

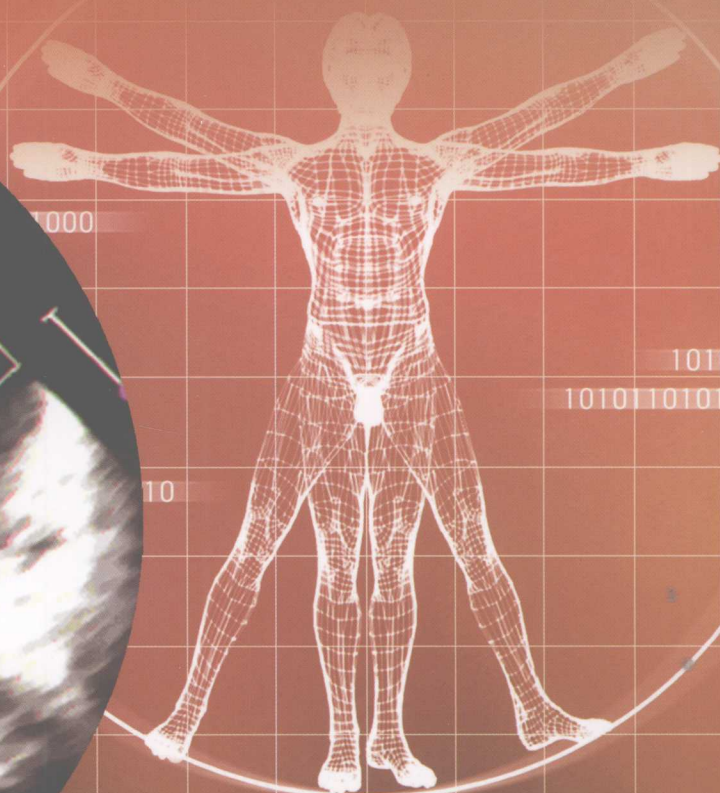


中国科学院教材建设专家委员会规划教材
全国高等医药院校规划教材

超声诊断学教程

第3版

夏稻子 主编



科学出版社

www.sciencep.com



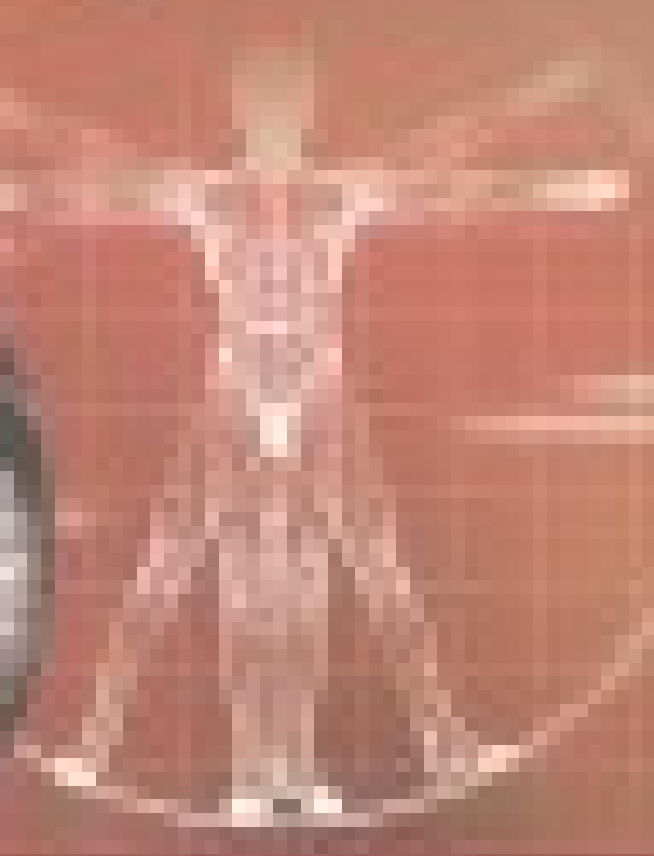
中国科学技术出版社专家委员会推荐教材

全国高等医药院校医学影像学教材

超声诊断学教程

第三版

主编 王 颖



人民卫生出版社
People's Health Publishing House

中国科学院教材建设专家委员会规划教材
全国高等医药院校规划教材

超声诊断学教程

第3版

科学出版社

北 京

· 版权所有 侵权必究 ·

举报电话:010-64030229;010-64034315;13501151303(打假办)

内 容 简 介

本书共分为12章,介绍了超声诊断的物理基础和心血管、肝脏、胆道、胰腺、脾脏、肾脏、膀胱、前列腺、子宫、卵巢、眼、甲状腺、乳腺、阴囊等脏器的正常声像图和常见疾病的主要病理、临床表现,重点介绍了上述脏器常见病超声检查的典型病理声像图特征和鉴别诊断要点。全书约39万字,含图表约300幅(个);书中标注了中英文名词对照约500多条并列于书末,并针对重点内容配备了约40幅彩色图片,以利于各院校针对性教学工作的开展。

图书在版编目(CIP)数据

超声诊断学教程 / 夏稻子主编. —3版. —北京:科学出版社,2009
(中国科学院教材建设专家委员会规划教材·全国高等医药院校规划教材)
ISBN 978-7-03-025463-4

I. 超… II. 夏… III. 超声波诊断-医学院校-教材 IV. R445.1

中国版本图书馆CIP数据核字(2009)第153262号

策划编辑:周万灏 李国红 / 责任编辑:周万灏 李国红 / 责任校对:陈丽珠
责任印制:刘士平 / 封面设计:黄 超

版权所有,违者必究。未经本社许可,数字图书馆不得使用

科学出版社出版

北京东黄城根北街16号
邮政编码:100717

<http://www.sciencep.com>

骏杰印刷厂印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2002年2月第 一 版 开本:787×1092 1/16

