

双向多普勒阻挡筒组合探头法定量测量血流速度

叶国凡 王大宏* 王威琪

(复旦大学 电子工程研究室)

具有定量测量绝对流速的功能，是对多普勒仪的迫切要求。而对于能够同时分别输出正、反两个相反方向流速信息的双向多普勒仪来说，实现定量测速的困难更大。

常见的定量测速方法有：a) 双向多普勒法^[1]，它需要对整个线路加倍，而双向多普勒本身已有两个通道的线路，若再加倍，则在工艺要求、调试、成本及体积上都会碰到不少问题；b) 一般的多晶片组合法^{[2]、[1]}，它有着测量结果依赖于被测血流所处深度的缺点；c) 设置入射角法^[2]，它要求探头的发射声束、接收声束与血流的轴线共面，而且声束—血流测量平面始终保持不变。

为此，我们在所研制的F-1型单边带直接分离式双向Doppler^[3]的基础上，设计了一种特殊的阻挡筒组合探头，目的在于：既不增加线路，又能减小或消除 θ 角（声束与血流方向间的夹角）对测量结果的影响；通过调节的方法达到发射声束、接收声束与血流轴线共面、一次性地实现入射角与出射角的设置，而且减小测量距离偏差对结果的影响。从而，为双向多普勒测速定量化找出一种新的方法。

一、探头结构和定量测速原理

阻挡筒组合探头由三个晶片组合而成（图1）。发射片e与收、发两用片r'构成一个圆形，在距它们的中心l处，斜置着圆形的接收片r。各晶片均陷在硅橡胶的阻挡筒内，使发射与接收声束的作用范围受到限制。

这两个圆的中心法线的夹角 α 为预先设置的固定角。一个开关K控制着探头的工作状态：当开关置“2”时，e发而r'收，可调节探头方位使发射声束与血流方向相垂直；当开关置“1”时，则e、r'发而r收，可调节探头方位使发射声束、接收声束及血流轴线共面，且最终可在确定的 θ 角下进行绝对流速测量。晶片的直径选取使声束能复盖一些较大的血管（如颈动脉）。

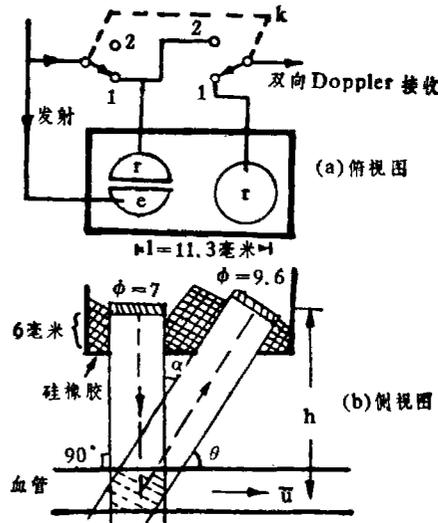


图1. 阻挡筒组合探头结构示意图

在测量时，可根据接收到的多普勒电压信号幅度 ΔV 的大小，调节探头与被测血管间的距离，而使血管位于设计距离H上（见图2）。现取 $H=20$ 毫米，以适应一些较深的血管）。显然，由于阻挡筒对设计距离H之外

