



临床心血管 超声诊断学

LINCHUANG XINXUEGUAN
CHAOSHENG ZHENDUAXUE

卫弘智◎主编



兰州大学出版社

临床心血管 超声诊断学

LINCHUANG XINXUEGUAN CHAOSHENG ZHENDUANXUE

卫弘智◎主编

《临床心血管超声诊断学》编委会

主 编 卫弘智

编 委 (以姓氏音序排列)

冲喜会 郭 海 王发元 王惠涓

邢静波 杨桂花 张 萍 赵宗国



兰州大学出版社

图书在版编目(CIP)数据

临床心血管超声诊断学/卫弘智主编. —兰州:
兰州大学出版社, 2012. 11

ISBN 978-7-311-04003-1

I. ①临… II. ①卫… III. ①心脏血管疾病—超声波
诊断 IV. ①R540.4

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2012)第 282269 号

策划编辑 田小梅
责任编辑 锁晓梅 李进文
封面设计 刘 杰

书 名	临床心血管超声诊断学
作 者	卫弘智 主编
出版发行	兰州大学出版社 (地址:兰州市天水南路 222 号 730000)
电 话	0931-8912613(总编办公室) 0931-8617156(营销中心) 0931-8914298(读者服务部)
网 址	http://www.onbook.com.cn
电子信箱	press@lzu.edu.cn
印 刷	兰州德辉印刷有限责任公司
开 本	787 mm × 1092 mm 1/16
印 张	13.25
字 数	307 千
版 次	2012 年 12 月第 1 版
印 次	2012 年 12 月第 1 次印刷
书 号	ISBN 978-7-311-04003-1
定 价	26.50 元

(图书若有破损、缺页、掉页可随时与本社联系)

自序

随着超声仪器性能的不断提高和日臻完善,诊断的准确率逐年提高,超声诊断的临床应用已经涉及到临床的各个领域,进一步扩大了超声诊断应用的范围,在临床诊断中占据了重要的、不可替代的位置,已成为临床医学中不可或缺的重要检查方法。

超声医学的深入发展使其分工愈益精细,这将有利于深化认识,提高各个专业的诊断水平。为了能扩大视野,促进相互沟通,在促进各个疾病系统的超声诊断纵向深入研究的同时,有必要加强各个病种之间的横向联系,不断地完善知识结构、拓展知识宽度和深度。笔者多年从事超声医学的理论研究和临床应用工作,汲取了国内外超声诊断的工作经验和最新成就,结合基层医院的特点,与其他作者共同完成此书。本书力求简洁、实用,以常见病和多发病为重点,在普及的基础上兼顾提高。本书的目的是注重理论联系实际,特别是结合基层医院工作的特点与需要,以超声表现为线索,解析疾病临床表现的病理生理机制及其与临床表现的关系,使临床医师和超声诊断医师能够理解和掌握超声诊断的临床意义和诊断价值,实现临床医生懂超声影像,超声诊断医生掌握疾病的临床诊断,两者共同提高的初衷。

本书各个章节由不同作者撰写,其观点和认识不尽相同,在对个别问题的看法和阐述方面可能有矛盾或重复之处,加上作者在超声领域的知识还非常有限,错误在所难免。编者恳请同道批评指正,共同提高,并期望本书能为促进基层医院提高心血管超声诊断技术起到抛砖引玉的作用。

编者谨识
2012年5月

目 录

第一章 超声波基础	001
第一节 超声波概述	001
第二节 多普勒效应	003
第三节 超声成像的表现内容和诊断术语	009
第四节 伪像的识别和利用	011
第二章 超声诊断的认识	014
第一节 超声诊断的分析方法	014
第二节 超声诊断六字口诀	015
第三节 减少误诊和漏诊	016
第三章 正常超声心动图	018
第一节 心脏解剖学及血流动力学	018
第二节 二维超声心动图	022
第三节 M型超声心动图	030
第四节 彩色多普勒超声心动图	033
第五节 多平面经食管超声心动图	034
第六节 三维超声心动图	036
第四章 心脏瓣膜疾病	037
第一节 慢性风湿性心脏瓣膜病	037
第二节 非风湿性瓣膜病	046
第三节 人工瓣膜	048
第四节 感染性心内膜炎	051
第五章 获得性心脏疾病	052
第一节 冠心病	052
第二节 心肌梗死	059
第三节 缺血性心肌病	062
第四节 慢性肺源性心脏病	062

