

文章编号 1004-924X(2006)05-0816-06

# 基于 Monte-Carlo 方法的耳垂动态光谱检测研究

李 刚<sup>1</sup>, 刘玉良<sup>1</sup>, 林 凌<sup>1</sup>, 王 焱<sup>1,2</sup>

(1. 天津大学 精仪学院, 天津 300072; 2. 辽宁工程技术大学, 辽宁 阜新 123000)

**摘要:**选择耳垂作为测量部位,建立了多层耳垂组织仿真模型,利用 Monte-Carlo 方法研究了不同光源特性(光束半径,入射能量大小及分布等)及模型参数下耳垂组织模型的光透射能量及分布规律,由透射光能量分布、光电二极管光敏面积和探测灵敏度推出特定测量信噪比要求的入射光能量。研究结果表明,耳垂组织的实际入射光能量能够满足动态光谱检测的要求,获得了更高的动态光谱测量精度,可满足动态光谱法的血液成分检测的要求。

**关键词:**动态光谱法;组织模型;耳垂;Monte-Carlo 法

**中图分类号:**O433.4 **文献标识码:**A

## Dynamic spectral measurement of earlap on Monte-Carlo method

LI Gang<sup>1</sup>, LIU Yu-liang<sup>1</sup>, LIN Ling<sup>1</sup>, WANG Yan<sup>1,2</sup>

(1. College of Precision Instruments &amp; Opto-electric Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China; 2. Liaoning University of Technology, Fuxin 123000, China)

**Abstract:** With selecting earlap as the measuring spot, a multi-layer simulation model of the earlap is established. The transmittance of the earlap model and its distribution regularities under vary beam properties (beam radius, the input energy and its distribution) and model parameters are researched by Monte-Carlo method. Then from the light energy distribution, the detective area and the detective sensitivity of the detector, the input energy needed for certain signal-noise ratio is calculated. It has been proved by research results that the practicable input energy of the earlap can meet the requirement of the acquisition of the dynamic spectrum, higher measurement accuracy of the dynamic spectrum also can meet the spectrum measurement accuracy in the noninvasive measurement of blood compositions.

**Key words:** dynamic spectroscopy; tissue model; earlap; Monte-Carlo method

## 1 引言

血液成份无创检测是近年来生物医学传感领域的研究热点<sup>[1-3]</sup>。与普通近红外光谱法血液成

分无创检测相比,动态光谱法<sup>[4-5]</sup>能去除光谱测量中大部分的个体差异和测量条件干扰,但由于血液中成分众多,而且谱峰重叠现象比较严重,动态光谱需要有更高的检测精度<sup>[6]</sup>。

在指端透射法动态光谱检测中,指端透射能

收稿日期:2006-01-22;修订日期:2006-07-13.

基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 60174032)。

量比较微弱,信噪比偏低。经过研究指端解剖结构发现,指骨远端最远可以到达上甲皮到指尖距离的 1/2 到 2/3 处<sup>[7]</sup>。根据骨组织的光学特性可以肯定,入射在指骨正上方的光并不是透过指骨出射的,而是绕过指骨出射的,这使指端透射光的出射能量大大降低。相比来说,耳垂中没有骨组织,只含有皮肤、皮下脂肪等组织。由文献[8]可知,耳垂部位供血十分丰富,没有大的血管,主要由均匀的微血管和毛细血管网构成,比指端更适合血液成分信息的光电探测。

本文选择耳垂作为动态光谱测量部位,并建立了多层耳垂组织光传输行为的 Monte-Carlo 仿真模型,用蒙特卡罗方法模拟有限宽光束在耳垂组织中的传播,分析了不同光源特性(光束半径,入射能量大小及分布等)及模型参数下耳垂组织模型光透射能量和分布。由透射光能量分布和传感器探测面积及灵敏度推导出要达到特定测量信噪比所需要的入射光能量,再与实际入射耳垂组织的光能量进行比较,得出一些有实际意义的结论。

