

5

多普勒超声心动图

病例研究

JULIO E. PEREZ 著

简文豪 高雪英 译

电子工业出版社

内 容 提 要

本书对多普勒技术的原理、操作技术、临床应用等都作了精辟阐述,并对测量计算血流量、分流量、瓣口面积、心内压力阶差等技术作了详尽叙述。对常见的各种心血管病,如房室瓣、半月瓣的狭窄及关闭不全,房(室)间隔缺损,动脉导管未闭,人工瓣的功能障碍,心肌病等的诊断技术、诊断标准、应用评价等都结合病例从实用角度仔细论述。全书共 22 章,插入了大量的多普勒频谱图。本书适于从事心血管内、外科超声诊断医生、临床医生、超声专业技术人员、以及从事超声仪器研制的工程技术人员阅读,也可供大专医学院校师生参考。

Doppler Echocardiography
a case studies approach
JULIO E. PEREZ, M.D., F.A.C.C.
McGRAW-HILL, 1987

多普勒超声心动图病例研究¹

[美]朱利奥 E.佩雷斯 著
简文豪 高雪英 译

*

电子工业出版社出版(北京海淀区万寿路)
电子工业出版社发行
人民卫生出版社印刷厂印刷

*

开本 787×1092 毫米 1/16 印张 $13\frac{3}{4}$ 字数 350 千字

1989 年 10 月第一版 1989 年 10 月第一次印刷

定价 8.50 元

ISBN7-5053-0612-X / TN · 226

目 录

绪论	(1)
第一部分 多普勒技术概述及定量计算	(4)
第一章 多普勒原理	(4)
定义	(4)
从频移到速度	(5)
显象频率与多普勒频率	(7)
载频、频移及速度	(7)
音频输出: 血流类型的识别	(9)
频率分析	(10)
θ 角的余弦	(12)
第二章 多普勒的类型	(17)
脉冲式超声多普勒	(17)
连续波超声多普勒	(23)
高脉冲重复频率技术	(26)
彩色超声多普勒血流图技术	(29)
第三章 心输出量、分流率、压力阶差、瓣膜口面积、心内压力的计算方法	(32)
血流量的计算 (心搏出量及心输出量)	(32)
分流血流的计算	(38)
瓣膜口返流分数的定量	(42)
压力阶差	(44)
心内压力计算	(47)
瓣膜口面积的计算	(49)
第二部分 正常血流	(58)
第四章 左室的及通过主动脉瓣的正常血流速度	(58)
第五章 右室流出道的及通过肺动脉的正常血流速度	(67)
第六章 通过房室瓣的正常血流速度	(70)
通过二尖瓣的血流速度	(70)
通过三尖瓣的血流速度	(72)
第三部分 瓣膜性心脏病	(75)
第七章 主动脉瓣狭窄	(75)
第八章 肺动脉瓣狭窄	(96)
第九章 二尖瓣狭窄	(100)
第十章 三尖瓣狭窄	(115)
第十一章 主动脉瓣关闭不全	(118)
第十二章 肺动脉瓣关闭不全	(130)

1463963 / 89110 / 5132

第十三章 二尖瓣关闭不全·····	(136)
第十四章 三尖瓣关闭不全·····	(144)
第四部分 先天性心脏病·····	(151)
第十五章 室间隔缺损·····	(151)
第十六章 房间隔缺损及动脉导管未闭·····	(156)
第五部分 人工瓣·····	(164)
第十七章 金属人工瓣·····	(164)
第十八章 生物人工瓣·····	(178)
第十九章 人工瓣功能紊乱·····	(182)
第六部分 其他·····	(193)
第二十章 肥厚型梗阻性心肌病·····	(193)
第二十一章 室间隔断裂·····	(201)
第二十二章 扩张型心肌病·····	(205)

绪 论

本节向读者介绍多普勒超声心动图作为一种非侵入性诊断方法,从开始根据多普勒原理提出应用于血流测量的可能性¹到近四年来成为具有爆炸性发展的技术。促进本技术大多数内容得到发展的原因,在某种程度上与高级工程技术达到现时的电信号分析水平^{2,3},多普勒技术与常规的二维超声心动图的互相作用^{4,5},以及从这些信号推断出定量的血流动力学特点⁶⁻⁸等因素有关。多普勒超声心动图扩大了超声对心脏的检查范围,用根据心内血流探测而得到的定量性生理信息补充了以 M 型及二维超声心动图所显示的瓣膜、心腔运动和心腔大小。这种信息能转换为心输出量,分流血流率,瓣口面积,以及压力阶差的计算,所有这些数据都与评价后天性及先天性心脏疾病,特别是与瓣膜性心脏病有关。上面提到的大多数参数在此之前只有用心导管能可靠地探测到,虽然对大多数患者多普勒技术还不能取代心导管的测量,但注意正确地解释多普勒数据,在动物实验及在人体测量都与侵入性技术所得数据相关良好。

Franklin 及其同事是用多普勒技术测量血流最早的一组研究者⁹。虽然他证实了这种原理可用于非侵入性测量¹⁰,但这技术开始时是用导管尖端的换能器以供侵入性的心内血流速度记录^{11,12}。多普勒技术被证明对鉴别层流与湍流有用处¹³,这原理迅即被制成为经皮肤的超声探测心内结构仪器^{14,15}。开始阶段,脉冲多普勒测量值主要是供心脏研究¹⁶,其原因正如在第 2 章所讨论过的那样,因为这种方法可由操作者任意选择心内各种区域进行血流速度的评价。此技术从用音频信号分析多普勒频移发展到离机的频移频谱分析,机内的用零位交叉探测器进行探测得出的时间-间隔直方图¹⁷到实时频谱分析^{5,6},以及最近的区域性彩色血流图编码并可与 M 型¹⁸或二维超声心动图显象¹⁹同时显示。

虽然心脏的多普勒检查可在无显象下进行⁶,但无疑地,二维超声心动图与多普勒技术的联合使这种方法更乐于被临床接受,因为这样它更象是广为流行的显像方法。同时(或近似同时)具有对解剖显像的能力,使操作者能对要用多普勒分析的心内区域进行定位,可对多普勒的某些能力与值得注意的问题提供了解,例如多普勒超声束入射角与血流方向间的关系(θ 角),超声心动图的显像质量与描记清晰的多普勒血流频谱间如何折衷,以及后面还要讨论的问题。此外,解剖显示与血流速度信息的联合,使测量分流率的方法得以产生,可供非侵入性地计算分流率及心输出量。