* 为上海医用仪表厂。

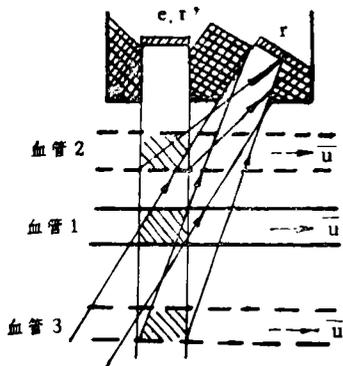


图2. 探头与被测血管间的距离调节

的血流的散射超声信号的限制以及超声在介质中的传播衰减, 使在设计距离位置上 AV 为最大。由这一特征, 操作者可在体外使探头与被测血管相距为一个确定的设计距离 H , 从而避免了由于血管位置的不同所造成的输出平均流速值上的差异。另一方面, 对该血流剖面平均流速 \bar{U} (以信号平均多普勒频率 \bar{f}_d 线性表出) 输出而言, 原应距离越近 (θ 角越小), \bar{f}_d 越大, 但此时电压信号幅度 AV 减小, 当 AV 减小到一定程度后, 过零检测输出的 \bar{f}_d 值也随之减小。这两个作用综合的结果, 使在比设计距离 H 略小的距离处出现一个 \bar{f}_d 的极大值点, 从而在 H 距离附近, \bar{f}_d 值随距离的变化变缓, 这样就进一步减小了由于测量距离的偏差而造成的输出结果的误差。

当调节完毕后, 入射角已固定为 90° , 而出射角 θ 就由 $90^\circ - \alpha$ 所确定, 则:

$$\bar{f}_d = \frac{U}{C} \cdot f_0 \cdot [\cos 90^\circ + \cos(90^\circ - \alpha)]$$

$$= \frac{U}{C} f_0 \sin \alpha \text{ 从而:}$$

$$\bar{U} = \frac{C}{\sin \alpha} \cdot \frac{\bar{f}_d}{f_0} \quad (1)$$

其中 C 为超声在人体组织中的速度 (约 1500 米/秒), f_0 为发射超声的频率 (今取 5 兆赫, α 对一个探头来说是固定值,

$$\text{因而: } \bar{U} = k \cdot \bar{f}_d \quad (2)$$

即平均速度 \bar{U} 可以由双向多普勒中测得的 \bar{f}_d 来唯一地标定, 从而达到定量测速的目的。

二、测试和应用

(1). 水流模拟测试

在水流模拟测试中, 测量距离调节敏感度的测试曲线 ($AV \sim h$ 曲线) 及距离偏差对输出测量结果影响的测试曲线 ($\bar{f}_d \sim h$ 曲线) 见图 3, 两者的极大值分布确如设计时所预想。考察 $H \pm 4$ 毫米距离范围内的输出值变化 (见表 1), 易见探头位置调节指示 AV 值随距离的相对变化 ($\frac{\Delta AV}{AV}$) 明显地大于测量结果 \bar{f}_d 值的相对变化 ($\frac{\Delta \bar{f}_d}{\bar{f}_d}$), 在此距离范围内, 输出结果的变化仅在 $\pm 7\%$ 之内, 因而误差是很小的。而在不同的水流流速下, 设计距离 H 的实际调节误差均在 $\pm 2 \sim 3$ 毫米内, 落在上述距离范围里, 说明本方案是可行的。

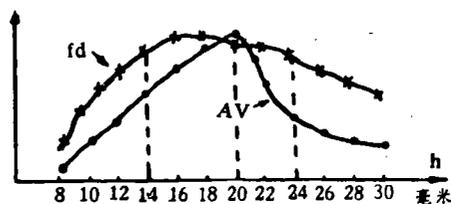


图3. $f_d \sim h$ 关系曲线

表 1

h_{mm}	-6	-4	H (20mm) 0	+4
$\frac{\Delta AV}{AV} (\%)$	-40	-20	0	-55
$\frac{\Delta \bar{f}_d}{\bar{f}_d} (\%)$	-7	+7	0	-7

进行实测定标时, 由定时计测量流量的物理方法给出五个标准的平均流速值 \bar{U} , 分别测出 F-1 双向 Doppler 仪在定量测速情况下的输出 \bar{f}_d 值。所得的 $\bar{f}_d \sim \bar{U}$ 线性关系的测试曲线示于图 4, 实际算得在 $\bar{U} = 39 \sim 168$ 厘

