

现代超声医学 临床应用精要

(上)

吴静宁等◎主编

主编简介



吴静宁

1964年出生。本科学历，超声诊断副主任医师，现为河西学院医学院影像诊断教研室主任。从事超声诊断临床、教学、及科研工作近30年，先后主持、参与完成省市级课题8项；在国家级及省级刊物上发表专业论文10余篇。主要研究方向为腹部、盆腔及外周血管的超声诊断。



葛亮

1973年出生。超声科副主任医师。1996年毕业于徐州医学院临床医学专业，硕士学历。从事超声专业近20年，对心脏、腹部、妇科、浅表器官及血管超声方面有丰富的经验，尤其是腹部、血管及浅表器官的疑难病例有较深的造诣。参加工作以来，发表国家级论文4篇，出版专著1篇。



祝青

1976年出生。就职于四川省西南医科大附属中医医院超声影像科，2000年毕业于贵州省遵义医学院。长期从事超声影像及超声介入治疗，擅长于心脏超声，介入超声，已发表论文4篇。

编 委 会

主 编 吴静宁 葛 亮 祝 青
张 璐 潘 青 程 莉

副主编 张晓明 李 颀 金小珠 盛 利
陆小燕 刘红丽 陈 莹

编 委

(按姓氏笔画排序)

于海霞	即墨市第二人民医院
刘红丽	商丘市睢县中医院
李 颀	安阳市肿瘤医院
吴静宁	河西学院医学院
余 岚	湖北医药学院附属襄阳医院
张 璐	兰州大学第一医院
张晓明	内蒙古自治区人民医院
陆小燕	郑州颐和医院
陈 莹	长春中医药大学附属医院
金小珠	郑州大学附属郑州中心医院
周 静	鄂州市中心医院
官 涛	襄阳市中心医院(湖北文理学院附属医院)
胡瑞芝	青岛市李沧区九水街道社区卫生服务中心
祝 青	西南医科大学附属中医医院
盛 利	湖北省荆州市第一人民医院
葛 亮	徐州市中心医院
程 莉	长春中医药大学附属医院
廖华为	湖北省荆州市中心医院
潘 青	青岛市市立医院

· 前 言 ·

现代声学电子技术的日新月异，有力地推动了超声诊疗工作的飞跃发展。近年来，先进仪器设备和检查方法的不断更新，尤其是我国综合国力的增强，国产超声仪器从档次和质量上都有了显著提高，从而为超声诊疗在医学各科领域的普及与推广奠定了基础。超声成像的优点：受检者无痛苦、无损害，方法简单，显像清晰，诊断准确率逐步提高，因而容易普及及推广，深受医师和患者的欢迎。

本书开篇主要介绍了超声技术及诊断原理，方便读者快速了解超声技术。然后又介绍了超声诊断技术在颅脑系统、心血管系统、消化系统、泌尿系统以及骨骼疾病诊断中的应用及治疗，尤其是超声技术在产科中的应用。本书以临床实用为目的，选材新颖，内容简明，科学性强。图文并茂，易于掌握，查阅方便，可供临床工作及教学参考。

本书编委均是高学历、高年资、精干的专业医务工作者，对各位同道的辛勤笔耕和认真校对深表感谢！由于写作时间和精力有限，如有不足或错误之处，希望广大读者予以批评、指正，以便再版时修正。

编 者
2016 年 6 月

第一章 超声技术	1
第一节 超声成像概述	1
第二节 超声成像特点及主要应用	2
第三节 超声诊断的显示方式及其意义	4
第四节 常见的超声效应与图像伪差	8
第二章 超声诊断原理及诊断基础	14
第一节 A 型超声诊断法	14
第二节 M 型超声诊断法	15
第三节 B 型超声诊断法	15
第四节 其他回波幅度法	16
第五节 超声多普勒技术	18
第六节 彩色多普勒技术	25
第七节 谐波成像	28
第八节 超声弹性成像	31
第九节 其他超声诊断法	35
第三章 超声诊断技术在心血管疾病治疗中的护理	41
第一节 冠状动脉造影术	41
第二节 冠状动脉介入检查及护理	43
第三节 先天性心脏病介入治疗	49
第四章 颅脑疾病超声检查	64
第一节 二维及彩色多普勒超声	64
第二节 经颅多普勒超声	76
第五章 心脏超声检查	91
第一节 心脏正常超声检查	91
第二节 超声心功能评价	108
第三节 心脏声学造影	111
第四节 感染性心内膜炎	114
第五节 心包炎和心包积液	118
第六节 先天性心脏病	121
第七节 心脏肿瘤	132

