

实用腹部超声 诊断学

SHIYONG FUBU CHAOSHENG ZHENDUANXUE

主 编 张素珍

天津科学技术出版社

实用腹部超声诊断学

主 编 张素珍

图书在版编目(CIP)数据

实用腹部超声诊断学/张素珍主编. —天津:天津
科学技术出版社, 2011. 9
ISBN 978-7-5308-6575-0

I. ①实… II. ①张… III. ①腹腔疾病-超声波诊
断 IV. ①R572.04

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2011)第 192793 号

责任编辑:张 跃
责任印制:兰 毅

天津科学技术出版社出版
出版人:蔡 颢
天津市西康路 35 号 邮编 300051
电话 (022)23332399(编辑室) 23332393(发行部)
网址:www.tjkjcs.com.cn
新华书店经销
山东省英华印刷厂印刷

开本 787×1 092 1/16 印张 27.25 字数 760 000
2011 年 9 月第 1 版第 1 次印刷
定价:88.00 元

编 委 会

主 编

张素珍 (山东省立医院超声诊疗科)

副主编

李 霞 (山东省立医院超声诊疗科)

晁宝婷 (山东省医学影像研究所)

张梅芳 (济南市传染病医院)

前 言

超声诊断技术在我国已有 30 多年的临床应用历史,现代科学技术的迅速发展,对医学产生了深刻的影响。新的诊断技术层出不穷。如今,超声诊断技术正在我国各地城乡医院推广,广大临床医师和超声诊断者迫切需要对超声诊断的临床应用范围和适应证、检查方法、各类疾病的主要超声表现及其临床意义有一个比较全面而又简明扼要的了解和认识。腹部疾病占据了人体众多重要脏器,并且是常见病的好发部位,超声诊断在此方面占有重要的诊断价值。为此,我们组织编写了这本《实用腹部超声诊断学》。

本书共十九章,主要介绍了部分超声医学原理及腹部各个脏器疾病的超声诊断。每个脏器均包括解剖概要、检查方法、正常表现、病理、临床表现及超声声像图表现等。本书是由多位在基层医学工作多年、具有丰富临床经验的从事超声诊断的医师精心编写而成。本书图文并茂,简练易懂,极为实用,可供从事超声诊断的工作人员阅读参考。

由于水平有限,书中难免存在不妥和错误之处,敬请各位读者批评指正。

《实用腹部超声诊断学》编委会

2011 年于山东省立医院

第一章 超声诊断基础	(1)
第一节 超声波物理特性.....	(1)
第二节 常见的超声效应与图像伪差.....	(6)
第三节 多普勒超声检测技术.....	(8)
第四节 多普勒超声伪像	(14)
第五节 超声造影成像技术	(15)
第二章 腹部超声探测方法	(18)
第一节 超声诊断仪的使用	(18)
第二节 超声诊断常规检查方法	(20)
第三节 超声回声的描述与声像学观察的基本内容	(23)
第三章 肝 脏	(27)
第一节 肝脏超声解剖概要	(27)
第二节 肝脏超声检查方法	(30)
第三节 肝脏正常声像图	(31)
第四节 肝脏疾病超声诊断	(38)
第五节 肝移植超声诊断	(87)
第四章 胆管系统	(97)
第一节 胆管超声解剖概要	(97)
第二节 胆管超声检查方法	(98)
第三节 胆管正常声像图和正常值.....	(100)
第四节 胆管系统超声观察内容和诊断原则.....	(101)
第五节 胆管疾病超声诊断.....	(102)
第五章 胰 腺	(128)
第一节 胰腺超声解剖概要.....	(128)
第二节 胰腺超声检查方法.....	(130)
第三节 正常胰腺声像图.....	(131)
第四节 胰腺疾病的超声诊断.....	(132)

