

文章编号: 1001-5078 (2006) 08-0661-04

新型近红外脑血氧监测设备的研制

李良成¹, 李凯扬², 秦 钊²

(1. 白求恩医学院医学影像教研室, 河北 石家庄 050081; 2 武汉大学物理科学与技术学院生物医学工程实验室, 湖北 武汉 430072)

摘 要:文中研制了一种双光源双探头近红外脑血氧监测设备, 实现对双侧脑组织局部血、氧参数的同时检测, 两个光源通过脉冲序列信号控制分时发光, 同时检测双侧脑组织局部血、氧参数, 为临床通过对比来评价患侧脑血氧变化量提供了新方法, 同时以四通道输出两侧脑组织的血容量和氧含量信息, 供计算机进行功率谱、相关性等后处理, 从而实现了对病人双侧脑组织血、氧变化参数长时间实时、连续的监测。

关键词:近红外光; 双光源; 双探头; 无创伤; 脑血氧

中图分类号: TN219, R443. + 8 **文献标识码:** B

Development of New-type Near-infrared Brain Blood-Oxygen Monitor

L I Liang-cheng¹, L I Kai-yang², Q N Zhao²

(1. Staff Room of Medical Image, Norman Bethune Military Medical College, Shijiazhuang 050081, China;

2. Laboratory of Biomedical Engineering, College of Physics, Wuhan University, Wuhan 430072, China)

Abstract: The main purpose of the paper is to describe the design of the near-infrared blood-oxygen monitor with dual light sources and dual detectors, and the monitor can detect the blood-oxygen parameters of two sides of the local brain tissue. The monitor has two lamps, they are lightened alternately by the pulse sequence, which make the monitor achieve the function of dual detectors. At the same time, the apparatus can monitor the brain blood-oxygen parameters of the patients continuously in real time, and output the curves of the blood-oxygen parameters of two sides of brain tissue.

Key words: near-infrared; dual light sources; dual detectors; non-invasive; brain blood-oxygen

1 引言

氧是人体新陈代谢的重要物质, 脑组织新陈代谢率高, 耗氧量占全身总量的 20% 左右, 在心脑血管疾病及脑外伤病人临床抢救与治疗中, 如果缺乏对脑组织供氧的监护手段, 就有可能造成脑组织神经功能的丧失或损害。因此, 如果能提供一种连续、无创伤检测大脑供氧状况的临床设备, 就可以减少病患脑组织的损伤, 改善术后认知能力。

目前国内临床上测量脑血氧状况的方法主要有脑电图、颈静脉血氧饱和度测量、脉搏血氧饱和度测量等, 这些方法属于有创测量或间接测量, 无法实时准确地反映大脑的供血供氧状态。国外虽有利用近

红外光测量脑组织血氧饱和度的设备, 但尚未见双通道同时检测双侧脑组织血氧, 并通过比较来反映患侧脑组织血氧含量变化的报道^[1-2]。

本文介绍的脑血氧监测设备能同时采集左右两侧大脑对称位置的血氧参数, 为临床通过对比来评价患侧脑血氧变化量提供了新方法, 同时它以四通道分别输出两侧脑组织血容量和氧含量的信息, 供计算机进行功率谱、相关性等后处理。

基金项目: 武汉市科技型中小企业创新基金 (武财 [2005] 84 号)。

作者简介: 李良成 (1971 -), 男, 硕士, 讲师, 主要研究方向为生物医学工程。

收稿日期: 2006-01-11

2 基本原理

2.1 检测原理

本设备的检测原理是根据氧合血红蛋白和还原血红蛋白对红光及近红外光不同的吸收特征^[3](见图 1)。

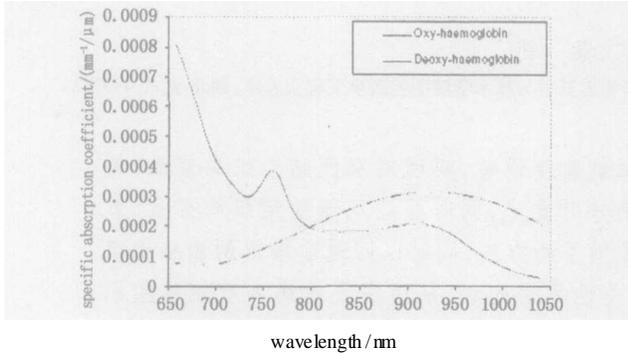


图 1 氧合血红蛋白、还原血红蛋白近红外吸收谱^[4]

Fig 1 absorption spectra of oxy-hemoglobin and deoxy-hemoglobin^[4]