2009年8月第 三 版 印张:16 1/2 插页:4

2009年8月第六次印刷 字数:392 000

印数:14 001—18 000

定价:35.00元

(如有印装质量问题,我社负责调换(环伟))

第3版前言

超声学的医疗、教学和科研工作在近几十年内发生了翻天覆地的变化。彩色超声诊断仪已经遍布各级医院,临床超声专业从业医生的数量及质量大大提高,在临床医学和医学影像学教学中超声诊断学学时成倍增加,超声学研究生教育规模得到迅猛发展等,都为超声诊断学大踏步前进奠定了坚实基础。因此,编写一本“内容实用、特色突出、着眼教学、不断优化”的高质量超声诊断学教材,不仅是超声诊断学科培养人才传授知识的必然要求,也是我们期盼并为之奋斗多年的梦想。

我们主持编写的国内第一本《超声诊断学教程》,经科学出版社2002年初版、2005年再版发行后,受到了同行专家和各兄弟院校师生的较好评价,印数已达数万册,并先后获得省市高校精品教材奖和优秀著作奖。这次我们应科学出版社之约,邀集国内多所院校专家同行参与,修订成《超声诊断学教程》第3版,其主要内容变化体现在以下几方面:

1. 本书由第2版的十章增设为十二章,即新增“肌肉、关节、骨骼疾病超声诊断”一章,同时为方便教学将“妇科疾病的超声诊断”与“产科的超声诊断”分立为两章。尽管全书的内涵较之第2版有较多增加,但本着“控制总量、调整结构”的原则,在保证基本知识点讲授的基础上,尽量删减描述性文字,使全书总字数仍控制在40万字以内。此外,第3版调整修改了近100幅组图与照片,使全书图表达达到300幅(个);还标注了中英文名词对照约500多条并列于书末,以利于各院校双语教学的开展。

2. 进一步加强了总论内容,在“超声诊断原理与应用”一章中增加了“超声图像分析判定”等两节,还对常用的超声名词和基本概念做了尽可能简捷的解释和说明,使总论应具有的全局性、引导性和贯通性功能得到了明显加强,使知识更加提纲挈领、条理清晰、前后呼应。进一步规范了各论章节的写作体例,每章开篇均设有“解剖生理概要”、“超声检查方法与正常声像图”等节,每节疾病中均设立“病理与临床”、“超声诊断要点”、“鉴别诊断”等条目,结构简明、要点突出,更加利于学生深入理解掌握各系统正常组织和疾病病理改变的声像图特点。

3. 在强调超声学科基本理论、基本知识和基本技能的同时,第3版及时补充了国内外超声学科新技术、新方法的近年发展,专门在总论中增设了“超声医学新技术”一节,力求体现超声学科教学理念、教学内容和教学方法的改革成果,充分突显本书图表结合、图文并茂、图像对比的编写特点,并配以相应的三维动画多媒体教学课件,为学生自学预留足够的空间。为了更加鲜明地反映我国临床疾病谱的变化,突出常见病和多发病的超声诊断,第3版涉及的各器官系统疾病约170余种。

经过3版改定之后,本书适用对象主要为五年制医疗专业本科学生和七、八年制医疗专业本硕博连读学生,同时兼顾影像医学专业本科学生以及超声医学专业研究生和青年医生学习的需求。作为主编,我深知编写一本能得到师生满意的超声诊断学教材决非一蹴而就的易事。屈指算来,从编写出版本书的前身《心腹疾病超声诊断》开始,至今已是十年有余了。我深切地感谢作者和编辑团队的长期支持和通力合作,更希望各位师长和同学对本书提出宝贵意见和建议,使我们编写一本高质量超声诊断学教材的美梦成真。

夏稻子

2009年初春时节于大连

目 录

第一章 超声诊断的原理与应用	(1)	第四章 消化道及腹膜腔疾病超声	
第一节 超声诊断的物理基础	(1)	诊断	(128)
第二节 超声诊断的检查方法	(6)	第一节 解剖生理概要	(128)
第三节 超声图像的分析判定	(9)	第二节 超声检查方法与正常声像	
第四节 超声诊断的临床应用	(14)	图	(128)
第五节 医学超声安全	(16)	第三节 消化道疾病	(130)
第六节 超声医学新技术	(17)	第四节 腹膜腔疾病	(133)
第二章 心脏疾病的超声诊断	(23)	第五章 泌尿系统及前列腺疾病的超声	
第一节 解剖生理概要	(23)	诊断	(136)
第二节 超声检查方法与正常声像		第一节 解剖生理概要	(136)
图	(25)	第二节 超声检查方法与正常声像	
第三节 心脏功能的超声测定	(32)	图	(137)
第四节 先天性心脏病	(35)	第三节 肾脏疾病	(139)
第五节 心脏瓣膜病	(48)	第四节 输尿管疾病	(148)
第六节 心肌病	(60)	第五节 膀胱疾病	(150)
第七节 心内膜炎	(65)	第六节 前列腺疾病	(151)
第八节 冠状动脉粥样硬化性心脏		第六章 妇科疾病的超声诊断	(153)
病	(67)	第一节 解剖生理概要	(153)
第九节 高血压性心脏病	(70)	第二节 超声检查方法与正常声像	
第十节 肺源性心脏病	(71)	图	(154)
第十一节 心脏肿瘤	(73)	第三节 子宫疾病	(155)
第十二节 心包疾病	(76)	第四节 卵巢肿瘤	(159)
第十三节 其他心脏疾病	(80)	第五节 盆腔炎症	(164)
第十四节 心脏扩大的鉴别诊断 ..	(82)	第六节 宫内节育器	(165)
第十五节 胸膜腔及纵隔疾病	(83)	第七章 产科的超声检查	(166)
第三章 肝胆胰脾疾病的超声诊断		第一节 正常产科的超声诊断 ..	(166)
.....	(86)	第二节 异常妊娠	(169)
第一节 解剖生理概要	(86)	第三节 妊娠滋养细胞疾病	(175)
第二节 超声检查方法与正常声像		第四节 胎儿畸形	(176)
图	(88)	第五节 羊水过多和羊水过少 ..	(183)
第三节 肝脏疾病	(92)	第八章 腹膜后间隙与肾上腺疾病	
第四节 胆囊及胆道疾病	(107)	超声诊断	(184)
第五节 胰腺疾病	(120)	第一节 解剖生理概要	(184)
第六节 脾脏疾病	(126)	第二节 超声检查方法与正常声像	

