

影像读片从入门到精通系列

超声读片指南

刘艳君 王学梅 主编

第二版



赠超声手法展示盘

医学影像类
畅销书

病种更齐全

病例更典型

图片更清晰

解释更详尽



化学工业出版社

影像读片从入门到精通系列

超声读片指南

刘艳君 王学梅 主编

第二版



化学工业出版社

· 北京 ·

图书在版编目 (CIP) 数据

超声读片指南/刘艳君, 王学梅主编. —2 版. —北京:
化学工业出版社, 2015.1
(影像读片从入门到精通系列)
ISBN 978-7-122-22405-7

I. ①超… II. ①刘…②王… III. ①超声波诊断-指南
IV. ①R445. 1-62

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2014) 第 279802 号

责任编辑：赵玉欣
责任校对：程晓彤

装帧设计：关 飞

出版发行：化学工业出版社（北京市东城区青年湖南街 13 号 邮政编码 100011）
印 刷：北京永鑫印刷有限责任公司
装 订：三河市宇新装订厂
787mm×1092mm 1/16 印张 14 彩插 5 字数 349 千字 2015 年 3 月北京第 2 版第 1 次印刷

购书咨询：010-64518888(传真：010-64519686) 售后服务：010-64518899
网 址：<http://www.cip.com.cn>
凡购买本书，如有缺损质量问题，本社销售中心负责调换。

定 价：69.90 元 （配光盘）

版权所有 违者必究



编写人员名单

主 编 刘艳君 王学梅

副 主 编 马春燕 张云飞

编写人员 (以姓氏汉语拼音为序)

黄 崑 李 响 李银燕 刘艳君

马春燕 阙艳红 陶春梅 宛伟娜

王学梅 许东阳 杨国春 张义侠

张雨芹 张云飞 张 震 赵文静

编者单位 中国医科大学附属第一医院



第二版前言

《超声读片指南》第一版出版后，很多读者来电来信，表达对本书的赞许，同时也提出了一些中肯的建议。这让我们觉得有必要对全书进行提升再版，以期更好地帮助基层超声医生。

再版延续了第一版简洁、实用的特征。在病例的选择上，尽可能贴近基层实际，覆盖基层常见病及多发病，同时也包括一些少见病，以便于拓展超声诊断思路。仍然通过“超声诊断”和“特别提示”两个栏目，把超声诊断的思路渗透在读片的过程中。

针对第一版存在的不足，笔者在再版过程中联系临床实际，以实用为目的，结合超声扫查的特点，以简洁的文字描述了各系统超声诊断和鉴别要点；并就相关临床、病理及操作注意事项等在“特别提示”中进行了简单阐述。增加了大量典型病例，并适当增加了彩色超声图片和三维超声图片。随书附赠的光盘，除演示超声操作手法外，还增加了部分病例的动态图像。此外，我们兼顾超声新进展，如超声造影和弹性成像，也在相关章节进行了介绍，以便拥有高档超声诊断设备的医生能够更好发挥设备优势，提高诊断水平。

书中病例来自笔者多年的临床实践，相信读者可以从中获得启发并在实际工作中更好地理解超声诊断的特点和疾病鉴别的难点。同病异影、异病同影，任何时候都是对超声医师和影像医师的挑战，只有经过扎实的基本功训练和临床实践积累，才能拨云见日，得到疾病诊断的真相。如果本书在某一点能够帮助到有需要的读者，我们的目的就达到了。