第五节 高血压性心脏病	065
第六节 心肌病	066
第七节 心包疾病	071
第八节 川崎病	073
第九节 心脏肿瘤	074
第十节 心腔内血栓	076
第六章 非青紫型先天性心脏病	077
第一节 室间隔缺损	078
第二节 左心室右心房通道	080
第三节 室间隔膜部膨出瘤	080
第四节 房间隔缺损	081
第五节 单心房	083
第六节 三房心	083
第七节 房间隔膨出瘤	084
第八节 鲁登巴赫综合征	084
第九节 心内膜垫缺损	084
第十节 动脉导管未闭	086
第十一节 主动脉-肺动脉间隔缺损	088
第十二节 肺动脉狭窄	088
第十三节 肺动脉瓣关闭不全	090
第十四节 原发性肺动脉扩张	091
第十五节 肺静脉异位引流	091
第十六节 主动脉瓣狭窄	092
第十七节 主动脉窦瘤破裂	094
第十八节 主动脉缩窄	095
第十九节 冠状动脉瘘	096
第二十节 马方综合征	097
第二十一节 双腔右心室	098
第七章 青紫型先天性心脏病	099
第一节 三尖瓣闭锁	099
第二节 三尖瓣下移畸形	101
第三节 主动脉弓离断	102
第四节 法洛四联症	103
第五节 法洛三联症	106
第六节 大动脉转位	107

第七节 右心室双出口	110
第八节 永存动脉干	112
第九节 单心室	115
第十节 左心发育不良综合征	117
第八章 心脏功能测定	119
第一节 左心功能测定	119
第二节 右心功能测定	125
第九章 周围血管疾病	128
第一节 颈部血管	128
第二节 腹主动脉	142
第三节 其他动脉疾病	145
第四节 静脉血管	148
第十章 胎儿超声心动图检查	157
第一节 胎儿的心脏发育及血液循环特点	157
第二节 胎儿超声心动图检查的适应证	162
第三节 胎儿超声心动图常规检查方法	164
第四节 胎儿先天性心脏病	170
第十一章 介入性超声	177
第一节 概述	177
第二节 心脏声学造影	180
第三节 经食管超声心动图检查	190
第四节 血管内超声检查	193
第五节 术中超声检查	201
参考文献	203

声强大小很重要,一般来说诊断用超声无害,但是声强超过一定限度则对人体产生伤害。目前国际上公认的超声波对人体的安全阈值为10 mW/cm²,一般合格的超声诊断仪都能达到对人体无害的设计要求。了解超声波的声强,对正确应用超声诊断仪很重要,尤其对孕妇及小孩,应尽可能将超声功率调小。

(三)声特性阻抗

介质学特性的另一个非常重要的物理量为声阻抗(Z),即超声波在介质中传播时介质对它的阻力单位为瑞利,其关系为:

$$Z=\rho \cdot C$$

式中 ρ 为介质的密度,单位克/厘米³(g/cm³); C 为声速,单位厘米/秒(cm/s)

由于各种物质或介质不同,其密度、声速、声阻抗也不同。人体正常组织的密度、声速、声阻抗见表1-1。

表1-1 人体正常组织的密度、声速、声阻抗

组织器官	密度(g/cm ³)	声速(m/s)	声阻抗($\times 10^5$ g/cm ² ·s)
大脑	1.038	1540	1.588
血液	1.055	1570	1.656
肌肉	1.037	1585	1.70
心脏	1.030	1450	1.38
脂肪	0.952	1470	1.65
软组织	1.016	1500	1.52
肝脏	1.065	1549	1.514
肾脏	1.038	1561	1.62
水晶体	1.136	1620	1.84
颅骨	1.912	4080	7.80
水	0.9973	1484	1.48
肺及肠腔气体	0.00121	331	0.0004

三、超声波的物理性能

(一)方向性

超声波与一般的声波不同。由于频率高,波长很短,远小于换能器(探头压电晶体片)的直径,在传播时发射的超声波集中于一个方向,类似平面波,声场分布呈狭窄的圆柱状,声场宽度与换能器压电晶体片之间大小相接近,因有明显的方向性,故称为超声束。声束具有扩散作用,至远场声束逐渐增宽。

1. 反射与透射

超声波在传播过程中经过2种不同介质的界面时,由于界面后介质的不同,超声传播的方向将发生变化。一部分发生反射;一部分穿过界面,进入第二介质,即透射,依折射率的不同,而发生不同程度的折射。

2. 吸收与衰减

声波在传播过程中,发生吸收和衰减的多少与超声波的频率、介质的黏滞性、导热性、温

度及传播的距离等因素有密切关系。

(二) 散射与背向反射

超声波束遇到小于声波波长且声阻不同的界面时会产生散射,其能量向各个方向辐射,朝向探头方向的散射波称为背向散射。心肌背向散射的信号有较大的离散度,心脏收缩和舒张过程中,心肌的几何形态发生变化,背向散射的信号亦会发生改变。将背向散射的信号用一定的分析程序进一步分析,心肌组织的背向散射信号行组织定征,将是一种特异、敏感和准确地反映心肌运动状态的方法,继而定量分析和显示心腔面积、动态显示心脏功能的一些指标,即声学定量。根据声学定量的原理,利用血液与心肌组织背向散射的不同可以检测室壁的运动,按心肌活动时间顺序进行彩色编码,用彩色显示心脏内膜的收缩与舒张幅度,即彩色动力成像技术,它能更直观地观察室壁整体与局部的运动状态,这样对冠心病的诊断就进一步提高。

