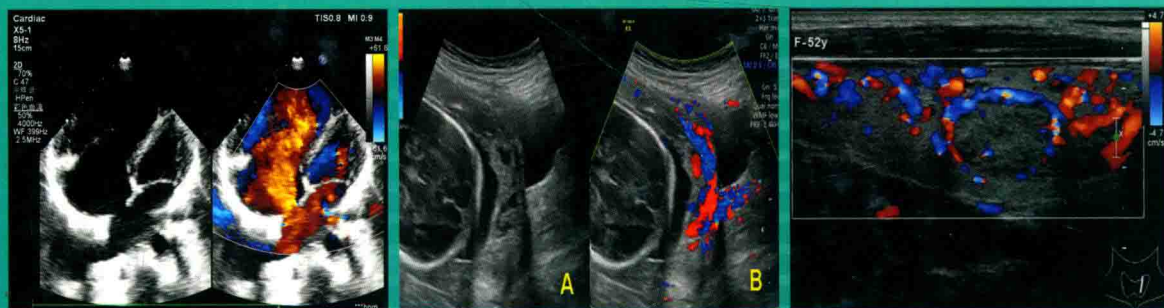


超声医学

临床实践基础

主 编 周 军 崔立刚



超声医学临床实践基础

主 编 周 军 崔立刚

副主编 李开艳 周 青 王 静

编 委 (以姓氏笔画为序)

王 阳 王 娟 王 静 韦 力 刘 蓉

刘亚娟 李开艳 李琼兰 杨 兵 肖 蕾

何 勇 张文君 陈 亮 周 军 周 青

周 畅 赵 云 赵 胜 胡 兵 胡亚飞

姚 志 黄 浩 龚巧芹 崔立刚 谢 斌

鲍荣辉

秘 书 刘 芸

科 学 出 版 社

北 京

内 容 简 介

本书主要介绍了超声医学基础、常见病的超声诊断及介入超声诊疗,共13章。第一章至第三章系统阐述了超声基础物理知识、超声仪器的调节与维护、超声常用术语及释义。第四章至第十三章介绍了常见疾病超声诊断、鉴别诊断及临床意义(心脏,消化系统,泌尿系统,男性生殖系统,妇产科,外周血管,腹壁、腹腔大血管,浅表器官,肌肉骨骼系统),并详细阐述了介入超声诊疗的应用,包括适应证、禁忌证、术前准备、操作方法、疗效及注意事项。内容系统全面,图文并茂,附图420余幅,注重临床实用性和可操作性。

本书适用于住院医师规范化培训,也可供影像专业实习生、进修生,基层超声医师参考阅读。

图书在版编目(CIP)数据

超声医学临床实践基础 / 周军, 崔立刚主编. — 北京: 科学出版社, 2018.5

ISBN 978-7-03-057251-6

I . ①超… II . ①周… ②崔… III . ①超声波诊断 IV . ①R445.1

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2018) 第 077262 号

责任编辑: 马 莉 / 责任校对: 严 娜 贾娜娜
责任印制: 肖 兴 / 封面设计: 龙 岩

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>

北京汇瑞嘉合文化发展有限公司 印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2018年5月第 一 版 开本: 787×1092 1/16

2018年5月第一次印刷 印张: 25 3/4

字数: 594 000

定价: 198.00 元

(如有印装质量问题, 我社负责调换)

序

随着科学技术的快速发展，特别是经过几代超声医学工作者的不懈努力，超声医学已经成为临床不可或缺的重要医学诊疗方法之一；据不完全统计，超声从业人数已超过20万，其规模和诊疗内容都不能同日而语。

超声医学的特点是以解剖学、物理学、病理生理学及临床医学为基础的一门交叉学科，加之我国超声医学走了一条有别于欧美国家的发展模式，使其从单纯的辅助检查逐步发展为集检查、诊断及治疗于一体的临床学科。2013年由国家卫生和计划生育委员会牵头的国家七部委局批准了超声医学成为规范化住院医师培训的独立学科，这将为我国超声医学进一步发展注入新的活力。超声医学涉及的临床知识较广、覆盖的医学专业较多，这就要求超声医师不仅要掌握医学影像及相关的内科、外科、妇科、儿科等多学科知识，还要具有得心应手的实践操作技能及严谨、敏捷的分析判断能力。

超声医学的住院医师规范化培训工作的广泛开展和即将开始的超声专科医师培训，是推动建设高素质超声人才队伍的重要保证，这将使超声医师的培养更加规范、更加严格。周军教授和崔立刚教授主编的《超声医学临床实践基础》，以系统为纲，主要介绍常见病、多发病，同时采取系统疾病超声诊断与介入诊疗相结合的方式进行编写，内容系统、全面，图文并茂，是广大年轻医师在按照大纲要求进行轮转学习的同时，通过自学来提升自己专业水平的重要参考书之一。本书所有编者均是工作在临床一线的中青年超声专家，他们既有很好的超声物理基础，又有丰富的超声临床实践和教学经验，这些将使本书的内容更加生动、更具有阅读性和启发性。