## 2 理 论

### 2.1 动态光谱法

动态光谱法<sup>[4-5]</sup>血液成分的检测包括以下内容:(1)采用光电容积脉搏波描记法获得各个波长下的光电容积脉搏波;(2)根据动态光谱定义,各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  $\Delta OD$  构成的光谱就是动态光谱;(3)基于修正的朗伯-比尔定律,采用化学计量学方法提取血液成分的浓度信息<sup>[9]</sup>。其检测原理见公式(1)<sup>[10]</sup>:

$$\Delta OD_i = \lg\left(\frac{I_{oi}}{I_{imin}}\right) - \lg\left(\frac{I_{oi}}{I_{imax}}\right) = \lg\left(\frac{I_{imax}}{I_{imin}}\right) = 0.434(\ln(I_{imax}) - \ln(I_{imin})), \quad (1)$$

式中,  $\Delta OD_i$ 、 $I_{oi}$ 、 $I_{imax}$ 、 $I_{imin}$  分别为波长对应的脉动脉血液吸光度、入射光强、最大出射光强(光电容积脉搏波峰值)、最小出射光强(光电容积脉搏波谷值)。

### 2.2 Monte-Carlo 理论

用美国王立宏博士的 MCML 代码<sup>[11]</sup>进行模拟运算,可以得到入射光子在多层生物组织中的最终位置分布,并且可以得到从组织边界逸出的

光子的空间分布。

生物组织的响应可看作是空不变系统。将无限细光束入射组织表面的蒙特卡罗仿真结果作为脉冲响应分布函数,即组织系统的格林函数。假设有有限宽的面光源是准直的,将格林函数与面光源的光束分布函数做卷积,可得到面光源在生物组织中传播的蒙特卡罗仿真响应结果。整个模拟过程可分为组织系统的格林函数、光源分布函数的获得和卷积计算 3 部分。

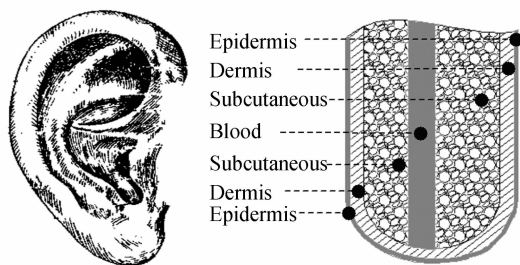
设已知生物组织的脉冲响应分布为轴对称,分布函数为  $G(r, z)$ ,用卷积的方法得到对某一光强分布  $E(r, \theta)$ 在柱坐标系中的组织响应分布函数  $\psi(r, \theta, z)$ 的表达式<sup>[12]</sup>:

$$\psi(r, \theta, z) = \iint_{0}^{2\pi-\infty} E(r', \theta') G(\sqrt{r^2 + r'^2 - 2rr' \cos(\theta - \theta')}, z) r' dr' d\theta', \quad (2)$$

## 3 结果与讨论

### 3.1 模型建立

耳垂位于耳廓下端,如图 1(a)所示<sup>[8]</sup>。正常生理情况下,高 16~24 mm,厚 5~10 mm。其生理解剖结构可以简化为图 1(b)所示的均匀层状结构。



(a) 表面形貌图 (b) 解剖图  
(a) Outline drawing of earlap (b) Cross section of earlap

图 1 耳垂概略图

Fig. 1 Diagrammatic illustration of an earlap

本文按照耳垂介质的不均匀性,建立了一个简化的 6 层耳垂组织模型。模型具有圆柱对称几何结构,由上到下依次由表皮、真皮、血液、皮下脂肪组织、真皮、表皮组成。本文研究的入射光束不是无限细准直光束<sup>[13]</sup>,而是有限宽准直光束<sup>[14-15]</sup>,主要包括均匀光场和高斯光束。考虑到

入射光束均具有轴对称性,建模时选用轴坐标系。坐标圆点位于光束在耳垂组织表面的入射点,径向坐标和轴向坐标分别为  $r$  和  $z$ ,模型的尺寸与网格分辨率为:深度  $z$ ,  $0 < z < 0.8$  cm,  $dz = 0.01$

cm;半径  $r$ ,  $0 < r < 1$  cm,  $dr = 0.01$  cm;角度  $\alpha$ ,  $0 < \alpha < 90^\circ$ ,  $d\alpha = 90^\circ$ 。光学特性参数是从不同文献<sup>[16-18]</sup>中选取的,都在近红外 1 000 nm 附近取值。

