

动态光谱检测中血液散射对等效光程长变化的影响

王 焱^{1,2}, 李 刚^{1*}, 林 凌¹, 刘玉良¹, 李小霞^{1,3}

1. 天津大学精密仪器及光电子工程学院, 天津 300072

2. 辽宁工程技术大学, 辽宁 阜新 123000

3. 河北工业大学电气与自动化学院电气工程系, 天津 300130

摘 要 动态光谱无创动脉血液成分检测方法, 从原理上可以去除皮肤等因素带来的个体差异的影响。在使用该方法时, 需要考虑血液散射的影响。采用蒙特卡罗模拟仿真方法, 对人体指端脉动动脉血液的散射引起的等效光程长变化程度进行了研究, 从误差分析的角度对通过动态光谱法测量血液成分浓度的下限进行了评估。

关键词 动态光谱; 蒙特卡罗; 散射; 等效光程长; 无创检测; 血液成分

中图分类号: O657.3 **文献标识码:** A **文章编号:** 1000-0593(2007)01-0091-04

引 言

人体内各种化学成分含量的变化可以真实地反映人体内新陈代谢的情况, 是评价人体健康状况的重要信息。目前临床上广泛应用的方法是取指尖或静脉的血样, 应用一次性的试剂用化学反应分析仪进行检测。这种介入式方法测量手续繁杂, 有感染的危险, 并且消耗品的费用较高, 制约了其检测频率, 不适应对疾病长期监护的要求。无创动脉血液成分检测方法具有很高的临床应用价值。对此已经相继提出了许多不同的技术, 如电化学传感器和光学方法^[1-3]。特别是一些潜在的基于血液成分对组织中光传播过程影响的方法。由于多种血液成分在近红外范围内有确定的光谱信号, 迄今为止多数研究者的注意力都集中于吸收光谱方法上^[3-5]。然而, 由于可利用的由血液成分浓度引起的吸收变化很小, 不同人体的个体差异很大, 使得该方法的关键问题是从组织吸收光谱中精确地提取数值信息。

为准确获得动脉血液的吸收光谱, 我们提出动态光谱的概念^[6,7]。动态光谱检测方法利用光电脉搏波, 对脉动动脉血液成分进行检测, 理论上可以在很大程度上去除个体差异的影响。但是, 当光透射非透明的散射介质时, 必须考虑散射现象, 这会导致不同波长情况下光子的等效光程长的不一致, 从而在动态光谱检测方法中引入了系统误差。本文采用蒙特卡罗模拟仿真方法, 对人体指端脉动动脉血液中的等效光程长的波长特性进行了研究, 并对采用动态光谱法进行血

液成分浓度检测的精度进行了分析。

1 动态光谱检测原理

分别提取多个波长的脉动动脉血液的吸光度, 由这些吸光度组成的光谱, 我们称为动脉血液的动态光谱。检测动态光谱可遵循以下步骤: (1) 采用光电容积脉搏波描记法获得各波长下的光电容积脉搏波; (2) 根据动态光谱定义, 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 ΔOD 构成的光谱就是动态光谱; (3) 采用修正的朗伯-比尔定律提取血液成分浓度信息^[8]。动态光谱检测原理图见图 1。

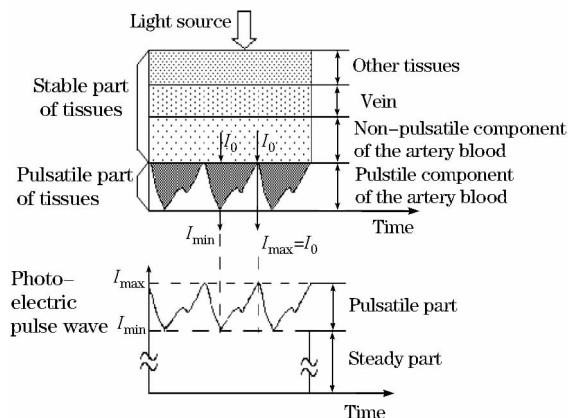


Fig. 1 Measurement principle of the dynamic spectrum

收稿日期: 2005-10-28, 修订日期: 2006-03-08

基金项目: 国家自然科学基金项目(60174032)资助

作者简介: 王 焱, 1970 年生, 天津大学精密仪器及光电子工程学院博士研究生

* 通讯联系人 e-mail: ligang59@tju.edu.cn

设动态光谱法血液成分检测使用了 m 个波长, 血液中含有 n 种成分。其中第 j 种血液成分浓度为 c_j , 在第 i 个单波长下测得的第 j 种血液成分的分子消光系数为 ϵ_{ij} , 则其对应的吸光度差值为

$$\lg\left(\frac{I_{\max}}{I_{\min}}\right) = \Delta OD = -2.303\mu_{\text{ab}}L = -2.303L \sum \epsilon_{ij}c_j \quad (1)$$

