

医用超声 Doppler 技术与 血流测量 (II)

王 威 琪
(复旦大学电子工程系)

1985 年 5 月 31 日收到

本文第 I 部分(应用声学, 5-1(1986), 36—43)着重介绍了利用超声 Doppler 技术进行血流速度绝对值的测量问题。这部分将介绍超声 Doppler 技术在提取血流速度方向的信息等方面的应用。

一、速度方向的信息

除了检测速度的大小外, 一个重要的问题是提取速度方向的信息。这对区别邻近的动静脉血流, 判断血管中的返流是有意义的。

由(9)式, 若血流流向探头(正向), 此时 $v > 0$, 则 $f_d > 0$ 。反之, 若血流离开探头(反向), 此时 $v < 0$, 则 $f_d < 0$ 。目前已有多种制式来实现方向检测。其中主要制式是

1. 时域法

其基本原理是将接收到的 Doppler 高频信号 $\cos 2\pi(f_0 + f_d)t$ 同时送入两个乘法器, 分别与有一定相位差 φ_0 的二个同频率参考信号 $\cos 2\pi f_0 t$, $\cos(2\pi f_0 t + \varphi_0)$ 相乘。在第一路乘法器中

$$\cos 2\pi(f_0 + f_d)t \times \cos 2\pi f_0 t = 1/2 \cos 2\pi(2f_0 + f_d)t + 1/2 \cos(2\pi f_d t) \quad (46)$$

在第二路乘法器中

$$\begin{aligned} & \cos 2\pi(f_0 + f_d)t \times \cos(2\pi f_0 t + \varphi) \\ &= 1/2 \cos[2\pi(2f_0 + f_d)t + \varphi] \\ & \quad + 1/2 \cos(2\pi f_d t - \varphi_0) \end{aligned} \quad (47)$$

经低通滤波器后, 由(46)式得第一路输出为

$$u_1 = 1/2 \cos 2\pi f_d t \quad (48)$$

由(47)式得第二路输出为

$$u_2 = 1/2 \cos(2\pi f_d t - \varphi_0) \quad (49)$$

由式(48—49)知, 若血流为正向, $f_d > 0$,

则 u_1 的相位超前 u_2 的相位。反之, $f_d < 0$, 则 u_2 的相位超前 u_1 。故比较两路过零检测后的输出 u_1 和 u_2 在时间上的先后, 即可检测血流方向。

2. 频域法

超声经血流散射后, 其频谱如图 14 所示。当血流流向探头时(正向), 散射频率高于 f_0 (上边带)。当血流离开探头时(反向), 散射频率低于 f_0 (下边带)。若将 f_0 两边两个边带分离开, 就实现了流速方向检测。这可用频谱分析或单边带分离来实现。单边带分离的关键在于制作性能良好的高频边带滤波器, 分离上下边带使正反血流信号在两个通道中分离输出。

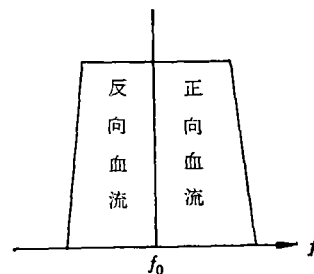


图 14 血流的频谱

3. 相域法

设 Doppler 信号为

$$u_i = A_f \cos(\omega_0 + \omega_f)t + A_r \cos(\omega_0 - \omega_r)t \quad (50)$$

式中角标 f, r 分别表示正、反向。相域法分离正反血流信号的框图示于图 15。用两个频

率等于 ω_0 且互相正交的正弦波作参考信号,与输入信号 u_i 进行混频,经带通滤波后形成两个通道的输出 V_A 和 V_B :

$$V_A = -1/2A_f \sin \omega_f t + 1/2A_r \sin \omega_r t \quad (51)$$

$$V_B = 1/2A_f \cos \omega_f t + 1/2A_r \cos \omega_r t \quad (52)$$

经两个全通型相移网络,它们的相位都随频率增加,但两者的相差保持 90° ,所以上通道输出为

$$V'_A + V'_B = -A_f \sin(\omega_f t + \phi) \quad (53)$$

表示正向血流。下通道输出为

$$V'_A - V'_B = A_r \cos(\omega_r t + \phi) \quad (54)$$

表示负向血流。

用相位法分离速度方向,人们不太容易把电路性能做好,这需要制作一个精确的 $\pi/2$ 移相器及控制两路增益严格对称,仅就移相器而言,它是一个宽带移相器,若在 Doppler 信号频带内移相器产生偏离 $\pi/2$ 的移相偏差,则将会产生另一通道(方向)上的假象信号;移相偏差为 5° 时将引起 -20dB 的假象干扰。为改善性能, Nippa 经过精心设计仔细调整,使移相器达到不大于 $\pm 0.6^\circ$ 的精度。假象干扰被抑制到 -47dB 。