第八节 心脏瓣膜病	134
第九节 心肌梗死	141
第十节 慢性肺源性心脏病	147
第六章 心血管超声造影	160
第一节 冠状动脉腔内超声检查	160
第二节 检查方法与正常声像图	175
第三节 乳头肌功能不全和乳头肌断裂	185
第四节 冠状动脉疾病	189
第五节 大动脉疾病	201
第七章 乳腺超声	221
第一节 乳腺炎	221
第二节 乳腺良性肿瘤	231
第三节 乳腺癌	241
第八章 胰腺超声诊断	262
第一节 胰腺的检查方法	262
第二节 胰腺正常声像图及正常值	264
第三节 胰腺炎症性病变	265
第四节 胰腺囊性病变	272
第五节 胰腺实性占位性病变	279
第六节 胰腺的介入性超声	292
第九章 泌尿系统疾病超声诊断及治疗	294
第一节 肾脏检查方法与正常声像图	294
第二节 输尿管、膀胱检查方法与正常声像图	296
第三节 肾囊肿	298
第四节 肾结石	301
第五节 肾肿瘤	302
第六节 膀胱肿瘤	307
第七节 肾癌微波消融治疗	309
第十章 浅表器官超声诊断	316
第一节 甲状腺及甲状旁腺疾病	316
第二节 浅表淋巴结疾病	322
第三节 阴囊及其内容物疾病	330
第十一章 骨骼超声诊断	353
第一节 检查方法	353
第二节 正常解剖结构及声像图	356
第三节 骨、骨膜疾病	377
第四节 关节疾病	392
第五节 软骨及骨髓疾病	409
第六节 脊椎疾病	419

第七节 骨肿瘤和瘤样病变	422
第十二章 妇产科疾病超声诊断	433
第一节 妇科疾病超声诊断	433
第二节 超声检查在计划生育与不育领域的应用	469
第三节 妇科急腹症的超声诊断	479
第十三章 产科超声诊断	486
第一节 产科检查方法	486
第二节 异常妊娠	487
第三节 胎儿生长发育的观测	493
第四节 胎盘、脐带、羊水异常	496
第五节 胎儿神经系统畸形	502
第六节 胎儿颜面部畸形	519
第七节 胎儿先天性心脏畸形	529
第八节 胎儿胸部畸形	548
第九节 胎儿泌尿生殖系统畸形	555
第十节 三维子宫输卵管超声造影	565
第十一节 早期妊娠超声检查与声像图特征	605
第十二节 中晚期妊娠超声检查与声像图特征	608
第十三节 胎儿生长的超声评价	619
参考文献	623

第一章

超声技术

第一节 超声成像概述

一、基本原理

超声检查 (ultrasound examination) 是根据声像图特征对疾病做出诊断。超声波为一种机械波, 具有反射、散射、衰减及多普勒效应等物理特性, 通过各种类型的超声诊断仪, 将超声发射到人体内, 在传播过程中遇到不同组织或器官的分界面时, 将发生反射或散射形成回声, 这些携带信息的回声信号经过接收、放大和处理后, 以不同形式将图像显示于荧光屏上, 即为声像图 (ultrasonogram 或 echogram), 观察分析声像图并结合临床表现可对疾病做出诊断。

二、相关概念

(一) 超声波

超声波是指频率超过人耳听觉范围, 即大于 20 000Hz 的声波。能传播声波的物质叫介质。临床上常用的超声频率在 2 ~ 10MHz 之间。

(二) 反射与折射

声波在人体组织内按一定方向传播的过程中遇到不同声阻抗的分界面, 即产生反射与折射, 可利用超声波的这一特性来显示不同组织界面、轮廓, 分辨其相对密度。

(三) 分辨力与穿透力

超声波具有纵向和横向分辨力, 纵向分辨力与超声频率有关, 频率越高, 纵向分辨力越高; 横向分辨力与声束的宽窄有关, 声束变窄, 可提高横向分辨力。

(四) 声能的吸收与衰减

超声波在介质传播过程中其声能逐渐减少, 称为衰减。在人体组织中衰减的一般规律是: 骨组织 > 肝组织 > 脂肪 > 血液 > 纯液体。其衰减对特定介质来说是常数, 超声通过液体几乎无衰减, 而致密的骨化、钙化和结石, 衰减值特别大, 其后方减弱以致消失, 出现声影。

(五) 超声波的人体生物效应

超声波在人体组织中被吸收后转化为热能, 使局部升温, 并向周围组织传导。另外,

超声波对人体组织还有空化作用和机械作用。声波超剂量的照射会对人体组织产生一定的损伤,临床应用中应注意超声照射的剂量和时间,根据不同个体和检查器官限制在安全范围内。也可有目的地利用超声的人体生物效应到达某种治疗目的,如高能聚焦超声治疗肿瘤。

