

高等医学院校教材

供医学影像专业、临床医学专业使用

# 临床超声医学

主编 穆玉明



人民卫生出版社

高等医学院校教材

(供医学影像专业、临床医学专业使用)

# 临床超声医学

主 编 穆玉明

副主编 姚兰辉 向 红 娜迪热·铁列吾汗

编 者 (以姓氏笔画为序)

王春梅 (新疆医科大学第一附属医院)

田 霞 (新疆医科大学第一附属医院)

吐尔逊娜依·阿迪 (新疆医科大学第一附属医院)

宋 涛 (新疆医科大学第一附属医院)

罗 慧 (新疆医科大学第一附属医院)

赵 琴 (新疆医科大学第一附属医院)

胡 蓉 (新疆医科大学第一附属医院)

唐 琪 (新疆医科大学第一附属医院)

韩 伟 (新疆医科大学第一附属医院)

曾倩倩 (新疆医科大学第一附属医院)

人民卫生出版社

## 图书在版编目 (CIP) 数据

临床超声医学/穆玉明主编. —北京: 人民卫生出版社, 2012. 9

ISBN 978-7-117-16157-2

I. ①临… II. ①穆… III. ①超声波诊断②超声波疗法 IV. ①R445.1

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2012) 第 171714 号

门户网: <a href="http://www.pmph.com">www.pmph.com</a> 出版物查询、网上书店
卫人网: <a href="http://www.ipmph.com">www.ipmph.com</a> 护士、医师、药师、中医师、卫生资格考试培训

版权所有, 侵权必究!

## 临床超声医学

主 编: 穆玉明

出版发行: 人民卫生出版社 (中继线 010-59780011)

地 址: 北京市朝阳区潘家园南里 19 号

邮 编: 100021

E - mail: [pmph@pmph.com](mailto:pmph@pmph.com)

购书热线: 010-67605754 010-65264830

010-59787586 010-59787592

印 刷: 北京人卫印刷厂

经 销: 新华书店

开 本: 787×1092 1/16 印张: 20

字 数: 499 千字

版 次: 2012 年 9 月第 1 版 2012 年 9 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号: ISBN 978-7-117-16157-2/R·16158

定 价: 99.00 元

打击盗版举报电话: 010-59787491 E-mail: [WQ@pmph.com](mailto:WQ@pmph.com)

(凡属印装质量问题请与本社销售中心联系退换)

# 前 言

随着现代科学技术的迅猛发展,超声医学取得了日新月异的进步,超声诊断以其无创、快捷和准确而成为临床诊断各种疾病的不可或缺的手段之一。本书作为教科书,涵盖了超声医学的各个临床应用方面,从基础理论、病理改变、临床表现、超声检查、鉴别诊断、临床价值到疑难解析,从不同角度由浅入深地介绍了各种疾病的超声改变特点。该书叙述简明扼要,重点突出,图文并茂,突出基本理论、基本知识和基本技能,适用于临床医学和影像医学的教学之用,读者定会受益匪浅。

穆玉明

# 目 录

<b>第一章 超声诊断基础</b> .....	1
第一节 超声波的物理性质.....	1
第二节 多普勒超声的技术原理.....	4
<b>第二章 心脏超声诊断</b> .....	13
第一节 正常心脏超声图像.....	13
第二节 心功能的测定和评价.....	26
第三节 心脏瓣膜疾病.....	40
第四节 大血管疾病.....	71
第五节 心肌疾病及心包疾病.....	80
第六节 心肌疾病.....	93
第七节 心包疾病.....	100
第八节 先天性心脏病.....	104
<b>第三章 腹部超声检查的方法学</b> .....	126
第一节 腹部超声检查方法.....	126
第二节 超声图像分析与诊断.....	127
第三节 超声检查基本技术.....	128
第四节 肝脏的超声解剖.....	128
第五节 肝脏扫查方法和正常声像图.....	130
第六节 局灶性肝病(肝占位性病变).....	131
第七节 肝脏弥漫性病变.....	139
第八节 胆道系统.....	144
第九节 胆道系统检查方法.....	144
第十节 胆囊正常声像图.....	145
第十一节 胆系结石.....	145

第十二节	胆系炎症	147
第十三节	胆系肿瘤	148
第十四节	胆囊增生性疾病	150
第十五节	先天性胆系疾病	151
第十六节	胆道蛔虫症	153
第十七节	胰腺的解剖	154
第十八节	胰腺的探测方法	154
第十九节	胰腺的正常声像图及正常值	155
第二十节	胰腺炎	156
第二十一节	胰石症	157
第二十二节	胰腺囊性病变	158
第二十三节	胰腺肿瘤	159
第二十四节	脾脏超声解剖	162
第二十五节	脾脏的超声扫查方法和正常声像图	162
第二十六节	脾脏疾病	163
第二十七节	肾	168
第二十八节	输尿管疾病	182
第二十九节	膀胱	184
第三十节	前列腺	188
第三十一节	乳腺疾病的超声诊断	192
第三十二节	涎腺的解剖结构及超声声像图特点	199
第三十三节	甲状腺的解剖结构及声像图特点	202
第三十四节	阴囊的解剖结构及超声声像图特点	207
第三十五节	胃肠道及后腹壁的超声诊断	214
第三十六节	后腹壁疾病的超声诊断	216
第三十七节	四肢血管的超声诊断	218
<b>第四章</b>	<b>妇产超声</b>	<b>228</b>
第一节	正常妊娠的生理解剖概要	228
第二节	妊娠子宫、胎儿及附属物的正常超声图像	230
第三节	正常妊娠的超声诊断	234
第四节	异常妊娠的超声诊断	236
第五节	多胎妊娠	242
第六节	死胎	245
第七节	胎儿宫内发育迟缓	246
第八节	巨大胎儿	247
第九节	宫颈功能不全	248
第十节	盆腔病变合并妊娠	248
第十一节	胎盘异常	249
第十二节	脐带异常	254