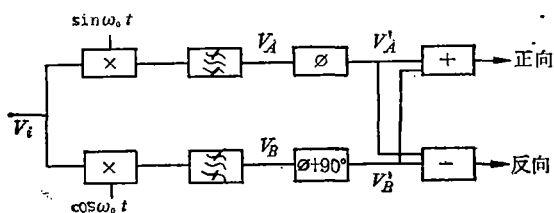


图 15 相位法分离正、反向血流的方框图

二、测量血流的不同深度

1. 距离门选通脉冲^[16]

连续波 Doppler 不能区分不同深度上的血流。为改进这个缺点,产生了脉冲 Doppler,它的框图如图 16 所示。主振经分频取得重复频率 f_r ,由单稳产生具有一定脉宽的脉冲信号,它被用来控制正弦振荡,使发射波为射频脉冲,加在探头上。接收信号被解调后由控制门 II 进行采样及保持,并由带通滤波器输出。控制

II 的门控信号是由频率 f_r 的信号经可调延迟后触发采用脉冲发生器产生的,只要调节延迟时间的长短就能取得皮下某一深度的血流 Doppler 信息。

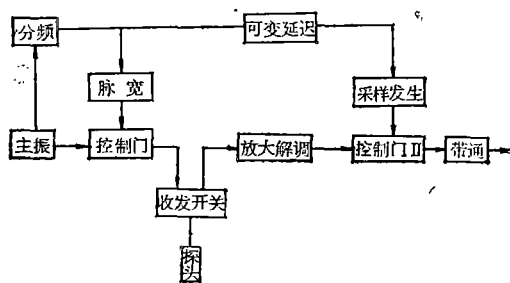


图 16 脉冲 Doppler 方框图

在实用时,常将脉冲 Doppler 伴随 B 型成像仪一起使用,以便得到正确的流速采样区。

目前,脉冲 Doppler 在诊断心脏内返流,分流病中时起了积极作用,但它有不完善的地方,主要的是最大测量距离 d_{\max} 和最大测量速度 V_{\max} 之间存在限制。

针对这个缺点,产生了几种改进方法,如将脉冲 Doppler 的发射信号源改为线性调频或伪随机信号。

2. 伪随机超声多普勒^[18-19]

白噪声 $x(t)$ 的自相关函数 $R(\tau)$ 是 δ 函数。

$$R(\tau) = \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} x(t) \times (t + \tau) dt = \delta(\tau) \quad (55)$$

由 δ 函数的性质可知: 只当 $\tau = 0$ 时 $R(\tau) \neq 0$, τ 稍加大, $R(\tau)$ 便等于 0, 因此采用自相关检测便能分辨距离。又因 δ 函数的频带无限宽,与信号脉冲长短无关,因而距离分辨与速度分辨相互独立。但实现白噪声源在技术上较困难,因此逐渐发展了性质上接近白噪声但实际上并不是白噪声的伪随机信号。目前采用的是 M 序列二进制伪随机码。

伪随机码码元的取值为 +1 或 -1, 经一个周期 $T = N\Delta t$ 后波形重复一次, N 为序列的周期, Δt 为码元长度。伪随机信号的自相关函数为

$$R(\tau) = E\{x(t) \times (t + \tau)\}$$

$$= \begin{cases} 1 - \frac{|\tau|}{\Delta t} \cdot \frac{N+1}{N} & |\tau| < \Delta t \\ -1/N & |\tau| > \Delta t \end{cases} \quad (56)$$

