

doi:10.3788/gzxb20184701.0129002

近红外光在皮肤组织中的传播和光纤探测结构设计

高静¹, 韩光^{2,3}, 卢启鹏⁴

(1 燕山大学 理学院 河北省微结构材料物理重点实验室, 河北 秦皇岛 066004)

(2 河北建材职业技术学院 机电工程系, 河北 秦皇岛 066004)

(3 燕山大学 机械工程学院, 河北 秦皇岛 066004)

(4 中国科学院长春光学精密机械与物理研究所 应用光学国家重点实验室, 长春 130033)

摘 要: 为了研究近红外光在皮肤组织中的传播, 建立了人体皮肤组织模型, 包括不同入射波长下表皮、真皮、皮下组织的吸收系数、散射系数、折射率和各向异性因子。结合皮肤组织的光学性质, 采用蒙特卡罗方法分析了 1 000~1 900 nm 范围内, 光源-探测距离不同时近红外光在皮肤组织中的传播过程和分布特点。结果表明: 光子运动路径长度和穿透深度均随光源-探测距离的增加而变大, 而漫反射归一化能量随光源-探测距离的增加而变小。选取光源-探测距离为 0.45 mm, 当入射波长为 1 550 nm 时, 光子运动路径长度为 1.806 mm, 穿透深度为 0.467 mm, 漫反射归一化能量为 0.001 85。根据蒙特卡罗模拟结果, 分析和设计了一种光纤探测结构, 这种分叉光纤束由 18 根光源光纤和 4 根探测光纤构成, 每根光纤间距均为 0.45 mm 并且刚好紧凑相邻。最后, 仿真计算了光纤收集到的漫反射光能量及照度分布。假设入射光功率为 1 W, 则探测器接收的漫反射光功率为 0.598 mW, 这为便携式检测光谱仪器的设计提供了参考。

关键词: 光传播; 光纤探测; 蒙特卡罗模拟; 皮肤组织; 近红外光谱技术; 光学性质; 血糖检测; 模型建立

中图分类号: Q632; O436; O439 **文献标识码:** A **文章编号:** 1004-4213(2018)01-0129002-7

Propagation of Near-infrared Light in Skin Tissue and the Design of Optical Fiber Detection Structure

GAO Jing¹, HAN Guang^{2,3}, LU Qi-peng⁴

(1 Hebei Province Key Laboratory of Microstructure Material Physics, College of Science, YanShan University, Qinhuangdao, Hebei 066004, China)

(2 Mechanical and Electrical Engineering Department, Hebei Construction Material Vocational and Technical College, Qinhuangdao, Hebei 066004, China)

(3 College of Mechanical Engineering, Yanshan University, Qinhuangdao, Hebei 066004, China)

(4 State Key Laboratory of Applied Optics, Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, Changchun 130033, China)

Abstract: In order to study the propagation of near infrared light in the skin tissue, the human skin tissue model was established, including absorption coefficient, scattering coefficient, refractive index and anisotropy factor of epidermis, dermis and subcutaneous tissue in different incident wavelengths. Combining with the optical properties of skin tissue, the near infrared light propagation and distribution characteristics in skin tissue when subjected to different light source-detection distances from 1 000 nm to 1 900 nm were analyzed using Monte Carlo method. The results showed that photon path length and

基金项目: 河北省高等学校科学技术研究项目(No.Z2017002), 国家自然科学基金(Nos.61308067, 61475155)资助

第一作者: 高静(1986—), 女, 实验师, 硕士, 主要研究方向为光谱技术、光学设计和光纤光学。Email: gaojing986@126.com

收稿日期: 2017-08-17; 录用日期: 2017-10-12

<http://www.photon.ac.cn>

penetration depth increased with the increase of the source-detection distance, while normalized energy of diffuse light decreased with the increase of the source-detection distance. The source-detection distance was selected to be 0.45 mm. When the incident wavelength was 1 550 nm, the photon path length was 1.806 mm, the penetration depth was 0.467 mm, and normalized energy of diffuse light was 0.001 85. A kind of optical fiber detection structure was analyzed and designed according to Monte Carlo simulation results. The bifurcated fiber bundle was composed of 18 source fibers and 4 detection fibers, the distance of each fiber was 0.45 mm and just compactly adjacent. Finally, the diffuse light energy and illumination distribution collected by this optical fiber were simulated. Assuming that the incident light power was 1 W, the diffuse light power received by the detector was 0.598 mW. The results could provide a reference for the design of the portable detection spectra instrument.

