

用双超声束多普勒效应定量测定 血流速度的技术和仪器

王威琪 邵谦明 姚林鑫

(复旦大学电子工程室)

超声多普勒血流测量技术逐渐被广泛地应用于超声诊断中,但由于声束和血流间夹角会影响(速度的)测量结果,使这种无创伤测量技术逊色不少。只有克服夹角的影响,超声多普勒技术才能被用来定量地测定血流速度。目前虽有几种克服夹角影响的报道^[1-4],但它们都有不完备的地方:^[5]有的需要使用微处理机进行运算;有的不能对不同的深度血管都适用;有的需要在探头上附加机械装置,使设备趋于复杂。

我们研究了用双超声束多普勒效应进行定量测定血流速度的原理并研制了仪器。所研制的仪器在模拟实验和临床应用中都取得良好的

结果。

用双超声束多普勒效应定量测定血流时要求血管和声束保持同一平面,但这对操作者来说并不困难。如果要求声束和血流不在同一平面内的血流速度能被定量测量,则处理方法和仪器设备都比较复杂。

当两个声束同时照射到同一血管,如图 1 所示,它们的发射频率分别为 f_{01} , f_{02} , 与血管的夹角分别为 ϑ_1 , ϑ_2 。每个声束都会产生多普勒效应,若只考虑多普勒频率 Δf_1 , Δf_2 的绝对值,

本透镜的设计承蒙上海机械学院贺莉清、余季白同志的热心指导,光学计算工作是杨国胜同志完成的,特致以衷心的感谢。

参 考 文 献

- [1] Booth, N. O., Sutton, J. L., Holographic Acoustic Imaging AD/A-002257, 1974. 8.
- [2] Kageyoshi Katakura, Masaharu Kopayashi, Yasuaki Annaka, Tsuneji Koshikawa, Under-ater Viewing System, 1972, 第二国际海洋开发会议资料。

- [3] 鲁西诺夫:《技术光学》, 1962.
- [4] 南京大学数学系计算数学专业编:《光学系统自动设计中的数值方法》。
- [5] 寿文德:“非球面复合声透镜的效率计算”, 1979. 4.
- [6] 何祚镛、赵玉芳著:《声学理论基础》, 国防工业出版社, 1981.
- [7] R. J. 鸟立克《工程水声原理》, 国防工业出版社, 1972 年
- [8] 上海交大八三〇教研组水下超声电视课题组:“水下超声电视试验装置(一个聚焦声成像水下观察试验装置)”, 1979. 4;《海洋仪器》, 1981 年第 1 期。

这时有

$$\Delta f_1 = \frac{2f_{01} \cos \vartheta_1}{c} v \quad (1)$$

$$\Delta f_2 = \frac{2f_{02} \cos \vartheta_2}{c} v \quad (2)$$

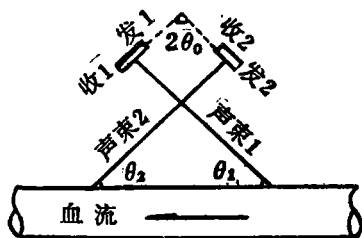


图1 两声束同时照射同一血管的几何图

经频率-电压转换, I、II路的输出电压分别为:

$$u_1 = k_1 \Delta f_1 = \frac{2k_1 f_{01} \cos \vartheta_1}{c} v \quad (3)$$

$$u_2 = k_2 \Delta f_2 = \frac{2k_2 f_{02} \cos \vartheta_2}{c} v \quad (4)$$

上两式中 k_1 、 k_2 分别为两路频率-电压转换器的转换系数, 再令

$$\frac{2k_1 f_{01}}{c} = \frac{2k_2 f_{02}}{c} = \frac{1}{2} k$$

可得:

$$u_1 = \frac{1}{2} k \cos \vartheta_1 \cdot v \quad (5)$$

$$u_2 = \frac{1}{2} k \cos \vartheta_2 \cdot v \quad (6)$$

若将两路相加:

$$u_+ = u_1 + u_2 = \frac{1}{2} k (\cos \vartheta_1 + \cos \vartheta_2) v \quad (7)$$

