

A close-up photograph of a medical professional in a white coat performing an ultrasound on a patient's neck. The professional's hands are visible, holding a white ultrasound probe against the patient's skin. The patient is lying down, and their head is tilted back. The background is slightly blurred, showing a clinical setting.

现代超声医学 诊断与治疗

程 嘉等◎主编

现代超声医学诊断与治疗

程 嘉等◎主编

图书在版编目 (C I P) 数据

现代超声医学诊断与治疗 / 程嘉等主编. -- 长春 :
吉林科学技术出版社, 2018.3
ISBN 978-7-5578-3663-4
I. ①现… II. ①程… III. ①超声波诊断②超声波疗
法 IV. ①R445.1②R454.3
中国版本图书馆CIP数据核字(2018)第064164号

现代超声医学诊断与治疗

主 编	程 嘉等
出 版 人	李 梁
责任编辑	赵 兵 张 卓
封面设计	长春创意广告图文制作有限责任公司
制 版	长春创意广告图文制作有限责任公司
幅面尺寸	185mm×260mm
字 数	260千字
印 张	13.5
印 数	650册
版 次	2019年3月第2版
印 次	2019年3月第2版第1次印刷

出 版	吉林科学技术出版社
发 行	吉林科学技术出版社
地 址	长春市人民大街4646号
邮 编	130021
发行部电话/传真	0431-85651759
储运部电话	0431-86059116
编辑部电话	0431-85677817
网 址	www.jlstp.net
印 刷	虎彩印艺股份有限公司

书 号	ISBN 978-7-5578-3663-4
定 价	55.00元

如有印装质量问题 可寄出版社调换
因本书作者较多,联系未果,如作者看到此声明,请尽快来电或来函与编辑部联系,以便商洽相应稿酬支付事宜。
版权所有 翻印必究 举报电话:0431-85677817

前 言

随着声学、电子学、计算机技术和图像处理技术等相关技术的进步，超声医学设备取得了迅速发展，超声检查的领域和内容都有了大幅的扩展和增加，出现了许多新知识、新技术、新方法和新观点。进入21世纪后，不仅在超声诊断方面而且在超声治疗方面也取得了令人瞩目的发展。为了进一步提高超声诊断疾病的准确性，我们组织编写了本书。

本书以临床诊断为目的，以临床常见病和多发病为重点，系统阐述了超声诊断基础以及各部位疾病的超声影像学特征等内容，包括颅脑超声、头颈部超声、浅表淋巴结超声、乳腺超声、产科超声等内容，资料新颖，图文并茂，对比鲜明，简洁扼要，易于掌握，查阅方便，可供临床工作及教学参考。

本书编委均是国内超声医学领域临床实践经验丰富、技术水平较高的专家和精英骨干，对各位同道的辛勤笔耕和认真校对深表感谢！在编写过程中，我们参阅了大量的文献，由于时间和篇幅有限，加上超声学不断发展，难免有疏漏和不妥之处，望广大读者给予批评指正，以便再版时修正，谢谢。

编 者
2018年3月

目 录

第一章 超声诊断原理及技术	1
第一节 A 型超声诊断法	1
第二节 M 型超声诊断法	1
第三节 B 型超声诊断法	2
第四节 其他回波幅度法	3
第五节 超声多普勒技术	4
第六节 彩色多普勒技术	10
第七节 谐波成像	12
第八节 超声弹性成像	15
第九节 其他超声诊断法	18
第二章 颅脑超声	24
第一节 成人颅脑超声	24
第二节 术中超声在颅脑疾病中的应用	34
第三章 头颈部超声	49
第一节 眼部超声	49
第二节 涎腺超声	58
第三节 颈部血管超声	62
第四节 鳃裂畸形的超声诊断	73
第五节 甲状腺超声检查方法与正常声像图	76
第六节 甲状腺疾病超声诊断	77
第七节 甲状旁腺超声检查	82
第四章 浅表淋巴结超声	84
第一节 解剖与正常声像图	84
第二节 仪器调节和检查方法	87
第三节 淋巴结的超声评估指标及临床意义	88
第四节 淋巴结疾病	96
第五章 乳腺超声	113
第一节 解剖与正常声像图	113
第二节 仪器调节和检查方法	120
第三节 乳腺疾病超声表现	129
第四节 乳腺癌早期诊断及普查	159
第五节 乳腺良恶性病变鉴别	165
第六章 早孕期超声	192
第一节 早孕期正常解剖及超声检查	192
第二节 早孕期出血	198

第三节	胚囊位置异常	201
第四节	胎儿颈项透明层	203
第五节	早孕畸形	205
第六节	早孕合并子宫或附件异常	206
第七节	早孕下腹痛	208
参考文献		210

第一章

超声诊断原理及技术

第一节 A 型超声诊断法

一、原理

A 型超声诊断法是采用幅度调制型的显示法 (amplitude modulation display)。简称“A 超”。该法在显示器上,以纵坐标表示脉冲回波的幅度;以横坐标表示检测深度,即超声波的传播时间。它有单相和双相(或称单迹和双迹)两种。

A 型超声诊断法显示组织界面的回波幅度。图 1-1 是 A 型的显示,它是组织界面回声示意图。超声波在人体组织中传播时,遇到声特性阻抗不同的组织所组成的界面时就会产生反射。反射波的大小和 2 种组织的声特性阻抗之差有关。差异愈大,反射波幅也愈大。没有差异,也就没有反射,呈现无回声的平段。而对回波可按波的幅度分为饱和波、高波、中波、低波、小波和微波;也可按波数分为稀疏、较密、密集;或以波的形态分为单波、复波、丛波、齿状波等。“A 超”就是根据组织界面回波的距离,测量组织或脏器的厚度和大小的,并根据回波波幅的高低、形状、多少进行诊断。

