

文章编号 1004-924X(2012)10-2140-07

结合近红外光谱法的肝血流参数测量

张晓枫^{1,3*}, 刘光达¹, 辛桂杰², 焦 阳¹, 徐国忠³

(1. 吉林大学 仪器科学与电气工程学院, 吉林 长春 130061; 2. 吉林大学 第一医院, 吉林 长春 130061;
3. 长春理工大学 生命科学技术学院, 吉林 长春 130022)

摘要:针对常规的色素浓度测量方法存在操作复杂、有创和非连续等问题,研究了基于色素稀释和排泄试验的脉搏光谱分析方法。通过静脉注射吲哚青绿指示剂,选定两特定波长的近红外光作为吲哚青绿色素吸光度测量点,并采用指夹式传感器提取人体指尖末梢血的光谱信号,通过连续记录色素浓度稀释曲线,实现了分离吲哚青绿浓度谱和脉搏血氧吸收光谱的算法。最后分析呈指数衰减规律变化的半对数坐标色素浓度图,完成了色素血浆消失率 K 和 15 min 滞留率 R_{15} 等肝血流参数的无创测量。该方法基于 Lab-VIEW 平台,结合自适应差分阈值法,有效剔除了血红蛋白吸收光谱和基线漂移的干扰,各项参数检测准确率高, K 值平均测量误差小于 0.008。该检测理论和方法既可用于临床肝切除手术的术前、术中和术后的肝储备功能检查,也可为医学研究提供相应的中间测量过程及中间观察变量。

关键词:吲哚青绿;色素浓度谱;血红蛋白;红外吸收光谱;脉搏波;肝血流参数

中图分类号:O657.33;R318 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20122010.2140

Measurement of liver blood flow parameters combined with near-infrared spectroscopy

ZHANG Xiao-feng^{1,3*}, LIU Guang-da¹, XIN Gui-jie², JIAO Yang¹, XU Guo-zhong³

(1. *Department of Instrument Science and Electrical Engineering, Jilin University, Changchun 130061, China;*
2. *The First Bethune Hospital, Jilin University, Changchun 130061, China;*
3. *Department of Life Science and Technology, Changchun University of Science and Technology, Changchun 130022, China)*

* *Corresponding author, E-mail: zhangxf@cust.edu.cn*

Abstract: A pulse spectroscopic scheme based on dye dilution and an excretion test was developed to overcome the shortcomings of conventional blood dye concentration measuring method in complex operation, invasive treatment and non-continuance. Firstly, Indocyanine Green (ICG) was intravenously injected and a finger clip sensor was used to extract spectral signals of fingertips for a sufferer. Then, by recording the dye dilution curve simultaneously, the algorithm to isolate ICG absorption spectrum from the disturbance of peripheral arterial blood was implemented. Finally, the ICG plasma disappearance rate K , 15 min retention rate R_{15} and other hepatic hemodynamic parameters were deduced by analyzing the semi-logarithmic dye concentration graph. Combining a lab-VIEW software platform with

收稿日期:2012-03-07;修订日期:2012-05-15.

基金项目:吉林省科技厅资助项目(No. 20120328)

an adaptive differential threshold method, proposed scheme eliminates the interference come from the hemoglobin absorption spectrum and baseline drift, improves the measuring accuracy greatly, and the average measurement error of K is less than 0.008. This method is great value to not only the assessing hepatic functional reserve at pre-operation, intra-operation, post-operation, but also providing a way to monitor some middle variables for clinical research purposes.