由于两发射片组装在同一个探头内, 相互间的夹角为定值 $2\vartheta_0$, 所以有

$$\vartheta_1 + \vartheta_2 = 2\vartheta_0 \quad (8)$$

当探头放置在某一位置, 使 $\vartheta_1 = \vartheta_2 = \vartheta_0$ 时 (称最佳位置), 则此时

$$u_+ = kv \cos \vartheta_0 \quad (9)$$

上式中 k 、 ϑ_0 均为常数, 因而电压 u_+ 与流速 v 一一对应, 经过定标后, 就可定量测定速度 v 。

再设置一个减法器, 指示探头是否位于最佳位置, 当探头位于最佳位置时, u_1 、 u_2 经减法器后的输出为零。

这是原型双超声束多普勒方法, 简称 DBDU。

二

当探头偏离最佳位置 ϑ_0 时,

$$\vartheta_1 = \vartheta_0 + \Delta \vartheta \quad \vartheta_2 = \vartheta_0 - \Delta \vartheta$$

$$\begin{aligned} u_1 &= \frac{kv}{2} \cos(\vartheta_0 + \Delta \vartheta) \\ &= \frac{kv}{2} [\cos \vartheta_0 \cos \Delta \vartheta - \sin \vartheta_0 \sin \Delta \vartheta] \quad (10) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} u_2 &= \frac{kv}{2} \cos(\vartheta_0 - \Delta \vartheta) \\ &= \frac{kv}{2} [\cos \vartheta_0 \cos \Delta \vartheta + \sin \vartheta_0 \sin \Delta \vartheta] \quad (11) \end{aligned}$$

u_1 、 u_2 相加后乘系数 $\sin \vartheta_0$ 得:

$$u_+ = kv \sin \vartheta_0 \cos \theta_0 \cos \Delta \vartheta \quad (12)$$

$$u_+^2 = k^2 v^2 \sin^2 \vartheta_0 \cos^2 \theta_0 \cos^2 \Delta \vartheta \quad (13)$$

$u_1 + u_2$ 相减后乘系数 $\cos \vartheta_0$ 得:

$$u_- = kv \cos \vartheta_0 \sin \theta_0 \sin \Delta \vartheta \quad (14)$$

$$u_-^2 = k^2 v^2 \sin^2 \vartheta_0 \cos^2 \theta_0 \sin^2 \Delta \vartheta \quad (15)$$

将 u_+^2 、 u_-^2 相加后再开方

$$u = \sqrt{u_+^2 + u_-^2} = \frac{1}{2} kv \sin 2\vartheta_0 \quad (16)$$

上式表明, 经过运算处理 (以 $\sin \vartheta_0$ 、 $\cos \vartheta_0$ 相乘, 平方、相加、开方), 最后得到的结果并不包含偏角 $\Delta \vartheta$, 这表明尽管探头偏离最佳位置, 也不影响测量结果。亦即完全消除了夹角对测量结果的影响, 但某些数学运算并不能用简单的电子线路来实现。

既要仪器能用简单的电子线路来实现, 又要输出结果在允许的相对误差条件下有尽可能大的偏角。这可以在下列数学推导中得到解决这对矛盾的方法。

由(10)(11)式, 将 u_1 、 u_2 相加相减后得

$$u_+ = kv \cos \vartheta \cos \Delta \vartheta \quad (17)$$

$$u_- = kv \sin \vartheta \sin \Delta \vartheta \quad (18)$$

将(17)式乘以 $\frac{1}{\cos \vartheta}$, 得

$$u_+^1 = kv \cos \Delta \vartheta \quad (19)$$

将(18)式取绝对值后乘以 $\frac{n}{\sin \theta}$, 得

$$u_{\perp}^{\pm} = n kv |\sin \Delta \theta| \quad (20)$$

将 u_{\perp}^+ 和 u_{\perp}^+ 送入加法器后得

$$u = u_{\perp}^+ + u_{\perp}^+ = kv(\cos \Delta \theta + n |\sin \Delta \theta|) \quad (21)$$

