

实用诊断学

张春阳等◎主编

非外借

吉林科学技术出版社

实用诊断学

张春阳等◎主编

图书在版编目 (C I P) 数据

实用诊断学 / 张春阳, 林琳主编. — 长春 : 吉林科学技术出版社, 2017. 5

ISBN 978-7-5578-2587-4

I. ①实… II. ①张… ②林… III. ①诊断学 IV. ①R44

中国版本图书馆CIP数据核字(2017)第118133号

实用诊断学

SHIYONG ZHENDUAN XUE

主 编	张春阳等
出 版 人	李 梁
责任编辑	刘建民
封面设计	长春创意广告图文制作有限责任公司
制 版	长春创意广告图文制作有限责任公司
开 本	787mm×1092mm 1/16
字 数	540千字
印 张	25.5
印 数	1—1000册
版 次	2017年5月第1版
印 次	2018年3月第1版第2次印刷

出 版	吉林科学技术出版社
发 行	吉林科学技术出版社
地 址	长春市人民大街4646号
邮 编	130021
发行部电话/传真	0431-85635177 85651759 85651628 85652585 85635176

储运部电话 0431-86059116

编辑部电话 0431-86037565

网 址 www.jlstp.net

印 刷 永清县晔盛亚胶印有限公司

书 号 ISBN 978-7-5578-2587-4

定 价 78.00元

如有印装质量问题 可寄出版社调换

因本书作者较多, 联系未果, 如作者看到此声明, 请尽快来电或来函与编辑部联系, 以便商洽相应稿酬支付事宜。

版权所有 翻印必究 举报电话: 0431-85677817

编者名单

主 编 张春阳 林 琳 刘盈盈

副主编 刘海杰 何青青 海晓欧

个人简介

张春阳，女，出生于1982年1月，籍贯：吉林省吉林市，汉族，2006年毕业于北华大学医学院医学，影像学与核医学专业，硕士学位，研究生学历。现工作单位：吉林省吉林市北华大学附属医院 超声诊断科，职称：主治医师，主要研究方向：心血管超声。北华大学附属医院为省属医院，吉林市三级甲等医院，本科室拥有彩超机器13台，每日检查患者人次可达400余人，在当地医院中声誉良好。曾于2005年至2006年做为北华大学硕士研究生去往日本滋贺医科大学交流学习，主要研修心血管超声诊断，现拥有实用新型专利2项，著作1部，参与发表SCI期刊1篇，吉林省教育厅项目第二负责人一项。



林琳，女，出生于1980年9月，籍贯：吉林省吉林市，汉族，2010年毕业于北华大学医学院医学，影像学与核医学专业，硕士学位，研究生学历。现工作单位：吉林省吉林市北华大学附属医院超声诊断科，职称：主治医师，主要研究方向：心血管超声。北华大学附属医院为省属医院，吉林市三级甲等医院，本科室拥有彩超机器13台，每日检查患者人次可达400余人，在当地医院中声誉良好。曾在《中国医学影像学杂志》《临床儿科医学》杂志发表核心期刊2篇，拥有专利3项，著作1部，现已有吉林市科技局项目第一负责人一项，第二负责人两项，吉林省教育厅项目第六负责人一项。



刘盈盈，女，主治医师，1980年2月出生，吉林省长春市人，2007年7月毕业于吉林大学中日联谊医院并获硕士研究生学位。硕士毕业后留院从事临床工作至今，2009年晋升为主治医师，一直在临床从事一线工作，擅长肾脏病常见病、多发病的诊断及治疗，包括原发、继发性肾小球疾病、肾病综合征、糖尿病肾病、高血压肾损害等。



2015年9月至2016年3月于解放军总医院肾病内科进修学习，并于2016年12月获吉林大学肾脏病博士学位，主要研究方向为肾间质纤维化的发病机制及治疗。

发表多篇论文及多部著作，承担或参与多项国家级、省级课题项目，并参与国家重大科学研究计划课题：“肾脏发育关键因子在分子诊断及修复再生中的作用”研究，项目编号2011CB944004。