图	(184)	第二节 超声检查方法与正常 声像图	(224)
第三节 腹膜后间隙疾病	(185)	第三节 颅脑血管疾病	(226)
第四节 肾上腺疾病	(187)	第四节 颈部血管疾病	(227)
第九章 浅表器官疾病超声诊断	(191)	第五节 腹部血管疾病	(232)
第一节 眼部疾病	(191)	第六节 四肢血管疾病	(235)
第二节 甲状腺疾病	(197)	第十二章 介入性超声	(240)
第三节 乳腺疾病	(202)	第一节 超声引导下的介入性诊断	(240)
第四节 阴囊疾病	(207)	第二节 超声引导下的介入性治疗	(243)
第五节 浅表淋巴结疾病	(213)	第三节 腔内超声	(247)
第十章 肌肉、关节、骨骼疾病超声诊断	(216)	第四节 术中超声	(251)
第一节 肌肉	(216)	中英文名词对照	(253)
第二节 关节疾病	(218)	参考文献	(258)
第三节 骨与软组织疾病	(219)	彩图	
第十一章 血管疾病的超声诊断 ...	(223)		
第一节 解剖生理概要	(223)		

第一章 超声诊断的原理与应用

利用超声物理特性作用于人体组织器官来诊断和治疗疾病的医学学科,称为**超声医学 (ultrasonic medicine)**。其中利用超声传播产生的透射、反射、折射等效应,接受、分析、处理其所形成曲线和图像并据此发现和诊断疾病的方法,称为**超声诊断学 (ultrasonic diagnostics)**。而利用超声传播产生的热效应、机械效应或空化效应等,达到治疗各系统疾病和促进机体康复的方法,称为**超声治疗学 (ultrasonic therapeutics)**。超声诊断学是超声医学的主体和核心部分,它和医学放射学与核医学等一起,共同组成**医学影像学 (medical imaging)**。

第一节 超声诊断的物理基础

超声 (ultrasound)是指声波振动频率超过 2 万赫兹(Hz)的机械波,即超过人耳听觉范围上限的高频声波。利用超声照射透声物体以获得该物体内部结构断面曲线或图像的技术称为**超声成像 (ultrasonic imaging)**,所获得的曲线或图像称为**超声声像图 (ultrasonogram)**。

一、超声的物理特性

医学超声的物理基础是声学,了解超声的物理特性,对于理解超声在医学中的应用,具有重要的意义。

(一) 声波与声的传播

振动在介质中以波的形式进行传播称为**声波 (sound wave)**。声波产生的条件,一是需要能发出声波振动的物体,称为**声源 (sound source)**,又称波源,在超声成像中,探头晶片就是声源。二是需有能传播声波振动的物体,称为**介质 (medium)**。大部分人体组织细胞,都是良好的超声介质。

声传播 (sound propagation)分为纵波和横波两种,纵波指质点的振动方向与波的传播方向相互平行,横波指质点的振动方向与波的传播方向相互垂直。超声诊断仪所能获取的主要是血液和软组织中纵波的传播;而骨骼属于固体,形状复杂,内部质地不均匀,多为横波传播。因此,超声检查适用于大多数人体内脏疾病,但无法作为骨骼疾病的常规诊断方法。

(二) 频率与波长

声波在 1 秒时间内完成全振动(即质点在平衡位置往返摆动一次)的次数称为**频率 (frequency, f)**,频率的基本单位为赫兹(Hz),医学超声频率范围一般为 2 兆赫~30 兆赫(MHz)。一个振动周期内声波传播的距离称为**波长 (wave length, λ)**,波长的单位为毫米(mm),超声诊断常用波长为 0.15~0.60mm 之间。

频率(f)、波长(λ)与声速(C)是超声的三个基本物理量,三者关系可表达为 $f=C/\lambda$ 。

频率越高,波长越短,声波传播的方向性越显著,反之亦然。为了提高分辨力,通常应尽可能采用频率高、波长短的超声。超声频率与波长的关系见表 1-1。

表 1-1 超声频率与波长的关系

频率(MHz)	1.25	2.5	3.0	5.0	7.5	10.0	15.0
波长(mm)	1.20	0.6	0.5	0.3	0.2	0.15	0.1

(三) 声速、介质密度与声阻抗

声波在介质中每秒传播的距离为声波的传播速度,简称**声速**(**sound velocity, C**),单位为米/秒(m/s)或厘米/秒(cm/s)。组织的**介质密度**(**media density, ρ**)是人体内影响声速的主要因素,密度较大的组织,声速也较快(表 1-2)。各种组织声速之间可有 5%左右的差异,另外,同一器官内组织细胞结构性质不一样,声速也不一样。

声阻抗(**acoustic resistance, Z**)是介质密度与声速的乘积,即声阻抗(Z)=介质密度(ρ) $\times$ 声速(C)。超声回声的强弱,取决于构成界面的各种组织之间声阻抗值差异的大小。两介质声阻抗值相差越大,界面处反射越多,回声越强;两介质声阻抗值相差越小,则界面处反射越少,回声越弱。人体内肺和胃肠内有较多气体,气体与软组织声阻抗差大,产生全反射。因此,不能用常规的超声方法检查肺和胃肠等含气器官。