Key words: indocyanine green; dye concentration spectrum; hemoglobin; infrared absorption spectrum; pulse wave; liver blood flow parameter

1 引 言

吲哚青绿(Indocyanine Green, ICG)是日本科学家在 1955 年合成的一种七次甲基青染料杂环化合物,其吸收及发射光谱均处于近红外区(650~1 200 nm),作为一种体内检测的优良试剂,目前已经普遍应用在心脏、麻醉、肝病、脏器移植和 ICU 等科室的心血管和肝脏血流动力学参数检测中。

肝血流动力学参数主要包含 ICG 血浆消失率(K)、15 min 滞留率(R_{15})和有效肝血流量等。近几年的研究表明,用 R_{15} 来评估肝脏储备功能,其结果优于传统的 Child-pugh 分级^[1]。 R_{15} 和有效肝脏血流量是评估术前肝脏储备功能、预测术后由肝功能不全引发并发症及早期预后的重要指标^[2];无创和连续的肝脏血流参数测定在麻醉监护中具有重要作用^[3],可见肝血流参数的准确测量能提高肝脏储备功能的评估水平,准确预测手术的风险性,可以有效降低手术病死率和术后并发症的发生^[4]。

当前,采用 ICG 进行浓度稀释和排泄试验的色素浓度测量方法是国内外医学临床上普遍使用的肝脏储备功能检查手段^[5-7]。常规 ICG 色素浓度测量多采用定时采集动脉血进行光学比色的方法,即在 ICG 注射前及注射后的 5、10 和 15 min 进行 4 次采血,通过血浆分离和光谱比色测量后,得到相应时刻的 ICG 浓度。采血试验的方法不能进行连续的色素浓度测量,而且采血时间不能精确控制,导致测量误差较大,除给患者带来精神和身体压力外,也容易使医务人员感染。

采用近红外光谱技术进行临床生化检验是国内外学者研究的热点之一,但人体复杂的组织干扰为测量带来了误差。曾有学者提出血流容积差光谱相减法^[8],该方法虽能减少组织干扰的影响,

但同时也减低了脉搏信号的幅度,而采用自适应噪声抵消法能更好地完成脉搏波采集信号的去噪处理^[9]。本文采用近红外光谱技术,研究了一种无创和连续的光电脉搏色素浓度测量方法,提出了将指端传感器采集的光谱信号中 ICG 色素浓度谱剥离出来的算法,通过 ICG 色素浓度图的分析处理,完成 K 和 R_{15} 等肝血流参数的无创检测。

2 脉搏色素浓度测量原理

当一束特定波长的光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,出射光强发生了衰减,如图 1 所示。

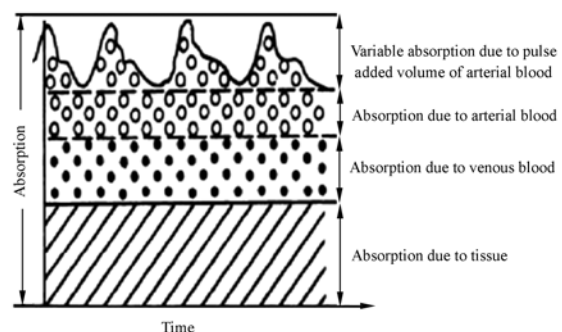


图 1 各组织成分对光的吸收影响示意图

Fig. 1 Arterial blood, venous blood, and tissue light absorption

由于动脉血呈周期性的脉动变化,即吸光组织光程改变导致出射的光强呈脉动性周期变化,依据朗伯-比尔定律(Lambert-Beer Law)的光谱吸收原理,有:

$$\Delta A \equiv \log[(L_0 + \Delta L)/L_0] = \epsilon \cdot C \cdot \Delta D, \quad (1)$$

其中: ΔA 称为吸光度的变化量, L_0 为出射光强, ΔL 为组织的吸收光强, C 和 ΔD 为吸收物质的浓度和吸收光程差, ϵ 称为消光系数。

脉搏色素浓度测量方法基于上述原理,采用

色素稀释的脉搏光度测量技术,其中色素 ICG 经静脉注射,再通过血液循环到达人体血管末梢(指尖等部位)。动脉血中的吸光物质为氧合血红蛋白(O_2Hb)和还原血红蛋白(RHb)及色素 ICG^[10-11],本文实验的前提是血氧饱和度(s)为 100%,所以可以近似认为动脉血中的吸光物质仅为 O_2Hb 和 ICG。根据脉搏光电血氧计的原理,需要使用两个特定波长的光源照射,根据色素 ICG 和血红蛋白(Hb)的光谱特性,选定波长为 805 nm 和 940 nm 作为吸光度测量点,由公式(1)可得^[12]:

$$\Phi_{805/940} \equiv \frac{\Delta A^{805}}{\Delta A^{940}} = \frac{\epsilon_I^{805} \cdot C_I \cdot \Delta D + \epsilon_{Hb}^{805} \cdot C_{Hb} \cdot \Delta D}{\epsilon_I^{940} \cdot C_I \cdot \Delta D + \epsilon_{Hb}^{940} \cdot C_{Hb} \cdot \Delta D} = \frac{\epsilon_I^{805} \cdot C_I + \epsilon_{Hb}^{805} \cdot C_{Hb}}{\epsilon_I^{940} \cdot C_I + \epsilon_{Hb}^{940} \cdot C_{Hb}} = \frac{\epsilon_I^{805} \cdot C_I + [s\epsilon_O^{805} + (1-s)\epsilon_R^{805}] \cdot C_{Hb}}{\epsilon_I^{940} \cdot C_I + [s\epsilon_O^{940} + (1-s)\epsilon_R^{940}] \cdot C_{Hb}}, \quad (2)$$

其中: $\epsilon_I, \epsilon_{Hb}, \epsilon_O, \epsilon_R$ 分别为 ICG、Hb、 O_2Hb 、 RHb 的消光系数; C_I, C_{Hb} 分别为 ICG 和 Hb 的浓度; s 为血氧饱和度。

当采用波长为 805 nm 的光照射时, O_2Hb 和 RHb 的吸光度相同,ICG 有最高的吸光度;用波长为 940 nm 的光照射时, O_2Hb 和 RHb 的吸光度相差不大,ICG 的吸光度则为零,即有:

$$\epsilon_O^{805} = \epsilon_R^{805}, \epsilon_I^{940} = 0, \epsilon_O^{940} \approx \epsilon_R^{940}. \quad (3)$$

因此式(2)可简化为:

$$\Phi_{805/940} \equiv \frac{\Delta A^{805}}{\Delta A^{940}} \approx \frac{\epsilon_I^{805} \cdot C_I + \epsilon_O^{805} \cdot C_{Hb}}{\epsilon_O^{940} \cdot C_{Hb}}. \quad (4)$$

实际测量采用双波长指夹式探头,在探头的接收端可以采集到两路透射光的吸收光谱信号。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,使得采集的光谱信号包含呈脉动性周期变化的交流成分(AC)和保持恒定不变的直流成分(DC),所以吸光度变化量 ΔA 的比值为^[13]:

$$\Phi_{805/940} = \frac{\Delta A_{805}}{\Delta A_{940}} = \frac{AC_{805}/DC_{805}}{AC_{940}/DC_{940}}. \quad (5)$$

因此,根据实际采集的两路光谱信号即可计算出 Φ 值,然后以血常规测得的血红蛋白浓度值 C_{Hb} 作为参考量,应用公式(4)就可以实现色素 ICG 浓度谱的检测,最后通过 ICG 浓度图的分析可计算出相关的肝血流参数。

3 ICG 浓度谱的提取

测量系统中光电指夹式传感器以中心波长分别为 805 nm 和 940 nm 的发光二极管 LED 为光源,其光电管接收的微弱信号经过信号放大器处理后,提供给 A/D 转换器,最后由微处理器进行采样和处理,采集到上位机。在 lab-VIEW 平台采集的两路光谱数据,如图 2 所示。

