

超声双功能显象仪及其临床的初步应用

李 翔 金 元

(中国人民解放军总医院超声室)

1982 年 11 月 16 日收到

超声双功能显象仪是把超声切面显象和脉冲多普勒血流仪有机组合的新型超声诊断仪。它可以同时提供心脏二维实时显象和心血管内血流的脉冲多普勒实时频谱。取样容积可在二维图象监视下调节,定位准确;采集所需点血流的脉冲多普勒信号,经计算机作快速富里叶变换(FFT)分析处理,以频谱形式显示,为临床提供可靠的血流动力学资料。本文介绍了双功能显象仪的工作原理,讨论了脉冲多普勒频谱中各项参数的意义及临床用途,简述了这种仪器在心脏分流疾病诊断中的应用。

超声心动图诊断心脏疾病,不论是M型还是B型、或是M型和B型相结合,都有一定的局限性。这是因为它依赖于组织的界面回声,只能根据心脏形态的变化,对心脏疾病的血流动力学改变,作出间接的判断。七十年代以来,超声脉冲多普勒技术很快发展起来。这种技术,利用了人体血液中红细胞对超声强的散射作用^[1-2],具有距离选通控制,故能测定心脏内任一点血流的方向和性质,可以诊断许多心血管疾病^[3-6]。早期的脉冲多普勒技术,其深度选通是用M型定位的,对心内缺损部位的探查尚有一定盲目性。为了克服这一缺点,又发展了一种超声双功能显象仪(Duplex Imager)^[7]。

双功能显象仪把心脏二维显象和脉冲多普勒技术有机组合在一起,可同时提供心脏二维实时图象和心内血流的脉冲多普勒实时频谱。取样容积(Sample volume)可以在二维图象上调节,以确保合适的取样位置,获得最佳的多普勒血流信息。我们于1982年4月应用双功能显象仪MK500于临床,经半年多使用,认为这种技术在心脏疾病诊断中具有较M型和B型超声仪更多的优点。

一、工 作 原 理

双功能显象仪基本上有两类:机械式和电应用声学

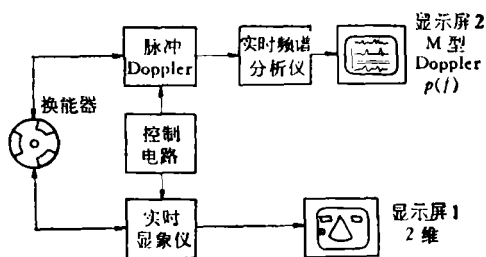


图1 双功能显象仪 MK500 工作简图

子相控阵式(如美国 V-3400, 日本东芝 SAL-40A)。机械式又有转动式(如美国 ATL MK500)和摆动式(如美国 Honeywell Ultra Imager)两种。本文介绍 MK500 的简要工作原理,如图1所示。

探头内有三块压电晶片,固定在一个转子上,发射和接收超声波信号。转子由微型马达带动,转动一圈,完成3次扫描。这种扫描方式与摆动式比较,机械噪声小、磨损小且无振动感。系统用于二维显象时,可根据检查内容的不同,选择其中一块或二块晶片工作,也可让三块晶片同时工作。当系统用于脉冲多普勒血流分析时,由三块晶片中的一块发射和接收距离选通脉冲多普勒信号,这就保证了二维图象和取样线(Sample line)处于同一个平面。取样线和取样容积的调节是通过控制探头外部的机械杆实现的,选通深度范围从3cm到17cm可调。根据二维图象上取样线和血流的方向,可

以测出声束轴线和血流方向之间的夹角。接收到的脉冲多普勒回声信号,经过检测,送入快速富立叶变换 (FFT) 电路系统进行分析和处理,把原始波形分解为它的频率分量和幅度分量,用于频谱显示。在一个监视器显示多普勒频谱时,另一个监视器上的二维图象冻结,用以监视取样容积的位置。

二、实时频谱显示

图 2 表示多普勒信号的 FFT 处理过程:每 $10\mu s$ 对多普勒模拟信号取样一次,送入模数转换器 (ADC), 转变为一组二进制的数字信号,由 FFT 把信号分成频率和幅度两个分量,产生数字实时频谱分析显示。