当 n 取不同值时, 测量结果的相对误差与偏角的关系如图 2 所示, 其中 $n=0$ 为 DBDU 的情况。由图可见, 在允许一定的误差条件下, $n \neq 0$ 时探头的偏角得到扩大。

我们将上述方法称为改进型双超声束多普勒方法, 简称 MDBDU。

三

实现 DBDU 的方框图如图 3 所示。实现 MDBDU 的方框图如图 4 所示。其中 I 路为方向型多普勒^[6], II 路为普通多普勒, 探头由四个压电片组成, 3×6 毫米²; 发射片 1 和接收片 1 位于一侧, 发射片 2, 接收片 2 位于另一侧, 两侧之交角约 130° , 如图 5 所示。

四

用塑料管中水流(加牛奶)进行模拟试验, 其实验数据如图 6 所示。图 7 为探头偏离最佳位置一个角度 $\Delta \theta$ 所引起 DBDU 输出的相对误差。图 8 为同一流速的情况下, 水流距探头不同深度 h 与仪器输出的关系。

日本 QFM-1000 定量血流速度测量仪器被誉为 1980 年日本十大新产品(1981. 1. 20 参考消息报道), 将 DBDU、MDBDU 和 QFM^[7, 8] 的相对误差曲线画在图 9 上, 以示比较。

