

激光测量血流

刘 健

(南开大学物理系)

已有的血流观测方法如电磁法、超声法、示踪物清除法、显微电视法等,各有其难以克服的缺点。相比之下,激光测血流技术,由于具有非侵入、快速响应、空间分辨率高、精确、安全等优点,受到广大医学工作者的欢迎。自1972年Riva首先把激光用于血液动力学的研究之后^[1],世界上先后出现了各式各样的激光测量血流的装置,测量对象从藻类原生质流到人类的血流,测量部位由体表到各内脏器官,范围非常广泛。我国在1980年也开始有这方面的实验工作^[2]。下面仅以我们研制成功的激光微循环血流计为例加以说明。

1. 激光测量血流的简单原理

(1) 运动的红细胞散射光的多普勒频移: 若观察者(接收器)相对于参考系是静止的,被测客体(如红细胞)相对于参考系以速度 v 运动,当频率为 f_1 的激光束照射到它时,散射出去的光按照多普勒效应频率变成 f_2 , $\Delta f = |f_1 - f_2|$ 称为多普勒频移。入射光、散射光、被测红细胞的运动方向之间的几何关系如图1所示。

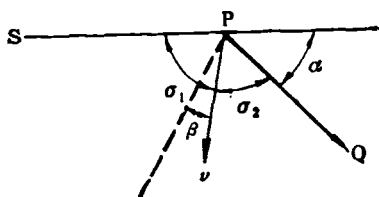


图1 多普勒频移计算

其中, S 代表光源, P 代表以速度 v 运动的红细胞, Q 为接收器, 虚线为 SP 与 PQ 交角的等分线, $\sigma_1, \sigma_2, \alpha, \beta$ 为图中相应各线交角。

一般情况下, $v/c \ll 1$, c 为光速。由相对论关系, 取一级近似可得到^[3]

$$\Delta f = \frac{2v}{\lambda} \cos \beta \sin \frac{\alpha}{2},$$

其中 λ 为激光的波长。

推导上述公式时, 用了光照到红细胞和红细胞的散射光又到接收器两次多普勒效应。在几何关系固定的情况下, Δf 与 v 有一线性关系, 这就是激光测速的物理基础。但是 Δf 相对于入射的光频是非常小的, 因此, 采用一般方法来提取出叠加在光频上的那点频移是困难的。

(2) 利用光混频技术检测出频移信号: 类似于电子学中的外差技术, 将运动的红细胞所散射的有频移光 $E_2 = E_2^0 \cos(2\pi f_2 t + \varphi_2)$, 与被静止的血管床等所散射的无频移的光 $E_1 = E_1^0 \cos(2\pi f_1 t + \varphi_1)$, 同时作用于一非线性探测元件光敏面上, 其中 $E_1^0, E_2^0, f_1, f_2, \varphi_1, \varphi_2$ 分别为光场电向量 E_1, E_2 的振幅、频率和随机位相。探测器输出的光电流应与电场强度的平方成正比:

$$i(t) = B [E_1^0 \cos(2\pi f_1 t + \varphi_1) + E_2^0 \cos(2\pi f_2 t + \varphi_2)]^2,$$

式中 B 为与光电器件量子效率有关的常数, 光电器件对光频信号是不能响应的, 于是运用三角函数运算可得到

$$i(t) = B \left[\frac{1}{2} (E_1^0)^2 + \frac{1}{2} (E_2^0)^2 + E_1^0 E_2^0 \cos(2\pi \Delta f t + \Delta \varphi) \right],$$

其中 $\Delta f = |f_1 - f_2|$ (不考虑红细胞运动方向), $\Delta \varphi = \varphi_1 - \varphi_2$ 。

可见, 输出光电流中含有直流成分与一个正比于 $E_1^0 E_2^0$ 的拍频 Δf 项, 在拍频项中含有血流信息。我们可以设计一电路网络, 使其完成频率-电压变换。对应运动快的红细胞, 其散射

光电流信号经该电路网络后有较高的输出值,从而得到血流速度信息。

(3) 微循环血流量的测定: 当激光照射到组织表面(如皮肤)时, 被激光作用的组织是一半球形微体积, 其中含有盘根错节的许多毛细血管。对于某个作为散射体的血细胞来说, 在散射体积内出现的时间和走向是随机的, 遇到的是粒子多重散射问题。可设想对于一个血细胞散射光电流为 $i_n = i_n^0 \cos(2\pi\Delta f t + \varphi_n)$ (i_n^0 为振幅, φ_n 是随机位相), 若散射体积中有 N 个相同的细胞, 则散射光电流

$$\overline{i_s^2} = \sum_n^N \overline{i_n^2} = N \overline{i_n^2}^{(3)}$$

于是可设计一信号处理器, 使输出信号大小与散射体内的细胞数乘以它们的平均速度成正比, 就获得与微循环血流量成线性关系的实时连续电信号。

2. 测量血流的仪器结构

整机方框图如图 2 所示。图中 1 是 He-Ne 激光器, 2 是送光纤, 3, 3' 是受光纤, 4, 4' 是探测器, 5, 5' 是信号预处理器, 6 为差动放大器, 7 为信号处理单元。整机外观见图 3。由于采用了差动接收及噪声补偿技术, 使信噪比大为提高。输出可接记录仪, 且备有时间常数选择, 以便观测血流平均值及脉动情况。

为检验仪器功能, 人为造成微循环障碍(如压指动脉等), 测量并记录指尖部位血流变化情况, 结果说明仪器响应性能良好, 灵敏度较高。

经物理定标实验证明, 仪器输出只与血流

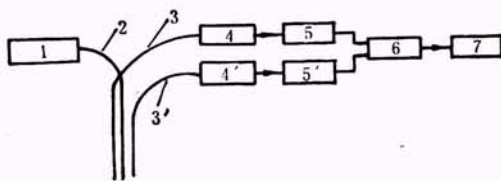


图 2 整机原理方框图

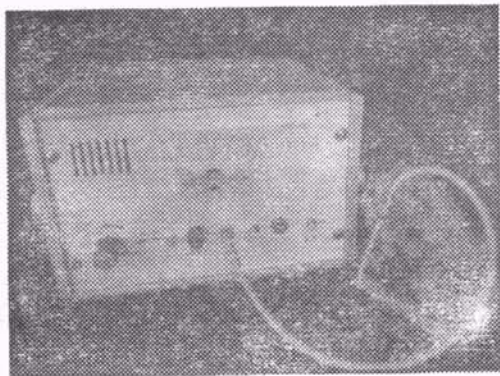


图 3 微循环血流计照片

有关; 与其他测试方法比较, 相关性也较好。

该仪器已通过鉴定并投产, 经有关部门在内科、骨科、妇科、外科、心血管科、皮肤科以及药物研究等多方面应用, 说明它有较高的功能价格比, 为探索微循环规律提供了一新手段。

参 考 文 献

- [1] C. Riva et al., *Invest. Ophthalmol.*, 11 (1972), 936.
- [2] 刘键等, 中华物理医学杂志, 2-4 (1980), 214.
- [3] L. E. Drain, *The Laser Doppler Technique*, Wiley, New York, (1980), 43, 97.