刘海杰，女，出生于1979年7月，籍贯：吉林省吉林市，汉族，2013年毕业于北华大学医学院医学，影像学与核医学专业，硕士学位，研究生学历。现工作单位：吉林省吉林市北华大学附属医院 超声诊断科，职称：主治医师，主要研究方向：妇产科常见疾病及产前疑难疾病超声诊断。北华大学附属医院为省属医院，吉林市三级甲等医院，本科室拥有彩超机器13台，每日检查患者人次可达600余人，在当地医院中声誉良好。曾在《中国医药指南》《中国医药生物学》《当代医学》等杂志发表国家期刊4篇，拥有实用新型专利1项，吉林市人民政府两癌筛查先进个人，吉林市团市委青年标兵等荣誉。



何青青，女，出生于1978年6月，籍贯：湖南，汉族，2002年毕业于武汉大学医学院临床医疗系本科，毕业后相继在长海医院、上海市长宁区光华中西医结合医院急诊、急诊ICU工作。2010年就读于上海同济大学临床硕士研究生，职称主治医师。上海市中西医结合学会急救医学专业委员会委员，上海市中西医结合学会委员，中国医促会医学专业委员会委员，上海市中医药学会青年委员。研究方向：老年患者常见心血管慢性病及急性发病的诊治。参与编写《急诊医学》本科教材，在核心期刊《中国中医急症》《临床急诊杂志》《中华急诊医学杂志》《中国临床内科杂志》《山西医药杂志》《中华风湿病学杂志》及专业期刊上发表论文十余篇，曾担上海中医药大学本科带教工作。



海晓欧，女，出生于1978年3月，硕士，工作单位：沈阳医学院，实验师。

研究方向：医学微生物学，医学微生物学检验，临床微生物学检验，人体微生态学等

工作经历：1996-2006年 皇姑区中心医院检验科 主管检验师
2006-2009年 中国医科大学免疫学 硕士研究生
2009年-至今 沈阳医学院病原生物学教研室
实验师

发表论文多篇

参与的课题研究：

呼吸道微生态的实验研究及其益生菌制剂的研发

辽宁省科学技术厅（编号：2011226008）

鲍曼不动杆菌噬菌体在耐药性传播中的作用

辽宁省科学技术厅（编号：GY2013-A-014）



目 录

第一章 超声医学基础.....	1
第一节 超声的基本特性	1
第二节 超声诊断方法	12
第二章 心脏疾病超声诊断.....	22
第三章 颅脑疾病超声诊断.....	80
第一节 新生儿缺氧缺血性脑病	80
第二节 颅内出血	81
第三节 脑积水	82
第四节 先天性蛛网膜囊肿	83
第五节 Dandy—Walker畸形	83
第六节 胼胝体发育不全	84
第七节 脑大静脉扩张	85
第四章 胸部疾病超声诊断.....	86
第一节 胸壁疾病	86
第二节 胸膜疾病	88
第三节 纵膈肿瘤	93
第五章 周围血管疾病超声诊断.....	95
第一节 颈部血管	95
第二节 腹主动脉	109
第三节 其他动脉疾病	113
第四节 静脉血管	115
第六章 妇科的超声诊断.....	124
第七章 产科的超声诊断.....	143
第一节 产科的超声基础	143
第二节 正常妊娠声像图	145
第三节 异常妊娠的超声诊断	160
第四节 胎儿畸形的超声诊断	183
第八章 超声介入的治疗应用.....	201
第九章 超声造影.....	215
第一节 超声造影理论基础	215
第二节 超声造影的临床应用	218
第十章 超声介入技术.....	227
第一节 超声引导穿刺的技术原则	227
第二节 超声引导穿刺细胞学检查和组织活检	233
第三节 超声在各脏器病变穿刺活检中的应用	236
第四节 腹部穿刺活检	238