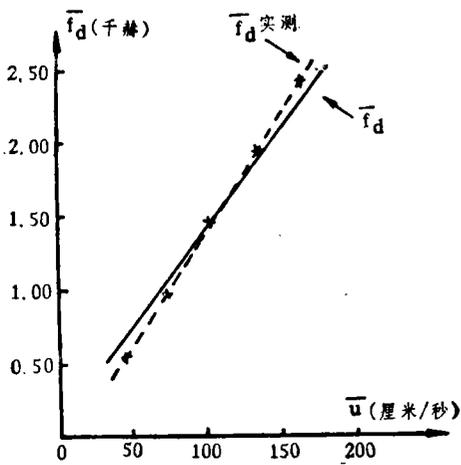


图4. $\bar{f}_d \sim \bar{U}$ 关系曲线

米/秒速度范围内，实测的 \bar{f}_d 值与该直线上 \bar{f}_d 值的误差在 $\pm 5\%$ 之内。而以该直线进行 \bar{U} 与 \bar{f}_d 间的系数 k 定标，可得血流剖面平均流速 \bar{U} 的定量计算公式

$$\bar{U} = 0.07 \bar{f}_d \quad (3)$$

式中， \bar{U} 的单位为厘米/秒， \bar{f}_d 的单位为 Hz。

(2) 在人体上的应用

此探头用于人体血流绝对流速值测量

时，最好配有适当的耦合剂围罩以及足够的耦合剂，以实现距离调节。当测量颈动脉血流速度值时，也可将探头直接贴表皮操作：根据探头尺寸及已有的颈动脉血管深度测量数据^[4]，当探头贴在表皮上时，晶片到血管中心一般已有 16~17 毫米的距离，与设计距离只差 3~4 毫米，而根据前面的测试结果，此时的测量结果误差 $< +7\%$ ，因而测量是可行的。

图 5 即是用此法在一个正常试者的左颈动脉上三次时间相近的独立测试的结果（限于篇幅，图中每次测试 R 取了二个周期的波形）。分别作 7~9 个周期的平均后，由公式 (3) 进行计算，并作 $+7\%$ 的误差纠正后，所得的颈动脉收缩期血流剖面最大平均流速值 \bar{U}_{max} 分别为：66、69、71 厘米/秒，它们之间最大相差 6.6%，可见基本上已排除了由于 θ 角影响使测量结果有赖于操作者手法熟练程度的弊病，而使测量具有较好的重复性。所测得的颈动脉血流 \bar{U}_{max} 值与文献上发表的中、青年标准统计值（约 68.5 厘米/秒左右）范围^[4]也是符合的。

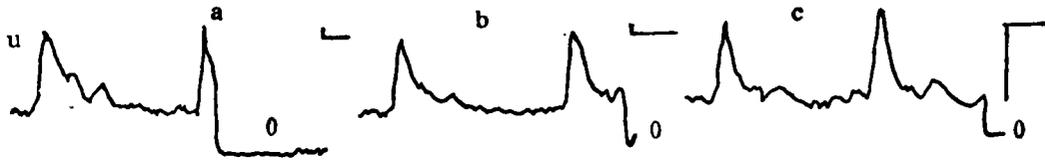


图 5. 本方法的实测结果

三、讨 论

1. 为达到流速的正确定量测量，前面已提及的探头发射声束、接收声束与血流轴线共面以及发射声束与血流方向相垂直这两个前提条件是必要的。本法使用下列两个调节步骤具体达到这两点：

1) 在开关 K 置“1”时，作如图 6 的调节，当二声束与血流轴线共面时，空间 θ 角最小，此时输出的 \bar{f}_d 最大。实际测试中，当偏差 $\Delta\phi = 10^\circ$ 时， \bar{f}_d 减小 10%，可给人以明显

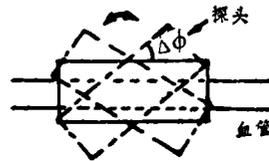


图 6. 在开关 K 置“1”时调节方法

的感觉从而能够进行调整；

2) 在开关 K 置“2”时，作如图 7 的调节，由于垂直入射效应，当声束与血流垂直时，双向多普勒仪的正、反两个方向的平均流速输出相等： $\bar{f}_{dA} = \bar{f}_{dB}$ ，且值甚小。这个状态可由一个 $\bar{f}_{dA} - \bar{f}_{dB}$ 表头指零来表征；在正
(下转第 6 页)

