

# 激光多普勒光子相关法测量微循环

姚 焜 姜卫东 张复才 郭光灿

(中国科技大学物理系, 安徽, 合肥)

**摘要**——根据 R. Bonner 和 R. Nossal 的理论模型, 并利用一套光子相关系统, 对人体肢端及活动物表皮下微循环系统进行了初步实验研究, 证明: 利用激光多普勒散射和光子相关处理方法对微循环的研究具有很大的潜力。

**关键词**——微循环, 激光多普勒散射, 光子相关光谱学。

## 1. 引 言

微循环的近代概念是指由微动脉到微静脉的细微血管中的血液循环<sup>[1]</sup>, 是心血管系统的终末部分, 也是血液循环系统真正实施其功能的部位。因此微循环功能状态正常与否, 对机体的内在平衡有很大的作用。由于微循环的血管非常细微 ( $<500 \mu\text{m}$ ), 任何机械装置的引入都会干扰其正常的流动状态, 因此, 非侵入的, 实时连续测量微循环是非常重要的, 这在临床医学、生理学研究上都有广泛的用途, 我们利用激光散射实现了上述微循环的测量。

## 2. 原 理

由于组织内部结构非常复杂, 组成微循环的血管广泛地分布在组织和细胞间, 分支很多, 而且互相沟通吻合成网。当激光射入皮肤时, 首先与皮肤中一些静止或移动相当缓慢的细胞发生碰撞, 即被这些细胞或单元散射后再与运动的红血球发生碰撞, 从运动的红血球散射出来的光便发生了多普勒频移, 但这一频移非常小, 远小于目前最好的单色仪或干涉仪的分辨极限。然而, 利用光拍技术能够检测出这种微小的频移<sup>[2]</sup>。采用的信号处理技术有光子相关光谱法和频谱分析方法<sup>[3]</sup>。我们采用光子相关光谱法, 即根据光电子计数起伏的自相关测量来估计光谱, 也就是利用光电子统计方法来测量光谱带宽的方法。由于受到电子仪器响应速度的限制, 这种方法的上限为 100 MHz, 而这种方法不存在下限, 原则上可以看到窄达一周的带宽<sup>[5]</sup>。这样, 刚好可以测量血流等慢现象。

根据文献[1]提供的关于组织内血流激光多普勒测量的理论模型, 我们从实验测量得到的光子相关函数为

$$g^{(2)}(\tau) = 1 + \beta |I(\tau)|^2 \quad (1)$$

式(1)中,  $g^{(2)}(\tau) = \langle n(t)n(t+\tau) \rangle / \langle n \rangle^2$ ;  $\beta$  为由探测器表面光信号的相干性决定的因子 ( $0 < \beta < 1$ );  $I(\tau)$  为多普勒频移光的中间散射因子, 当  $I(\tau) = 1/2$  时,

$$g^{(2)}(\tau) = 1 + \beta/2; \tag{2}$$

我们把此时的  $\tau$  写成  $\tau_{1/2}$ . 根据前面提到的理论,  $\tau_{1/2}$  正比于  $\langle V \rangle^{-1}$ ,  $\langle V \rangle$  为血流的统计平均速度. 如果考虑多次散射的影响, 当光与红血球碰撞的次数越多时,  $g^{(2)}(\tau)$  的曲线越陡. 图1 为  $I(\tau)$  与  $\tau$  的关系曲线, 图 2 为  $g^{(2)}(\tau) - \tau$  关系曲线; 由图可见, 其曲线随  $\bar{m}$  (与运动红血球碰撞平均次数) 的增加而变陡.

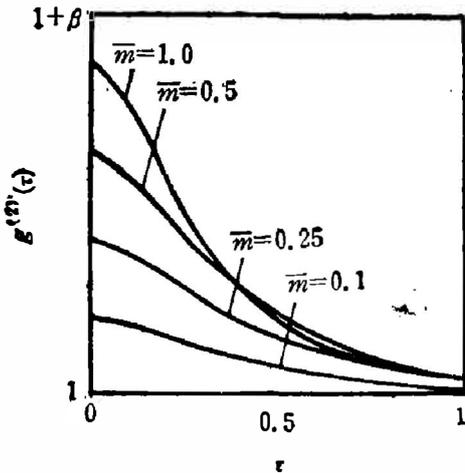


图1  $I(\tau) - \tau$  曲线  
Fig. 1 The curve of  $I(\tau) - \tau$ .