第五节	超声内镜在胰腺疾病中的应用·····	(140)
第六章	脾脏·····	(141)
第一节	脾脏超声解剖概要·····	(141)
第二节	脾脏超声检查方法·····	(141)
第三节	正常脾脏声像图·····	(142)
第四节	脾脏疾病的超声诊断·····	(143)
第七章	胃·····	(155)
第一节	胃超声解剖概要·····	(155)
第二节	胃超声检查技术·····	(157)
第三节	胃超声检查适应证·····	(158)
第四节	胃正常声像图·····	(158)
第五节	胃疾病·····	(162)
第八章	肠道·····	(180)
第一节	肠道超声解剖概要·····	(180)
第二节	肠道超声扫查技术·····	(182)
第三节	正常肠道声像图·····	(182)
第四节	肠道疾病超声诊断·····	(183)
第九章	肾脏·····	(192)
第一节	肾脏超声解剖概要·····	(192)
第二节	肾脏超声检查方法·····	(195)
第三节	肾脏正常声像图·····	(198)
第四节	肾脏疾病·····	(200)
第十章	输尿管·····	(233)
第一节	输尿管超声解剖概要·····	(233)
第二节	输尿管超声检查技术·····	(233)
第三节	正常输尿管声像图·····	(235)
第四节	输尿管疾病·····	(235)
第十一章	膀胱·····	(245)
第一节	膀胱超声解剖概要·····	(245)
第二节	膀胱超声检查方法·····	(246)
第三节	正常膀胱声像图·····	(247)
第四节	膀胱疾病·····	(248)
第十二章	前列腺和精囊腺·····	(257)

第一节	前列腺和精囊超声解剖概要	(257)
第二节	前列腺和精囊超声检查技术	(259)
第三节	前列腺和精囊正常声像图	(261)
第四节	前列腺、精囊腺的测量	(263)
第五节	前列腺疾病的超声观察与回声分类	(264)
第六节	前列腺和精囊疾病	(264)
第十三章	阴囊和睾丸、附睾	(274)
第一节	阴囊及其内容物解剖概要	(274)
第二节	阴囊及其内容物检查技术	(275)
第三节	正常睾丸、附睾声像图	(275)
第四节	阴囊疾病	(276)
第十四章	肾上腺	(285)
第一节	肾上腺超声解剖概要	(285)
第二节	肾上腺超声检查方法与正常肾上腺声像图	(286)
第三节	肾上腺疾病	(287)
第十五章	腹膜及腹膜腔	(296)
第一节	腹膜及腹膜腔超声解剖概要	(296)
第二节	腹膜及腹膜腔超声扫查技术	(301)
第三节	正常腹膜及腹膜腔声像图	(302)
第四节	腹膜及腹膜腔疾病	(305)
第十六章	腹膜后间隙疾病	(313)
第一节	腹膜后间隙超声解剖概要	(313)
第二节	腹膜后间隙超声探测方法	(314)
第三节	正常腹膜后大血管	(316)
第四节	腹膜后间隙大血管疾病	(325)
第五节	腹膜后间隙其他疾病	(342)
第十七章	妇 科	(356)
第一节	女性盆腔超声解剖概要	(356)
第二节	妇科超声扫查技术	(357)
第三节	正常子宫和卵巢声像图	(359)
第四节	妇科疾病的超声诊断	(361)
第十八章	产 科	(387)
第一节	正常早期妊娠声像图	(387)

第二节	正常中晚期妊娠声像图.....	(389)
第三节	异常妊娠声像图.....	(397)
第四节	胎盘异常声像图.....	(405)
第五节	胎儿先天性畸形的超声诊断.....	(407)
第十九章	超声在计划生育中的应用.....	(412)
第一节	宫内节育器简介和正常声像图特征.....	(412)
第二节	宫内节育器异常的超声诊断.....	(415)
第三节	困难计划生育手术的超声监测.....	(419)
第四节	流产手术后的超声复查.....	(421)
参考文献		(423)

第一章 超声诊断基础

第一节 超声波物理特性

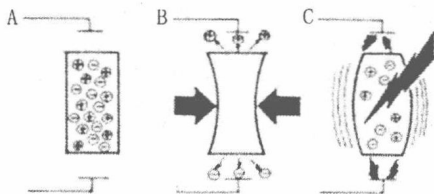
振动的传播称为波或波动。波分为电磁波和机械波两大类。

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 Hz(赫兹),即每秒钟振动一次为 1 Hz。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 20~20 000 Hz。