表 1 耳垂各层组织的光学特性参数

Tab. 1 Optical properties of earlap tissues

Tissues	Refractive indices $n$	Absorption $\mu_a$ ( $\text{cm}^{-1}$ )	Scattering $\mu_s$ ( $\text{m}^{-1}$ )	Anisotropy $g$	Thickness (cm)
Epidermis	1.5	5.86	170	0.85	0.01
Dermis	1.37	0.56	90	0.9	0.1
Blood	1.38	15.2	400	0.971	0.02
Subcutaneous fat	1.44	0.12	108	0.9	0.56
Dermis	1.37	0.56	90	0.9	0.1
Epidermis	1.5	5.86	170	0.85	0.01

### 3.2 仿真结果

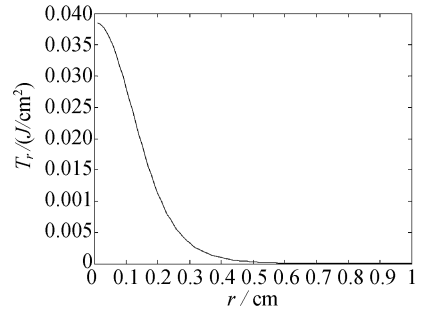
仿真入射光子数选  $1 \times 10^7$ 。对耳垂组织模型重复仿真计算 10 次,计算结果总透射率的统计误差限为 0.000 070 6,优于 1/10 000 的精度要求<sup>[6]</sup>。考虑到动态光谱法测量中仪器精度的要求,蒙特卡罗仿真的卷积误差也选择在 0.0001<sup>[6]</sup>。

有限宽直光束入射时,漫透射光能量比漫反射光能量小得多,如图 2。漫反射光能量分布主要是在集中在入射光斑范围内。漫透射能量的径向强度虽也是沿着径向方向逐渐减小,但是并不是像漫反射一样主要分布在入射光斑范围内,而是分布得更广。

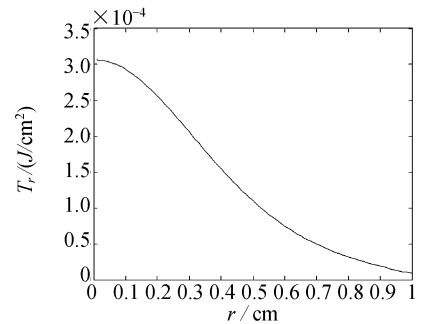
图 3 中,实线代表高斯光束,短划线代表均匀光束,其中高斯光束给的是  $1/e^2$  半径。由图 3 可知,在入射光束的能量一定时,入射光束半径越小,总透射率越高。在光束半径一定的情况下,入射能量越大,总透射率越高。在光束入射能量和入射半径均相同的情况下,与均匀光束相比,高斯光束的能量分布较为集中,径向衰减较快。可以推断动态光谱检测中若采用高斯光束入射,光谱信噪比会更好。在下面的研究中,仅用高斯光束进行研究。

在入射光子数和卷积误差一定的情况下,不同的模型参数包括真皮层厚度、皮下脂肪组织厚度和血液层厚度等对透射能量及其径向分布的影响,见图 4、图 5 和图 6。

一般来说,透射能量随着各层耳垂组织的厚度增加而变小。其中血液层对透射能量及其分布



(a) 不同径向半径的反射光能量分布  
(a) Transmittance  $R_r$  [ $\text{J}/\text{cm}^2$ ]

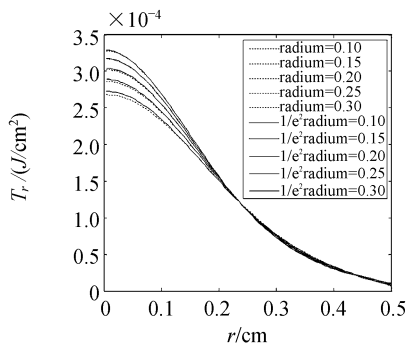


(b) 不同径向半径的透射光能量分布  
(b) Radius changes from 0 ~ 1 cm, total energy of Gaussian beam  $e = 0.025$  J,  $1/e^2$  radius  $r = 0.2$  cm