第五节 彩色多普勒在实性占位性病变治疗中的应用	245
第十一章 肾脏系统常见病的诊治要点	247
第一节 肾小球疾病(Glomerular Disease)	247
第二节 肾病综合征(Nephrotic Syndrome)	255
第三节 肾血管性疾病	259
第四节 代谢性疾病与肾脏	263
第五节 结缔组织疾病的肾损害	266
第六节 药物和肾脏	267
第七节 妊娠和肾脏(Pregnancy and Kidney)	269
第八节 肾小管疾病(Renal Tubular Disease)	272
第九节 其他肾疾病	278
第十节 肾功能衰竭	287
第十二章 糖尿病肾病	294
第十三章 高血压性肾损害	301
第十四章 狼疮性肾炎	308
第十五章 代谢系统疾病急诊	315
第一节 甲状腺机能亢进危象	315
第二节 高血钙危象	317
第十六章 血液及造血系统疾病	321
第一节 过敏性紫癜	321
第二节 急性溶血性贫血	322
第三节 再生障碍性贫血	323
第四节 急性白血病	324
第五节 弥散性血管内凝血(DIC)	325
第十七章 休克	327
第十八章 心血管急症	333
第一节 急性心肌梗死	333
第二节 急性心力衰竭	343
第三节 高血压急症	347
第四节 严重心律失常	352
第十九章 实验室管理和质量控制	363
第一节 实验室管理	363
第二节 实验室的质量控制	364
第三节 室内质量控制(IQC)简介	366
第四节 室间质量评价(EQA)简介	370
第二十章 常见临床标本的微生物学检验	373

第一章 超声医学基础

第一节 超声的基本特性

一、超声波定义

声源振动并在介质内传播可产生声波。

声波为一种机械波，频率范围 $10^4 \sim 10^{14}$ 次/s。振动1次/s为1Hz。振动频率为16~20000Hz的声波可以引起人类耳鼓膜的振动，经神经传给大脑听觉中枢，引起大脑的听觉反应，这就是声音，或称为可闻声波(audible sound)；振动频率小于16Hz或大于20000Hz时，超出了人耳能接收的频率范围，不能引起大脑的听觉反应。小于16Hz的声波称为次声波(subaudible sound)，大于20000Hz的声波称为超声波(ultrasonic wave)。医用诊断级超声波(简称超声)的频率范围一般是1~40MHz。临床常规超声检查中，最常用的频率范围是2~10MHz，部分高档彩超的探头可以采用10~15MHz频率。

在人体内，声波依靠介质内各质点在声束轴线上的前后移动，即依靠介质的疏密变化，以纵波(longitudinal wave)的方式向前传播。当质点的运动方向和波的传播方向垂直时称为横波(transverse wave)。

二、超声的产生和接收

超声仪器的探头(transducer)产生超声波。探头主要的构件是压电晶体(piezoelectric crystal)。压电晶体具有压电效应(piezoelectric effect)的特性。在压电晶体表面施加一定的压力或拉力时，其受力表面可出现异名电荷；反之，将压电晶体置于交变电场内，其将产生厚薄的变化。这种机械能与电能相互转换的现象称为压电效应，前者是将机械能转变为电能，称为正压电效应；后者是把电能转变为机械能，称为逆压电效应。

仪器内产生的高频交变电信号经过导线传给探头内的压电晶体时，根据逆压电效应的原理，压电晶体产生厚薄变化，即产生机械振动，推动与探头表面接触的介质(人体)振动，形成疏密波(声波)。当仪器发出的交变信号频率高达2MHz，甚至高达20MHz、40MHz，便产生了2MHz以至20MHz、40MHz频率的超声。