Key words: Light propagation; Optical fiber detection; Monte Carlo simulation; Skin tissue; Near infrared spectroscopy; Optical properties; Blood glucose detection; Model buildings

OCIS Codes: 290.5825; 300.1030; 060.2390; 220.4830

0 引言

糖尿病严重威胁着人类健康,根据国际糖尿病联盟(International Diabetes Federation, IDF)的统计,截止 2015 年,我国糖尿病患者人数已经达到 1.09 亿人,约占西太平洋地区患病人数的 71%;预计到 2040 年,我国糖尿病患者数量将达到 1.51 亿人,比 2015 年增长近 50%。目前还未有完全根治糖尿病的办法,而控制血糖是糖尿病治疗的核心.现有的血糖常规检测方法需从人体内抽取少量静脉血进行生化分析,属于有创检测,给病人带来了身体上的痛苦,容易感染,存在安全隐患,且由于需要使用化学试剂,反馈结果较慢^[1].因此,对血糖等生化成分的无创伤、实时检测成为科学工作者们研究的方向。

近红外光谱技术具有无损伤、不用试剂、分析速度快、可多组分同时在线分析等特点,在农业、食品、医药等领域有着广泛的应用^[2-4].1991 年, Norris K 发表了“近红外在医学上的可能应用”^[5],随后关于血糖无创检测的研究不断增多^[6-8].一个葡萄糖分子中含有多个羟基(O—H)和甲基(C—H),这些基团能在近红外光谱波长范围内产生吸收的含氢基团.目前,根据漫反射光的光谱特征来检测血糖浓度值,被认为是一种可行的血糖浓度无创检测方法.尽管已经取得了初步的研究成果,但是仍未实现血液生化指标无创检测的临床应用.近红外无创血糖检测的主要难点包括两个方面^[9-10]:1)血液中葡萄糖的吸收光谱信号微弱,血液中 90%的含量为水,而水对光的吸收很强,导致光的衰减严重;血液中葡萄糖的含量很低,约为 0.1%,则由血糖浓度变化引起的有效吸收光谱信号很微弱,这就要求光谱仪器的信噪比非常高.2)背景干扰及血流容积变化.人体皮肤组织结构复杂并且内环境动态变化,人体差异性很大,如皮肤厚度不同等,这给近红外化学计量学定标模型的建立带来了困难.此外,由于心脏搏动、血液循环等生理现象的存在,引起血流容积呈脉动性变化,导致在人体近红外光谱时域上表现出不稳定性。

生物组织是一种强散射介质,研究近红外光在皮肤组织中的传播和分布特性,对于血糖无创检测的理论分析具有重要意义.蒙特卡罗(Monte Carlo, MC)方法是一种统计模拟随机抽样的方法,可模拟光在生物组织中的输运现象,主要优点为可模拟任意边界条件下散射介质的特性,并能同时计算多个物理量.从 Wang L H 等^[11]于 1995 年建立光子在生物组织中传播的 MC 模型开始,经过二十多年的发展,MC 理论已得到了更深入的完善^[12-14].Maeda T 等^[15]基于人体皮肤特征,提出了 9 层组织结构模型,并在此基础上利用 MC 方法仿真了皮肤组织的反射光谱,发现与实验测量结果较一致.王喜昌^[16]根据光在生物组织中传播的漫射方程,结合边界条件,建立了光在半无限厚稳态多层矩形介质中的漫射方程的精确解,通过编写的 MC 模拟程序,验证了方程的正确性.在近红外无创血糖检测系统中,常使用光纤作为导光器件.Maruo K 等^[17]设计了一种光纤探头结构,由位于中心的单根探测光纤和环绕成圆形的 12 根光源光纤组成.采用这种光学方法和直接抽血得到的血糖含量相关系数 R 为 0.934,预测标准误差(Standard Error of Prediction, SEP)为 23.7 mg/dL.如何设计光源光纤和探测光纤的结构,对整个分析系统的检测精度有着重要的影响。