(六) 多普勒效应

多普勒效应(Doppler effect)是指发射声源与接收器之间存在相对运动时,接收器收到的频率因运动而发生变化的物理现象。发射频率与接收频率之间的差值称为频移,与运动速度成正比。根据这一原理,多普勒技术可用于测量血流速度、血流方向及血流的性质(层流或湍流)。多普勒超声即根据这一效应研制,分为频谱多普勒和彩色多普勒成像两大类。

(吴静宁)

第二节 超声成像特点及主要应用

一、成像特点

(一) 回声强度

通常把人体组织反射回声强度分为四级,即高回声、中等回声、低回声、无回声。对后方伴有声影的高回声,也称为强回声。

1. 强回声 如骨骼、钙化、结石和含气的肺,超声图像上形成非常明亮的点状或团块状回声,后方伴声影。但小结石、小钙化点可无声影。

2. 高回声 如血管壁、脏器包膜、瓣膜、肌腱、组织纤维化等,高回声与强回声的差别是不伴后方声影。

3. 中等回声 如肝、脾、胰腺实质等,表现为中等强度的点状或团块状同声。

4. 低回声 又称弱回声,为暗淡的点状或团块状回声,典型低回声为脂肪组织。

5. 无回声 病灶或正常组织内不产生回声的区域,典型者为尿液、胆汁、囊肿液和胸腔漏出液。

6. 暗区 超声图像上无回声或仅有低回声的区域,称为暗区,又可分为实性暗区和液性暗区。

7. 声影(acoustic shadow) 由于障碍物的反射或折射,声波不能到达的区域,即强回声后方的无回声区,称为声影,见于结石、钙化及致密软组织回声之后。

(二) 超声图像的分析与诊断

观察分析声像图时,应注意以下内容:

1. 定位 超声检查中为明确脏器或病变的方位,通常以体表解剖标志或体内重要脏器为标志标明方位,定位观察还应包括病变位于某脏器或脏器的某一部位。

2. 大小 脏器及病变组织的大小测量,通常测三维径线的最大值即前后径、上下径及左右径,亦可测面积和周径。

3. 外形 脏器的形态轮廓是否正常、有无肿大或缩小;如是占位性病变,其外形是网

形、椭圆形、分叶形或不规则形。

4. 边缘轮廓 脏器或肿块有无边界回声、是否光滑完整、有无模糊中断以及边缘回声强度如何,对病变性质的鉴别以及了解肿瘤的生物活性等均有一定意义。

5. 内部结构特征 应注意观察内部回声的强度大小、分布是否均匀、回声形态如何以及结构是否清晰。

6. 后壁及后方回声 根据不同的后壁及后方回声,可对病变性质作进一步鉴别,

7. 周围回声及毗邻关系 根据局部解剖判断病变与周围结构的关系,有无压迫移位、粘连或浸润,周围结构内有无异常回声,有无局部淋巴结肿大和继发性管道扩张。

8. 位置及活动度 脏器位置是否偏移,固有的活动规律是否存在。病变的确切位置,是否随体位变动或呼吸运动而移动。

9. 量化分析 包括对脏器或病变进行径线、面积、体积等测量,以及应用多普勒超声观察病变或脏器内部的血流分布、走行及形态,对有关血流动力学参数进行测量。

二、主要应用

(一) 超声解剖学和病变的形态学研究

超声检查可获得各脏器的断面声像图,显示器官或病变的形态及组织学改变,对病变做出定位、定量及定性诊断。

(二) 功能性检查

通过检测某些脏器、组织的生理功能的声像图变化或超声多普勒图上的变化做出功能性诊断,如用超声心动图和多普勒超声检测心脏的收缩及舒张功能;用实时超声观察胆囊的收缩和胃的排空功能。多普勒超声技术的发展使超声从形态学检查上升至“形态-血流动力学”联合检查,使检查水平进一步提高。

(三) 器官声学造影的研究

声学造影即将某种物质引入“靶”器官或病灶内,以提高图像信息量的方法。此技术在心脏疾病的诊断方面已经取得良好效果,能够观察心腔分流、室壁运动和心肌灌注情况,测定心肌缺血区或心梗范围及冠状动脉血流储备。目前此技术已推广至腹部及小器官的检查。

(四) 介入性超声的应用

介入性超声(interventional ultrasound)包括内镜超声、术中超声和超声引导下进行经皮穿刺、引流等介入治疗。高能聚焦超声还可用来治疗肿瘤等病变。