探头发出的超声经过人体表面进入到人体内部、遇到由不同声阻抗的组织结构形成的声学界面时，部分声波在界面处被反射回来。反射声波对探头接触面又形成了一定的压力。根据正压电效应的原理，探头内的压电晶体将受到的压力转变为电信号，由导线传回仪器并经过处理、放大后以不同的方式显示于屏幕上，变成人们能够识别的信号。分析人体内不同器官和病变的回声(echo)信号，达到超声检查、诊断疾病的目的。

三、超声的基本物理量

(一) 频率

一次振动从开始至结束的整个过程称为全振动。单位时间内完成全振动的次数称为频率(frequency, f), 单位即为Hz。每秒振动百万次时即为MHz。常规经胸心脏超声检查使用的超声频率多为2.5~5MHz, 经食管心脏超声检查多使用5~7.5MHz的超声。在某些特殊的情况下, 如经血管内的超声检查可使用10MHz, 甚至40MHz的超声。

(二) 波长

完成一次全振动声波在介质内的传播距离称为波长(wave length, λ)。波长和频率有关。在某一特定的介质内, 超声的频率越高, 波长就越短。使用高频率的声波进行检查可以获得更好的显示和分辨能力。

(三) 声速

振动源振动时, 推动周围介质中的质点在各自的位置产生平衡位移, 而振动状态则向一定的方向传播。声速(sound velocity, C)就是单位时间内声波在介质中传播的距离。

声速的大小与介质的弹性系数(K)和介质的密度(ρ)有关, 而与声波的频率无关。

$$C = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$$

在同一种介质中, 不同频率声波的速度是一定的。因此, 提高声波的频率可以获得较短的波长, 并以此提高超声的分辨能力。

在弹性介质中, 每完成一次振动波动就向前移动了一个波长的距离。假如振动 f 次/s, 波动便向前推进了 f 个波长的距离, 这就是声速。

当频率为 f , 波长为 λ , 声速为 C 时, 上述三个物理量的关系是

$$C = f \cdot \lambda$$

声波在固体介质中的传播速度最快, 在液体中次之, 在气体中最慢。在人体内, 各种器官的组织结构非常复杂, 声波的速度也有一定的差异。例如, 声波在正常羊水中传播的速度是1474m/s, 而在成入颅骨内的传播速度可以达到3360m/s。正常人体组织器官的声波速度变化为1400~4000m/s。

声波在人体内的传播速度是超声距离测量的基础。

在现代超声检查仪器的设置中, 采用人体软组织平均声速1500m/s作为声波在人体内传播速度的统一标准。实质上是假设了人体各种组织器官的声速是一致的。人体多数软组织的声速差异在5%以内, 因此, 在超声检查中进行距离测量时也产生了大约5%的差异。由于人体组织器官的组成不是均质的, 所处的位置不同, 人体功能状态和血流状况不同, 以及由此引起的温度差异, 引起了组织结构密度的差异和声速的变化。在超声检查中以同一标准检查这些组织结构, 必然会引起距离测量的误差。当然, 在临床超声检查应用中, 这些距离测量的误差是可以接受的, 但在回声显示上可出现一些假象。比如超声检查肝脏中富含脂肪成分的血管平滑肌脂肪瘤时。由于在肿瘤内脂肪组织声速小于肝组织, 所以发射和接收的超声在其内传播的时间都比周边正常的肝组织长, 这样就导致来自其后方组织结构的回波信号返回探头的时间比较长, 因此所显示的深度也要大于其周边的组织结构。同样, 通过肋骨的声波会提前到达其后方的肝脏表面, 形成肝脏被膜的凸起假象。在检查