第十三节	羊水异常	255
第十四节	先天性胎儿畸形	256
第十五节	子宫体与子宫肌层病变的超声诊断	263
第十六节	子宫颈疾患的超声诊断	267
第十七节	子宫腔与子宫内膜病变的超声诊断	270
第十八节	卵巢肿瘤的超声诊断	274
第十九节	滋养细胞疾病	285
第二十节	输卵管病变的超声诊断	287
第二十一节	其他盆腔病变的超声诊断	291
第二十二节	盆腔血管疾病	294
第二十三节	超声造影妇产超声中的应用	296

# 第一章

## 超声诊断基础

### 第一节 超声波的物理性质

#### 一、声波的物理性质

振动的传播称为波动(简称波),分为机械波和电磁波。物体在平衡位置附近往复运动称机械振动,机械振动在介质中的传播形成机械波。

机械波的产生首先要有引起机械振动的物体,称为波源(wave source),其次要有能传播这种机械振动的弹性介质。机械波按其传播方向可分为横波和纵波两类。前者是指在传播过程中质点的振动方向与波的传播方向垂直的波(transverse wave),后者是指振动方向与波的传播方向一致的波(longitudinal wave)。

声波(acoustic wave)是声源所产生的振动通过弹性介质传播的一种机械波。声波频率的大小取决于声源的振动频率,单位为赫兹(Hz)。依据波的频率可以将其分为三类,即次声波、声(音)和超声波。频率小于20Hz的波动称为次声波,20~20 000Hz的波动称为声(音),也就是人耳所能感觉到的声波频率范围,频率在20 000Hz以上的波动称为超声。

多普勒超声技术中,声源为探头,因此,探头的发射频率即为声波的频率,且探头发射频率与波长呈反比关系。医用诊断超声的声波范围在2~10MHz( $1\text{MHz}=10^6\text{Hz}$ )。

人耳对声波的反应取决于两个因素:声波的强度和声波的频率。高强度的波产生响亮的声音,而低强度的波产生微弱的声音。我们可以根据声音的响度和音调来判断声波的强度和频率。在多普勒超声检查中,我们常通过听取音频信号的响度和音调来判断多普勒频移信号的强度和频率,从而判断血流的性质。

#### 二、超声波的物理性质

超声波(ultrasonic wave)是频率高于20kHz的声波。在临床超声医学中,超声波的频率范围一般为2~10MHz。超声波具有声波所有的物理性质,但因其频率高且波长短,因此又具有许多不同于声波的独特性质,这些性质有助于临床疾病的诊断。

##### (一) 超声波产生的物理学基础及原理

超声波产生的物理学基础主要是利用某些非对称性晶体(如石英、酒石酸钾钠、锆钛酸铅等)具有的特殊物理性质——压电效应(piezoelectric effect)。当该类晶体受到外界压力或



拉力时其两个表面将分别出现正、负电荷,使得机械能转变为电能,称之为正压电效应;反之,当晶体受到电场的作用时出现机械性的压缩和膨胀,电能转变为机械能,称为逆压电效应。

超声波产生的基本原理就是使用压电晶体作为超声探头的主要部件,利用压电效应使探头同时作为超声波的发生器和接收器,当超声波在介质中传播时,将在声阻不同的界面发生反射(反射波也是一种超声波),反射波返回探头时,声压作用于压电晶体,使晶体表面产生正、负电荷(正压电效应)并随着反射波压强的变化出现交变电压,其频率等于反射波的频率,将此电信号加以放大并显示在荧光屏上,即形成超声心动图的图像。

## (二) 超声波的声束

1. 由于超声波的波长和光线一样,比较短,因此具有较强的方向性,从而形成超声束(ultrasonic beam),这一特点是诊断用超声的首要物理性质。

2. 超声波由探头发出进入人体后,在距探头较近的一段区域内形成一条宽度近似探头直径的超声束,此区称为近场。在近场的远侧,超声束将逐渐增宽,此区称为远场。

3. 近场长度的计算公式为  $L=r^2/\lambda$  ( $r$  为探头直径,  $\lambda$  为超声波的波长),因此,增大探头直径或减小波长(即增加探头的频率),均可增加近场的长度。超声束在远场的增宽程度由超声束的扩散角( $\theta$ )决定,其大小由公式  $\sin\theta=0.61\lambda/r$  表示,式中  $\lambda$  和  $r$  的意义同前。在超声心动图技术中,超声束在远场的增宽将减低声束在单位面积上的信号强度和侧向分辨力(侧向分辨力见下所述),这对于心脏结构的显示很不利,因此需要减小扩散角,也就是要增加探头的频率和直径。但由于在实际工作条件中,探头的频率及直径都是固定不变的,因此为了减少声束的扩散,以达到尽量清晰显示心脏结构的目的,一般可通过采用聚焦、增加远场增益等方法。