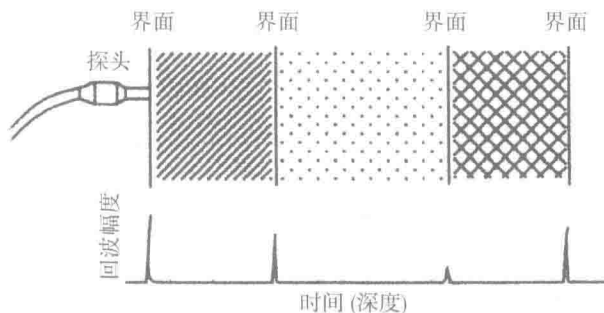


图 1-1 A 型超声显示

二、临床应用

超声波在临床诊断的应用,始于 A 型超声诊断法。虽然,现今以 B 型超声为主,彩超也日益普及。但 A 型超声仍有一定的应用价值。该法使用简单方便而且显示的组织界面比较明确,便于对组织或器官的厚度、大小、距离等的测量。此外在组织定征界面也有用该法进行研究。

目前 A 型超声在临床应用比较多的有脑中线探测;眼球的探测;胸膜腔和积液探测;心包积液探测;肝脓肿探测等方面。

(程 嘉)

第二节 M 型超声诊断法

M 型 (M-mode), M 表示活动 (motion) 的意思,它是沿声束传播方向各个目标的位移随时间变

化的一种显示方式。M 型超声诊断法，是用垂直方向表示探查的深度；用水平方向表示时间；用亮度表示回波的幅度。这种显示模式把沿声束检测到的心脏各层组织界面回声展开成随着时间变化的活动曲线。所以常称为 M 型超声心动图。

M 型超声可以显示心脏的一维解剖结构，因而可以测量有关心脏结构的大小，如管壁、室壁、中隔的厚度；大血管、心腔内径。

M 型超声的活动曲线可以观察心脏结构如心肌、瓣膜等的活动功能，计算其活动速度，计测心腔的缩短分数与射血分数等，借此了解心脏活动功能情况。

由于 M 型超声不能提供心脏二维解剖结构，目前这种模式是与下一节介绍的 B 模式结合在一起。通过 B 模式的切面图上显示 M 型取样线（M-line），并以 M 型取样线指示显示的 M 型在解剖平面的取样位置。这样通过移动 M 型取样线可以获取相应的解剖位置的 M 型图。M 型取样线可以有 1 条、2 条和多条，并相应显示 1 幅、双幅或多幅 M 型图。

传统 M 型取样线是在切面内，以切面顶点为起点，沿声束取向，这种单声束超声心动图只能清晰显示与声束垂直的心脏组织结构界面的运动情况，而不能显示与声束平行的心脏组织结构界面的活动情况。近年发展了一种新技术，它允许 M 型取样线在 360° 范围内任意取样，并显示相应的心脏结构活动情况，这种方式称为“解剖 M 型”（anatomical M-mode）。这种技术是对数字化的二维图进行处理，将 M 型取样线与各声束的交叉点的灰阶值提取出来，显示出取样线上各点的灰阶随时间的变化。所以 M 型的质量取决于二维图的清晰度。

通过 M 型超声可以了解人体心脏的活动情况，但 M 型和 A 型超声一样都仅是反映人体组织的一维结构学信息，还不能称为超声影像。能反映人体二维或三维的结构学信息才能称为影像。下面将介绍有关这方面的超声成像模式。

（程 嘉）

第三节 B 型超声诊断法

一、原理

B 型超声诊断法是采用辉度调制显示（brightness modulation display）声束扫查人体切面的声像图的超声诊断法。简称“B 超”。

B 型超声扫查方式主要有两种：线性扫查和扇形扫查。前者以声束平移位置为横坐标，以超声波的传播距离（即检测深度）为纵坐标；后者是以距离轴为半径圆周角为扫查角的极坐标形式扫查。

在切面声像图上，以回波的幅度调制光点亮度，并以一定的灰阶编码显示，所以称为切面灰阶图。如果对回波幅度进行彩色编码显示（color code display），则称为切面彩阶图，这是一种伪彩色显示法。

B 型超声不仅利用组织界面的回波，而且十分重视组织的散射回波（后散射）。它是利用组织界面回波和组织后散射回波幅度的变化来传达人体组织和脏器的解剖形态和结构方面的信息。

二、诊断基础

B 型超声是通过组织器官切面图的亮度变化来了解人体解剖结构学的信息，而切面图的亮度既与组织的声衰减特性有关外，也与组织之间的特性声阻抗之差有密切的关系。这两者是作为超声切面图分析的基础。在前边内容已指出人体不同组织的声衰减不同，特别与它们的含水量、胶原及其他蛋白质、脂肪等含量以及钙化有关，并随超声频率的增加而增加。即超声频率愈高衰减愈大。表 1-1 列出各种组织的声衰减程度。

表 1-1 声像图人体组织声衰减的程度

声衰减程度	极低	甚低	低	中等	高	甚高	极高
组织	尿液	血液	脂肪	脑	肌腱	瘢痕	骨
				肝			
	胆汁			肌肉	软骨		钙化
				心脏			
	囊液	血清		肾			肺 (含气)