本次再版增加了一位编写人员，即参编第十五章的李响。

受笔者的学识和经验所限，书中如存在不足和纰漏之处，敬请读者批评指正，以便及时更正。

编者

2015年1月于沈阳

目 录



II

第一章 超声诊断基础	1
第一节 与诊断有关的超声物理特性	1
一、超声的定义	1
二、超声的物理参数	1
三、超声的传播特点	2
四、超声的分辨率	3
五、超声的生物效应与安全剂量	3
第二节 超声成像原理与特点	3
一、超声波的产生与接收	3
二、超声诊断仪器类型	3
第三节 超声图像伪差	6
第四节 超声检查法	10
一、患者准备	10
二、检查者准备	10
三、探测方法	10
四、图像分析内容与回声描述	11
五、彩色多普勒及频谱多普勒观测的内容及指标	12
第五节 血流显像基础与伪差	12
一、多普勒效应	12
二、频谱多普勒成像原理	12
三、彩色多普勒血流成像原理	15
第二章 心脏	17
第一节 心脏解剖和超声检查法	17
一、心脏解剖	17
二、常规超声心动图检查方法	18
第二节 先天性心脏病	23
一、先天性心脏病的超声节段检查法	23
二、房间隔缺损	24
三、室间隔缺损	25
四、动脉导管未闭	26
五、肺动脉口狭窄	26
六、主动脉瓣畸形	28
七、二尖瓣畸形	29
八、主动脉窦瘤	30
九、三尖瓣下移畸形	32
十、心内膜垫缺损	32
十一、法洛四联症	33
第三节 瓣膜疾病	34
一、风湿性心脏病	34
二、二尖瓣脱垂	36
三、人工瓣膜	37
四、瓣膜退行性变	38
五、感染性心内膜炎	39
第四节 心肌病	40
一、扩张型心肌病	40
二、肥厚型心肌病	40
三、限制型心肌病	41
第五节 心包疾病	42
一、缩窄性心包炎	42
二、心包积液	43
三、心包肿瘤	44
第六节 冠状动脉疾病	44
一、正常冠状动脉图像	44
二、冠心病	45
三、心肌梗死	46
第七节 心脏肿瘤	47
一、概述	47
二、黏液瘤	48
第三章 血管	50
第一节 颈部血管	50
一、动脉粥样硬化	50
二、多发性大动脉炎	51
第二节 腹部大血管	52
一、动脉粥样硬化	52
二、真性动脉瘤	53
三、夹层动脉瘤	54

第三节 四肢血管	54	一、结石	86
一、动脉粥样硬化	54	二、胆管癌	87
二、锁骨下动脉窃血综合征	56	第六章 脾脏	89
三、急性动脉栓塞	57	第一节 正常脾脏	89
四、真性动脉瘤	57	第二节 脾脏疾病	89
五、假性动脉瘤	59	一、脾囊肿	89
六、血栓闭塞性脉管炎	60	二、脾血管瘤	90
七、深静脉血栓	60	三、脾梗死	91
八、下肢静脉瓣功能不全	62	四、脾破裂	91
九、动静脉瘘	63	五、脾转移癌	92
第四章 肝脏	65	六、脾淋巴瘤	92
第一节 正常肝脏	65	第七章 胰腺	94
第二节 弥漫性肝脏疾病	67	第一节 正常胰腺	94
一、脂肪肝	67	第二节 胰腺疾病	94
二、肝硬化	67	一、急性胰腺炎	94
三、肝淤血	69	二、慢性胰腺炎	95
第三节 肝脏良性肿瘤	69	三、胰腺结石	95
一、肝囊肿与多囊肝	69	四、胰腺囊肿	97
二、肝血管瘤	70	五、胰腺癌	98
三、肝腺瘤	71	六、胰岛素瘤	98
第四节 肝脏恶性肿瘤	72	第八章 泌尿与男性生殖系统	100
一、原发性肝细胞癌	72	第一节 正常声像图	100
二、小肝细胞癌	73	第二节 肾脏疾病	102
三、肝胆管细胞癌	74	一、肾囊肿	102
四、肝转移癌	75	二、多囊肾	103
第五节 局限性非肿瘤病变	76	三、肾结石	104
一、局灶性结节增生	76	四、肾积水	105
二、肝脓肿	76	五、肾肿瘤	106
第五章 胆囊和胆道	78	六、肾结核	108
第一节 正常胆囊与胆管	78	七、肾功能衰竭	108
一、胆囊	78	第三节 输尿管疾病	109
二、胆管	78	一、输尿管结石	109
第二节 胆囊疾病	79	二、输尿管囊肿	110
一、急性胆囊炎	79	第四节 膀胱疾病	111
二、慢性胆囊炎	80	一、膀胱结石	111
三、胆囊结石	81	二、膀胱憩室	112
四、胆囊息肉	82	三、膀胱肿瘤	112
五、胆囊癌	83	第五节 前列腺疾病	113
六、胆囊腺肌增生症	85	一、前列腺增生症	113
第三节 胆管疾病	86		