本文结合人体皮肤 3 层组织模型,应用 MC 方法模拟计算波长范围为 1 000~1 900 nm 时近红外光在皮肤组织中的传播过程,得到光子传播的路径长度、穿透深度、漫反射光归一化能量值.根据 MC 模拟结果,结合光纤的光学特性,分析和设计一种应用于无创血糖检测的新型光纤探测结构,最后仿真计算探测器上接

收到的漫反射光能量及照度分布,为近红外无创血糖检测光谱仪器的设计提供一种新的方法。

1 MC 方法模拟近红外光在皮肤组织中的传播

1.1 MC 方法

MC 方法适用于分析光在皮肤组织中的传播,其基本思想为:向生物组织中注入大量虚拟光子,通过对组织中各个位置处光子行走过程进行跟踪和统计,计算光能量在生物组织中的分布,以随机行走模型模拟光在生物组织中的传播过程.本文采用的 MC 方法对入射光子和皮肤组织分别做如下假设:

1) 假设入射光垂直照射到皮肤组织上;认为每个入射光子均具有初始权重,每次发生碰撞后光子的权重就会减少;在传播过程中,假设光子为中性粒子,不考虑光的偏振性和波动性的影响。

2) 假设皮肤组织为半无限大均匀结构,每层之间相互平行;皮肤组织各层的光学参数不同,但为了便于分析,视同一层的光学性质相同;不考虑细胞内辐射能量分布的细节。

在假设的条件下,当光子垂直入射到皮肤组织时,MC 模拟过程包括:光子的发射、光子的运动步长、光子的吸收和散射、光子在边界处的反射和透射、光子在组织层交界处的反射和透射、光子的终止.其中散射角 θ 的余弦分布由 Henyey 和 Greenstein 首先提出,即

$$p(\cos \theta) = \frac{1 - g^2}{2 \sqrt{(1 + g^2 - 2g \cos \theta)^2}} \quad (1)$$

式中,各向异性因子 $g = \langle \cos \theta \rangle$,且 $g \in [-1, 1]$,反映了生物组织散射的各向异性程度.当 $g = 0$ 时,表示各向同性散射;当 $g = -1$ 时,表示完全后向散射;当 $g = 1$ 时,表示完全前向散射.对于本文研究的近红外光在皮肤组织的传播来说, g 的取值范围为 0.8 到 0.9 之间。

计算机产生的伪随机数 ζ 均匀地分布在 $[0, 1]$ 区间,满足 $p(\zeta) = 1$,而散射角 θ 与随机数 ζ 满足关系

$$\cos \theta = \begin{cases} \frac{1}{2g} \left[1 + g^2 - \left(\frac{1 - g^2}{1 - g + 2g\zeta} \right)^2 \right], & g \neq 0 \\ 2\zeta - 1, & g = 0 \end{cases} \quad (2)$$

方位角 ψ 关于随机数 ζ 的函数可表示为

$$\psi = 2\pi\zeta \quad (3)$$

当光子的散射角和方位角确定后,光子的新的方向余弦表示为

$$\begin{cases} u'_x = \frac{\sin \theta}{\sqrt{1 - u_z^2}} (u_x u_z \cos \psi - u_x \sin \psi) + u_x \cos \theta \\ u'_y = \frac{\sin \theta}{\sqrt{1 - u_z^2}} (u_y u_z \cos \theta + u_x \sin \psi) + u_y \cos \theta \\ u'_z = -\sin \theta \cos \psi \sqrt{1 - u_z^2} + u_z \cos \theta \end{cases} \quad (4)$$

为了更合理地终止对光子的追踪,常采用“轮盘赌”的方法:首先给定一个整数 m ,然后产生一个均匀分布的随机数 ζ ,则光子的权重更新为

$$w = \begin{cases} 0, & \zeta > 1/m \\ m\omega, & \zeta \leq 1/m \end{cases} \quad (5)$$