(三) 非线性传播

当声波遇到不规则界面时,声波在组织中传播时可发生波形畸变、谐波成分增多和声衰减系数增大,声波的这种传播方式称为非线性传播。声学造影剂具有较强的非线性信号的特点,利用这一特征,采用这一部分信号形成图像的方法即二次谐波成像技术,可对心肌的血流状态进行定性和定量评估。

超声诊断的优点是:(1)无创伤,无放射性;(2)分辨力强,取得信息丰富;(3)可以实时、动态观察组织及器官;(4)观察血流方向及流速;(5)能多方位、多切面进行扫查;(6)检查心脏及浅表器官及组织不需空腹、憋尿及排便,随时可以检查;(7)急病和手术中进行检查不受条件限制;(8)可以追踪、随访观察并比较前后两次治疗的效果等。

超声诊断的缺点及不足是:(1)图像不如CT及MR清晰;(2)扫查方位及手法应用尚不够规范,临床医师尚难以独立阅读超声图片;(3)操作手法、技巧及识别图像水平差异较大。由此可见,对改进仪器性能、规范操作手法、提高识图水平等,还需做很大的努力。

第二节 多普勒效应

一、多普勒概念

1842年奥地利数学家克里斯琴·约翰·多普勒首先描述了他观察到的来自星球的光色变化:来自远处的星系和地球迎向运动时,光色向光谱的紫色端移动,表明光波频率升高;当星系与地球背向运动时,光色向光谱的红色端移动,产生频移现象,表明光波频率降低。这种光源与感受器之间的相对运动,引起光源颜色的变化,即为多普勒现象。此原理除用于天文学外,也能用在类似光波组成的任何现象上。Bayshallo 对这种多普勒现象进行了声学研究,发现声波也同样存在这种效应。一个路旁观察者看到远处一辆鸣笛的汽车由远及近地朝其急驰而来,鸣笛汽车发生的笛声音调是恒定的(单位时间的周期数即频率为恒定值)。当鸣笛汽车离听者越近,听者感到笛声音调越高;当鸣笛汽车远离听者,笛声音调就逐渐降低。按多普勒原理对这一声学特征的解释为:振源与接受器相对运动时,接受器收到的振动波频率增

高;振源与接受器相离运动时,接受器收到的振动波频率降低。这种由于振源与接受器之间相对运动的改变而造成接受器接收频率变化的现象称为“频移”。这种物理学效应被命名为多普勒效应。

彩色多普勒超声的应用,为超声在临床的应用带来了革命性的变化。利用多普勒效应进行超声检测,将多普勒频移大小在零线上下显示为波幅高低的曲线,此即频谱多普勒,其中包括脉冲型和连续型。将超声脉冲多普勒扫描线上各点的频移方向、大小均以伪彩色编码红、蓝、绿等颜色表示,此即彩色多普勒,其中包括二维彩色多普勒与M型超声心动图彩色多普勒血流图。频谱多普勒在观察血流方向与速度上有重要意义,而彩色多普勒检测能显示出心脏、血管内血流的方向、速度、动态、有无反流等多种信息。组织多普勒成像技术可用于观察正常节段心肌与梗塞区和扩张型心肌病心肌的室壁运动速度,可作为评价心肌运动异常的指标。

彩色多普勒超声采用的声源是每秒大于20 kHz的声波。声波来源于换能器的压电晶体被电压激发并把此电压转换成一系列或疏或密的周期压力波,于是换能器(即探头)就成为超声波的声源。机体血液内的红细胞在心脏各腔室及血管内流动,心肌肌束在心动周期中的舒缩活动都是与换能器(声源)在作相对运动或相离背向运动,均可产生多普勒效应。

二、彩色多普勒超声显像中的几个声学概念

(一)多普勒频率

彩色多普勒超声使用的探头多普勒发射频率与二维超声心动图显像所用的频率是不同的。超声显像使用的脉冲频率持续时间短,频带较宽,有较好的轴向分辨率。而彩色多普勒超声发射的频率、波形持续时间较长,频带较窄,频率分辨率相对较高,有利于速度分辨。

(二)彩色多普勒超声中的音频血流信号

虽然彩色多普勒超声心动图的发射频率在百万赫兹(MHz)左右,但接收频率与发射频率之差,即多普勒频移均在人耳可听的声频范围。彩色多普勒超声仪可以把这种音(声)频信号作为识别血流状态的一种方式而予以输出。使用者用这种音频信号作为多普勒检查时的指导。

一般而言,音频信号反映的血流状态主要包括两类:一类是窄带型频移产生的吹哨样乐音,表明频移信号具有相似的频率值,即超声取样区域内运动着的血流速度是相似的,血流方向是一致的,是层流状态。另一类频移则产生宽频型的音频输出,表现为刺耳的粗糙声音,说明在取样区域内有着不同成分组成的频率,血流质点的运动方向和速度有着较大的差异,即湍流状态。