二、前列腺癌	115	第三节 卵巢疾病	145
第六节 阴囊疾病	116	一、卵巢非赘生性囊肿	145
一、睾丸炎	116	二、卵巢子宫内膜异位囊肿 (巧克力囊肿)	146
二、睾丸扭转	117	三、卵巢冠囊肿	147
三、睾丸肿瘤	118	四、卵巢囊性畸胎瘤	148
四、附睾囊肿	118	五、卵巢浆液性囊腺瘤和囊腺癌	149
五、附睾炎	119	六、卵巢黏液性囊腺瘤和囊腺癌	150
六、精索静脉曲张	120	七、卵巢实质性肿瘤	151
七、鞘膜积液	120		
八、隐睾	121		
第九章 消化道	123	第十二章 产科	153
第一节 正常胃	123	第一节 正常妊娠	153
第二节 胃疾病	123	一、早期妊娠	153
一、胃穿孔	123	二、中晚期妊娠	156
二、胃溃疡	124	第二节 异常妊娠	163
三、胃癌	125	一、流产	163
四、胃淋巴瘤	126	二、胚胎停止发育	164
第三节 急性阑尾炎	127	三、异位妊娠	165
第四节 肠梗阻	127	第三节 妊娠滋养细胞疾病	169
第五节 肠套叠	128	一、葡萄胎	169
第六节 大肠癌	129	二、侵袭性葡萄胎及绒毛膜癌	169
第七节 肠系膜上静脉血栓形成	129	第四节 胎儿畸形	171
第八节 肠系膜上动脉栓塞	130	一、无脑儿	171
第十章 肾上腺	131	二、脑积水	172
第一节 正常肾上腺	131	三、脑膜膨出和脑膜脑膨出	172
第二节 肾上腺疾病	131	四、脊柱裂	173
一、肾上腺囊肿	131	五、腹裂和脐膨出	175
二、肾上腺皮质腺瘤	132	六、十二指肠闭锁	176
三、肾上腺嗜铬细胞瘤	134	七、唇腭裂	177
四、肾上腺髓样脂肪瘤	135		
五、肾上腺转移瘤	136		
第十一章 妇科	137	第十三章 甲状腺	178
第一节 正常子宫与卵巢	137	第一节 正常甲状腺	178
第二节 子宫疾病	138	第二节 甲状腺疾病	178
一、子宫畸形	138	一、亚急性甲状腺炎	178
二、子宫肌瘤	141	二、慢性淋巴细胞性甲状腺炎 (桥本病)	179
三、子宫腺肌症	143	三、毒性弥漫性甲状腺肿 (Graves 病)	180
四、子宫内膜癌	143	四、结节性甲状腺肿	181
五、宫颈癌	144	五、甲状腺腺瘤	182

第十四章 颈部淋巴结疾病	185	一、血肿	193
第一节 颈部标志性结构和淋巴结分区	185	二、肌束断裂	194
一、肩胛舌骨肌	185	第三节 真性肿物	195
二、胸锁乳突肌	185	一、腘窝囊肿	195
三、舌骨和甲状软骨	185	二、腱鞘囊肿	195
四、气管	186	三、脂肪瘤	196
五、颈部血管	187	四、血管瘤	197
六、颈部淋巴结分区	187	五、神经源性肿瘤	198
七、正常淋巴结	188		
第二节 淋巴结疾病	188	第十六章 乳腺	201
一、淋巴结转移	188	第一节 正常乳腺	201
二、淋巴瘤	189	第二节 良性乳腺病变	201
三、淋巴结结核	190	一、乳腺囊性增生	201
四、急性淋巴结炎	191	二、乳腺炎	202
第十五章 浅表肿物	193	三、浆细胞性乳腺炎	203
第一节 诊断思路及检查方法	193	四、乳腺纤维腺瘤	203
一、诊断思路	193	五、乳腺导管内乳头状瘤	204
二、检查方法	193	第三节 乳腺癌	205
第二节 假性肿物	193	第四节 乳腺叶状肿瘤	211
		参考文献	213



第一章

超声诊断基础



■ ■ 第一节 与诊断有关的超声物理特性 ■ ■

一、超声的定义

振动的传播称为波或波动。波分为电磁波和机械波两大类。

声波是声源产生的振动通过弹性介质传播的一种机械波。当声波传入人的耳内并引起鼓膜振动时，就能感觉到声音。声波的频率单位为赫兹 (Hz)，即每秒钟振动 1 次为 1Hz。声波频率的高低取决于声源的振动频率。人的听觉感受范围为 20~20000Hz。