虽然脉冲多普勒对心脏研究是最重要的,但连续多普勒引进相同的超声仪,可使血流速度的定量测量超过受奈奎斯特(Nyquist)取样原理所支配的限度,如在第二章所阐明的那样。用连续多普勒记录这些高速血流首先是由 Holen 及其同事²⁰所应用,随后又为 Hatle 及其合作者^{7,21}根据改良的伯努里(Bernoulli)公式用以确定心内压力阶差,这是两个心腔间的最大血流速度与它们的瞬时压差的关系。无疑地,这是本技术最重要的用途之一,它增强了医师们把多普勒用于血管诊断的积极性。这些原理已被用于确定狭窄和关闭不全瓣膜的跨瓣瞬时压降,以及通过室间隔缺损的压降。

与以前发展过的其他类型的心脏超声诊断技术相同,在实验室一起工作的心脏病学家

及技术员对多普勒技术应精通地掌握。把经验“传下去”的重要性对多普勒超声心动图较之其他超声技术重要得多。在我们的实验室,很少单纯进行多普勒检查。我们所有的成人患者实际上在用多普勒检查前,都先用 M 型及二维超声心动图检查。因此,多普勒数据提供了血流动力学与由显像法检查所得的解剖的及心脏机械活动的信息的相关关系。进行检查之前应先简要地复习患者的病历记录,最重要的是复习一下由心脏病学家(在可能时)所记录的病史摘要及查体所见,这取决于各个实验室的具体情况。对临床信息的初步评价,可提供在检查时需专门花时间和精力检查的方向(具体的瓣膜或区域)。一旦常规的超声心动图已获得,我们就用多普勒超声进行在心脏瓣膜的流入道及流出道区域的探查。当患者被怀疑有多个瓣膜受累时,所有四个瓣膜都检查,对先天性心脏病的患者,用多普勒从多个显像图在房间隔及室间隔进行详尽的取样检查。与断层平面相应的显像图应是最适于多普勒超声束近似平行到所设想的血流方向,对各种疾患的这些阐述将在其他章进行。当操作者熟练掌握了超声仪的使用,进行一次完全的多普勒检查和记录全部瓣膜的跨瓣血流,除完成常规超声心动图检查的时间外,大约还需 15~20 分钟。在我们的实验室,检查心内或心外分流,包括对血管直径或瓣膜面积的恰当的记录以供血流率的计算,另外还需 10 分钟时间。后者的检查主要是在青年中进行,对这些患者进行分流率的定量估计的收益是相当高的。对儿童患者,由 Sahn, Goldberg, Valdes-Cruz, Williams, Stevenson 以及其他研究者所进行的开拓性工作,已证明用多普勒所进行的这些计算是可行的和精确的。现在用于探测瓣膜损害或分流的时间由于彩色血流图技术的应用而大为缩短了。

现在,多普勒超声心动图是临床对下述这些患者进行评价的有价值的助手是已经很清楚^{22,23}:(1)瓣膜狭窄(天然的或人工瓣的)患者;(2)先天性心脏疾病患者,尤其是那些有心内或心外分流的,因有可能对血流率定量;(3)已证实其心输出量对监护治疗效果(治疗前后)是很重要的那些患者;(4)对查出“相对性”瓣膜性心脏病的存在及其程度进行评价有重要意义的患者,例如那些多个瓣膜受累及(风湿性)的患者,或有一原发性疾患及一继发性血流紊乱,但有两处或更多的心杂音的患者(主动脉瓣关闭不全患者有收缩期杂音,或二尖瓣关闭不全患者有舒张期隆隆样杂音);(5)从瓣膜关闭不全及所得出的临床能接受的指标。

为了增强读者对多普勒超声心动图在临床实践上的鉴赏能力,我将首先介绍多普勒技术和仪器的问题,以及定量问题,对正常血流型的叙述,然后才讨论多普勒在各种临床情况中的应用。

参考文献

1. Satomura S, Matsubara S, Yoshioka M: A new method of mechanical vibration measurement and its application. *Memoirs of the Institute of Scientific and Industrial Research*, Osaka University 13:125, 1956.
2. Rabiner I.R, Gold B: *Theory and Application of Digital Signal Processing*. Englewood Cliffs, NJ, Prentice-Hall, 1975.
3. Burkhardt CB: Comparison between spectrum and line interval histogram of ultrasound Doppler signals. *Ultrasound Med Biol* 7:79, 1981.
4. Griffith JM, Henry WL: An ultrasound system for combined cardiac imaging and Doppler blood flow measurement in man. *Circulation* 57:925, 1978.
5. Goldberg SJ, Sahn DJ, Allen HD, Valdes-Cruz LM, Hoernerke H, Carnahan F: Evaluation of pulmonary and system blood flow by two-dimensional echo Doppler using fast Fourier transform spectral analysis. *Am J Cardiol* 50:1394, 1982.
6. Hatle L, Angelsen B: *Doppler Ultrasound in Cardiology. Physical Principles and Clinical Applications*. Philadelphia, Lea & Febiger, 1982.
7. Hatle L, Angelsen BA, Tromsdal A: Non-invasive assessment