(三)频率分析

运动着的红细胞后散射并被探头接收到的频移信号,除了以音频形式输出外,还可提供频移图像。这种频移信号的分析主要依靠数字或模拟的方法进行分析计算。彩色多普勒超声仪内的电子频率分析系统所获得的频率成分是以灰阶形式来表示的,纵坐标表示幅度,横坐标表示时间,幅度高低与血流速度成正比。频谱曲线上某点距零线距离愈远,幅度愈大,表示血流速度愈快,频谱的正向(即零线以上)或反向(即零线以下)与血流速度大小无关。频谱横坐标上显示的时间只与通过取样区内的可测血流信号持续时间长短有关,时间愈长,表示经过取样区的血流持续时间愈长,反之,持续时间愈短。频移值的大小以频移的数值千赫

(kHz)表示,亦可以公式换算后的m/s来表示,因后者简单、明了,故多用后者。

(四) θ 角对彩色多普勒超声的影响

与依靠组织反射成像的M型超声心动图及B型超声显像不同,彩色多普勒超声的频移值大小除取决于血流速度和发射频率外,还与血流速度和声束轴线之间夹角(θ)的余函数值密切相关。这种关系主要表现在2个方面:

1. θ 角用作确定血流方向 彩色多普勒超声仪器显示的频谱在零位基线之上还是之下来指示血流方向与换能器发射的声束方向间的关系。依据多普勒方程 $\Delta f = V \times 2f_0 \times \cos\theta / C$,在已知 V 、 f_0 及 C 的情况下,当血流方向朝向声束方向并平行于声束时,角度(θ)为 0° , $\cos\theta = +1$,频移值即为正值,显示频移曲线在零位基线之上。如 V 、 f_0 及 C 不变,当 θ 角变换成 180° ,在相同取样部位取样,虽然超声声束仍平行于血流束,但超声的传播与血流束的方向相反, θ 角为 180° , $\cos\theta = -1$,尽管频移值仍与前者相同,但与 f_0 的关系是负值,即在零位基线之下。

2. θ 角用作确定血流速度大小 从上述方程中可以看出, θ 角的余弦值对测量的血流速度大小有着不同的影响。当 θ 角为 $0^\circ \sim 5^\circ$ 时,其值约为+1.00, 10° 时余弦值约为0.98, 20° 时余弦值约为0.94,此时测定的血流速度较之 0° 时测定的血流速度的误差约6%。由于人体心脏的立体方位经胸壁探查的声束与心内血流间夹角呈立体角,而在二维声像图上不可能求得准确 θ 角,亦即角度误差不可避免,从统计学及临床角度来看,这种角度的微小改变对测量血流速度的低估影响是可以允许的。

三、人体内的血流状态

由于彩色多普勒超声血流仪探查的是人体内的血流,人体内的血液是一种黏滞性流体,在不同状态下可以显示不同的流体特征。黏滞性流体存在层流和湍流两种基本血流状态,水流速度较低时,管内水流呈稳定、平缓的流线状态,即为层流;随着水流速度增加,管内水流出现混乱无序的流动状态,这种流体现象称为湍流。

虽然人体内的血流并不是一种理想流体,血管壁也不十分平滑,血流状态又不十分稳定,但是上述理想流体的两种流动状态亦同样存在于体内循环之中。体内的层流血液速度分布剖面图为抛物线状,离散度小,故呈一条窄细、与基线有一空窗的曲线频谱。当血流经过狭窄部位进入宽大管腔时,集中的流线骤然改变,取样容积内有的红细胞速度得到加快,有的红细胞速度逐渐减慢,方向亦有所偏离。从总体上看,虽然血流速度差异较大,但其方向大致相似,血流频谱表现为离散度大,曲线明显变宽,空窗消失,主要见于二尖瓣狭窄、三尖瓣狭窄、各瓣膜关闭不全的血流状态。

此外还存在一种称为涡流的异常血流状态,其本质也是一种湍流,它是由于速度不同的各层流体之间摩擦所产生的。在体内,当血流经严重狭窄口进入大的空腔时即形成这种异常流体,一部分红细胞继续向前,一部分红细胞偏向侧壁或者向后,方向非常杂乱,血流速度亦有快有慢,极不一致,呈现一种双向对称分布,离散度极大,与基线间空窗消失,代之为光点填充的实心频谱曲线。涡流主要见于室间隔缺损、室瘤破裂及瓣膜关闭不全。

四、彩色多普勒超声的类型

目前,临床应用的彩色多普勒超声有脉冲式多普勒、连续式多普勒、高脉冲重复频率式多普勒及彩色多普勒。这些多普勒对血流动力学不仅能够定性,而且能够进行定量测量。由于成像原理及方法不同,它们各自有不同的特点,适用于不同的临床检查要求。