超声波:是频率大于 20 000 Hz,超过人耳听觉感受范围的高频率声振动。诊断用超声频率在 1~20 MHz(兆赫,1 MHz=10⁶ Hz),目前最常用的在 2~12 MHz 段,在浅表器官和血管内成像中已采用 20~40 MHz,眼科应用超声生物显微镜的频率范围为 40~100 MHz。

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,晶体将出现机械性的压缩和膨胀,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(图 1-1-1)。



A. 无外界压力和电场作用时,压电晶体两端不出现正负电荷;B. 外界压力作用于压电晶体,晶体变形,两端产生电位差,电极间出现电流;C. 外界电场作用于压电晶体,晶体变形。在高频交变电场的作用下,晶体以同样的频率舒缩,产生振动并发出超声波

图 1-1-1 压电效应示意图

压电晶体是超声换能器(探头)的主要元件,目前“机—电”转换效率较强的压电陶瓷,如锆钛酸铅等应用最为普遍,一些新型材料还在继续开发。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。

新近先进的超声设备将纯净波单晶体作为压电转换材料应用于凸阵探头,其能量转移的准确性和效率较传统材料大幅度提高,图像分辨率、敏感性及穿透力显著改善。

二、超声的物理参数

(一) 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做介质;在介质中单位时间内传播的距离,单位是 m/s 或 mm/ μ s;频率为质点单位时间内振动的次数,频率的单位是赫(Hz)或兆赫(MHz),1 MHz=10⁶ Hz;周期是声波向传播方向移动一个波长所需的时间,单位是秒(s)或微秒(μ s),1 s=10⁶ μ s。波长(λ)、声速(c)、频率(f)三者的关系如下式:

波长(λ)、声速(c)、频率(f)三者的关系如下式:

$$\lambda = \frac{c}{f} \text{ 或 } c = f \cdot \lambda \quad (1-1)$$

频率与周期(T)的关系互为倒数即:

$$f = \frac{1}{T} \quad (1-2)$$

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。在理论上声波的轴向分辨力的极限是波长的一半,了解超声诊断装置的探头发射频率有助于估计仪器的最高理论分辨力。诊断超声中以 1 μ s(=10⁻⁶ s)作时间单位,如 1 μ s 包含 4 个整波,为 4 MHz,包含 10 个整波则为 10 MHz……,以此类推。

(二) 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)。

$$P = \rho \cdot c \cdot v \quad (1-3)$$

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(P)和声速(c)成反比。

$$I = \frac{P^2}{\rho \cdot c} \quad (1-4)$$

声强的单位是 W/cm²、mW/cm² 或 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。

对于平面波,超声总功率(W)为声强与面积的乘积:

$$W = I \cdot S \quad (1-5)$$

式中,I 为声强;S 为超声通过某截面的总面积。

(三) 声特性阻抗

超声波在介质中传播时受到介质的密度与硬度的影响,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:

$$Z = \rho \cdot c \quad (1-6)$$

式中,Z 为声特性阻抗,单位是瑞利;c 为声速,单位为 cm/s; ρ 为介质密度,单位为 g/cm³。人体软组织中超声波速度总体差异约 5%,利用超声方法进行测距的误差亦为 5%左右。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 医学超声常用介质的密度、声速和声特性阻抗

介质名称	密度(g/cm ³)	声速(m/s)	声阻抗(1×10 ³ 瑞利)
空气(22℃)	0.001 18	344	0.000 4
水(37℃)	0.993 4	1 523	1.153
血液	1.055	1 570	1.656
脑脊液	1.000	1 522	1.522
羊水	1.013	1 474	1.493
肝脏	1.050	1 570	1.648
肾脏	1.038	1 561	1.62
肌肉	1.074	1 568	1.684
人体软组织(平均值)	1.016	1 500	1.524
脂肪	0.955	1 476	1.410
颅骨	1.658	3 360	5.570
大脑	1.038	1 540	1.599