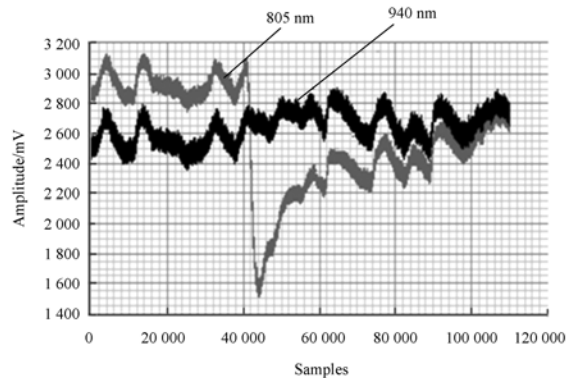


图 2 两路吸收光谱信号

Fig. 2 Two-wavelength absorption spectra

3.1 每周期交、直流信号的分离

为了求得两路信号吸光度变化量的比值 Φ , 必须将每组数据中的交流分量和直流分量分离开来。另外,为了尽可能地去掉干扰和基线漂移对 Φ 值的影响,采用自适应差分阈值法来检测每个脉动的峰值位置,并在各个脉动周期内实现 AC 和 DC 的分离,以保证 Φ 值的准确度。

由于两路数据是同步测量的,脉搏的跳动是一致的,即每个脉动周期的峰值位置是相同的,所以实验时只需选择 805 nm 光源这组数据检测峰值位置即可。具体的流程如图 3 所示。

首先取开始一段时间(30 s)的数据进行自学习,分成相等的 10 段,即 3 s 一段(期间至少有一个脉搏波),在各段内求差分最大值;然后将这 10 个差分最大值排序,去掉最大值和最小值后,对余下的 8 个差分最大值求算术平均值,以此估计系数,确定出 3 个初始检测阈值;用初始检测阈值检测 5 个脉搏波峰后,开始采用滑动平均的方法来修改检测阈值,得到动态的检测阈值 $\delta_{1i}, \delta_{2i}, \delta_{3i}$;接着对每个脉搏数据做 20 点的前差分,如果连续两个 20 点的前差分都大于 δ_{1i} 和 δ_{2i} ,且之后几十毫秒内存在一个负向差分小于 δ_{3i} ,则可断定找到

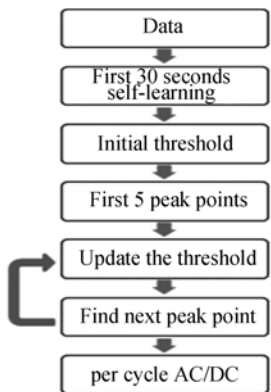


图 3 自适应阈值法求 Φ 值流程图

Fig. 3 Flow chart of adaptive threshold value method for Φ

了一个新的脉搏波峰值点,再重新修改阈值,继续检测下一个波峰,每检测一个新波峰就修正一次阈值,然后继续检测下一个波峰。

待脉搏波峰采样点确定后,每两个峰值点之间可视为一个周期,在每个周期内将最大值和最小值之差作为 AC,将最大值作为 DC;由于是同步测量,两组数据的峰值位置相同,另一组数据按同样方法计算出 AC 和 DC;最后,通过公式(5)可计算出比值 Φ 。

3.2 吸光系数的确定

ICG 在血液中的消光系数的单位为 $L/mol \cdot cm$,一般称为摩尔消光系数(Molar extinction coefficient),它随着 ICG 浓度的不同而变化,如图 4 所示^[14]。

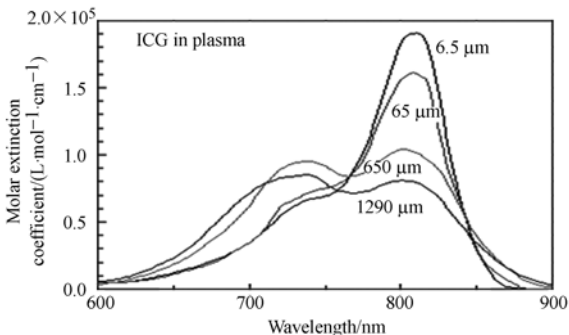


图 4 ICG 消光系数变化图

Fig. 4 Diagram of ICG absorption coefficient

在临床检测时,通常 ICG 浓度范围应该在 $0 \sim 40 \text{ mg/L}$,根据图 4 所示,按 ICG 浓度从小到大,再从大到小变化的趋势,估计对应 804 nm 波长光的消光系数应该在 $0.245 \sim 0.231$ 和 $0.231 \sim 0.219 \text{ L/mg} \cdot \text{cm}$ 之内变化,暂且取 $\epsilon_t^{805} =$