(一) 脉冲式多普勒

脉冲是指探头发射的波不是周期性连续地出现,而是以短波群方式出现。这些短波群在每秒钟以一定的数量重复发射(即脉冲重复频率),以便发射出去的每个短波群有足够的时间将多普勒频移信息返回换能器。根据这一原理,脉冲式多普勒并不接受所有的反射回声信号,而是在经过一时间延迟以后再接受超声束上某一所需位置(取样容积)的多普勒频移信号。这种定位探查的能力称为距离选通。这个特性保证从探测区返回的信息来自显示的解剖部位,有利于层流或湍流准确地定位。

脉冲重复频率(PRF)1/2称为尼奎斯特频率极限,如果多普勒频移(fd)值超过这一极限,那么多普勒频移就会出现方向及大小的伪差,称为频率混叠。如果 $PRF > fd > 1/2PRF$,则频谱充填1/2PRF范围后,可折叠到-1/2PRF部分,此时只有频率方向的混叠。将频移的绝对值相加,仍可获得真实频率,这种现象称为单纯性频率混叠。如果 $fd > PRF$,频谱在充填1/2PRF和-1/2PRF后再折叠到1/2PRF的部分,表现为正负方向上的多次折叠混合,此时依靠脉冲式彩色多普勒超声已无法确定真实多普勒频移,这种现象称为复合性频率混叠。这正是脉冲式彩色多普勒超声的主要缺点,即所测流速的大小受到脉冲重复频率的限制。

这里有必要区分脉冲重复频率和脉冲频率。所谓脉冲重复频率是指每秒钟超声脉冲群发射的次数,又称取样频率;脉冲频率是指每秒内的脉冲波个数,即探头频率。脉冲重复频率一般只有几千赫兹(kHz),脉冲频率一般为几兆赫兹(MHz)。

由于脉冲式彩色多普勒超声存在“频率混叠”弱点,为了增加脉冲式多普勒探查的血流速度范围,一般可以采取下列措施:

1. 零位基线移动 尼奎斯特频率极限决定了正向和负向的最大频移值。若零线位于频谱中央,将零线调至频谱的最高或最低位置,即可使频谱显示范围扩大1倍,流速测量值范围增大1倍。

2. 增大 θ 角 从多普勒方程中知道 θ 角余弦值是速度公式的分母,增大超声探查的 θ 角(减小余弦值),理论上可以获得更高的速度值。但实际上 θ 角是一个三维方向上的空间角,因此以二维 θ 角替代三维 θ 角,计算可能出现明显误差。

3. 选择低频率探头 一般而言,探头频率低,其探测的血流速度较高,但图像的距离分辨率差。因此,要探测较高速的血流,选择适宜的探头频率是重要的。

(二) 连续式多普勒

脉冲式彩色多普勒超声在测量高速血流时存在着“频率混叠”,而连续式彩色多普勒超声则具有探测高速血流的能力,因此,连续式多普勒可以弥补脉冲式多普勒在探测高速血流方面的不足。

连续波系指探头发射的脉冲信号是连续不间断的。在探头上使用两块晶片,一块晶片连续地发射超声脉冲信号,另一块晶片则连续不断地接收超声脉冲信号,把接收信号与发射信号进行比较,提供频移信息。由于连续式彩色多普勒超声的超声发射频率为脉冲重复频率,通常在 2×10^6 Hz以上,故其尼奎斯特频率在百万赫兹以上,这样保证了其具有探测高速血流的能力。新型的连续式彩色多普勒超声能检查出的最高速度大于7m/s。

连续式彩色多普勒超声连续地发射与接收信号,使其没有时间让仪器对所探测部位的接收与发射信号作出鉴别,加之探头接收的是整个声束通道上所有血流信号的总和,因此,连续式彩色多普勒超声丧失了提供有关深度或范围信息的能力,即缺乏距离选通定位能力。

(三)高脉冲重复频率多普勒

高脉冲重复频率是指在探头发射一组脉冲波群后,不等取样部位的回声信号返回探头又发射一组新的超声脉冲波群,因此在同一时间,超声束上的不同深度可有一个以上的取样容积。由于高脉冲重复频率式多普勒的重复频率成倍地增加,使其多普勒频移值的测量范围也相应地得到增加。在现有仪器中,高脉冲重复频率式彩色多普勒超声的频移测量范围可以扩展到脉冲式多普勒所测频移值的3倍左右。

高脉冲重复频率式彩色多普勒超声在其声束轴上存在多个取样容积,因此和连续式彩色多普勒超声一样缺乏距离选通的定位能力,而且多普勒频移值可测范围的增加又不及连续式彩色多普勒超声,它实际上是一种介于脉冲式彩色多普勒超声和连续式彩色多普勒超声之间的技术。因此,新型的彩色多普勒超声仪已很少使用这种技术。

(四)彩色多普勒

脉冲式、连续式多普勒是频谱显示,它们只能提供一维血流信息,而不能提供超声切面内的二维血流信息。彩色多普勒的出现,改变了传统多普勒频谱显示方式的实时空间血流信息的彩色显示,不仅能够了解二维心脏及大血管的解剖形态活动,而且能够形象直观地显示心内血流的方向、速度、范围、状态及异常通路。彩色多普勒能量图及彩色多普勒组织成像扩展了彩色多普勒应用领域,极大地丰富了临床彩色多普勒超声诊断的内容。