依据朗伯特—比尔定律 (The LambertBeer Law)有:

$$OD = - \ln I / I_0 \quad (1)$$

其中,OD为光密度;表示光吸收系数;c表示物质浓度;d表示光穿过物质的路径长度;I₀、I分别表示出射光强和入射光强。利用该定律和血红蛋白在红光区和近红外光区(600~1000nm)吸收特性可以得到下列公式^[5-6]:

$$血容量 = c(Hb) + c(HbO_2) = a \cdot OD(R) + b \cdot OD(I) + G_b \cdot [I(R) + K_b \cdot I(I)] \quad (2)$$

$$氧含量 = c(HbO_2) = g \cdot OD(R) - k \cdot OD(I) + G_o \cdot [I(R) - K_o \cdot I(I)] \quad (3)$$

其中,G_b、G_o分别表示血通道和氧通道的增益;a、b、g、k、K_b、K_o都是与组织有关的常数;I(R)、I(I)分别表示红光和近红外光的接收光强。

2.2 光子传播特性

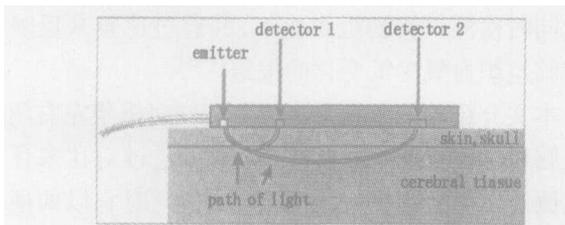


图 2 光子在组织中传播路径

Fig 2 the move path of the photon in the tissue

本设备测量是依据光子在哺乳动物组织中的传播模型,光源与探头的放置如图 2所示。一般来说,光子在哺乳动物组织中的传播是散射传播,呈现随机性,但从概率意义上讲,光子在光源与探测器之

间的运动路线近似一条抛物线状,穿透深度大约相当于探测器与光源距离的 1/4,脉冲可以透射得更深一些^[7-8]。

3 硬件设计

本设备由检测探头、主机及计算机等部分组成,其系统框图及工作流程如图 3所示。

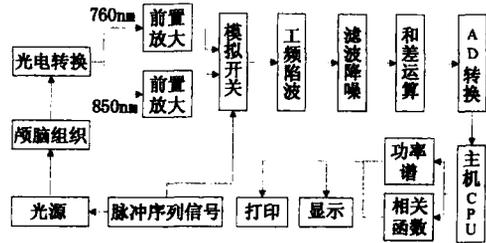


图 3 设备系统框图

Fig 3 system frame structure

3.1 检测探头

检测探头由光源、光电传感器和前端转换电路组成。探头基座采用硬度很低的黑色医用硅胶材料,与人体的接触面设计成弧形(如图 4),边缘做成斜口,使探头容易弯折,更好地贴紧病人前额,使之遮光性能大大提高,同时降低了弹性绷带固定检测探头时给病人带来的不适感,黑色材料也有利于减少环境光产生的噪声,有利于提高设备的信噪比。

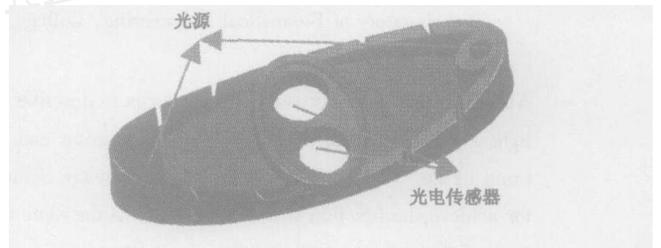


图 4 检测探头

Fig 4 the structure of the detector

检测探头两端的小圆孔用于固定光源,光电传感器则固定在中央的圆孔内。根据图 2可知检测深度随光源和光电传感器之间的距离而改变,本仪器将光源和传感器之间的距离设定为 40mm。

检测探头的光源选用两个小功率灯泡,以恒压源驱动,并在脉冲信号的控制下分时发光以实现双探头检测功能。检测时,将检测探头固定在前额中部,两侧光源发出的光分时地进入左、右半脑,经过大脑组织散射后由光电传感器接收并转换为电信号,实现对两侧大脑血、氧参数的同时监控。

检测探头的光电传感器由窄带滤光片和光电二极管组合而成。本仪器选用 S1226系列光电传感器,其暗电流很小(在 V_R = 10mV时小于 2pA),峰值波长(720nm)的感光灵敏度为 0.36A/W,工作波

长为 320~1100nm。窄带滤光片分别选用 760nm 和 850nm 两种,其光谱特性足以保证滤过光线为接近于所需波长的单色光,这大大减少了背景噪声,提高了仪器的信噪比。前端转换电路与光电二极管采用零偏置方式连接,确保接收光强和转换电流之间的线性关系,提高了仪器的准确性。

3.2 主机电路

仪器的主机电路由脉冲序列发生及光源驱动模块、陷波器模块、滤波降噪模块、运算模块和直流电源等组成。实现对光源的驱动及对输出信号进行运算处理,并输出血容量和氧含量的相关信息。