$R(\tau)$ 随 τ 的变化如图 17 所示。



图 17 M 序列的相关系数

伪随机超声多普勒的方框图示于图 18 上。主振产生高频正弦波 $\sin \omega_0 t$ ，它被伪随机信号调制为发射信号 $F_c(t)$

$$F_c(t) = M(t) \sin \omega_0 t \quad (57)$$

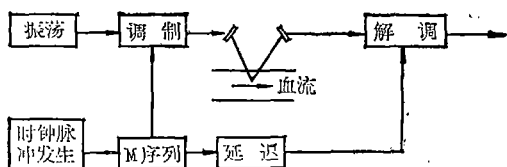


图 18 伪随机超声多普勒方框图

该信号遇到第 i 个目标后返回到接收探头的的时间设为 $(t - \tau_i)$ ，接收探头的回波信号就可写成

$$F_r(t) = \sum_{i=1}^n A_i M(t - \tau_i) \sin [(\omega_0 + \omega_i) \times (t - \tau_i)] \quad (58)$$

式中 ω_i 为第 i 个目标的多普勒频移。用作解调的 M 序列经延迟 τ_k 后为 $M(t - \tau_k)$ ，解调后，信号就可写成

$$F_D(t) = \sum_{i=1}^n A_i M(t - \tau_i) M(t - \tau_k) \sin [(\omega_0 + \omega_i)(t - \tau_i)] \quad (59)$$

由 M 序列自相关函数的性质可知。

$$F_D(t) = A_k \sin [(\omega_0 + \omega_k)(t - \tau_k)] - \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{n-1} A_i \sin [(\omega_0 + \omega_i)(t - \tau_i)] \quad (60)$$

如果伪随机序列的 N 值相当大，则上式第二项可略去，即

$$F_D(t) = A_k \sin [(\omega_0 + \omega_i)(t - \tau_k)] \quad (61)$$

应用声学

这样，调节延迟时间 τ_k ，就可选通不同深度的运动目标。

3. 线性调频连续波多普勒^[20]

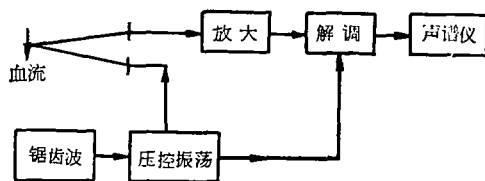


图 19 线性调频 Doppler 方框图

图 19 是线性调频连续波多普勒方框图。用一个锯齿波发生器控制压控振荡器，使它的频率作线性变化。在距离探头 R 处目标的回波频率 f ，延迟了 $2R/c$ ，所以收发探头的两个信号的瞬时频差为

$$f_r - f_0 = (2R/c) \frac{df}{dt} \quad (62)$$

由此可见，需要选通的距离正比于 $f_r - f_0$ 。如果目标处于运动状态则：

$$f_r - f_0 = (2R/c) \frac{df}{dt} \pm \Delta f_d \quad (63)$$

Δf_d 为多普勒频宽，分布在固定目标谱线的两边。

4. 双束交叉多普勒^[21]

如图 20 所示相隔一定距离的收发两个探头，其声束在人体某一深度相交，通过对交叉区的信号作相关接收，来检测不同深度的血流信号。这种方法具有连续波多普勒信噪比高的特点，且其最大测量速度不会受到最大测量距离的限制。但是由于声束交叉区域较大，速度的采样体积大，影响测量的精确性。

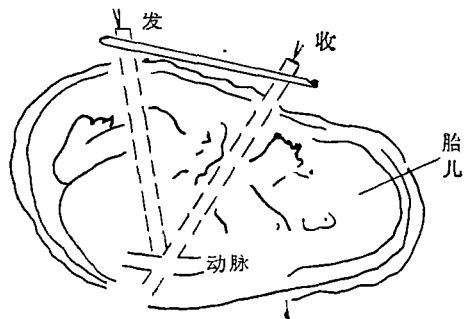


图 20 交叉多普勒示意图

三、速度剖面的测量

血管中各点速度都不相同,存在速度的径向分布 $V(r)$,一般将这种分布称速度剖面.测量速度剖面常用多道脉冲 Doppler,即将每道距离门控制在血管中不同的深度,多道脉冲 Doppler 的输出就是瞬时的速度剖面,但它同样存在距离门脉冲 Doppler 的固有缺点. Grandchamp 提出过一种方案,如图 21 所示.此时 p 点的位移 $u = rV_p$, 而 $dp_2 - dp_1 = u \cos \alpha$, 由简单的计算可得

$$\Delta \varphi = (2\omega/c)\tau V_p \cos \alpha \quad (64)$$

(64)式表明,测量相邻两个周期的回波之间的相位差,就可以得到它的速度.因此避免了速度剖面检测时使用多道.