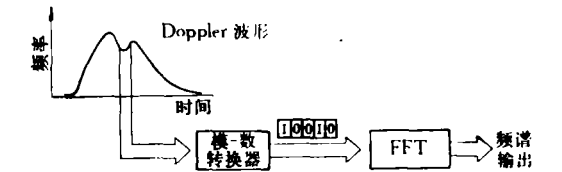


图 2 脉冲多普勒信号的实时频谱分析

频谱有两种显示形式: 频率-时间显示和幅度-频率显示。

1. 频率-时间显示

多普勒频移取决于被测血流的速度,其大小由多普勒特征公式决定:

$$f_d = \frac{2V_r \cdot \cos \theta}{c} \cdot f_0$$

式中 f_0 为发射频率; c 为声速; V_r 为血流速率; θ : 声束轴线和血流方向的夹角。

取样容积不是一个点,而是一个泪珠状的小体积,其长度取决于发射脉冲的持续时间,宽度取决于所测深度上声束横径。取样容积内有数目众多的红细胞,它们的速度都不尽相同,形成了一个速度分布范围。经过 FFT 处理后的多普勒信号,不是单一的某个随时间变化的频移,而有一个频谱宽度。所以这种显示真实地记录了心动周期内流过取样容积血流的实际速度,如图 3 所示,它是用来研究所需探测部位血

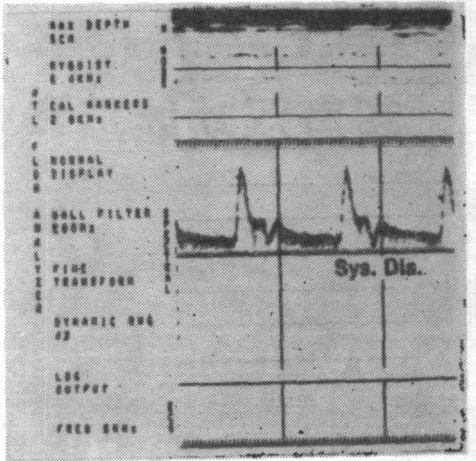


图 3 频谱显示。上面是 M 型,中间是频谱,下面是心电图。频谱的横轴是时间,纵轴是频移。取样容积在 M 型中呈现一条直线。(Sys: 收缩; Dia: 舒张)

流的方向、性质(区别层流或湍流)及流速的。

2. 幅度-频率显示

取样容积内不仅红细胞的速度不尽相同,而且具有相同速度的红细胞数目也不一样多。由于散射超声强度同红细胞的数目有关,即数目愈多,强度越大,所以在某一时刻的频谱图上,不同频移(速度)所对应的回声强度是不同的。幅度-频率显示以对数形式表示了不同频移的回声强度,或表示了相对于某个频率所出现的红细胞的概率数,故又称 $p(f)$ 显示。如图 4 所示。 $p(f)$ 显示可以在心动周期的任一时刻触发显示,用来研究某一时刻血流速度的详细分布。

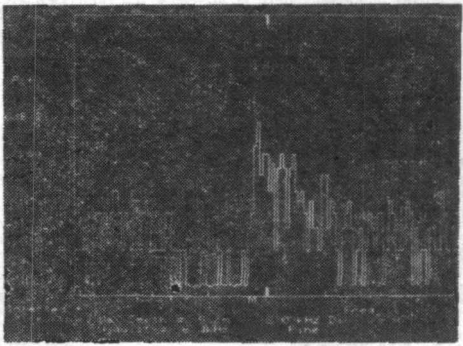


图 4 $p(f)$ 显示。横轴代表频率,纵轴是以对数表示的某种频率的回声幅度。

上述两种频谱显示可直接由光导纤维光束记录仪打印记录,此外,频谱还以音频立体声的

形式输出,供检查者监听鉴别。

由于人体心脏形态位置的复杂性和个人差异,目前用脉冲多普勒实时频谱分析来诊断心脏疾病,主要还是定性的, $p(f)$ 显示只作辅助用。频谱图(图 3)上面是M型,下面是心电图。M型在这里不作诊断用,仅用来监视取样容积的位置(在M型中呈现一条直线)。心电图用来校正频谱时相。频谱中间直线是基线,与基线平行的各条直线是校正线,各格的频移值由左边的说明给出。最大频移值即纳奎斯特(Nyquist)频率,由公式

$$f_{d\max} = PRF/2 = c/4R_{\max}$$

决定。 PRF 为脉冲重复频率; c 是声速; $R_{\max}$ 为最大取样深度。基线上面的频移为正,表示血流朝着换能器流动;基线下面的频移为负,表示血流远离换能器流动。由频谱可了解血流方向、时相及血流性质等各种血流动力学特征,作为诊断心脏疾病的依据。正常的层状血流其频谱窄,声音单调而平滑,紊乱的血流其频谱展宽,声音嘈杂而粗糙;心内涡流使血流无方向性,故频谱宽且呈双向。

