




# 现代影像诊断技术与 临床应用


吴成爱 等/主编

 江西科学技术出版社



# 现代影像诊断技术与 临床应用

吴成爱 等/主编

 江西科学技术出版社

## 图书在版编目(CIP)数据

现代影像诊断技术与临床应用 / 吴成爱等主编. --  
南昌 : 江西科学技术出版社, 2019.7  
ISBN 978-7-5390-6971-5

I. ①现… II. ①吴… III. ①影象诊断 IV.  
①R445

中国版本图书馆CIP数据核字(2019)第191164号

选题序号: ZK2019178  
图书代码: B19202-101  
责任编辑: 王凯勋 周楚倩  
封面设计: 一斗金图书

## 现代影像诊断技术与临床应用

XIANDAI YINGXIANG ZHENDUAN JISHU YU LINCHUANG YINGYONG

吴成爱 等/主编

---

出版发行 江西科学技术出版社  
社 址 南昌市蓼洲街2号附1号  
邮编: 330009 电话: (0791) 86623491 86639342 (传真)  
发 行 全国新华书店  
印 刷 北京虎彩文化传播有限公司  
开 本 889mm×1194mm 1/16  
字 数 660千字  
印 张 23.5  
版 次 2019年7月第1版 2019年7月第1次印刷  
书 号 ISBN 978-7-5390-6971-5  
定 价 39.80元

---

赣版权登字: -03-2019-276

版权所有, 侵权必究

(赣科版图书凡属印装错误, 可向承印厂调换)

# 编 委 会

## 主 编

吴成爱 周 琪 王庆云 弓 瑜  
孙艳平 孙 超

## 副 主 编

李迎洁 王议迎 梁家绪 马 继  
白梦展 李小莉 葛 涛 朱晓慧  
王彩虹 谭慧敏

## 编 者 (以姓氏笔画为序)

弓 瑜 郑州市妇幼保健院  
马 继 山西中医学院附属医院  
王议迎 郑州大学附属郑州中心医院  
王庆云 邢台市人民医院  
王彩虹 郑州大学附属郑州中心医院  
白梦展 郑州人民医院  
朱晓慧 郑州大学附属郑州中心医院  
孙艳平 郑州市妇幼保健院  
孙 超 河北医科大学第二医院  
李小莉 郑州市第二人民医院  
李迎洁 赤峰市肿瘤医院  
吴成爱 山西医科大学第一医院  
何 飞 山西中医学院附属医院  
周 琪 安徽医科大学合肥第三临床学院  
合肥市第三人民医院  
梁家绪 郑州人民医院  
葛 涛 郑州市第二人民医院  
谭慧敏 郑州人民医院

# 前 言

医学影像是为了医疗或医学研究,对人体或人体某部分,以非侵入方式取得内部组织影像的技术与处理过程。由于计算机等工程技术和自然科学理论的相互渗透和技术交叉,使得医学影像技术得以飞速发展,不断涌现出地新技术、新设备,扩大了人们的检查范围,提高了病变检出率和诊断的准确率,从而使医学影像技术为临床医师对疾病做出正确的诊断发挥了不可取代的作用。为了适应现代医学影像学的飞速发展,也为了与其他临床医师交流经验,我们组织了一批具有丰富经验的临床医师,将自己的经验进行梳理、总结,编撰成《现代影像诊断技术与临床应用》一书。

本书集所有影像学检查技术为一体,按各种影像学检查方式分类,描述医学影像学的表现特征,便于年轻的医学学者灵活掌握并能有效指导临床实践。从基础入手,提纲挈领,删繁就简,涵盖整个医学影像学的内容,这是该书最基本的特点。本书内容既简明扼要,又有一定的理论高度,将各医学影像专业的知识系统总结归类,深入浅出,使学有所用,用有所依,将对医学影像学的发展产生较大的推动作用。