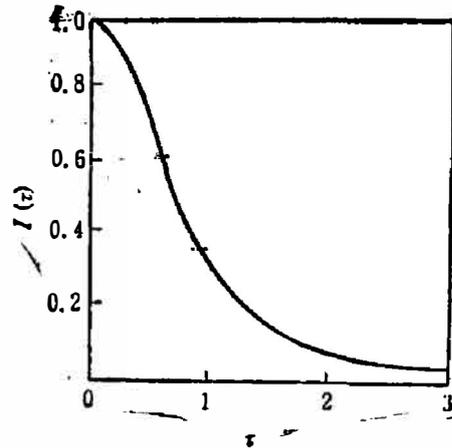


图2  $g^{(2)}(\tau) - \tau$  曲线与  $\bar{m}$  的关系  
Fig. 2 The relation between the curve of  $g^{(2)}(\tau) - \tau$  and  $\bar{m}$ .

### 3. 实验装置及分析

#### 3.1 光学装置

根据式(1)可知, 在  $g^{(2)}(\tau)$  的测量中  $\beta$  值很重要; 当  $\beta \rightarrow 0$  时,  $g^{(2)}(\tau)$  恒等于 1, 测不出任何血流的信息, 因此, 在光路设计上必须保证空间的相干性; 如果采用直接散射的方法<sup>[6]</sup>, 则光强将很弱. 由于光电倍增管总是有噪声影响的(主要是无法甄别掉的暗计数), 当光信号被淹没在噪声中时则信噪比不佳, 会大大影响测量的准确性. 为此, 我们参考文献[7]设计了一种简单光路(见图 3), 并利用一个简单的微振动装置测试了该光路的可靠性.

由氦镭激光器射出的激光经反射镜反射后照射到人的手指端, 然后用图 3 光学装置收集从手指端散射的激光. 在透镜  $D_1$  和  $D_2$  之间有一个小孔, 直径约为  $300 \mu\text{m}$ , 在光电倍增管表面开有一小孔, 直径为  $150 \mu\text{m}$ ; 由光路图可以求得光电倍增管表面的空间相干面积为

$$\pi/4 \times \left(1.22 \frac{\lambda z'}{D}\right)^2 = 0.0162 \text{ mm}^2;$$

其中,  $\lambda = 0.4416 \mu\text{m}$ . 可见检测器面积与空间相干面积近似相等, 此时具有较大的  $\beta$  值, 可以获得比较明显的实验结果.

#### 3.2 电学装置

光子相关法要求光电接收系统及放大系统处于单光子计数状态, 这一技术已有许多文章论述<sup>[8]</sup>. 我们采用核工业部北京核仪器厂生产的光电倍增管 (GDB 48 管) 和脉冲线性放大

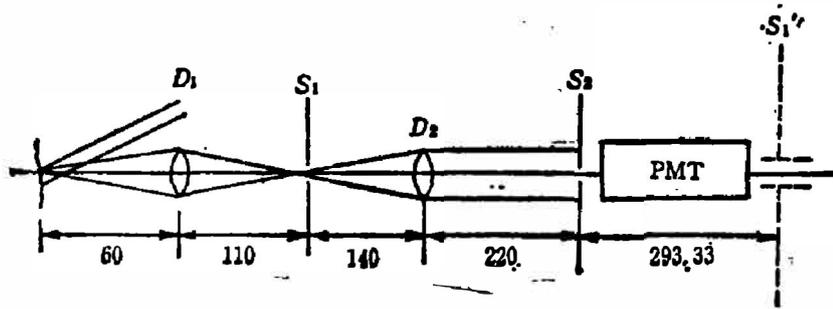


图3 光路图

Fig. 3 The optical geometry.

器。在我们实验状态下可以认为满足单光子计数的要求<sup>[9]</sup>。由小孔 $S_2$ 进入光电倍增管的光子，经倍增极放大形成较高的负电脉冲，再送入脉冲线性放大器放大和调整波形后进行甄别，最后送入TP-801单板机计数。单板机采用分频电路记录下每个采样时间间隔内的光子数 $n(LT)$ ，然后送入微机进行数据处理、存盘并计算出光子数分布 $g^{(2)}(LT)$ 。

我们选择的激光光源是高功率连续波氦氖激光器（由上海激光技术研究所生产，工作方式为单横模，多纵横，功率约为50mW，中心波长为441.6nm。根据文献[10]，若散射光场的场相关函数为 $g_s^{(1)}(\tau)$ ，激光的场相干函数为 $g_l^{(1)}(\tau)$ ，则我们实验测量的强度相关函数为

$$g^{(2)}(\tau) = (1 + |g_l^{(1)}(\tau)|^2)(1 + |g_s^{(1)}(\tau)|^2). \quad (3)$$