超声波是频率大于 20000Hz，超过人耳听觉感受范围的高频率振动。诊断用超声频率为 1~20MHz (1MHz = 10^6 Hz)，最常用 3~10MHz，目前经血管内导管式探头的频率已达 80MHz。

二、超声的物理参数

1. 波长、声速、频率、周期

在一个振动周期内波动传播的距离称为波长。传播超声波的媒介物质叫作介质；声速指声波在介质中单位时间内传播的距离，单位是米/秒 (m/s) 或毫米/微秒 (mm/ μ s)。频率为质点在单位时间内振动的次数。周期是声波向传播方向移动一个波长所需的时间。波长 (λ)、声速 (c)、频率 (f) 三者的关系如下式。

$$\lambda = c/f \text{ 或 } c = f\lambda$$

在同一个介质中声速是固定的，因此频率与波长成反比，频率越高，波长越短。

2. 声压、声强

超声波在介质中传播方向的垂直平面上，每单位面积所承受的压力称为声压 (P)。

$$P = \rho c V$$

式中 ρ 为介质密度， c 为声速， V 为质点振动速度。

声强是单位时间内通过垂直于传播方向单位面积上的超声能量。声强 (I) 与声压 (P) 的平方成正比，与介质密度 (ρ) 和声速 (c) 成反比。

$$I = P^2 / \rho c$$

声强的单位是瓦/平方厘米 (W/cm²) 或微瓦/平方厘米 (μ W/cm²)。声强的物理意义亦即单位时间内在介质中传递的超声能量，与超声功率的定义不同。

3. 声特性阻抗

超声波在介质中传播时受到介质密度与硬度的影响，物理学上称为声特性阻抗。相同频率的超声波在不同介质中传播，声速不同。不同的介质有不同的声特性阻抗，反映该介质的声学特



性。其关系如下式。

$$Z = \rho c$$

式中 Z 为声特性阻抗, 单位是瑞利 ($\text{N} \cdot \text{s}/\text{m}^3$); c 为声速, 单位为厘米/秒 (cm/s); ρ 为介质密度, 单位为克/立方厘米 (g/cm^3)。

人体正常组织的密度、声速和声特性阻抗见表 1-1-1。

表 1-1-1 人体正常组织的密度、声速和声特性阻抗

介质名称	密度/(g/cm^3)	声速/(m/s)	声特性阻抗/ 1×10^5 瑞利
空气(22°C)	0.00118	344	0.0004
水(37°C)	0.9934	1523	1.513
血液	1.055	1570	1.656
脑脊液	1.000	1522	1.522
羊水	1.013	1474	1.493
肝脏	1.050	1570	1.648
肾脏	1.038	1561	1.62
肌肉	1.074	1568	1.684
人体软组织(平均值)	1.016	1500	1.524
脂肪	0.955	1476	1.410
颅骨	1.038	1540	1.599

三、超声的传播特点

1. 反射、透射

超声在传播过程中, 入射两种声特性阻抗不同的介质分界面时, 传播方向发生改变, 一部分能量返回第一界面, 称为反射; 另一部分能量穿过界面进入深层介质, 称为透射。界面两侧的声特性阻抗差越大, 反射的能量越大。大界面的反射服从光反射定律, 即入射声束和反射回声束在同一平面上; 入射声束与反射声束在法线两侧; 入射角与反射角相等。

2. 折射

由于人体各种组织、脏器中的声速不同, 声束在透过组织界面时, 产生声束前进方向的改变, 称为折射。折射效应可使测量及超声导向准确性两个方面产生误差。

3. 散射、绕射

超声波在传播过程中, 遇到小于波长的微粒时, 经相互作用后, 大部分能量继续向前传播, 小部分能量激发微粒振动, 向各个空间方向分散辐射, 称为散射。

超声的散射无方向性, 回声能量甚低, 但散射回声来自脏器内部的细小结构, 是形成脏器内部图像的声学基础之一。各型多普勒血流仪也是利用血液中红细胞在声场内散射体运动的多普勒效应, 获得人体血流的多普勒频移信号。