中要注意分析、辨认。

(四) 周期

声波完成一次全振动所需要的时间称为周期(periodicity)。当周期为T时。

$$T = \frac{1}{f}$$

四、超声的基本物理特性

(一) 超声的声场特性

探头发出的超声在人体内传播时, 声波经过的区域内人体组织器官受到声波的明显影响, 该区域称为声场(acoustic field)。离探头较近的声场为近场(near field), 声速以与探头直径相近的圆柱状向前传播。当近场距离为L、探头半径为r时,

$$L = \frac{r^2 f}{c}$$

超过近场后的声场为远场(far field), 声束呈圆锥状向前传播。探头直径为D时, 声束的扩散角 θ 可以由下式计算:

$$\sin\theta = \frac{1.22\lambda}{D}$$

扩散角反映了声束散或集中的程度。利用物理透镜技术和电子聚焦技术可以延长超声的近场距离, 减小声束扩散程度, 改善超声的侧向分辨力。

在声场内, 超声和人体组织器官相互作用, 形成了人体内声场的复杂状况。

1. 声场分布的不均匀性 声场内声波能量分布是不均匀的, 并且也不是仅有轴线上的声束(sound beam), 还有许多侧声束。声束轴线上的声波能量最大, 形成声束的主瓣(main lobe)。近场内主瓣的声波的束射性比较强, 但强度起伏相对比较大。侧声束的声波能力较小, 形成声束旁瓣(side lobe)。主瓣与第一旁瓣的轴线夹角即为扩散角(divergence angle)。探头在接收组织的回波信号时, 可以同时接收来自于主瓣和旁瓣的回波信号, 但是超声仪在处理并显示这些回波信号时, 并不能够区分它们的来源, 而是将其叠加后全部显示在主瓣的方向上, 形成了超声旁瓣效应。如心脏瓣膜重复伪像、充盈胆囊和膀胱内的“披纱样”伪像等。通过降低声波的输出能量、变换患者体位、改变探头检查方向和位置等方法可以减少或消除这种伪像的干扰, 以避免将其误认病理改变。

2. 声场的声能、声强和声压 声能、声强和声压主要用于描述超声在声场中的强弱。

超声检查时超声探头以脉冲波的方式发射一定频率的声波, 在人体内以纵波的方式传播。介质中的质点由近及远顺序地产生疏密变化, 声波的能量向一定的方向传播。在不同的时间、通过某个区域的声波能量不同, 但通常以平均声能的概念来衡量探头发出声波的能量。由于探头发射超声脉冲的持续时间要明显小于脉冲间歇时间, 组织中平均声能也比较低。

声音强度由振动幅度的大小决定, 可以简单地理解为, 以能量来计算称声强(I), 以压力计算表示时称声压(p)。

声强是指通过垂直于声波传播方向单位面积上的声波能量。单位是 W/m^2 ，超声诊断级声强常以 mW/cm^2 为单位。声强的大小与声速成正比，与声波的频率的平方、振幅的平方成正比。声压是指介质中有声波传播时的压强与没有声波传播时的压强之差。单位为 N/m^2 或帕斯卡(Pa)。声强与声压之间满足如下关系式：

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

式中： ρ ——介质密度， c ——声速。

在临床超声检查仪器中，除连续波外，均采取脉冲式放射声波，但一般都采用时间平均声强的概念，其强度一般为 $10 \sim 20 \text{mW}/\text{cm}^2$ 。采用超声多普勒和彩色多普勒进行检查时。探头处于发射超声状态的时间较灰阶超声检查要长。尤其是使用连续波多普勒检查时，声波持续发射；并且在这些检查方式下的声能更加集中于一个比较小的区域，因此超声多普勒检查时的时间平均声强一般为数百 mW/cm^2 。为了降低超声对人体的作用，尤其是检查敏感的胚胎组织时，检查时需要遵循“最小剂量”原则。

(二) 超声的传播特性

1. 超声的传播特点 如前所述，超声由探头产生，对与其直接接触的人体产生相应的压力和拉力，使声场内的人体组织各质点发生与声波轴线一致的疏密变化，即以纵波的方式向前传播。由于超声的频率较高、波长较短，发出后集中于一定的方向传播，在近场内波束成圆柱状，波的前面呈平面状，形成平面波(plane wave)；传播一定的距离、超过近场后声束发生扩散，呈圆锥状，波的前表面中心突出，形成球面波(spherical wave)。声波的频率越高，近场就越长。