彩色多普勒血流成像系统需要复杂的信号处理技术。它是将彩色血流图像叠加在二维B型图像中,用一个高速相控阵扫描探头实现两种成像。探头在二维B型扫描时,返回接收的信号被分成两部分,一部分128条声束线的不同回波信号形成B型图像,另一部分则利用每一声束线的不同水平提取的多普勒频移信息,经自相关技术处理及彩色编码,形成叠合在心脏B型图像上的彩色血流图。

利用自相关技术处理的彩色血流成像主要通过3种方式来显示,即速度方式、方差方式和功率方式,显示角度在 $30^{\circ}\sim 90^{\circ}$ 间,最大帧速率25~30帧/s。

1. 速度方式 用于显示血流速度(多普勒频移)的大小和方向。

(1)血流速度的大小以色调的高低即色彩的亮度来表示,流速越高,色彩越亮;反之,流速越低,色彩越暗。红蓝两色的最大亮度代表尼奎斯特频率极限,超过尼奎斯特频率极限的信号显示相反色彩。

(2)血流速度的方向以红蓝两种颜色分别表示,一般将红蓝两色各分为16个色调或亮度等级。依现行临床使用惯例,以红色表示血流朝向换能器而来,蓝色表示血流离开换能器而去,表示在作二维扇形扫描时,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速度分量。如速度分量朝向换能器,以红色表示;如平行的速度分量离开探头,则以蓝色表示,因此速度标为红色或是蓝色是相对于扫描线的方向而言。即使同一方向的血流亦可能标为方向相反的色彩。在切面的左侧,平行于扫描线的速度分量朝向换能器,标为红色;切面的中央,流速方向垂直于扫描线,无色彩;而切面的右侧,平行于扫描线的速度分量背离探头,故标为蓝色。在速度显示中,如利用色彩改变判别血流方向时,应注意采样点在二维扇形扫描中的位置及其与扫描线方向间的关系。

2. 方差方式 亦称血流离散显示,用于显示多普勒信号的速度分布范围。当血流速度范围超过仪器所设定的阈值或血流方向紊乱不规则时,血流图像中便会出现附加的绿色斑点,即表示涡流。涡流越大,表示速度方差越大,反之绿色亮度就越小。

由色谱学基础可知,当红、绿、蓝三基色混合时可产生二次色。红色加绿色产生黄色,蓝色加绿色产生湖蓝,红色加蓝色产生紫红色,即三种二次色——黄、湖蓝、紫红。在彩色多普勒成像中,利用三基色和二次色可分别表示血流速度及其方向和涡流的存在。因此,朝向探头的涡流显示黄色,背离探头的涡流显示湖蓝色。对于高速射流,由于频率失真可导致彩色逆转和涡流出现,使上述色彩相互混合而出现白色。在血流明显紊乱时可出现红、蓝、绿、黄、青、白等多彩斑点的血流图像,称之为镶嵌状图型。

3. 能量显示方式 即彩色多普勒能量图,用于表示多普勒信号的能量大小。它的色彩和亮度代表多普勒能量的大小,能量越大,色彩越亮,这种成像方式的参数是对多普勒频率曲线下的面积即能量进行的彩色编码。来源于血流中散射体强度相对应的能量信号,即与单位面积内红细胞通过的数量及血流中红细胞的密度有关。由于信号的能量大小取决于采样容积中具有相同流速的红细胞的相对数量多少,因此它不受声束-血流夹角的影响,不会发生频率混叠,采用噪声低能量背景显示,突出了血流信号。这些优点使得彩色多普勒能量图比彩色血流显像具有更高的敏感性,对于高速和低速血流彩色能量图均能良好地显示。

(五)彩色多普勒组织显像

彩色多普勒组织显像是一种将心肌组织运动引起的低频高振幅多普勒信号用彩色编码处理来显示心肌运动的技术。它主要有三种显示方式:速度方式、加速度方式、能量方式。成像方法有二维M型超声心动图、二维及频谱多普勒。彩色多普勒血流图是通过高通滤波器检测血液反射回来的高频低振幅频移信号,同时滤除心脏结构反射回来的低频高振幅频移信号。彩色多普勒组织显像采用低通滤波器专门检测心肌壁反射回来的低频高振幅频移信号,同时除去血流反射的高频低振幅频移信号。低通滤波器的低通频率阈值为 $-0.24\sim+0.24$ m/s,心肌的运动大都在此范围内,因此,可以选择不同的彩色多普勒组织显像模式,对室壁的心肌运动进行定量和定性分析。