3.2.1 脉冲序列信号发生与光源驱动电路

由方波发生器输出的方波信号作为脉冲序列的脉冲源,经过计数译码器 4017 后输出四路脉冲信号 A、B、C、D (如图 5)。

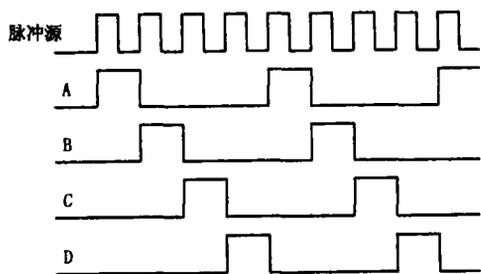


图 5 脉冲序列

Fig 5 the sequences of pulse

四路信号通过分路开关分别控制 760nm 和 850nm 两路信号进行滤波降噪及和差运算等处理,其中两路脉冲信号 A 和 C 传送至探头光源恒压源,控制检测探头光源的分时发光,以实现同时对两侧脑组织的实时监测,从而实现双探头检测功能。

3.2.2 陷波电路

工频干扰是检测信号的主要干扰源,必须用专门的陷波器电路滤除,我们采用有源双 T 陷波电路,T 网络具有选频作用,在低频段输入信号通过电阻传输,在高频段输入信号通过电容传输,当信号频率与特征频率 $w_n = \frac{1}{RC}$ 相等时,阻抗很大,使传输系数接近于零,实现陷波作用,在双 T 网络的后面加运放构成有源双 T 带阻滤波器,改善陷波特性,提高电路性能。其传递函数是:

$$A(j\omega) = \frac{A_{VF} \left[i + \left(\frac{j\omega}{w_n} \right)^2 \right]}{1 + \frac{1}{Q} * \frac{j\omega}{w_n} + \left(\frac{j\omega}{w_n} \right)^2} \quad (4)$$

其中 $w_n = \frac{1}{RC}$; $A_{VF} = 1 + \frac{R11}{R111}$; $Q = \frac{1}{2(2 - A_{VF})}$

可得出整个电路的传递函数为:

$$A(j\omega) = \frac{A_{VF} \left[i + \left(\frac{j\omega}{w_n} \right)^2 \right]}{1 + \frac{1}{Q} * \frac{j\omega}{w_n} + \left(\frac{j\omega}{w_n} \right)^2} * \frac{A_{VF} \left[i + \left(\frac{j\omega}{w_n} \right)^2 \right]}{1 + \frac{1}{Q} * \frac{j\omega}{w_n} + \left(\frac{j\omega}{w_n} \right)^2} \quad (5)$$

经过实验,该电路可以很好地滤除工频干扰。

3.2.3 滤波降噪电路

由于红光和红外光谱发光特性本身的差异,窄带滤光片对两者透过特性不同,以及光电二极管对它们转换效率的差别,都会给检测带来误差。通过改进光源、滤光片和光电二极管的制造工艺来实现检测的平衡是相当困难的,但是通过电路实现平衡调节则简单许多。为本仪器设计了平衡调节电路,在调节面板上的平衡旋钮时,就可以在提高一路信号增益的同时减少另一路信号增益,使两路信号可以很方便地达到平衡以消除误差。

光电二极管的暗电流和背景噪声都是低频噪声,虽然可以利用高通滤波器加以滤除,但是脉冲信号通过高通滤波器时会发生畸变,影响检测的准确性。我们利用脉冲序列信号控制电路在光源发光期间和未发光期间分别进行采样保持,其中发光期间取得血氧信号与噪声信号的混合信号,而未发光期间取得背景噪声信号,然后将两次采样的结果通过运放反向迭加,就可以较好地抑制暗电流和背景噪声的影响。

3.2.4 和差运算电路

基于 (2) 式和 (3) 式,只要确定了 K_b 、 K_o 的值,将信号进行和、差运算就可以得到血容量和氧含量。本仪器在进行和、差运算时设计了比例调节电路,可以调节参加运算的两路信号的分量大小,通过生物模型实验来调节比例电路,以确定 K_b 、 K_o 。当仪器实验定标后,可以消除血容量通道上的氧的干扰,使血容量通道直接反映血红蛋白的浓度变化;同样也可以减少氧含量通道上血的干扰,使氧含量反映含氧血红蛋白的浓度变化,两者结合就能够很好地反映脑部供血和供氧情况。

经过运算得到的血容量和氧含量信号经过增益电路,实现信号的放大功能,并将血容量和氧含量信号通过 A/D 转换后传送给主机 CPU。

4 软件设计

4.1 开发平台及采集卡的选择

该软件开发平台采用 VC6.0,采集卡选择北京 Art 公司的 USB2006 数据采集板,实现四路通道的数据采集,该板还提供 8 路 12B it 分辨率的 A/D 转