- of aortic stenosis by Doppler ultrasound. *Br Heart J* 43:284, 1980.
6. Valdes-Cruz LM, Sahn DJ: Two-dimensional echo Doppler for non-invasive quantitation of cardiac flow: A status report. *Mod Concepts Cardiovasc Dis* 51:123, 1982.
 9. Franklin DL, Schlegel WA, Rushmer RF: Blood flow measured by Doppler frequency shift of backscattered ultrasound. *Science* 134:564, 1961.
 10. Rushmer RF, Baker DW, Stegal HP: Transcutaneous Doppler flow detection as a non-destructive technique. *J Appl Physiol* 21:554, 1966.
 11. Kalmanson D, Toutain G, Norikoff N, Deraï C, Chiche P, Cabrol C: Le catheterisme velocimetrique du coeur et des gros vaisseaux par sonde ultrasonique directionnelle a effet Doppler. Rapport preliminaire. *Ann Med Interne* 120:885, 1969.
 12. Benchimol A, Dessen KB, Gartlan JL: Bidirectional blood flow velocity in the cardiac chambers and great vessels studied with the Doppler ultrasonic flow meter. *Am J Med* 52:467, 1972.
 13. Sigel B, Gibson RJ, Amatneek KV, Robert Felix W, Edelstein AL, Dopkij GL: A Doppler ultrasound method for distinguishing laminar from turbulent flow. *J Surg Res* 10:221, 1970.
 14. Baker DW: Pulsed ultrasonic blood flow sensing. *IEEE Trans Sonics—Ultrasonics* SU-17(3):170, 1970.
 15. Peronneau P, Leger F, Hinglais J, Pellet M: Velocimetre sanguin par effet Doppler a emission ultrasonore pulsee. *Onde Electrique* 50:369, 1970.
 18. Johnson SL, Baker DW, Lute RA, Dodge HT: Doppler echocardiography: The localization of cardiac murmurs. *Circulation* 48:810, 1973.
 17. Baker DW, Rubenstein SA, Lorch GS: Pulsed Doppler echocardiography: Principles and applications. *Am J Med* 63:69, 1977.
 18. Brandestini MA, Eyer MK, Stevenson JC: M/Q-mode echocardiography: The synthesis of conventional echo with digital multi-gate Doppler, in CT Lancee (ed): *Echocardiology*. The Hague, Martinus Nijhoff, 1979, pp 255-260.
 19. Omoto R: *Color Atlas of Real Time Two Dimensional Doppler Echocardiography*. Tokyo, Schindan-To-Chiryo, 1984.
 20. Holen J, Aaslid R, Landmark K, Simonsen S: Determination of pressure gradient in mitral stenosis with a noninvasive ultrasound Doppler technique. *Acta Med Scand* 199:455, 1976.
 21. Hatle L, Brubakk A, Tromadal A, Angelsen B: Noninvasive assessment of pressure drop in mitral stenosis by Doppler ultrasound. *Br Heart J* 40:131, 1978.
 22. Pearlman AS, Stevenson JG, Baker DW: Doppler echocardiography: Applications, limitations, and future directions. *Am J Cardiol* 46:1256, 1980.
 23. Sahn DJ: Real-time two-dimensional Doppler echocardiographic flow mapping. *Circulation* 71:849, 1985.

第一部分 多普勒技术概述及定量计算

第一章 多普勒原理

定义

澳大利亚物理学家克里斯琴·约翰尼·多普勒 (Christian Johann Doppler) 在 1842 年就提到星球发光颜色的变化是星球运动相对于地球上观察者位置的函数。此原理除用于天文学, 也能用在类似光的由波组成的任何类型现象上, 如无线电信号或声波。能观察到光源颜色或声源音调的变化, 是由于光源或声源的运动及其速度所引起的, 实际光源的颜色及声源的音调并不改变。

光、声及无线电信号是由波形成的。波在数量上可用传播的交替振荡次数来描述。声与光不同, 须借助于介质来传播, 介质成分的运动表示波的一个变量。象所有的波一样, 声波也以若干参数来描述, 其中之一是频率, 其定义为在一定的时间内完成全波动 (周期) 的数量 (图 1—1)。

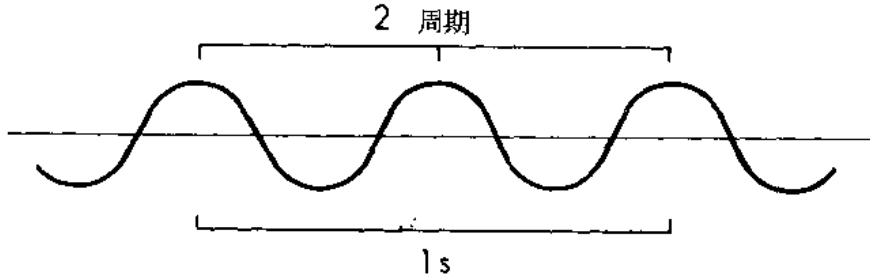


图 1—1 在一秒钟内出现两个周期的波形, 因为每一周期占 0.5 秒, 频

率为每秒两次或 2Hz (赫兹), 因此频率 $= \frac{1}{\text{周期}}$ ($f = \frac{1}{T}$)

用这些已定义的参数作基础, 可以用下述例子说明多普勒效应: 一个观察者站在街角处听到由一辆紧急机动车 (例如警车) 在超速行驶所发出的汽笛声。警车发出的音调是恒定的 (单位时间的周期数即频率为恒定值), 当警车向着听者运动时, 听者能接收到的汽笛声的音调变高 (图 1—2, 每单位时间的周期增密); 当警车离开听者而运动时, 音调变低 (图 1—3, 与原来的比较在相同时间内声波间隔增大了)。按多普勒原理, 发生的音调变化 (频率偏移) 与警车的速度成正比。将小的频移与大的频移进行比较, 可以更好地理解这个概念。小频移的产生是由警车缓慢地通过拥挤的街道时被站立不动的听者所听到的汽笛声; 大频移的产生是竞速赛车短时间在观察者的前面急速通过时发动机产生的噪音。

尽管作了某些重大改动, 多普勒超声心动图还是应用了上述理论。用于我们的目的,

声源（超声心动图的超声）的频率超过人的听力范围，大于每秒 20000 周（20kHz）的声波，由电子换能器用声学凝胶通过无空气介面而与胸壁耦合。换能器的压电晶体被电压激励并把此电压转换成一系列或疏或密的（周期）压力波。这样，换能器是超声波的固定声源，其方向是朝向目标，本例中的目标是在心脏或血管内的血流中运动的红血球（图 1—4）。换能器发射和接收超声波之间的频移正比于血流的速度。