速度模式主要用来反映室壁心肌的速度变化分布,为双向编码,根据色彩的不同,确定室壁心肌的运动方向,同时以色温的不同区别运动速度大小。加速度模式用来反映室壁心肌运动的加速度改变及分布,有双向编码及无方向性编码两种。无方向性编码仅表示加速度的变化值,无方向信息。速度和加速度模式均有利于对局部室壁心肌的运动状态进行评价,能量模式用来反映室壁心肌运动能量变化,无方向性编码,有利于对心腔形态结构进行评价。

五、彩色多普勒超声心动图的分析方法

彩色多普勒超声的分析方式依其显像方式的不同可以分为两类。第一类是以描述血流频谱及音频特征的一维彩色多普勒超声心动图,它们主要有脉冲式彩色多普勒超声及连续式彩色多普勒超声。第二类是以描述二维平面上血流分布、心肌组织特征的二维彩色多普勒超声心动图,主要有彩色多普勒血流显像、彩色多普勒能量图及彩色多普勒组织显像。

(一)频率显示技术

来自多普勒的信号经过计算机处理,通过音频和频谱输出。

脉冲式和连续式彩色多普勒超声频率显示的主要方式为频谱形式。在多普勒频谱中可以得到如下信息:

1. 频移时间 以横坐标的数值表示,代表血流持续时间,单位为秒。
2. 频移大小 以纵坐标的数值表示,代表血流速度的大小,单位为m/s或者千赫兹(kHz)。

3. 频移方向 如以频谱中间零位基线为界,基线以上的频移值为正值,基线以下为负值。正号和负号反映血流与探头相对运动,正号表示血流方向朝向探头,反之血流背离探头。为了增大脉冲式彩色多普勒超声的流速测量范围,基线位置全部可调。

4. 频谱灰度 表示探查声束或取样容积处具有相同流速的血细胞相对数量的多少。相同速度的血细胞数量越多,反向散射信号的强度越大,频谱灰度越深。反之,频谱灰度越淡。

5. 频带宽度 以频谱在纵坐标上的宽度表示,反映某一瞬间取样容积中血细胞速度分布范围。如速度分布大,频率范围广,则频谱增宽,反之频谱变窄。层流状态下速度分布梯度小,故频谱较窄。湍流状态下速度分布梯度增大,频谱增宽。

(二)彩色多普勒血流显像

与一维的脉冲式或连续式彩色多普勒超声显像方式不同,彩色多普勒血流显像是一种实时直观的彩色编码的二维显像,其分析方法也有不同。

1. 彩色血流出现的部位 由于检查目的和要求不同,关注的彩色血流显像区域及部位也有所不同,检查时应将取样容积置于感兴趣的部位。如二尖瓣狭窄时,要观察二尖瓣射流,应将取样容积放置在跨瓣的左心室、左心房之间扫查;先天性心脏病室间隔缺损,彩色血流取样容积应放置在跨室间隔的左心室、右心室之间扫查。要注意从多切面、多方向进行扫查。

2. 彩色血流出现时相 为了准确地观察彩色血流在每一心动周期中不同时相的分布特征,必须采用与二维图像同步显示的心电图曲线。尤其是在有图像环状存储器的条件下,能够对彩色血流在不同间期的成像情况进行较为细致地分析,有利于判断血流动力学的异常。

3. 彩色血流分布的范围 对二维彩色多普勒血流显像,要注意观察彩色血流束的分布范围大小。尤其是在病理状态下,应当对血流束的起始部位、分布范围、面积大小及血流束长、宽做相应地描述。应当提及的是彩色血流的分布受到包括心腔大小及心内压力阶差、心功能状态等多种因素的影响。

4. 彩色血流的色彩 彩色血流的色彩和血流与探头间的相对运动有关,红迎蓝离。如果在应当出现正常色彩的部位出现了异常的色彩,如五色镶嵌、色彩倒转等,则提示存在血流动力学的异常。

5. 彩色血流的灰度 彩色血流的灰度是衡量血流正常与否的主要指标。虽然仪器的色谱图将彩色血流灰度分为8级(0~7级),但人的肉眼并不具备这种识别能力,一般而言,色彩暗淡表示血流速度缓慢,色彩明亮表示血流速度较快。

第三节 超声成像的表现内容和诊断术语

在声像图中,不同组织有不同的回声强度和不同程度的声衰减,囊性器官与实质器官或液性病灶与实质病灶之间有不同的图形特征,各脏器和器官有其特殊的规律,对声像图的分析包括以下内容:

一、外形

脏器外形规整,符合解剖形态。肿瘤外形往往呈圆球形或椭圆球形,在探测时有球体感,即在连续扫查时,肿块的近边缘处呈小的圆形,越向中部,圆形越大,超过中部又逐渐变小。

二、边界回声

正常组织多有清晰的边界回声,轮廓整齐。病变若有光滑而反光强的边界回声,常提示有包膜存在。如边界不明确,边缘凹凸不平,多为浸润性病变。低边界回声,如肿瘤周边环境一圈无回声暗圈,亦称为“声晕”,常见于恶性肿瘤,可能是由于肿瘤生长迅速,挤压周围组织,产生了一个声阻抗逐渐变化的过渡层所致。