三、优点和限度

(一) 优点

- (1) 无放射性损伤,属无创性检查技术。
- (2) 能取得多种方位的断面图像,并能根据声像图特点对病灶进行定位和测量。
- (3) 实时动态显示,可观察器官的功能状态和血流动力学情况。
- (4) 能及时得到检查结果,并可反复多次重复观察。

(5) 设备轻便、易操作,对危重患者可行床边检查。

(二) 限度

(1) 超声对骨骼、肺和胃肠道的显示较差,影响成像效果和检查范围。

(2) 声像图表现的是器官和组织的声阻抗差改变,缺乏特异性,对病变的定性诊断需要综合分析并与其他影像学表现和临床资料相结合。

(3) 声像图显示的是某局部断面,对脏器和病灶整体的空间位置和构型很难在一幅图上清晰显示。三维超声技术可部分解决此问题。

(4) 病变过小或声阻抗差不大,不引起反射,则难以在声像图上显示。

(5) 超声检查结果的准确性与超声设备的性能以及检查人员的操作技术和经验有很大关系,为操作人员依赖性(operator-dependent)技术。

(吴静宁)

第三节 超声诊断的显示方式及其意义

超声诊断的显示方式甚多。最常用者有2类5型。还有一些其他类型目前使用尚不普遍。

一、脉冲回声式

脉冲回声式(pulsed echomode)的基本工作原理:①发射短脉冲超声,脉冲重复频率(PRF)500~1000Hz或者更高;②接收放大,因体内回声的振幅差别在100~120dB($10^5 \sim 10^6$)之间,除高速数字化技术外,一般必须使用对数式放大器;③数字扫描转换技术,使各种扫描形式的超声图转换成通用的电视制扫描模式;④显示图形,根据工作及显示方式的不同,可分3型。

1. A型 为振幅调制型(amplitude modulation)。单条声束在传播途径中遇到各个界面所产生的一系列的散射和反射回声,在示波屏时间轴上以振幅高低表达。即示波屏的X轴自左至右代表回声时间的先后次序,它一般代表人体软组织的浅深(可在电子标尺上直读);而Y轴自基线上代表回声振幅的高低(图1-1)。

A型仪为单声束取样分析法,它不能形成直观图型。另外,示波屏上所显波形振幅因受非线性放大及显示压缩等影响,它不与真正的回声振幅成正比关系(相差甚大),已逐步被淘汰。目前在眼科临床中仍有应用,但仅取其距离深度测量作分析依据。

2. B型 属辉度调制型(brightness modulation)。本型的基本原理为将单条声束传播途径中遇到的各个界面所产生的一系列散射和反射回声,在示波屏时间轴上以光点的辉度(灰度)表达。B型示波屏时间轴在y轴(与通用的A型仪不同)上。B型超声诊断仪的完整含义为超声成像(或图像)诊断仪,它包括下列3个重要概念:①回声界面以光点表达;②各界面回声振幅(或强度)以辉度(灰度)表达;③声束顺序扫切脏器时,每一单条声束线上的光点群按次分布成切面声像图(图1-2)。

