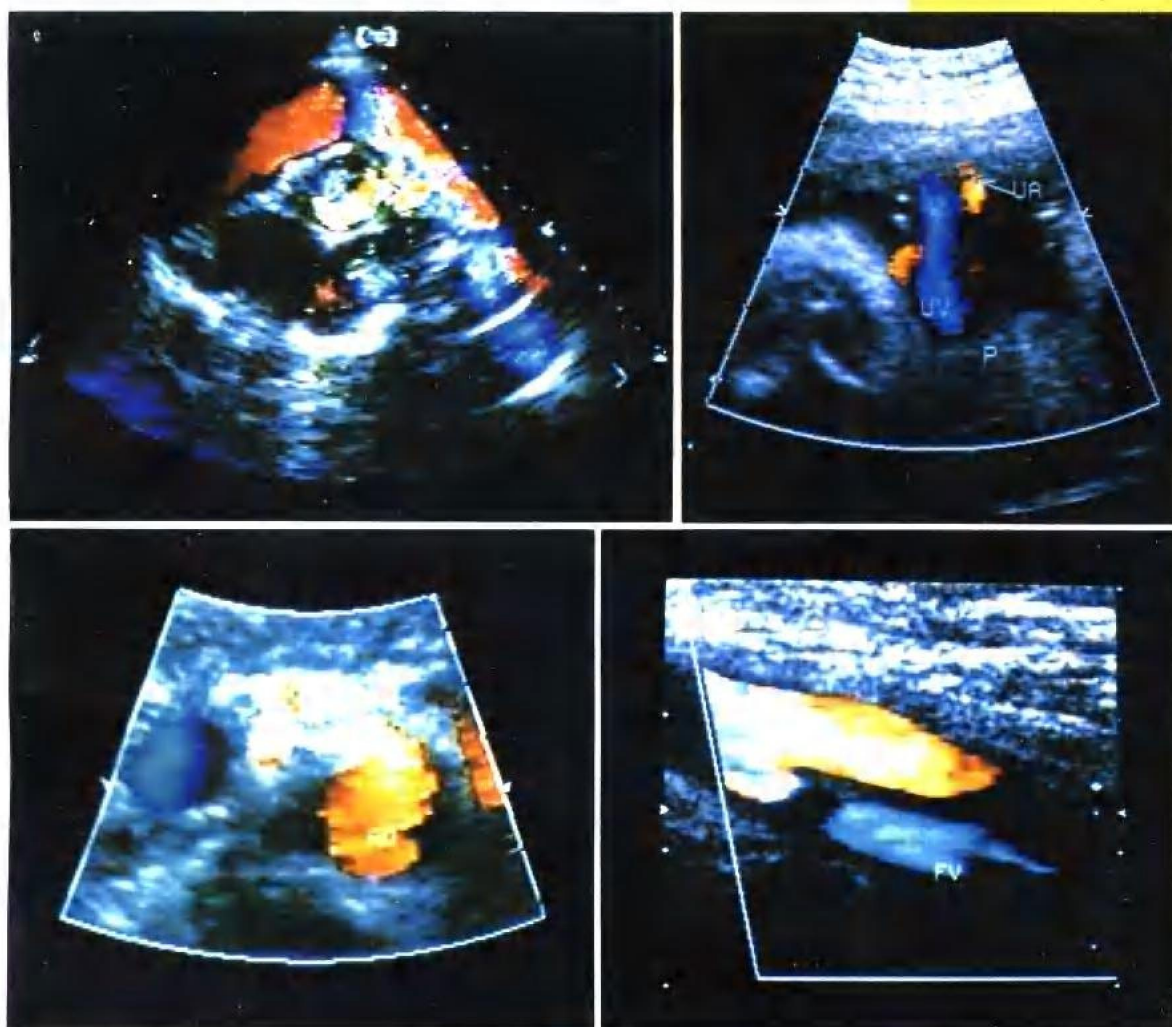


临床彩色多普勒超声诊断

王 炼 主编



5.1

航空工业出版社

97
R445.1
20
2

临床彩色多普勒超声诊断

王 炼 主编

XAP 2014



3 0147 0147 2

航空工业出版社

1996



C

539834

内 容 提 要

本书由中国人民解放军南京军区南京总医院超声科主任王炼主编。编著者根据多年临床经验和体会并吸取了近年来国内外有关专家学者的研究成果而作。全书共分多普勒诊断基础、心脏多普勒超声、腹部多普勒超声和外周血管多普勒超声四个部分,包括多普勒检查方法、正常血管以及正常图像和疾病的二维、彩色多普勒、脉冲多普勒等具体的图像表现、诊断指标、临床意义等,内容覆盖面大,图文并茂,直观易懂,操作性强。

本书以超声诊断医师为主要读者,也适合于广大临床医师阅读,以增加相关学科的知识。

图书在版编目(CIP)数据

临床彩色多普勒超声诊断/王炼主编. —北京:航空工业出版社,1996.10
ISBN 7-80046-924-7

I. 临… II. 王… III. 多普勒诊断仪-超声波诊断 IV. R445.1

中国版本图书馆 CIP 数据核字(96)第 7329 号

航空工业出版社出版发行

(北京市安定门外小关东里 14 号 100029)