本书在编写过程中,各位编者通力合作,经过反复修改,克服了重重困难,但仍不免存在一些疏漏和不当之处,希望广大读者提出宝贵意见和建议,以便不断完善和改进。

# 目 录

## 第一篇 超声篇

<b>第一章 超声诊断基础</b> .....	( 1 )
第一节 超声的概念 .....	( 1 )
第二节 超声成像的原理 .....	( 3 )
第三节 超声图像伪差 .....	( 5 )
第四节 超声检查法 .....	( 8 )
第五节 血流显像基础与伪差 .....	( 10 )
<b>第二章 甲状腺疾病超声诊断</b> .....	( 14 )
第一节 解剖概要 .....	( 14 )
第二节 甲状腺疾病的超声诊断 .....	( 15 )
第三节 颈部淋巴结 .....	( 27 )
<b>第三章 心脏疾病超声诊断</b> .....	( 34 )
第一节 风湿性心脏瓣膜病 .....	( 34 )
第二节 非风湿性心脏瓣膜病 .....	( 41 )
第三节 冠状动脉疾病 .....	( 43 )
第四节 主动脉疾病 .....	( 51 )
第五节 心肌病 .....	( 54 )
第六节 心包疾病 .....	( 56 )
第七节 心脏肿瘤 .....	( 59 )
<b>第四章 腹部疾病超声诊断</b> .....	( 61 )
第一节 肝脏 .....	( 61 )
第二节 胆囊和胆道 .....	( 77 )
第三节 脾脏 .....	( 87 )
第四节 胰腺 .....	( 95 )
第五节 腹膜后、肾上腺 .....	( 100 )
<b>第五章 妇产科疾病超声诊断</b> .....	( 104 )
第一节 概述 .....	( 104 )
第二节 子宫疾病 .....	( 110 )
第三节 卵巢疾病 .....	( 122 )
第四节 盆腔炎性疾病 .....	( 134 )

第五节	胎儿的生长发育	( 136 )
第六节	胎儿超声心动图检查	( 138 )
第七节	不孕症	( 145 )
第八节	辅助生育技术中的超声应用	( 149 )
第六章	男科疾病超声诊断	( 160 )
第七章	肌肉骨骼疾病超声诊断	( 168 )
第一节	肌肉	( 168 )
第二节	肌腱	( 171 )
第三节	韧带	( 175 )
第四节	骨、软骨及关节疾病	( 177 )
第五节	常见软组织疾病	( 182 )

## 第二篇 放射篇

第八章	颈部的放射诊断	( 187 )
第一节	甲状腺疾病	( 187 )
第二节	甲状旁腺疾病	( 190 )
第九章	腹部的放射诊断	( 192 )
第十章	妇科肿瘤的放射诊断	( 202 )
第一节	宫颈癌	( 202 )
第二节	子宫内膜癌	( 212 )
第十一章	小儿消化系统常见疾病的放射诊断	( 216 )
第一节	概述	( 216 )
第二节	食管	( 218 )
第三节	胃	( 226 )

## 第三篇 CT 与 MRI 篇

第十二章	常见病的 CT 诊断	( 235 )
第一节	脑出血	( 235 )
第二节	脑梗死	( 239 )
第三节	脑积水	( 246 )
第四节	脑萎缩	( 251 )
第五节	鼻咽部肿瘤	( 257 )
第六节	肺部肿瘤	( 259 )
第十三章	常见病的 MRI 诊断	( 279 )
第一节	颅脑先天性疾病	( 279 )
第二节	颅脑外伤	( 287 )
第三节	正常颈部解剖及 MR 影像	( 293 )

---

第四节	甲状腺相关疾病 .....	( 294 )
第五节	颈部外侧区病变 .....	( 304 )
第六节	肺部感染性疾病 .....	( 313 )
第七节	胸膜病变 .....	( 321 )
第八节	纵隔肿瘤及瘤样病变 .....	( 325 )
<b>第十四章</b>	<b>其他疾病的诊断</b> .....	<b>( 332 )</b>
第一节	甲状腺显像和甲状腺功能测定 .....	( 332 )
第二节	甲状旁腺显像 .....	( 338 )
第三节	肾上腺显像 .....	( 340 )
第四节	儿科消化系统疾病 .....	( 345 )
<b>参 考 文 献</b>	.....	<b>( 367 )</b>

# 第一篇 超声篇

## 第一章 超声诊断基础

### 第一节 超声的概念

#### 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<sup>6</sup>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做介质;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/μs)。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)。

$$P = \rho cV$$

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/cm<sup>2</sup>)或微瓦/平方厘米(μW/cm<sup>2</sup>)。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。

$$Z = \rho c$$

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

### 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: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。

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、超声分辨率

分辨率高低为超声诊断中极为重要的技术指标。根据单一声束线上所测出的分辨两个细小目标的能力,为基本分辨率,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 3.0~3.5MHz 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,3.0~3.5MHz 的侧向分辨率应在 1.5~2.0mm。

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。横向分辨率越好,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( $40\text{mW}/\text{cm}^2$ )下,经5分钟照射,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。对这些脏器的超声检查,每一受检切面上其固定持续观察时间不应超过1分钟,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2~3分钟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1分钟。对妊娠6~8周的孕妇超声照射总时间宜在5分钟以内。只要正确控制超声功率及照射时间,安全是可以保障的。

(周 琪)

## 第二节 超声成像的原理

### 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。

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

(PRF),一般在 5~10kHz。

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: $f_d < 1/2PRF$ 。

所允许接收的最大频移值,即脉冲重复频率的  $1/2(PR/2)$ ,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波的混合频谱,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(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,正向湍流的颜色越接近黄色(红+绿),反向湍流的颜色越接近青色(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(CDEI)