三、超声的传播特点

(一)方向性

超声波能沿一定方向传播。它与一般的声波不同,由于频率极高,波长很短,远远小于换能器的直径,发射的超声波集中于一个方向,声场分布呈狭窄的圆柱状,宽度与换能器压电晶片大小相接近,具明显方向性,故称为超声束。声束的中心轴线名声轴,代表声束的主方向,在声束的平面图中,其两侧边缘间的距离名束宽(图 1-1-2)。

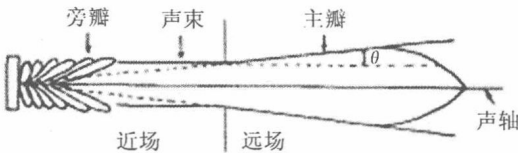


图 1-1-2 声束和声轴;近场和远场

声束各处宽度不等。超声波在介质中传播时,声能占据的空间叫做声场。在邻近换能器的一段距离内,束状超声场不扩散,束宽几乎相等,称为近场区。近场的长度(L)与换能器声源孔径的半径(r)的平方成正比,与波长(λ)成反比。即:

$$L=\frac{r^2}{\lambda} \tag{1-7}$$

在近场以远,声束开始扩散,称为远场区。其扩散程度取决于扩散角的大小。扩散角由声源半径(r)和波长(λ)决定,如下式:

$$\sin\theta=\frac{1.22\lambda}{2r} \tag{1-8}$$

超声波近场的长度和扩散角的大小决定了其方向性的优劣。超声波频率越高,波长越短,则近场愈长,扩散角愈小,声束的方向性也愈好。虽然加大声源孔径可以延长近场长度和缩小扩散角,但声束宽度也随之扩大,使侧向分辨力降低。因此,现代超声诊断装置都加用了声束聚焦技术,以改善图像质量。

(二) 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,即为反射;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:①入射声束和反射回声束在同一平面上;②入射声束与反射声束在法线两侧;③入射角与反射角相等。

两介质声特性阻抗的大小,决定于界面处的反射系数,即反射波的能量与入射波的能量之比。在不考虑声吸收的条件下,当超声波垂直投射界面时反射系数如下式:

$$\text{声压反射系数 } R_A = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (1-9)$$

$$\text{声强反射系数 } R_I = \left[\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right]^2 \quad (1-10)$$

式中, Z_1 、 Z_2 分别为第一、第二介质的声特性阻抗。

由上式可见,两介质声特性阻抗相差愈小,则界面处反射愈少,透射入第二介质愈多;反之,声特性阻抗相差愈大,则界面处反射愈强,透入第二介质愈少。

(三) 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,产生传播方向的改变,称为折射。

透射波作为第三层介质的入射波,可以产生新的反射和透射波的折射,如此逐层直达深部。因此,超声换能器发出的入射波由浅而深通过体内各层界面并非直线传播。超声诊断装置系按反射回波设定为直线构成图像,因体内各软组织之间的声速和密度相差不大,一般不致产生显著影响。但折射效应可使测量及超声导向准确性两个方面产生误差。

(四) 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。

(五) 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、散射和吸收衰减。扩散衰减是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。

超声能量的吸收主要与超声频率和传播距离有关。医学上,常用半值层来说明生物组织对超声吸收的大小。半值层是超声波在某一组织或器官的传播过程中,其强度减弱一半的距离(表 1-1-2)。

人体内软组织的吸收衰减与频率呈近似的线性关系,即在超声诊断技术使用的频率范围内,吸收衰减系数与频率之比大致是常数, dB/(cm · MHz) 为单位表示(表 1-1-3)。

随着超声医学的发展,通过超声衰减系数的测量,对组织的定性分析已做了许多有益的工作。

四、超声传播过程的非线性现象

(一)线性和非线性

线性和非线性是表示因变量(或称函数)和自变量之间的关系。线性只有一种,是简单的(正)比例关系;非线性有无数种,是对正比例关系(线性)的偏离。在超声传播过程中,线性关系保持信号的频率成分不变,而非线性关系却使频率成分发生变化。