航空工业出版社印刷厂印刷

全国各地新华书店经售

1996 年 10 月第 1 版

1996 年 10 月第 1 次印刷

开本: 787×1092 1/16

印张: 10.75

彩插 36 页

字数: 322 千字

印数: 1—2 600

定价: 68.00 元

前 言

80年代初,彩色多普勒超声技术问世,开始用于心脏,随之广泛用于腹部、外周血管及小器官等各方面。我国近十年来已有广泛应用和长足发展,但至今为止这方面的专著还很少,远远不能满足当前的发展。鉴于此原因,作者根据本院历年来在临床工作中的一些体会,并且翻阅了大量的国内外文献,编写了这本《临床彩色多普勒超声诊断》。书中对二维图像的表现仅作简要介绍,而详细介绍了多普勒原理、各系统疾病的频谱多普勒、彩色多普勒表现及其诊断要点。为了便于理解,书中还附有示意图和典型的图片。纵观全书图文并茂,笔者认为此书内容丰富、结构严谨,反映了彩色多普勒临床应用的现状和进展。本书适合于超声医务工作者和临床医师,也可作为医学院校影像系学生的参考书籍。本书的出版必将促进超声诊断技术的发展,会受到超声界同行的欢迎。

张爱宏

1995年12月

编 著 者 名 单

王 炼	南京军区南京总医院	副主任医师
姚绍球	南京军区南京总医院	副主任医师
杨 斌	南京军区南京总医院	副主任医师
方熙珍	南京军区南京总医院	副主任医师
傅宁华	南京军区南京总医院	副主任医师

目 录

第一章 多普勒超声诊断基础	(1)
第一节 多普勒超声原理.....	(1)
第二节 多普勒超声的局限性和伪像.....	(3)
第三节 多普勒血流信号频谱显示.....	(5)
第四节 多普勒超声检查方法.....	(7)
第五节 多普勒超声测量	(10)
第二章 心脏及大血管多普勒超声诊断	(15)
第一节 心脏及大血管解剖	(15)
第二节 心脏及大血管检查方法	(17)
第三节 正常心脏各腔室和大血管多普勒超声表现	(22)
第四节 心脏瓣膜病的多普勒超声诊断	(30)
第五节 先天性心脏病的多普勒超声诊断	(37)
第六节 心肌病的多普勒超声诊断	(53)
第七节 冠心病的多普勒超声诊断	(56)
第三章 消化系多普勒超声诊断	(59)
第一节 肝脏及其血管解剖	(59)
第二节 肝脏及其血管检查方法	(61)
第三节 正常肝脏及其血管多普勒超声表现	(62)
第四节 肝脏疾病多普勒超声诊断	(64)
第五节 胃肠血管解剖	(73)
第六节 胃肠血管检查方法	(74)
第七节 正常胃肠血管多普勒超声表现	(75)
第八节 胃肠血管疾病多普勒超声诊断	(76)
第四章 泌尿生殖系多普勒超声诊断	(77)
第一节 肾脏及肾血管解剖	(77)
第二节 肾脏及肾血管检查方法	(78)
第三节 正常肾脏及肾血管多普勒超声表现	(80)
第四节 肾脏疾病多普勒超声诊断	(81)
第五节 男性生殖系多普勒超声诊断	(88)
第五章 女性生殖系多普勒超声诊断	(90)
第一节 盆腔解剖	(90)
第二节 女性生殖系检查方法	(91)
第三节 正常盆腔脏器多普勒超声表现	(93)
第四节 子宫疾病多普勒超声诊断	(95)
第五节 卵巢疾病多普勒超声诊断	(98)

第六节 妊娠疾病多普勒超声诊断·····	(100)
第七节 胎儿疾病多普勒超声诊断·····	(103)
第六章 浅表器官多普勒超声诊断·····	(105)
第一节 眼球和眼眶血管解剖·····	(105)
第二节 眼球和眼眶血管检查方法·····	(106)
第三节 正常眼球和眼眶血管多普勒超声表现·····	(107)
第四节 眼球和眼眶疾病多普勒超声诊断·····	(108)
第五节 甲状腺及其血管解剖·····	(112)
第六节 甲状腺及其血管检查方法·····	(113)
第七节 正常甲状腺及其血管多普勒超声表现·····	(114)
第八节 甲状腺疾病多普勒超声诊断·····	(115)
第九节 乳房及其血管解剖·····	(118)
第十节 乳房及其血管检查方法·····	(118)
第十一节 正常乳腺多普勒超声表现·····	(119)
第十二节 乳腺疾病多普勒超声诊断·····	(119)
第七章 外周血管系多普勒超声诊断·····	(123)
第一节 周围血管解剖·····	(123)
第二节 周围血管检查方法·····	(126)
第三节 正常周围血管多普勒超声表现·····	(129)
第四节 周围血管疾病多普勒超声诊断·····	(134)
第八章 颅内血管系多普勒超声诊断·····	(143)
第一节 颅内血管解剖·····	(143)
第二节 颅内血管检查方法·····	(146)
第三节 正常颅内血管多普勒超声表现·····	(148)
第四节 颅内血管疾病多普勒超声诊断·····	(150)
参考文献·····	(158)
编后语·····	(164)
彩色插页·····	(1~36)

第一章 多普勒超声诊断基础

第一节 多普勒超声原理

一、多普勒效应

多普勒效应是奥地利物理学家 Christian Johann Doppler(1803~1853)于 1842 年首先提出的,即在声源和接受器之间存在相对运动的情况下,所接收到的信号频率与声源的频率有差别,这种效应称为多普勒效应。而接收信号频率 f_R ,声源频率 f_D 称为多普勒频移,相应的差频信号称为多普勒信号。