三、内部回声

各种器官、各种组织及病变均有不同的内部结构,因此有各种不同的内部回声。声像图主要以光点的分布、回声的强弱及图像的形态来表现。

(一)光点的分布

恶性病变光点分布很不均匀,而良性病变分布均匀。另外,肿瘤发生局部出血、液化、变性、纤维化和钙化等改变时,回声也是不均匀的。

(二)回声强弱

代表声阻抗差别的程度,有无回声、低回声、中等回声、高回声、强回声。

(三)内部结构

正常组织的结构是相对稳定的,包括血管、腺管、韧带等;病理改变时,正常结构会发生一定的改变,为超声诊断提供依据。

(四)图像的形态

光点:亮度不同的回声光点。光斑:多数光点集聚或斑块状,不规则强回声。光团:许多光点集聚成团。光带:光点排列成带状。光环:光点排列成环状。管状结构:两条平行光带,中间为暗区。

(五)透声情况

1. 透声好 超声波通过介质时其声能衰减很少,其后方出现增益效益。
2. 透声差 超声波通过介质时其声能大量被吸收,其后方出现衰减的声影。

四、后方回声

组织后方的回声与声衰减系数有关,包括反射、散射和吸收。不同介质有不同的衰减系数,介质对不同频率的超声波衰减也是不一样的,人体软组织的衰减系数与频率成正比,频率低,其穿透力强,频率高,穿透力弱。后方回声内收,表示其前方的器官或肿块的声速和衰减低于周围组织,反之,后方回声外展,表示声速高于周围组织。

五、血管分布及其血流参数

脏器内或肿块内外血管的分布、走向、多少、粗细、形态以及血流的多项参数均可对脏器或肿块的性质鉴别有帮助。对血管的显示和测量,除用二维、脉冲多普勒和连续式多普勒外,彩色多普勒血流显示和彩色多普勒能量图不仅可以显示高速血流,对每秒几毫米的低速血流也能用彩色显示,从而对血流的观察成为许多脏器和器官的重要诊断基础。

第四节 伪像的识别和利用

伪像的产生是由于超声仪器的特点决定的,伪像是不可避免的,识别伪像是减少误诊、漏诊不可忽略的一个方面,因为伪像直接影响到诊断的准确性。伪像包括二维超声伪像和彩色多普勒超声伪像。

一、二维超声伪像

(一)伪像产生的原因

二维超声图形的伪像是指所获得的图像与组织的解剖断面不完全对应,表现为图像的缺损、增添和失真等,伪像产生的主要原因与阻抗的不连续性、组织声速的差异、超声的旁瓣效应有关。

1. 阻抗的不连续性造成的伪像 二维超声成像是利用不同声阻抗介质界面的超声反射,主要反映形态学信息,缺少组织学信息,脏器的前后壁均为不同阻抗的界面,声束可以在前后壁之间产生多重反射,因而在脏器后面形成伪像。

2. 组织声速的差异造成的伪像 由于人体各种组织的声速存在着差异,因此声速的传播呈折线传播,这是产生伪像的一个原因。另外,纵向的电子扫描是线性的,组织声速的不均匀性将造成成像位置的纵向偏移,这是声速差异产生伪像的另一个原因。

3. 超声旁瓣效应引起的伪像 声速具有波动性,可以在空间形成主瓣和旁瓣,主瓣和旁瓣可以分别成像,旁瓣所形成的像即是伪像。另外,声束受扫描形状的约束,与组织界面不垂直也将引起回声的失落,从而造成图像的缺损。

(二)伪像的识别

1. 混响 超声垂直照射到平整的界面而形成声束,声束在探头和界面之间来回反射,出现等距离的多条回声,其回声强度渐次减少,称为多次反射。由多次反射和/或散射而使回声延续出现的现象称为混响伪像。

2. 多次内部混响 超声在目标内来回声反射,形成彗尾征。利用彗尾征可以识别一些特殊目标。

3. 旁瓣伪像 探头的声束剖面中,主瓣外的声束围绕着主瓣呈放射状分布,对声像图的影响大,是产生伪像的重要原因之一。探头内每个晶片都可产生旁瓣,旁瓣在人体介质中传播时具有与主瓣完全相同的声学特性,尽管其强度小,但是能够干扰甚至掩盖主瓣形成的正常回声,使图像出现复杂的伪像。常见的类型有三种:位置显示假象、回声强度假象和距离测量失真,在使用相控阵探头时较为突出。

4. 声影 在单次成像扫描成像中,由于前方有强反射或声衰减很大的组织或器官存在,以致在其后方出现超声不能达到的区域称为声影区,其后检测不到回声,强回声的后方出现纵向条状无回声区,称为声影。利用声影可识别钙化灶和骨骼的存在。

5. 后方回声增强 在单次扫描成像中,当前方的病灶或器官的声衰减甚小时,其后方回声强于同深度的周围组织,称为后方回声增强。囊肿等液性结构的后方回声增强,而且内收,