4. 声衰减

超声波在介质中传播时, 入射的声能随着传播距离增加由强变弱的过程称为声衰减。衰减的形式可分为扩散衰减、散射衰减和吸收衰减。扩散衰减是指声束轴周围扩散而引起的声能减小; 散射使入射超声能量中的一部分向各空间方向分散辐射; 吸收衰减主要由介质的黏滞性在声场中的“内摩擦”、弹性迟滞、热传导和弛豫吸收等原因产生。

四、超声的分辨率

分辨率为超声诊断中极为重要的技术指标。根据基本分辨率（单一声束线上所测出的分辨两个细小目标的能力）分为三类。

(1) 轴向分辨率 亦称纵向分辨率，是在声束传导的轴线上能够分辨的两点之间最小纵深距离。轴向分辨率的优劣影响靶标在深浅方向的精细度。通常 $3\sim 3.5\text{MHz}$ 探头的轴向分辨率在 1mm 左右。

(2) 侧向分辨率 指在与声束轴线垂直的平面上，在探头长轴方向的分辨率。声束越细，侧向分辨率越高。在声束聚焦区， $3\sim 3.5\text{MHz}$ 探头的侧向分辨率应在 $1.5\sim 2\text{mm}$ 。

(3) 横向分辨率 又称厚度分辨率，指在与声束轴线垂直的平面上，在探头短轴方向的分辨率。实际上是探头在厚度方向上的声束宽度，它与探头的曲面聚焦及距换能器的距离有关。横向分辨率越高，图像上反映组织的断面情况越真实。

五、超声的生物效应与安全剂量

超声波是一种机械能，达到一定剂量的超声波在生物体内传播时，经一定的相互作用，可引起生物体的功能或结构发生变化，这便是超声的生物效应。引起损伤的机制分为机械机制和热机制。在高强度超声 (40mW/cm^2) 下，经 5min 照射，生物体即可出现组织空化现象，造成组织损伤或改变生物组织的性质。超声检查的安全性是由超声剂量和照射时间决定的，在人体组织中对超声敏感的有中枢神经系统、视网膜、视神经、生殖腺、早孕期胚芽及 3 个月内早孕胎儿颅脑、胎心等。对这些脏器进行超声检查，每一受检切面上其固定持续观察时间不应超过 1min ，并应鼓励超声切面往复扫查，使进入某区组织的平均声能量下降。可允许相隔 $2\sim 3\text{min}$ 后再至先前感兴趣的切面固定观察，其持续观察时间仍不应超过 1min 。对妊娠 $6\sim 8$ 周的孕妇进行超声照射总时间宜在 5min 以内。正确控制超声功率及照射时间，安全是可以保障的。

■ ■ 第二节 超声成像原理与特点 ■ ■

一、超声波的产生与接收

现代超声诊断技术中，超声波的产生主要利用某些晶体的特殊物理性质——压电效应。当这类晶体受到外界压力或拉力时，晶体的两个表面出现电位差，机械能转变为电能。反之，当受到交变电场的作用时，晶体将出现机械性压缩和膨胀，电能转变为机械能。这种电能与机械能互相转变的物理现象，称为压电效应。具有压电效应的晶体称为压电晶体。

压电晶体是超声换能器（探头）的主要元件，将压电晶体装入各种形式的外壳，加上面材（阻抗匹配层）和背材（背衬阻尼层）引出电缆即为换能器。利用压电晶体的电能与机械能相互转变的性质，探头既可作为超声波的发生器，又可作为超声波的接收器。

二、超声诊断仪器类型

1. A型

A型为振幅调制型。单条声束在传播途中遇到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振幅高低表达。A型超声诊断仪采用单声束取样分析法，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，不与真正的回声振幅成正比关



系(相差甚大),现极少应用。

2. B型

B型为辉度调制型。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表达。光点的亮度与回声反射的强度有关,即回声反射强度越大,光点越明亮,各条顺序声束线上的光点群依次分布构成二维超声断面图像。目前,常用的B型超声诊断仪均为实时扫查成像。

3. M型

M型为活动显示型。其原理为单声束取样获得界面回声,以辉度调制,水平方向代表时间,垂直方向代表深度,反映体内各层组织的一维空间结构。以往用于诊断心脏病及胎动、胎心心律测定。自从扇形扫查出现并发展完善后,M型已不再常用。