三、临床应用

B 型超声是目前超声在临床诊断应用的最基本的模式，它能提供临床有关人体脏器的解剖学（结构学）信息。在下面有关临床应用章节都有详细介绍。

但我们要知道，B 型超声虽然提供人体组织结构学信息。但因回波幅度除了和组织的声特性阻抗、声衰减有关外，还受入射角度、发射声强和仪器操作调节等因素影响，而且人体的组织结构又十分复杂，这些原因都致使 B 型超声提供的诊断信息特异性不够强。为了进一步满足临床诊断的要求。随后，不断发展新的超声诊断模式。在下面几节将介绍这些超声诊断模式。

(程 嘉)

第四节 其他回波幅度法

上面 3 节介绍的都是回波幅度法。即这一类仪器都是利用回波幅度的变化来获取组织结构学信息。除了这 3 种之外，还有 C 型、F 型和三维成像等模式，都属于回波幅度法。

一、C 型和 F 型超声诊断法

上面所述的 A 型和 M 型超声的声束都是不进行扫查的，B 型超声的声束也只进行一个方向扫查（按直线或弧线扫查），即通过一维扫查而形成 1 个切面图。但是 C 型和 F 型超声的声束要进行 X、Y2 个方向的扫查，即通过二维扫查形成 1 个与声波传播方向垂直的平面（C 型）或曲面（F 型）。其中 C 型的距离选通（成像平面的深度）是一个常数，而 F 型的距离选通是一个位置函数（变量）。它们都是采用辉度调制方式显示。

二、三维成像法

它显示的是组织器官的立体图（三维图）。同样是利用辉度来表示回波的幅度信息。但我们要知道，目前在临床应用的三维成像法（three - dimensionalaltasonic imaging, 3D），都是将探测的三维物体图像以平面显示的方法显现有立体感的显示方法。而真正的立体显示，还未在临床上应用。

三维成像按成像速度可分为静态三维成像（staticthree - dimensional imaging）和动态三维成像（dynamic three - dimensional imaging），而动态三维成像又可分为非实时三维和实时三维。

（一）重建三维图

这是一种通过一组二维图像的采集、处理，然后进行三维重建和显示的成像模式。由于对二维图组的扫查采集方式不同，目前主要有下述 2 种类型：

1. 自由臂扫查法（静态三维成像） 这种方法是由手持常规 B 超探头，自由移动探头扫查获取重建三维所需的二维图组。这种方法有非定位的和定位的，但所重建的三维图都是静态三维图（statie three - dimensional imaging）。这种方法渐被淘汰。

2. 机械式三维成像法（动态三维成像） 它将 B 超电子探头固定于一个机械装置上，由机械装置带动探头进行平行扫查、扇形扫查或旋转扫查，以获取某一立体空间的二维图组进行重建三维图。由于

机械装置的速度可控,而且速度比手持扫描快,可以重建动态的三维图像,但目前机械式三维成像速度在20幅立体幅左右,只是属于非实时动态三维成像。这类三维成像的探头称为机扫一维阵探头,目前有机扫线阵探头和机扫凸阵探头。

(二) 实时三维成像

1. 二维矩阵探头成像法 这种实时三维成像,需要高灵敏度的二维矩阵阵列探头。这些阵列往往有数千上万个晶片(64×64 矩阵的探头,就有4 096个晶片),通常采用相控技术在方位角和仰角方向进行电子偏转和聚焦,实现金字塔形立体扫查。采用实时并行的数字波束技术,目前可按每秒160MB的高信息量持续形成三维图像。实现实时三维成像。

2. 声全息图(acoustical hologram) 声全息(acoustical holography)是基于声波的干涉和衍射原理,利用探测波和参考波之间的干涉,把探测波振幅和相位携带的有关探测物结构的全部信息提取与再现的技术。用这种技术将三维物体图像以平面显示的方法显现成具有立体感图像称为声全息图。它是实时三维图。

在声全息中,受到物体声学特性调制并到达全息图记录面上的波,称为物波(object wave)。而构成全息图而用的直接照射全息图记录面并与物波相干的空间分布均匀的波,称之为参考波(reference wave)。

产生声全息图的方法有很多种,如液面声全息(liquid surface acoustical holography)、布阵声全息(acoustical holography coil detector array)、数字重建声全息(numerical holography)和布拉格衍射声成像(acoustical imaging by Bragg diffraction)等。

目前声全息图尚未进入临床应用阶段。

(三) 超声三维重建的临床应用

目前该技术主要应用在心脏科和产科,此外,在妇科、眼科、腹部和血管中都有应用。往往作为B超的补充。特别利用超声三维重建技术的多平面成像,可以获取B超不能得到的C平面甚至F曲面。利用此技术,可对人体脏器感兴趣区进行逐层、多角度的观察,获取比B模式更为充分的解剖学信息。

除了体表三维成像探头,还有经腔道三维成像探头,如经阴道三维成像探头和经食管三维成像探头。甚至还有血管内三维成像探头。

目前灰阶三维成像在临床应用较多。其中利用灰阶差异的变化显示组织结构的表面轮廓的三维表面成像已较广泛应用于含液性结构及被液体环绕结构的三维成像。不仅能显示被检结构的立体形态、表面特征和空间关系,而且能提取和显示感兴趣结构,精确测量其面积和体积等,适用于胎儿、子宫、胆囊、膀胱等含液性的或被液体环绕的结构。另一种用得较多的三维重建成像是透明成像,它利用透明算法淡化周围组织的结构的灰阶信息而呈透明状态,着重显示感兴趣组织的结构,使重建结构具有立体透明感。透明成像因采用算法不同而有不同模式,如最小回声模式、最大回声模式和X线模式,或它们之间的混合模式等。其中最小回声模式适合于观察血管、胆管等无回声或低回声结构;最大回声模式适合于观察实质性脏器内强回声结构,如胎儿的颅骨、脊柱、胸廓、四肢骨骼等;X线模式的效果类似于X线平片的效果等。