根据动态光谱的定义, m 个 n 种血液成分的吸光度的差值与相应的波长构成的谱图就是动态光谱。上式中, 血液中各成分分子消光系数 ϵ_{ij} 和动态光谱的吸光度 OD_i 为已知, j 种血液成分的浓度 c_j 和平均光程长 L 为未知量。可建立包含未知量 c_j 和 L 的 $n+1$ 个波长的吸光度方程组, 即可解出血液各种成分的浓度 c_1, c_2, \dots, c_n 。

在采用动态光谱检测血液成分浓度的过程中, 希望采用平均光程长进行计算。而在实际检测过程中, 等效光程长是随着波长变化的。采用平均光程长进行计算不可避免地带来系统误差。

2 人体脉动脉血液成分光谱测量模型的建立

我们采用蒙特卡罗仿真方法来分析等效光程长的波长特性。蒙特卡罗仿真方法的基本计算规则已经由 Jacques 和 Wang 提出^[9, 10]。简而言之, 无限细笔形光子束垂直入射到组织表面, 预置光子的初始位置和入射方向如图 2 所示; 第一次散射之前的运行距离 l 由指数分布随机函数产生; 通过改变光子的权重体现光子的吸收 $\exp(-\mu_a l)$, 其中 μ_a 是吸收系数, l 是光子运动距离^[10]。光子在组织中沿此方向运动, 直到产生散射。散射概率由 Henyey-Greenstein 函数计算, 新的散射长度由指数分布随机函数确定。光子在新的方向继续运动。这个过程持续下去直到光子运行到介质以外, 或者运行超过 10 ns, 因为光子运行时间超过这个限度的概率极小。但光子离开介质时, 采用 Fresnel 公式^[10, 11]计算向内折射的概率。如果发生折射, 光子返回介质继续移动。仿真计算过程中对探测范围内每一步运动的光程长 l 和传输光子的权重 w 都进行计算。

由上一节分析可知, 动态光谱信息反映的是脉动脉血液对光的吸收和散射作用, 与人体其他组织对光的作用无关。所以可建立图 2 所示的利用漫反射光监测人体脉动脉血液成分浓度变化的物理模型。脉动脉血液包含于非脉动脉血液之中, 在模型中取位于动脉血液中的薄层血液为研究对象。

3 蒙特卡罗模型的建立及仿真结果

仿真采用图 2 所示的单层组织模型。关于该模型的设定, 有如下说明:

(1) 组织层数的确定: 根据上述介绍, 动态光谱仅响应脉动脉血液对光的影响, 而与其他组织无关, 所以, 仅需建立单层模型。

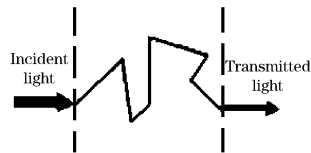


Fig. 2 Tissue model of PCAB

(2) 组织参数的设定: 脉动脉血液包含于非脉动脉血液之中, 其上下边界两边全是动脉血液, 组织参数完全一致, 边界条件相对简单。我们在近红外 633 到 1 210 nm 范围内选取 12 个波长作为考察点, 采用文献[12, 13]提供的全血组织参数 (Hct=0.45~0.46, 血氧饱和度 < 98%)。

(3) 边界条件的设定: 由于脉动脉血液是溶于动脉血液之中的, 其组织参数与周围环境完全一样。所以, 上层及下层组织的参数也设定为同样的全血参数。

(4) 几何厚度的设定: 本文所考察的检测位置为人体指端, 即取人体第一指节为探测对象。根据对一组 12 个 20~50 岁健康人指端脉搏波的测试, 在 860 nm 波长光入射下, 所获得的光电容积脉搏波的峰值在总出射光强幅值的 1%~3% 之间。将该实验结果和 860 nm 波长下的全血组织参数代入式(1)可估算出, 脉动血液的厚度为 2.6~8 μm 之间 (由于脉动血液层的厚度十分薄, 估算时忽略其中的散射因素)。因此本文选取 2, 6, 10 μm 三个厚度为仿真模型中血液层的几何厚度。

(5) 关于入射光和出射光的位置: 在实际监测过程中, 光的入射点和探测器的位置在指端两侧的皮肤表面, 脉动血液的出射光要经过表皮等静态组织的散射之后到达探测器。由文献[7]可知, 设其他组织对光的作用在一次探测时间内是稳定的, 则其对于动态光谱的检测结果并无影响。所以, 本文的模型中将光源 (入射光) 和探测器 (出射光) 的位置设置在脉动血液层的两侧。根据光敏二极管的典型封装, 取探测器直径为 2 cm。