4. 脉冲多普勒

脉冲多普勒为临床广泛使用的超声诊断技术。脉冲多普勒血流仪发射和接收信号是由一块晶体完成的,仪器以一定频率间隔发射短脉冲超声波,每秒发射的短脉冲个数称脉冲重复频率(pulse repeat frequency, PRF),一般在 $5\sim10\text{kHz}$ 。

脉冲多普勒技术所测流速值受到脉冲重复频率的限制。换能器在发出一组超声脉冲之后,要经过一定时间延迟后才能发出下一组超声脉冲。否则,将引起识别上的混乱。所以,每组发射的时间间隔必须足够长,亦即脉冲重复频率相应降低,这就限制了采样的最大深度。根据取样定理,脉冲重复频率必须大于多普勒频移(f_d)的2倍,才能显示频移的方向和大小,即 $f_d < 1/2 \text{ PRF}$ 。

所允许接收的最大频移值,即脉冲重复频率的 $1/2$ ($\frac{1}{2} \text{ PRF}$),称为尼奎斯特极限,当多普勒频移超过这一极限时,就会出现大小和方向的伪差,称为频移失真。因而,在选择使用脉冲重复频率时,在考虑分辨率的同时,必须兼顾探测深度和血流速度。

5. 连续多普勒

连续多普勒是将发射和接收超声的压电晶体并列安装在探头内,其中一个晶体片连续不断地发射声束,并用另一个晶体片同时接收反射和散射的多普勒回波。由于发射和接收都是持续的,所以被接收的回声能量较脉冲波大、灵敏度高。同时,因为没有时间间隔,所以声束所穿过的部位血流运动情况均可被接收,可以实时地检出任何部位的高速血流。

但是,连续多普勒没有距离分辨能力,所接收的是整个声束通道上多普勒回声的混合频谱,显示其中最高者,不能判断回声确切部位,在某种程度上限制了它的临床应用。

目前,大部分仪器都把连续多普勒与脉冲多普勒组合在一起,两种功能兼而有之。在测量高速血流出现混叠时,可方便地转换到连续多普勒,既可检测高速血流,又可对其来源准确定位。

6. 彩色多普勒血流显像

彩色多普勒血流显像(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多普勒超声技术。现代彩色多普勒血流显像仪不仅集所有超声诊断功能于一身,而且能够显示空间血流信息并进行实时分析,进一步拓宽了超声诊断在临床的应用范围。

(1) 原理 脉冲多普勒探测的只是一维声束上超声多普勒血流信息,它的频谱显示表示流经取样容积的血流速度变化。为了做到实时显示,必须保证足够的图像帧数,因此在彩色多普勒血流显像技术中采用了自相关技术,其主要优点是具有较高的数据处理速度,可在 2ms 的时间内,处理来自众多取样点的大量多普勒频移信号,迅速测出血流速度、血流方向和速度方差。这种高速的数据处理是实现彩色血流实时显像的必要条件。

(2) 显示方法 用自相关技术处理后获取的资料, 输入彩色编码器转换成彩色, 以速度和加速度模式显示。采用国际照明委员会规定的彩色图, 以红、绿、蓝三色作为基色, 其他颜色则由三基色混合而成, 包含以下内容。

① 血流方向。血流方向以颜色表示, 朝向探头运动产生的正向多普勒频移常用红色, 背离探头运动产生的负向多普勒频移常用蓝色。

② 血流速度。血流速度与红、蓝两种颜色的亮度成正比, 流速越高色彩越亮, 流速越低色彩越暗。

③ 血流性质。为了区别正常血流与异常血流, 当速度方差超过仪器所规定的阈值时, 掺和绿色显示, 表明有湍流存在。速度方差值越大, 绿色的亮度越大; 反之, 速度方差值越小, 绿色的亮度就越小。绿色的混合比例与湍流程度成正比, 正向湍流的颜色接近黄色(红+绿), 反向湍流的颜色接近青色(蓝+绿)。高速湍流时则显示彩色镶嵌图形。

7. 彩色多普勒能量显像

(1) 原理 彩色多普勒能量显像(color Doppler energy imaging, CDEI)是以血流中红细胞的密度、散射强度为信息来源, 以强度(振幅)的平方值表示其能量而得到能量曲线。根据相关技术计算, 将多普勒能量频谱的总积分进行彩色编码, 形成二维彩色血流图像叠加到二维灰阶图像上。其显示的参数与CDFI不同, 不是速度和加速度, 而是与流动红细胞数目多少相对应的能量信号, 从另一角度描述了体内血流状态。