## (三) 超声波的分辨力

分辨力(resolution)是指超声束在人体软组织中传播时,显示器上所能区分声束中两个细小目标的最小距离或能力。按分辨方向的不同可分为轴向(纵向)分辨力和侧向(横向)分辨力。

轴向分辨力(又称纵向分辨力),指超声束所能区分的沿声束方向两点之间的最小距离。该分辨力取决于探头发射的脉冲群的宽度并与之成反比。若以  $L$  代表脉冲群的宽度,  $\lambda$  代表波长,  $n$  代表脉冲波的个数,则  $L=\lambda n$ 。为了提高轴向分辨力需要减小脉冲群的宽度,这需要缩短脉冲波的波长和减少脉冲波的数目。因此在超声心动图技术中,常选用频率较高的探头(波长较短)和发射较短的脉冲群(脉冲波的数目较少)提高轴向分辨力,以增加图像的清晰程度。多普勒超声心动图技术中,由于血流速度不会在短距离内突然发生变化,所以对轴向分辨力的要求不高,相反,如果使用高频率的脉冲(波长短),将会降低脉冲多普勒的流速测值,而减小脉冲群的宽度则会使频谱增宽,从而降低频率分析的准确性。因此,为了提高脉冲式多普勒流速测值和频率分析的准确性,应选用频率较低的探头(波长较长)和发射尽可能长的脉冲群(脉冲波的数目多)。由此可见,在轴向分辨力的技术要求方面,上述两种超声心动图技术之间存在矛盾。

侧向分辨力(又称横向分辨力),指超声束所能区分的沿声束横向排列的两点之间的最小距离。该分辨力取决于声束的宽度并与之成反比,因而也就取决于探头的频率、探头的直径和聚焦深度。在超声心动图技术中,常选用频率较高的探头和较大直径的探头,提高侧向分辨力。而在多普勒超声心动图技术中,使用高频率的探头将降低流速测值,而使用较大直

径的探头,将限制超声探查窗口和探头方向调整的自由度,不利于高速射流的探查。另外,在定量测定射流速度时,为了达到声束与射流方向的平行,较宽的声束常会优于较窄的声束,所以在连续式多普勒技术中,多采用低频率、小直径和宽声束的探头。由此可见,在侧向分辨力的技术要求方面,两种超声心动图技术亦存在矛盾。

#### (四) 超声波的反射、折射、衍射和散射

超声波的反射是指超声波从一种介质传至另一种声阻抗不同的介质时,将在两种介质相交的表面(称为声学界面)发生反射。反射波的强度首先取决于两种介质的声阻差,并与之成正比;其次,反射波的强度还受到入射角(指入射声束与反射界面的垂线之间的夹角)的影响。当入射角为零度时,入射声束和反射声束均垂直于反射界面,则大部分反射波返回探头。随入射角增大,反射角也逐渐增大,越来越多的反射波将不能返回探头。当入射角等于 $90^\circ$ 时,入射声束平行于反射界面,此时不出现反射波。因此,在超声心动图检查时,要求声束与组织界面尽可能地垂直,而在多普勒超声心动图检查时,则要求声束与血流的方向尽可能地平行。

超声波的衍射和散射是指超声波在传播过程中遇到几何尺寸等于或小于其波长的反射物时,部分能量将绕过这一物体并继续向前传播,这种现象称为衍射(diffraction)。而剩余能量的超声波将以这一物体为中心向空间各个方向发生散射(scattering)。散射时,由于声能向各个方向传播,返回探头的回声信号强度将明显减弱。例如,在超声心动图技术中,需要显示的是心脏的各切面结构,而不需要显示血流,故当超声束遇到直径明显小于超声波波长的血细胞时,血细胞将作为散射体(散射超声波的物体)向各个方向散射超声波,探头仅接收来自血细胞的反向散射部分(称为背向散射 backscattering)的反射波。由于背向散射的声波能量较小且血细胞与血浆间的声阻差亦很小,反向散射波的振幅十分微弱,因此在超声技术中这些信号接近超声技术接收器的噪声水平将被滤掉而不显像。而在多普勒超声心动图中,则恰恰需要研究来自血细胞反射的微弱信号并由其组成多普勒频移信号,此时,血细胞常被作为反射超声波的声靶(反射信号绝大多数来自红细胞)反射超声波,并由多普勒超声接收器处理来自血细胞反射的这种低振幅信号形成频谱。这是多普勒超声接收器区别于影像超声接收器的一个基本特点。