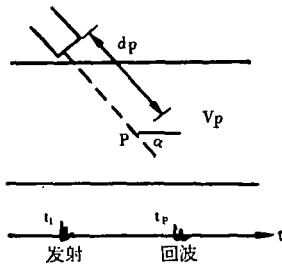
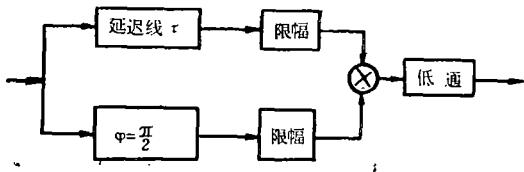


图 21 Grandchamp 方案

四、超声 Doppler 成像技术^[22]

1970年 Baker 发表了距离门脉冲 Doppler,它能检测不同深度的血流.1972年 Hokanson 等用它结合 B 扫和光点调辉画出了血管的流道,开始了 Doppler 成像技术的研究. B 型成像能解决一些临床问题,但若血管内壁存在血斑,就带来识别上的困难.有人进一步

将 B 型成像技术和 Doppler 测速技术相结合,称为超声 echo/Doppler 成像.最近又进一步研制成彩色实时 echo/Doppler 成像系统,它在临床上的应用还刚刚开始.

超声 Doppler 成像系统主要有数据采集、储存和同步显示三个基本环节.

1. 数据采集

需要采集的数据有: Doppler 流速信息,人体组织的回波振幅、位置信息.关于 Doppler 信息和组织的回波振幅信息的检取,有关文章已有叙述.至于位置信息, B 型成像中一般分线阵、扇形和复合三种扫描: a. 线阵栅是由发射脉冲序列同步时基电路而获得; b. 扇形栅是由时基电路与扫角的正余弦乘积分别加到 CRT 的 X-Y 偏转板而获得,如图 22 所示

$$x = K_1 t \sin \theta; y = K_2 t \cos \theta; \quad (65)$$

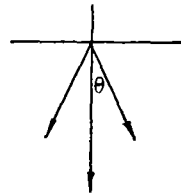


图 22 扇形扫描的形成

c. 复合扫描 采用三节机械臂和正、余弦电位器来取得位置信息,其原理如图 23 所示,三节机械臂的长度分别为 l_1, l_2, l_3 . 在三个支点装上三个正、余弦电位器,探头在以 0 点为中心的坐标系中,其 X、Y 坐标分别为

$$\begin{aligned} x &= l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos \theta_2 + l_3 \cos \theta_3 \\ y &= l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin \theta_2 + l_3 \sin \theta_3 \end{aligned} \quad (66)$$

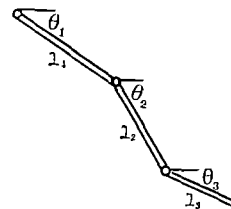


图 23 复合扫描原理图

将此座标用直流参数电压和正、余弦电位器转换成电压,作为 CRT 的 X、Y 偏转电压。

这里应指出的是 B 型成像的超声束和 Doppler 超声束的相互位置关系。如果采用脉冲 Doppler 进行成像,则两种声束应保持在一个平面内,图 24 就是其中一例。一个机械扇形成像探头的旁边装置一个 Doppler 探头,它们两声束在同一平面内。扇形扫描是由互成 120° 角的三个压电晶片旋转获得。还可用振动晶片的方法或控制发射脉冲相位延迟的方法,以得到相控扇形扫描,此时 Doppler 信息也可以从相控声束中的某一束取得,此时不存在两种声束不共面的问题。