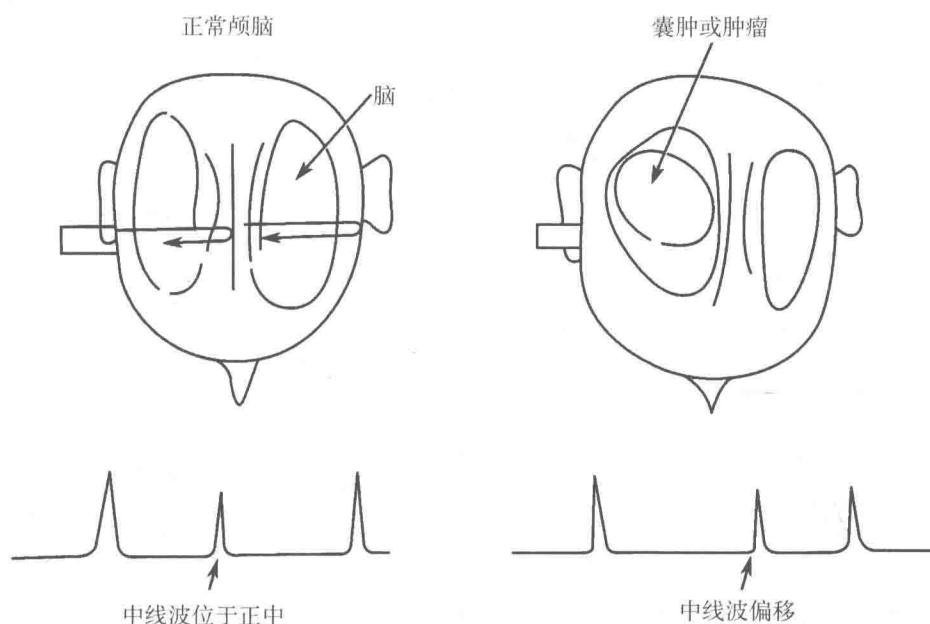


图 1-1 A 型超声

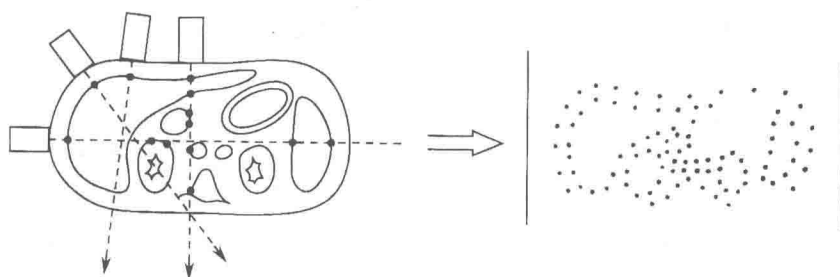


图 1-2 B 型超声

本型又分灰阶 (grey scale)、彩阶 (color scale) 显示, 与静态 (static) 和实时 (real-time) 显示等。目前临床最常应用的为实时 (帧频大于 24f/s ; $8 \sim 23\text{f/s}$ 应称准实时) 及灰阶 (灰阶数 > 64) 或彩阶仪器。另外, 根据探头与扫查方式, 又可分线扫 (linear scan)、扇扫 (sector scan)、凸弧扫 (convex linear can) 及圆周扫 (radialscan) 等。以凸弧扫的适应范围最广。

3. M 型 为活动显示型 (time-motion mode), 原理为: ①单声束取样获得界面回声; ②回声辉度调制; ③示波屏 y 轴为距离轴, 代表界面深浅; ④示波屏 x 轴为另一外加的代表慢扫描时间基线, 代表在一段较长时间内 (数秒至数十秒) 的超声与其他有关生理参数的显示线 (图 1-3)。

M 型获得“距离-时间”曲线。主要用于诊断心脏病及胎动、胎儿心率及心律测定。自从扇扫出现并发展完善后, M 型已屈居其次。常在扇扫的实时心脏成像中, 调节 M 型取样线, 作选定心脏或瓣膜结构在时相上的细致分析。M 型可丰富、完善扇扫的图像诊断。

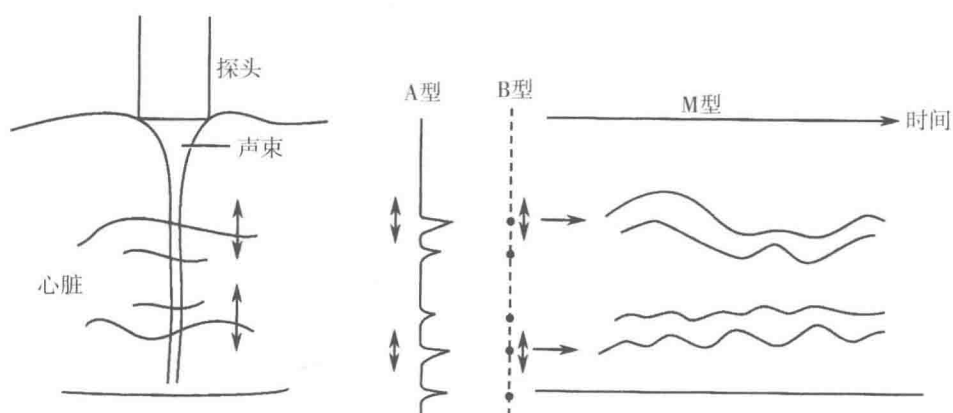


图 1-3 M 型超声

二、差频回声式

差频回声式 (frequency shifted mode) 的基本工作原理为：①发射固定频率的脉冲式或连续式超声波；②提取频率已经变化的回声 (差频回声)；③将差频回声频率与发射频率相比，获得两者正负差量值；④显示。