(二)二次谐波

声波在人体传播时通常是一组不同的频谱成分的频率所组成的。探头发射的超声脉冲含有一定的频率范围,其中有一个幅度最大,频率最低的基波;除基波(基频)外,还有频率为基波频率整数倍的谐波(谐频),诸如:二次谐波、三次谐波……。谐波中频率为基波 1 倍的振动波为二次谐波。二次谐波成像技术(SHI)包括造影谐波成像和组织谐波成像。

(三)组织谐波成像

组织谐波成像(THI)又称自然组织谐波成像,无需使用超声造影剂。

表 1-1-2 人体组织的超声半值层

介质名称	半值层(cm)	超声频率(MHz)
血浆	100	1.0
血液	35	1.0
脂肪	6.9	0.8
肌肉	3.6	0.8
脑(固定标本)	2.5	0.87
肝(死后 20h)	2.4	1.0
颅骨	0.23	0.8
肾	1.3	2.4
心肌	2.1	0.8

表 1-1-3 人体组织的声能衰减系数

介质名称	平均衰减系数[$(\text{dB}/(\text{cm} \cdot \text{MHz}))$]	频率范围(MHz)
眼前房液	0.10	6~30
血液	0.18	1.0
脂肪	0.63	0.8~7
脑	0.85	0.9~34
肝	0.94	0.3~3.4
肾	1.0	0.3~4.5
骨髓	1.0	1.0
心肌	1.8	1.8
晶状体	2.0	0.3~3.0
平行肌束时肌肉	1.3	0.8~4.5
横过肌束时肌肉	3.3	0.8~4.5
颅骨	2.0	1.6

声波在组织中非线性传播时,产生多倍于发射频率的谐波信号,但声能变弱。在常规超声成像过程中,含有丰富的组织结构信息的二次谐波被忽略。THI 采用超宽频带探头技术,同时接受基波信号和高频的谐波信号,对多频段信号进行平行处理,降低了声噪伪影,对成像困难的患者产生更清晰的图像。THI 必须在具有该项功能的先进超声诊断仪中实现。

五、分辨力

分辨力高低是衡量仪器性能的主要指标。根据单一声束线上所测出的分辨两个细小目标的能力,为基本分辨力,分为三类:

(一)轴向分辨力

亦称纵向分辨力,是在声束传导的轴线上能够分辨两点之间的最小纵深距离。轴向分辨力的优劣影响靶标在浅深方向的精细度。通常 3.0~3.5 MHz 探头的轴向分辨力在 1 mm 左右。

(二)侧向分辨力

指在与声束轴线垂直的平面上,在探头长轴方向的分辨力。声束越细,侧向分辨力越好。在声束聚焦区,3.0~3.5 MHz 的侧向分辨力应在 1.5~2.0 mm。

(三)横向分辨力

又称厚度分辨力,指在与声束轴线垂直的平面上,在探头短轴方向的分辨力。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。横向分辨力越好,图像上反映组织的断面情况越薄。目前的聚焦探头在佳区其声束宽度一般 <2 mm。

六、超声波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,这便是超声生物效应。引起损伤的机理来自机械机制和热机制。在强超声 40 mW/cm^2 下,经 5 min 照射的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。

由于超声波生物效应的存在,应用超声检查时,必须重视诊断超声的安全剂量。国际超声界规定超声对人体的安全阈值为空间峰值时间平均声强(SPTAI) $<100\text{ mW/cm}^2$ 。

超声检查的安全性是由超声剂量和照射时间决定的,对超声敏感的人体组织有中枢神经系统、视网膜、视神经、生殖腺、早孕期胚芽及孕期胎儿颅脑、胎心等。对这些脏器的超声检查,每一受检断面上固定观察时间不应超过 1 min,并应鼓励超声断面往复扫查,使进入某区组织的平均声能量下降。对妊娠 6~8 周的孕妇超声照射总时间宜在 5 min 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 常见的超声效应与图像伪差