图 2 漫反射与漫透射光能量及其径向分布图

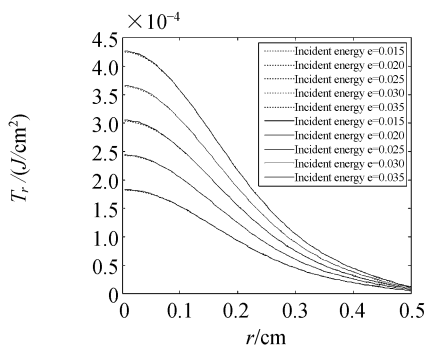
Fig. 2 Radius  $r$  resolved reflectance  $R_r$

影响最大,随着厚度的增加衰减也最快。当血液层厚度达到 0.10 cm 后,就基本不透光了。



(a) 光束能量为 0.025 J

(a) Total energy of the beam  $e=0.025$  J



(b) 光束半径为 0.2 cm

(b) Radius of the beam  $r=0.2$  cm

图 3 透射能量及其径向分布随着入射光光斑尺寸、入射能量和分布的变化曲线

Figs. 3 Radial  $r$  resolved transmittance  $T_r$  changing with radius  $r$ , total energy  $e$  and the distribution of the beam. Solid line is Gauss beam, dash line is flat beam.

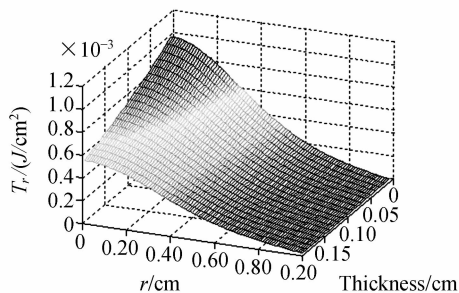


图 4 透射能量及其径向分布随真皮层厚度变化曲线

Figs. 4 Radial  $r$  resolved transmittance  $T_r$  changing with the thickness of the dermis. Thickness change from 0.10~0.20 cm, the total energy  $e$  of the Gaussian beam  $e=0.025$  J,  $1/e^2$  radius  $r=0.2$  cm

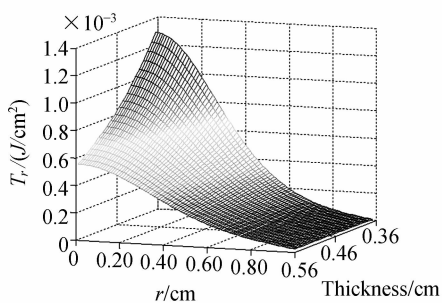


图 5 透射能量及其径向分布随着皮下脂肪层厚度变化曲线

Figs. 5 Radial  $r$  resolved transmittance  $T_r$  changing with the thickness of the subcutaneous. Thickness change from 0.36~0.56 cm, the total energy  $e$  of the Gaussian beam  $e=0.025$  J,  $1/e^2$  radius  $r=0.2$  cm

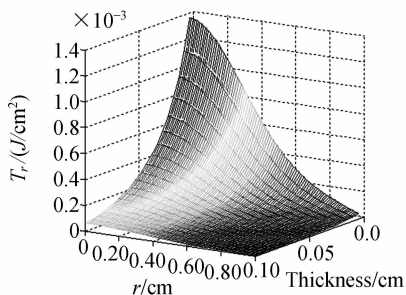


图 6 透射能量及其径向分布随着血液层厚度变化曲线

Figs. 6 Radial  $r$  resolved transmittance  $T_r$  changing with the thickness of the blood. Thickness change from 0~0.100 cm, the total energy  $e$  of the Gaussian beam  $e=0.025$  J,  $1/e^2$  radius  $r=0.2$  cm

### 3.3 讨论

光敏二极管受到光照产生的电流或电压与入射的光辐射通量成正比,并随波长的变化而改变。其噪声性能表示它所能分辨的最小信号电平。噪声水平低意味着测量光辐射能量时具有较高的准确度,可探测的最低功率较小。光谱测量信噪比与透射光能量大小、径向分布、光敏二极管的光敏面积和探测灵敏度有关。