$0.219 \text{ L/mg} \cdot \text{cm}$ 。

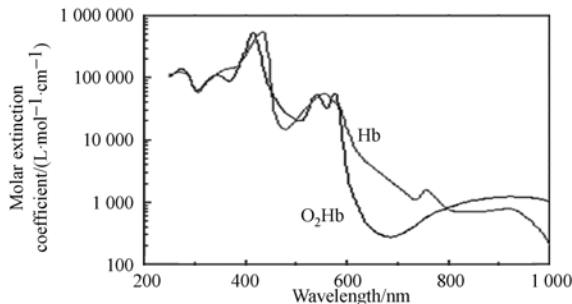


图 5 血红蛋白消光系数变化图

Fig. 5 Diagram of hemoglobin absorption coefficient

由图 5 所示^[15],氧化血红蛋白的消光系数为:

$$\begin{aligned} \epsilon_0^{805} &= 0.01296 \times 10^{-3} \text{ L/mg} \cdot \text{cm}, \\ \epsilon_0^{940} &= 0.01882 \times 10^{-3} \text{ L/mg} \cdot \text{cm}. \end{aligned}$$

由此,根据已经求出的 Φ 值,及检测前预先测得的血红蛋白浓度 C_{Hb} ,由公式(4)即可得到剔除血红蛋白吸收光谱的 ICG 浓度谱,如图 6 所示。

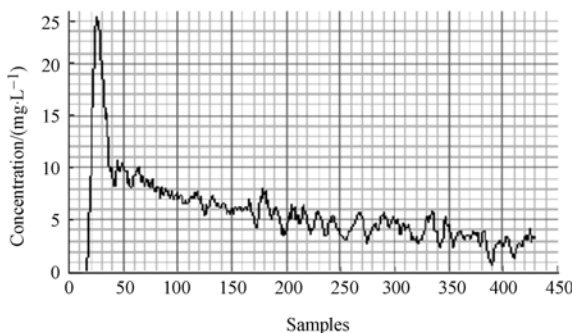


图 6 ICG 色素浓度图

Fig. 6 Diagram of ICG dye concentration

4 ICG 浓度图的分析与处理

ICG 经静脉注入血液后能迅速与血浆蛋白结合,色素不沉着于皮肤,随动脉血分布全身,只被肝细胞吸收并排泄至胆汁中,其在血中的浓度呈指数规律下降,在半对数图表中 ICG 的清除规律表现为一条直线。一般正常人静脉注射 20 min 后约有 97% 从血中排除,由于其不被肾脏等其它肝外器官吸收,通过测量动脉血中 ICG 的色素浓度变化,可以进行 ICG 血浆消失率和 15 min 滞留率等肝血流参数的检查^[16-17]。

如图 6 所示,根据 ICG 浓度图的特征,有必要对其初次循环色素浓度曲线(即第一个浓度波峰)及 ICG 浓度图在半对数图表中的特征规律进行分析。

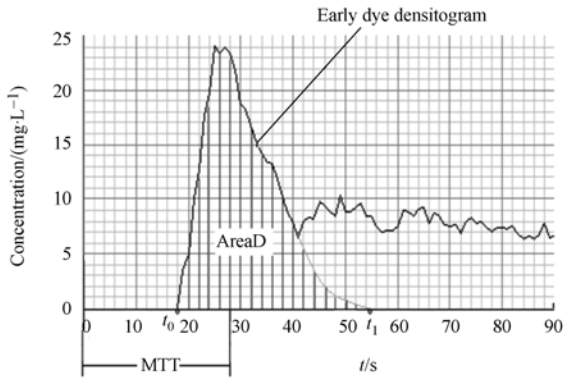


图 7 前 90 s 的 ICG 浓度图
Fig. 7 ICG concentration curve in first 90 s

将色素 ICG 注入血液的上流,在血液下流检测色素浓度时,首先得到 90 s 内的色素浓度如图 7 所示。这里需要引入一个概念,即平均传输时间(MTT),定义为色素注入时刻到初循环色素浓度曲线面积重心的时间,将它作为色素被肝吸收的起始点,平均循环时间 MTT 可根据图 7 中初始循环浓度的曲线面积 AreaD(阴影部分)的重心时间计算,如公式(6)所示:

$$MTT = \frac{1}{2} \int_{t_0}^{t_1} C_1 \cdot dt, \quad (6)$$

其中,积分区间(t_0, t_1)为初始循环曲线的时间。

采用半对数坐标图表示 ICG 注入后在血液中的浓度,其变化状态则如图 8 所示,该曲线的变化趋势体现了肝脏中色素的排泄速度。本文取平均循环时间之后的一段时间,一般是 $MTT + 2.5 \text{ min} \sim MTT + 4.5 \text{ min}$ 的所有 ICG 浓度数据进行

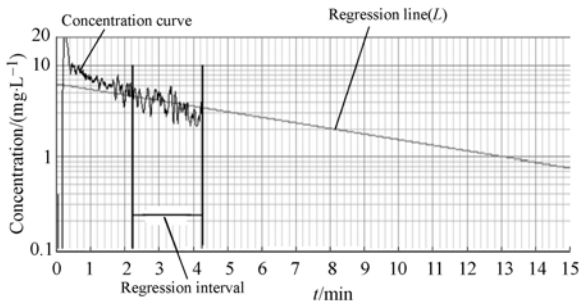


图 8 ICG 浓度曲线半对数坐标图

Fig. 8 Semi-logarithmic graph of ICG concentration curve

线性回归,采用最小二乘法进行曲线拟合,如图 8 中直线所示,该直线的斜率值 K 即认为是 ICG 血浆消失率。

5 肝血流参数的计算

5.1 血浆消失率

ICG 血浆消失率 K 定义为血液中单位分钟时间内 ICG 浓度衰减的速率。反映出肝脏的异物排泄能力,其正常参考值为 $0.158 \sim 0.232/\text{min}$,因肝硬化或肝癌等疾病的影响,肝脏的异物排泄能力下降, K 值变小。

如上节所述,用最小二乘法估计 K 值如公式(7)所示:

$$K = \left| \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \right|, \quad (7)$$

其中: x 为时间, y 为 ICG 浓度的对数值。直线 L 的 Y 轴截距为:

$$b = \bar{y} + K\bar{x}. \quad (8)$$

则回归直线 L 的方程为:

$$Y = b - KX. \quad (9)$$

5.2 15 min 滞留率

滞留率 R_{15} 定义为 ICG 注射 15 min 后,血液中还剩余 ICG 的百分比,其正常参考值小于 10%,同样表示肝脏异物排泄能力的检测成果。

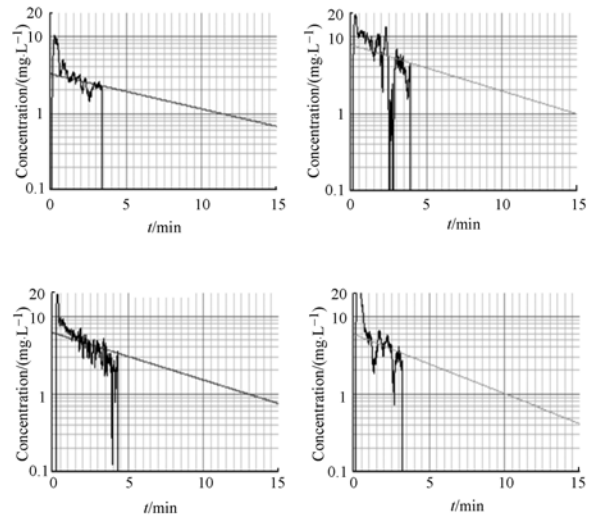


图 9 4 例 ICG 浓度曲线半对数坐标图

Fig. 9 Semi-logarithmic graphs of ICG concentration curves for four cases

R_{15} 可按公式(10)计算:

$$R_{15} = \frac{C_{15}}{C_0} \times 100\% , \quad (10)$$

其中: C_0 为初始色素浓度,其值定义为回归直线 L 上 MTT 时刻对应的色素浓度; C_{15} 为 15 min 时刻的色素浓度,但是本文采集数据的时间没有达到 15 min,所以 15 min 时血液中 ICG 浓度是根据回归直线 L 在 15 min 时刻的浓度值估算出来的,因此 R_{15} 应按公式(11)计算:

$$R_{15} = e^{-K \times 15} \times 100\% . \quad (11)$$

表 1 4 例血浆消失率 K 的测试数据对比

Tab.1 Comparison results of K in four cases

Clinical measurement	ICG plasma disappearance rate/min	
	Pulse spectroscopy	Traditional blood collection method
case1	0.105	0.108
case2	0.141	0.140
case3	0.121	0.127
case4	0.179	0.188

综上所述,用提出的方法实际临床测量了几

例数据,图 9 所示为 4 例 ICG 浓度曲线半对数坐标图,表 1 是临床测得的几组患者的血浆消失率 K 及其与常规法的测量数据对比。

6 结 论

本文以朗伯-比尔定律为理论依据,通过分析和处理人体末梢动脉血在 805 nm 和 940 nm 光源的吸收光谱,实现了血红蛋白吸收光谱与色素密度谱的分离,采用自适应消噪法剔除了人体组织及噪声的干扰,并通过一段时间内色素浓度图的线性回归曲线拟合的方法,计算出 ICG 血浆消失率 K 及 15 min 滞留率 R_{15} 等肝血流参数,完成了对肝储备功能的有效评估。本研究在有限的临床研究条件下检测了实际病例,实验表明本算法在保证连续、无创检测的同时,其准确度高于传统的采血法,血浆消失率平均测量误差小于 0.008,其结果能够满足临床需求。本文不仅为近红外光谱分析法进行肝功能的无创连续检测提供了依据,也为虚拟仪器在临床医学检测中的应用提供了参考。

参考文献:

- [1] 钱刚,吴宝灵,余海滨,等. 肝脏储备功能检测在肝硬化诊疗中的临床应用[J]. 实用临床医学,2009,10(1):22-24.
QIAN G, WU B L, YU H B, *et al.*. Clinical application of liver functional reserves tests in diagnosis of liver cirrhosis [J]. *Practical Clinical Medicine*, 2009, 10(1):22-24. (in Chinese)
- [2] 杨洁. 肝脏储备功能评估的临床研究[D]. 安徽:安徽医科大学硕士学位论文,2009.
LI J. *Clinical Study of Evaluating Liver Functional Reserve* [D]. Anhui: Anhui Medical University, 2009. (in Chinese)
- [3] 唐俊,杜美华,朱俊峰,等. 无创肝血流测定在麻醉监护中的应用[J]. 中国临床医学,2010,17(1):111-114.
TANG J, DU M H, ZHU J F, *et al.*. Non-invasive monitoring of hepatic blood flow in anesthesia practice[J]. *Chinese Clinical Medicine*, 2010, 17(1):111-114. (in Chinese)
- [4] MENNO R G, PHILIP C D, LEONARD J V, *et al.*. Blood volume measurement with indocyanine green pulse spectrophotometry: dose and site of dye administration [J]. *Acta Neurochirurgica*, 2010, 152(2):251-255.
- [5] 陆森,黄新立,李相成,等. 吲哚氰绿清除试验在半肝切除术中应用的价值[J]. 中国普外基础与临床杂志,2010,17(6):543-546.
LU S, HUANG X L, LI X CH, *et al.*. Effect of detection of ICG R_{15} during hemihepatectomy for patients with primary liver carcinoma [J]. *Chinese Journal of Bases and Clinics in General Surgery*, 2010, 17(6):543-546. (in Chinese)
- [6] REEKS M, SIMON MJ G, BOER F, *et al.*. Pulse dye densitometry and indocyanine green plasma disappearance in ASA physical I-II status patients [J]. *Anesthesia & Analgesia*, 2010, 110(2):466-472.
- [7] MERLE U, SIEG U, STREMMEL W, *et al.*. Sensitivity and specificity of plasma disappearance rate of indocyanine green as a prognostic indicator in acute liver failure [J]. *BMC Gastroenterology*, 2009, 9(91):1-7.
- [8] 陈星旦. 近红外光谱无创生化检验的可能性[J]. 光