表 1-2 人体各组织的介质密度、声速和声阻抗

介质	介质密度(g/cm ³)	声速(m/s)	声阻抗[10 ⁵ g/(cm ² ·s)]
血液	1.055	1570	1.656
脂肪	0.955	1476	1.410
肌肉	1.074	1568	1.684
肝脏	1.050	1570	1.648
肾脏	1.038	1561	1.620
颅骨	1.658	3360	5.570

(四) 声束与声场

集中向某方向发射的声波束,称为**声束**(**sound beam**),又称声流,具有很好的方向性和束射性。超声声束由主瓣和旁瓣组成,超声成像主要依靠探头发射高度指向性的声束主瓣并接收回声反射,而旁瓣会产生伪像。声束的形状、粗细以及声束的能量分布,还取决于探头的形状、大小、振元数及其排列、频率和聚焦方式等,同时也受人体不同组织的反射、折射、散射及吸收衰减的影响。

超声在介质中传播时其能量所能到达的空间,称为**声场**(**sound field**),声场分为近场和远场。近场声束集中成圆柱形,远场声束向周围空间扩散。因此,超声成像多使用聚焦式声束,使超声束变细,减少远场声束扩散,改善图像的侧向分辨力和横向分辨力,提高成像质量。

(五) 反射、透射、折射与散射

超声在介质中传播至声阻抗不同的两种介质界面时,一部分声波从第二层介质界面返

回第一层介质,此现象称为**反射(reflection)**,这部分声波称为反射波。声波透过第二层介质界面继续向深层传播的现象,称为**透射(transmission)**,这部分声波称为透射波。透射波从第一层介质穿透界面进入第二层介质时,若入射传播方向发生了偏离,称为**折射(refraction)**,这部分声波称为折射波。如声束遇到界面远小于波长的微小粒子,激发微粒振动,形成新的点状声源以球面波方式发射,称为**散射(scattering)**,这部分声波称为散射波。散射可形成新的反射、透射或折射声波,其中与入射角度呈 180° 的散射称为**背向散射(back scattering)**。人体内的散射源主要是血液中的红细胞和脏器内的微细结构(图 1-1)。超声检查就是利用这些细胞和结构产生的反射和散射变化,对人体各组织的生理与病理信息进行诊断分析的。

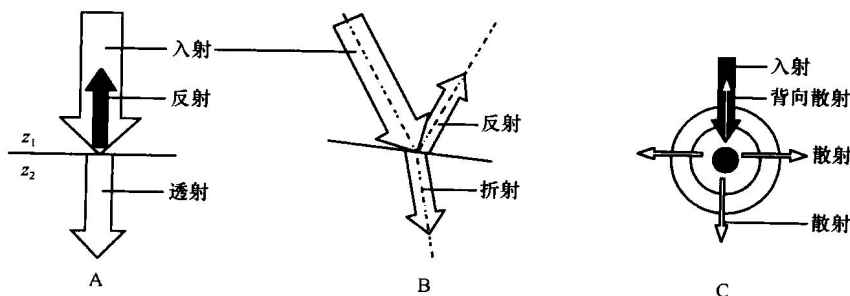


图 1-1 超声反射、透射、折射与散射模式图

(六) 声能、声强与声衰减

声波在介质中传播,可使介质中的质点获得动能或势能,这部分能量称为**声能(sound energy)**。垂直于传播方向单位截面积的平均声能流(声功率)称为**声波强度(sound intensity)**,简称声强,又称为能流密度,单位是瓦/平方厘米(W/cm^2)。**声衰减(acoustic attenuation)**是指声波在介质中传播时声能随着传播距离而减弱的现象。超声衰减的程度主要与生物组织中蛋白质和水的含量有关,蛋白质比份越高,衰减越明显,穿透力越下降。人体组织声衰减程度的一般规律为骨>肌腱>肝、肾>血液>尿液、胆汁。另外,对于同一种组织,其超声衰减随频率的增高而加大。

(七) 回声、噪声与透声窗

从声源发射经介质界面反射至接收器的声波,即能被接收器接收的反射波,称为**回声(echo)**,又称回波。超声检查中获得的所有曲线或图像,都来自于被检物所产生的回声信号。除了各组织、病变间固有的回声差异外,声束入射角度对回声强度的影响最大。入射声束与界面垂直,回声反射强;入射声束与界面倾斜,回声反射弱。如果倾斜角度 $\geq 20^\circ$,便几乎检测不到回声反射,称为回声失落。紊乱、断续、随机的干扰性声振荡,称为**噪声(noise)**。回声和噪声强度常以分贝(dB)为单位。能避开某些特定体表或体内部位(如骨骼、气体等)而使超声束更好进入深部组织的路径,称为**透声窗(acoustic window)**,又称超声窗或探测窗,在心脏等部位的超声检查中广泛应用。

(八) 多普勒效应与多普勒频移

当声源和介质界面发生相对运动时,介质接收到的频率与声源的固有发射频率之间会产生一定差异,即界面朝向探头运动,频率会增高,若界面背离探头运动,频率会减低,这种

现象称为多普勒效应 (Doppler effect)。接收频率和发射频率之间的差异,称为频率移动 (frequency deviation, f_d),简称频移。通常界面活动越快,频移数值越大。心壁、血管壁、瓣膜等的运动和血液的流动等,均可引起多普勒效应。超声束与物体运动方向间的夹角(θ)是影响多普勒效应的主要因素,须经过校正 θ 才能测到较为准确的物体运动速度。如检查心脏及大血管血流速度时 θ 角度应 $<20^\circ$,检查外周血管血流速度时尽可能使 θ 角度 $<60^\circ$ 。多普勒频移公式为:

$$f_d = \pm \frac{2V \cos\theta}{C} f_0$$

式中: f_d 多普勒频移; V 为血流速度; θ 为超声束与物体运动方向间的夹角; C 为声速; f_0 为发射频率。在式中, f_0 , C 是不变的,而 V 在变化,即反射波的频率变化随着被测物体的运动速度而改变。