反向散射信号的强度取决于三个因素:①红细胞的数量:超声束内的红细胞数越多,探头所接收的反向散射信号的强度也就越大。②红细胞浓度的变化:取样体中红细胞浓度随时间变化的幅度越大,反向散射信号的强度则越大。因此,层流状态时,血细胞反向散射信号的强度较湍流状态时小。取样体越大,反向散射信号就越强,对于脉冲式多普勒超声技术来说,这意味着取样容积越大,信号/噪声比值就越大,多普勒信号就越清晰。③超声波的发射频率:体外实验研究表明,当超声波的频率增加时,散射信号强度随之上升。然而,由于超声波在人体中的吸收和衰减,使用高频率的探头探查时,反而会使来自血细胞的背向散射信号减弱。

#### (五) 超声波的吸收和衰减

超声波在体内传播的过程中,其强度将随着传播深度的增加而进行性减弱,称为衰减(attenuation)。超声波在体内衰减是由于超声波的吸收和能量分布面积的扩大造成的。超声波的衰减效应是它的另一个特点。

超声波的吸收是因为超声波在体内传播时,部分能量用于克服介质中的黏滞性所造成的内摩擦力,从而转变为热能的缘故。

能量分布面积的扩大主要见于以下几种情况:①超声波的反射:在每一组组织界面上都有部分超声波反射回来,以至于向前传播的超声波的能量降低。超声波的频率越高,波长越短,所识别的组织界面和反射的次数也就越多,超声波的衰减也就越快。因此,超声波频率的升高虽增加了分辨力,但却降低了穿透力。②超声波的散射:在血液中和较小的组织界面上发生散射后,声波能量向四周传播,使向前传播的超声波的能量降低。③超声束的扩散:在超声束的远场,声束出现扩散,使单位面积上的超声波能量进一步降低。在上述三种情况下,虽然超声波的总能量没有减少,但由于能量分布面积的扩大,超声波的强度反而降低。

### 【思考题】

1. 简述超声波的常见传播方式。
2. 试述分辨力的定义。

## 第二节 多普勒超声的技术原理

### 一、多普勒效应

#### (一) 概念

1842年,奥地利数学家和天文学家克里斯琴·约翰·多普勒(Christian Johann Doppler)在他的论文中首次描述了这一物理学效应。振源和接收器做相向运动时接收体接收到的频率将高于发射频率,做反向运动时接收到的频率则低于发射频率,其差别与相对运动的速度有关,称此为多普勒频移,这种效应就是多普勒效应(Doppler effect)。多普勒效应适用于各种类型的振源和接收器之间的运动,是多普勒超声技术的基本原理。

#### (二) 多普勒方程

多普勒超声在心血管检查时,表现为血流相对于声源的运动。脉冲超声波在人体中以恒定的速度向血流运动,而血流又以某一速度 $V$ 相对于超声波运动(相向或背向),从而由探头接收回声信息,接收回波的频率与发射超声频率有一偏移,经信号处理可以检出多普勒频移。多普勒频移可用公式表达为 $f_d=f_r-f_0=\pm 2f_0V\cos\theta/C$ ,此即为多普勒方程(Doppler equation),这是多普勒超声心动图学中的一个基本公式( $f_d$ 代表多普勒频移; $f_0$ 为入射频率; $f_r$ 为反射频率; $V$ 为反射物体的运动速度; $C$ 为声速; $\theta$ 为运动方向与入射波之间的夹角)。

由此式可以得出以下结论:

1. 发生多普勒频移的必要条件是声源和接收器之间发生相对运动,频移与运动速度 $V$ 成正比,若 $V=0$ ,则无多普勒频移。
2. 多普勒频移值与声束和血流方向之间的夹角的余弦函数成正比。因此,在进行多普勒超声心动图检查时,为了获得最大频移信号,应使声束与血流方向尽可能地平行(因为 $\cos 90^\circ=1$ )。
3. 多普勒频移 $f_d$ 的大小与探头发射频率 $f_0$ 成正比,与声速 $C$ 成反比。对于一定值的 $f_d$ , $f_0$ 越小,所测量的流速 $V$ 越大。因此,为了测量高速血流,应尽可能地选用低频探头。
4. 血流速度测量为 $V=f_d C/\cos\theta 2f_0$ ,在实际检查中,探头频率 $f_0$ 一经选定就不再改变,声速 $C$ 亦可认为是常数,所以 $V=k f_d/\cos\theta$ , $k$ 为常数,若声束平行于血流方向,则 $V=k f_d$ ,上式说明,流速的大小取决于多普勒频移的数值。当探头频率 $f_0$ 确定后即可计算出 $k$ 值。在多普勒超声中, $k$ 值称为探头定标系数。

## 二、频谱多普勒

频谱多普勒包括脉冲式多普勒(pulsed-mode Doppler)、连续式多普勒(continuous-mode Doppler)及高脉冲重复频率式多普勒(high pulse repetition frequency Doppler)。