彩色多普勒血流三维成像用于观察血管的走向,血管与周围组织的关系及感兴趣部位的血流灌注的评价等都引起临床的关注。

(程 嘉)

第五节 超声多普勒技术

前面4节着重介绍通过检测回声的幅度以获取人体结构学信息的技术;本节则着重通过检测回声的多普勒信号来获取人体血流(运动)信息的技术。

一、血流动力学基础知识

人体内的血液是一种流动的液体，具有黏滞性和很小的可压缩性。应用多普勒技术研究和测量血液的特性，必须了解血流动力学的一些基本规律。

(一) 血流流动的一般规律

1. 稳流和非稳流 稳流 (steady flow) 是指以恒定的速度和方向运动的流体。而流体内质点运动速度与方向随时间变化时，这种流动称为非稳定流动。

2. 层流与湍流

(1) 层流：流体以相同方向呈分层的有规律流动，层间没有横向的交流，同一层流体的流速相同，不同层流体的流速不同，这种流动称为层流。层流有稳定层流，如人体的肝门静脉血流；以及非稳定层流，如人体的动脉血流。

图 1-2 是层流抛物线速度分布示意图。图中箭头的长短表示速度的快慢， ΔV 表示相距； ΔL 表示 2 层的液体的流速差。下式是泊肃叶公式：

$$v = \frac{P_1 - P_2}{4\eta L} (R^2 - r^2)$$

式中： v 为距离血管轴心 r 处的层流速度； R 为血管的半径； $P_1 - P_2$ 为相距 L 两端的压差； L 为血管中某一段长度； η 为血液的黏滞系数。

按泊肃叶公式 (Poiseuille's equation) 可知，层流在管道轴线处 (即 $r=0$) 流速最高，越近管道壁处流速越低，管壁处流速为零。因此，其速度分布剖面呈抛物线状。血管腔横断面积的平均流速为：

$$\bar{v} = \frac{P_1 - P_2}{8\eta L} R^2$$

由上两式可见，稳定层流中，平均流速是最大流速的 50%。血流速度越快，抛物线曲度越大；反之，血流速度越慢，抛物线变得越平坦。

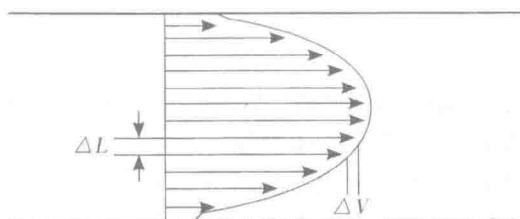


图 1-2 层流抛物线速度分布

在动脉血流中，由于心脏收缩和舒张的影响，血流失去稳定性，不再符合泊肃叶公式。动脉系统流速分布的决定因素有血流加速度，血流流经的几何形态，血液的黏滞性等。在这些因素影响下，可从抛物线状态变为多种形状流速剖面。

流体在弯曲管道的流动，当进入管道弯曲部分时，流体因向心加速度的作用，流体在管腔内侧处的流速较快；在管道的弯曲部分时，管道中央的流速增快；绕过管道的弯曲部分后，管道外侧处流速增高，内侧缘处流速低。流体在弯曲管道中的流速变化，形成流体在管道内的横向循环 (流速增快从内侧缘→中央→外侧缘) 或称为二次流动。人体血流从升主动脉到主动脉弓、从主动脉弓到降主动脉的流动，属于这种流动。

流体在扩张管道的流动，其在管道中央部分仍然是均匀的稳定层流，在膨大部近管壁处的流体成旋涡状流动。

流体在狭窄管道的流动，在通过狭窄区之前仍为层流，在狭窄区流体的流速剖面从“锥削型”改变为“活塞型”，但流速明显增高，称为射流 (jet)；通过狭窄区后，流体扩散，流动方向改变，在管道壁处最明显，呈旋涡流动，此处的流体称反向 (reverse) 漩流。流体中部流速增高超过 2 000 雷诺数

(Re) 时称为湍流 (turbulence) 状态。再往远处延伸, 湍流逐渐恢复为层流。

(2) 湍流: 流体的流速及流动方向都是多样化杂乱无章的不规则流体, 而流体不分层, 流体成分互相混杂交错。湍流经常在流体通过一窄孔后发生。当血流经过窄孔时, 血流分布可分为射流区、湍流区、射流旁区、边界层和再层流化区等几部分。

(二) 血流流动的能量守恒定律

理想流体在管中呈稳流时, 其流体能量 E 是单位体积的压强 P 、动能 $PV^2/2$ 和势能 ρgh 之和。即三者之和为一常数, 能量之间可以互相转换, 但遵循能量守恒定律, 它符合伯努利方程 (Benoulli equation):

$$E = P + \rho gh + PV^2/2$$

式中 ρ 密度。

为了实际计算的方便, 可将此方程简化成为简化伯努利方程:

$$\Delta P = 4V_{\max}^2$$

可用此方程优点跨瓣压差、心腔及肺动脉的压力等。

(三) 血流流动的质量守恒定律

液体在管道里流动时, 如管道内径宽窄不一, 即存在各种大小不等的横断面积 A 和快慢不一的流速 V , 但流经管道各处的质量 m 总是恒定, 即 $m = \rho_1 A_1 V_1 = \rho_2 A_2 V_2 = \rho_3 A_3 V_3 \cdots$ 。 $\rho AV =$ 恒量, 这就是流体力学中心连续方程。例如, 流过心脏 4 个瓣口的血流量 (Q) 总是相等的, 即 $Q_{TV} = Q_{PV} = Q_{MV} = Q_{AV}$, 利用频多普勒的连续方程, 可以计算病变瓣膜口的面积。