由于多普勒效应,接收信号频率与声源及接收器的运动速度之间的关系为:

$$f_R = \frac{c + V_R}{c - V_S} f_S \quad (1-1)$$

式中, c 为声波通过介质的声速, V_R 和 V_S 分别为接收器朝着声源方向运动的速度及声源朝着接收器方向运动的速度,如果接收器的运动方向与其朝着声源的方向的夹角为 θ_R ,声源运动方向与其朝着接收器的方向的夹角为 θ_S ,则上式应修正为:

$$f_D = c + \frac{V_R \cos \theta_R}{c - V_S \cos \theta_S} f_S \quad (1-2)$$

多普勒频移则为:

$$f_D = f_R - f_S = \frac{V_R \cos \theta_R + V_S \cos \theta_S}{c - V_S \cos \theta_S} f_S \quad (1-3)$$

通常,接收器的运动速度远小于介质的声速,故上式可简化为:

$$f_D = \frac{1}{c} (V_R \cos \theta_R + V_S \cos \theta_S) f_S \quad (1-4)$$

对于声波入射于运动的反射体或散射体的情况,如果声源和接收器为同一换能器,或位于很靠近的位置,且静止不动,这时,可将反射体既当作运动的接收器又当作运动声源来处理。也就是说,对于声源来讲,此反射体接收声波,可视为运动接收器;而对接收器而言,此物体又可视为运动声源。因而,接收器所收到的信号的多普勒频移包含了运动反射体的两种作用,故可以表示为:

$$f_D = \frac{2V}{c} \cos \theta f_S \quad (1-5)$$

或

$$V = \frac{c f_D}{2 \cos \theta f_S}$$

式中 c (声速)已知(超声波在人体中传播速度为 1540m/s), f_S (发射频率)已知,当测出 f_D 和 θ 角后,反射(或散射体)运动的速度 V 就可测得。 θ 为其运动方向与其朝着换能器方向间的夹角。

通常在超声诊断中碰到的都是换能器固定,而反射(或散射)体运动,如多普勒诊断仪检查人体内血流情况等。因而,式(1-5)是多普勒效应在超声诊断中应用的主要依据,就是通过多普

勒频移来得到体内运动器官及血流的运动速度。

二、连续波、脉冲波多普勒和彩色多普勒

根据多普勒效应建立的血流测量方法应用在超声诊断仪大致可分三类。

(一) 连续波多普勒(Continuous Wave Doppler, CWD)

连续波多普勒采用二组晶片、一组晶片发射恒定不变的超声波,而另一组晶片恒定不变地接收反射或散射波。由于它是连续发射和接收超声,血流和组织运动多普勒频移全部沿声束出现而被接收,所以它没有距离分辨能力,无法判断回声的确切部位。另外,它取样于整个血管的内腔,因此它对于涡流导致的频谱增宽改变不甚敏感。它的优点在于不受高速血流限制,对狭窄部位高速血流尤为适合。临床应用是根据解剖部位、血流方向、多普勒频谱来进行分析。

(二) 脉冲波多普勒(Pulsed Wave Doppler, PWD)

脉冲多普勒单个换能器在很短的脉冲期发射超声波,则对应于每一个发射脉冲,该运动物体散射回来的信号的延迟时间不同,用一距离选通门选出需显示的深度的物体的散射回波信号。也就是说由于发射脉冲的宽度与纵向分辨率有关(宽度愈小,纵向分辨率愈高),所以每一个脉冲所占时间很短(通常 $1\sim 2\text{ms}$)。而两个脉冲之间的间隔时间较脉冲本身的宽度大得多。这样,换能器发射第一个脉冲信号后,处于接收状态。当接收到运动物体的回波信号后,换能器又发射第二个脉冲。发射后又处于接收状态……,依次类推。接收时间人为控制,所以,若发射脉冲后根据回波返回的时间,就可算出声速往返的距离。有下列关系式:

$$D = \frac{1}{2}cT \quad \text{或} \quad T = \frac{2D}{c} \quad (1-6)$$

c 为人体软组织平均声速(大约是 1540m/s), T 为从发射到接收时间, D 为声速往返的距离。这样控制接收延长时间 T , 就实现了检查目标的深度选择,称为“时间选通”或“距离选通”。经过距离选通可以对心脏或血管特殊区域测量血流。这个取样区域称之为取样容积。取样容积长度取决于取样脉冲持续时间,其宽度取决于取样处的声束直径。假如取样脉冲持续时间为 1.5ms , 则取样容积长度约 0.2cm 。

(三) 高频脉冲重复频率多普勒(High Pulsed Repetition Frequency, HPRF)

是脉冲多普勒的一种变异。HPRF 多普勒工作时,探头发射一组超声脉冲波,不等采样部位的回声信号返回探头,又发射出新的超声脉冲波,这样于一个超声束方向上、在不同的深度可以有一个以上的取样容积。目前的仪器大多是三个取样容积,这样第二组超声发射后探头接收到的是第一个取样容积来的回波,第三组超声脉冲波发射后,探头接收的是第二个取样容积采到的回波,依此类推,这样就将 PRF 加倍 $\left(\text{PRF} = \frac{1}{t}\right)$,检测到的最大频移也就增加了一倍,探查深度也缩小 $\left(d_{\max} = \frac{c}{\text{PRF}}\right)$ 即 PRF 愈高,采样深度愈小,最大可测流速增加三倍,HPRF 多普勒增加了速度可测范围,却牺牲了距离分辨能力。有人说,它是介于 PW 和 CW 之间一种技术。