正是由于超声具有方向性传播的特点，才使得超声检查时能够通过体表探查深部的脏器，显示脏器内部的结构。

2. 声阻抗 声阻抗(acoustic impedance)又称为声特性阻抗(Z_e)，是指声场中某处的声压与该处质点振动速度的比值，单位为 $\text{Pa} \cdot \text{s}/\text{m}$ 。当 ρ 为介质的密度、 c 为声速时

$$Z_e = \rho \cdot c$$

因为

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$$

所以

$$Z_a = \rho c = \rho \sqrt{\frac{K}{\rho}} = \sqrt{\rho K}$$

介质的弹性系数 K 越大，介质越硬，声阻抗(Z_a)就越大。

3. 超声的反射和透射 超声在介质内传播、经过声阻抗不同的前后两种介质形成的界面(interface)时，如果界面足够大，部分声能(sound energy)可由界面处返回到第一介质中，此为反射(reflection)；另一部分声能则穿过界面，进入到深部介质中去，此为透射(transmission)。引超声波反射的界面称为声学界面(acoustic interface)形成声学界面的条件首先是界面两侧介质的声阻抗差异要超过0.1%，其次是界面直径大于1/2波长。

声束垂直于界面入射时，反射声波的多少仅与界面两侧介质声阻抗的差异程度有关：界面两侧介质声阻抗差异越大，声波反射越多；差异越小，反射越少；在同一种介质中，由于声阻抗无差异。则无反射发生。

当两种介质的特性声阻抗分别为 Z_{c1} 、 Z_{c2} 时。

界面处的声压反射系数 R_p 。

$$R_p = \frac{Z_{c1} - Z_{c2}}{Z_{c1} + Z_{c2}}$$

声强反射系数 R_I

$$R_I = \frac{(Z_{c1} - Z_{c2})^2}{(Z_{c1} + Z_{c2})^2}$$

透射系数 R_T

$$R_T = \frac{4Z_{c1}Z_{c2}}{(Z_{c1} + Z_{c2})^2}$$

从以上公式可以看出，两种介质之间的阻抗差异越大，界面的反射声波就越多，透过该界面的声波就越少。组织与空气间以及组织与骨骼间的阻抗差很大，通常超声几乎无法穿过这类界面，大部分甚至几乎全部声波能量被反射，无法观察其后部的结构；相反，超声在两种软组织间传播时，由于两者之间的阻抗差异比较小，反射系数也比较小，界面处回声波较弱，透过界面的超声就较多。经胸心脏超声检查时将探头放置在胸骨左缘第2~4肋间隙，就是为了避开胸骨和肺部气体的影响，利用此处作为透声窗来显示心脏及其内部的结构。

声束与界面存在一定的角度入射时，反射声波的多少除受限于界面两侧的声阻抗差异外，还与声束的入射角度有关。在界面处，部分声波返回第一介质内，发生反射，入射角=反射角。

由于入射角的存在，透过界面进入到第二介质中的声波方向也发生改变，这种现象称为折射(refraction)。

当入射角为 θ_1 、反射角为 θ_2 、第一介质声速为 c_1 、第二介质声速为 c_2 时：

$$\frac{\sin\theta_1}{\sin\theta_2} = \frac{c_1}{c_2}$$

如果两种介质的声速相等，即 $c_1=c_2$ ，声波经由第一介质进入到第二介质内时就不会发生方向的偏移。人体软组织的声速多接近，这种方向的偏移基本可以不计，而把超声在人体内的传播认为是直线传播即可。但当两种介质由于声阻抗差异较大而引起较大的声速差异时，由折射引起的声波方向的偏移可以引起显示目标的变形。在临床检查时应当注意。