(四) 血管弹性与平均动脉压

1. 血管顺应性 血管两端的压强差, 是导致血流流动的动力, 而血管内外侧的压强差, 即跨壁压强是引起血管扩张的动力。当血管内外侧的压强相等时, 血管容积保持不变; 只有内外侧 (跨壁) 压强为正值时, 血管才会扩张。在血流动力学中, 通常用血管顺应性来描述血管容积变化的跨壁压强之间的关系, 有:

$$C = \frac{dv}{dp} = \frac{1}{dp} \int Q dt$$

式中 C 为血管的顺应性, dv 为血管容积增量, dp 为血管跨壁压强增量。血管顺应性反映了血管的弹性, 血管的弹性越大, 容纳脉动性血流的能力也越强。

血管壁的弹性是脉搏形成的先决条件。随着心脏周期行收缩和舒张, 有节律地流入动脉血流是脉搏形成的动力。脉搏以波的形式沿血管向前传播, 即形成脉搏波。

2. 平均动脉压 整个心动周期内, 各瞬时动脉压的总平均值, 叫做平均动脉压 (MABP)。它等于 1 个完整周期的压强曲线下的积分面积除以周期 T , 即:

$$\overline{P} = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt$$

平均动脉压并不等于收缩压和舒张压的平均值, 而是要比其小。 P 用来描述驱动血液流动的动力, 要比收缩压 P_s 和舒张压 P_d 更具有代表性。

二、多普勒血流的检测方式

(一) 连续波多普勒 (continuous waveDoppler, CW)

探头内有 2 个超声换能器, 一个用以连续发射超声, 另一个用以连续接收回声。如图 1-3A 所示。由于连续工作, 无选择检测深度的功能 (即不能提供深度信息), 但可测高速血流, 不会产生混迭 (aliasing) 伪像。

(二) 脉冲波多普勒 (pulsed waveDoppler, PW)

如图 1-3B 所示, 该检测方式采用同一个超声换能器间歇式 (交替) 发射和接收超声。通常瞬间

发一个超声短脉冲后，在间歇期通过深度可调节的距离采样门（SV）获取回声信号。不仅检测取样的深度可以调节，而且取样的大小也可通过 SV 调节。

1. 取样深度与脉冲重复频率的关系 单位时间发射脉冲波的次数称为脉冲重复频率（pulse repetition frequency, PRF）。PW 检测的最大取样深度 d_{max} 取决于 PRF，有：

$$d_{max} = c/2PRF$$

当声速 c 一定时，脉冲重复频率越高，2 个脉冲间隔越短，取样深度也越小。

2. PW 检测血流速度与 PRF 的关系 PW 检测血流速度受到 PRF 限制，有：

$$f_d < \frac{1}{2}PRF$$

如果相应于 f_d 的流速超过这一极限时，就会出现流速大小和方向的伪差，即频率失真（frequency aliasing），产生频谱混迭，这一极限称为尼奎斯特频率极限（Nyquist frequency limit）。

3. 如何提高 PW 检测流速的能力

（1）增加 PRF：根据式 $(f_d < \frac{1}{2}PRF)$ ，通过增加 PRF 可以提高 f_d ，从而增加血流速度测值。

（2）由式 $(V \leq \frac{f_d C}{2f_0 \cos \theta})$ ， $(d_{max} = c/2PRF)$ ， $(f_d < \frac{1}{2}PRF)$ 可得：

$$V \leq \frac{C^2}{8f_0 d \cos \theta}$$

因此，通过选择频率（ f_0 ）较低的探头、减小取样深度（ d ）和适当增加角度（ θ ）都可以提高检测血流速度的能力。

（3）移动零位线使单方向频移值增加 1 倍，因而流速可测值也增大 1 倍。

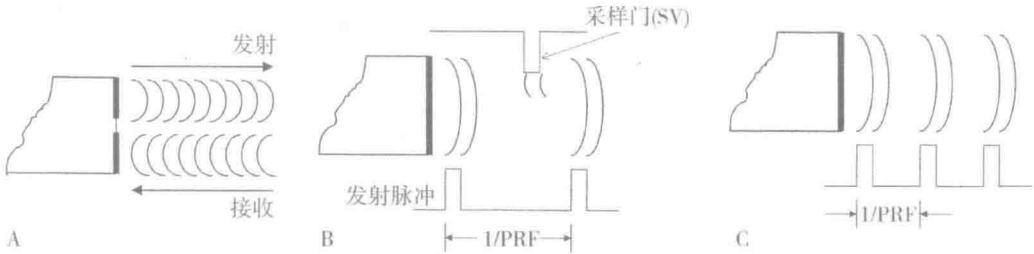


图 1-3 多普勒血流的检测方式

（三）高脉冲重复频率多普勒（high pulsed repetition frequency Doppler, HPRF）

它是在 PW 基础上改进的一种模式。如图 1-3C 所示。这种模式是在探头发射一组超声脉冲后，不等取样处的回声返回探头，又提前发射出新的超声脉冲，从而增加了发射脉冲的重复频率，并提高了对血流速度的可测范围。由于它有较高脉冲重复频率，所以称高脉冲重复频率。