三、临床应用

用脉冲多普勒实时频谱分析诊断心脏疾病,是以血流为基础的,因此要求检查者了解并熟悉人体血流动力学知识。不同心脏疾病所反映的血流动力学特征如流向、时相等各不相同,弄不清楚在正常和有病两种情况下血流特征的区别,就无法给予正确诊断。

我们对 60 例正常人及 40 例先天性心脏病(10 例房缺、23 例室缺、7 例动脉导管未闭)做了脉冲多普勒实时频谱分析检查。40 例病人除 2 例因身体原因未做手术(但有导管或 α 线检查结果)外,其余 38 例均经手术。

1. 正常的血流图形

对 60 例正常人检查时,把取样容积分别置于房间隔右房侧、室间隔右室侧和主肺动脉内,记录到的正常血流图形如图 5、图 6、图 7 所示。在绝大多数人的房隔和室隔右侧只记录到

应用声学

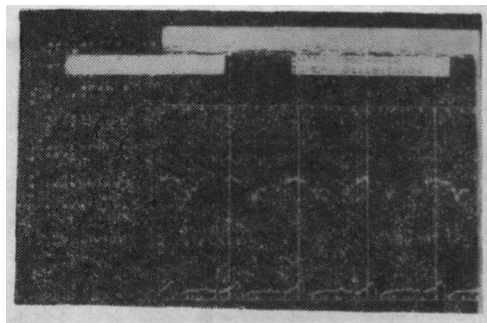


图 5 剑突下四腔心,取样容积置于房间隔右房侧,记录到正常人只随房间隔运动的血流频谱图。 $R_{\max} = 13\text{cm}$ 每格频移 0.5kHz 。

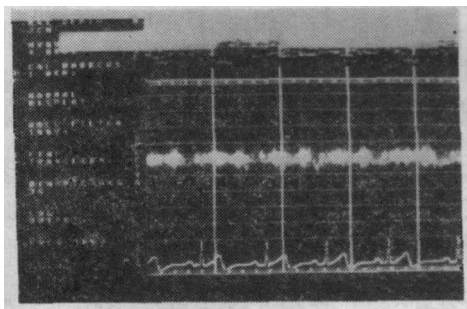


图 6 心脏长轴图象,取样容积置于室间隔右室侧,记录正常人的血流频谱图形。舒张期出现的小波是三尖瓣开放的血流产生的。 $R_{\max} = 7\text{cm}$; 各格频移 1kHz 。

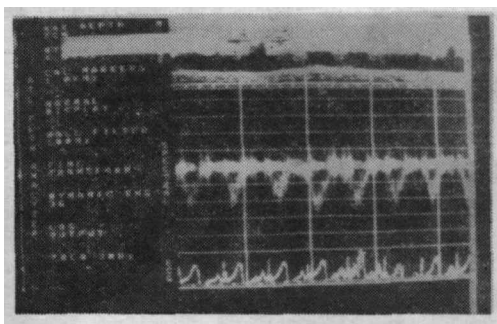
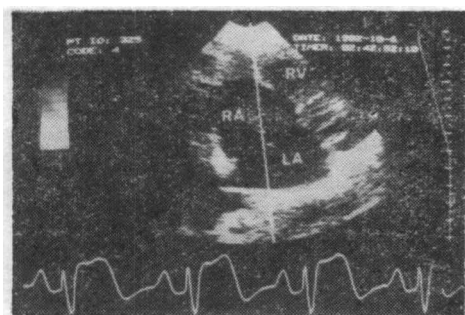


图 7 心脏短轴图象,取样容积置于主肺动脉内,记录到正常人的血流图形。收缩期有血流,方向远离换能器;舒张期无血流,频谱向下。 $R_{\max} = 7\text{cm}$, 每格频移 1kHz 。