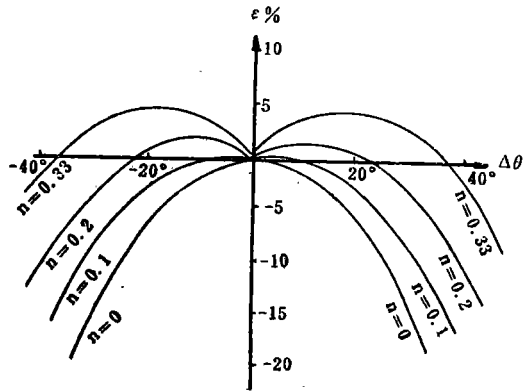


图 2 偏角的相对误差关系

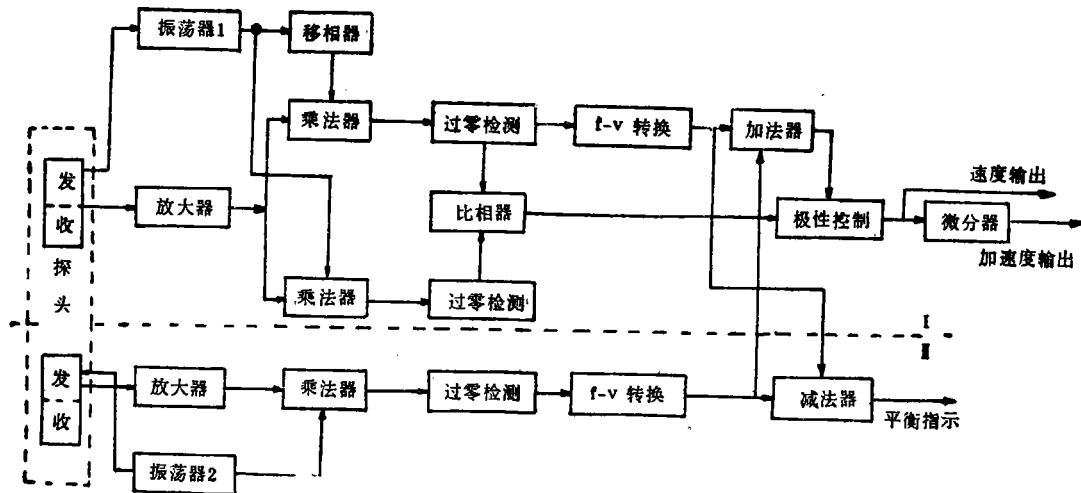


图 3 实现 DBDU 的方框图

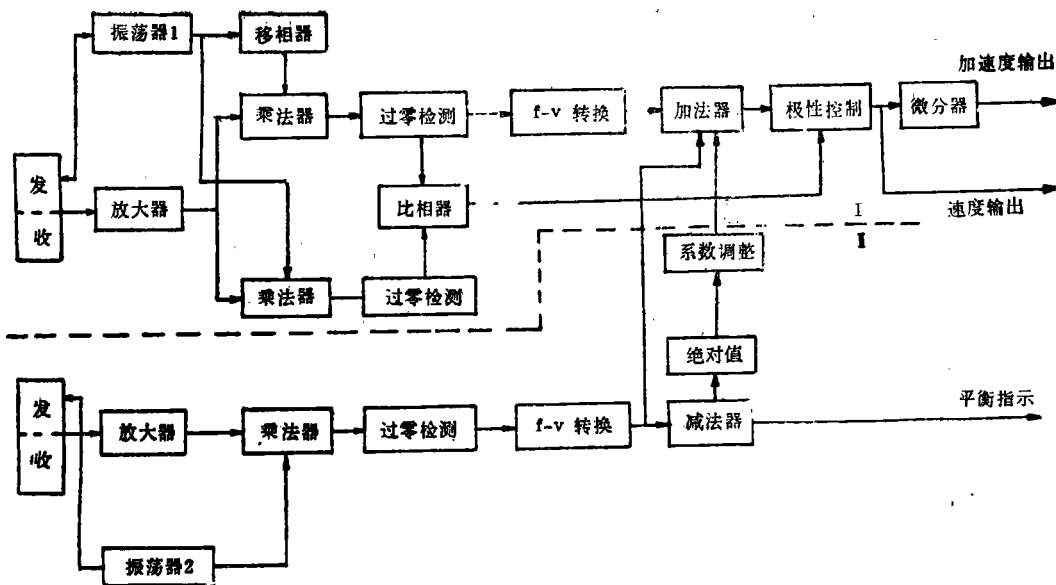


图 4 实现 MDBDU 的方框图

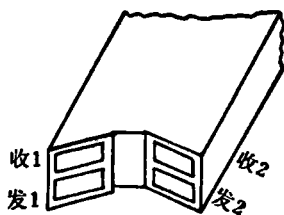


图 5 探头结构示意图

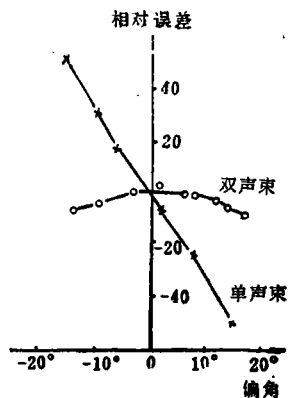


图 7 探头偏离最佳位置 $\Delta\theta$ 所引起的相对误差

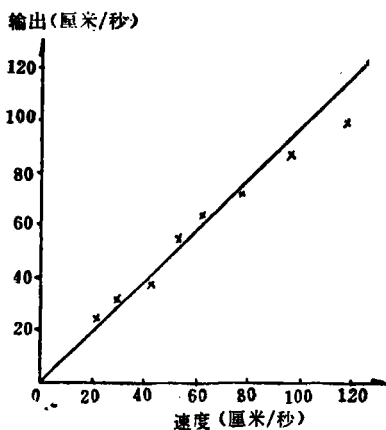


图 6 水乳混合液的流速测量数据

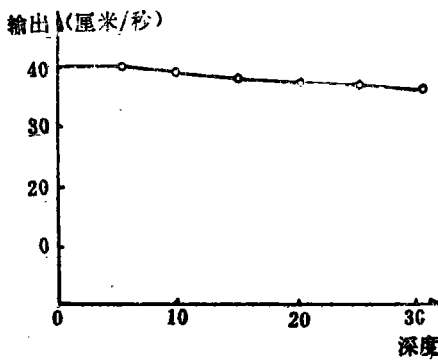


图 8 探头深度 h 不同的输出关系

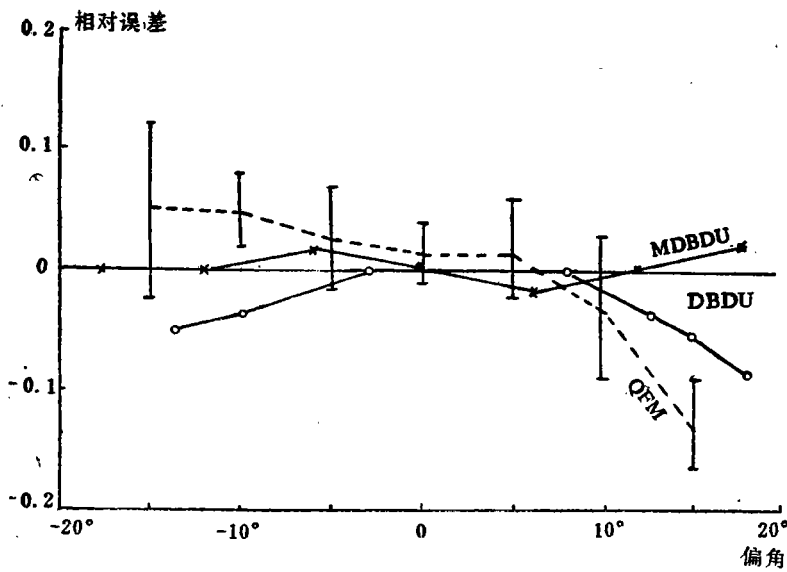


图9 三种测量方法的相对误差比较

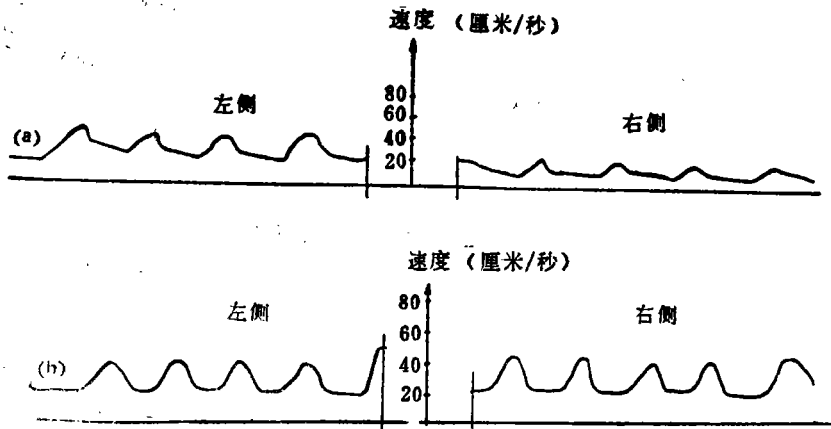


图10 颈动脉血流速度波形

(a) 手术前; (b) 手术后

图10为脑血管形成左半身偏瘫患者的颈动脉血流速度波形,图10a为脑血管搭桥手术前,图10b为脑血管搭桥手术后。

参 考 文 献

- [1] Woodcock, J. P., "Development of The Ultrasonic Flowmeter, *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol.2, pp. 11~18, 1976.