根据以上设定, 在入射光子数为 10^9 时, 等效光程长如图 3 所示。

定义其平均光程长 $\bar{d} = \frac{\sum_{i=1}^n \omega_i d_i}{\sum_{i=1}^n \omega_i}$, 式中 n 为选取的波长个数; 不同波长下采用平均等效光程长时的相对误差为等效光程长时的相对误差, $\gamma_i = (d_i - \bar{d})/\bar{d}$ 所得结果如图 4 所示。

取 860 nm 波长下的组织参数重复计算 10 次以评估计算误差。根据上述定义, 所得计算误差均小于 10^{-5} , 比散射引起的光程长改变小 1 个数量级以上, 这表明图 3 和图 4 所示等效光程长的变化确是由波长特性引起的。

4 讨论

众所周知, 光在通过散射介质时, 由散射作用所引起的等效光程长的延长程度, 随组织厚度的增加而增加。本文根据光电脉搏波检测结果, 推测出人体指端脉动脉血液组织的几何厚度范围, 并在此基础上对脉动脉血液组织及在近红外区域

内等效光程长的波长特性进行了研究。

由仿真结果可知,当脉动动脉血液组织厚度在 $2 \sim 10 \mu\text{m}$ 范围内时,所选 12 个波长下的平均等效光程长在 $2.002\ 959\ 4 \sim 10.061\ 369 \mu\text{m}$ 之间,随血液层厚度增加而增加,当血液层厚度为 $6 \mu\text{m}$ 时,平均等效光程长 \bar{d} 为 $6.023\ 478\ 2 \mu\text{m}$;用平均等效光程长 \bar{d} 替代实际等效光程长所带来的相对误差在到 10^{-3} 到 5×10^{-3} 之间,也随着血液层厚度增加而增加,当血液层厚度为 $6 \mu\text{m}$ 时,相对误差不超过 3×10^{-3} 。

根据以上结果,由于人体指端脉动动脉血液层极薄,由血液的散射作用引起的等效光程长变化程度不大。由式(1)可知,在使用动态光谱方法进行无创动脉血液成分检测时,若由被测成分浓度变化导致的吸光度变化,大于相应由散射引起的等效光程长的变化程度时,可通过解析方法获得该成分的浓度变化信息。

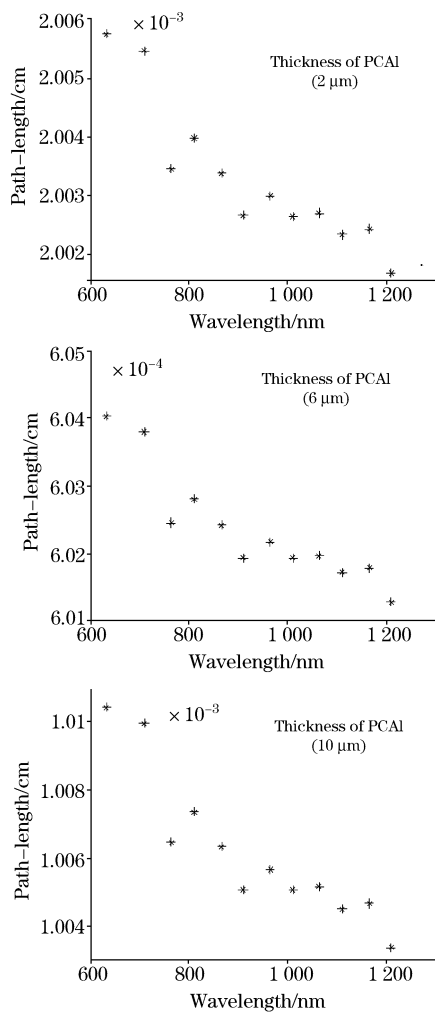


Fig. 3 Mean wavelength within NIR

若将波长变化范围缩小,等效光程长的变化程度将显著降低。在上述仿真实验中,若将波长范围划分 4 个段:即 $633 \sim 710$, $765 \sim 865$, $910 \sim 1\ 110$, $1\ 165 \sim 1\ 210 \text{ nm}$, 分别计算其平均等效光程长,则所引起的相对误差将在 3 个血液厚度