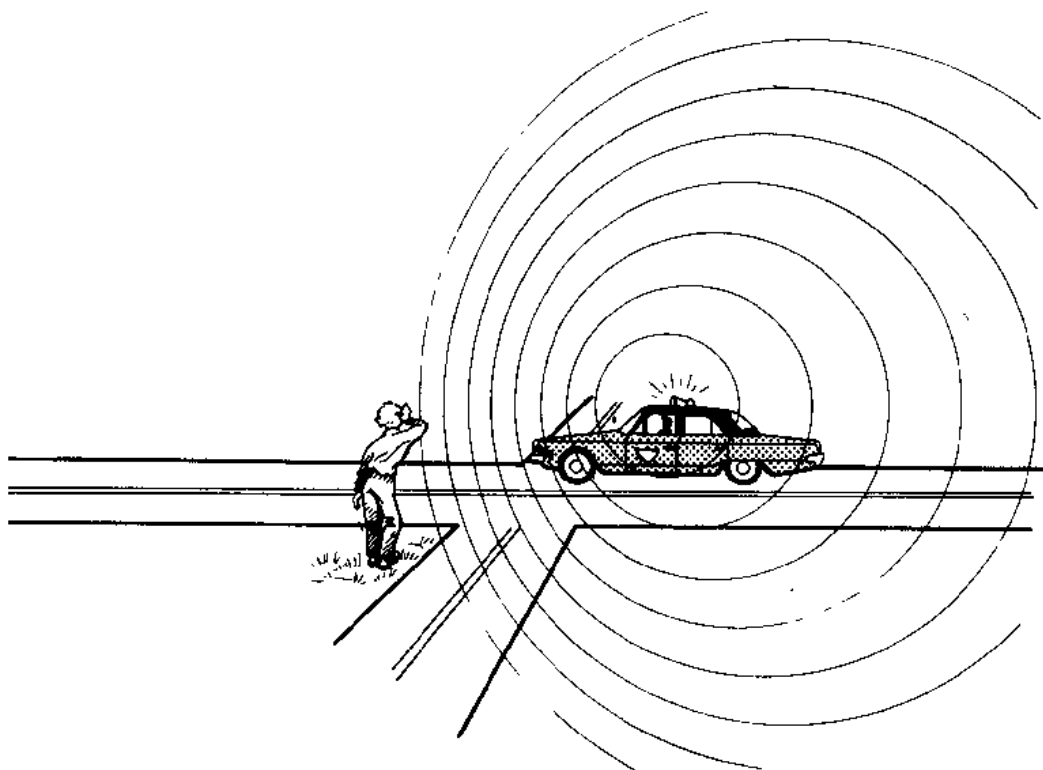


图 1—2 当声源向着听者运动时，听到的声调增高，这种效应类似于血流以一定速度朝向超声探头运动时，超声频率增高。

从频移到速度

多普勒频移与被检测目标的速度间的关系由下式给出：

$$V = \frac{\Delta f \times c}{2f_0 \times \cos\theta} \quad (1 \cdot 1)$$

此处 V 是速度 m/s ， Δf 代表发射与接收频率间的差值（频移，以 kHz 表示）， c 是声在介质中的传播速度（对血流来说假设是恒定的，约为 $1560m/s$ ）， $2f_0$ 是换能器发射频率的二倍（以 kHz 表示）， $\cos\theta$ 是超声束与血流方向形成的角度的余弦值。因此， c 及 f_0 是已知的恒定值， $\cos\theta$ 规定为 1（在后面将会加以解释），那么 V 能用下式得出：