- 学 精密工程, 2008, 16(5): 760-762.
- CHEN X D. The possibility of noninvasive near-infrared biochemical analysis [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2008, 16(5): 760-762. (in Chinese)
- [9] 卢启鹏, 陈丛, 彭忠琦. 自适应滤波在近红外无创生化分析中的应用[J]. *光学 精密工程*, 2012, 20(4): 873-879.
- LU Q P, CHEN CH, PENG ZH Q. Application of adaptive filter to noninvasive biochemical examination by near infrared spectroscopy[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2012, 20(4): 873-879. (in Chinese)
- [10] NOIRI E, KOBAYASHI N, TAKAMURA Y, *et al.*. Pulse total-hemoglobinometer provides accurate monitoring [J]. *Critical Care Medicine*, 2005, 33(12): 2831-2835.
- [11] KIM J G, XIA M, LIU H. Extinction coefficients of hemoglobin for near-infrared spectroscopy of tissue [J]. *Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 2005, 24(2): 118-121.
- [12] AOYAGI T, MIYASAKA K. The theory and application of pulse spectrophotometry[J]. *Anesthesia & Analgesia*, 2002, 94(1): 93-95.
- [13] TENG X F, ZHANG Y T. Blood oxygen saturation measurements [J]. *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, 2006, 4(14): 605-612.
- [14] SCOTT P. Optical Absorption of Indocyanine Green (ICG) [Z/OL]. (1998-3-4). <http://omlc.ogi.edu/spectra/icg/index.html>
- [15] SCOTT P. Optical Absorption of Hemoglobin [Z/OL]. (1999-11-15). <http://omlc.ogi.edu/spectra/hemoglobin/index.html>
- [16] CHANTEMELE E B D, KOCH G G, DUVA-REILLE M, *et al.*. Blood volume measurement: the comparison of pulse dye densitometry and Dill and Costill's methods[J]. *Life Science*, 2006, 78(14): 1564-1569.
- [17] OKOCHI O, KANEKO T, SUGIMOTO H, *et al.*. ICG pulse spectrophotometry for perioperative liver function in hepatectomy[J]. *Journal of Surgical*, 2002, 103(1): 109-113.

作者简介:



张晓枫(1980—),女,吉林市人,博士研究生,2003年、2008年于长春理工大学分别获得学士、硕士学位,主要从事光学精密仪器、光电医疗仪器等方面的研究。E-mail: zhangxf@cust.edu.cn



焦阳(1970—),男,吉林长春人,博士研究生,副教授,1993年于长春地质学院获得学士学位,2006年于吉林大学获得硕士学位,主要从事光电检测技术及仪器方面的研究。E-mail: jy5276@163.com



徐国忠(1979—),男,辽宁抚顺人,博士研究生,2003年、2011年于长春理工大学分别获得学士、硕士学位,主要从事生物医学光子学、光电医疗仪器等方面的研究。E-mail: xugz@cust.edu.cn

导师简介:



刘光达(1964—),男,吉林长春人,博士,教授,博士生导师,1987年、1990年于吉林工业大学分别获得学士、硕士学位,2000年于中科院院长春光学精密机械与物理研究所获得博士学位,主要从事光机电仪器、医疗仪器、航空重力及重力梯度测量等方面的研究。E-mail: gdlu@jlu.edu.cn



辛桂杰(1968—),女,吉林长春人,硕士,副教授,硕士生导师,1991年于白求恩医科大学获得学士学位,2005年于吉林大学获得医学硕士学位,主要从事肝脏疾病的诊断及治疗等方面的研究。E-mail: guijiexin6866@yahoo.com.cn