二、超声诊断仪的基本构成与超声的发射接收

按照超声回声显示来分类,超声诊断仪 (dasonograph, 亦称超声显像仪) 可分为脉冲回声式和频移回声式两大类型。脉冲回声式超声诊断仪包括幅度调制型超声诊断仪 (A 型超声仪, 简称 A 超)、辉度调制型超声诊断仪 (B 型超声仪, 简称 B 超) 以及回声辉度调制型超声诊断仪 (M 型超声仪, 简称 M 超)。频移回声式超声诊断仪 (D 型超声仪, 简称 D 超) 包括频移示波型超声诊断仪 (脉冲波式或连续波式多普勒超声仪) 和彩色编码频移回声式超声诊断仪 (彩色多普勒血流显像仪, 简称彩超) 等。

虽然超声诊断仪类型颇多,但它们的基本构成和发射接收模式大致相同。现以脉冲回声式超声诊断仪为例,做一简要介绍。

(一) 超声诊断仪的基本构成

超声诊断仪主要由探头 (probe, 即换能器) 和主机 (mainframe) 两部分构成,超声的声源发生与回声接收分别由同一探头中的发射部分和接收部分来完成。超声检查时,主机提供一定频率的交变电讯号作用于探头,探头中压电晶体发生振动产生超声。超声在体内传播过程中,各种组织的声学界面产生不同的反射波,其中部分可返回探头,再由探头将声能转换成电能,并由主机接收放大并以声像图形式显示于显示器上。图 1-2 为超声诊断仪的基本构成。

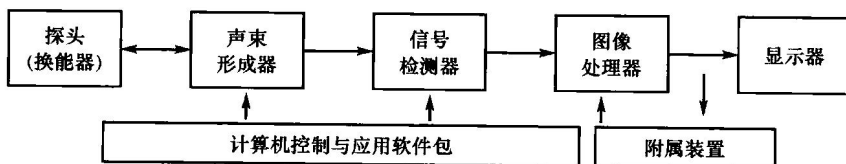


图 1-2 超声诊断仪的基本构成

超声诊断仪探头的性能及工作模式是直接影响超声图像分辨力的主要因素,主要分为凸阵探头、线阵探头和相控阵探头等几种类型。凸阵探头主要用于腹部和妇产科检查,线阵探头主要用于浅表器官和外周血管检查,相控阵探头则多用于心脏检查。根据探头频率状况,还可分为:

1. 单频探头 中心发射频率固定,常用的有 2.5 MHz、3.5 MHz 等。

2. 变频探头 同一探头可分别选用 3.5 MHz 或 5.0 MHz 两种发射频率。
3. 宽频探头 发射时频率范围 2 MHz~5 MHz,接收时可采用选频接收、动态接收或宽频接收方式。
4. 高频探头 中心发射频率在 5 MHz 或以上,如用于检查心血管的腔内探头频率可高达 30 MHz 以上。

(二) 超声的发射与接收

1. 压电晶体 用于超声声源的天然单晶体有石英、电石等,人造单晶体有硫酸锂、铌酸锂等。当晶体的某一压电轴方向上受压或晶体的两端受到拉伸时,晶体两侧面便产生电荷。具有这种物理性能的晶体称为压电晶体,超声诊断仪中的探头(换能器)即是此种压电晶体。

2. 压电效应 将压电晶体置于交变电场中,并使电场方向与晶体压电轴的方向一致,则晶体厚度发生改变,出现强烈的收缩或膨胀,这种压力与电荷相互转换的现象称压电效应。将压力(机械能)转化成电荷(电能)的效应称正压电效应;将电荷(电能)转化成压力(机械能)的效应称逆压电效应。

当超声波作用于压电晶体时,可产生微弱电荷信号,经仪器接收放大后形成代表界面反射强弱的曲线和图像。医学超声诊断仪常采用同一压电换能器作为发射和接收探头,但发射和接收必须分时工作。超声发射换能器用的是逆压电效应,超声接收换能器用的是正压电效应。

三、超声医学的工作原理

如前所述,超声医学是利用超声波的物理特性与人体器官组织特性相互作用达到疾病诊断和治疗效果的一门科学。利用超声在人体器官组织传播过程中产生透射、反射、折射等的信息,加以接收、放大和处理形成曲线或图像的方法,称为超声诊断。超声波在生物组织中的传播规律是超声诊断的基础,对超声诊断最重要的生物组织是血液和软组织。血液是液体,软组织包括肌肉、脂肪、肝、肾等实质性组织,他们与血液的主要差别是其运动状态,即血液是流动的,一般软组织基本上是静态的;而心脏等器官既有一定的运动特性,又具有普通软组织共同的固体属性。不同器官的组织是多种多样的,同一组织内部也是不均匀的,存在着大量的不规则散射结构。当超声经过不同性质的血液和软组织或当组织发生病理变化时,其在组织器官中的传播发生相应的改变,于是便体现为超声曲线或图像上的差异。

利用超声能量产生的热效应、机械效应或空化效应作用于人体器官或组织病变部位,以达到治疗疾病和促进机体康复的方法,称为超声治疗。**热效应(thermal effect)**是指超声在生物体内传播过程中,其振动摩擦产生的能量会不断地被介质吸收转变成热能。**机械效应(mechanical effect)**是指超声引起机械振动产生的质点位移、振动、声压等现象。**空化效应(cavitation effect)**是一种特殊的机械效应,其与热效应分别由不同的声像参数(如脉冲宽度、脉冲重复频率等)控制。液体声场中存在的微气泡在交变声压作用下会膨胀和收缩。如果微气泡的直径保持相对恒定不破裂,称稳态空化,先在体内共振过程中发生辐射力作用,其后伴随气泡脉动产生微声流,使邻近的细胞、组织产生损伤。声场负压相时液体中的空化核迅速膨胀,随即又在正压相突然收缩至崩溃,称瞬态空化,此时温度可高达数千度,产生 $\cdot\text{H}$ 和 $\cdot\text{OH}$ 自由基,诱导过氧化反应。气泡崩溃时还伴有声致发光,也会造成空化中心附近细胞结构的损伤。