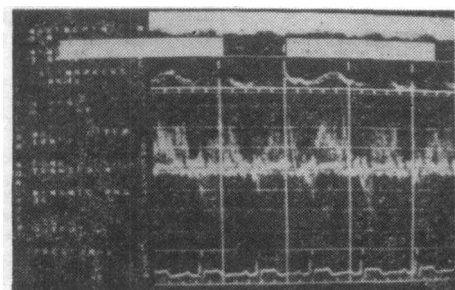
随间隔运动的血流图形。少数人在房间隔右侧记录到舒张期三尖瓣开放时的血流图形;在室间隔右室侧记录到收缩期右室流出道图形。在主肺动脉内则记录到收缩期远离换能器的血流。舒张期无血流,频谱向下。

2. 房间隔缺损(ASD)

剑突下四腔心或心尖部四腔心,调节取样容积沿房间隔右房侧探查。记录到心脏舒张期(心房收缩期)由左房向右房的分流,如图 8 所

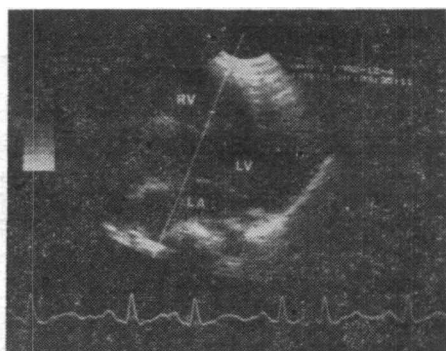


(a) 取样容积的位置。穿过图象的白线是取样线，白线上的点是取样容积，它置于房间隔右房侧。

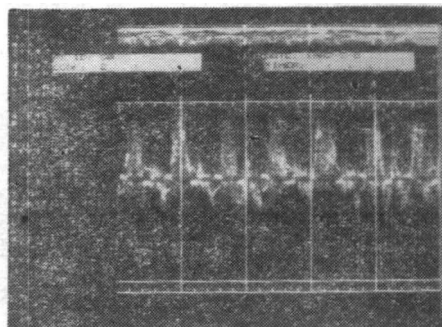


(b) 房缺分流的频谱图：舒张期频谱展宽；收缩期向下的频谱指示此病人还伴有三尖瓣关闭不全。

图8 房间隔缺损的血流频谱图。



(a) 心脏长轴图象，取样容积置于室间隔右室侧。



(b) 室缺分流的频谱图，收缩期记录到频谱展宽的紊乱血流。幅度约 3kHz，方向从左向右。

图9 室间隔缺损的血流频谱图

示。经手术证实(一例经导管证实)患有房缺的10例病人，超声脉冲多普勒检出9例。有一例假阴性，其房隔上有很大大孔($3 \times 2\text{cm}^2$)，而且旁边还有5、6个小孔，脉冲多普勒检查时，未记录到舒张期的紊乱血流。

3. 室间隔缺损 (VSD)

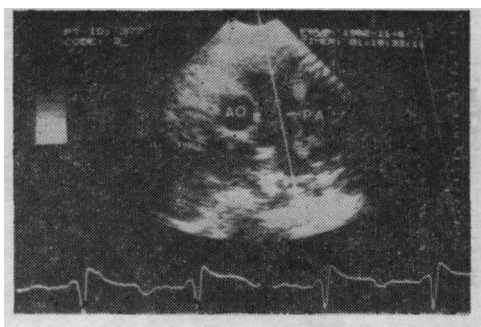
探头置于胸骨左缘，显示心脏长轴图象，取样容积沿室间隔右室侧，从膜部开始向心尖移动。记录到心室收缩期由左向右的分流，如图9所示。23例室缺病人在脉冲多普勒频谱图上都有异常血流显示，其中22例经手术，证实超声脉冲多普勒检查正确。只有1例假阳性，这个病人右心内有肥厚肌肉束，使右室流出道变窄，结果在频谱上造成了假象。室间隔缺损合并严重肺动脉高压或肺动脉瓣下狭窄的病人，用脉冲多普勒检查要困难一些，这是因为肺动脉瓣下狭窄也会产生收缩期的不正常血流，容易与室缺产生的分流混淆。对于这种病人，必须调节取样容积顺着分流穿过室间隔，只有在室间隔右室侧和间隔内都记录到收缩期不正常