这种“轮盘赌”的方法给权重为 w 的光子再一次存活的机会,将光子的 $1/m$ 的概率保存下来,使光子的终止更接近自然过程,模拟结果更准确。

仿真分析中,需要设置入射光波长、光子数、光源和探测区域半径以及二者间距、皮肤各层组织参数(厚度 d 、吸收系数 μ_a 、散射系数 μ_s 、各向异性因子 g 和折射率 n)等。

1.2 皮肤组织光学性质

皮肤组织由 3 层结构组成:表皮、真皮和皮下组织.表皮中没有分布毛细血管,意味着表皮不含有携带血液化学成分的有效信息;皮下组织主要由脂肪组成,因此,表皮和皮下组织干扰了血液光谱信号的分析.而真皮位于表皮之下,含有神经和血管,其不同部位厚度不同,如手掌、足底的真皮较厚(约为 3 mm),眼睑处最薄(约为 0.6 mm),一般厚度在 1~2 mm 范围内。

由于前臂前区皮肤较薄,且浅筋膜中尺侧有重要静脉及其属支,血管分布丰富,容易取样、检测方便,所以以前臂皮肤为待测部位.为了研究方便,假设皮肤组织每层之间相互平行,将同一层的光学参数看成是一致的,并设置每层的厚度分别为:表皮 0.3 mm、真皮 1.0 mm、皮下组织 2.0 mm,另外,设肌肉层为完全吸收层.

在近红外波段,表皮和真皮对光的吸收主要由水决定,吸收系数 μ_a 为^[18]

$$\mu_a = \frac{4\pi k}{\lambda} \varphi_w \quad (6)$$

式中, k 为水的折射率的虚部^[19], φ_w 为组织中水的体积分数, λ 为入射光波长.

在皮肤组织中,表皮含水量约为 20%,真皮含水量约为 70%.根据式(6),可计算出表皮和真皮的吸收系数如图 1 中实线所示.表皮和真皮的散射系数近似相同^[20],图 1 中虚线为皮肤组织各层散射系数与波长的关系曲线.

皮肤组织在不同波长下的折射率也是一个很重要的参数,它影响了光在皮肤组织中的传播速度和光子的运动过程.假设蛋白质的折射率为常量 1.5,那么皮肤组织的折射率 n 为

$$n = 0.7(A - B\lambda + C\lambda^2 - D\lambda^3 + E\lambda^4 - F\lambda^5) + 0.45 \quad (7)$$

式中, $A = 1.58$, $B = 8.45 \times 10^{-4}$, $C = 1.10 \times 10^{-6}$, $D = 7.19 \times 10^{-10}$, $E = 2.32 \times 10^{-13}$, $F = 2.98 \times 10^{-17}$,波长 λ 的单位为 nm.

不同波长下,皮肤组织的折射率 n 和各向异性因子 g 如图 2.

