

皮肤三层模型的 Monte Carlo 法模拟 激光多普勒血流测量 *

李 鹏 马世宁 刘 迎

(天津大学物理系, 天津 300072)

王 忠

(天津轻工业学院, 天津 300222)

摘要 本文提出了用 Monte Carlo 法模拟光子流在表皮、真皮及皮下组织中的传播。通过对模拟结果的分析, 提出通过改变环状探测器与入射光束的距离来探测不同深度血流层的血流速度; 发现频谱的指数下降规律; 指出在血球浓度较小时, 平均频移反映红血球的平均速率, 在浓度较高时反映红血球的均方根速率; 本文还给出了不同血球浓度下光子的穿透深度。

关键词 激光多普勒, Monte Carlo 法, 血流速度

Three-layered model Monte Carlo simulation of skin for laser Doppler blood flow measurement

Li Peng, Ma Shining, Liu Ying

(Department of Physics, Tianjin University, Tianjin 300072)

Wang Zong

(Tianjin Light Industry Institute, Tianjin 300222)

Abstract A three-layered model of Monte Carlo simulation for photon flux in skin was presented. From the results of simulation we know that by varying the distance between the inner edge of the ring detector and the beam, we can measured the blood flow at different depths. The dependence of detected photon number on the frequency shift showed an exponential decrease. By varying the blood volume fraction (V_b), we investigated the effect of multiple scattering on the total frequency shift and the mean frequency shift. When $V_b < 0.01$, the mean frequency shift was a constant and it reflected the mean velocity of red blood cells, while $V_b > 0.01$, it reflected the root-mean-square velocity.

Key words LDV, Monte Carlo simulation, blood flow

收稿日期：1991年8月26日；收到修改稿日期：1992年1月21日。

* 本工作由国家自然科学基金资助。

1 引言

激光照射皮肤组织,从背散射光的谱分量可以得出皮肤血流运动的信息。Bonner^[1]等人从理论上考虑了光子与组织中静止细胞和运动红血球的碰撞,给出了频移强度涨落的一阶矩和红血球均方根速率的线性关系。同时指出只有在红血球浓度较低时这种线性关系成立,在浓度较高时需要修正。理论上进一步分析是困难的,需要考虑一个光学性质很复杂的介质中光子的多重散射过程,而 Monte Carlo 法正是研究多重散射的有力工具。Jentink^[2]等人首先模拟出了光子与红血球碰撞的多普勒频移,但其结果不能直接应用于皮肤血流,因为他只考虑高斯光束直接照射在血管上,而皮肤具有层状结构,为此本文提出皮肤的三层模型并采用 Monte Carlo 法模拟。

2 三层模型的光学参数

皮肤具有层状结构,从表皮—空气界面以下依次为表皮、真皮、皮下组织,其中真皮含有大量的毛细血管。我们综合了近期文献^[3,4],分别给出了模型中各层的光学参数,即吸收系数 Σ_a ,散射系数 Σ_s ,散射角平均余弦值 g 及三层的厚度。

第一层为表皮,其吸收系数 $\Sigma_{a1} = 5.0 \text{ mm}^{-1}$ ^[3],散射系数 $\Sigma_{s1} = 40.0 \text{ mm}^{-1}$ ^[3],散射角平均余弦值 $g_1 = 0.9$,并认为表皮厚度 0.05 mm。

第二层是由不含血球的组织和含氧、不含氧的血液两部分组成的真皮,其吸收系数 Σ_{a2} 及散射系数 Σ_{s2} 由这两部分线性组合而成。其值可由文献[4]中的公式和 630 nm 下的参数计算得出。第二层光子散射角平均余弦值 $g_2 = 0.8$,与红血球碰撞的散射角的平均余弦值 $g_2' = 0.9951$ ^[4]。第二层厚 1 mm。当光子进入真皮后,要么与不含血球的组织碰撞,要么与红血球碰撞,其中与运动的红血球碰撞产生频移。