血流，才能给出室缺诊断。此外，我们还结合M型和B型的结果，由综合分析得出正确结论。

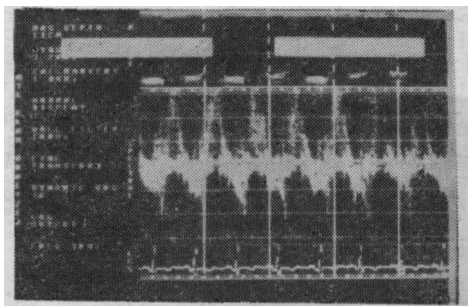
4. 动脉导管未闭 (PDA)

探头置于胸骨左缘，显示心脏短轴图象，取样容积放在肺动脉瓣远侧。记录到舒张期经未闭导管流入的主动脉血流，如图10所示。收缩期肺动脉的血流是远离换能器的，方向向下；舒张期末闭导管来的血流是朝着换能器的，方向向上。这一明显特征可以用来区别有无动脉导管未闭疾病。脉冲多普勒检查有动脉导管未闭的7例病人，都做了手术，证明超声脉冲多普勒诊断正确。

利用舒张期末闭导管的射血时间，也可判断病人有无合并肺动脉高压。单纯性动脉导管未闭时整个舒张期都充满了血流。在合并有肺动脉高压时，舒张期射血时间缩短，即只有在舒张期一部分时间内有血流。肺动脉压越高，射血时间缩短越多，据此可以判别肺动脉高压的严重程度。7例中有2例合并有肺动脉高压，在频谱上都有清楚的显示。



(a) 心脏短轴图象,取样容积置于主肺动脉内肺动脉瓣的远侧。



(b) 收缩期向下的频谱由肺动脉内正常血流产生;舒张期向上的频谱是由动脉导管来的血流产生,频移大于 3kHz. 由频谱知,舒张期的射血时间只占整个舒张期的 2/3,说明病人合并有肺动脉高压。

图 10 动脉导管未闭时的血流频谱图

四、结 束 语

双功能显象仪集中了 M 型、B 型和脉冲多

普勒技术的优点,为心脏疾病的无创伤检查提供了有效的手段。应该指出,以上工作是在我们对脉冲多普勒技术刚开始使用时做的。一例假阳性和 1 例假阴性病人,按现在经验,我们认为有可能得到正确诊断。作者对 40 例先天性心脏病人的脉冲多普勒检查、 α 线和心导管检查与手术结果作了对比分析,看到脉冲多普勒检查较 α 线结论更为明确,与心导管检查的绝大多数结果一致。(另文发表)。随着临床经验的积累和诊断准确率的提高,做到部分或大部取代心导管造影是可能的。但是这种技术也有局限性,如对于心脏复杂畸形病人的诊断较为困难,还需要心导管等其它检查综合判断,作出诊断。

参 考 文 献

- [1] J. M. Reid et al, *Proc. 8th ICMBE*, 1969, 10.
- [2] D. W. Baker, *IEEE Trans SU-17*, 3(1970), 170.
- [3] S. L. Johnson, D. W. Baker et al, *Circulation*, 48(1973), 810.
- [4] S. J. Goldberg et al, *Circulation*, 58(1978), 147.
- [5] J. G. Stevenson et al, *Circulation*, 58(1978), 322.
- [6] J. G. Stevenson et al, *Circulation*, 59—60(suppl II) (1979), II 206.
- [7] F. E. Barber, D. W. Baker et al, *IEEE Trans. Biomed, Eng. BME*, 21-2(1974), 109.

(上接第45页)

五、四通路立体声扬声器的布置

大多数人愿意从房间装饰角度要求整齐美观的观点来布置扬声器。但这种位置并不提供最好的发声。一般说来,扬声器的布置只能采用视觉和听觉要求的折衷方案。但可以估计到,凡是双通路立体声扬声器布置中遇到的问题,在四通路立体声中都会有,并且更难以解决。

通常高频声容易被吸收,因此中音扬声器

和高音扬声器不应当被家具或其它物体阻挡住。听众应该坐在靠近扬声器主轴的地方(在 45° 范围内),如能面向扬声器则能听到较多高频声。如果扬声器靠近墙面、墙角放置,则能增加低频声,因此每只扬声器的声学环境将决定它在低频、中频和高频之间的音色平衡。当然四通路立体声的四只扬声器不可能处于相同声学条件下,这种差别可用放大器上四个单独的音调控制器来补偿。扬声器到听众的距离不同,引起响度级不同,可以用放大器上的平衡控制器来调整。

(下转第 32 页)