(四) 彩色多普勒血流显像(Color Doppler Flow Imaging, CDFI)

是采用运动目标显示器(Moving Target Indicator, MTI)、自相关函数计算、彩色数字扫描转换和彩色编码技术,把断面图结构和血流,在断面图上的流速空间分布状态以色调的变化重叠显示,实现了解剖断面和血流空间分布断面的实时二维重叠显示。它的基本原理:MTI 滤波器可消除低频信号(即心室壁、瓣膜、血管壁等所产生),仅提取血流信号送入自相关器作自相

关检测。自相关技术拥有高速处理数据的能力,能迅速测出血流速度、血流方向和血流分散度,但不能给出采样容积中瞬时流速范围,经自相关检测的结果送入速度计算器和方差计算器求出的是平均速度,所以它不能定量分析血流速度。这个平均速度连同经FFT处理后的血流频谱信息及二维图像信息一起存放在数字扫描转换器中。为了形成二维彩色血流图,在某一角度范围有32~64条采样线,每条采样线可取128~256个采样点组成一幅在二维图像上重叠的彩色血流图。

彩色血流显像图与脉冲多普勒同样,显示的深度受脉冲频率影响,若显示深层部位的血流(脏器血管)脉冲重复频率就要减少,这样一来就限制了测定最大血流速度的范围。因而在实际工作中,当检查的血管部位较深、血流速度较快时就会出现与PW同样的折返现象即血管内出现多彩镶嵌样图形,类似湍流图像,给诊断带来困难,易出现假阳性。

彩色多普勒血流显像的另一制约就是每秒帧数的范围。因为彩色血流显像的帧速率与采样点数、探测深度的乘积是一个常数,互相制约。采样点愈多,愈能提高血流信息的信噪比,增加探测的敏感度,而成像的帧速率便会降低,失去实时性。若增加了彩色显像的角度范围(彩色取样框大小)或增加深度,同样会减少帧数。帧数下降,导致时间分辨能力下降,就无法分辨细小血流。因此,在实际应用中,尽量减小彩色取样框,选择最短的扫查距离(声波发射和发射的时间缩短)来提高帧数。

第二节 多普勒超声的局限性和伪像

尽管多普勒超声广泛应用于临床,给临床带来诸多方便,但必须了解它的局限性而由此产生的伪像,便于更准确的阅读图像。

一、连续波多普勒

无距离选通能力,凡在声束轴上的运动目标均进行检测,因此就无法确定信息产生的确切部位。若声束轴同时存在多条血管,且血流方向相同,显示出的是多根血管内血流信息的重叠。

连续波多普勒通常采用频谱较低的探头,导致探头灵敏度降低,对慢速血流无法检测。

二、脉冲多普勒

(一) 脉冲重复频率与最大测量速度:上面已提到脉冲多普勒测量血流速度受脉冲重复频率(PRF)的制约。准确显示血流速度大小和血流方向,必须满足下列公式:

$$f < \frac{1}{2} \text{PRF} \quad (1-7)$$

PRF为尼奎斯特频率极限(Nyquist Frequency Limit, NFL),若多普勒频移(也可以换算成血流速度)超过这一极限,脉冲多普勒所测量的频率改变会出现大小和方向的伪差,即混叠(Aliasing)。在频谱显示上表现为频移信号充满在最大显示范围,并有部分折叠。当多普勒频移进一步加大($f > \text{PRF}$)时,频移信号在充满频谱最大显示范围之后,出现多次折叠。

(二) 脉冲重复频率与最大扫查深度的限制

脉冲多普勒测量的最大深度 $d_{\max}$ 受到脉冲重复频率的制约,即二个发射脉冲的时间间隔所决定,最大扫查深度公式是:

$$d_{\max} = \frac{c}{2\text{PRF}} \quad (1-8)$$

脉冲重复频率愈高,扫查的深度也愈小。反之扫查深度愈大。这样,依据检查不同深度的血管来选择探头频率可以获得满意的血流信息。

(三) 最大测量距离与最大测量速度之间的限制

根据多普勒方程

$$f d_{\max} = \frac{2V_{\max}}{c} f \cos\theta$$

$f d_{\max}$ 为最大多普勒频移, $V_{\max}$ 为最大待测血流速度。

将(1-8)式代入上式整理:

$$d_{\max} \cdot V_{\max} \leq \frac{c^2}{8f_0} \operatorname{tg}\theta \quad (1-9)$$

可见当 f 一定时, $d_{\max} \cdot V_{\max}$ 乘积固定,扫查的深度越深,可测的速度范围越小,二者相互制约。

(四) 距离分辨率与速度分辨率

距离分辨率和速度分辨率之间存在矛盾,欲距离分辨率高,速度分辨率便低。反之亦然。因为,距离分辨率由采样容积即有效声束直径和发射脉冲的脉宽决定。采样容积小,脉宽窄,距离分辨率则高。但脉宽愈窄,发射脉冲的频带便愈宽,因而多普勒频谱占据区间也愈宽,不易确定明确的多普勒频移。这样,频率分辨率便要降低。可见速度和距离的测不准原理是由于发射超声信号的带宽 $\times$ 脉宽=有限值而造成的。

