

文章编号: 1672-8785(2016)12-0019-05

基于光谱仪近红外光谱技术的 组织氧测量研究

鲁 湛¹ 代作晓¹ 黄 超² 贺 健²

(1. 中国科学院上海技术物理研究所, 上海 200083 ;

2. 曲阜师范大学, 山东 曲阜 273100)

摘 要: 提出了一种基于光谱仪近红外光谱技术 (Near Infrared Reflectance Spectroscopy, NIRS) 的定量无损组织氧检测系统。通过用微型光谱仪代替传统信号接收处理部分, 实时测出了光源波长, 并用补偿算法抵消了环境的影响。对经过均值和 FFT 滤波后的输出光谱信号进行运算后, 得出了组织氧浓度。用前臂阻断实验验证了组织血氧饱和度 (Regional Saturation Of Oxygen, rSO_2) 测量结果的有效性。结果显示, 测量结果与理论相符, 表明基于光谱仪的 NIRS 技术可以较好地应用于监测组织的血氧饱和度, 其适应性比传统方法更强。

关键词: 组织氧; NIRS; 光谱仪; Monte-Carlo; 前臂阻断

中图分类号: TH7 **文献标志码:** A **DOI:** 10.3969/j.issn.1672-8785.2016.12.004

Study of Tissue Oxygenation Measurement Using Near Infrared Spectroscopy Based on Spectrometer

LU Zhan¹, DAI Zuo-xiao¹, HUANG Chao², HE Jian²

(1. Shanghai Institute of Technical Physics, Chinese Academy of Sciences,

Shanghai 200083, China;

2. Qufu Normal University, Qufu 273100, China)

Abstract: A quantitative non-destructive tissue oxygen detection system based on Near Infrared Spectroscopy (NIRS) was proposed. By using a micro-spectrometer to replace the traditional signal receiving and processing part, the wavelength of the light source was measured in real time. The influence of the environment was compensated by a compensation algorithm. After the calculation of output spectral signals processed by mean and FFT filtering, the tissue oxygen concentration was obtained. In the forearm occlusion experiment, the effectiveness of the measurement results of Regional Saturation of Oxygen (rSO_2) was verified. The measurement results were consistent with the theory. This showed that the NIRS technology based on the spectrometer could monitor rSO_2 better and its adaptability was better than that of traditional methods.

Key words: tissue oxygenation; NIRS; spectrometer; Monte-Carlo; forearm block

收稿日期: 2016-09-14

作者简介: 鲁湛(1987-), 男, 湖北黄冈人, 博士研究生, 主要从事红外光电技术及系统研究。

E-mail: tcgd_luzhan@163.com

0 引言

近红外光谱定量无损组织氧检测是利用近红外光对人体组织的穿透作用,通过测量人体组织的光学参数提取组织深层生理信息的一种技术。该技术已被广泛应用于临床检查,如骨骼肌运动功能评定、整形外科皮瓣移植术后的血液输运检测以及缺血缺氧新生儿的脑血氧检测等方面^[1-3]。

相对于脑电图、颈静脉血氧饱和度等有创或间接测量方法, NIRS 为无损测量,该方法可以提供连续、无创伤的血氧检测手段,从而减少病患的组织损伤和改善术后认知。由于 NIRS 具有显著的优点,近 25 年来,国内外已有大量文献报道了将该技术用于血糖和血氧无损检测的应用事例^[4-7]。这些应用事例大部分采用发光二极管 (Light-Emitting Diode, LED) 或激光器作为光源。由于这种光源输出的光谱的一致性会受各种因素干扰,因此其谱线中心很难保证,会影响测量结果的一致性。

本文采用光谱仪作为光信号接收处理部分,可实时测出光源波长,其光谱分辨率为 1 nm。再根据不同波长光被人体组织吸收的不同摩尔系数做相应补偿,就能消除测量时因为光源温度、老化、非一致性等因素的引入而导致的结果偏移。

1 组织氧测量原理

光子在生物组织内传播时会伴随吸收和散射两种现象。其中,吸收是由组织内各成分对光子的不同反应引起的。氧合血红蛋白 (Oxyhemoglobin, HbO₂) 和还原血红蛋白 (Haemoglobin, Hb) 在短波处具有较高的吸收率。因此,当波长较短时,光透过组织的性能较差。但是在 650~950 nm 的“光学窗”^[8]中, HbO₂、Hb 均具有吸收率低、散射性强的特点。由此可以判定,光子可以透过大脑皮层并携带出其中的部分光信息。