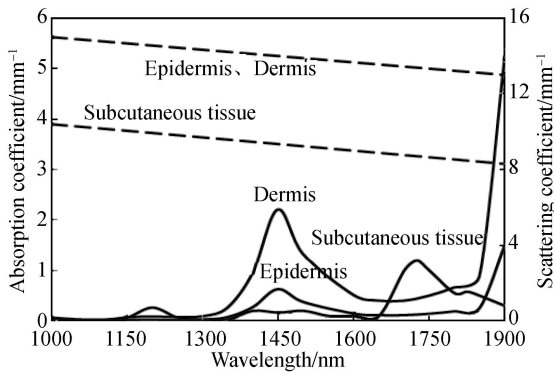


图 1 皮肤组织各层的吸收系数和散射系数

Fig.1 Absorption coefficient and scattering coefficient of skin tissue

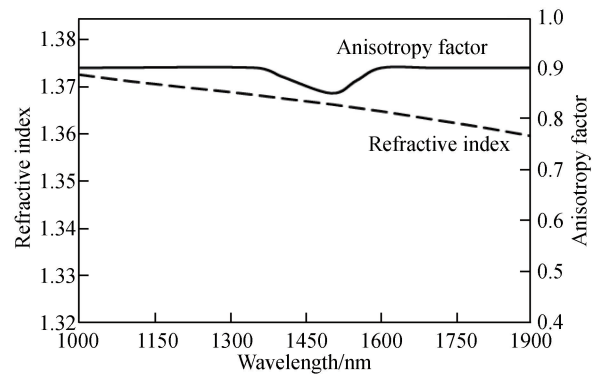


图 2 皮肤组织的折射率和各向异性因子

Fig.2 Refractive index and anisotropy factor of skin tissue

1.3 MC 模拟结果分析

采用 MC 方法,令注入的光子数为 10 万,按照 1.2 节内容设置皮肤组织光学参数,并令光源和探测区域半径均为 0.1 mm,模拟计算波长范围为 1 000~1 900 nm 时光子在皮肤组织中的传播过程,如图 3~5,图中 d 表示光源与探测区域间的距离.

由图 3~5 得出,在 1 000~1 900 nm 范围内,不同光源-探测距离时曲线的变化趋势相似,约有 5~6 个峰值;光子运动路径长度和穿透深度均随光源-探测距离的增加而变大,而漫反射归一化能量随光源-探测距离的增加而变小;当入射波长在 1 300 nm、1 600 nm、1 800 nm 附近时,光子运动路径长度和穿透深度有极大值,光子漫反射归一化能量有极小值;当入射光波长为 1 450 nm 时,光子运动路径长度、穿透深度和漫反射归一化能量最小,而且在 1 900 nm 时都急剧减小,这主要是由于 1 450 nm 和 1 940 nm 恰为水的吸收峰.为了能准确获得血糖信息,须避开这两个波长.由于葡萄糖在近红外光谱区(1 000~1 900 nm)有明显吸收,选用的入射波长为

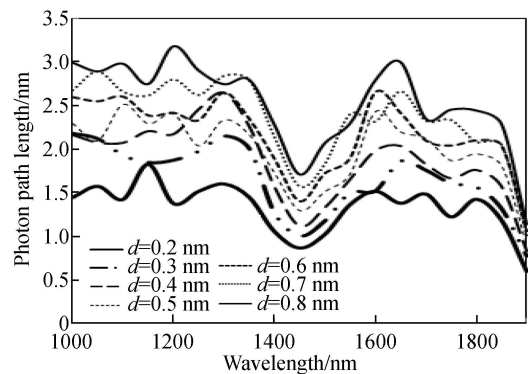


图 3 不同波长下的光子运动路径长度

Fig.3 Photon path length at different wavelengths

由于葡萄糖在近红外光谱区(1 000~1 900 nm)有明显吸收,选用的入射波长为

1 550 nm,在选择光源-探测距离时,需考虑光子穿透到真皮层即穿透深度大于 0.3 mm;运动路径长度要稍大些,这样光子与真皮层中的血液相互作用机会多;为了更有效地探测到漫反射光,其出射能量尽量稍大些.综合以上因素,选取光源-探测距离为 0.45 mm.那么,当 $\lambda=1\ 550\ \text{nm}$, $d=0.45\ \text{mm}$ 时,光子运动路径长度为 1.806 mm,穿透深度为 0.467 mm,漫反射归一化能量为 0.001 85.

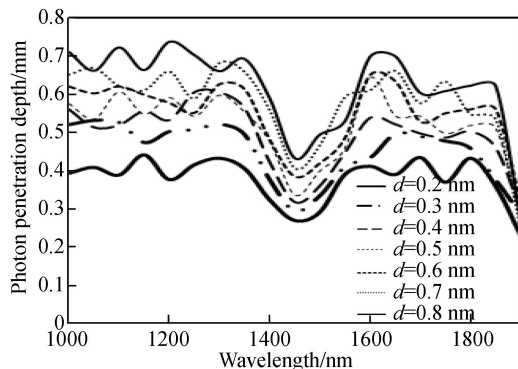


图 4 不同波长下的光子穿透深度
Fig.4 Photon penetration depth at different wavelengths

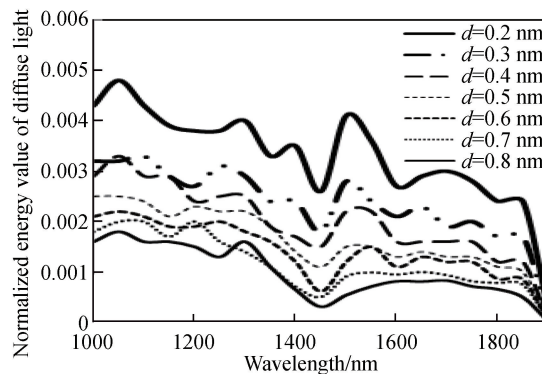


图 5 不同波长下的光子漫反射归一化能量
Fig.5 Normalized energy value of diffuse light at different wavelengths