三、彩色多普勒的局限性和伪像

(一) 色彩倒错

血流流速方向通常以红、蓝两种颜色分别表示。按惯例,以红色表示血流朝向探头而来,以蓝色表示血流离开探头。在二维扫描图像上,扫描线上任一采样点的流速均可分解为与扫描线平行和垂直的两个速度分量。与扫描线平行的速度分量迎向探头,以红色表示。与扫描线平行的速度分量离开探头而去,以蓝色表示。与扫描线垂直的速度分量则不显色。这样即使在同一根血管同一方向的血流,由于相对于声束的位置不同而表示为方向相反的色彩。所以在判别血流方向时应注意采样点在二维图像中的位置及其与扫描线方向之间的关系。

(二) 彩色亮度

亮度代表流速大小。在同一根血管同一流速也会出现不同的亮度。这是因为不同的采样点受到超声与血流夹角的影响,夹角较大时,流速显色较暗,夹角较小时,流速显色较亮,而实际上两点间流速相同。

(三) 低帧率

在每帧图像上扫描线的密度、帧率、彩色框的宽度或穿透的深度这几个因素相互制约。

$$\text{扫描线密度} = \propto \frac{\text{PRF}}{W} \text{FR} \cdot Z \cdot N \quad (1-10)$$

PRF 是脉冲重复频率, W 是彩色框宽度, FR 是帧率, Z 是声波穿过的深度, N 是沿每根扫描线发射脉冲的数目。

从(1-10)式可见扫查深部组织,帧率就降低,低帧率导致心动周期中快速改变的表现没有充分显示。例如在较大静脉,如下腔静脉或正常的下肢动脉出现的短时相返流。彩色血流图显示返流在血管内的某个区域,当然实际上返流不是局限在某个区域,而是在特定的时相,分布在整个血管腔内。因为记录全部彩色图像的时间最后成像是返流在某个特定的区域,这有可能

引起诊断上的误解。

(四) 色彩错位

色彩错位是指在二维灰阶图像和彩色血流图之间形成排列误差,在机械探头最易出现。原因是在采样过程中晶片摆动无法停止。这导致每个脉冲行进的路线有轻度偏移产生,造成彩色图拖影,扩展到灰阶图上。在高帧率和/或宽取样框就容易出现。

(五) 混叠

脉冲多普勒测量血流速度受脉冲重复频率(PRF)的制约。

$$f < \frac{1}{2} \text{PRF} \quad (1-11)$$

但 $f = 2f \frac{V}{c}$, f 是超声波发射频率,

探查的最大深度与脉冲重复频率之间的关系是

$$\text{PRF} > \frac{c}{2R} \quad (1-12)$$

二者之间的关系是

$$V_R < \frac{c^2}{8f} \quad (1-13)$$

若血流速度超过这个极限,所测量的速度就会出现大小和方向的伪差,即混叠。其表现是血管内充满五彩镶嵌样图形,类似湍流图像,易出现假阳性的诊断。

(六) 重影

由血管壁运动所产生的低速、高振幅信号在显示时导致低振幅信息的丢失和错位。这种伪像通常用壁滤波器来去除。

(七) 探头与血管空间几何关系引起的伪像

血流方向与声束方向之间的关系可能引起对血流方向判断的失误。这种误差用图 1-1 表示:狭窄管腔的远端,血流呈分散状,其中有部分血流方向与声束方向垂直或接近垂直,导致频移太小,故这一部分血流在彩色血流图上无色彩显示,只有超过壁滤波器的频移才能显示色彩。如果将测标放在这个方向上来测量血流速度,就会产生很大的误差。

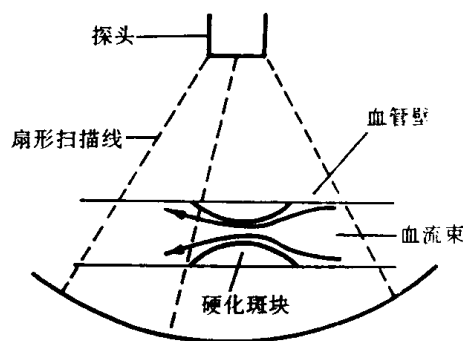


图 1-1 血流方向与声束夹角的关系图

(八) 瞬时分辨率

彩色血流系统获得一条扫描线需 2ms,因此在采样时从一条扫描线到下一条扫描线的时间里血流已经发生了改变,这种改变瞬时,是无法在血流图上显示出来的。

第三节 多普勒血流信号频谱显示

频谱分析可以对血流信息取出定量的数据,因而被广泛采用。它的横轴为时间轴,它的纵轴为频率轴,用某一时刻取样容积内速度相同的红细胞的数目多少来调制显示屏上光点的辉度。相同速度的红细胞数目多,则散射回声强,光点亮,反之,光点暗。因此频谱图中的频谱宽

度反映了血流中的速度变化。层流的情况下,频谱图中频谱宽度窄,湍流的情况下,速度变化大,频谱宽度宽。

一、频谱分析

血流中红细胞运动速度都不尽相同,在同一时刻,它们将产生多种频移。这些频移返回到换能器而成为复杂波,包括所有红细胞在超声束内向各处运动的各种速度。同时,具有相同流速的红细胞的数量也不一样,所产生的振幅信号强度也不尽一致。另外,由于血流搏动的影响,信号频率和振幅将随时间而变化。所以,血流信息是空间和时间的函数。把形成复杂振动的各个简谐振动的频率和振幅找出来,列成频谱,称为频谱分析。现代多普勒超声测量血流信息均采用快速傅里叶(FFT)频谱分析法。快速傅里叶变换是通过微处理机来执行的。对复杂信号通过计算机处理作出计算,就能鉴别现有信号各种各样频率移动和这些频移信号的有关流向。分析这样 FFT 过程,导致区分复杂的混合信号分解为单个频率元素。

