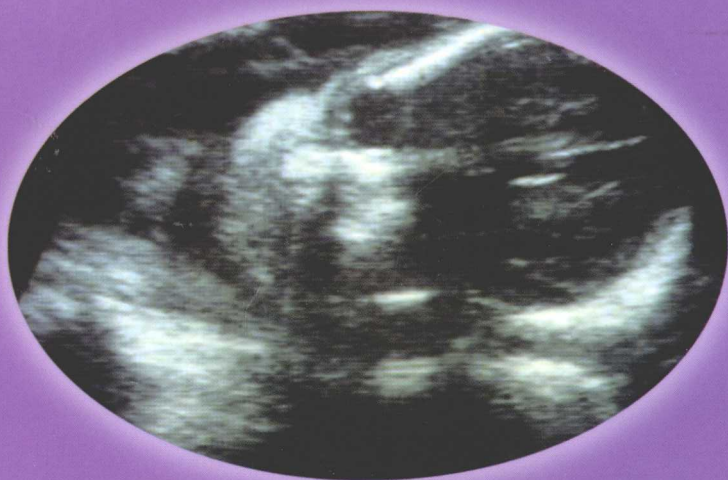


腹部超声

诊断学

Abdominal ultrasound diagnostics

郇凤霞 边丰霞 李 美 刘丽华 黄振毅 主编



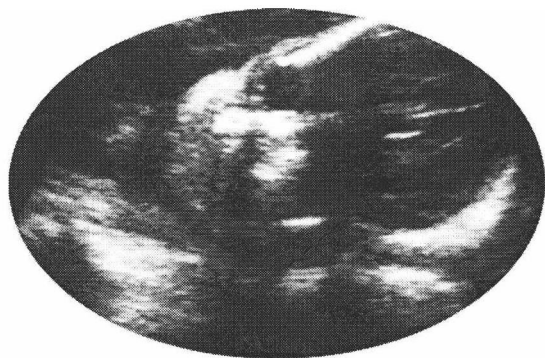
云南出版集团公司
云南科技出版社



腹部超声

诊断学

郁凤霞 边丰霞 李 美 刘丽华 黄振毅 主编



云南出版集团公司
云南科技出版社
· 昆明 ·

图书在版编目(CIP)数据

腹部超声诊断学/郇凤霞,边丰霞,李美编著. —昆明:
云南科技出版社,2009.10

(临床疾病知识丛书/郭翠英主编)

ISBN 978-7-5416-3487-1

I. 腹… II. ①郇…②边…③李… III. 腹腔疾病-超声
波诊断 IV. R572.04

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2009)第 196069 号

云南出版集团公司

云南科技出版社出版发行

(昆明市环城西路 609 号云南新闻出版大楼 邮政编码:650034)

昆明锦润印刷有限公司印刷 全国新华书店经销

开本:889mm×1194mm 1/32 印张:11.375 字数:290 千字

2009 年 10 月第 1 版

2009 年 10 月第 1 次印刷

定价:120.00 元 (共四册)

编委会名单

主 编 郇凤霞 边丰霞 李 美
刘丽华 黄振毅

前 言

超声诊断学是超声工程学与医学相结合的学科,超声诊断学属医学影像学,主要用于全身软组织及其脏器疾病的诊断技术。

超声诊断开始于1949年,首先由奥地利 Dussik 应用 A 型超声获得回声图。半个世纪以来,随着超声工程学的发展,超声诊断学得到了长足的发展与进步。超声诊断技术从最初的 A 型超声逐渐发展,出现了 M 型、B 型、D 型及三维超声等成像技术。由于 B 型超声成像较直观,尤其是实时二维超声的应用使超声诊断有了突破性的进展。随着仪器的不断更新,图像分辨率不断提高,至今二维超声仍是超声诊断中最基本的技术。彩色多普勒血流成像的应用,在显示脏器结构的同时,显示血管内血流信息,并以彩色编码显示血流方向、速度及血流性质,进一步拓展了超声诊断的领域。现今,双功甚至多功能超声诊断仪得到了广泛的应用,为疾病的诊断提供更多、更详尽的信息,大大提高了超声诊断的正确率。

本书是由多位在基层医院工作十几年、具有丰富临床经验的从事超声诊断的医师精心编写而成。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。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。