中国人民解放军总医院超声科主任医师、教授
中国医师协会超声医学分会会长



2018年4月

前言

超声医学是基于声学理论和计算机技术应运而生的一门新兴学科。随着声学理论研究的深入、电子计算机科学的迅速发展，超声医学的新技术也层出不穷，如超宽频探头、谐波成像、实时三维成像、声学造影、介入超声等，大大拓宽了临床应用范围，使其几乎能对人体所有器官和组织进行检查及诊断。如今超声医学已超出传统医学影像学概念，成为融影像诊断和介入诊疗为一体的现代特色学科，这就对超声医师更快更好的成长提出了更高的要求。

当前，住院医师规范化培训已逐渐走向正轨，学员在紧张的培训中既要强化理论知识体系，又要加强临床操作技能，因此特别需要一本参考书，能针对超声仪器的使用，正确的检查手法及体位，各种常见病、多发病的诊断、鉴别诊断及临床价值，介入诊疗相关基本理论、基本技能进行系统讲解。鉴于此，我们邀请了一批有多年教学经验的专家参与编写此书。他们所在的医疗机构既有全国著名的医院，又有地区医疗中心；既是三甲医院，又是国家住院医师规范化培训基地。这是本书具有较强实用性和针对性的重要基础。

全书共13章，50余万字，精选图片420余幅，简明扼要，图文并茂。第一章至第三章主要介绍超声的基础理论知识，包括超声物理特性及诊断基础、超声仪器的调节与维护、超声常用术语及释义。第四章至第十三章分系统介绍疾病的超声诊断（包括心脏、消化科、泌尿科、男性生殖科、妇科、产科、外周血管、腹部、浅表器官、肌肉骨骼系统等），从病因和病理、临床表现、超声诊断、鉴别诊断及临床价值五个方面一一讲述，帮助读者了解疾病的发生、发展规律，以及超声图像的共性与特性；同时以较大篇幅介绍疾病的超声介入诊疗知识，从适应证、禁忌证、术前准备、操作方法、疗效及注意事项六个方面进行阐述，帮助读者了解介入诊疗的适用范围、技术特点及其优势与不足。

本书的撰写得到了北京大学第三人民医院、华中科技大学同济医院、华中科技大学协和医院、湖北省人民医院、湖北省妇幼保健院、三峡大学第一临床医学院（宜昌市中心人民医院）、三峡大学仁和医院、十堰太和医院、恩施州中心医院、黄冈市中心医院、荆州市第一人民医院等单位超声影像科及三峡大学医学院的大力支持，解放军总医院唐杰教授也对本书编写提出了宝贵的指导意见，在此表示衷心感谢！三峡大学

第一临床医学院超声科刘蓉博士负责全书统编工作，刘芸、龚巧芹等为本书编写与校对做了大量辅助性工作，在此一并致谢！

由于我们水平有限，加之统编时间仓促，若书中存在缺漏之处，恳请专家、读者不吝赐教，以期再版时资鉴修正。

三峡大学第一临床医学院副院长 周 军

北京大学第三医院超声科主任 崔立刚

2018年4月

目 录

第一章 超声物理特性及诊断基础	1
第一节 超声波的概念及基本特性	1
第二节 超声诊断显示方式及其意义	4
第三节 超声成像的基本原理	6
第四节 常见的超声伪像	12
第二章 超声仪器的调节与维护	14
第一节 超声诊断仪器硬件系统	14
第二节 超声诊断仪器软件系统	16
第三节 超声诊断仪器的正确操作	18
第四节 超声诊断仪器的维护	21
第三章 超声常用术语及释义	23
第一节 基础部分	23
第二节 各系统常见术语及解剖术语	24
第四章 心脏疾病超声诊断与介入诊疗	29
第一节 正常心脏超声声像图	29
第二节 心脏功能的超声测定	35
第三节 先天性心脏病	38
第四节 心脏瓣膜病	59
第五节 心肌病	64
第六节 心内膜炎	70
第七节 冠状动脉粥样硬化性心脏病	71
第八节 高血压心脏病	77
第九节 心脏肿瘤	78
第十节 心包疾病	83
第十一节 心脏疾病的介入诊疗	89
第五章 消化系统疾病超声诊断与介入诊疗	101
第一节 肝、胆、胰、脾的正常声像图	101
第二节 肝脏疾病	109
第三节 胆道系统疾病	139
第四节 胰腺疾病	152