第三层为皮下组织,其吸收系数 $\Sigma_{a3} = 0.2 \text{ mm}^{-1}$,散射系数 $\Sigma_{s3} = 18 \text{ mm}^{-1}$, $g_3 = 0.78$ 。本文假设三层的折射率均为 1.4。

3 Monte Carlo 法模拟

用 Monte Carlo 法模拟需要考虑以下几个物理量:

1. 入射光子的方向

因激光的方向性好,发散角小,可认为光子流垂直入射到皮肤表面。

2. 光子的吸收

第 i 层的总散射系数 $\Sigma_i = \Sigma_{si} + \Sigma_{ai}$,两边同除以 Σ_i 归一化,得 $P = \Sigma_{ai}/\Sigma_i + \Sigma_{si}/\Sigma_i$,令 $P = \Sigma_{ai}/\Sigma_i$ 为光子在第 i 层每次碰撞被吸收的几率^[2]。在模拟中给出一维随机数 RND ,如果 $RND < P$,则光子被吸收。

3. 光子两次碰撞之间经过的距离 L

第 i 层的 L_i 服从负指数分布, L_i 由下式给出^[5]

$$L_i = -\ln(RND)/\Sigma_i \quad (1)$$

4. 光子的散射角

认为光子的散射角服从 Mie 氏分布,在直角坐标中,令光子的入射方向为 $+z$,光子的散

射角 θ, φ (θ 为方向角, φ 为方位角) 近似由 Henyey-Greenstein 函数抽样得出^[5]

$$\theta = \arccos \left\{ \frac{1}{2g} \left[1 + g^2 - \left(\frac{1-g^2}{1-g+2gRND} \right)^2 \right] \right\} \quad (2)$$

$$\varphi = 2\pi RND \quad (3)$$

RND 为 $(0, 1)$ 之间的伪随机数, g 为 $\cos\theta$ 的平均值。

5. 光子在空气—表皮界面的折射和反射

由于空气和表皮折射率不同,光子在该界面一部分被折射,另一部分被反射。反射率 R 由非极化光的 Fresnel 公式给出。在模拟中给出随机数 RND ,如果 $RND < R$,则光子被反射。

6. 多普勒频移的计算

在模拟光子在真皮的运动中,给出一随机数 RND ,如果 $RND < V_b$ (V_b 为血球占皮肤总体积的百分比),则光子与红血球碰撞,光子与运动的或静止的红血球碰撞的散射角在统计意义上是相同的,只是与运动血球的碰撞产生频移。我们可给出红血球速度的各种可能分布,这里只模拟红血球速度为常数(5 mm/s),速度方向在空间等几率这种情况。光子与运动的红血球碰撞一次的频移 Δf_q ^[6]

$$\Delta f_q = 2f_0 \frac{\Delta K \cdot V}{c |\Delta K|} \sin\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (4)$$

其中 f_0 为入射光子的频率, ΔK 为波矢的变化量, V 是红血球的速度, c 为光速。由于 $|V| \ll c$, 第 i 个光子经 M 次碰撞后的频移 Δf_i

$$\Delta f_i = \sum_{q=1}^M \Delta f_{qi} \quad (5)$$

Δf_{qi} 为第 q 次碰撞产生的频移。探测到 N 个光子的总频移

$$\sum \Delta f = \sum_{i=1}^N \left| \sum_{q=1}^M \Delta f_{qi} \right| \quad (6)$$