$$V = k \times \Delta f \quad (1 \cdot 2)$$

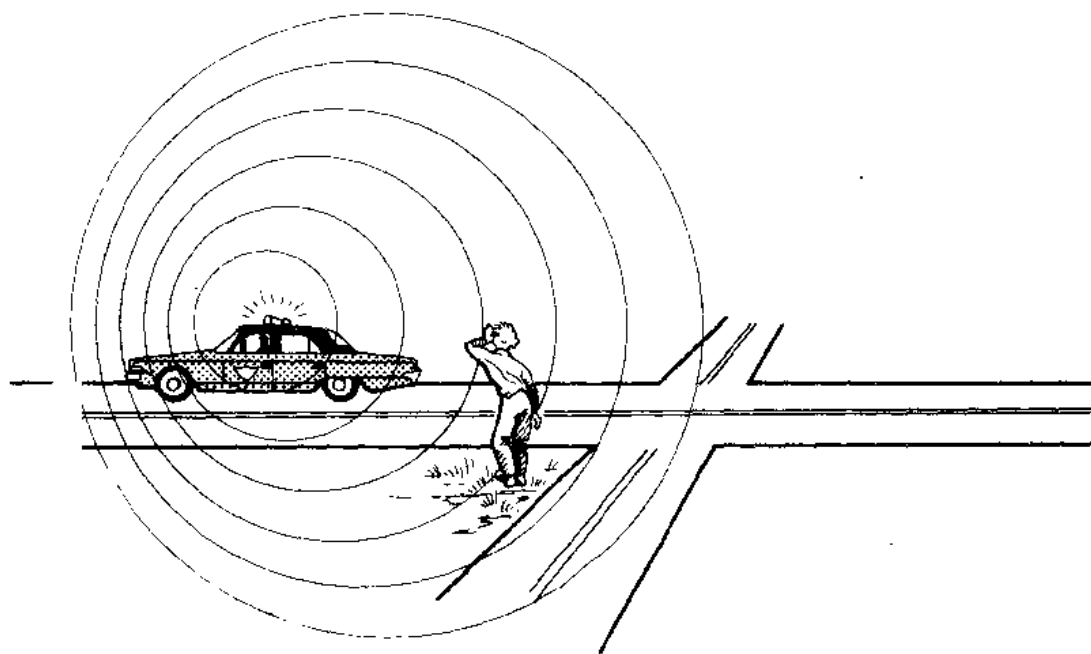


图 1—3 本例中，当声源离开听者而运动时，类似于超声换能器在血流离开它流动时所接收的频率降低。

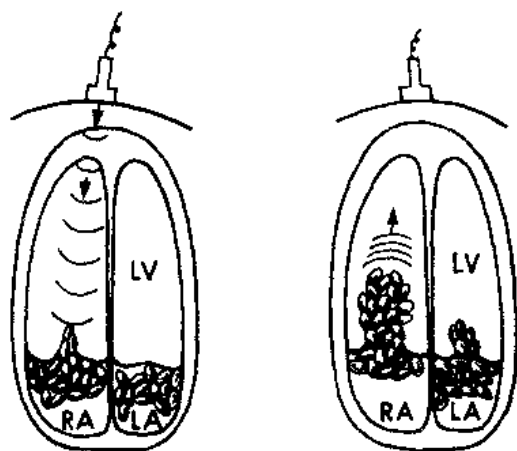


图 1—4 换能器以一定的频率发射超声波，返回到换能器的超声波产生频移，频移正比于在其通道上所遇到的血球的运动速度。图中，RA：右房
LA：左房 LV：左室

或者对已知的 f_0 来说, 血流速度 V 正比于频移。红血球代表血液中的有形成分, 对于从电子换能器发射的超声能量, 它是主要的散射体。各种超声仪的发射频率或称载频 (f_0) 是恒定和已知的, 现在用于心脏的大多数超声仪其频率为 2~3MHz, 有些换能器可高至 5 或 7.5MHz, 专门用于外围血管的研究。作为一切多普勒系统的共同规律, 从公式 (1.1) 可知, 如果用低的 f_0 , Δf 能测量的血流速度是较高的 (假设在理想的情况下, 余弦值等于 1)。正如在后面将会讨论的, 为了精确地解释和计算血流动力学参数, 例如压力阶差及心输出量, 记录真实的最高血流速度显得很重要。因此大多数厂商提供的换能器的载频 f_0 大约为 2.0MHz, 以利于较高血流速度的探测。

显像频率与多普勒频率

现在大多数的超声仪是二维超声心动图与多普勒系统组合在一起, 因此认识到“频率”这一术语在此有不同的含义是很重要的。首先, 必须区别超声心动图显像所用频率与换能器的多普勒发射频率或称载频 f_0 之间的不同。虽然很多仪器 (主要是机械扇形扫描仪), 使用相同的发射频率产生显像及进行多普勒探测, 另外一些仪器则用不同的频率来实现这两种目的。例如, 有些仪器对二维超声心动图及 M 型超声心动图的显像频率用 2.5 或 3.5MHz, 而转换到较低的频率 (2.0MHz) 作为多普勒系统的 f_0 , 这样做主要是为了达到两个目的: (1) 用尽可能高的显像频率, 以提供最佳的图象分辨力, 同时又有足够的穿透能力; (2) 用最低的多普勒载频 f_0 能获得最高的血流速度 (最高的多普勒频移)。

此外, 多普勒载频的超声束特性与超声心动图显像用的频率有原则上的不同, 显像用的超声发射脉冲的持续时间比较短, 因此有极佳的轴向分辨力 (约为 1~2mm)。由于它的持续时间短, 脉冲的频带 (非主要的中心频率的周围频率) 比较宽, 在非主要的中心频率之上和之下有 50% 的能量。例如 3.5MHz (中心频率) 的显像换能器, 通常其能量发射在 2.0MHz 到 5.0MHz。相反, 多普勒发射频率 (除那些用连续波类型外) 与显像频率相比较, 波形的持续时间较长。这些发射波形频带较窄, 其持续时间较长, 轴向分辨力相对地比较长 (取样容积的长度从 2mm 到 20mm, 取决于厂商)。

在超声心动图显像质量与最佳多普勒频移测量之间还有一最重要的区别是, 超声束的入射角与被探测区的关系。在显像时, 最高质量的图象是在被探测区与入射的超声束垂直时获得的, 被探测区的壁反射超声束如同镜面反射。而另一方面, 最高质量的多普勒频移是当超声束平行于被探测区时获得, 因为此时入射角的余弦值影响最小。

载频、频移及速度

有关多普勒频移, 发射频率或载频, 以及血流速度之间的关系能从图 1-5 的例子得到进一步了解。让我们考虑一个假设的情况, 即用电磁流量计的探头放置在实验动物胸主动脉的垂直下降部分去测量实际的血流量, 单位为毫升 (cm^3/s)。并在测血流量率的同一点处测得血管横截面积 (CSA), 可以用如下的通用公式来求得血流速度:

$$\text{血流量} = \text{速度} \times \text{面积} \quad (1.3)$$

$$\text{速度} (\text{cm/s}) = \frac{\text{血流量} (\text{cm}^3/\text{s})}{\text{面积} (\text{cm}^2)} \quad (1.4)$$

用这种理论可以获得血流速度数据，我们可以假设血流每次通过测量点时的速度是相同的，进一步假设在血管（其速度剖面是平坦的）直径内的任何点的速度计算值是相同的，以及超声换能器的一对晶体（一块作发射，另一块用于接收）调整到近似平行血流方向（入射角 θ 为 0° ， $\cos 0^\circ$ 为 1）。在这种情况下，对给定的血流速度，可用不同的载频（ f_0 ）值去查得频移值。因此，对给定的血流速度，频移正比于载频并是载频的固定的百分数（图 1-6）。此外，如以增大的方式改变血流速度及不同的 f_0 值，可知速度越快，多普勒频移在各种 f_0 值中代表着越多的百分数，虽然对各种血流速度值，频移仍然是所用的 f_0 的固定的百分数（图 1-7）。在本书的临床部分，用频移值（kHz）来计算血流速度 $V \text{ (m/s)} = 25.66 \times \Delta f$ ，因为所用的 $f_0 = 3.0\text{MHz}$ 。

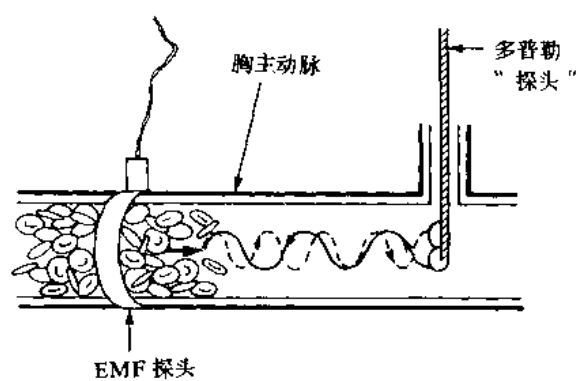


图 1-5 图上说明主动脉的一个节段处的实际血流速度，可以根据血流率（用电磁流量计 EMF 探头测量），与被探头围绕的血管面积的比值来计算。一个理想的多普勒探头被嵌入及放置到与流入的血流方向平行的位置（并在血流的前面），发射的超声波由于流入血流的速度而产生微小的改变（频移）。