第五节	脾脏疾病	158
第六节	消化系统疾病的介入诊疗	163
第六章	泌尿系统疾病超声诊断与介入诊疗	177
第一节	泌尿系统的正常声像图	177
第二节	肾脏疾病	180
第三节	输尿管疾病	191
第四节	膀胱疾病	195
第五节	前列腺疾病	199
第六节	泌尿系统疾病的介入诊疗	203
第七章	男性生殖系统疾病超声诊断与介入诊疗	215
第一节	男性生殖器官的正常解剖与声像图	215
第二节	睾丸及附睾疾病	217
第三节	精索疾病	225
第四节	精囊腺疾病	227
第五节	男性生殖系统疾病的介入诊疗	228
第八章	妇科疾病超声诊断与介入诊疗	232
第一节	女性生殖器官的正常声像图	232
第二节	先天性子宫及阴道疾病	238
第三节	子宫肌瘤	241
第四节	子宫腺肌病及子宫腺肌瘤	243
第五节	子宫内膜良恶性疾病	244
第六节	卵巢良性疾病	247
第七节	卵巢恶性肿瘤疾病	252
第八节	妇科疾病的介入诊疗	255
第九章	产科疾病超声诊断与介入诊疗	262
第一节	正常妊娠	262
第二节	异常妊娠	272
第三节	常见胎儿畸形	279
第四节	多胎妊娠	293
第五节	胎盘及附属物异常	294
第六节	产科疾病的介入诊疗	300
第十章	外周血管疾病超声诊断与介入诊疗	309
第一节	外周血管的正常声像图	309
第二节	动脉硬化性闭塞症	313
第三节	血栓闭塞性脉管炎	314
第四节	动脉瘤	316
第五节	深静脉血栓形成	318
第六节	深静脉瓣功能不全	320
第七节	动静脉瘘	321

第八节	外周血管疾病的介入诊疗	323
第十一章	腹壁、腹腔、腹膜后及腹腔大血管疾病超声诊断与介入诊疗	326
第一节	腹壁脂肪瘤	326
第二节	腹水	327
第三节	腹腔肿瘤	329
第四节	腹膜后血肿	331
第五节	腹膜后肿瘤	332
第六节	腹主动脉瘤	337
第七节	下腔静脉阻塞综合征	339
第八节	腹部疾病的介入诊疗	340
第十二章	浅表器官疾病超声诊断与介入诊疗	346
第一节	甲状腺、乳腺的正常声像图	346
第二节	甲状腺疾病	349
第三节	乳腺疾病	360
第四节	浅表器官疾病的介入诊疗	369
第十三章	肌肉骨骼系统病变超声诊断与介入诊疗	378
第一节	肌肉骨骼系统正常声像图	378
第二节	肌肉骨骼系统常见损伤	382
第三节	软组织肿瘤	385
第四节	周围神经病变	391
第五节	肌肉骨骼系统病变的介入诊疗	394
主要参考文献		399

超声物理特性及诊断基础

第一节 超声波的概念及基本特性

一、超声及超声诊断的定义

超声 (ultrasound) 振动源所致弹性介质的机械振动, 其频率超过人耳的听觉上限 20 000Hz 时称为超声波 (简称超声), 20 ~ 20 000Hz 时称为声波, 低于 20Hz 称为次声波。医疗诊断所用超声的频率范围在 1MHz ~ 40MHz。

超声诊断 (ultrasonic diagnosis) 基本原理是把超声波作为信息载体, 利用它在人体组织中的传播特性, 即超声波进入人体后遇到各种组织器官介质界面时所产生的反射、散射、折射、吸收衰减等信号变化, 利用相应设备获取超声波与人体组织相互作用后发生变化的信息, 并将这些信息变化加以接收放大和处理, 以各种可供分析的图像、曲线或其他数据形式显示出来, 进行医学诊断。

过去半个世纪中, 随着计算机技术的进步, 超声诊断进展非常迅速, 从早期的 A 型、M 型超声, 发展到 B 型超声, 至现在的动态实时三维成像; 由黑白灰阶超声成像发展到彩色血流显像、谐波成像、组织多普勒成像、弹性成像等。同时各项新的超声检查技术如腔内超声检查、器官声学造影检查、介入超声等进一步扩大了超声诊断的应用范围。目前超声诊断不仅能观察人体组织器官形态, 而且能检测其功能和血流状态, 在临床诊疗决策上发挥着重要作用, 已经发展成为医学影像学的重要组成部分。

二、诊断超声的发射与接收

诊断超声主要是通过仪器探头内的压电晶体发射与接收。压电晶体 (piezoelectric crystal) 是超声探头的核心部分, 是能产生压电效应的材料, 如压电陶瓷。当在压电晶体上施加压力时, 随着晶体宽度的变化, 晶体表面出现异名电荷 (图 1-1), 这种机械能转变为电能的现象称为压电效应 (piezoelectric effect)。基于压电效应原理, 当反射超声作用于探头的压电晶体上时, 晶体两侧产生微弱的异名电荷, 由仪器线路接收放大, 以光点波幅的形式显示出来, 构成图像, 用于诊断疾病和引导治疗。当将压电晶体置于电场之中时, 晶体的宽度出现变化, 这种电能转化为机械能的现象称为逆压电效应 (图 1-2)。基于逆压电效应原理, 给予超声探头高频交流电信号, 形成电场, 使其内的压电晶体发生体积胀缩改变, 推动周围介质高频振动传播, 即超声发射。由此