根据工作及显示方式的不同，可分 2 型：

1. D 型 (Doppler mode) 速度曲线 D 型为差频 (或：频移) 示波型。单条声束在传播途径中遇到各个活动界面所产生的差频回声，在 x 轴的慢扫描基线上沿 y 轴代表其差频的大小。通常慢扫描时基线上方显示正值的差频，下方显示负值的差频，振幅高低代表差频的大小。如输入“声轴-流向”夹角数值，则经 $\cos\theta$ 计算可直接显示血流流速。曲线谱宽代表取样线段经过管腔所获得的多种流速范围，各点的辉度代表不同流速间统计分布。另一种则为模拟曲线显示型，只能表示差频回声中功率最大的成分。D 型又可分为两种亚型：①连续波式 (continuous wave)：对声束线上所有的血管内血流均可获得回声，它可测的最大流速不受限制，但无距离分辨力，不能区分浅、深血管中流速。在此式中，又分 3 种不同性能的装置：a. 非方向性：只估计流速高低不显示方向；b. 方向性：可分别显示血流正、负向；c. 双向性：可在同一瞬时显示正、负两种不同方向上的血流；②脉冲选通门式 (range gated)：脉冲发射与 A 型仪类似。接收器中设选通门，其门宽及浅深均属可调 (门宽从 0.5 ~ 20mm 间可调；门深从 0mm 的皮肤面至 20cm 处可调)；这一亚型一般均为双向型显示。其不同点为扫描式显示抑或卷轴式显示。此外，有专用的差频频谱分析软件及频谱图显示等 (图 1-4)。

2. D 型彩色描绘 (Doppler color flow mapping) (CFM, CDFI) 近来获得快速发展。通常用自相关技术以迅速获得一个较大腔室或管道中的全部差频回声信息，然后予以彩色编码显示。一般要求为：

(1) 彩色分离：通常用红黄色谱代表一种血流方向，蓝绿色谱代表另一种方向。并用红色表示低流速，愈往黄色，流速愈高，最高流速为白色 (代表屏幕显示色)；以蓝色表示另一方向的低流速，愈往绿色，流速愈高，最高流速为白色 (代表屏幕显示色)。

(2) 彩色实时显示：用以追踪小血管行径。

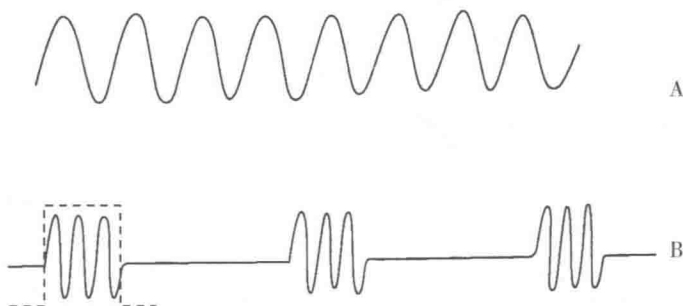


图 1-4 连续波和脉冲波多普勒

A. 连续波; B. 脉冲选通门式

三、时距测速式

时距测速式为另一原理的超声彩色血流流速成像。它不用多普勒原理，而直接用短脉冲超声测定一群红细胞在单位时间内所流动的距离，从而算出流速并用彩色编码显示。本法能获得连续的瞬时（每 10 毫秒）流速剖面及血管内径，故可用超声计算符合正确理论要求的血管内血流量。

四、非线性血流成像

应用血液中注射超声造影剂（大量微气泡群）对入射超声产生能量较大的二次谐频，二次谐频的频率为发射超声中心频率的 2 倍。提取二次谐频的信息成像可实时显示血管中造影剂的流动，液流图像特别清晰。亦即可用以观察脏器内血管分布，研究有关疾病中正常或异常血供。谐频本身由于超声的非线性效应产生，故名为超声非线性血流成像。

五、弹性成像

1991 年 Ophir 等首先提出了弹性成像（elastography）原理，近年来得到了迅速的发展。目前主要应用和研究领域包括乳腺、甲状腺、前列腺、血管壁等部位的病变；同时新的组织弹性成像技术肝纤维化的判断诊断等方面也得到应用。

弹性成像的基本原理是当对组织施加力（包括内部自身或外部、动态或静态/准静态）的激励，由于组织自身的弹性力学等物理特性的存在，组织将产生响应，包括位移、应变、形变等，组织在沿着探头的纵向压缩，收集被测体在力作用前后的形态、位置等变化信息，估计组织内部不同位置的位移，从而计算出变形程度并以灰阶或彩色编码形式成像。通常情况小，弹性成像以彩色编码叠加在实时二维超声图像之上。超声成像中，从外界输入人体的“振动源”其频率属兆赫（MHz）级；但在弹性成像中，从外界输入人体的“振动源”其频率甚低，仅为数赫至数千赫（最高亦不超过 20kHz）。因其振动源不是超声，故不能称“超声弹性成像”而只能命名为“声弹性成像”。“声弹性成像”方是一个科学性术语，请注意英语正确命名为“acoustic elastography”。

