了新的途径。

参 考 文 献

- [1] Joseph F Kelleher. *Journal of Clinical Monitoring*, 1989, 5(1) : 37.
- [2] ZHOU He-qin, FENG Huan-qing, DU Ke-qiang(周荷琴, 冯焕清, 杜克强). *Chinese Journal of Medical Instrumentation(中国医疗器械杂志)*, 1997, 21(2) : 67.
- [3] Strieoei H W, Kretz F J. *Anaesthesia*, 1989, 38(12) : 649.
- [4] Baker S J, Tremper K K. *Anesthesiology*, 1997, 86(1) : 101.
- [5] Deng Yuan, Dong S H, Li G Y, et al. 2nd. *FECMBE*, 1993. 357.
- [6] XU Guang-tong, YUAN Hong-fu, LU Wan-zhen(徐广通, 袁洪福, 陆婉珍). *Spectroscopy and Spectral Analysis(光谱学与光谱分析)*, 2000, 20(2) : 134.
- [7] YAN Yan-lu, ZHAO Long-lian, LI Jun-hui, et al(严衍禄, 赵龙莲, 李军会, 等). *Spectroscopy and Spectral Analysis(光谱学与光谱分析)*, 2000, 20(6) : 777.
- [8] LI Gang, LIU Yu-liang, LIN Ling, et al. 3rd *International Symposium on Instrumentation Science and Technology*, 2004, Vol. 3, 875.
- [9] LI Gang, LI Xiao-xia, LIN Ling, et al(李 刚, 李晓霞, 林 凌, 等). *Spectroscopy and Spectral Analysis(光谱学与光谱分析)*, 2006, 26(2) : 263.
- [10] WANG Xiu-zhang, CHEN Sheng-quan(王秀章, 陈声权). *Chinese Journal of Medical Physics(中国医学物理学杂志)*, 1995, 12(1) : 58.
- [11] Delay D T, Cope M, van der Zee P. *Physics in Medicine and Biology*, 1991, 33 : 1433.

Accuracy Analysis of Pulse Oximetry Based on Dynamic Spectroscopy

LI Gang¹, LI Shang-ying¹, LIN Ling¹, WANG Yan¹, LI Xiao-xia^{1,2}, LU Zhi-yang¹

1. College of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China
2. School of Electrical and Automatic Engineering, Hebei University of Technology, Tianjin 300130, China

Abstract The pulse oximeter used to measure patient's oxygen saturation non-invasively and continuously, has numerous applications in clinic care. The pulse oximetry measurement combines two basic methods, spectrophotometry and photoplethysmography (PPG). The red light and the infrared light are exposed to the ear lobe, finger or other tissue with fluctuation of artery blood, and then detected. The amplitude ratio of the photoplethysmography waveform of red light and infrared light varies with the oxygen saturation of blood. The measuring principle of the pulse oximeter is based on traditional test method, its accuracy is not gratifying due to various factors influencing the measurement result, such as the principle, measuring condition, and individual discrepancy. In the present paper a new pulse oximetry based on dynamic spectroscopy is introduced, It can promote the accuracy of the pulse oximeter evidently. The dynamic spectroscopy method is able to eliminate the interference of individual discrepancy and measuring condition in principle. This new method can eliminate the measurement error of pulse oximetry theoretically.

Keywords Hemoglobin oxygen saturation; Pulse oximetry; Dynamic spectroscopy

(Received Jul. 18, 2005; accepted Oct. 26, 2005)