当入射角(incident angle)增加达到一定的角度时，声波不能透过界面进入到第二介质中去而被全部反射回第一介质中，这个角度称为全反射的临界角。

进行超声检查时，应选择正确的检查部位。为了获得最大的反射声波，要正确地选择探头位置，不断地调整探头角度，尽量使声束与界面或被检查器官表面垂直，以使探头能接收尽可能多的反射声波，并有利于声波透过界面进入到深部介质中去。在心脏超声检查时，由于心脏位置的要求以及心脏内部结构和病变的复杂性，正确地选择探头位置和理想地调整探头角度尤为重要。将探头放置于体表进行超声检查时，有时尽管探头与体表有

一定的夹角,但由于皮肤有一定的变形能力,仍不会使入射角超过全反射的临界角。探查人体内器官或病变时,声波并不一定与探查的界面垂直。由于人体内没有绝对的平面,故仍会有部分反射声波被探头接收,使我们能够观察到人体内器官的结构,但同声强度会明下降低有时甚至会形成假性回声失落现象。例如,将探头放置在心尖部显示心脏四腔观时,纤薄的房间隔中部常常显示不清;将探头放置在剑突下检查时可以显示清晰的房间隔回声,就是一个典型的例子。

4. 超声的散射 声波在介质中传播过程中遇到很小、一般认为接近或略小于波长、表面粗糙的障碍物时,除发生反射外,该障碍物还会吸收超声波的能量向四周发射声波。这种现象称为散射(scatter)。其中能被探头接收的这些散射信号称为背向散射(或反向散射)。

一般认为,超声仪接收反射声波主要是背向散射,也就是说,背向散射与超声成像关系最密切,尤其是基于血管内大量流动的红细胞的背向散射声波,在多普勒超声的应用中体现得更加明显。

正是因为超声在传播过程中具有反射和透射的特性。我们才有可能利用超声探查人体内器官,显示器官内部的回声和结果,并对其病理变化做出判断。但超声反射过多会形成多层反射伪像,影响我们对图像的观察,如二尖瓣的多层反射会显示二尖瓣增厚,人工瓣的多层反射会显示为很强的回声,形成内部混响(reverberation)而影响对人工瓣的评价。

超声发生明显的折射时可形成超声检查中的棱镜效应伪像。当超声探查一个不平整的界面时,由于折射的存在,其深部的超声束方向发生变化,导致深部的结构不能正常显示,原本一个结构可以显示为两个或多个,原本应当清晰的回声变得不清晰。如心脏人工瓣的棱镜效应、宫内节育器的棱镜效应等。

5. 超声的非线性传播 除以上论述的超声各种传播特性外,在人体内声的传播中还有一个不容忽视的问题,就是它的非线性传播的问题。在以上的叙述中都假设了超声在介质中呈线性传播,而实际的情况是。超声在介质中还会在界面的位移、变形等各种复杂的情况时,波形可能发生畸变、产生谐波等复杂的物理现象。常规超声检查中,超声的非线性信号被忽略;但利用先进的技术可以记录、分析超声在介质内传播可产生的非线性信号,达到诊断疾病的目的。

(三) 超声的吸收与衰减特性

超声在体内传播时,声波能量会随着传播距离的增加而逐渐减小。器官使声波能量减小的作用称为吸收(absorption),声能由大变小的过程称为衰减(attenuation)。引起超声波能量减少的因素主要有以下几种:

1. 声强分散 声波在传播过程中,随者传播距离的增加,反射、折射、散射也增多,由此引起超声波能量由大变小的现象称为声强的分散。

2. 吸收 声波在传播过程中付出能量克服质点间摩擦力而引起的能量减小称为吸收。吸收的多少与声波的频率、介质的弹性系数及密度、导热性和声波的传播距离等因素有关。在同一种器官中,频率高的声波引起质点位移的频率和速度比频率低的声波所引起质点位移的频率和速度要快得多,付出的能量也多。故衰减程度也增大。人体内不同器官、不同病变有不同的声波吸收特性,衰减程度不同。根据组织和病变的声波衰减程度差异,做出不同的临床诊断。