临床应用中，当组织被压缩时，组织内所有的质点均产生一个纵向（压缩方向）的应变，如组织内部弹性系数分布不均匀，组织内的应变分布也会有所差异。弹性系数较大的区域，引起的应变比较小；反之，弹性系数较小的区域，相应的应变比较大。技术

上通过互相关技术对压缩前、后的射频信号进行延时估计,可以估计组织内部不同位置的位移,从而计算出组织内部的应变分布情况。声弹性成像的技术分类较多,根据给力方式不同声弹性成像技术分为3种:①压迫性弹性成像(compression elastography of strain imaging);②间歇性弹性成像(transient elastography);③振动性弹性成像(vibration sono-elastography)。

六、超声造影技术

软组织的散射回声强度是血细胞的1 000~10 000倍,故血细胞(主要为红细胞)在二维图呈现“无回声”。超声造影是通过造影剂增强血液的散射信号强度,从而使得二维超声可以显示血流的存在,达到对某些疾病进行鉴别诊断目的。超声造影微泡有良好的散射性,并能产生丰富的谐频信号以及受声压作用下可被击破重要特性。高质量的新型超声造影剂应具有如下特点:①安全性高、副作用低;②微泡直径和大小均匀,直径小于8微米,可自由通过毛细血管,有类似红细胞的血流动力学特征;③可产生丰富的谐频;④具有一定的稳定性,在人体血液中可以维持一定时间不被破坏。

除新型超声造影剂外,超声造影技术还包括造影谐频成像外、间歇式超声成像、能量对比谐频成像、反向脉冲谐频成像、受激声波发射成像、低机械指数成像、造影剂爆破成像等方法。具备超声造影功能的超声设备必须有足够的带宽、高动态范围,能提供充分的参数,如:造影时间、MI和声强及实时动态硬盘存储功能等。低机械指数成像为目前常用的超声造影技术,当机械指数(MI)低于0.08时称为低机械指数,此时可最大程度上保护造影剂微泡不被超声能量击破。

(吴静宁)

第四节 常见的超声效应与图像伪差

一、混响效应

声束经过体内平滑大界面时,部分声能量反射回到探头表面之后,又从探头的平滑面再次反射并第二次进入体内。因此,这是多次反射中的一种。由于第二次反射再进入体内的声强明显减弱,故在一般实质脏器成像时,其微弱二次图形叠加在一次图形中,不被察觉;但如大界面下方为较大液性无回声区时,此微弱二次图形可在液区的前壁下方隐约显示。所显的图形为大界面上方图形的重复、移位。偶然,在上方组织较薄或提高仪器增益后,可出现三次图形,移置于二次图形的下方,更为暗淡。混响效应(reverberation effect)多见于膀胱前壁及胆囊底、大囊肿前壁,可被误认为壁的增厚、分泌物、或肿瘤等(图1-5)。