作者



目 录

第一章 超声诊断的物理学基础	(1)
第一节 超声的概念及其物理特性	(1)
第二节 超声诊断基础	(4)
第三节 超声诊断仪简介	(8)
第四节 B 型超声诊断仪	(12)
第五节 B 型超声的内容和诊断术语	(28)
第六节 超声技术展望	(29)
第二章 肝脏疾病的超声诊断	(31)
第一节 肝脏大体解剖	(31)
第二节 检查方法及肝脏常用切面	(33)
第三节 正常肝脏声像图及正常值	(37)
第四节 肝脏弥漫性疾病超声诊断	(38)
第五节 肝脏局灶性含液性病变	(45)
第六节 肝脏良性实质性肿瘤病变	(49)
第七节 肝脏恶性肿瘤病变	(56)
第三章 胆道疾病的超声诊断	(65)
第一节 胆道系统应用解剖	(66)
第二节 胆道系统的检查方法及常用切面	(67)
第三节 胆囊疾病超声诊断	(69)
第四节 胆管疾病	(77)
第四章 胰腺疾病的超声诊断	(80)
第一节 胰腺大体解剖	(80)



第二节	检查方法、胰腺正常声像图及正常值	(81)
第三节	胰腺疾病超声诊断	(83)
第五章	脾脏疾病的超声诊断	(91)
第一节	解剖概要	(91)
第二节	检查方法、脾脏正常声像图及正常值	(92)
第三节	脾脏疾病超声诊断	(94)
第六章	肾脏及输尿管疾病的超声诊断	(99)
第一节	肾脏及输尿管超声解剖	(99)
第二节	仪器和检查方法	(100)
第三节	正常肾脏声像图和正常值	(101)
第四节	肾脏囊肿	(102)
第五节	肾脏肿瘤	(107)
第六节	肾结石	(112)
第七节	肾积水	(113)
第八节	肾脏先天性异常	(116)
第九节	肾周围血肿	(121)
第十节	肾脏炎性疾病	(125)
第十一节	输尿管疾病	(128)
第七章	膀胱疾病的诊断	(135)
第一节	解剖概要	(135)
第二节	仪器和探测方法	(136)
第三节	正常膀胱	(137)
第四节	膀胱容量和残余尿测定	(139)
第五节	膀胱肿瘤	(140)
第六节	膀胱异物和血块	(145)
第七节	膀胱结石	(146)
第八节	膀胱憩室	(147)



第九节 膀胱炎	(148)
第八章 子宫及附件疾病诊断	(151)
第一节 解剖概要	(151)
第二节 检查方法	(154)
第三节 正常声像图	(156)
第四节 先天性子宫发育异常	(158)
第五节 宫内节育器的超声检查	(162)
第六节 子宫肌瘤	(166)
第七节 子宫腺肌病	(172)
第八节 子宫内膜病变	(174)
第九节 恶性滋养细胞肿瘤	(179)
第十节 卵巢肿瘤	(181)
第十一节 卵巢实质性肿瘤	(190)
第十二节 卵巢转移性肿瘤	(195)
第十三节 盆腔炎性肿块	(196)
第十四节 经阴道彩色多普勒超声在妇产科的应用	(199)
第九章 前列腺和精囊疾病的诊断	(207)
第一节 解剖概要	(207)
第二节 仪器和探测方法	(209)
第三节 正常前列腺和精囊声像图	(211)
第四节 前列腺增生症	(215)
第五节 前列腺癌	(217)
第六节 前列腺肉瘤	(221)
第七节 前列腺结石	(222)
第八节 其他前列腺疾病	(223)
第九节 精囊疾病	(226)



第十章 腹膜后脏器疾病诊断	(228)
第一节 腹膜后间隙解剖概要	(228)
第二节 仪器和探测方法	(229)
第三节 正常腹膜后间隙声像图	(230)
第四节 腹膜后壁大血管疾病的诊断	(239)
第五节 腹膜后肿瘤的诊断	(244)
第十一章 正常妊娠子宫的超声诊断	(269)
第一节 妊娠生理	(269)
第二节 仪器使用及检查方法	(275)
第三节 正常妊娠子宫的超声所见	(278)
第四节 正常妊娠子宫的超声测量	(297)
第十二章 异常妊娠子宫的诊断	(306)
第一节 流产	(306)
第二节 异位妊娠	(309)
第三节 多胎妊娠	(313)
第四节 双(角)子宫妊娠	(316)
第五节 过期妊娠	(317)
第六节 胎儿宫内生长迟缓	(318)
第七节 胎儿畸形	(321)
第八节 羊膜疾病	(336)
第九节 滋养叶疾病	(340)
第十节 胎盘与脐带疾病	(345)