M Cope 等人用实验表明,光子在生物体内沿“香蕉型”轨迹传播,因此光在生物组织内传播

的公式需使用 Lambert-Beer 修正定律来表达。出光密度 (Optical Density, OD) 的表达式为

$$OD = \log \frac{I_0}{I_r} = DPF \cdot r \cdot \sum_i \varepsilon_i \cdot c_i + G \quad (1)$$

式中, ε 为摩尔吸光系数; c 为介质浓度, DPF 为差分路径因子,其值可以由 Monte Carlo 仿真得到,或者可用频域光谱学、时间分辨光谱学计算而得。若某待测物的 ε 和 r 为常量,并且已获得 OD 的数值,则可计算出待测物的浓度 c 。

对于组织氧的检测,其实主要就是对组织内的 HbO₂ 和 Hb 浓度的检测。因此,可对组织结构进行简化,建立多层组织模型。利用修正的 Lambert-Beer 定律将其与上述模型相结合,就可推出组织血氧饱和度 (rSO₂) 的表达式,即 HbO₂ 浓度与 HbO₂、Hb 二者浓度之和的比值。

将光源与检测器 1、2 放置于体表,两个检测器相距较近,与光源处于同一水平线。这样式 (1) 中的因子因处在同一血氧测量状态下便近似相同。

在同一血氧检测状态下, G_1 和 G_2 近似相等,对于波长 λ_1 , 利用式 (1) 分别计算 HbO₂、Hb 并相减,可得:

$$\begin{aligned} \Delta OD^{\lambda_1} &= OD_2^{\lambda_1} - OD_1^{\lambda_1} \\ &= (\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} \times C_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb}^{\lambda_1} \times C_{Hb}) \times DPF \times (r_2 - r_1) \quad (2) \end{aligned}$$

同理,对于波长 λ_2 , 有

$$\begin{aligned} \Delta OD^{\lambda_2} &= OD_2^{\lambda_2} - OD_1^{\lambda_2} \\ &= (\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} \times C_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb}^{\lambda_2} \times C_{Hb}) \times DPF \times (r_2 - r_1) \quad (3) \end{aligned}$$

定义组织氧饱和度 rSO₂ 的表达式:

$$rSO_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} \quad (4)$$

根据式 (3) 和式 (4), 可求得 rSO₂:

$$\begin{aligned} rSO_2 &= \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} \\ &= \frac{\varepsilon_{Hb}^{\lambda_1} - \frac{\Delta OD^{\lambda_1}}{\Delta OD^{\lambda_2}} \cdot \varepsilon_{Hb}^{\lambda_2}}{\frac{\Delta OD^{\lambda_1}}{\Delta OD^{\lambda_2}} (\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} - \varepsilon_{Hb}^{\lambda_2}) - (\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} - \varepsilon_{Hb}^{\lambda_1})} \quad (5) \end{aligned}$$

由式 (5) 可知,只要测量出 OD , 即可推算出 rSO₂。

2 检测系统的搭建

该系统主要由供电模块、探头装置和上位机三部分组成。供电模块主要由恒流源及半导体激光二极管 (Laser Diode, LD) 驱动电路组成, 其中 LD 由恒流源供电驱动。探头装置主要由光

源、光纤准直器和微型光谱仪组成, 功能是获取脑血氧浓度变化的信号, 并将其转化、放大为电信号, 传输至上位机。上位机主要由自主开发的应用软件组成, 其功能是对采集到的原始光谱数据进行处理和计算, 得到相应的 rSO_2 。系统的整体方案如图 1 所示。