### (一) 脉冲式多普勒

1. 优点 脉冲式多普勒(pulsed-mode Doppler)又称脉冲波多普勒(pulsed-wave Doppler, PW-D, PW),是由探头作为声源发射出一组超声脉冲波后,在选择性的时间延迟( $T_d$ )后即作为接收器接收反射的回声信号,并利用其频移成分组成灰阶频谱。脉冲波从探头到达声靶后从声靶返回探头的总距离以公式  $C \times T_d$  ( $C$  为组织中的声速)表示,则探头与声靶之间的距离  $R=C \cdot T_d/2$  ( $R$  为产生反射回声的深度)。由于声速  $C$  为常数,因此人为地改变时间延迟  $T_d$  就可以得到不同深度的超声反射信号,这种沿超声束的不同深度对某一区域的多普勒信号进行定位探查的能力称为距离选通(range gating)或距离分辨(range resolution),此区域称为取样容积(sample volume)。取样容积是一个三维体积,其宽度取决于探查区域处超声束的宽度,而超声束的宽度又取决于探头频率、探头直径和聚集技术,因此在大多数仪器中,取样容积的宽度是不可调节的。大多数多普勒超声仪取样容积长度的调节范围一般在 1~10mm。脉冲式多普勒技术的距离选通功能利于心脏疾患的定位诊断和体积血流的定量测定,是其十分重要的优点。

2. 缺点 是所测流速值受脉冲重复频率(pulse repetition frequency, PRF)(指每秒钟发射的脉冲群次数,亦称为取样频率)的限制。如前所述,脉冲式多普勒的探头在发出一组超声脉冲之后,要经过一个时间延迟  $T_d$  后再发出下一组超声脉冲,则脉冲重复频率(PRF)为  $PRF=1/T_d$ ,根据取样定理,脉冲重复频率必须大于多普勒频移( $f_d$ )的两倍,才能准确显示频移的方向和大小,即  $f_d < 1/2PRF$ ,脉冲重复频率的 1/2 称为尼奎斯特频率极限(Nyquist frequency limit),如果多普勒频移值超过这一极限,脉冲式多普勒所检出的频率改变就会出现大小和方向的伪差,称为频率失真(frequency aliasing)。

### (二) 连续式多普勒

1. 优点 连续式多普勒(continuous-mode Doppler)又称为连续波多普勒(continuous wave Doppler, CW-D),是使用双晶片探头,一个晶片连续地发射脉冲波,另一个晶片连续地接收反射的回声,因不受时间延迟的限制,故理论上连续多普勒的脉冲重复频率为无穷大,最大流速可测值取决于多普勒频移值的大小而无理论的限制性。然而,在大多数仪器中多普勒所测流速值的大小要受到数字模拟转换器工作速度的限制,故最大流速实际可测值一般大于 7m/s,最大可达 10m/s,这一可测值已能满足临床的需要。连续式多普勒测量高速血流的能力,能够定量分析心血管系统中的狭窄、反流和分流性病变,是其非常重要的优点。

由于连续式多普勒的探头连续地发射和接收脉冲波,多普勒超声束内的所有回声信号均被记录下来。因此,当声束与血流方向平行时,声束内所包含的红细胞数量最多,因而出现特征性的音频信号和频谱形态。反之,当声束与血流方向之间有夹角时,声束内的红细胞数量将锐减,使音频信号和频谱形态出现明显的变化。因此,连续式多普勒能够定量分析心血管系统中的狭窄、反流和分流性病变,是其非常重要的优点。

2. 缺点 是缺乏距离选通的能力,无法确定声束内回声信号的来源,因此不能进行定位诊断。异常血流的定位诊断可借助于脉冲式多普勒或二维超声加以弥补。

连续式多普勒的另一缺点是探头的敏感性较低,这是由于使用了双晶片探头,每一晶片

的直径较小,超声束在体内发生了较多衍射的缘故。

### (三) 高脉冲重复频率式多普勒

1. 优点 高脉冲重复频率式多普勒(high pulse repetition frequency Doppler)又称为扩展范围多普勒(extended range Doppler),是在脉冲式多普勒基础上的改进。前者探头在发射一组超声脉冲波之后,不等取样部位的回声信号返回探头又发射出新的超声脉冲群(不需时间延迟  $T_d$ ),因此在同一时刻内,沿超声束的不同深度可有一个以上的取样容积。假设同时有三组超声脉冲,第二组超声脉冲发射后接收器接收的实际上是来自第一组超声脉冲的回声,第三组超声脉冲波发射后接收器所接收的实际上是来自第二组超声脉冲的回声,依此类推。由于脉冲重复频率增加了两倍,实际上等于将探测深度缩小两倍,因而多普勒频移值的测量范围也就扩展了两倍。在大多数仪器中,高脉冲重复频率式多普勒的流速可测值的最大扩展范围一般为三倍。

2. 缺点 首先,虽然高脉冲重复频率式多普勒增加了流速可测值的范围,但和连续式多普勒相比,流速可测值仍然较低,探查高速射流常较困难且所获频谱质量较差。其次,由于使用了多个取样容积,所以无法确定回声信号的来源。因此和连续式多普勒一样,无距离选通的能力。

高脉冲重复频率式多普勒实际上是介于脉冲式多普勒和连续式多普勒之间的一种技术,它测量高速血流的能力不如连续式多普勒,而对异常血流定位能力又不如脉冲式多普勒,因此在新型的多普勒超声仪中已很少应用这种技术。