(1)原理: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量有关,与 CDFI 相比具有以下特点。

- ①相对不依赖  $\theta$  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的因素加进去,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空间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,从而有效地抑制不含造影剂的组织回声,提高信噪比,改善图像质量。

(周 琪)

### 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)。

(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)。

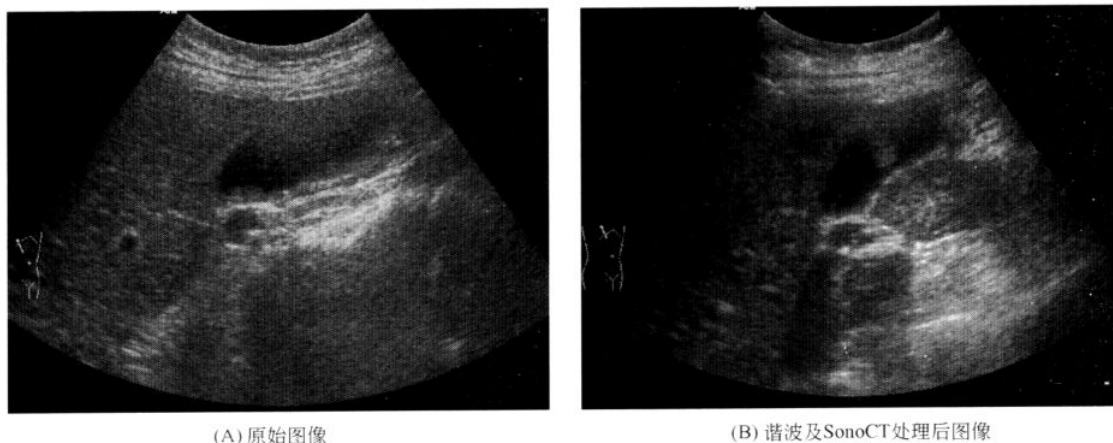


图 1-3-1 混响效应

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



图 1-3-2 振铃效应

### (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。

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,胆囊腔内结石披纱状回声等,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,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,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 1-3-3)。改变扫查部位和角度,变化声束投射方向即可识别。

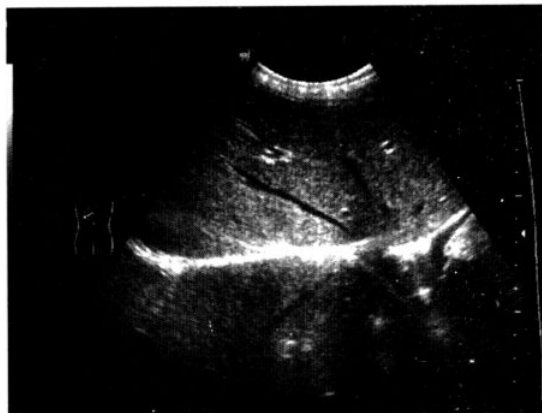


图 1-3-3 镜像效应

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,膈上出现对称性的肝实质及肝静脉回声

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、感染的图像伪差(图 1-3-4)。超声引导穿刺时,位于靶目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,并侧动探头,改变声束方向,从不同角度观察对比,可以鉴别。



图 1-3-4 声束厚度效应

小囊肿呈类实性改变,肝的小囊肿内出现许多点状回声,来自小囊肿旁的部分肝实质

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、实性肿物的标志之一。

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。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 1-3-5)。

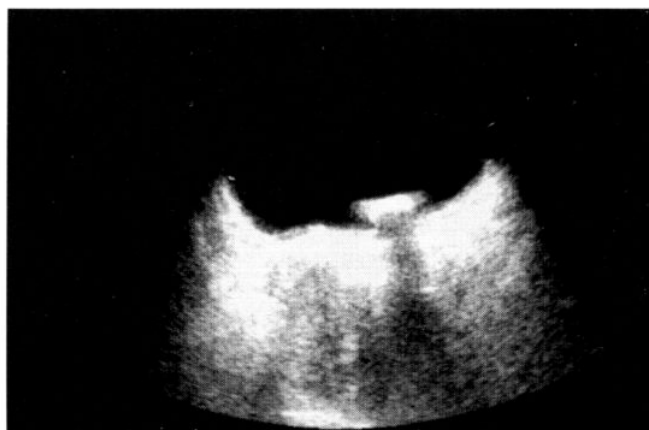


图 1-3-5 声影  
膀胱结石后方声影

(周 琪)