2 光纤探测结构设计

从光源发出的近红外光耦合到光纤中,光波在光纤内传播并入射到人体待测部位上,光进入表皮层后发生反射、吸收和散射,透射到真皮层的光与该层分布的血液相作用,只有被血液吸收的光才是有用光谱信号,其中一部分光反射到表皮层并与其作用,最后从皮肤组织漫反射出来的光通过光纤传输至探测器上.由于光纤的方便性以及比较成熟的耦合技术,用户可非常灵活地搭建光谱采集系统.将光纤应用于光谱仪中,可使仪器的体积趋于小型化,便于集成和控制.

如果真皮层光谱可以被选择测量,那么来自表皮层和皮下组织的干扰信号就可以被有效减少.为此,采用分叉光纤束来收集人体近红外光谱,光源光纤和探测光纤与待测部位垂直放置.通过设计两组光纤的距离来控制光子在皮肤组织中的传播路径和穿透深度.结合 1.3 节的模拟结果,在人体漫反射光的收集结构中,入射光纤与出射光纤最佳间距为 0.45 mm,并且入射光纤和出射光纤均选用同一类型.光纤探头结构设计如图 6,光纤探头包含 22 根光纤,所用光纤为低羟基(红外线增强)的结构,纤芯直径选为 0.2 mm(与 1.3 节模拟参数一致),纤芯包层直径为 0.225 mm,涂覆层直径为 0.45 mm,数值孔径为 0.22.图 6 中,光纤探头具有 22 条光纤的公共端,另一端分为 18 条光纤分支端和 4 条光纤分支端;白色表示入射光纤即光源光纤,黑色表示出射光纤即探测光纤.相比于单根探测光纤,该设计不仅可提供更均匀的照明,还可将真皮的漫反射光更有效地收集至出射光纤内.

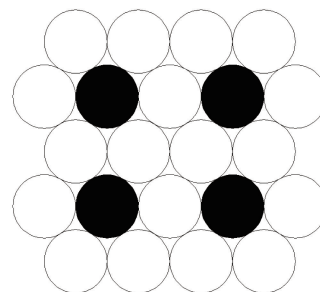


图 6 光纤探头结构示意图
Fig.6 Diagram of optical fiber probe structure

为了更准确地分析入射波长为 1 550 nm 时光纤系统对人体漫反射光的收集效果,构建皮肤组织模型如表 1.

表 1 皮肤组织光学特性参数($\lambda=1\ 550\ \text{nm}$)
Table 1 Optical property parameters of skin tissue ($\lambda=1\ 550\ \text{nm}$)

Skin tissue	Refractive index	Absorption coefficient / mm^{-1}	Scattering coefficient / mm^{-1}	Anisotropy factor	Thickness/mm
Epidermis	1.365 6	0.218 8	13.777 8	0.875	0.3
Dermis		0.765 8	13.777 8		1.2
Subcutaneous tissue		0.1	9.116 7		2.0

当入射波长 $\lambda=1\ 550\ \text{nm}$ 时,光纤纤芯折射率为 $n_1=1.448\ 1$,包层折射率为 $n_2=1.390\ 7$.令光源垂直入射到光纤内,并且18根入射光纤的总入射光功率为1 W,探测器直径为3 mm.建立人体皮肤组织模型,仿真近红外光在皮肤组织传播过程和光纤收集漫反射光至探测器上的光照度分布如图7、8,计算得到探测器接收的漫反射光功率为0.598 mW.图7中,红色表示光线能量衰减至原来的100%~66%;绿色表示光线能量衰减至原来的66%~33%;蓝色表示光线能量衰减至原来的33%~0.