第二节 超声诊断的检查方法

根据上述 A 型超声仪、B 型超声仪、M 型超声仪和 D 型超声仪工作原理的不同所建立的超声诊断方法,分别称为 A 型诊断法、B 型诊断法、M 型诊断法和 D 型诊断法等,现分述如下。

一、A 型诊断法

A 型诊断法,即幅度调制显示法 (**amplitude modulation display**),以波幅高低表示界面反射信号的强弱,其中纵坐标显示回声的幅度和波形,横坐标显示检测的深度。波形以反射波的高低命名,如饱和波、高波、中波、低波、微波等,无反射则呈现液平段(图 1-3)。A 型诊断法主要根据界面回声波的高低、形状、多少及有无进行物理特性诊断,用以测量组织或病变大小或厚度,因其定位定性均欠准确,目前临床上多用于脑中线、眼视轴的探测。

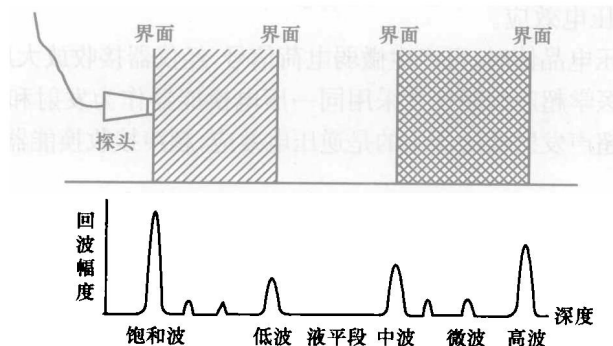


图 1-3 A 型诊断法界面回波模式图

二、B 型诊断法

B 型诊断法,即辉度调制显示法 (**brightness modulation display**),又称二维切面显示法 (**two dimensional display**),以辉度光点明暗表示界面回声反射信号的强弱。回声强则光点亮,回声弱则光点暗,如无回声则为暗区。B 型诊断法为多声束连续扫描,以不同强度光点形式组合成平面断层二维图像(图 1-4)。声束扫描方式有两种:①**线性扫描 (linear scanning)**:以超声声束平移位置为横坐标,以超声的传播距离(即检测深度)为纵坐标,主要用于腹部及浅表脏器。②**扇型扫描 (sector scanning, 简称扇扫)**:是以极坐标的形式显示,其半径方向为距离轴,圆周角为扫查角,主要用于心血管。

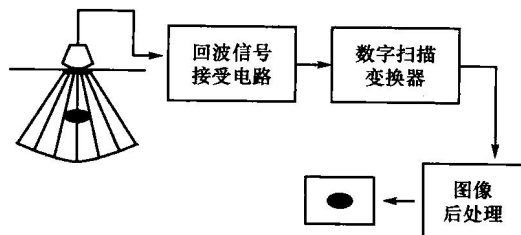


图 1-4 B 型诊断法二维图像形成示意图

B型诊断法可获得人体组织器官的实时二维断层图像,清晰观察脏器形态、解剖层次、动态变化、毗邻关系,是目前临床使用最为广泛的超声诊断法。B型诊断法用于心脏检查时称为**二维超声心动图(two-dimensional echocardiography, 2-DE)**,其声束扇形展开,能通过较小透声窗避开胸骨与肋骨的阻挡,探查较大范围的心脏结构。下述M型诊断法、D型诊断法均需同B型诊断法相结合,才能更准确、更清晰地获得各自优良的超声图像。

三、M型诊断法

M型诊断法,即**运动显示法(motion display)**是在单声束B型扫描中取样获得运动界面回声,再以慢扫描方法将运动界面展开,获得距离—时间曲线,反射光点在显示屏上自左向右移动显示,以亮度表示回声的强弱,反映的是脏器一维空间结构的运动情况,属于回声辉度调制显示法。此法主要用于心脏及动脉等搏动的器官,故又称为**M型超声心动图(M mode echocardiography)**。M型超声心动图曲线纵坐标为空间位置曲线,代表被探测结构位置的深度变化;横坐标为时间运动曲线(点扫描时间),显示心脏各层结构相对距离随时间的变化。

M型超声心动图的特点是:①可连续记录并在同一画面显示多个心动周期变化,同时清晰观察心脏舒张和收缩两期的心壁与瓣膜活动幅度。②能清晰显示心内膜的位置与动态,准确测量收缩末期与舒张末期左室前后径,计算心脏收缩功能。③能在曲线上显示扑动、颤动等心律异常。④与心电图、心音图、心内压力曲线同步记录,可分析心音产生与瓣膜活动的关系。

四、D型诊断法

D型诊断法,即**多普勒显示法(Doppler display)**,多用于检测心脏及血管内血流流速、方向、性质等,对心脏分流、瓣膜口狭窄和反流性疾病有良好的定性及定量诊断价值。

(一) 多普勒超声的类型

常用的有脉冲频谱多普勒、连续频谱多普勒和彩色多普勒血流显像三类,前两者又合称为频谱多普勒。

1. 脉冲频谱多普勒 脉冲频谱多普勒(pulse wave spectral Doppler, PW)技术属于频移示波显示法,用一定宽度的调制脉冲获得取样容积内运动物体的多普勒信号,经处理后得到物体运动速度和速度分布等信息,具有很高的距离分辨力,对于鉴别正常与异常血流,具有十分重要的意义。脉冲频谱多普勒技术的主要缺点是超声换能器在发出一组脉冲波后需要时间延迟才能发出下一组超声脉冲,脉冲重复频率必须大于多普勒频移的两倍,才能准确显示频移的方向和大小。