## 第四节 超声检查法

### 一、检查前病人准备

获得理想的断面图像是超声显像检查的关键。除严格按照操作规程合理调试仪器之外,检查前应预先告知病人有关要求和注意事项,才能达到满意的检查效果。

腹部检查宜空腹时进行,一般不需特殊准备。胃内病变需空腹饮水或口服胃造影剂充盈胃腔。胰腺扫查有时需要以充盈的胃作为声窗。胆囊检查前晚应进清淡饮食,当天禁早餐。易受消化道气体干扰的深部器官需作严格的肠道准备。经直肠检查应清洁灌肠。盆腔脏器或病变检查需适度充盈膀胱。

### 二、检查者准备

对检查者来说,检查操作前应详细了解有关病史,明确检查目的。使用适当检查手段(如采用体表或腔内探头等),必要时应与有关临床医生联系,结合进行检查。

### 三、探测方法

1.腹部常用解剖标志 为了描述和记录病灶在体表的投影方位与距离,常以下列解剖标志为基准。

(1)腹侧:腹部正中线、脐平面、髂嵴平面、剑突、肋缘、髂前上棘、耻骨联合。

(2)背侧:脊柱棘突、肩胛角、第12肋下缘、髂嵴上缘。

通过上述参考点、参考线可以确定成像平面的方位与距离。

2.常用扫查断面

(1)矢状面扫查:纵断面的一种,扫查面由前向后,并与人体长轴平行。

(2)横向扫查:横断面、水平断面,检查面与人体长轴垂直。

(3)斜向扫查:斜断面,扫查面与人体的长轴成一定角度。

(4)冠状面扫查:额状断面、纵断面的一种,扫查面与腹壁或背部平行,或与人体的额状面平行。

在各种断面扫查时,病人可根据不同要求取不同的体位,如仰卧位,俯卧位,左侧卧位、右侧卧位,半卧位和站立位等。

3.扫查方法 超声显示的扫查方法有直接探测法和间接探测法两种。直接探测是指探头与受检者皮肤或黏膜等直接接触,是常规采用的探测方法。间接探测法主要用于表浅器官的探测,在探头与人体之间加一水囊等,使超声从发射到进入人体有时间上的延迟,使被检测部位落入声束的聚焦区,以提高分辨率;或使表面不平整的被检部位得到良好耦合,以及保护某些被检组织(如角膜)不受擦伤。在扫查中,应注意利用病人呼吸等生理特点,适当转换体位,通过不同断面的全面观察,获得完整的立体的结果。

#### 4.扫查技巧

(1)连续滑行扫查:在选定的检查部位作纵向、横向或任意方向的连续平移扫查,初步确定被检查目标的轮廓形态和边界,明确其毗邻关系,以建立初步的立体概念。

(2)立体扇形扫查:在固定的检查部位连续侧动探头,令声束平面作扇形扫查,可在一个主体的扇形范围内,观察脏器及病灶的整体情况。

(3)十字交叉扫查:用于鉴别病灶形状或做中心定位。探头在相互垂直的两个方向上连续滑行扫查,通过2次扫查获得一系列图像,可以确定检查目标的整体空间定位。

(4)加压扫查:对探头适当加压。一方面可以排开肠道气体干扰,同时可以控制探头与检查目标之间的距离和声束入射角度,使检查目标处于最佳聚焦区,改善图像质量。

## 四、图像分析内容与回声描述

腹部脏器的声像图表现包含了超声断面组织结构的回声信息,主要从以下几方面进行综合分析。

1.外形 观察脏器外形是否增大或缩小;有无形态失常,如局部边缘的膨出或明显隆突。观察肿块的形状,如呈球形、椭圆球形、条索状、分叶状或不规则形等。

2.边界和边缘回声 肿块有边界回声且显示光滑完整者为具有包膜的证据,无边界回声或模糊粗糙,形态不规则者多为无包膜的浸润性病变。

3.内部结构特征 可有结构如常或正常结构消失,界面的增多或减少,界面散射点的大小与均匀度以及其他不同类型的异常回声等。

(1)回声强度:根据图像中灰阶不同,分为强回声、高回声、等回声、低回声和无回声。判断回声强弱或高低的标准一般以脏器正常回声强度比较确定。正常人体软组织器官回声由高到低排列如下:肾窦>胎盘>胰腺>肝脏>脾脏>肾皮质>皮下脂肪>肾髓质>脑>静脉血>胆汁和尿液。但由于年龄、脏器周围组织、检查条件等多种因素的影响,有时并不完全如此,需要综合比较判断。

(2)回声分布:按图像光点分布情况分为均匀或不均匀,密集或稀疏。腹腔内正常实性脏器内部回声分布均匀,当局部发生病理改变时,回声可不均匀。

(3)回声形态按其形态回声可分为以下几种。

①点状回声。回声呈细小点状,直径小于3mm。

②斑片状回声。通常指大于点状回声的不规则小片状回声,边界清楚。

③团块状回声。占据空间位置较大的实性组织形成的回声,呈结节状、团状,直径大于1cm。