二、频谱显示

血流的频移信号经计算机处理后以灰阶频谱的方式在二维图像上显示出来。频谱图上横坐标代表血流持续时间,以秒为单位。纵坐标代表速度(或频移)大小,用 m/s 或 cm/s 为单位。动脉由于受心脏泵血影响表现出的波形分为收缩期峰和舒张期末。“收缩期峰速度”指在心动周期内达到收缩峰频率和峰速的位置;“舒张期末”指将要进入下一个收缩期的舒张期最末点;在波形下方无频率显示区域称为窗。窗清晰或充填在一定程度上反映了血流状态;层流时速度分布范围小,窗则清晰。湍流时,速度分布范围大,窗则充填。“中间水平线”(横坐标)代表零频移线即基线,在基线上面频谱图为正相频移,血流朝向探头。在基线下面则为负相频移。血流方向背离探头;但也可互相反转。“频带宽度”表示频移在垂直方向上的宽度,即某一瞬间采样血流中血细胞速度分布范围的大小,如速度分布范围大,频带则宽,反之频带窄。“频谱亮度”即信号幅度。它表示某时刻取样容积内流速相同的红细胞数目多少,数目多,则散射回声强,亮度明亮(灰阶级高),反之则暗。如图 1-2 所示。

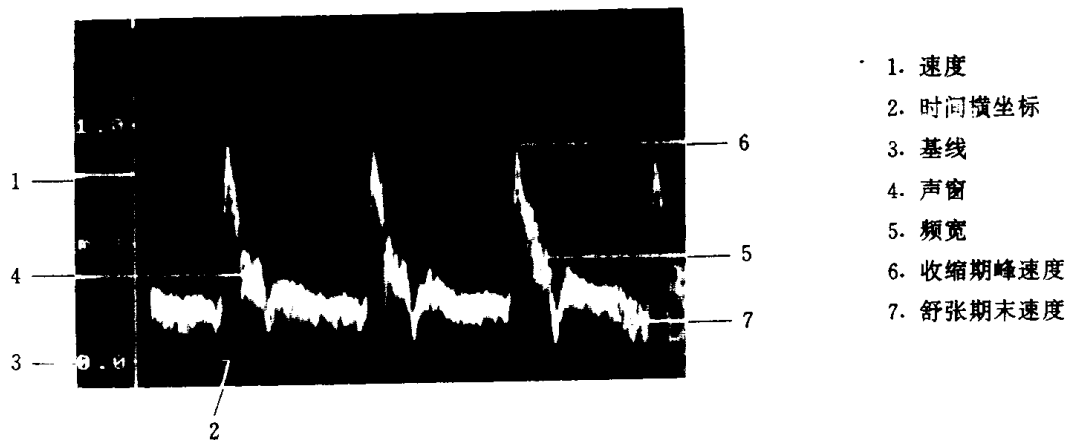


图 1-2 脉冲多普勒频谱图

三、波形分析

灰阶频谱波形的形态及振幅高低包含了血流阻力的信息。

（一）血流阻力的判断

通过“收缩期”和“舒张期”振幅的高低可以判断出血流阻力；高阻力低流速或低阻力高流速。

（二）血流方向的判断

基线上下的波形反映了某一时刻取样处的血流方向。

（三）血流速度范围的判断

频带宽度反映了某一时刻取样处红细胞速度分布范围的大小，对判断血流状态即层流、逆流或涡流有帮助。

第四节 多普勒超声检查方法

一、检查前准备

（一）病人的准备

1. 消化系检查前准备：病人空腹，需禁食 8 小时以上。其目的，一是能减少胃肠气体的干扰，二是能保证测量血流速度和流量的准确性，如门静脉血流速度和流量的测定就受进食、药物等多种因素影响。

2. 盆腔检查：早期妊娠和妇科检查采用经腹壁法，检查前饮水 500~1000mL，以保证检查时膀胱适度充盈。其目的，一是可以将周围肠管推开，更好显示盆腔脏器，二是通过膀胱这一声窗，使盆腔的血管结构显示的更清晰，便于进行彩色和脉冲多普勒检查。采用经阴道检查法检查时则应排空膀胱。晚期妊娠者检查无需准备。

3. 心脏、外周血管、泌尿系检查：心脏、外周血管及泌尿系的肾脏、睾丸、阴茎检查一般无需准备。对不配合检查的小儿可适当给予镇静剂，以保证检查顺利进行。

（二）医师的准备

1. 超声医师必须熟悉各脏器、各肢体的血管解剖表现及相应的生理和病理状态下血流动力学变化的知识。

2. 超声医师在检查前必须了解病人的病史、临床症状和体征，以及相关的其他特殊检查资料，如化实验室检查、CT、MR 等。

二、仪器和探头的选择

（一）仪器的选择

目前多普勒超声诊断仪种类繁多，既有二维图像和脉冲多普勒，连续波多普勒相结合的双功多普勒超声诊断仪，又有同时具备彩色多普勒、脉冲多普勒、连续波多普勒等多种功能于一身的彩色双功多普勒超声诊断仪，还有无二维图像，仅有频谱显示的单一多普勒诊断仪。检查者可根据自身条件，病人检查需要而选择不同类型的仪器。一般来说彩色多普勒功能多，检查范围广，可适用于各种脏器、肢体血管的检查，特别是最近生产的一些高档仪器，对于检出腹腔和肢体的细小、慢速血流无疑是很重要的。