这种方式有 2 个或 2 个以上可显示的取样门。而且 $d_{max} > C/2PRF$ 。

三、多普勒频谱分析技术（Doppler spectrum analysis）

（一）频谱分析的原理

多普勒超声检测的不是 1 个红细胞，而是众多的红细胞，各个红细胞的运动速度及方向不可能完全相同。因此；探头接收的后散射回声含有许多不同的频移信号，接收后成为复杂的频谱分布。把形成复杂振动的各个简谐振动的频率和振幅分离出来，列成频谱，成为频谱分析。频谱分析法的基础是快速傅立叶转换技术（FFT）。

频谱显示主要有 3 种方式：速度（频移）-时间显示谱图（图 1-4），功率谱图显示（图 1-5）和三维显示（图 1-6）。其中最常用的是“速度（频移）-时间”显示谱图。在图 1-4 中，谱图中的横轴（X 轴）以时间表示血流持续时间，单位为秒（S）；纵轴（Y 轴）代表血流速度（频移）大小，

单位为 cm/s (Hz)。

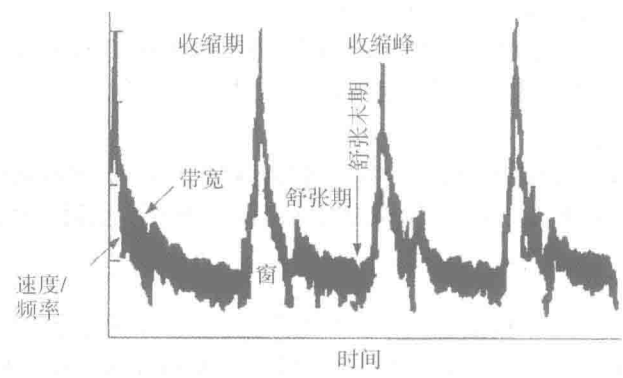


图 1-4 速度时间显示谱

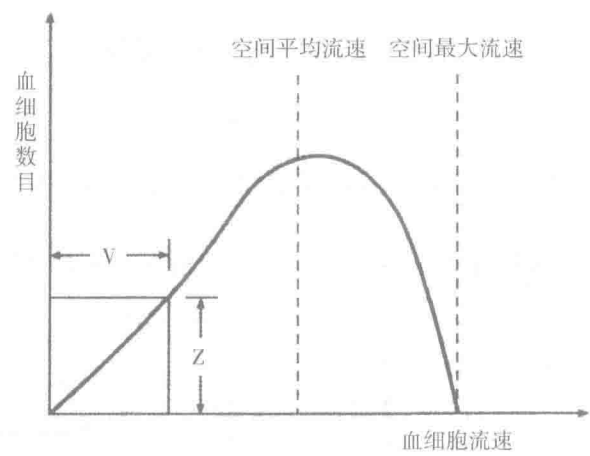


图 1-5 功率谱

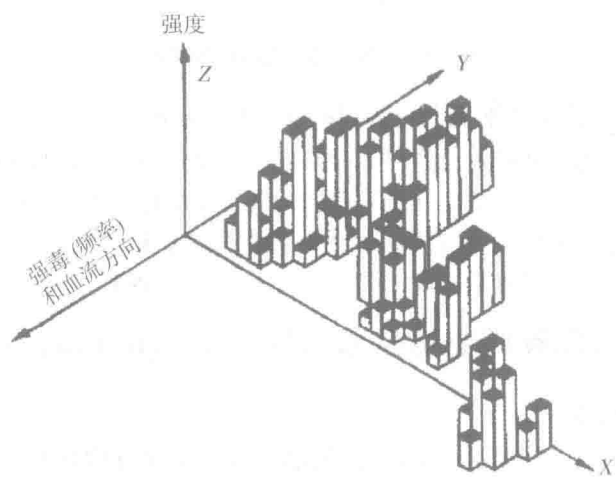


图 1-6 三维显示

(二) 频谱波形的意义

- (1) 零位基线上方的波形表示血流朝探头方向流动，而基线下方的波形表示血流背离探头方向流动。
- (2) 频谱的灰阶表示取样门内速度方向相同的红细胞数量。灰阶高的数量多。

(3) 频谱宽度(频带宽度)是在频谱垂直方向上的宽度,表示某一时刻取样门中红细胞运动速度分布范围的大小。频带宽,反应速度分布范围大(速度梯度大);频带窄,反应速度分布范围小(速度梯度小)。通常湍流为频谱宽,层流为频谱窄。频谱宽度也受取样门大小的影响,取样门小,易获窄频谱;取样门大,可使频谱变宽。大的动脉,常为窄频谱;外周小动脉,常为宽频谱。

(4) “收缩峰”指在心动周期内达到的收缩峰频率,即峰值流速 V_s 或 V_p 。

(5) “舒张期末”指将要进入下一个收缩期的舒张期最末点,此点为舒张末期流速 V_d 。

(6) “窗”为无频率显示区域,也称为“频窗”。

(7) 零频移线或基线表示频移为零的水平线:在基线上方的频谱为正向频移,血流朝探头流动;在基线下方则为反向(负向)频移,血流背离探头流动。

(三) 频谱多普勒对血流性质的判断

1. 层流 显示为窄频谱,频谱波形规整、单向,频窗明显。频谱信号音柔和有乐感。

2. 湍流 显示为宽频谱,频谱波形不规整、双向、没有频窗。频谱信号音粗糙、刺耳。

3. 动脉血流 频谱图形呈脉冲波形,收缩期幅度(速度)明显大于舒张期,舒张期开始可出现短暂的反向脉冲波形。频谱信号音呈明确的搏动音。

4. 静脉血流 频谱呈连续的、有或无起伏的曲线。曲线的起伏是由于呼吸时静脉压力的变化所致,大的静脉如腔静脉更易出现起伏,对静脉远端部位加压也可产生同样的效果。频谱信号音呈连续的吹风样或大风过境样声音。