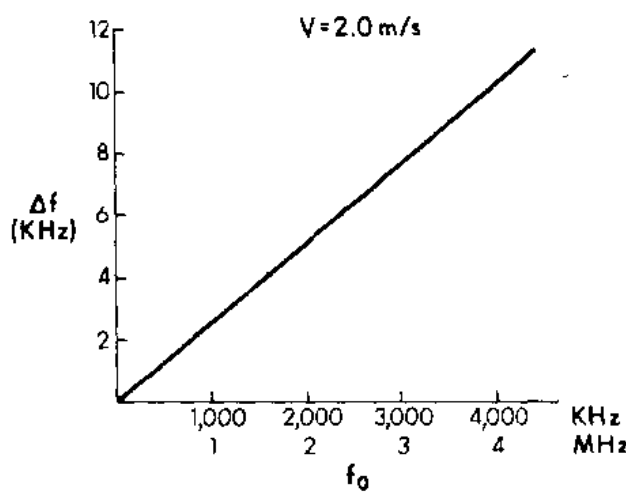


图 1-6 在固定的血流速度（2.0m/s）并假设在理想的情况下（余弦值 = 1），频移正比于发射频率（ f_0 ）。后者用 kHz（用在多普勒公式）及 MHz（厂商常用）表示。

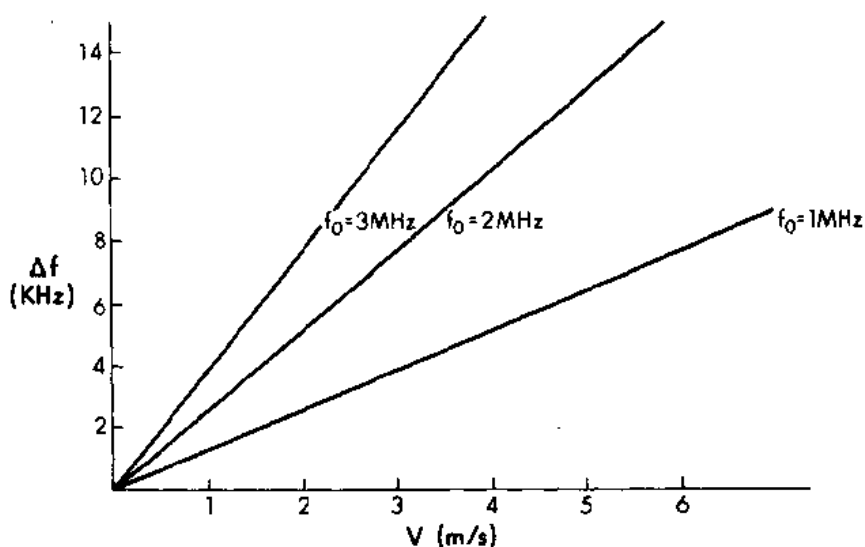


图 1—7 如果速度对所用的给定的发射频率 (f_0) 是增加的 (假设余弦值为 1), 那么频移总是正比于血流速度。

音频输出: 血流类型的识别

在多普勒超声心动图中, 频移表示对发射频率的很小改变。在临床实践中, 大多数超声仪测量的血流速度范围为 $0.5 \sim 0.6 \text{ m/s}$, 这范围代表频移为发射频率的 0.03% 至 0.76% (图 1—8)。虽然发射频率是在百万赫兹 (MHz) 范围 (每秒百万周), 而频移常常变换到人的听觉范围 (小于 20 kHz) 之内, 多普勒仪因此可把音频信号作为其输出之一。操作者用这种音频输出作为进行多普勒检查时的指导。

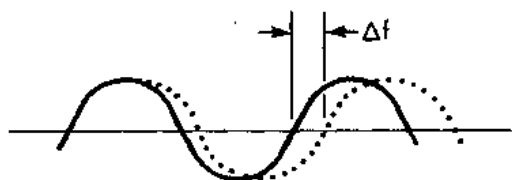


图 1—8 在多普勒超声心动图中, 在发射频率 (f_0 , 实线) 与接收频率 (点线) 之间的频移 (Δf), 是很小的 ($< 1\%$)。

在讨论有关夹角 θ 时已提到, 音频信号所包含的是由于多普勒效应而产生的频移, 这频移只占发射频率很小的百分数, 但它极其重要。它能使操作者识别频移为窄带型或是宽带型。窄带型的频移产生吹哨似的音乐声, 这说明信号含有的是相近的频率值, 表示在超声取样的有限区域内运动着的血流速度是相近的, 血流方向是一致的。这种类型的特征是层流或非扰动流。另一方面, 湍流或扰动流的特征是宽频带, 产生典型的粗糙刺耳的声音。说明在取样区域内有不同成分组成的频率, 这与取样处红血球的运动方向和速度有关。

频率分析

由运动着的红血球所反射并被接收的频率和 f_0 比较而产生的频移 (图 1—8) 送到扬声器作音频输出。此外,这些仪器还可提供显示频移的图像,以它的幅度作为时间的函数。由于血流在心脏或大血管中具有脉动的性质,红血球的运动速度随时间而改变。因此,持续时间短的超声通过红血球时,频移的频谱 (具有很多不同的速度及方向) 就含有各种不同的频移。音频输出虽有助于但不能提供对这些频率成份单个地进行分析。因此,这种信