声像图伪差是指超声所显示的断层图像与其相应的解剖断面图像之间的差异,十分常见,主要有以下几种。

一、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。

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。如此显示二次或三次逐渐减弱的图像,可在较大液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,可被误认为壁的增厚、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。中晚期妊娠子宫内的羊水无回声区内可因前腹壁多次反射出现酷似“前壁胎盘”的伪像。

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。

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。

正常情况下,胃肠气体多次反射往往造成超声检查的障碍,增加深部结构的显示难度。便秘患者乙状结肠胀气时,经腹超声检查可因肠气多次反射干扰和后方骶骨腓强回声,出现酷似囊肿或畸胎瘤伪像。但这种伪像一般不伴明显的膀胱外压变形,清洁灌肠或排便后上述伪像消失。

下列情况出现多次反射应视为异常:①胆管系统内出现活跃的彗尾征时,应考虑胆管积气,常见于胆管手术之后,应与胆管残余结石鉴别;②膈下脓肿、腹腔脓肿声像图中若出现气体反射应考虑产气杆菌感染的可能;③产后宫腔内积气征象的出现,在排除曾有宫腔内操作后,常提示宫腔内产气杆菌感染。

二、侧壁失落效应

探测断面为环形物体时,因声束对侧壁入射角过大,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。

回声失落现象多见于囊肿和血管的侧壁,直径较细的管状结构横断面声像图常表现为无侧壁的“小等号”。肾脏纵断时,肾上下极的包膜回声减弱或消失,均与声束和投射界面倾斜有关。改变扫查角度或方向可以减少或消除这种伪差。

三、旁瓣效应

旁瓣效应即第一旁瓣成像重叠效应,是探头声束的剖面中,主瓣以外的声束回声。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、横膈等处发生,声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”状弧状线条,胆囊腔内“披纱”状回声等,适当降低增益可使伪差减少。

四、镜像效应

镜像效应只有在大而光滑的界面上产生,与光学镜像产生的原理相似,亦可称为镜面折返虚像。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(A),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(B),显示镜面两侧距离相等,形态相似的声像图。由于虚像反射距离较长,因此虚像总是出现在实像的远处。

镜像效应可导致检查者目标位置判断上的失误,如将膈下病变误为膈上病变,肝内肿瘤误为

肺内转移等。如果改变扫查部位和角度,变化声束投射方向,即可识别。

五、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,扫描声束愈宽,断层容积中信息重叠现象愈严重。

当探测目标体积径线小于声束宽度,或者虽大于束宽但部分处于声束内时,则目标回声与周围组织的回声重叠,产生部分容积效应,造成图像所显示的相互结构关系失真或混淆。

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。例如:①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出现细小光点。出现类似血栓、胆管炎、肾盂肾炎以及囊内出血、感染的图像伪差。②胆囊纵断扫查时,部分含气的十二指肠断面有时与胆囊长轴断面部分重叠,产生胆囊内结石假象。③超声引导穿刺时,可将位于靶目标边缘的穿刺针显示为已进入靶内的假象。④对小病变宽度测量比厚度测量的精确度低。上述情况在操作中应做纵、横相互垂直断面,并侧动探头,改变声束方向,从不同角度观察对比,可以鉴别。

六、后壁增强效应

声束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系统下,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、实性肿物的标志之一。

七、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。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。

八、悬浮粒子效应

扫查含液性病灶时,目标内流体中悬浮粒子的散射作用,可产生弥散性回声增强,造成图像位差,引起检查者对病灶物理性质的判断失误。如肝脓疡、卵巢巧克力囊肿内陈旧积血,胆囊内胆汁浓缩时,均有可能因悬浮粒子效应而误为实质性病变。

第三节 多普勒超声检测技术

一、多普勒效应

多普勒效应是自然界普遍存在的一种物理现象。1842年奥地利学者首先发现,物理学上称为多普勒效应。当某一声源以足够的速度接近我们时,音调频率变高,而远离时音调变低,如果声源不动而接受者移动,其结果也一样。因此,当声源和接受者移动,其结果也一样。因此,当声源和接受体发生相对运动时,声源频率与接收频率之间出现差别,这样变化的频率称为多普勒频移。