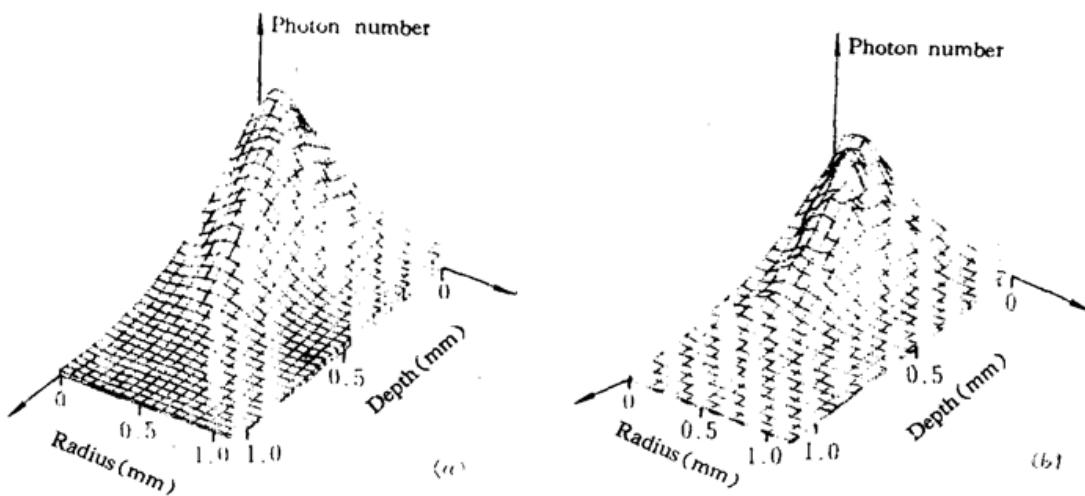


Fig. 1 Dependence of detected photon number on radius and depth

(a) — blood volume fraction $V_b = 0.06$ oxygen saturation $S = 0.92$; (b) — $V_b = 0.06, S = 0.92$

4 模拟结果及讨论

图 1 (a), (b) 为被探测到的有频移的光子数与 Radius 和 Depth 关系图,其中 Radius 为环状探测器内边与入射光束的距离,Depth 为被探测到光子所经历的最大深度。通过改变探测器

半径,可以得到不同探测深度有频移的光子数,于是具有不同半径的探测器有不同的有效探测深度,为探测不同深度血流层的流速提供了依据。

图 2 给出了频移涨落的振幅 $A(\Delta f)$ 。发现光子数随频移的增加而指数下降,由文献[2]可证明总频移正比于频谱的一阶矩 F , F 为

$$F = \int_0^{\infty} \Delta f S(\Delta f) d\Delta f \quad (7)$$

在此

$$\overline{S(\Delta f)} = \overline{A(\Delta f)^2} \quad (8)$$

平均频移正比于带权重的一阶矩

$$\langle \Delta f \rangle_s = \frac{\int_0^{\infty} \Delta f S(\Delta f) d\Delta f}{\int_0^{\infty} S(\Delta f) d\Delta f} \quad (9)$$

在实际测量中可测到的是 F 和 $\langle \Delta f \rangle_s$,而模拟只能给出总频移和平均频移,由(8),(9)式知它们之间存在着一定的比例关系,于是可通过模拟来了解实测情况。

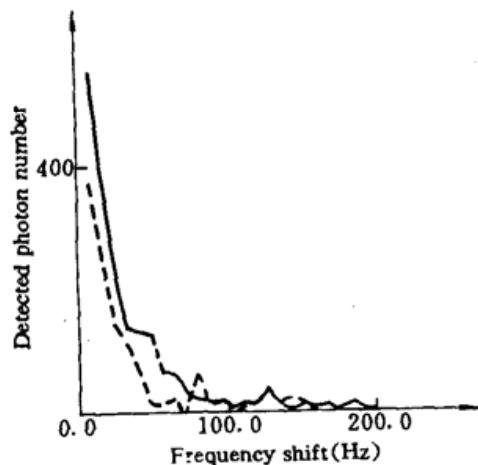


Fig. 2 Dependence of detected photon number on frequency shift

—— $V_b = 0.06, S = 0.92$
····· $V_b = 0.01, S = 0.92$

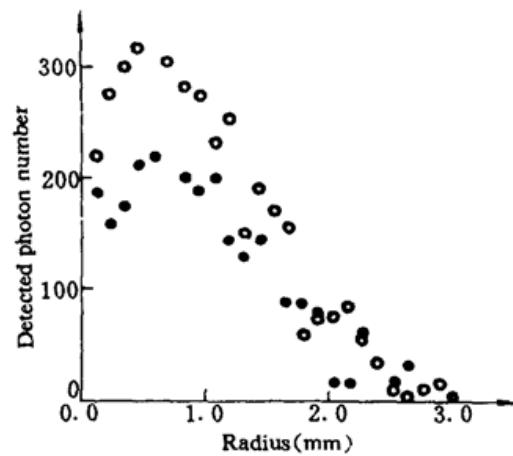


Fig. 3 Dependence of detected photon number on radius (defined above)