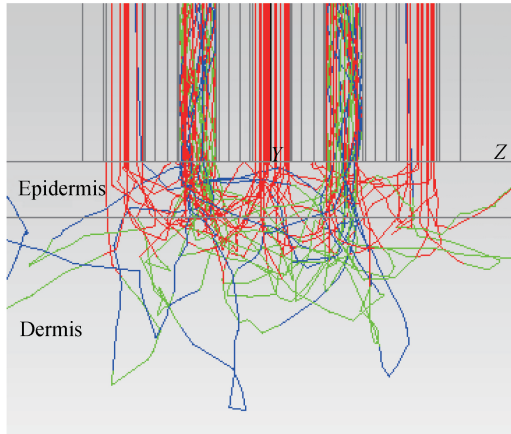


图7 光子在皮肤组织各层的传播

Fig.7 Photon propagation in skin tissue

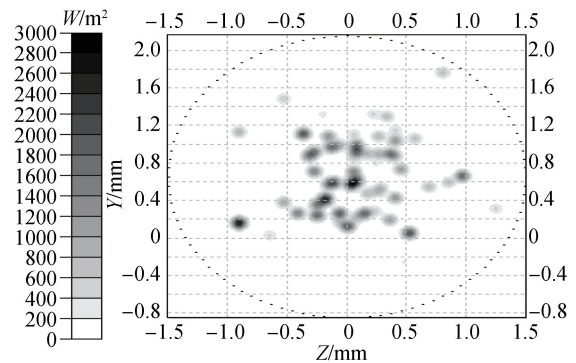


图8 出射光照度分布

Fig.8 Illumination distribution of emergent light

结果表明,光子的大部分吸收发生在真皮的上层,尤其是在垂直于光源光纤的方向吸收最强,增大了近红外光与真皮中血液的作用机会,吸收光谱中包含的血糖含量信息更丰富.由图8看出,4根出射光纤传输漫反射光到探测器上的光照度分布较均匀.因此,这种分叉光纤束探头能更有效地收集的血液中的漫反射光.

3 结论

本文对近红外光在皮肤组织中的传播规律和光纤探测结构进行了研究.以前臂为待测皮肤组织,运用MC方法分析了入射光波长、光源-探测距离等因素对光子在皮肤组织中传播的路径长度、穿透深度以及漫反射光能量的影响.选取入射波长为1 550 nm,通过对比分析确定了当光源-探测距离为0.45 mm时接收到的血液有效光谱信息更丰富.在光纤探头结构设计中,应尽量使更多的近红外光入射至光源光纤内,并提高探测光纤将真皮层的漫反射光传输至探测器上的光功率.采用18根光源光纤和4根探测光纤组成光纤探测结构,当入射光功率为1 W时,计算出探测器接收的漫反射光功率为0.598 mW,可为近红外无创血糖检测光谱仪器的后续研究提供参考,适合于便携式光谱仪器的研发.

参考文献

- [1] DING Hai-quan, LU Qi-peng, PENG Zhong-qi, *et al.* Progress in noninvasive biochemical examination by near infrared spectroscopy[J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2010, **30**(8): 2107-2110.
丁海泉,卢启鹏,彭忠琦,等.近红外光谱技术用于无创生化检验研究的进展[J].*光谱学与光谱分析*,2010,**30**(8):2107-2110.
- [2] YANG Hai-qing, KUANG Bo-yan, MOUAZEN A M. In situ determination of growing stages and harvest time of tomato (*lycopersicon esculentum*) fruits using fiber-optic visible-near-infrared (Vis-NIR) spectroscopy[J]. *Applied Spectroscopy*, 2011, **65**(8): 931-938.
- [3] HAN Jun, SUN Chang-hai, CHEN Ai-ming, *et al.* Near infrared diffuse reflectance spectroscopy for rapid detection of the excipients' contents in amlodipine besylate tablets[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2017, **46**(1): 0112006.
韩君,孙长海,陈爱明,等.近红外漫反射光谱法快速检测苯磺酸氨氯地平片辅料含量[J].*光子学报*,2017,**46**(1): 0112006.
- [4] ZHAN Hao, FANG Jing, YANG Bin, *et al.* Determination of osthole and columbianadin in angelicae pubescentis radix with near infrared spectroscopy[J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2017, **37**(4): 1110-1113.
战皓,方婧,杨滨,等.近红外光谱法测定不同产地独活中蛇床子素和二氢欧山芹醇当归酸酯含量[J].*光谱学与光谱分析*,2017,**37**(4):1110-1113.
- [5] NORRIS K. Possible medical applications of NIR[M]. Making light work: Advances in near infrared spectroscopy. Aberdeen: Ian Michael Publication, 1992, 596-602.