可见，超声仪器上的探头是进行电声和声电转换，即发射和接收超声的核心部件，又称为换能器（transducer）。根据临床诊疗应用需求，超声探头的功能和外形设计多种多样，如腔内与体表、线阵与凸阵等。

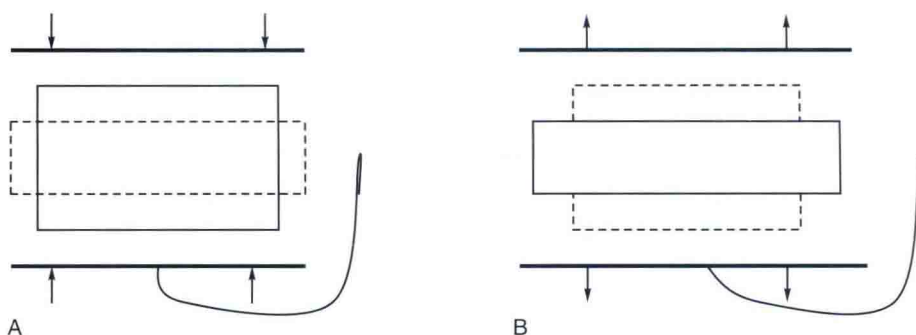


图 1-1 压电效应示意图

A. 由宽压窄; B. 由窄拉宽

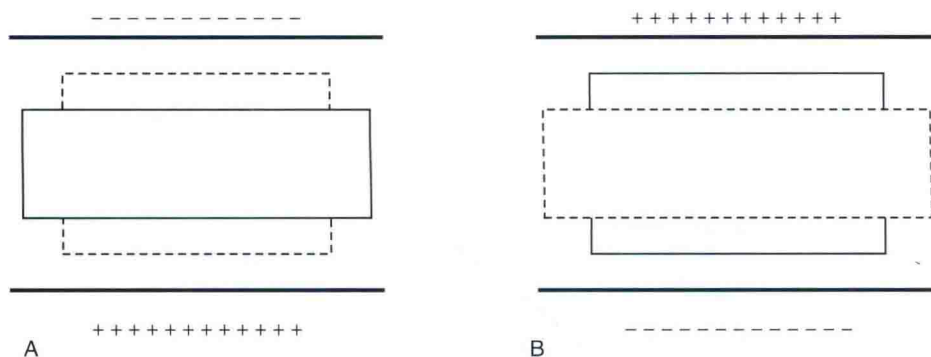


图 1-2 逆压电效应示意图

A. 由窄变宽; B. 由宽变窄

三、超声波的物理特性

由声源发出的超声振动在介质中以疏密波方式传播，具有一定的波长（ λ ）、周期（ T ）、频率（ f ）和速度（ C ）。

1. 波长 指超声在传播中两个相邻位相的相同质点之间的长度，即超声波在一个完整周期内所通过的距离。

2. 频率 单位时间内质点振动的次数为频率，单位为赫兹（Hz），用于医学诊疗上的超声频率常为1 ~ 40MHz。超声成像时频率越高，则波长越短，穿透力越差，图像分辨力越高；反之，频率越低，则波长越长，穿透力越强，图像分辨力越低。

3. 周期 超声传播过程中质点振动一次所需时间为一个周期，单位为s。周期和频率的关系为 $T=1/f$ 。

4. 声速 指超声在介质中传播时单位时间内行进的距离，单位为m/s，声速、频率、波长三者之间的关系为 $C=f \cdot \lambda$ 。超声在介质中的传播速度与介质的弹性（ K ）和密度

(ρ) 密切相关, 遵循下列公式 $C=\sqrt{K/\rho}$, 即弹性与密度比值大的介质, 声速高, 反之则声速低。超声波在固体中声速最快, 液体中次之, 气体中最慢。超声在同一介质中传播时, 声速是固定不变的。

5. 声阻抗 (Z) 指超声波在介质中传播时某点的声压和该点速度的比值, 它等于密度与声速的乘积, 即 $Z=\rho \cdot C$ 。不同介质具有各自的声阻抗特性, 以及两种相邻介质之间存在的声阻抗差, 是支撑超声诊断的最基本物理特性之一。

6. 界面 两种不同声阻抗物体的交界面称为界面 (boundary), 是形成超声反射和散射的基础。

四、超声波在人体组织内的传播特性

超声波在人体各类组织中传播时声速各不相同, 人体软组织的声速与液体近似, 平均为 1540m/s; 肺及胃肠道气体等为 350m/s; 骨与软骨约为 4500m/s。超声进入人体组织传播时, 与人体组织相互作用, 产生多种物理现象, 形成了声像图上的各种特征, 是超声诊断的重要基础。