(2) 特点 在CDEI中, 彩色信号的色彩和亮度代表多普勒信号能量的大小, 此能量大小与红细胞的数目有关, 与CDFI相比具有以下特点。

- ① 相对不依赖 θ 角的变化, 能量信号的显示不受探测角度因素的影响。
- ② 无彩色混叠和频移倒错。
- ③ 显示的彩色血流不依赖于流速、方向。
- ④ 血流显示的灵敏度较CDFI高3倍以上。

但是CDEI不显示血流方向及速度信息, 这些资料数据的获取, 必须转换到频移图像上观测。而且由于对低速血流灵敏度高, 心脏搏动和呼吸运动对CDEI可造成闪烁伪像, 在靠近心脏和肺的部位常难以获得清晰的图像。

8. 三维超声成像

三维超声成像分为静态三维超声成像和动态三维超声成像, 动态三维超声成像把时间因素加进去, 用整体显像法重建感兴趣区域准确实时活动的三维图像(又称四维)。体元模型法是目前最为理想的动态三维超声成像技术, 可对结构的所有组织信息进行重建。在体元模型法中, 三维物体被划分成依次排列的小立方体, 一个小立方体就是一个体元。一定数目的体元按相应的位置排列即可构成三维立体图像。

9. 造影谐波成像

声波在人体传播时通常是由一组不同频谱成分的频率所组成。除基波(基频)外, 还有频率为数倍于基波频率的谐波(谐频), 诸如二次谐波、三次谐波。谐波中频率为基波2倍的振动波为二次谐波。二次谐波成像技术包括造影谐波成像和组织谐波成像。

造影谐波成像是向体内注入超声造影剂, 造影剂中的微泡平均直径 $2.5\mu\text{m}$, 可以通过肺循环进入人体组织。微泡在声场交替声压作用下, 发生收缩和膨胀, 产生机械性共振现象, 呈现较强的超声非线性效应, 使散射信号明显增强。这些信号中既有基波又有谐波, 在谐波成像系统中, 二次谐波被接受, 基波被排斥, 从而有效抑制不含造影剂的组织回声, 提高信噪比, 改善图像质量。



■ ■ 第三节 超声图像伪差 ■ ■

图像伪差为超声断面图像与其相应的解剖断面图像之间存在的差异。表现为声像图中回声信息特殊的增添、减少或失真。主要有以下几种。

1. 多次反射

多次反射产生的伪差又称“多重反射”“多重回声”。混响效应和振铃效应均属于多次反射。

(1) 混响效应 当声束扫查体内平滑大界面时,部分反射回波不为探头所接受,而往返于探头表面与反射体之间。如此显示2次或3次逐渐减弱的图像,可在较大液性暗区的前壁下方隐约显示大界面上方重复、移位的图形。胆囊、膀胱、大囊肿可因混响效应影响对前壁的检查,而被误认为壁增厚、分泌物或肿瘤。还可能使某些前壁病变如胆囊隆起性病变、膀胱癌漏诊(图1-3-1)。



(A) 原始图像



(B) 谐波及SonoCT处理后图像

图1-3-1 混响效应

原始图像胆囊前壁病灶显示不清,谐波及SonoCT处理后显示胆囊息肉

(2) 振铃效应 在软组织与含气组织(肺、胃肠道等)交界处,界面前后声特性阻抗相差悬殊,声波近于全部反射,不能透入第二介质。此时声波在此界面与探头发射面之间往返振荡,形成有一定间距的多次反射,或为杂乱的强反射。超声扫查金属异物、金属避孕环时其后方尾随一串由宽变窄似彗星尾状的光亮回声,称彗尾征,亦为振铃现象,也可见于胆囊壁上的胆固醇结晶(图1-3-2)。

(3) 克服多次反射所产生的图像伪差的方法

- ① 涂以充足的耦合剂,使探头与皮肤紧密接触。
- ② 增加近区抑制,表浅部位可加用水囊或耦合块,尽量中区成像。
- ③ 适当加压并改变声束投射方向和角度。

2. 侧壁失落效应

探测断面为环形物体时,因声束相对侧壁入射角过大,使反射声束偏离声源,反射回声不能接收而产生回声失落现象,致使两侧壁在声像图上不被显示(图1-3-3)。

3. 旁瓣效应

旁瓣效应即第一旁瓣成像重叠效应。主瓣一般处于声源中心,主瓣周围具有对称分布的小瓣(称旁瓣)。旁瓣声轴与主瓣声轴间形成大小不同的角度,主瓣在扫查成像时,旁瓣亦可同时成像,与主瓣图像重叠形成复杂的图像伪差。旁瓣伪差常在显示子宫、胆囊、横膈等处时发生,声