由于取样时间 $T$ 远远大于光源的相干时间 $T_l^c$ ，而小于散射光场的相干时间 $T_s^c$ ，所以在一个取样时间内可以认为 $g_l^{(1)}(\tau)$ 已经趋于零，因此，有

$$g^{(2)}(\tau) = (1 + |g_s^{(1)}(\tau)|^2), \quad (4)$$

与使用理想光源的情况一致。说明：在强度相关实验中，光源的涨落对被相关函数影响不大。

对于光电倍增管及放大器系统的噪声问题，由于光电倍增管因自然的电子发射引起的暗电流最低，同时由于它的信号是以数字形式发出的，所以不需要进行电压或电流模拟形式的转换<sup>[4]</sup>，这样避免了因此而带来的放大器噪声和校正误差等问题。再加上采用了甄别等措施，噪声影响降到了最小。因此，在信噪比极差的极限情况下，光子相关技术无疑为信号检测提供了一种很好的方法。

采样时间主要根据测量现象变化的快慢来决定，一般取采样时间 $T = \tau_0/10$ ， $\tau_0$ 可根据理论和予实验来估计。样品数应尽可能多，但由于实际的可能性，目前我们一般取300~1500个样品，我们准备进一步改进硬件和软件设备，以提高实验的精度。

#### 4. 实验结果及讨论

我们对不同年龄的实验者进行了测试，并对实验测定值进行拟合处理，将得到半宽度 $\tau_{1/2}$ 和 $g(T)$ 的值列于表1。表中采样时间 $T = 0.0005$ 秒， $g(T)$ 为第一个采样时间 $T$ 时 $g^{(2)}(\tau)$ 的值。由表1可见，实验能够反映微循环的不同情况。从对人的试验结果看，基本上符合一般规律，即年龄大的人血液粘滞系数较大，平均血流速度较小， $\tau_{1/2}$ 的值较大。 $g(T)$ 不同是由于 $\bar{m}$ 不同的缘故。

表 1 实 验 结 果  
Table 1 Experimental results .

测量对象	年 龄	性 别	半宽度 $\tau_{1/2}(S)$	$g(T)$	采样总数
Y(志愿者)	42	女	0.01056	1.16	300
J(志愿者)	40	女	0.00768	1.14	300
D(志愿者)	21	男	0.00480	1.17	300
R(兔子)	—	—	0.01536	1.23	300
R(兔子)	—	—	0.01920	1.06	300

致谢——我校生物系提供了生物样品，肖金柱同志参加了部分实验准备工作，在此一并致谢。

### 参 考 文 献

- [1] 上海第一医学院主编, 组织学, 北京: 人民卫生出版社, 1981, p494~499, 512~516.
- [2] 周祖康, 化学通报, (1986), 10:34.
- [3] Drain L. E., *The laser doppler technique*, John wiley & sons, Great britain norwich, 1980, p145~149. 激光多普勒技术, 王仕康等译, 北京: 清华大学出版社, (1985), p146.
- [4] Saleh B., *Photoelectron statics*, Springer -Verlag berlin heidelberg, New York, 1978, p348~350. 光电子统计学及光谱与光通讯应用, 韩家瑞等译, 北京: 科学出版社, (1985), p350.
- [5] Bonner R. and Nossal R., *Appl. Opt.*, 20 (1981), 12: 2097.
- [6] 吕昌祥, 激光杂志, 6(1985), 5: 225.
- [7] Paul S. Blank et al., *Appl. Optics*, 26(1987), 2: 351.
- [8] Jon S. Gethner and George. W. Flynn, *Rev. Sci. Instrum*, 46(1975), 5: 586.
- [9] 翁渝民, 物理, 9(1980), 1: 20.
- [10] 答孝义, 物理, 15(1986), 2: 68.

## MEASUREMENT OF MICROCIRCULATION OF BLOOD FLOW BY LASER DOPPLER PHOTON CORRELATION METHOD

YAO KUN, JIANG WEIDONG, ZHANG FUCAI, GUO GUANGCAN

(Department of Physics, University of Science and Technology of China, Hefei, Anhui, China)

### ABSTRACT

By the theoretical model suggested by R. Bonner and R. Nossal, a system of home-made photon correlator is used to measure the microcirculation of the fingertips of normal volunteers. The experiment proves that the conclusion of this model is correct and shows the potentiality of the method of laser Doppler scattering and photon correlation in the study of microcirculation.