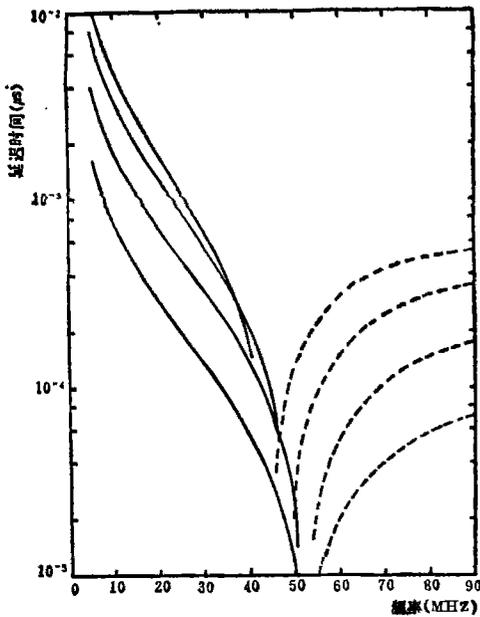


图9 LiNbO₃ 基片上串联调谐的输出换能器所引起的附加延迟时间随频率和电极对数的变化关系($\omega_0=0.75\text{cm}$, $R_L=50\Omega$)
线表示延时为正值; ——表示延时为负值

四 结 论

根据本文的分析和计算, 我们可得出如下结论:

1) 对于负载(或信号源阻抗)为电阻而

(上接第13页)

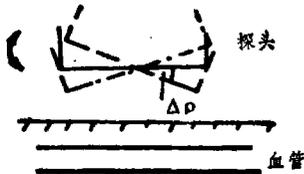


图7. 在开关K置“2”时调节方法

确位置时, 该表头输出为零。而当偏差角 $\Delta\xi = +5^\circ$ 与 -5° 时, 实测得该表头输出分别为 $+0.247$ 千赫与 -0.574 千赫, 由于标准值为零, 因此调节起来是很敏感的。

在实际使用时, 这二步的调节与测量距离调节依次进行。

2. 本方法有些地方尚待改进, 即: 1) 使

不用匹配网络的情况, 输入、输出换能器均引进附加相移和延迟时间, 而其数值则决定于负载电阻(或内阻)和换能器的结构。

2) 输入、输出换能器并联调谐时, 不产生附加相移和延时。

3) 处于串联调谐时的输入换能器所引进的附加相移, 仅决定于换能器的辐射Q值, 而与外负载电阻无关。

4) 处于串联调谐时的输出换能器所引进的相移与换能器参数和负载电阻的关系较复杂。当负载电阻 R_L 与叉指换能器辐射阻相等时, 输出换能器所引进的相移为零。

最后, 推广本文所给出的基本分析可以计算中心频率时输入、输出换能器具有任意负载阻抗和匹配网络时所引进的相移和延迟时间。

本工作曾得到吴文虬副教授的帮助, 在此谨表示谢意。

参 考 文 献

- [1] Morgan, D. P., Ultrasonics, 11 (1973) 111
- [2] Calvin, R. D., Microwave Journal, 23 (1980) No.11, 22
- [3] Smith, W. R., 等, IEEE Trans, MTT-17 (1969) 856
- [4] Engan, H., IEEE Trans, ED-16 (1969) 1014

用时, 调节步骤较多, 诚然, 即使如此, 能做到不增加线路而实现定量测速, 这终究还是值得的; 2) 与许多定量测速方法一样, 本法的测量适用范围限于较浅的平直血管。

参 考 文 献

- [1] 新真人等: “超声波流量计の定量化への試み——入射角の影響を除去する方式——” (日)《电子医学》, V.11., NO.3, P.P.22-25, 1976.
- [2] Woodcock, J. P: “Development of the ultrasonic flowmeter”. Ultrasound in Med. & Biol. V.2, No.1, pp.11~18, 1975, 10
- [3] 叶国凡、王威琪: “单边带直接分离式双向多普勒血流测量”。《医疗器械》, V.6, No1, pp.8~14, 1982. 1.
- [4] 古平国泰等: “非亲血的脑血流量测定装置の開発”。(说明书)。1979.3.