2. 连续频谱多普勒 连续频谱多普勒(continuous wave spectral Doppler, CW)技术亦属于频移示波显示法,使用的是双晶片探头,分别连续发射和接收脉冲波,故无时间延迟而不受脉冲重复频率的影响。连续多普勒主要用于测量血流方向、时相、最大跨瓣压差或平均跨瓣压差等,能够检测高速(大于7m/s以上)血流,估测相关腔室内的压力变化。但其将声束轴上所有的信号全部叠加到一起,轴向分辨力较差,因而不能定点测量血流状态。

3. 彩色多普勒血流显像 彩色多普勒血流显像(color Doppler flow imaging, CDFI,简称彩超、C超)技术属于彩色编码频移显示法,是在二维超声切面上采用自相关技术先获得一个较大腔道中的全部回声信息,然后将彩色编码并重叠于同一幅二维灰阶图像相应区域

之内。彩色多普勒血流显像可滤去低频高幅的组织运动信号,仅获取高频低幅的血液流动信号,直观体现解剖结构与血流状态两种图像的叠合。

(二) 不同血流状态的多普勒频谱特点

在血管中正常运行的血流为层流;若红细胞运动方向和速度发生变化,则可形成湍流或涡流(图 1-5)。

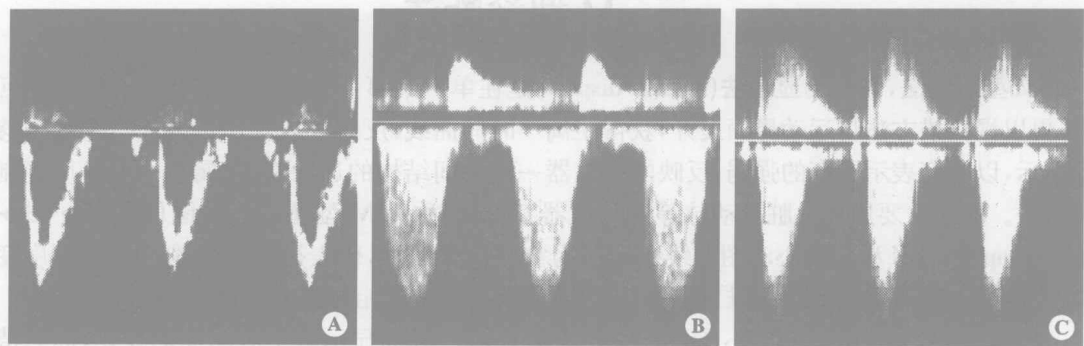


图 1-5 不同血液流动状态的频谱图

A:层流频谱;B:湍流频谱;C:涡流频谱

1. 层流(laminar flow) 当红细胞以相当一致的方向和速度流动时,其截面各点的流体在流场上是一层一层的,轴心处快,靠近管壁处慢。频谱表现为速度梯度小,频带窄,包络较光滑,频谱与基线之间有明显的空窗(中空频谱)。

2. 湍流(turbulent flow) 当血流进入狭窄管腔时,红细胞运动的方向和速度急剧变化,有的继续向前流速加快,有的偏向旁侧流速变慢。频谱表现为速度梯度大,频带宽,包络不光滑呈毛刺状,频谱与基线之间空窗消失(实填频谱)。

3. 涡流(eddy flow) 当血流通过重度狭窄管道进入较大管腔时,形成许多漩涡状喷射流束,红细胞运动部分向前,部分向后,速度有快有慢。频谱曲线离散度极大,在基线上下方均见宽频、包络不光滑频谱,频谱与基线之间空窗消失(双向实填频谱)。

(三) 不同血流状态的彩色多普勒血流显像特点

彩色多普勒血流显像由红、蓝、绿三基色实时显示血流方向、来源、途径、时相、相对速度及离散度等方面的变化。通常,朝向探头运动的血流用红色显示,远离探头运动的血流用蓝色显示,纯红或纯蓝色表示层流,绿色表示湍流,其色彩混合比率与湍流程度成正比。血流速度越快,红蓝色彩辉度越鲜亮;流速越慢,色彩越暗淡。正向血流方向紊乱以黄色为主,负向血流方向紊乱以青色为主。同一瞬间血流方向、速度、离散度不一致如涡流时,便出现红、黄、蓝、绿、青五彩镶嵌图像。当血流进入到大的空腔,其主流血流束朝前运行到达空腔壁后会发生反折,在主流旁侧形成一流向相反的血流束,称为旋流(rotational flow),以致腔内同时出现有正有负的血流,红蓝两色互不镶嵌、界线明确(图 1-6,彩图 1-1)。