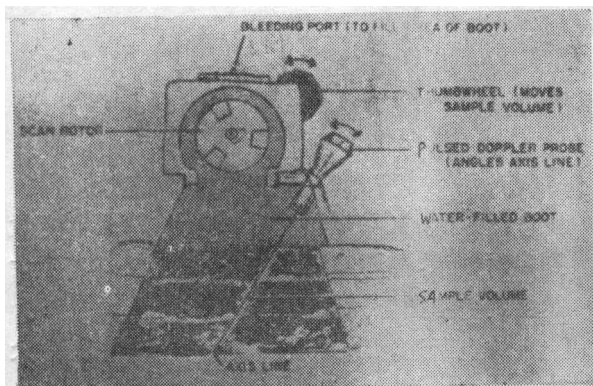


图 24 扇形声束和多普勒声束

2. 存储

Doppler 成像需要几个心动周期才能完成,因此必须将即时所得的信息进行存储。作为 Doppler 成像系统的存储单元有两种:

a. 用记忆示波管来存储信息 记忆示波管存储显示每个心动周期所检测到的 Doppler 信息,若干周期以后构成一幅完整的 Doppler 像供摄影记录。

b. 数字存储器 将所有的信息,包括 echo 信息、Doppler 信息和位置信息,经模数转换,变成数字信号,然后存储在半导体存储器中。如显示面积为 $4\text{cm} \times 6\text{cm}$,其像约为 160×192 即 30K 个像素 (pixel),每个像素的长度为 4bit,它可提供 16 种灰度和颜色,存储单元的读写由微处理器控制。

3. 显示

应用声学

显示的方式有四种:

a. 流道型 其方框图由图 25 所示,即由 Doppler 仪取得的血流信息,对显示器进行亮度调辉,因而在显示屏上只对血液的流动呈现亮线,而其他静止组织均成为一片暗区。图 26 为颈动脉流道型血流成像。从这个图像中,我们可以估计血管直径,观察颈总动脉分叉处的情况。

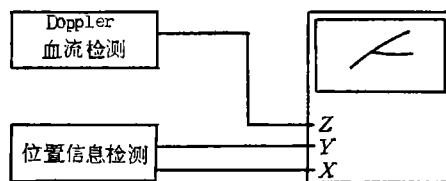


图 25 流道型血流成像框图

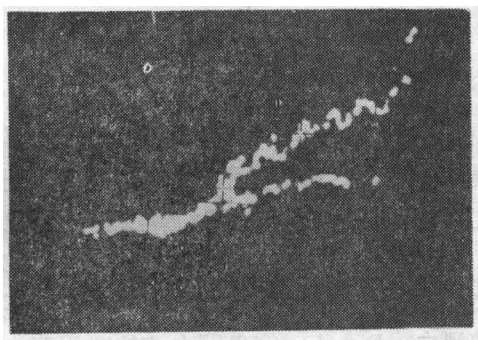


图 26 颈动脉流道型血流成像

b. 双扫描型 (Duplex scan mode) 其方框图如图 27 所示,这时将 B 型回波信息和脉冲 Doppler 的控制信号都对 CRT 进行调辉,两种探头所发射的声束位置信息经扫描单元后加到 CRT 的 X、Y 轴,因此在显示器上呈现 B 型声像以及 Doppler 声束亮线,这根亮线上的特殊亮点表示脉冲 Doppler 的采样范围。图 28 为颈静脉的双工扫描型图像, Doppler 声束的距