在无光照的时候,光敏二极管的暗电流幅值大约几 nA 到几百 nA,随着反向偏压和环境温度的升高而增大。在检测微弱的光信号时,必须选用暗电流指标比较小的。有光照时,光敏二极管在一定的反向偏压范围内,反向电流随着光照强

度增加而线性增大,这时的反向电流就是光电流。光敏二极管有一定的光谱响应范围,并对某一波长的入射光有最高的响应灵敏度(峰值波长)。由于本文的仿真参数都是在 1 000 nm 左右选取,本文的光敏二极管选用海特大光敏面的光敏二极管 HT80412。它在 1 000 nm 的响应灵敏度为 0.70 A/W,暗电流水平为 200 nA。计算可知,当输入光功率远远大于暗电流等效输入光功率(285.7 nW)时,信噪比大于 1 的光谱信号能够从暗电流信号中被检测系统探测到。

当系统光传输和响应速度足够快时,由光敏二极管的暗电流水平可逆推耳垂组织模型的输入光最低功率。在模型的透射光束中心,也就是径向半径的零点,透射率最大。径向透射率随着模型径向尺寸的增大逐渐降低。计算可知,耳垂组织径向半径为 2 mm 时,透射率为 0.010 248~0.012 22。由于光敏管的光敏面积限制,分布在 2 mm 半径以外的透射能量已经不能够被光敏管探测到。只有当耳垂组织模型的输入光强大于 0.0279 mW 时,才可能从耳垂组织模型中探测出光谱信号。假定人体血液中脉动信号的幅值变化范围约占总幅值的 2%,那么耳垂组织模型的输入光强大于 1.394 mW 时,才能够从耳垂模型中探测出稳定的脉搏波信号,通过处理可得到耳垂组织的动态光谱。在实践中,溴钨灯经过 AOTF 分光后,入射耳垂的光功率大于 1.394 mW,这一点很容易做到。因此,在耳垂组织动态光谱测量中,对光源和光路不必特别要求,光透射能量就可以满足动态光谱检测的要求。

光敏二极管光敏面大小影响透射光能量的有

效接收,因为光透射能量的径向分布不是像反射一样集中在入射光斑范围内。选用大光敏面的光敏二极管,获取更多的光辐射能量及其分布信息,对提高光谱检测信噪比很关键。

## 4 结 论

本文选择耳垂作为动态光谱测量部位,建立了多层耳垂组织的 Monte-Carlo 仿真模型。利用蒙特卡罗方法研究了不同光源特性及模型参数下耳垂光透射能量及其分布,并由透射光能量分布、光电二极管光敏面积和探测灵敏度推出特定测量信噪比要求的入射光能量。

本文得到的结论如下:

(1)耳垂中没有骨组织,只含有皮肤、皮下脂肪等组织,供血十分丰富,没有大的血管,主要由均匀的微血管和毛细血管网构成,比指端更适合血液成分信息的光电探测。

(2)用耳垂进行近红外光谱透射测量,用常规方法,对光源和光路不用特别要求,透射光能量就可以满足动态光谱检测的要求。

(3)在入射光束的能量一定时,入射光束半径越小,总透射率越高。但不能为了提高透射率无限减小入射半径。在考虑到人体组织忍受的光强度限制的前提下,保持一定的入射光束半径,可以增加入射光束总能量,提高光谱测量信噪比。