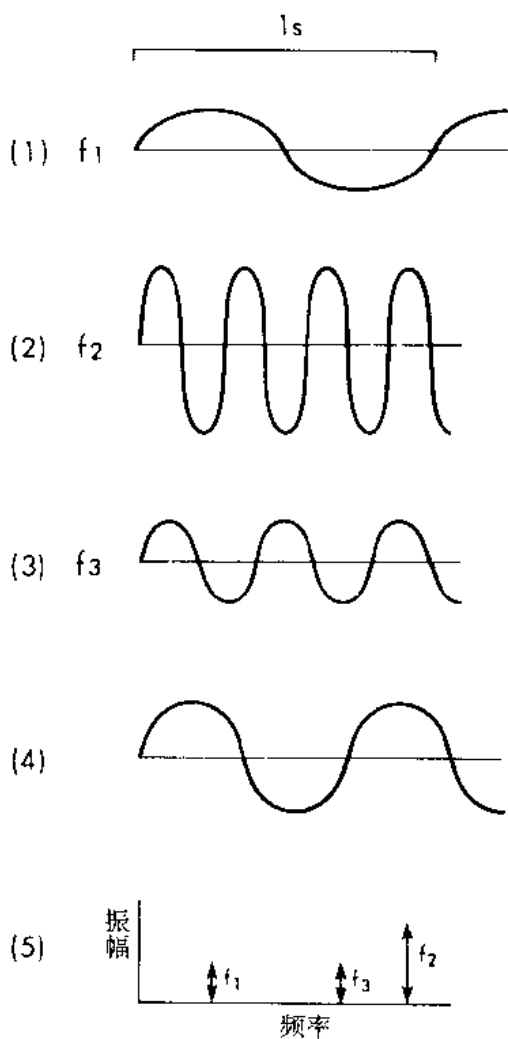


图 1—9 图示波形说明在同一取样区出现的超声频率。波形 (1) 显示低幅度及长周期 (低频, f_1); 波形 (2) 是较高的幅度及较短的周期 (较快的频率, f_2); 波形 (3) 显示为中等的幅度及周期 (中间频率 f_3)。三种波形的相加见图 (4), 它反映了合成后的幅度及频率。图 (5) 显示三个波形的幅度及频率, 是图 (4) 的波形用频率分析的方法显示出的三种成分。

号的分析在大多数多普勒仪的图像显示上是用数字（快速傅立叶转换，FFT）或模拟（Chirp Z）方法，对频移信号内的频率成分（频谱）分别进行计算。

详细叙述这些数字方法已超出本书范围，读者可参考这个领域的专著（见参考文献）。为了以图解说明，我们描绘了用多普勒技术在取样位置所探测到的三种频移的波形（图 1—9，(1) 图～(3) 图）。这些波形具有不同的频率及幅度，而把它们加在一起时，一个合成波形显示它们合成后的频率与幅度（图 1—9，(4) 图）。这样，FFT 或 Chirp Z（模拟算法）分析就有可能在合成频率中单个地描绘其含有的频率成分。

用仪器内的电子频率分析所得出的这些频率成份，以灰阶形式来显示（图 1—10），纵坐标表示幅度，横坐标表示时间，由操作者在听取音频输出的同时观察到这种显示，也可以与其他生理信息（如心电图）一起以各种的速度，记录在录像磁带或记录纸上。多普勒频移的幅度能显示出来（以 kHz 为测量值）或转换成速度，假设 θ 角的余弦值为 1，这样可用 cm/s 或 m/s 来进行测量。在本书中读者将会看到用不同多普勒仪器厂商生产的仪器进行频谱显示的例子（图 1—11）。

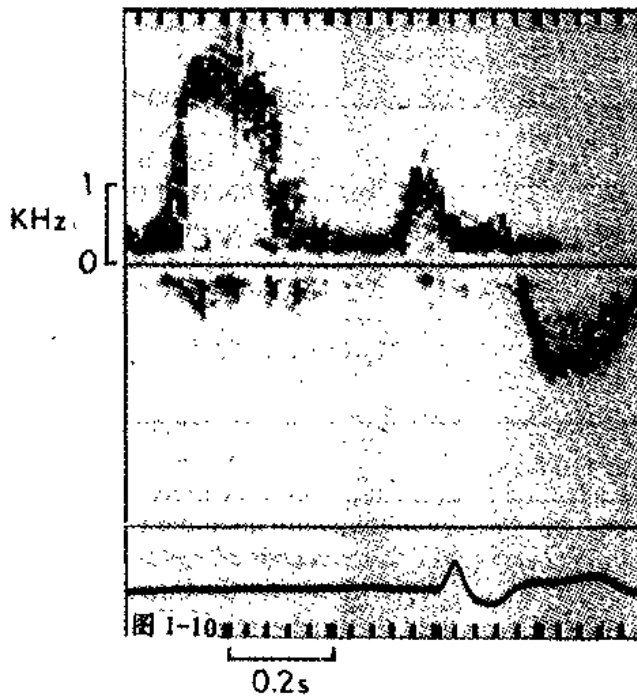


图 1—10 从左室流入道在舒张期取样，机内分析的频移频谱的典型记录（此例用 FFT 方法），纵座标上频谱的频率成份绘成时间（横座标）的函数。各图象元素的不同强度（灰度水平）代表这些成分的幅度大小。频谱相对换能器的方向由频谱位于零位基线之上（朝向）或之下（离开）来表示。在收缩期记录的频谱表示血流进入左室流出道，离开换能器，因此显示在零位基线之下。

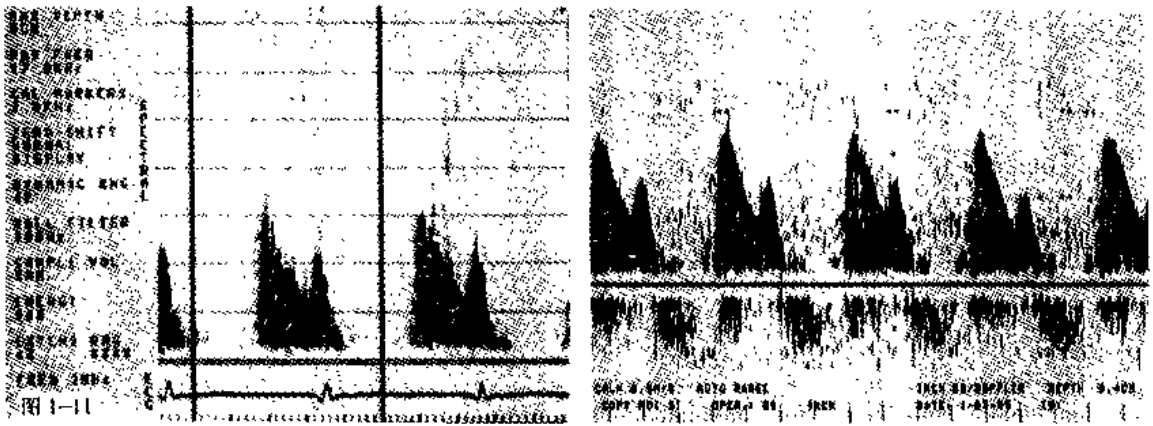


图 1—11 由一患者的心尖位置取样表示血流流经二尖瓣的频谱，频谱分析用快速傅立叶转换（左图）及模拟方法 Chirp Z（右图）。在左图，仪器描绘的频移量为 KHz，由操作者去换算成速度。其它调节以后说明。显示在底部的心电图（ECG）作为生理时间信号。在右图，垂直刻度用速度单位 m/s 标志，其它的说明如：取样位置（深度）与换能器的关系，表示在曲线的底部。