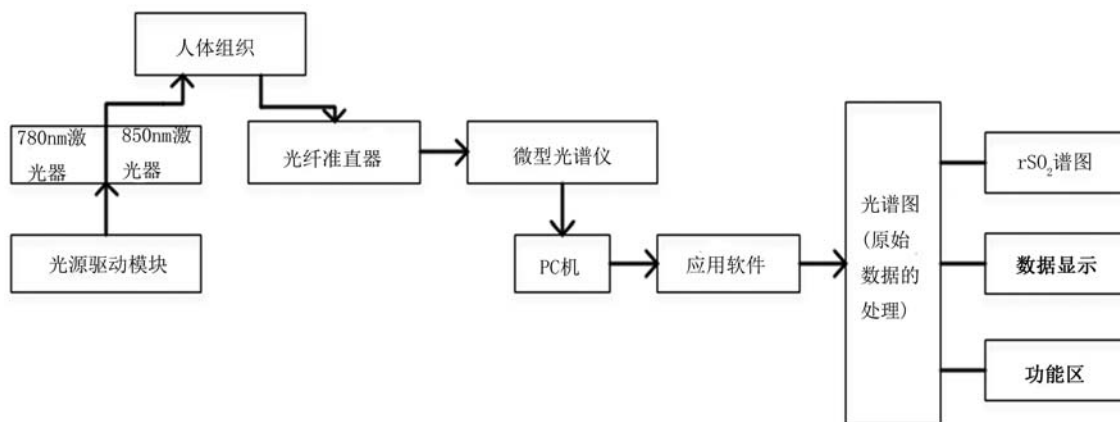


图 1 整体方案的示意图

该系统对人体脑组织进行检测的流程如下:

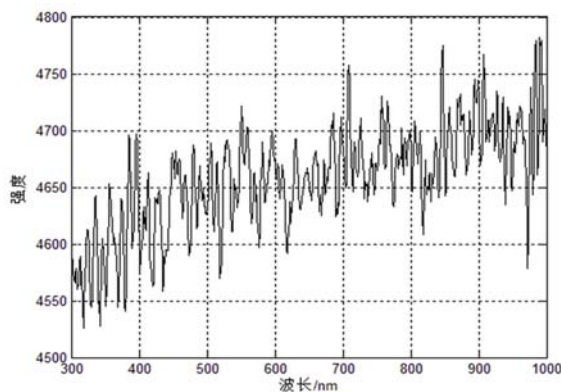
用恒流源分别驱动 780 nm 和 850 nm 的激光器, 使之发光并照射至待测组织。近红外光通过待测组织, 经散射、反射后进入准直器, 通过微型光谱仪的色散元件完成分光, 再由线阵电荷耦合器件 (Charge Coupled Device, CCD) 传感器将光信号转换为电信号, 传输至上位机。上位机程序对采集到的数据进行处理和分析, 将结果显示出来。其中, 微型光谱仪与准直器间的纽带是光纤, 与上位机间的纽带是 USB 数据线。

3 数据获取及处理

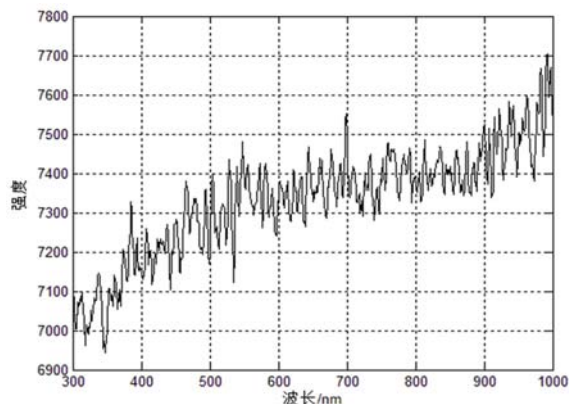
数据获取及处理是指采集原始光谱数据, 对数据进行背景噪声消除、滤波等处理, 最后计算得到想要的数值。由于受背景噪声、传感器 CCD 暗电流、电荷注入转移和信号放大的噪声、模数转换时的高频噪声和信号传输时的随机噪声等影响, 微型光谱仪采集到的原始光谱信号的基线不为零, 且波瓣边有振铃现象。当检测光谱信号较弱时, 这些噪声会使有效信号更难以分辨, 导致 rSO_2 谱线不平滑。

图 2(a) 和 (b) 分别表示积分时间为 100 ms、400 ms 下的背景噪声。从 2 幅图中可以看出, 随着积分时间的增长, 背景噪声越来越大, 所以, 去除背景噪声可提高有效信号的检测比率。

对于背景噪声的去除, 本文在系统处于无光照条件下时多次采集同一积分时间下的暗背景, 并求其平均值, 然后对不同积分时间重复上述工作, 最终根据统计数据寻找积分时间与暗背景间的关系, 作为对背景噪声的处理方法。