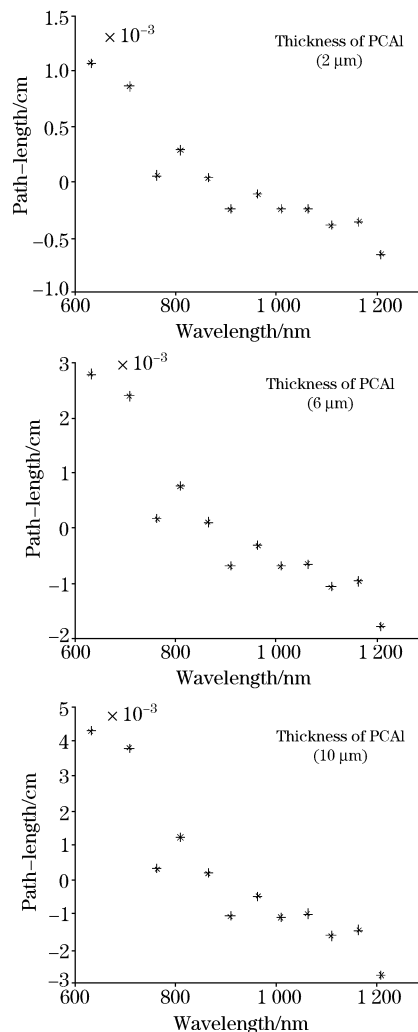


Fig. 4 Relative error of the mean wavelength within NIR

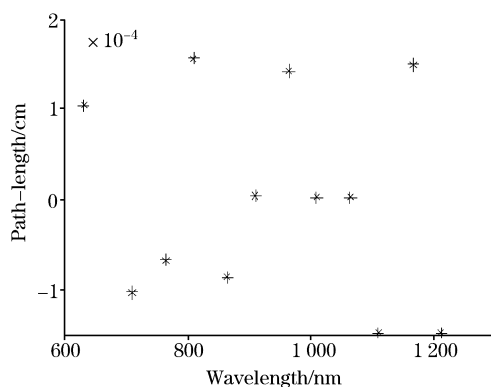


Fig. 5 Relative error of the mean wavelength after separating the wave band

条件下分别提高了 1 个数量级,如图 5 所示。

在选取特征波长时,不仅要考虑到所测成分的吸收峰位置,也要考虑其散射作用的附带误差。根据血液散射作用的波长特性,将所选的特征波长进行分组计算平均等效光程长,可显著提高检测精度。

参 考 文 献

- [1] Arch C Smith, Francesca Migliori, Stephen D Simpson. *Diabetes Care*, 2000, U. S. Bancorp Piper Jaffray Equity Research, 2000.
- [2] Heise H M. Glucose, In Vivo Assay of *Encyclopedia of Analytical Chemistry*, 2000.
- [3] Mukire J Wabombaa, Gary W Small, Mark A Arnold. *Anal. Chim. Acta*, 2003, 490: 325.
- [4] Denis Lafrance, Larry C Lands, David H Burns. *Talanta*, 2003, 60: 635.
- [5] QI Xiao-ming, ZHANG Lu-da, DU Xiao-lin, et al(齐小明, 张录达, 杜晓林, 等). *Spectroscopy and Spectral Analysis(光谱学与光谱分析)*, 2003, 23(5): 870.
- [6] LI Gang, LIU Yu-liang, LIN Ling, et al. 3rd International Symposium on Instrumentation Science and Technology, 2004, Aug. 18-22, Xi'an, China, 3: 0875.
- [7] Wang Y, Li G, Lin L, et al. *J. Phys. Conf. Ser.*, 2005, 13: 284.
- [8] Delpy D T, Cope M, Van der Zee, et al. *Phys. Med. Biol.*, 1988, 33: 1433.
- [9] Jacques S L, Wang L. *Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue*. New York: Plenum, 1995, 73.
- [10] Wang L, Jacques S L, Zheng L. *Comput. Methods Prog. Biomed.*, 1995, 47: 131.
- [11] Haskell R C, Svaasand L O, Tsay T, et al. *J. Opt. Soc. Am. A*, 1994, 11: 2727.
- [12] Yaroslavsky A N, Yaroslavsky I V, Goldbach T, et al. *Proc. SPIE 2678C*, 1996.
- [13] Yaroslavsky A N, Yaroslavsky I V, Goldbach T, et al. *J. Biomed. Opt.*, 1999, 4: 47.

Study on the Effect of Blood Scattering on the Variety of Equivalent Path-Length in Dynamic Spectra Measurement

WANG Yan^{1, 2}, LI Gang^{1*}, LIN Ling¹, LIU Yu-liang¹, LI Xiao-xia^{1, 3}

1. College of Precision Instruments and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China

2. Liaoning Technical University, Fuxin 123000, China

3. School of Electrical and Automatic Engineering, Hebei University of Technology, Tianjin 300130, China

Abstract Dynamic spectrum (DS) can be used to eliminate the individual discrepancy of tissues theoretically except the pulsatile component of the artery blood (PCAB). One of the systematic errors in the calculation of the component changes from NIRS data of the dynamic spectrum is the absolute magnitudes and relative differences in path-length factors as a function of wavelength. Monte Carlo simulations are used in the present paper to examine the importance and mitigation methods of this error while the photoelectric pulse wave is detected on the finger tip. The measure accuracy of the DS method is evaluated by error analysis.

Keywords Dynamic spectrum; Monte Carlo simulations; Scattering; Mean path length; Non-invasive; Blood component

(Received Oct. 28, 2005; accepted Mar. 8, 2006)

* Corresponding author