○ — $V_b = 0.06, S = 0.92$
● — $V_b = 0.01, S = 0.92$

图 3 给出了探测到的光子数随 Radius 的分布,可知光子数的最大值不出现在 $Radius = 0$ 处。图 4 给出光子数随光子所经历的最大深度的分布。

由图 5 可知探测到的大量光子所经历的最大深度的平均值在 $V_b = 0.01 \sim 0.1$ 范围内缓慢下降,然后开始上升。

由图 6 可知,当 V_b 增加,探测到光子与运动红血球碰撞平均次数 (m_d) 缓慢增加。在 $V_b < 0.01$ 时,由于 m_d 近似为 1,则探测到的每一个光子与运动的红血球碰撞次数也为 1,故(6)式简化为

$$\sum \Delta f = \sum_{i=1}^M |\Delta f_{gi}| \quad (10)$$

又由于多个光子与红血球的总碰撞次数正比于 V_b ,所以总频移正比于 V_b ,平均频移为一常数(见图 7)。这时,探测到一个光子的频移与红血球速率成正比,故平均频移与红血球的平均速

率成正比。

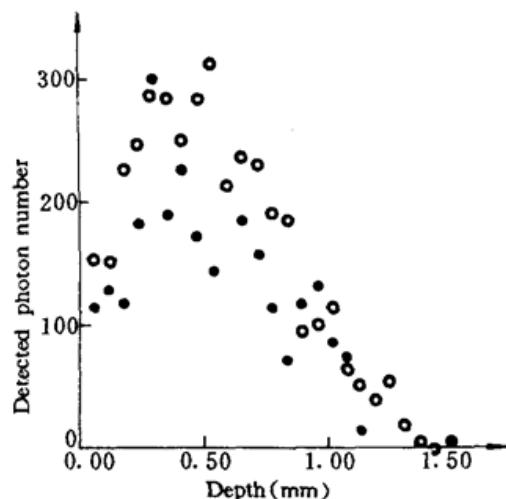


Fig. 4 Dependence of detected motion number on depth (defined above)

○ — $V_b = 0.06, S = 0.92$

● — $V_b = 0.01, S = 0.92$

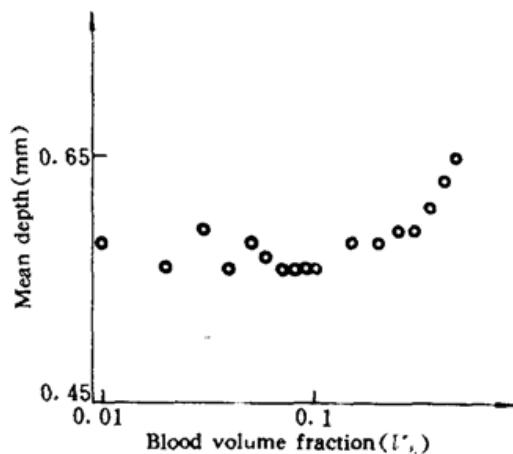


Fig. 5 Dependence of the mean value of depth (defined above) on the blood volume fraction V_b

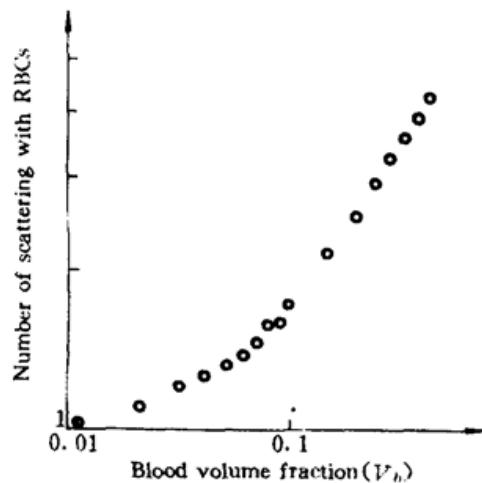


Fig. 6 Dependence of the mean value of the number of scattering with moving red blood cells on V_b