(四) 频谱多普勒测量的血流参数

(1) 由频谱图直接测量出 V_s 和 V_d , 单位 m/s 。

(2) 选取一个心动周期的曲线包络,仪器自动对其进行积分算出空间峰值时间平均流速 V_m (单位 m/s) 和速度时间积分 (VTI)。

(3) 收缩舒张比值 $S/D = V_s/V_d$ 。

(4) 舒张平均比值 $D/M = V_d/V_m$ 或收缩平均比值 $S/M = V_s/V_m$ 。

(5) 阻力指数 (resistive index, RI): $RI = (V_s - V_d) / V_s$ 。

(6) 搏动指数 (pulsatile index, PI): $PI = (V_s - V_d) / V_m$ 。

(7) 加速时间 Aot (AT): 频谱图从基线开始到波峰的时间,单位 ms 。

(8) 平均加速度 (mAV): 频移的峰值速度 (V_p 或 V_s) 除以加速度时间 AT, 即 $mA = V_p/AT$, 单位 m/s^2 。

(9) 减速时间 Dot (DT): 从频谱图波形顶峰下降到基线的时间单位 ms 。

(10) 平均减速度 (mDV): $mDV = V_p/DT$ 。

(11) 测量跨瓣压差: 用简化伯努利方程 $\Delta P = 4V_{max}^2$ 计算, 式中 ΔP 即压差 (PG), V_{max} 为频移的峰值速度 (V_p)。

(12) 测量心腔及肺动脉压, 用简化伯努利方程, 计算两心腔之间或大血管与心腔之间的压差 (PG), 然后再换算为心腔或肺动脉压。例如, 测量右心室收缩压 (RVSP), 先用三尖瓣反流的峰值速度 (V_{TR}) 计算右心室与右心房间的压差 ΔP_{TR} , 即 $\Delta P_{TR} = 4\Delta P_{TR} = 4V_{TR}^2$, 而 $\Delta P_{TR} = RVSP - RAP$, 右心房压 RAP 已知为 10mmHg, 因此右心室收缩压 $RVSP = \Delta P_{TR} + 10mmHg$ 。

(13) 测量分流量: 用 B 超及频谱多普勒测量体循环量 (QS) 及肺循环量 (QP), 则分流量 = $QP - QS$ 。

(14) 测量反流量及反流分数: 用 B 超及频谱多普勒测量有关心腔的血流量, 然后计算出反流量 (AF) 及二尖瓣口血流量 (MVf), 然后计算反流量 ($AVF - MVF$) 及反流分数 $RF = (AVF - MVF) / AVF = 1 - MVF/AVF$ 。

(15) 测量瓣口面积: 通过已知的正常瓣口面积, 正常瓣口的平均血流速度、病变瓣口的血流速度就可以求得病变的瓣口面积, 例如, 利用二尖瓣环截面积 A_{MC} 、二尖瓣环平均血流速度 V_{MC} 、主动脉瓣

口平均血流速度 V_{AO} 可以求主动脉瓣口面积 $A_{AO} = A_{MC} \times V_{MC} / V_{AO}$ 。

(五) 频谱多普勒技术的调节方法

- 1. 频谱多普勒工作方式的选择 对于流速不太高的血流，一般选用脉冲多普勒，例如，腹腔、盆腔脏器以及外周血管、表浅器官的血流。对于高速血流的检测，多选用连续多普勒，如瓣膜口狭窄的射流、心室水平的分流、大血管于心腔间的分流及大血管间的分流等的高速射流。用 HPRF 也可检测到 6m/s 的高速血流。
- 2. 滤波条件的选择 根据血流速度高低而选择。检测低速血流时，采用低通滤波，要注意低速血流有否被去掉；对高速血流时，采用高通滤波，要注意有否低速信号干扰。
- 3. 速度（频移）标尺的选择 要选择与检测血流速度（频移范围）相应的速度标尺。用高速标尺显示低速血流不清楚；而用低速标尺显示高速血流，会出现混迭现象。
- 4. 取样门的选择 对于血管检测，取样门应小于血管内径；而检查心腔内、瓣膜口血流时，取样门选用中等大小。
- 5. 零位基线的调节 移动零位基线，可增大某一方向的频移测量范围，以避免出现混迭。
- 6. 频移信号上、下反转 使负向频谱换成正向，以便于测量及自动包络频谱波形。
- 7. 入射角 图 1-7 表示不同入射角的速度估计误差。超声束与血流方向的夹角越小越好，测量值越准确，但有时受到检查方向的限制无法太小，一般检测心血管系时应 $\leq 20^\circ$ ，外周血管 $\leq 60^\circ$ ，并进行角度校正。
- 8. 发射频率的选择 低速血流选用较高的频率，而高速血流则选用较低的频率。