- [6] KRAMER K E, SMALL G W. Robust absorbance computations in the analysis of glucose by near-infrared spectroscopy [J]. *Vibrational Spectroscopy*, 2007, **43**: 440-446.
- [7] HUANG Zhen-hao, HAO Chang-ning, ZHANG Lin-lin, *et al.* Non-invasive blood glucose sensing on human body with near-infrared reflection spectroscopy[C]. SPIE, 2011, **8193**(4): 393-403.
- [8] MIN Xiao-lin, LIU Rong, FU Bo, *et al.* A preliminary verification of the floating reference measurement method for non-invasive blood glucose sensing[J]. *Optics & Laser Technology*, 2017, **91**: 7-12.
- [9] CHEN Xing-dan, GAO Jing, DING Hai-quan. Infrared spectroscopy for non-invasive blood glucose monitoring (Invited) [J]. *Chinese Optics*, 2012, **5**(4): 317-326.
陈星旦,高静,丁海泉. 论无创血糖检测的红外光谱方法(特邀)[J]. 中国光学,2012,**5**(4):317-326.
- [10] YADAV J, RANI A, SINGH V, *et al.* Prospects and limitations of non-invasive blood glucose monitoring using near-infrared spectroscopy[J]. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2015, **18**: 214-227.
- [11] Wang L H, JAEQUES S L, ZHENG Li-qiong. MCML-Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues [J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 1995, **47**: 131-146.
- [12] WANG Ji-hui, DING Yan, CHEN Song-lin, *et al.* Transport for photon beams of finite size in biological tissues based on Monte Carlo[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2014, **43**: 0117001.
王吉晖,丁艳,陈松林,等. 有限宽光束在生物组织中传输的蒙特卡罗方法[J]. 光子学报,2014,**43**:0117001.
- [13] XU Li-li. Transmission for planar light source in biological tissue based on Monte Carlo simulation[J]. *Laser & Infrared*, 2016, **46**(6): 665-668.
徐莉莉. 面光源在皮肤组织中传输的蒙特卡罗模拟计算[J]. 激光与红外,2016,**46**(6):665-668.
- [14] SAKOTA D, TAKATANI S. Quantitative analysis of optical properties of flowing blood using a photon-cell interactive Monte Carlo code: effects of red blood cells' orientation on light scattering[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2012, **17**(5): 057007.
- [15] MAEDA T, ARAKAWA N, TAKAHASHI M, *et al.* Monte Carlo simulation of spectral reflectance using a multilayered skin tissue model[J]. *Optical Review*, 2010, **17**(3): 223-229.
- [16] WANG Xi-chang. Steady-state diffusion equation of light in semi-infinite multilayer rectangular biological tissues[J]. *Acta Optica Sinica*, 2016, **36**(3): 0317003.
王喜昌. 光在半无限厚多层矩形生物组织中的稳态漫射方程[J]. 光学学报,2016,**36**(3):0317003.
- [17] MARUO K, TSURUGI M, TAMURA M, *et al.* In vivo noninvasive measurement of blood glucose by near-infrared diffuse-reflectance spectroscopy[J]. *Applied Spectroscopy*, 2003, **57**(10): 1236-1244.
- [18] TROY T L, THENNADIL S N. Optical properties of human skin in the near infrared wavelength range of 1 000 to 2 200 nm[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2001, **6**(2): 167-176.
- [19] SEGELSTEIN D J. The complex refractive index of water[D]:[Master Dissertation]. Kansas City: University of Missouri-Kansas City, 1981, 116-144.
- [20] IINO K, MARUO K. Monte Carlo simulation of near infrared reflectance spectroscopy in the wavelength range from 1 000 nm to 1 900 nm[J]. *Optical Review*, 2003, **10**(6): 600-606.