(a) 积分时间为 100 ms 时的背景噪声



(b) 积分时间为 400 ms 时的背景噪声

图 2 光谱的背景噪声

根据上述方法, 分别采集积分时间为 100 ms 到 500 ms、间隔为 100 ms 的不同积分时间的背

表 1 不同积分时间下的背景噪声均值

积分时间	100 ms	200 ms	300 ms	400 ms	500 ms
噪声均值	4657.348	5523.223	6421.070	7330.712	8213.469

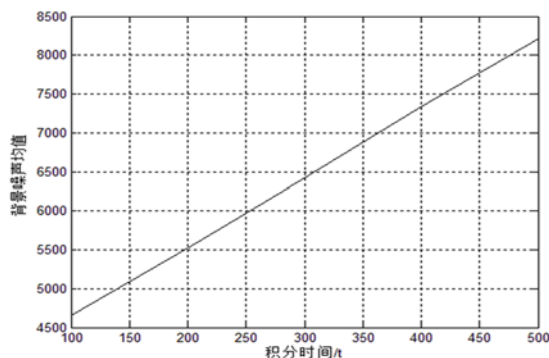


图 3 积分时间与噪声的曲线拟合

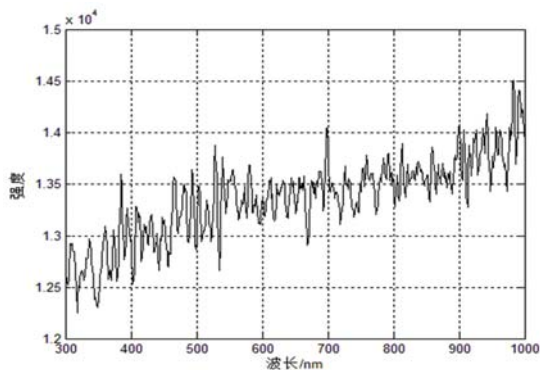


图 4 积分时间为 1000 ms 时的背景噪声

景噪声值。不同积分时间下背景噪声的均值处理结果见表 1。

根据表 1 可知, 积分时间与噪声成正比关系, 通过曲线拟合可得到二者的关系, 如图 3 所示。

曲线拟合的关系方程可表示为

$$y = 8.8679 \cdot t + 4650 \quad (6)$$

当系统采集光谱数据时, 可以根据曲线拟合的关系方程求解特定积分时间下的暗噪声, 并用原始数据减去这一暗背景。由于 CCD 感应无负值现象, 为避免有负值出现, 采取绝对值的方式对数据进行归零处理。图 4 为含有背景噪声的光谱, 经式 (6) 处理后的结果如图 5 所示。

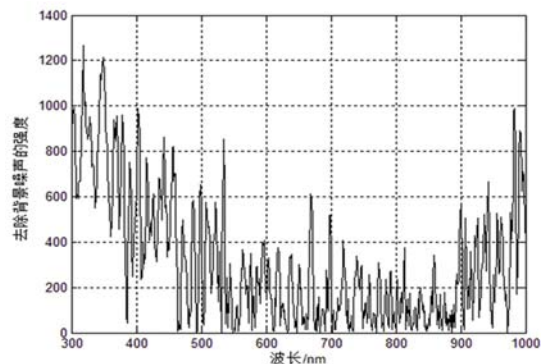
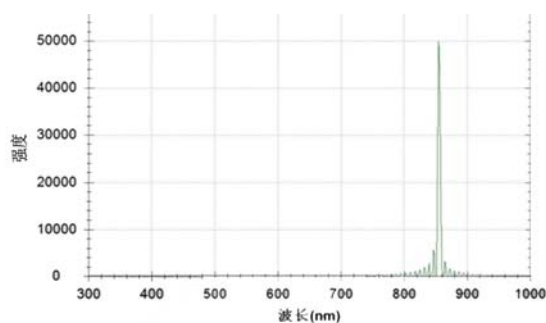
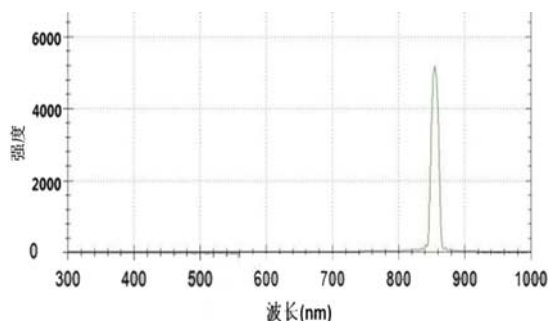