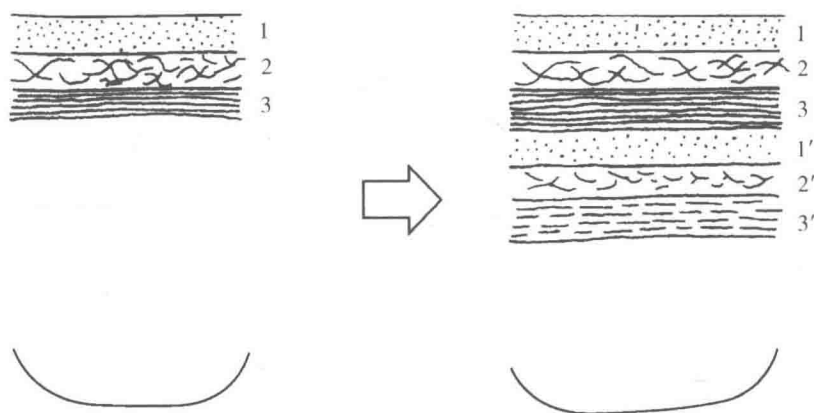


图 1-5 混响效应

1. 皮肤层; 2. 皮下组织层; 3. 肌肉层; 1'. 皮肤层混响效应; 2'. 皮下层混响效应; 3'. 肌肉层混响效应

二、振铃效应

振铃效应 (ringing effect) 又名声尾。系声束在传播途径中, 遇到一层甚薄的液体层, 且液体下方有极强的声反射界面为形成条件。通常在胃肠道及肺部容易产生。胃肠道管腔内常含较多气体, 气体与软组织或液体间的声反射系数在 99.9% 以上, 使绝大部分的入射声返回。超声波在薄层液体两侧的声界面之间 (肠壁和肠腔内气体液体界面) 来回往复多次反射。这种多次反射发生在一个薄层小区内, 每作一次往复其声能略有减低。随着反射次数的增加, 减低亦渐显著。声像图上见到长条状多层重复纹路分布的光亮带, 极易辨认。如胃肠道内气体略有变动, 则此亮带的部位及内部纹路亦快速变换, 如闪光一般。振铃效应的回声带常超越声像全长, 抵达甚远处。振铃效应亦可在胆道内气体下方出现, 可作为与胆道内泥沙样结石鉴别要点 (图 1-6)。胆囊壁内胆固醇小体伴少量液体时, 其后方出现的彗尾 (comet tail) 亦为振铃现象。

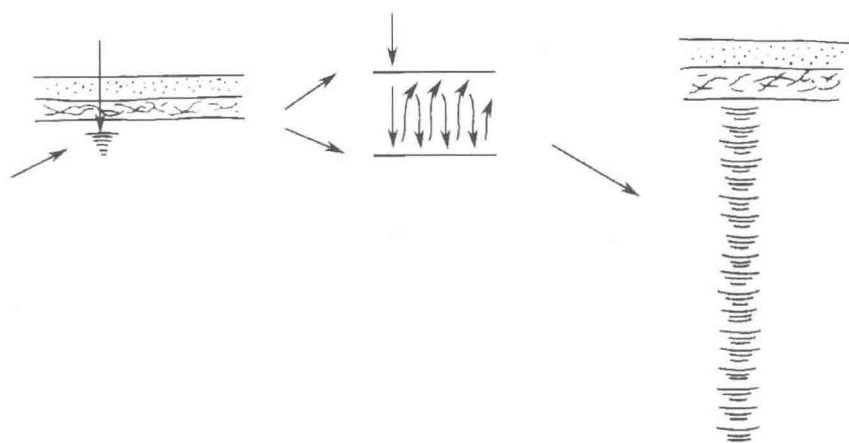


图 1-6 振铃效应

三、镜像效应

镜像效应（mirror effect）亦称为镜面折返虚像。类似光学中的“镜像”。声束遇到深部的平滑镜面时，镜面把声波反射到与之接近的界面，靶标的反射回声沿原路达镜面再次反射回探头，从而在镜面两侧距离相等显示形态相似的声像图。镜像效应必须在大而光滑的界面上产生。常见于横膈附近。一个实质性肿瘤或液性占位可在横膈的两侧同时显示。横膈的浅侧为实影，深者为虚影或镜像（图 1-7）。

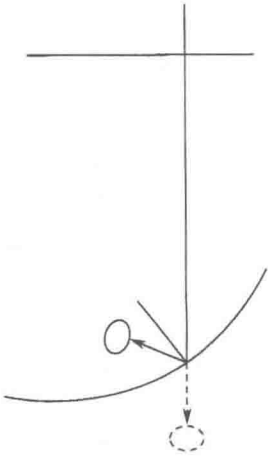


图 1-7 镜像效应

四、侧壁失落效应

大界面回声具明显角度依赖现象。入射角较大时，回声转向他侧不复回探头，则产生回声失落现象。回声失落时此界面不可能在屏幕上显示。囊肿或肿瘤其外周包以光滑的纤维薄包膜，超声常可清晰显示其细薄的前、后壁，但侧壁不能显示。此由于声束对侧壁的入射角过大而致使侧壁回声失落（lateral wall echo drop-out）（图 1-8）。

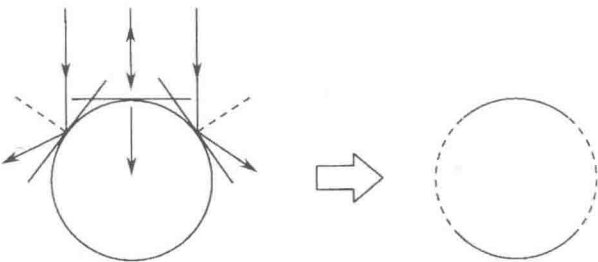


图 1-8 侧壁失落效应

五、后壁增强效应

声束在传播过程中必然随深度的增加其能力不断衰减，但设计者为使声像图显示深浅均匀、可比，故必须利用深度增益补偿（DGC）调节系统。后壁增强效应是指在常规调节的 DGC 系统下所发生的图像显示效应，而不是声能量有所增强的效应。DGC 调节使与软组织