第一章 超声诊断的物理学基础

超声诊断 (ultrasound diagnosis) 是在现代电子学发展的基础上,将雷达技术与超声原理相结合,并应用于临床医学的诊断方法。随着电子技术的发展,尤其是电子计算机技术应用于超声诊断仪,使超声诊断水平迅速提高,并广泛应用于临床各个领域,包括肝、胆、脾、胰、肾、膀胱、前列腺、颅脑、眼、甲状腺、乳腺、肾上腺、卵巢、子宫及产科领域、心脏等脏器及软组织的部分疾病诊断。B 型超声 (B - mode ultrasonography) 及二维超声心动图 (Two - dimensional echocardiography) 能实时显示脏器内部结构的切面图像。M 型心动图 (M - mode echocardiography) 可以记录心脏内部各结构的运动曲线。超声多普勒 (Ultrasonic Doppler) 可以检测心脏及血管内血流速度、方向及性质等。超声与 X 线 CT 及核素扫描已成为八十年代现代化医学的三大影像技术。

第一节 超声的概念及其物理特性

一、超声的概念

超声波是声波的一种,是机械振动在弹性介质中的传播;频率在 16 ~ 20000 赫 (Herz) 的声波人耳可以听到称为可闻声波;频率高于 20000 赫的声波,人耳听不到称为超声波。



二、超声的物理特性

(1) 超声场特性: 超声在介质内传播的过程中, 明显受到超声振动影响的区域称超声场。超声场具有以下特点: 如果超声换能器的直径明显大于超声波波长, 则所发射的超声波能量集中成束状向前传播, 这现象称为超声的束射性(或称指向性)。换能器近侧的超声波束宽度与声源直径相近似, 平行而不扩散, 近似平面波, 该区域称近场区。近场区内声强分布不均匀。近场区以外的声波以某一角度扩散称远场区。该区声波近似球面向外扩散, 声强分布均匀, 但逐渐减弱, 换能器的频率愈高, 直径愈大, 则超声束的指向性越好, 其能量越集中(图1)。近场距离, 远场扩散角与换能器直径及频率的关系如公式所示:

$$L_0 = r^2 f / C \sin \theta = 1.22 \lambda / D$$

式中 L_0 为近场距离, r 为换能器半径, f 为频率, C 为声速, θ 为半扩散角, D 为换能器直径, λ 为超声波波长。

(2) 超声的反射与散射

① 声阻抗: 介质的密度与超声在介质中传播速度的乘积称声阻抗。声阻抗值一般为固体 > 液体 > 气体。

超声在密度均匀的介质中传播, 不产生反射和散射。当通过声阻抗不同的介质时, 在两种介质的交界面上产生反射与折射或散射与绕射。

② 反射、折射与透射: 凡超声束所遇界面的直径大于超声波波长(称大界面)时, 产生反射与折射。成角入射, 反射角等于入射角, 反射声束与入射声束方向相反(图2A)。垂直入射时, 产生垂直反射与透射(图2B)。反射声强取决于两介质的声阻差异及入射角的大小。垂直入射时, 反射声强最大。反射声能愈强则折射或透射声能愈弱。进入第二介质的超声继续往前传播, 遇不同声阻抗的介质时, 再产生反射, 依次类推, 被检测的物体密度越不均匀, 界面越多, 则产生的反射也愈多。

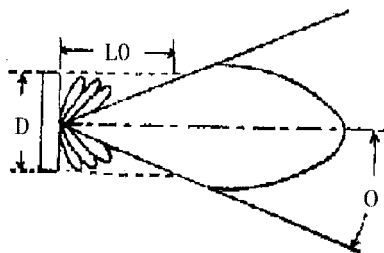
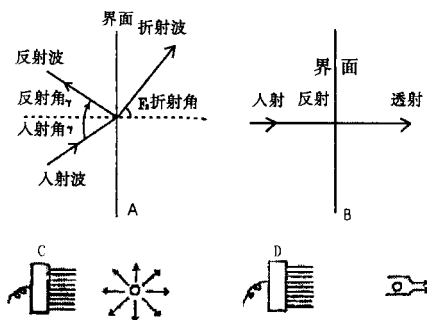


图1 超声波的指向性

L_0 近场区 θ 半扩散角 D 声源直径

③散射与绕射:超声在传播时,遇到与超声波波长近似或小于波长的介质时,产生散射与绕射。散射为小介质向四周发散超声,又成为新的声源(图 C),绕射是超声绕过障碍物的边缘,继续向前传播(图 D)。散射回声强度与超声入射角无关。