### (四) 常用频谱多普勒技术的种类、用途和调节

#### 1. 常用频谱多普勒技术的种类

(1) 脉冲波频谱多普勒:在其取样线上有取样容积,可定位检测血流。被检测血流速度过高(超出其 Niquist 极限)时,可出现色彩混叠现象。

(2) 连续波频谱多普勒:在取样线的全长收集血流信号,并可检出取样线上最高速血流,无血流信号混叠现象。

#### 2. 频谱多普勒技术的用途

(1) 测量血流速度参数:可以测量收缩期速度( $V_s$ );平均速度( $V_m$ );舒张期速度( $V_d$ );收缩期、舒张期及全心动周期的 VTI(速度时间积分):VTIs、VTId、VTIt;搏动指数(PI);阻力指数(RI);收缩期与舒张期速度之比值(S/D)。

(2) 确定血流方向:基线向上的血流频谱为朝向探头的血流,基线向下的血流频谱为背离探头的血流。

(3) 判断血流的种类、性质:脉动性的(即有尖峰脉冲波)为动脉血流。呈连续不断出现的为静脉血流,但血流速度可因深呼吸而有起伏或方向倒错,层流时血流方向、速度均无变化,射流为高速血流,湍流时为方向较杂乱的血流,在频谱多普勒上表现为零位上下有杂乱的信号出现。

#### 3. 频谱多普勒技术的调节

(1) 脉冲波、连续波多普勒:高速血流( $>3\text{m/s}$ )选用连续多普勒,较低速血流选用脉冲波多普勒。

(2) 滤波条件(参照彩色多普勒技术)。

(3) 速度标尺(参照彩色多普勒技术)。

(4) 取样容积大小:应选择小于被检的血管,不能超过血管的内径,在心腔内检查时取样

容积也宜选用适当的大小,过大则不能精确地检测瓣口的血流。

(5) 防止频谱多普勒信号混叠的方法:用高通滤波及高速标尺,可防止因被检测的血流速度过大而出现信号混叠。

(6) 超声入射角校正:心血管系统的检查,超声入射角不能大于 $20^{\circ}$ ;腹部、四肢等的外周血管检查,超声入射角不能大于 $60^{\circ}$ ,如实际角度大于 $60^{\circ}$ ,必须校正到 $60^{\circ}$ 或以下。

### 三、彩色多普勒血流成像

彩色多普勒血流成像(color Doppler flow imaging, CDFI)是在多点选通式多普勒技术的基础上发展起来的一种新型的多普勒超声技术。已成为一种实时分析和显示空间血流信息的实用技术。

#### (一) CDFI 技术特点

1. 显示血流的流动方向 朝向探头方向流动的血流呈红色,背离探头方向流动的血流呈蓝色。

2. 标志流速的快慢 流速快则彩色信号明亮,流速慢则彩色信号暗淡。

3. 动、静脉血流的判断 彩色信号持续呈现的是静脉血流,彩色信号有规律的闪现的是动脉血流。

4. 层流、射流和湍流的判断 彩色信号均匀、无深浅或颜色的变化为层流,高速血流有色彩倒错的为射流,色彩杂乱的为湍流。

5. 超声束与血流方向之间的夹角 夹角为 $90^{\circ}$ 时血流不能显示,流速过高超过了Nyquist极限会出现彩色信号混叠。

#### (二) CDFI 的调节技术

1. 彩色图(color map) 彩色图有两种:①只有两种色彩显示血流方向,用于较低速血流,如腹部血流的显示;②有三种色彩(如红、黄、绿)用于心血管检查,可显示高速血流并把血流的慢速与快速分开。

2. 滤波器(filter) 低通滤波可使低速血流显示,适用于检查低速血流,高通滤波可“切掉”低速血流,在检查高速血流时不致受低速运动的干扰。

3. 速度标尺(scale) 高速标尺适用于高速血流检查,低速标尺适用于低速血流检查。用低速标尺检查高速血流易使血流信号受到低频运动信号的干扰,用高速标尺检查低速血流,可使低速血流不被显示。

4. 取样容积(sample volume) 彩色多普勒检查也有取样容积,应选择适当大小。取样容积过大,可使血流信号增粗,“溢”出到血管外(如增益也使用较高);取样容积过小,则彩色多普勒显示血流的敏感性可能降低。

5. 基线(baseline) 零位基线下移,可增大检测的血流速度范围。

6. 消除彩色信号的闪烁(flash) 闪烁性干扰是在被显示的血流信号出现时,有闪烁出现的大片状或块状的不规律色彩信号,因此遮盖或影响血流的观察。一般可选择较高的滤波条件和较高的速度标尺来避免闪烁干扰。因这种干扰多来自低频运动信号,如呼吸、腹肌运动等,最佳的方法是令患者屏住呼吸。