换器,且具有体积小、即插即用、传输数据速度快等特点。

4.2 软件结构

软件部分主要由病人数据库管理、数据采集、病人数据处理组成,软件模块框图如图 6 所示。

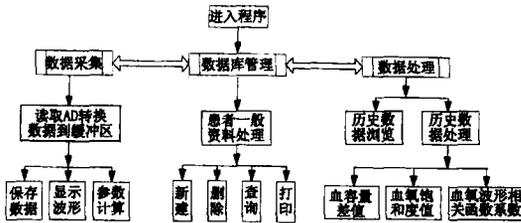


图 6 软件模块框图

Fig 6 function model diagram of the software module

4.3 软件界面设计

软件界面由病人数据库管理界面、数据采集界面、数据处理界面三部分组成,三个界面相对独立,可相互切换,软件逻辑功能清晰。

病人数据库管理界面主要完成一些病人基本资料的管理功能,包括:病人资料添加、记录、删除、打印,通过姓名或索引号查找病人有关数据,血氧波形浏览等。

数据采集界面主要实现血氧数据的采集,界面上的“即时数据处理”标签页上显示的是实时数据采集后经处理计算显示的参数信息。本界面上实现了“保持数据采集并处理历史数据”的功能,即在不停止当前采集的情况下对已采的数据进行浏览、处理和分析。

数据处理界面主要完成对存储数据的浏览和处理,包括任一时刻血容量差值、血氧饱和度相对值,任一时间段血氧波形功率谱和互相关函数系数的计算等。

5 临床实验

我们用该设备对正常人、心功能不全和气腹病人分别进行了检测,正常人组 30 例,心功能不全组 30 例,气腹病人组 40 例,正常人组监测脑血氧变化 1h,心功能不全病人床边监测 2h 以上,气腹病人监测整个手术过程,检测的结果如表 1。

表 1 临床实验结果统计表

Table 1 the result of clinical experiment

	正常人 (n=30)	心功能不全 (n=30)	气腹病人 麻醉前 (n=40)	气腹病人 麻醉后 (n=40)
脑血氧 饱和度	80.39 ± 2.27	72.77 ± 2.64	81.59 ± 1.53	80.46 ± 4.17

从表中可以看出心功能不全的病人与正常人及

麻醉病人的血氧饱和度有明显差异,与临床表现相符。

6 结论

本设备利用血红蛋白对红光和近红外光的吸收特征,有效地实现了对人体无创伤、实时、准确的监测功能,它直接测量大脑组织的血氧参数,能够更直接,更准确,更及时地反映大脑组织的供血和供氧情况,以供临床参考。检测探头同时采集左右两侧大脑对称位置的脑血氧参数,为临床通过对比来评价患侧脑血氧变化量提供了新方法,且用四通道输出两侧脑组织血容量和氧含量的信息,供计算机进行功率谱、相关性等后处理。为临床医生提供了更加丰富的诊断信息,具有比较广阔的实用前景。

参考文献:

- [1] Patterson MS, Wilson BC, Wyman DR. The propagation of optical radiation in tissue II Optical properties of tissues and resulting fluence distributions [J]. Lasers in Medical Science, 1991, 6(4): 379 - 390.
- [2] Schroeter ML, Zysset S, Kupka T, et al Near-infrared spectroscopy can detect brain activity during a colorword matching Stroop task in an event-related design [J]. Hum-Brain Mapp, 2002, 17(1): 61 - 71.
- [3] JÖbsis FF, Noninvasive Infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters [J]. Science, 1977, 198(4323): 1264 - 1267.
- [4] Wray S, Cope M, Delpy DT, et al Characterization of the near infrared absorption spectra of cytochrome aa3 and haemoglobin for the non-invasive monitoring of cerebral oxygenation [J]. Biochim Biophys Acta, 1988, 933(1): 184 - 92.
- [5] McComick PW, Goetting MG, Stewart M, et al Comparison of near-infrared spectroscopy and EEG in detection of cerebral hypoxia [J]. Critical Care Medicine, 1990, 18(4): S203.
- [6] Koom R, Silvay G, Weiss-Bloom L, et al Evaluation of noninvasive optical spectroscopy during general anesthesia [J]. Anesthesiology, 1991, 75(3): 415.
- [7] Martin W, von Siebenthal K Comparison of three methods to measure absolute cerebral hemoglobin concentration in neonates by near-infrared spectrophotometry [J]. Journal of Biomedical Optics, 2002, 7(2): 221 - 227.
- [8] Gratton E, Fantini S, Franceschini MA, et al Measurements of scattering and absorption changes in muscle and brain Philosophical transactions of the Royal Society of London [J]. Biological Sciences Series B, 1997, 352(1354): 727 - 735.