- A. 成角入射时反射与折射。
B. 垂直入射时反射与透射
C. 散射。
D. 绕射。

图2 超声波的反射与散射

(3)超声衰减:超声在介质中传播时,随着传播距离的增加,声强逐渐减弱,这种现象称为超声的衰减。引起衰竭的主要原因是介质



对超声的吸收(黏滞吸收及热传导吸收)。超声频率愈高,介质的吸收愈多;其次为能量的分散如反射、折射、散射等。使原传播方向上的能量逐渐减弱。

(4)多普勒效应:声源和接收体作相对运动时,接收体在单位时间内收到的振动次数(频率),除声源发出者外,还由于接收体向前运动而多接收到(距离/波长)振动,即收到的频率增加了。相反,声源和接收体作背离运动时,接收体收到的频率就减少,这种频率增加和减少的现象称为多普勒效应(图3)。

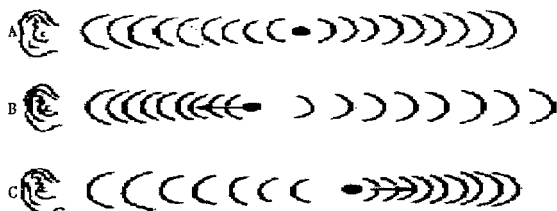


图3 多普勒效应

第二节 超声诊断基础

一、人体组织的声阻与衰减系数

超声诊断是通过人体各种组织声学特性的差异来区分不同组织。按照声学特性,人体组织大体上可分为软组织和骨骼两大类,软组织的声阻与水近似,骨骼则属固体。人体组织的声速、声阻抗、声吸收系数、衰减系数等反映人体组织的基本声学特性,人体不同组织的声学特性不同,见表1。人体各种软组织的平均声速约为1540m/s,声衰减系数约与声频率成正比。声频率1兆赫时,衰减系数约1分贝/1 cm。



表 1 人体正常组织的声速、密度、声阻及衰减系数

	m/s	g/cm ³	g/cm ² · sdB/cm	MHz	
脂肪	1476	0.955	1410	0.63	0.8 ~ 7.0
大 脑	1530	1.038	1588	0.95	0.9 ~ 3.4
脑 脊 液	1523	1.000	1523		
血 液	1570	1.055	1656	0.18	1.0
肝	1570	1.050	1638	0.94	0.3 ~ 3.4
水(37°)	1523	0.993	1513		
颅 骨	3360	1.658	5570	20	1.6
空 气	332	0.00129	0.428		

超声在人体内传播时,在两种不同组织的界面处产生反射和折射,在同一组织内传播,由于人体组织的不均匀性而发生散射。超声通过不同器官和组织产生不同的反射与散射规律,仪器利用这些反射和散射信号,显示出脏器的界面和组织内部的细微结构,作为诊断的依据。

二、正常脏器的回声规律

(1) 含液体脏器如胆囊、膀胱、血管、心脏等,壁与周围脏器及内部液体间为界面、液体为均匀的无回声区(图 4A)

(2) 实质性软组织脏器如肝、脾、肾等脏器均有包膜,周围有间隙,内部各有一定结构,如肝可以显示脏器轮廓、均匀的肝实质与肝内管道结构(图 4A)

(3) 含气脏器如肺,由于肺泡内空气与软组织间声阻差异极大,在其交界面上产生全反射(几乎 100%),并形成多次反射(图 4B),即超声不能进入正常肺泡。胀气的胃肠亦如此。

(4) 正常骨骼与周围软组织的差异大,在软组织与骨皮质交界处产生强反射,进入骨骼的超声由于骨松质组织吸收极多而不能穿透(除颅骨外)。其后方形成无回声区称声影(图 4C)。