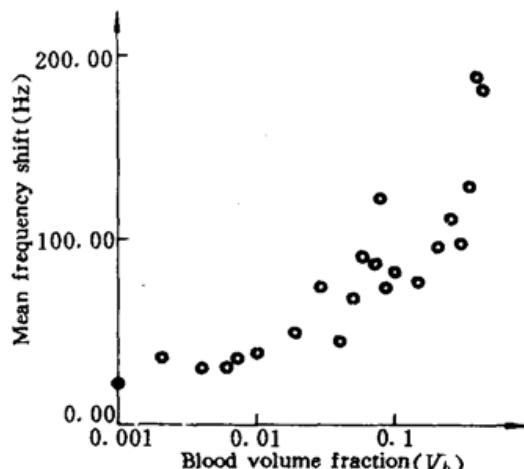


Fig. 7 Dependence of mean frequency shift on V_b

当 $V_b > 0.01$ 时, $M > 1$, 一个光子经历的能产生频移的碰撞次数正比于 V_b , 但这个光子每一次碰撞产生的频移 Δf_{qi} 可正可负, 这个光子经 M 次碰撞的频移为 M 个 Δf_{qi} 之和, 这个过程可用一个频域内的一维随机行走过程描述。于是探测到的这个光子的频移不正比于 V_b , 总频移也不正比于 V_b , 平均频移不再是一个常数。随 V_b 的增加, 平均频移不是单调上升而是有一定涨落,(见图 7), 这种涨落是多重散射造成的, 且在光子与红血球碰撞次数小时明显。在 $V_b > 0.01$ 时, 总频移和平均频移均正比于红血球的均方根速率。

参 考 文 献

- 1 R. Bonner, R. Nossal, *Appl. Opt.*, **20**, 2097(1981)

- 2 H. W. Jentink *et al.*, *Appl. Opt.*, **29**, 2371(1990)
 - 3 M. J. Germert *et al.*, *IEEE Transation on Biomed. Eng.*, **36**, 1146(1989)
 - 4 Schmitt *et al.*, *J. Opt. Soc. Am. A*, **7**(1), 2141(1990)
 - 5 K. Marleen *et al.*, *Laser in Surgery and Medicine*, **9**, 148(1989)
 - 6 L. E. Draoin, *Laser Doppler Technique*, Chichester, Wiley, 1980, 41~42
 - 7 R. P. Feynman *et al.*, *The Feynman Lecture on Physics*, Addison-Wesly, Reading, MA, 1965
-

世界(华人)光学大会

中国科学院(北京)、光学学会(北京)、物理学会(北京)、光学工程学会(台北)、中华光电学会(洛杉矶)共同发起召开首届世界(华人)光学大会。会议组织委员会主席为学部委员徐至展教授,节目委员会主席为学部委员王之江教授。

会议时间：1993年8月30日至9月3日

会议地点：上海市

会议议题：1. 量子光学；2. 激光光谱学；3. 非线性光学；4. 激光化学、激光生物学和激光医学；5. 生理光学；6. 光学信息处理与光计算；7. 导波光学与光通讯；8. 光电器件；9. 激光器；10. 技术光学与工程光学；11. 光学材料与光功能材料；12. 其他。

工作语言：中文

投稿要求：作者需提供100字中文论文提要,800字论文摘要,一式三份,连同作者姓名、单位和预注册表一起寄来(未收到预注册表的可来信秘书处索取)。

投稿地址：上海市800-211信箱WOC秘书处

邮编 201800, FAX 0086-21-9528885

截稿日期：1993年4月30日