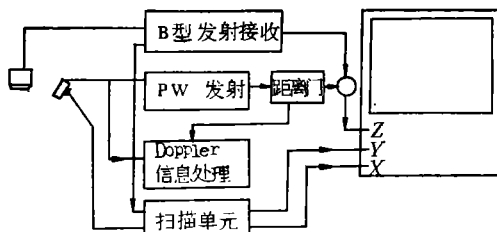


图 27 双扫描型血流成像框图

离门信号(采样区)对准颈静脉内的静脉瓣。

这种 Duplex scan 方式对使用脉冲 Doppler 时正确定位有较大的作用。距离门内所取得的信息,由 Doppler 接收系统加以处理。

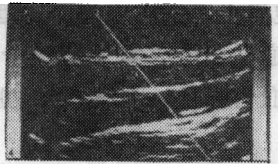


图 28 双扫描型图像

c. M 型/血流图像 (M-mode flow mapping), 其方框图如图 29 示。这时回波

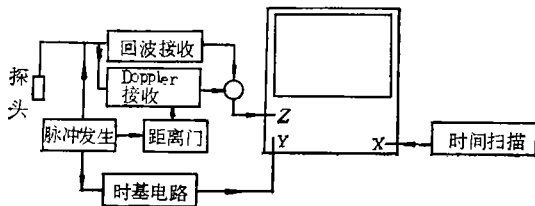


图 29 M 型/血流图像框图

振幅信息和 Doppler 信息都由同一个探头上取得, 然后进行 M 型显示: 信息对 CRT 进行亮度调辉, 发射脉冲同步时基电路作为深度扫描, 而时间发生器产生的扫描电压输入 CRT 的 X 轴作为时间标记。组织的反射回波信号显示成黑白, Doppler 信息即血流信息用彩色显示。用彩色不仅可以显示速度的大小, 而且可以表明血流相对于探头的流向。在显示器两边分别显示颜色标尺和灰阶标尺, 使操作者依此来比较衡量组织回波的大小和血流速度矢量。图 30 为颈静脉的 M 型/血流图像, 图中 M 型曲线即为静脉瓣随时间运动曲线。图 31 为进行 Valsalva 实验时颈静脉的图像。

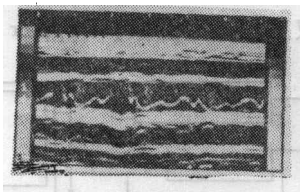


图 30 颈静脉 M 型/血流图像

d. B 型/血流图像 (B-mode flow mapping) 在这种显示方式中, 组织的 B 型回波信息和血流的 Doppler 信息都对显示器进行调辉,

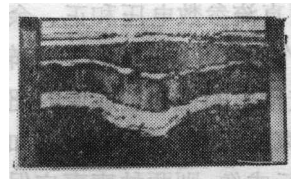


图 31 Valsalva 试验时颈静脉 M 型/血流图像

其图像的形成过程如下, 将 B 型图像在显示器上冻结, 然后将 Doppler 声束 (保持和 B 型声束在同一平面) 扫过待测血流的周围组织, 此时所收到的流速信息是连续的, 但可以控制 R 波延迟触发, 使显示屏上只显示一个心动周期中特定时相 (可任意选择) 时的血流, 在显示屏上显示。图 32 为颈静脉 B 型/血流图像。

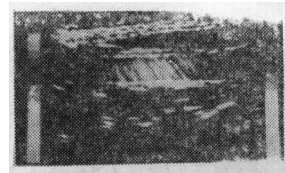


图 32 颈静脉 B 型/血流图像

对于 (a)(d) 两种显示方式, 以往不能做到实时显示, 需要经过 20—30 个心动周期后才能得到整幅图像。目前已能做到实时显示^[26]。

综上所述, Doppler 成像是 B 型成像技术和 Doppler 技术的结合。相比起来, B 型成像技术较成熟, 无论是回波(振幅)的接收、处理, 或应用数字扫描转换器对显示方式的改进, 都已有显著成效, 但由于 Doppler 信号的处理, 特别是具有距离选通功能的 Doppler 信息的处理比较复杂, 使 Doppler 成像技术进展较慢。目前对于测量不同深度的血流, 除了继续改善距离门脉冲 Doppler 外, 需研究新的制式, 使 Doppler 技术在测量不同深度血流方面取得新的突破, 以构成新型的 Doppler 成像系统。

五、在血流测量中应用处理和辨识方法

近年来, 有将工程技术中的处理、辨识、分类等方法运用到 Doppler 血流信号上, 例如:

1. 用定量化理论预测主动脉瓣区返流的程度^[23];
2. 采用三阶系统灰盒子模型, 对周围血管

进行辨识。用系统传递函数的参数估价和分类疾病^[24]；3. 用 RC 电路模拟脑循环的参数^[25]，从而估计脑血管硬化程度。

六、超声 Doppler 技术的其它一些应用

1. 胎儿心率的测量

胎儿心率的变化趋势是能在早期显示胎儿危难的主要参量。胎儿心率的测定有助于提高产科质量，保护新生儿的健康，对计划工作起积极作用。

胎儿心率的测定方法有微音器法，胎儿心电图法和超声 Doppler 法。微音器法简便安全，但易受周围环境噪音和宫缩的干扰。胎儿心电图法有直接和间接两种，直接法需用胎儿头皮电极，虽然准确，但操作麻烦，易引起感染。间接法则由母体腹壁引出信号，虽安全但准确性差。超声 Doppler 法操作简便安全，且灵敏度高，目前在分娩监护中广泛使用它。