- [2] 新真人, 官崎宏之, 近田伸一, "超音波流量计の定量への試み", 《电子医学》, Vol.11, No.3, p.22~25, 1976
- [3] Fish P., and Walters, D., "Beam/Vessel angle Problem in Doppler flowmeasurement" (Edited by Taylor, D. E. M. and Whamond, J.) PP.105~118, Pitman Medical Pub, Co., England
- [4] 古幡博, 菅野亮一, 古平国泰, 青柳彻, 松本博治, 林纯, "吉村正藏: 血流速度の絶対値計測きめぎした超音波ドップ法", 医用电子と生体工学, 第16卷第4号 (Aug. 1978)
- [5] 王威琪, "超声多普勒血流测量中的夹角问题", 医疗器械, 第6期第1页, 1981年.
- [6] 王威琪, 姚林鑫, "方向型超声 Doppler 血流测量", 复旦学报, 第20卷第3期, 第349~351页, 1981年.
- [7] Futrhata, H., et al, "On The Accuracy of Flow Volume Measurement Using An Ultrasonic Quantitative Blood Flow Measurement System." JSUM Proceedings, P. 289, June 1980.
- [8] Uematsu, S., "Determination of Volume of Arterial Blood Flow by an Ultrasonic Device." Clin., J., *Ultrasound* p.209~216, June, 1981.