1. 束射性 (方向性) 超声波在介质中呈直线传播, 具有良好的束射性或方向性, 是超声对人体组织器官进行定向探测的基础。尽管如此, 随着超声波传播距离的加大, 超声场及声束仍会发生一定的扩散 (图 1-3)。扩散声场与直线传播方向所形成的角度称为扩散角 (θ)。扩散角与声源直径 (D) 及波长 (λ) 有关, 即 $\sin\theta=1.22\lambda/D$ 。通常将邻近探头 (声源) 一定范围内声束宽度几乎相等区域称为近场 (near field), 探头远方的区域称为远场 (far field)。远场开始点与声源距离 (L)、声源半径 (r) 及波长 (λ) 三者之间的关系为 $L=r^2/\lambda$ 。超声频率越高, 波长越短, 声束的指向性越好, 则近场越长, 声能扩散越小, 图像质量就越好。超声成像中常常利用电子孔镜等多种方式对超声束进行聚焦, 解决声能扩散问题以提高图像质量。

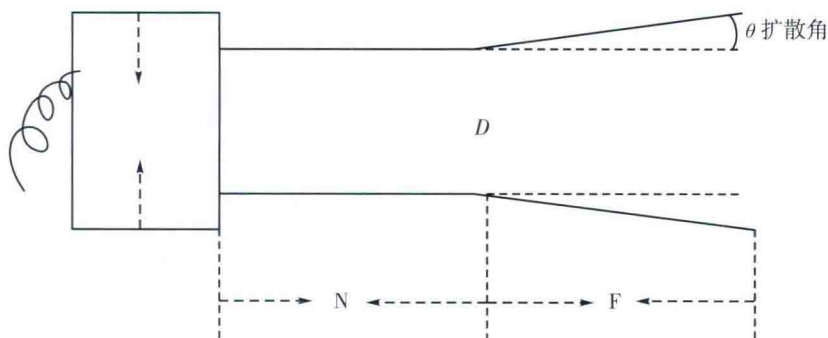


图 1-3 超声束射性与扩散示意图

N: 近场; F: 远场

2. 反射、折射和散射 超声在人体组织中传播, 遇到两种不同声阻抗组织的交界面时, 发生反射、透射、折射或散射, 与界面两侧组织的声阻抗差和界面大小密切相关。超声束在同一声阻抗特性的均匀组织中呈直线传播, 当超声束传播途中遇到大于波长且具有不同声阻抗的界面时, 一部分声束发生反射, 另一部分声束发生透射与折射

进入另一种介质(图1-4)。反射声束的多少与两种介质间声阻抗差的大小有关,即声阻抗差越大,反射越多。反射声束方向与入射角有关,即入射角(θ_i)等于反射角(θ_r)。当超声束遇到小于波长且声阻抗不同的界面时(如红细胞),则声能量发生散射,返回探头方向的散射称为背向散射或后散射,可以通过计算背向散射积分指数,来评价人体组织结构器官的声学特性和功能状态。

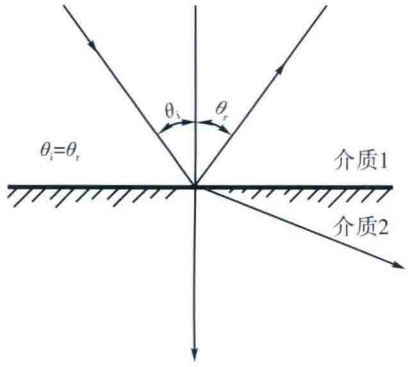


图1-4 超声反射与折射示意图

3. 衰减 指超声在介质中传播时随着距离的增大而发生能量衰减。衰减的机制包括声束的远场扩散、界面反射和散射、介质吸收(介质的黏滞性、导热性和弛豫性)。不同的人体组织对超声的吸收衰减程度不一,主要与组织中蛋白质和水的含量有关,常用半价层来表示,即超声在组织中传播时能量衰减一半所行进的距离。同一种组织中超声能量的衰减程度又随着频率的增高而增大。

4. 多普勒效应(Doppler effect) 是由奥地利物理学家Christian Johan Doppler于1842年首先提出,当时的物理学家在观察星体运动时发现星体颜色会发生改变,并研究证实,它是由于观察者与星体之间存在相对运动,从而引起星体光波频率改变,这种物理现象称为多普勒效应。超声诊断中,当超声束遇到运动界面时,反射波和散射波频率发生改变的现象属于多普勒效应,其频率变化称为多普勒频移(f_d)。这一物理特性被广泛应用于心脏、血管等活动脏器的检测。