(4)在光束入射能量和入射半径相同的情况下,与均匀光束相比,高斯光束的能量分布集中,变化较快。采用高斯光束入射时,动态光谱测量信噪比比均匀光束高。

## 参考文献:

- [1] LAFRANCE D, LANDS L C, BURNS D H. Measurement of lactate in whole human blood with near-infrared transmission spectroscopy [J]. *Talanta*, 2003, 60(4): 635-64.
- [2] ROSEN N A, CHARASH W E, HIRSCH E F. Near-Infrared spectrometric determination of blood pH [J]. *Journal of Surgical Research*, 2002, 106(2): 282-286.
- [3] COSTA F P A, POPPI R J. Determination of triglycerides in human plasma using near-infrared spectroscopy and multivariate calibration methods [J]. *Analytica Chimica Acta*, 2001, 446(1-2): 39-47.
- [4] LI G, LIU Y L, LIN L, et al. Dynamic spectroscopy for noninvasive measurement of blood compositions[C]. *Proceedings of the Third International Symposium of Instrumentation Science and Technology*, 2004, 3: 875-880.
- [5] LI X X, LI G. Dynamic Spectrum in frequency domain on non-invasive in vivo measurement of blood spectrum[J]. *SPIE*, 2005, 5630 II: 688-696.
- [6] LI Q B, WANG Y, XU K. Determination of instrumental precision requirement for the expected glucose prediction

- accuracy[J]. *SPIE*, 2002;265-271.
- [7] 卢全忠,田万成. 指尖血管的显微解剖研究[J]. 临床军医杂志,2003,31(3):6-8.  
LU Q ZH, TIAN W CH. The microanatomy of fingertip blood vessel[J]. *Clinical Journal of medical officer*, 2003,31(3):6-8. (in Chinese).
- [8] 杨晓惠,李健宁. 实用整容外科手术学[M]. 人民卫生出版社,1991.  
YANG X H, LI J N. *The operational plastic aesthetic surgery*[M]. People's Medical Publishing House, 1991(in Chinese).
- [9] DELPY D T, COPE M, ZEE V D, *et al.* Estimation of optical pathlength through tissue from direct time of flight measurement[J]. *Phys. Med. Biol.*, 1988, 33:1433-1442.
- [10] WANG Y, LI G, LIN L, *et al.* Study on the measurement method of a dynamic spectrum[J]. *J. Phys. : Conf. Ser.*, 2005, 13:284-288.
- [11] JACQUES S L, WANG L. Monte Carlo modeling of light transport in tissues[C]. *Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue. New York*, 1995.
- [12] WANG L H, JACQUES S L, ZHENG L Q. CONV-convolution for responses to a finite diameter photon beam incident on multi-layered tissues[J]. *Compute. Methods Programs Biomed*, 1997, 54:141-150.
- [13] 杨静,郭永彩. 人血红细胞光散射及蒙特卡罗仿真[J]. 光学精密工程, 2004, 12(1):198-203.  
YANG J, GUO Y C. Light scattering and Monte Carlo simulation of humans erythrocytes[J]. *Optics and Precision Engineering*, 2004, 12(1):198-203. (in Chinese)
- [14] 程树英,沈鸿元. 用蒙特卡罗法研究面光源在血液中的传播[J]. 光电子·激光, 2002, 13(1):94-97.  
CHENG SH Y, SHEN H Y. Monte Carlo simulation of light propagation in blood irradiated by surface sources [J]. *Journal of Optoelectronics · Laser*, 2002, 13(1):94-97. (in Chinese)
- [15] 钱盛友,邢达. 生物组织中有限束宽光吸收的蒙特卡罗模拟[J]. 激光生物学报, 2002, 11(2):93-97.  
QIAN SH Y, XING D. Monte Carlo simulation of light absorption in biological tissue for finite size beam[J]. *ACTA Laser Biology Sinica*, 2002, 11(2):93-97. (in Chinese)
- [16] TROY T L, THENNADIL S N. Optical properties of human skin in the NIR wavelength range of 1 000~2 200 nm[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2001, 6(2):167-176.
- [17] SIMPSON C R, KOHL M, ESSENPREIS M, *et al.* Near-infrared optical properties of *ex vivo* human skin and subcutaneous tissues measured using the Monte Carlo inversion technique[J]. *Phys. Med. Biol.*, 1998, 43:2465-2478.
- [18] LAUFER J, SIMPSON C R, KOHL M, *et al.* Effect of temperature on the optical properties of *ex vivo* human dermis and subdermis[J]. *Phys. Med. Biol.*, 1998, 43:2479-2489.

作者简介:李刚(1959—),博士,教授,主要研究方向为组织光学,成分检测。E-mail:Ligang59@tju.edu.cn