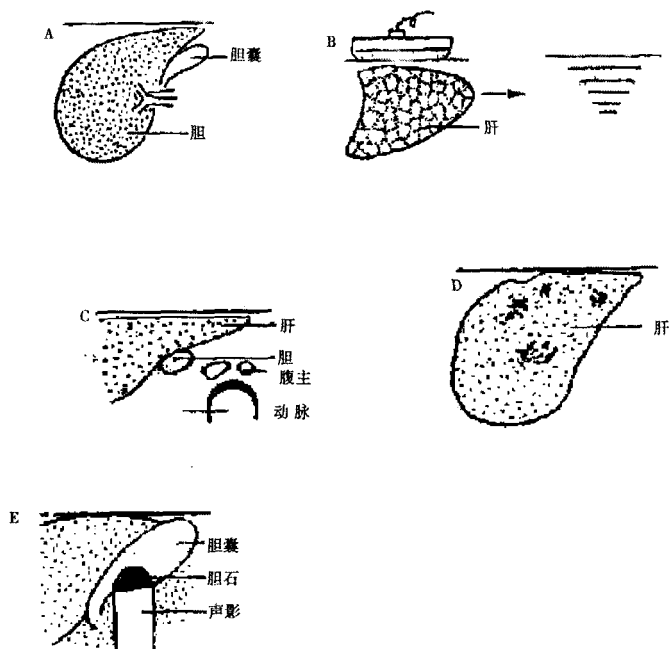


图4 正常人体组织与病理组织反射规律

- A. 实质性脏器(肝)与含液体脏器(胆)的声像图规律。
- B. 含气脏器(肺)的多次反射。
- C. 骨骼的声像图(脊柱)。
- D. 肝肿瘤、内部回声不均匀、较强回声区呈团状,肝表面不平。
- E. 胆囊内结石、胆囊无回声区中一强回声光团,后方有声影。

三、病变脏器的回声规律

当脏器有病变时,由于病变组织与正常组织的声学特性不同,超声通过时产生不同正常的回声规律,各种病变组织亦各有其声学特性,其反射规律亦不相同。如肝内液性病变为无回声区,肝癌为强弱不均的实质性回声区、边缘不整齐(图4D),胆囊内结石则在无回声区中有强回声光团,后方有声影(图4E)。



四、超声多普勒

利用多普勒效应原理检测运动物体。当发射超声传入人体某一血液流动区,被红细胞散射返回探头,回声信号的频率可增可减,朝向探头运动的血流,探头接收到的频率较发射频率增高,背离探头的血流则频率减低。接收频率与发射频率之差称多普勒频移或差频。多普勒频移(f_d)与发射频率(f_0)、血流速度(V)、超声束与血流间夹角(θ)的余弦成正比,与声速(C)成反比,公式为:

$$f_d = \pm 2v/\lambda = \pm 2 v/C f_0$$

$$f_d = \pm 2v \cdot \cos\theta / C f_0$$

$$V = f_d C/2f_0 \cdot \cos\theta$$

式中 f_d 、 $\cos\theta$ 仪器均可显示, f_0 及 C 为已知,可以计算出 V 。声束与血流方向平行时可记录到最大血流速度,声束与血流方向垂直时则测不到血流信号。

目前常用的超声多普勒有连续波多普勒(CWD)、脉冲波多普勒(PWD)及彩色多普勒(CDFI)。

(1) 连续波多普勒以频谱显示,可单独使用,亦可与二维超声心动图结合。接收取样线经过部位上所有频移信号,其优点为可以测定高速血流,常用于测定心脏瓣口狭窄或返流的高速血流。缺点为不能区分信号来源深度。

(2) 脉冲波多普勒亦以频谱显示,与二维超声相结合,可以选择心脏或血管内任一部位的小容积血流显示血流实时频谱,频谱可显示血流方向(朝向探头的血流在基线上,背离探头的血流在基线下),血流性质(正常的层流呈空窗型如图5,湍流则呈充填型如图6),血流速度(频谱上信号的振幅)、血流持续时间(横坐标显示时间)。可供定性、定量分析。其特点为所测血流速度受探测深度及发射频率等因素限制。通常不能测高速血流。

(3) 彩色多普勒:脉冲多普勒原理,在心脏或血管内多线、多点取样,回声经处理后进行彩色编码,显示血流速度剖面图,以红色



代表朝向探头的血流、蓝色代表背离探头的血流、与二维超声心动图套叠显示,可直观地显示心脏或血管的形态结构及血流信息的实时动态图像,信息量大,敏感性高,并可引导脉冲或连续多普勒取样部位,进行定量分析。



图5 正常脉冲多普勒频谱

左图示超声束经血管内层流血流 右图为所显示正常血流频谱(空窗型)

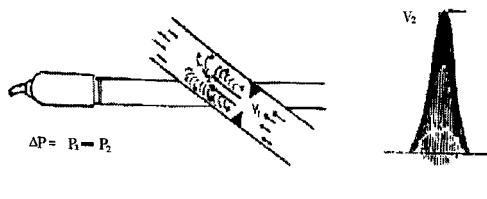


图6 脉冲多普勒湍流频谱

左图示超声束经狭窄后的湍流血流 右图为湍流频谱(充填型)

五、超声对人体的影响

超声是一种机械能,超声的产热和空化效应在人体内是否产生,取决于使用仪器的功率和频率,现在超声诊断仪的功率为 $10\text{mw}/\text{cm}^2$ (超声治疗仪为 $0.5 \sim 2.5\text{w}/\text{cm}^2$),根据国内外实验研究证明对机体无损害作用,但对胎儿的检查时间不宜太长。

第三节 超声诊断仪简介

(1) 超声诊断仪由两大部分组成,即超声换能器及仪器。