5. 非线性传播 在传统的超声成像过程中,用于超声成像的反射波频率与发射的超声频率相同,反射波的强度也随发射波的强度成比例地增加或减少,即两者间呈一种线性关系。实际上,超声波在组织中传播时呈非线性关系。超声波在组织中传播时形成压缩区和稀疏区,前者压力高,后者压力低,两者间的压力差引起声波传播速度的改变。这种声波传播过程中各点的传播速度不同,引起波形逐渐畸变,导致谐波产生。因此,超声波在介质中传播时,除了与发射频率一样的超声波(称为基波)外,还含有整倍(如2倍、3倍等)于基波频率的声波,称为谐波(harmonic)。谐波的次数越高,频率越高,组织中衰减越大,振幅越小。目前可用于超声成像的非线性传播多为二次谐波,称为二次谐波成像(second harmonic imaging),利用人体组织来源的二次谐波进行成像,称为自然组织谐波成像(native tissue harmonic imaging),利用声学对比剂来源的二次谐波进行成像,则称为对比剂谐波成像。

第二节 超声诊断显示方式及其意义

超声诊断的显示方式甚多,最常用的有两类五型。常依据工作原理不同分为两类:脉冲回声式及差频回声式。脉冲回声式的基本工作原理为发射重复频率500~1000Hz或者更高频率的短脉冲超声,使用对数式放大器接收放大,数字扫描转换技术进行数模转换,显示图形。根据成像原理及显示方式不同可分为A型、B型、M型三

型。差频回声式的基本工作原理为发射固定频率的脉冲式或连续性超声波，获取回声的频率变化（差频回声）信息，与发射频率比对，获得两者正负差量值，以图形方式显示。后者又根据工作及显示方式不同可分为D型速度频谱曲线和D型彩色成像两型。

1.A型（amplitude mode）为振幅调制型，单条声束在传播途径中遇到各个界面所产生的一系列的散射和反射回声，在示波屏时间轴上以振幅高低表达。示波屏的X轴自左至右为回声时间的先后次序，代表人体组织的浅深；而Y轴自基线上代表回声振幅的高低。A型超声为一维图像，信息量少，目前仅在眼科临床中有应用，主要取其距离深度测量作为分析依据，在其他领域已不再应用。

2.B型（brightness mode）为辉度调制型，基本原理为将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（灰度）表达。B型示波屏时间轴在Y轴上与A型仪不同。B型超声成像有如下特点：回声界面以光点表达；各界面回声振幅（或强度）以辉度（灰度）表达；声束顺序扫切脏器时，每一单条声束线上的光点群按次分布成切面声像图（图1-5）。本型又分灰阶（grey scale）与彩阶（color scale）显示，静态（static）和实时（realtime）显示等。目前临床常用的为帧频大于24f/s的实时灰阶（灰阶数大于64）或彩阶仪器。根据探头与扫描方式又可分为线阵扫描、扇形扫描、凸弧扫描等，以凸弧扫描适用范围最广。

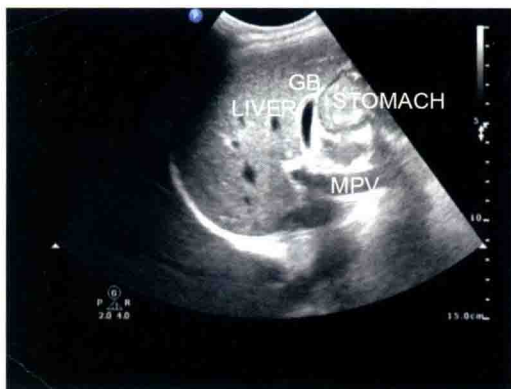


图1-5 B型超声的肝脏切面声像图

LIVER: 肝脏; GB: 胆囊; MPV: 门静脉主干;
STOMACH: 胃

3.M型（motion mode）为活动显示型，其原理为单条声束取样获得界面回声，回声辉度调制，示波屏Y轴为距离轴，代表界面深浅，示波屏X轴代表慢扫描时间的基线，表示在一段较长时间内（数秒至数十秒）超声与其他生理参数的显示线。M型获得“距离-时间”曲线，主要用于诊断心脏病及胎动、胎心率及心律测定。自从扇形扫描出现并发展完善后，M型主要用作心脏或瓣膜结构在时相上的细致分析，可进一步丰富、完善扇形扫描的图像诊断信息（图1-6）。

4.D型（Doppler mode）速度频谱曲线。D型为差频示波型，是单条声束在传播中遇到各个活动界面所产生的差频回声，在X轴的慢扫描基线上沿Y轴显示其差频的大小。通常基线上方显示正值的差频，下方显示负值的差频，振幅高低代表差频的大小。例如，输入“声轴-流向”夹角 θ 数值，经计算可直接显示血流速度。曲线谱宽代表取样线段经过管腔所获得的多种流速范围，各点的辉度代表不同流速间的统计分布（图1-7）。