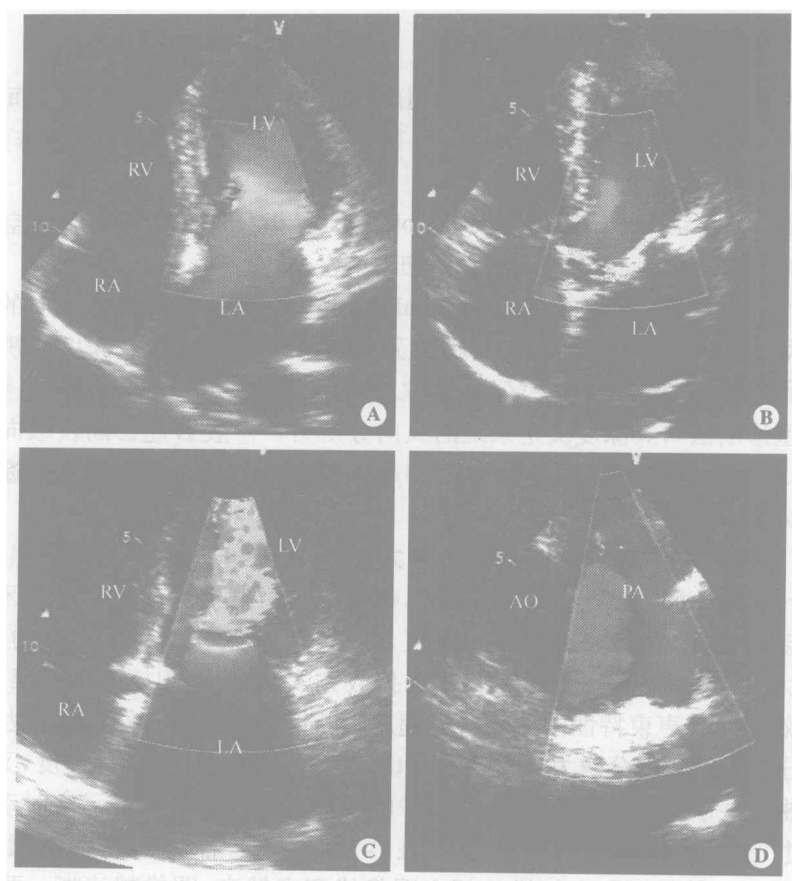


图 1-6 不同血流速度的彩色多普勒血流显像

A: 心尖四腔图, 左房血进入左室, 血流朝向探头运动呈红色; B: 心尖五腔图, 左室血射入主动脉, 血流远离探头运动呈蓝色; C: 心尖四腔图示五彩镶嵌的涡流血流; D: 大动脉短轴图, 示红蓝两色互不相嵌的旋流

图中 LA: 左房; LV: 左室; RA: 右房; RV: 右室; AO: 主动脉; PA: 肺动脉

第三节 超声图像的分析判定

超声图像由像素构成, **像素(pixel)**是图像中最小的基本单元。体现在显示屏上从最暗(黑色)到最亮(白色)的像素变化称为**灰度(gray)**, 而其在画面上所产生的光亮称为**辉度(brightness)**或亮度。灰度从黑到白分为若干等级, 称为**灰阶(gray scale)**。显示屏上用格数表示灰阶的标志称为灰标, 超声图像的质量取决于其像素数和灰阶级数的高低。目前超声诊断仪的像素数通常是 516 个×516 个, 灰阶级数是 256 级。可根据不同界面的回声强度、频谱特性、回声空间范围和几何形态等, 对被测人体器官与病变的超声图像加以分析判定。

一、超声图像质量的判定

超声诊断的正确性依赖于超声图像的质量, 一般以如下几个参数作为衡量超声图像质量的重要标准。

(一) 超声分辨力

超声分辨力 (ultrasonic resolution)是指超声诊断仪在图像中能分辨两点间最小距离的能力。良好的成像系统所生成的图像必定具有较高的空间分辨力、时间分辨力、对比分辨力和图像均匀性。

1. 空间分辨力 **空间分辨力 (spatial resolution)**是指分辨体内细微组织空间构象的能力,主要有纵向分辨力、侧向分辨力和横向分辨力等。

(1) 纵向分辨力:**纵向分辨力 (longitudinal resolution)**指在超声传播方向的长轴上区别两个细小目标的能力,又称轴向分辨力、距离分辨力(距离选通力)或深度分辨力。超声诊断时检查者所截取的超声束上某一区域,称取样线(M型诊断法)、取样点(B型诊断法)或取样容积(D型诊断法),其深度决定系统的纵向分辨力。一般B超诊断仪纵向分辨力可达1mm左右,尽可能使用较高频率探头,是改善超声图像纵向分辨力的最直接途径。但频率太高,声衰减太多,会影响探查的深度。

(2) 侧向分辨力与横向分辨力:**侧向分辨力 (lateral resolution)**与电子聚焦有关,**横向分辨力 (transverse resolution)**与声透镜聚焦有关,都是指与声束相垂直的平面上区别左右两个细小目标的能力,主要与探头扫描声束的宽度、形态及数量有关。发射声束的直径越窄,数量越多,分辨力越好。采用适当的超声发射与接收方式,如使用相控阵电子聚焦探头、环阵探头等,可有效地改善声束特性。一般B型超声诊断仪侧向或横向分辨力可达2mm。

2. 时间分辨力 **时间分辨力 (time resolution)**指单位时间内的成像速度,又称帧频分辨力。与CT、磁共振等成像系统不同,超声成像的一个重要特点是可显示实时动态图像。当扫描速度超过24帧/秒时,便可连续显示脏器活动状态,称为**实时动态显像 (real-time dynamic imaging)**。单位面积内扫描的超声图像线密度越高,图像越清晰。两帧图像之间的时间间隔越短,单位时间内帧频数量越多,则时间分辨力越强。若线密度增加,帧频率和(或)扫描深度须相应降低或减少。

3. 对比分辨力 通过调节仪器回声增益和使用仿真模块,可间接测量检验其抑制声束旁瓣的能力,即**对比分辨力 (contrast resolution)**。图像的灰阶级数越多,对比分辨力越好。若需严格测量对比分辨力,还应采用三维声场的声束特性测定程序。

(二) 图像均匀性

图像均匀性 (image uniformity)是指在所显示的图像整体范围中,对远离探头的远场及邻近探头的近场等不同区域,所提供的均匀一致的细微分辨力。若在声束聚焦区内分辨力高,而在其他区域内分辨力低,则是图像均匀性较差的体现。

二、超声回声的判定

回声是经介质界面反射至接收器的声波,超声曲线和图像都来源于被检测组织回声信号的强弱、分布及形态等。

(一) 回声强度

人体内各种组织具有不同的回声强度 (**echo intensity**) 和声衰减。组织内水分越多,回