由于胎儿心脏是个运动体，故可用超声 Doppler 效应在母体腹壁来检测胎心情况。探头一般做成两种形式：一种为分割形，其声场分布如图 33 所示，它的特点是指向性好，用于定胎儿方位的场合；另一种为广角型探头，发射晶片做成球形，以扩大声场复盖面积。接收晶片做成圆环形，围在发射晶片的外围，其声场分布如图 34 所示。它的探测范围大，适于分娩监护用。

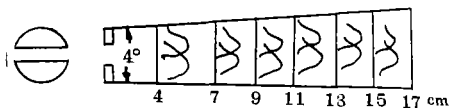


图 33 指向型探头

由于母体腹内除胎儿心脏外还有脐带血流、胎盘血流等多种运动物质，因此在超声 Doppler 胎儿心率信号中将混有大量杂音。同时，分娩过程中胎儿位置变化所引起信号幅值也常发生很大起伏。国内已研制成从这些复杂信号中提取胎心率脉冲的装置。其关键在于设计一个可靠的胎心率脉冲提取电路。

应用声学

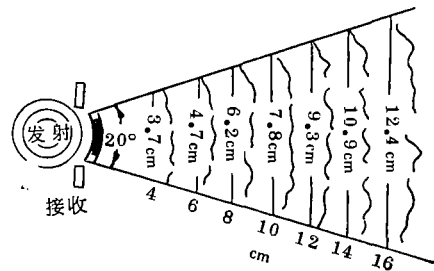


图 34 广角型探头

2. Doppler 听诊器

自 1916 年 Laennec 发明单耳式听诊器以来，虽经过改革为双耳听诊器，但目前医生的听诊器还是这一百多年前的传统样式。用听诊器听诊时，通常仅能听到第一与第二两个心音，对部分小孩、青年及孕妇还可以听到第三心音。但第四心音则很难听到。采用 Doppler 效应做成的听诊器，不但能接收一部分瓣膜振动的声音，还能听到运动体的“运动声”（瓣膜运动的声音，血流流动的声音），而这些运动声在普通听诊器中是听不到的，特别对血管疾病的检查有用。此种听诊器已做成笔形，医生将它佩带在上衣口袋中，携带使用方便。

这种 Doppler 听诊器在血管疾病中应用如下：

a. 静脉瓣受损及交通枝受损定位——在大隐静脉曲张疾病中可用它定出在何段静脉瓣受损，对静脉分段压住后放开。血液如回流则放在远端的探头可测出倒灌急流声，挤压股部或腿部肌群，如交通枝受损，在浅静脉内可听到流声。

b. 急性动脉阻塞——断肢、动脉外伤或动脉栓塞等病均使动脉急性阻塞，此时用仪器在病变远端的动脉探测时，测不到动脉搏动声，亦无血流声。

c. 急性静脉内血栓形成——往往出现在髂、股静脉，有时可延及下腔静脉。在股静脉，髂外静脉处探测时，静脉内血流声消失。

此外，Doppler 听诊器还可检测和监视血

(下转第 6 页)

测量的影响等,均有待进一步研究,但作为传统实验技术的一种补充,已经获得不少成功,解决了部分传统技术无法解决的问题,所以很值得进一步研究,应用和开发。

表 1 基频频率理论值与实验值的比较

半径 (μm)	70	60	50	40	25
f_2 (kHz) 理论值	2.98	3.75	4.93	6.90	14.0
f (kHz) 实验值	2.5	2.8	4.3	6.0	15

参 考 文 献

- [1] R. E. Apfel, *Nature Physical Science*, **233** -41 (1971), 119.
 [2] R. E. Apfel, *J. Acoust. Soc. Am.*, **59**-2(1976), 339.
 [3] R. E. Apfel and J. P. Harbison, *J. Acoust. Soc. Am.*, **57** -6(1975), 1371.