（二）探头的选择

根据不同检查部位选择不同频率的探头。胸、腹部检查多采用 3.0~3.5MHz 频率探头。浅表器官如眼球、甲状腺、乳房，外周血管如颈部、上、下肢体血管等，多采用 5.0~10.0MHz

频率探头。颅内血管则采用 2.0~2.5MHz 频率探头。体腔探头检查,如经阴道检查,探头则多采用 7.5MHz 频率。

(三) 扫描方式选择

目前仪器配有多种扫描方式的探头。常用的有扇形扫描、线阵扫描、凸阵扫描、环阵扫描等。

1. 扇形扫描:心脏、颅脑检查多采用此种扫描方式,其优点是探头小、操作灵活、声窗小、可通过肋间隙扫描、对深部范围显示面广。缺点是对近场范围显示面小、容易漏诊近场的病灶。目前一些高档仪器具有的扇扩功能能解决这一弊端。

2. 凸阵扫描:腹部、盆腔脏器检查选用此种扫描方式较好。其特点是与体表接触面较线阵扫描方式好、操作方便、便于肋间和盆腔检查,与扇形扫描方式比较则显示近场范围的病变要好,但操作不如扇扫灵活。

3. 线阵扫描:与凸阵扫描方式相同,适用于范围较大的病变,如腹腔脏器的检查,其长处是对近场和远场病变均能很好显示,但探头较大,使用笨拙,对被肋骨遮挡的部位及脏器的边缘部位容易漏诊。此种探头还适用于浅表器官及外周血管的检查,与扇形扫描探头比较,该探头操作稳当,显示近场病变范围大。

三、仪器的调节

不同的多普勒超声诊断仪尽管调节方式不同,但仍共同具有最基本的调节方式。本节仅对基本调节方式作一介绍。

(一) 灵敏度的调节

灵敏度有 TGC 曲线和增益组成。不同仪器的增益设置不同,有的仪器二维图像彩色多普勒和脉冲多普勒的增益是分开独立设置的,有的仪器则合为一个增益。增益调节要根据受检者不同体型、不同检查部位以及同一部位的不同深度及时进行调整。增益过高,会出现噪声及分辨率下降,造成与血流紊乱的图像混淆。增益过小,又可使某些信息显示不清,造成细小血管慢血流的丢失现象。

(二) 后处理的选择

后处理包括亮度后处理和空间后处理,后处理的设置可根据回声幅度的动态范围,选择变换适当的显示窗口,检查医师可根据需要调节,以便使图像更为清晰。也有仪器根据不同脏器回声状况先预设好后处理,超声医师只需撤按待检查脏器的名称,即可进入检查状态,无需再调节后处理,使检查更为方便。

(三) 探测深度选择

根据探测部位可调节不同深度。浅表脏器、外周血管探测深度 4~6cm 即可,腹部脏器检查探测深度约 12~20cm。

(四) 彩色多普勒调节

1. 发射功率:它是控制从探头输出,进入人体的超声波能量。检查深部脏器血管时,可加大发射功率,提高进入人体的超声波能量,可改善彩色多普勒的图像质量。但应注意,在胎儿及生殖器官检查时应减小发射功率。

2. 色标或量程:根据所检查血管内血流速度的不同,合理选择色标或量程。流速较高的血流,若用较低的色标,就会出现混叠现象。若检查慢速血流时,色标选择过高,则血管腔内因慢血流的信息丢失,而无色彩充填,造成错误诊断。

3. 彩色增益:选择合适的增益,以二维图像上无噪声的色彩斑点为益。

4. 彩色取样框:将彩色取样框尽量放在“感兴趣区”,若取样框过大,且部位太深,就会降低帧率。

5. 调节彩色框角度:应根据血管走行调节彩色框的角度,对彩色多普勒来说,角度的影响也很重要,因血流角度的改变,也就是血流方向的改变,而血流方向的改变决定了色彩的颜色。同一血流在不同角度时会出现不同色彩。

6. 滤波器的调节与脉冲多普勒调节原则相同。

(五) 脉冲多普勒调节

1. 取样容积的调节:流经取样容积的红细胞速度分布在脉冲多普勒频谱的频宽中得到反映,取样容积小,所包含的红细胞速度分布范围小,故频谱比较窄。取样容积大,所包含的红细胞速度分布范围大,故频谱较宽。如取样容积包含整个血管,则形成充满性频谱,不存在声窗因而在心脏检查时要尽量避开房、室间隔、瓣膜或血管管壁,避免在太深位置取样。

2. 取样角度的调节:根据多普勒方程,多普勒频移:

$$f_D = \pm \frac{2V \cos\theta}{c} f_0 \quad (1-14)$$

多普勒频移 f_D 的大小除取决于血流速度 V 和发射频率 f_0 外,还取决于速度与声速之间的 θ 角,当 $\theta=0^\circ$ 时, $\cos\theta=1$, 故 f_D 最大;当 $\theta=90^\circ$, $\cos\theta=0$, $f_D=0$ 。因此可见 θ 角度越大, f_D 就越小。因此在使用多普勒超声时,必须使声束与血流的夹角 $<60^\circ$ 。