5.D型彩色成像（color Doppler flow imaging, CDFI）是采用自相关技术获得一个较大腔室或管道中的全部差频回声信息，予以彩色编码，彩色图像直观显示腔室和血

管中的血流状况。一般要求：①彩色分离，通常用红黄色谱代表一种血流方向，蓝绿色谱代表另一种方向。并用红色表示低流速，越往黄色，流速越高，最高流速为白色（代表屏幕显示色）；以蓝色表示另一方向的低流速，越往绿色，流速越高，最高流速为白色（代表屏幕显示色）。②彩色实时显示，用于追踪小血管行径。

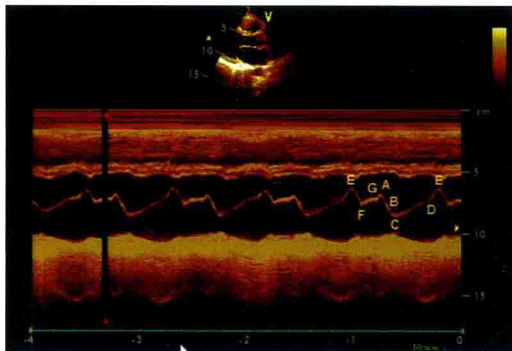


图 1-6 M型超声显示二尖瓣前叶运动曲线



图 1-7 D型速度频谱曲线

振幅的高低代表速度的大小，位于基线上方表示血流朝向探头

第三节 超声成像的基本原理

一、二维超声成像原理

二维超声成像的基本原理是将超声束在人体组织器官传播途径中遇到各个界面所产生的一系列背向散射和反射回声，在显示器上以不同亮度的光点（灰度）展示出来，构成一幅图像，通过图像比对分析，来获取诊疗信息。超声图像由许多像素构成，像素的亮度反映了回声强弱。显示器上图像从最暗到最亮的像素变化过程即从黑到灰再到白的过程称为灰度，将灰度分成若干等级，即为灰阶。诊疗过程中观察到的人体组织脏器切面图像，可以用不同的灰阶强度、回声的空间范围和几何形状等加以描述。

（一）人体组织声阻抗特性与图像回声强弱

人体不同组织具有各自的声阻抗特性，两种相邻组织之间存在声阻抗差，由此产生反射与散射，构成超声成像的基础。反射的强弱取决于界面两侧组织声阻抗差的大小，通常以反射系数 E 来表示， $E = (Z_1 - Z_2) / (Z_1 + Z_2)$ 。由此可见，声阻抗差越大，反射越强，反之则越弱，在图像上则表现为不同灰阶强度的回声信号。

1. 强回声 反射系数大于50%，灰度明亮，后方常因衰减而形成声影，如骨骼、气体、结石、各种钙化灶等声像图表现。

2. 高回声 反射系数大于20%，灰阶较明亮，后方常不伴有声影，如肾窦和纤维组织等声像图表现。

3. 等回声 灰阶强度呈中等水平，如正常肝脏、脾脏的实质脏器的声像图表现。

4. 低回声 呈灰暗水平的回声，如肾皮质等均质结构声像图表现。
5. 弱回声 表现为透声性较好的和呈很低水平的回声，如肾锥体和正常淋巴结的回声。
6. 无回声 均匀的液体内无声阻抗差异的界面或无反射即呈无回声，如正常充盈的胆囊内胆汁、膀胱内尿液、血管内血液等。

（二）镜面反射与脏器结构轮廓显示

超声在人体组织传播时发生反射、绕射与散射，除了取决于界面两侧组织的声阻抗差外，还取决于界面的大小，当超声束遇到大于波长的界面时发生反射，遇到小于波长的界面时发生散射，遇到等于波长的界面时发生绕射。脏器的包膜、血管壁等主要由纤维组织构成，与其前后组织存在较大的声阻抗差，形成较强的反射回声。同时，这些组织都属于比较大的界面，对超声波形成了类似镜面的反射，能清晰显示脏器的轮廓和血管壁的结构，是超声图像显示人体器官轮廓结构的重要基础。

（三）散射光点与图像内部回声分布

超声在人体组织器官内部传播时，常常都是小于波长界面所形成的背向散射回声，在二维超声图像上显示为灰度不同的光点，这些光点并不直接代表某一具体组织结构，常常按照图像中光点回声分布情况分为均匀性或不均匀性，后者包括规律性深度递减，以及点状、线状和小区性分布不均等随机性不均分布。此外，病灶内部的回声分布描述也可用均匀或不均匀进行表达。