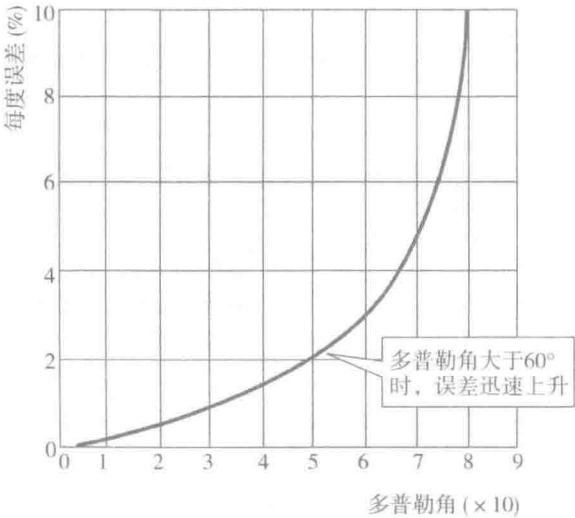


图 1-7 不同入射角的速度估计误差

(程 嘉)

第六节 彩色多普勒技术

多普勒成像 (Doppler imaging) 是通过多普勒技术获取的人体血流 (或组织) 的运动速度在组织平面上分布并以灰阶或彩阶方式形成的运动速度分布图。在二维超声图的基础上，用彩色图像实时显示血流的方向和相对的速度的技术，称为彩色多普勒血流成像法 (colorDoppler flow imaging, CDFI) 或彩色血流图 (colorflow mappig, CFM)。并在此基础上，发展了彩色能量图和方向能量图，以及彩色多普勒组织成像法。这类技术，既可以了解人体组织的结构学信息，又可以同时了解人体的血流 (或组织) 的运动学信息。所以，通常把这类超声诊断系统称为双功系统。

一、彩色多普勒技术原理

以 PW 为基础,通过动目标显示 (moving target indication, MTI)、自相关技术、彩色数字扫描转换、彩色编码得到的彩色血流与 B 超图叠加而形成彩色血流图。

MTI 实际上是一种壁滤波器。它将血流信号成分分离出,而滤去心壁、瓣膜或血管壁等组织的信号。MTI 滤波器有高通滤波和低通滤波,它的性能决定显示血流图的质量。如果性能不佳,就会出现非血流成分(如心壁、瓣膜等)的伪像,致使整个图像带红色或蓝色,或低速血流不显示。

自相关技术用于对比来自同一取样部位的 2 个以上的多普勒频移信号,分析相位差。计算平均多普勒血流速度、速度离散度以及平均功率。它由延迟电路、复数乘法器和积分器组成。

经 MTI 得到的运动信息,由方向、速度、离散度等 3 个因素组成。通常用红色表示朝向探头方向流动的血流,而用蓝色表示背离探头方向的血流。它们的辉度(颜色的深浅)表示速度的大小,浅色的流速快。血流离散度显示也称方差方式,通常用叠加绿色。因而,朝向探头的湍流出现黄色(红+绿),背离探头的湍流产生湖蓝色(蓝+绿)。明显的血流紊乱时,出现多彩的镶嵌图。

彩色多普勒血流图是以红、蓝、绿三基色以及由三基色混合产生的二次色来显示相应的血流信息。

二、彩色血流的显示方式

1. 速度-方差显示(V-T) 它显示血流速度及方向,同时显示湍流(变化程度),多用于心腔高速血流检查。

2. 速度显示(V) 它显示血流速度及方向,以红色显示朝向探头的血流,蓝色显示背离探头的血流,颜色的明亮表示流速的快慢。常用于腹部及低速血流检查。

3. 方差显示(T) 它显示血流离散度,当血流速度超过仪器检测的极限或湍流时,彩色信号从单一彩色变为多种朦胧色,直至五彩镶嵌。常见于瓣膜口狭窄的射流及心室水平的分流等。

4. 能量显示(P) 用彩色的饱和度显示血流能量大小,多用于低速血流的显示。

三、彩色多普勒技术的种类

1. 速度型彩色多普勒 彩色多普勒速度图(CDV)即彩色多普勒血流图(CDFI)它以红细胞运动速度为基础,用彩色显示血流图像,它用彩色表示血流方向和分散性,用彩色的明暗度表示血流平均速度的快慢。能反映血流的性质,所以该技术能表示血流的方向、速度和性质。但存在下述的局限性。

(1) 存在对入射角的依赖性,入射角的改变不仅可以引起色彩亮度的改变,甚至可以改变颜色(因血流方向改变了),当入射角为 90° 时, $\cos 90^\circ$ 为零,不显示血流。

(2) 超过尼奎斯特频率极限时出现彩色混迭。

(3) 检测深度与成像帧频及可检测流速之间互相制约。

(4) 湍流显示:的判断误差。当采用方差显示方式时,由于血流速度过快,超过尼奎斯特频率产生混迭,也会出现绿色斑点等湍流的表现形式。因此,出现绿色斑点不一定是湍流,也可能由高速血流所致。因此,应慎重鉴别。

(5) 对 B 型图质量的影响:彩色血流图是叠加在 B 型图之上。因彩色血流图处理数据量很大,为了获得实时显示,要较高的帧频,因而要减小扫描角度,会影响到 B 型图像质量。现在多采用多通道多相位同时分别处理彩色血流图与 B 型图,既提高血流图帧频又保持 B 型图质量。

2. 能量型彩色多普勒 简称能量图,又称功率多普勒显像(PDI)、彩色多普勒能量图(CDE)、彩色多普勒能量显像(CDPI)。此技术是以红细胞散射能量(功率)的总积分进行彩色编码显示。通常以单色(例如红色)表示血流信息。其有如下特点。

(1) 对血流的显示只取决于红细胞散射的能量(功率)存在与否,彩色的亮度依赖于多普勒功率谱总积分,能量大小与红细胞数量有关;即使血流平均速度为零,只要存在运动的红细胞,能量积分不等于零,就能用能量图显示,所以能显示低速血流。