图 1-3-2 振铃效应
胆囊前壁点状强回声，后方有彗尾征



图 1-3-3 侧壁失落效应
肾脏两侧可见侧壁失落效应

束遇到过高的反射体时可出现披纱征，如充盈膀胱暗区内或结石前缘狗耳状弧形线条，胆囊腔内结石披纱状回声等（图 1-3-4），适当降低增益可使伪差减少。

4. 镜像效应

镜像效应只在大而光滑的界面上产生，与光学镜像产生的原理相似，可见于横膈附近。当声束遇到横膈时，横膈把声波反射到与之接近的肿块上，肿块的反射回声沿原路经过横膈再次反射回探头，由探头接收成为虚像，显示镜面两侧距离相等，形态相似的声像图（图 1-3-5）。

改变扫查部位和角度，变化声束投射方向即可识别。

5. 声束厚度效应

声束厚度效应又称部分容积效应。超声断面所显示的图像是该断层容积中一定厚度范围内信息的叠加，其厚度等于探头声束的宽度，扫描声束越宽，断层容积中信息重叠现象越严重。

声束厚度效应可导致临床超声测量方面的误差，也可能将器官外反射物误认为器官内病理改变，易将弧形或圆形薄壁误认为异常回声。正常腹部大血管、肝外胆管、肾盂和肝、肾小囊肿，因部分容积效应常可显示内部有细小光点，出现类似血栓、胆管炎、肾盂肾炎以及囊内出血、感



图 1-3-4 旁瓣效应
胆囊腔内暗区形成的披纱征

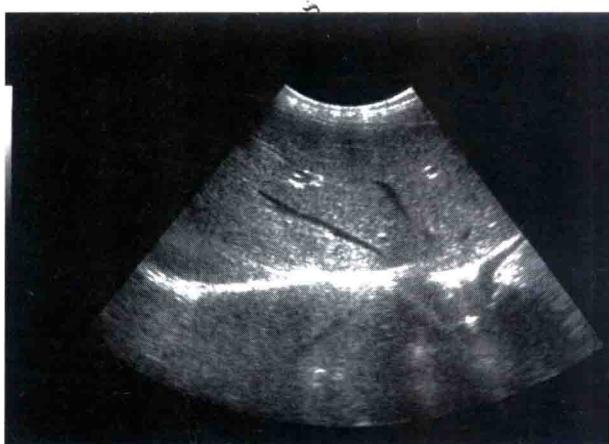


图 1-3-5 镜像效应
右肋缘下向上扫查右肝和横膈时，声束遇到膈-肺界面产生镜面伪像，膈上出现对称性肝实质及肝静脉回声

染的图像伪差（图 1-3-6）。超声引导穿刺时，位于靶标边缘的穿刺针可显示为已进入靶内的假象。上述情况在操作中应作纵横相互垂直断面扫查，并侧动探头，改变声束方向，从不同角度观察对比，可以鉴别。

6. 后壁增强效应

声束在传播过程中随深度的增加而不断衰减，图像显示由浅而深逐渐暗淡。为了使声像图深浅部位显示均匀，超声诊断仪均设有深度增益补偿（DGC）调节系统。在常规调节的 DGC 系统中，断面中透声性好的结构或病变声衰减甚小的区域，与周围组织相比则补偿过大，成为过补偿区，其后壁亦因补偿过高而回声增强，称为后壁增强效应，但其后方须有足够的散射体存在方可显示。后壁增强效应见于充满液体的膀胱、囊肿、脓肿等，是鉴别囊性、实质性肿物的标志之一（图 1-3-7）。

7. 声影

声影是声束通过较大声衰减结构时，声能被大量吸收、回声急剧减弱所形成的。表现在强回声后方平直条状衰减暗区。见于高反射、高吸收系数的物体，如气体、骨骼、结石、钙化、瘢痕的后方（图 1-3-8）。