分辨力（resolution power）是衡量超声图像质量最重要的技术指标。

二维超声分辨力：通常指二维超声图像上能够区别两个光点之间的最小距离。它包括轴向分辨力、侧向分辨力、横向分辨力、细微分辨力和对比分辨力。轴向分辨力指图像深度方向上的分辨力，取决于发生超声的频率，频率越高，则所成图像的分辨力越高，通常3.5MHz探头轴向分辨力在1mm左右。侧向分辨力指图像水平方向上的分辨力，取决于探头长轴方向的声束宽度、聚焦效果等，通常3.5MHz探头侧向分辨力在1.5～2mm。横向分辨力取决于探头的厚度及探头短轴方向的声束宽度，常常产生的问题是容积效应形成断面信息叠加图像。细微分辨力指显示散射光点大小的能力。对比分辨力指显示回声信号间微小差别的能力。

（四）回声形态的描述

二维超声图像除了脏器和病灶轮廓，内部回声强弱和光点分布均匀性外，正常组织器官或病灶内部常常出现一定形态的回声，大致分类如下。

1. 点状回声 回声呈细小亮点状。
2. 斑点状回声 回声聚集呈明亮的小片状，其大小在0.5cm以下，有清晰边界。
3. 团状回声 回声光点聚集呈明亮的团状，有一定的边界。
4. 环状回声 回声光点排列呈圆环状。
5. 带状或线状回声 回声光点排列呈明亮的带状或线状。

（五）特殊回声征象

有些病变在二维超声图像上出现某种特征性回声或特殊征象，形象化地命名为某征，用以突出或强调这些征象的特点。

1. “靶环”征及“牛眼”征 在圆形高回声病灶四周有1～3mm的无回声环包绕，

宽度常大于原发性肝癌的声晕，称为“靶环”征。较大病灶的高回声中央部分有时可坏死、液化而出现粗点状无回声区，则称“牛眼”征，亦称“同心圆”征，常见于肝内转移性肿瘤。

2. “驼峰”征 肝肿瘤自肝表面隆起者，包膜处呈驼峰样表现。

3. “双筒枪”征与“平行管”征 肝门部肝外胆管或胆总管因下端梗阻产生扩张，在声像图上形成与门静脉平行且管径相近或略宽的管道回声，称为“双筒枪”征。同时，肝外胆管或胆总管梗阻，常有肝内胆管扩张，与并行的门静脉形成“平行管”征。

4. “假肾”征 胃肠道肿瘤时，全周壁或较广泛管壁增厚，中间（多为偏心性）气体强回声和肿瘤组织低回声结构形成的声像图，类似于肾脏图像。

5. “彗星尾”征 超声波遇到金属避孕环、游离气体、肝内胆管积气、某些结石等时，声像图表现为强回声及其后方的逐渐衰减、多次反射的狭长带状回声，形如“彗星尾”闪烁。

6. “蝌蚪尾”征 乳房内或肝内小囊肿无回声区后方回声增强形成的图像。

（六）回声时间与测距

超声图像上组织厚度等径线测量，主要依据超声波通过它的时间与声速的乘积，因为时间为入射和反射超声波通过的时间之和，故测距公式为 $L=C \cdot T/2$ 。所有超声仪器计算距离时采用的声速为软组织和液体的平均值，是导致超声测值与实际值之间微小误差的原因之一。

二、多普勒超声成像原理

超声成像中以某种频率发射的超声波，遇到运动界面时会出现多普勒效应，致使接收到的频率与发射频率间出现偏差，这种频率变化称为多普勒频移（Doppler shift）。与发射频率比较，回声频率的高低取决于运动界面与探头间的相对运动，当运动界面朝向探头运动时，接收的回声信号较发射频率高，频移为正值，反之则低，频移为负值。其关系式为 $f_d = |f_r - f_0| = \pm 2V \cdot f_0 \cdot \cos \theta / C$ ，式中 f_d 为频移， f_0 为入射超声频率， f_r 为反射超声频率， V 为反射界面运动速度， C 为超声在介质中的声速， θ 为界面运动方向与入射声束方向间的夹角。由此公式可见，超声仪器自动获取 f_d 、 f_r 、 f_0 、 θ 、 C ，可以即时计算出界面运动的速度 V ，进而通过分析 V 值的变化来了解界面运动的状况，这是多普勒超声成像的基础。

（一）频谱多普勒

频谱多普勒是超声多普勒成像最基本工作模式，用来观察心脏、大血管、靶器官及病灶血管的血流情况。频谱多普勒在临床的应用分为脉冲多普勒（PW）和连续多普勒（CW）两种方式。

脉冲多普勒是通过调整采样容积（sample volume, SV）位置和大小，利用“距离选通”功能，进行深度定位采样分析血流信号的。它在检测高速血流时会产生血流混叠现象（aliasing），是由于频移值（ f_d ）超过 $1/2$ PRF（脉冲重复频率），即奈奎斯特（Nyquist）极限值，产生了频谱混叠，表现为正性频移将错误地表现为负性频移，频谱曲线图像上表现为基线上方的频谱转移至基线下方，反之亦然。混叠现象的出现给频谱曲线分析造成了困难，影响对高速血流的检测。