0 角的余弦

角度用作确定血流的方向

至此，为了简化，我们一直假设 θ 角的余弦值等于 1。这种假设表示血流方向与多普勒超声探测束平行（角度 $\theta=0^\circ$ ， $\cos\theta=1$ ，见图 1—5）。但是 θ 角的余弦值不仅在决定血流速度起重要作用，而且也表示在仪器的图象显示中血流方向与多普勒超声束的关系。对于血流方向，现在的多普勒仪用显示频谱在零位基线之上还是在零位基线之下来指示血流方向与换能器发射的超声波方向的关系。在多普勒取样处血流运动产生的频移，若血流方向朝向发射超声束时，显示在零位基线之上（图 1—12）；当血流方向与发射超声束方向相反时，频移显示在零位基线之下（图 1—13）。这个概念很容易理解，只要将公式 (1.1) 重新整理成下式：

$$\Delta f = \frac{V \times 2f_0 \times \cos\theta}{c} \quad (1.5)$$

我们再一次假设对一个已知 V 值的血流，平行及朝向超声源的方向运动（角度为 0° ， $\cos\theta=+1$ ，图 1—5）。这样，接收信号的晶体将会发现所获得的频率大于发射频率 f_0 ， Δf 是频率的增加（正号）。但是，如果我们现在把超声源变换 180° 还放到第一个位置（图 1—14），发射超声虽然还平行于血流的流动，但超声传播在血流的相反方向上（角度 $=180^\circ$ ， $\cos 180^\circ = -1$ ），这时所获得的 Δf 值，虽然在量上与以前的相同，但发现它却与 f_0 的关系是频率的降低（负号）。因此，在速度上（以及在频移上）的量相同，但在多普勒频谱显示上可表现为正性（零位基线之上）或负性（基线之下），以表达血流的方向（血流方向分别为朝向或离开换能器）。这原理与临床关系表现在用多普勒技术在升主动脉取样，从两个超声解剖窗口进行检查通过主动脉的血流时，可发现超声束与设想血

流方向相差 180° (图 1—12 及 1—13)。第二种情况是从超声心动图仪取样检测背离换能器方向的血流 (从左室进入升主动脉) 的多普勒频谱, 我们假设角度 θ 为理想的情况 ($\theta = 180^\circ$, $\cos 180^\circ = -1$), 所用载频为 3MHz (3000000Hz), 假想的频移为 4.0kHz (4000Hz)。在这种情况下, 接收频率为纯频率 2.996MHz (2996000Hz; 频率“下移”4kHz)。如果换能器是位于胸骨上窝处进行升主动脉的多普勒检查, 假设所有的理想情况如上所述, 接收频率将具有相同的频移 4.0kHz, 但纯频率为 3.004MHz (3004000Hz, 频率“上移”), 这与新的 θ 角余弦值有关 (角度 $= 0^\circ$, $\cos 0^\circ = +1$)。因此, 一个表示相同血流速度的给定频移, 由记录在零位基线之上或之下来表达有关血流方向与换能器关系的信息。

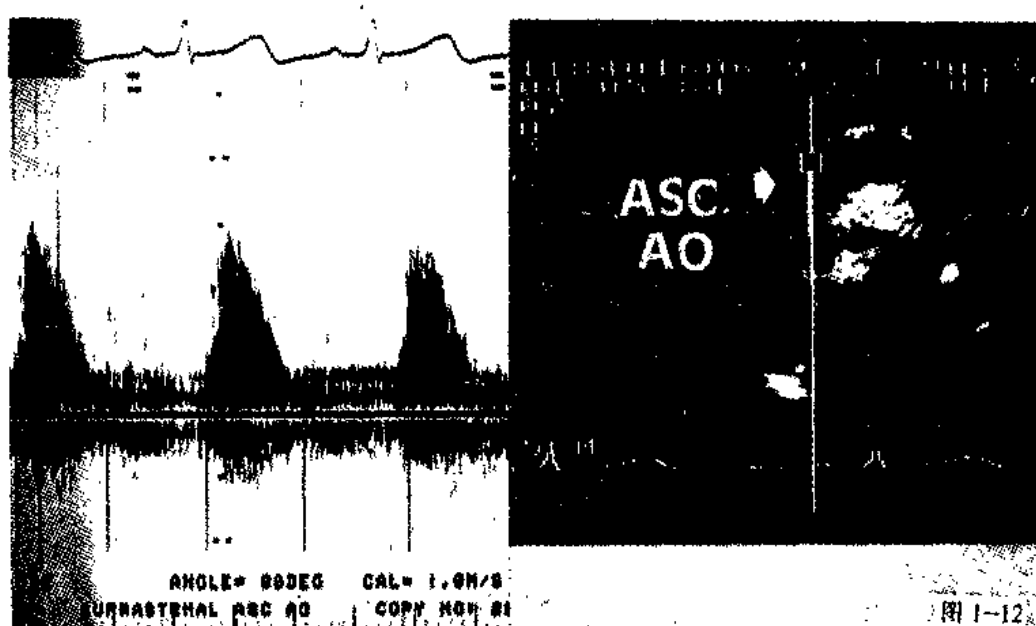


图 1—12 说明血流朝向换能器的频移 (换能器位于胸骨上窝, 通过主动脉在收缩期的血流)。ASC AO: 升主动脉

角度用作确定速度的大小

从上述可以明显地看出 θ 角的余弦值对速度量值的确定有影响。在临床实验室进行常规的多普勒超声心动图检查时, 测量目标是血流速度。因此, 操作者必须力求用最小的 θ 角度值 (其余弦尽可能接近到 1 或 -1) 获得尽可能高的 Δf 值 (该值将转换成 V 的最高值, 更接近于实际的 V 值)。正如上述, 这可用引导多普勒超声束的方向来达到, 即使它尽可能平行到想要探测的血流, 这可从实时二维超声心动图来判断, 但最重要的是, 以能收听到频移的最高音调 (仪器的音频输出) 及在图象显示上显示出尽可能最高的血流速度或频移来识别。在这方面, 多普勒超声心动图仪能同时或接近同时进行显像及多普勒显示 (包括音频讯号及图像讯号两者), 这极大地有助于获得精确的多普勒信息。