- [4] U. Varanasi, et al., *Chemistry and Physics of Liquids*, **19**(1977), 179.
 [5] R. E. Apfel, at al., *J. Acoust. Soc. Am.*, **62** (1977) Supp., S55.
 [6] R. E. Apfel, *Naval Research Reviews*, **8**(1978), 30.
 [7] E. Trinh and T. G. Wang, *J. Acoust. Soc. Am.*, **68** (1980), (Si) S45.
 [8] E. G. Lierke, *J. Acoust. Soc. Am.*, **60** (1976), S21.
 [9] T. G. Wang, «IEEE Ultrasonic Symposium 1983», 1124.
 [10] S. G. Goosby and P. L. Marston, *J. Acoust. Soc. Am.*, **68**(1980), S30.
 [11] R. T. Beyer, «Nonlinear Acoustics» Naval Ship Systems. Command Washington, DC 1974.
 [12] K. Yosioka and Y. Kawasima, *Acustica*, **5**(1955), 167.
 [13] P. L. Marston, *J. Acoust. Soc. Am.*, **67** -1(1980), 15.
 [14] P. L. Marston and R. E. Apfel, *J. Acoust. Soc. Am.*, **67** -1(1980), 27.
 [15] Zhe-ming Zhu and R. E. Apfel, *J. Acoust. Soc. Am.*, **74**(1983), S27.

(上接第 39 页)

液内的气泡,应用在潜水病诊断,体外循环机器内气泡的检测。

笔者学识浅薄,所撰写的这份材料难免挂一漏万(特别对国内兄弟单位的工作)。本文撰写过程中得到邵谦明、魏凤、戎瑞芬等同志的帮助,深表感谢。

参 考 文 献

- [1] 王威琪等,中国生物医学工程学报, **3**-1(1984), 14.
 [2] J. C. Lin et al., *IEEE Trans. on Biomedical Engn.*, **BME-25** -3(1978), 243.
 [3] M. G. J. Arts and J. M. J. Roelvros, *Med. and Biol. Engn.*, **10**- 1(1972), 23.
 [4] M. S. Kassam et al., *Ultrasound in Med. and Biol.*, **8**- 5 (1982), 537.
 [5] S. O. Rice, *BSTJ.*, **23**(1944), 282; *BSTJ.*, **24** (1945), 46.
 [6] 清华大学电力系应用电子学教研室,超声多普勒血流测量.
 [7] 王威琪等,中国生物医学工程学报, **2**-1(1983), 1.
 [8] M. Bramanti and E. Marchesini, *IEEE Trans.*, **BME-30**-9(1983), 584.
 [9] 徐智章等,上海医学, **10**-2(1979), 668.

- [10] 徐智章等,上海第一医学院学报, **7**-5(1980), 358.
 [11] K. Fahrbach, *Electromedizin*, **15**(1970), 26.
 [12] 新真人等,(日)电子医学, **11**-3(1976), 182.
 [13] GB 1238585.
 [14] P. Hansen Beam-angle Independent Doppler Velocity Measurement in Superficial Vessel. In *Clinical Blood Flow Measurement*, Edited by J. P. Woodcock Sector London.
 [15] S. Uematsu, *J. Clin. Ultrasound*, **9**(1981), 209.
 [16] D. Baker, *IEEE Trans.*, **SU-17** (1970), 170.
 [17] A. Skiozaki et al., *Ultrasonics*, **17**-6 (1979), 269.
 [18] 王威琪,邵谦明,医疗器械, **10**-6(1985), 1.
 [19] 陈思平,程敬之,医疗器械, **8**-2(1984), 12.
 [20] K. McCarty and J. P. Woodcock, *Biomed. Engn.*, **9**(1974), 336.
 [21] R. McHugh et al., *Ultrasound Med. Biol.*, **7**- 4 (1979).
 [22] M. K. Eyer et al., *Ultrasound in Med. and Biol.*, **7**(1981), 21.
 [23] Wang Weiqi et al., *Ultrasound in Med. and Biol.*, **10**- 5(1984), 597.
 [24] Skidmore et al., *Ultrasound in Med. and Biol.*, **6** (1980), 7; 219; 227.
 [25] S. Yoshimura et al., *Jikeikai Medical Journal*, **29**- 2(1982), 197.
 [26] C. Kasa et al., *IEEE Trans.*, **SU- 32**- 3 (1985), 458.