角度对脉冲多普勒频谱表现在当角度增大时,频谱的振幅就被压缩,影响血流速度测量的准确性及对血流量的定量分析,出现假阴性结果。

3. 壁滤波器的调节:用脉冲多普勒检测血流除检测到血流信号外,还混入了血管壁信号,在检查心脏时还混有心壁、瓣膜、腱索等运动产生的低频多普勒信号,这些信号必须用滤波器滤去。探测外周血管选用 100Hz 低频壁滤波器,心脏检查选用 $>200\text{Hz}$ 的壁滤波器。

四、血管检查内容

(一) 血流速度有无异常

血流速度的异常表现在所测流速高于或低于正常范围。脉冲多普勒是通过直接测量频谱图中频移的振幅,振幅高血流速度就快,反之振幅低速度就慢。彩色多普勒通过观察血流色彩亮度判断流速,色彩鲜亮,甚至发白色即表示流速快,反之色彩暗淡则表示流速缓慢。

(二) 血流时相有无异常

血流时相的异常表现在血流的持续时间长于或短于正常,或出现在正常情况下不应出现的时相。脉冲和连续多普勒通过观察血流频谱与心动周期之间的关系,明确有无血流时相的异常。彩色多普勒采用逐帧分析或彩色血流的 M 型显示来确定有无时相的异常。

(三) 血流性质有无异常

血流性质的异常表现在血流由层流状态变为湍流,甚至涡流状态。正常血流为层流,脉冲多普勒表现为,速度梯度小,频谱窄,频谱光点密集,包络比较光滑,频谱与基线之间有明显的空窗。血流声音平滑且具有乐感。彩色多普勒表现为血流颜色为单一而均匀的色彩。异常血流为湍流或涡流,脉冲多普勒表现为,速度梯度大,频谱增宽,频谱光点疏散,包络不光滑,呈毛刺状,频谱与基线之间的空窗消失。血流声音粗糙刺耳。彩色多普勒表现为血流为绿色的斑点,当正向湍流时为黄色,反向湍流时为青色,当有多个方向湍流时则为多彩镶嵌的色彩。

(四) 血流途径有无异常

血流途径异常指血流流经正常心脏中不存在的血流通道或血管栓塞后交通支的开放、侧支循环形成、动静脉瘘形成等。脉冲多普勒表现为在正常情况下无血流信号的部位测得血流信号,可以是射流或湍流。

(五) 血流方向有无异常

正常心脏和血管的血流方向是恒定不变的,当血流方向发生改变时即表明有病变产生。脉冲多普勒以基线上方的频谱为正相血流,即血流朝向探头。基线下方的频谱为负相血流,即血流背离探头。彩色多普勒以红色为正向血流,蓝色为反向血流。操作者也可根据爱好改变方向的显示方法,即脉冲多普勒正相血流在基线下方,而反相血流在基线上方。彩色多普勒蓝色为正向血流,而红色为反向血流。

第五节 多普勒超声测量

一、超声波多普勒法的流体力学

由于血流按照流体力学法则流动,流动的速度、压力及管道截面积之间存在着密切的关系。选择性的运用这些关系式,可以了解用多普勒法测量血流速度来推算出狭窄或返流等的压力差。

(一) 血流速度与压力差的关系

1. Euler 的运动方程式

心脏、大血管系统的血流是空间三维的复杂流体,为便于理解,把血流看作没有粘性而且在管道截面积内的血流速度是一样的一维血流。这样,管道内各自的流速 V 和压强 p 之间可用下式表示:

$$\frac{\partial V}{\partial t} + \frac{\partial V}{\partial x} = \frac{1}{\rho} \cdot \frac{2p}{\partial x} \quad (1-15)$$

上式称为 Euler 运动方程式, ρ 是流体的密度, x 是管道在纵轴方向的距离。(1-15)式左边表示加速度,若将 ρ 移到右边,就成了惯性质量 $\times$ 加速度 = 压力分配。加速度中 $\frac{\partial V}{\partial t}$ 是流速的时间性变化(局部加速度),在稳流中是零。不同场所的管道截面积,在异常的管道中,即使是稳流,其流体的加、减速度压力也发生变化。因此(1-15)式变形得下式

$$\frac{\partial V}{\partial t} = \frac{1}{\rho} \cdot \frac{\partial V}{\partial x} \left(\frac{1}{2} \rho V^2 + p \right) \quad (1-16)$$

$$\text{因视为稳流,则, } \frac{\partial V}{\partial t} = 0, \text{ 所以 } \frac{1}{2} \rho V^2 + p = C (C \text{ 为恒定值}) \quad (1-17)$$

这就是伯努利定理,如果是稳流,动压 $\left(\frac{1}{2} \rho V^2 \right)$ 静压(p)的和,即总压力(C)无论在什么情况下都是一定的。

在湍流时,(1-15)式中流体在纵轴方向的距离 x 积分整理得

$$p_1 - p_2 = \frac{1}{2} \rho (V_2^2 - V_1^2) + \int_{x_1}^{x_2} \left(\frac{\partial V}{\partial t} \right) dx \quad (1-18)$$

(1-18)式是湍流的能量式,此式显示在湍流中,流速的改变不仅受压力差的影响,而且受加速度影响。这一事实说明在湍流中即使压力差逆转,流动方向并不一定逆转。以上可以用左