图 5 积分时间为 1000 ms 时背景噪声的处理结果



(a) 去除背景噪声的 850 nm LD 信号



(b) 均值处理和 FFT 滤波后的 850 nmLD 信号

图 6 处理后的信号

为消除其他噪声的干扰,可采用均值和 FFT^[10] 滤波和均值滤波方法对原始数据进行处理,以使信号曲线更加平滑。另外,去除高频噪声的制约和提高信噪比,可使系统测得的脑血氧参数值变得更加准确^[11]。图 6 是原始数据及处理后数据谱图的对比。

4 实验结果及讨论

为论证基于光谱仪的组织氧测量系统是否有效,本文进行了前臂阻断实验。图 7(a) 为探测装置的实物图,图 7(b) 为测试现场图。

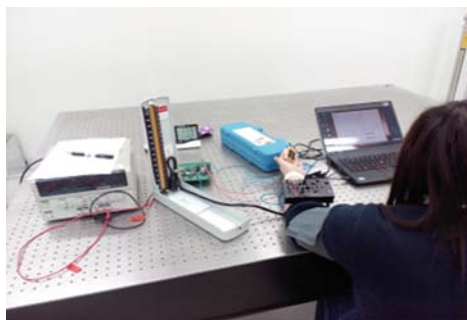
实验中,选择待测试者的肱桡肌为测试对象,将两个波长的 LD(780 nm 和 850 nm) 和光纤准直器按照系统探头装置的设计平行放置于肌肉上,测量待测者平常态下组织血氧的变化情况。采用壁式血压计对后臂施加压力,以阻断前臂的供血,测量阻断态下组织血氧的变化情况。主要操作方法是,利用袖带对后臂迅速施加压力,压强设置为 160~180 mmHg,并维持阻断状态 4 min,观察记录组织血氧消耗过程的实验数据;最后释放减压,测量阻断恢复阶段组织血氧的变化情况,平息 4 min 后结束本次实验测量监测。

使用本系统测得的前臂阻断时的组织血氧变化如图 8 所示。实验过程中,在 6 min 时迅速加压,阻断后臂对前臂的供血,并维持这种状态 4 min。在 10 min 时,缓慢减少袖带的压强,解除阻断,使得前臂充氧。由图 8 中曲线左边的走向可知,当待测者处于平静状态(0~6 min)时, rSO_2 趋于平稳状态;当阻断开始(6 min)时,由

于对前臂的供氧不足, HbO_2 逐渐消耗,含量逐渐下降, Hb 的含量逐渐增多,故 rSO_2 呈现降低趋势。当阻断结束(10 min)时,前臂供氧充足, HbO_2 含量骤增,故 rSO_2 出现一个波峰。随着 HbO_2 的分解,含量减少, Hb 的含量增多, rSO_2 缓慢下降,最终又重新达到一个平衡态。



(a) 探头装置实物图



(b) 测试现场图

图 7 实验装置

根据图 8 可知,当对前臂阻断时, rSO_2 数值呈下降趋势;当解除阻断时, rSO_2 数值上升。当阻断开始时,系统监测的 rSO_2 明显下降。这一现象表明,当组织发生缺氧状况时,基于 NIRS 技术监测的组织血氧可有效测量 rSO_2 的浓度。

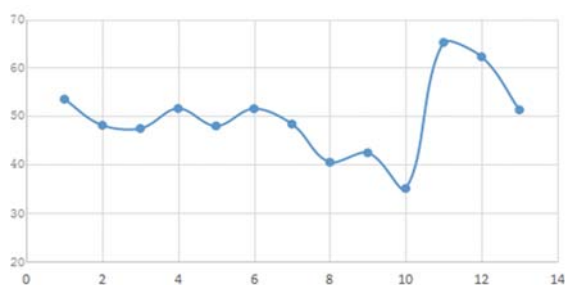


图 8 前臂阻断时组织血氧的变化

(下转第 37 页)