#### (三) CDFI 技术的用途

1. 与二维超声、M型超声、频谱多普勒并用。

2. 与超声负荷试验并用 因负荷试验时血流速度增快,血流量增大,彩色多普勒技术

可提高对血流显示的敏感性。

3. 与心腔超声造影、心肌超声造影并用 心腔显影时,彩色多普勒可使心内膜的界限清晰。心肌显影时,彩色多普勒也使心肌血流更易成像。

#### 四、彩色多普勒能量图

彩色多普勒能量图(color Doppler energy, CDE) 又称能量多普勒超声(power Doppler ultrasonography, PD-US)是彩色多普勒技术的一项新的发展,而且尚在不断完善,晚近又创制了一种方向能量图,称为会聚彩色多普勒(convergent color Doppler, CCD)。CDE 提取和显示的是返回多普勒信号的能量,即信号强度。它是利用血流中红细胞的密度、散射强度或能量分布,即单位面积下红细胞通过的数量以及信号振幅大小进行成像。故 CDE 所显示的参数不是速度,而是血流中与散射体相对应的能量信号。

##### (一) CDE 的优点

1. 以彩色多普勒反射回声的能量进行成像,对超声入射角度只有相对非依赖性。
2. 能显示低流量、低流速的血流,既能使血流平均速度为零,也能显示其血流。
3. 显示的信号动态范围广,不出现彩色血流信号混叠。

##### (二) CDE 的缺点

1. 不能显示血流的方向。
2. 不能标志血流的性质。
3. 对组织的运动敏感,易出现闪烁干扰而影响检查。

#### 五、超声造影

1980年 Meltzer 首先证实,微气泡是超声造影的散射回声源,造影剂内存在的微小气泡是产生造影效应的主要机制,超声造影剂通常以微粒状态存在。

##### (一) 超声造影的原理及对造影剂的要求

超声造影剂产生的散射回声强度与超声造影剂微粒的横截面积( $m^2$ )的大小成正比,而横截面积的大小与发射超声频率、造影剂微粒半径大小、造影剂压缩系数高低成正比,与造影剂的密度成反比。气体的可压缩性明显大于固体、液体,而密度明显小于固体、液体。因此,发射超声频率、造影剂微粒半径相合,气体造影剂的横截面积明显大于固体、液体。

##### (二) 超声造影剂的种类

根据超声造影剂的微气泡种类、基质(即造影剂中包裹微气泡的物质或作为核心吸附气体的物质)的种类,可以分为六种:①含空气类超声造影剂;②含二氧化碳类超声造影剂;③含氧气超声造影剂;④含氟碳气体造影剂;⑤糖类为基质的超声造影剂;⑥人体白蛋白为基质的超声造影剂。

##### (三) 超声造影检查方法

1. 超声造影的注射装置 超声造影可以静脉注射,也可用静脉输液设备按输液方法进行,常用带有三通连接的输液装置。

2. 弹丸注射式超声造影方法 即一次性把造影剂注入静脉,然后给予生理盐水或5%葡萄糖溶液。

3. 连续注射式超声造影方法 与静脉输液方法相合,可有效延长静脉心肌成像时间,利于动态观察血流灌注变化,也可定量心肌毛细血管密度及血流速度。

#### (四) 增强超声造影效果的技术

1. 二次谐波成像技术 造影剂在超声作用下产生振动,其频率反应变化是非线性的,当两者频率达到一致时称为谐波,谐波产生的反射回称为谐波反射,反射达到谐波反射状态时,造影剂(即散射体)的散射面积比实际几何面积大四倍,称之为一次谐波反射(也称基波反射)。此外还可以产生二次、三次……谐波反射。反射回声的强度随谐波次数而逐次减低。

2. 间歇式成像技术 利用心电触发,使超声每隔若干个心动周期才发射一次(目前研究认为每隔3、5、8次心动周期发射一次超声)可使造影剂在室壁成像的增强效果最佳。其原理是减少超声发射次数时,造影剂微气泡在被检测区积累的数量多。因此,一旦受到超声的作用,其反射回声比连续发射超声要明显增强。

3. 与负荷试验合并使用 负荷试验,如运动负荷试验、药物负荷试验,可以诱发心肌缺血,使心肌缺血区的冠状动脉小分支缺血,而血供正常区的冠状动脉血管扩张、血流加速,这时并用超声造影,除了可观察由负荷试验引起的节段性室壁运动异常外,还可观察运动异常室壁的心肌超声造影灌注异常(不显影或显影差),从而使心肌缺血的判断更准确,减少假阳性或假阴性的误判。

#### (五) 超声造影效果的定量评价方法

1. 目测法 是最常用的评价方法,主要通过肉眼来观察室壁超声造影的显影效果。冠状动脉正常时,超声造影可使室壁回声增强;冠状动脉供血不足时,室壁回声强度减弱或消失。

2. 灰阶强度测定 用视频强度计或视频密度计,测定室壁回声的灰阶强度,正常与异常的灰阶强度,如目测法所述,心肌缺血时灰阶强度低,心肌血供正常时灰阶强度增强。其优点是可与正常区对比,以数字表示灰阶的强度,可避免目测法的主观性。

3. 背向散射回声强度的射频测定 此法的原理与灰阶测定方法相似,但背向散射的射频测定是对探头接收回来的原始回声信号进行测定,以dB为单位,因此其准确性高于目测法及灰阶强度测定法。

## 六、超声诊断检查方法

### (一) 超声诊断仪的基本功能和检查手段

超声诊断仪的主要控制器包括:

(1) 控制键:控制键设置在仪器的操作面板上,包括仪器的增益、增强方式、M型游标、Doppler采样、对比度、亮度和深度等按钮。这些都需要操作者根据检查的实际需要进行适当调节,以获得最佳图像效果为准。

(2) 功能键:设置在面板上,包括显示格式、方式选择、冻结、左右反转、正负反转、扫描速度等按键,这些都是仪器本身具备的功能,只要按下所用键即可,操作者无需调节。

(3) 操作键:设置在仪器键盘和仪器面板上,在进行心脏超声检查时,必须要熟悉仪器的性能及各项功能,并掌握操作基本手法与正确的调节。

目前,心脏超声诊断中涉及的基本检查手段和方法,包括M型超声心动图、二维超声心动图(2D型)和频谱多普勒超声心动图[包括连续波多普勒(CW)和脉冲波多普勒(PW)],以及彩色多普勒血流成像(CDFI)。

M型超声心动图为显示在一条线上的心脏各个结构活动规律的一种观察方法。目前,



M型超声心动图是在荧光屏上将探头所接收的回声信号沿扫描线依次排列,显示为一串光点。其纵坐标为扫描时间线,即超声的传播时间及被测结构的深度、位置;横坐标为光点慢扫描时间,M型超声可显现多个心动周期的变化,故较二维超声更能清晰方便地观察收缩期及舒张期的变化、心壁与瓣膜的活动规律、测量心腔的缩短分数与射血分数等,能清晰显示局部组织结构细微、快速的活动变化、准确分析测定局部活动幅度及速率等。

实时二维超声心动图(2D)通常称为B超,属于辉度调制型,即将介质中由声阻不同所形成的界面上的反射,以光点形式显示在扫描线上。可以显示心脏大血管断面的解剖结构、空间关系及其功能状态,是超声心动图最主要的检查方法之一。

脉冲波多普勒(PW)在取样线上有取样容积,可对血流进行定位检测。但若被检测的血流速度过高时,可出现信号混叠现象。而连续波多普勒可在取样线上全长收集血流信号,可检测高速血流时,无血流信号的混叠现象,但不能定位检测。因此,在检测高速血流时,两者结合可对高速血流信号进行定量和定位检测。多普勒技术可确定血流方向,判断血流的种类、性质,测量血流速度参数及跨瓣压差、心腔和肺动脉的压力。

彩色多普勒成像是以红、绿、蓝三种基色调配的不同色彩和辉度来代表血流的不同方向、速度和性质,并与二维灰阶图像叠加构成了彩色血流图像。通常将流向探头方向的血流以红色表示,背离探头方向的血流以蓝色表示。彩色信号的深浅(明亮与暗淡)标志血流速度;彩色信号均匀无深浅的变化为层流,血流速度较高时有色彩的倒错,而血流呈湍流状时色彩杂乱。在进行彩色多普勒超声检查时,要注意对速度标尺进行调节,彩色血流的速度标尺是用于标志最大速度的显示范围,高速标尺适用于高速血流的检查,低速标尺适用于低速血流的检查。用低速标尺检查高速血流信号会受到低频运动信号的干扰,而用高速标尺检查低速血流时,低速血流则不被显示。彩色多普勒在心脏超声的检查中主要用以检查瓣膜口狭窄时的射流,关闭不全时的反流,心腔间、心腔与大血管间、大血管间的分流等情况。

目前,新型的彩色多普勒超声诊断仪中,还设置有其他新型的超声技术的相关测量、分析软件,如组织多普勒速度成像、声学定量技术等,将在以下的章节中介绍。

## (二) 超声图像特点

1. 声像图为断面图(也称切面图) 现用超声诊断仪的声像图是人体沿超声扫查方向的断面图。纵向扫查获得纵断面声像图,横向扫查获得横断面声像图,各种斜向扫查获得相应的斜断面图。对病灶的定位,一般是用经过病灶的两幅互相垂直的断面声像图来完成,也可用邻近血管、韧带作为标记,定出病灶的方位。例如膀胱肿瘤可用一幅纵断面图和一幅横断面图定出肿瘤所处的方位;又如一幅沿肋间断面图和一幅肋下斜断面图定出肝肿瘤的位置,肝肿瘤的位置也可用肝内血管、韧带等结构定出。

2. 声像图的方位 声像图有一定的方位,需要根据探头位置、相应的解剖知识进行阅读。

(1) 体位标志和探头位置:阅读一幅声像图,先要了解是哪一部位的何种断面图。一般声像图照片均有体位标志和超声扫查线(或探头)位置的示意图,以此知道是哪一个脏器和哪一种断面图。

(2) 腹部脏器声像图方位:①腹面纵断面图:图左为头端,图右为足端,图上为腹,图下为背;②腹面横断面图:图左为人体右侧,图右为人体左侧,图上为腹,图下为背;③肝肋缘下斜断面图:肝左叶在图右,肝右叶在图左,图上为腹,图下为背;④右肋间断面图:胆囊、胆总管、门静脉主干在图右,肝右叶在图左,图上为腹,图下为背;⑤左肋间断面图:脾在图右,脾门在