

前 言

为了适应超声教学及人才培养的需要,夏稻子教授于2002年主编了国内首部《超声诊断学教程》,由科学出版社发行。该教材一经面世,便深受国内医学院师生及同行专家的好评,并于2005年、2009年两次再版修订,多次重印。近年来,在科学技术进步与临床需求激增的双重作用下,随着超声硬件设备升级改造、算法软件推陈出新、多模态影像迭代融合,超声医学在临床诊断与治疗领域得到了空前发展与繁荣,超声已成为越来越多临床医生不可或缺的诊疗工具。为了适应新时代背景下新医科人才的培养需求,应科学出版社之邀,受夏稻子教授委托,由我牵头组织国内二十余位超声医学教育领域的中青年专家,在原有《超声诊断学教程》(第3版)的框架下,结合现代教育理念和技术手段,编写了更加符合数智化时代本科及研究生教学需求、以融合教材为特色的《超声诊断学教程》(第4版)。

本教材在编写过程中,传承了前三版教材“内容实用、特色突出、着眼教学、不断优化”的风格,同时在以下方面进行了修订:

1. 秉承立德树人宗旨,融入课程思政元素 本教材在编写过程中,始终秉承立德树人的教育宗旨,在教学示范课件中增加思政元素,将价值观引领融入知识传授与能力培养中。

2. 深化系统整合理念,优化知识结构体系 本教材在保持第3版主体框架等基础上,对章节结构进行了优化整合。例如,将胃肠疾病并入第四章消化系统疾病的超声诊断,将妇科与产科疾病整合为女性生殖系统及产科疾病的超声诊断,并新增了胸腔及纵隔疾病的超声诊断(第三章)及新生儿颅脑疾病的超声诊断(第八章),使知识结构更加系统化,便于学生构建完整的诊断思维框架。

3. 增加新技术新进展,紧跟学科发展前沿 本教材结合疾病谱变化及最新临床诊疗指南,对知识点进行更新、梳理和提炼。在诊断技术方面,增加了超声造影等新技术的诊断要点;在功能评估与前沿应用方面,增加了剪切波弹性成像、超微血流成像、斑点追踪超声心动图、多模态影像融合导航等内容,便于学生开阔视野,了解学科前沿。

4. 突出融合教材特色,顺应现代教学模式 本教材为了满足多元化教学实践需求,配备了丰富的数字化教学资源。①数字教材:支持多终端学习,方便读者灵活安排学习时间,满足个性化学习需求。②读图指导教学课件:针对疾病超声诊断要点,通过丰富的典型图像和示意图并结合直观的读图指导,将抽象的理论知识形象化,帮助学生快速掌握图像分析技巧。③微课及操作视频:针对教学重点与难点,通过微课和操作短视频等进行深入讲解,便于学生理解和应用。④自测题库:每章节配备结合临床病例和图像分析的选择題,可用于课堂形成性评价和课后自测,帮助学生巩固知识并检验学习效果。

本教材主要面向五年制及长学制临床医学专业学生,同时兼顾医学影像专业本科生、研究生及青年医师的超声入门学习需求。衷心感谢夏稻子教授对我的鼓励与信任!感谢每一位编者及编辑团队的大力支持以及辛苦付出!此外,在本教材的校对过程中,我们得到了众多专家、同仁的宝贵建议和支持,在此深表感谢!尽管所有编者及编辑团队竭心尽智,书中难免存在不足之处,恳请广大读者和同行批评指正,以期不断修订完善。

武 俊

2025年立夏时节于大连

目 录

第一章 超声诊断的原理与应用	1
第一节 超声诊断的物理基础	1
第二节 超声诊断的检查方法	5
第三节 超声图像的分析判定	9
第四节 超声诊断的临床应用	13
第五节 医学超声安全	15
第六节 超声医学新技术	16
第二章 心脏及大血管疾病的超声诊断	22
第一节 心脏的解剖与节段分析法	22
第二节 超声检查方法与正常声像图	24
第三节 心脏功能的超声测定	30
第四节 先天性心脏病	34
第五节 心脏瓣膜病	47
第六节 心内膜炎	56
第七节 心肌病	58
第八节 冠状动脉疾病	62
第九节 肺动脉高压	66
第十节 心脏肿瘤	68
第十一节 心包疾病	70
第十二节 主动脉疾病	74
第三章 胸部疾病的超声诊断	77
第一节 肺部超声	77
第二节 胸腔积液	78
第三节 纵隔肿瘤	79
第四章 消化系统疾病的超声诊断	81
第一节 解剖生理概要	81
第二节 超声检查方法与正常声像图	83
第三节 肝脏疾病	87
第四节 胆囊及胆道疾病	101

第五节 胰腺疾病	111
第六节 脾脏疾病	115
第七节 胃肠疾病	117
第五章 泌尿系统及男性生殖系统疾病的超声诊断	121
第一节 泌尿系统解剖生理概要	121
第二节 泌尿系统超声检查方法与正常声像图	122
第三节 肾脏疾病	123
第四节 输尿管疾病	131
第五节 膀胱疾病	131
第六节 男性生殖系统解剖概要	132
第七节 男性生殖系统超声检查方法及正常声像图	133
第八节 男性生殖系统疾病	134
第六章 腹膜后器官疾病的超声诊断	140
第一节 解剖生理概要	140
第二节 超声检查方法和检查内容	140
第三节 腹膜后器官疾病	141
第四节 肾上腺疾病	143
第七章 女性生殖系统及产科疾病的超声诊断	145
第一节 妇科解剖生理概要	145
第二节 超声检查方法与正常声像图	146
第三节 子宫疾病	147
第四节 卵巢疾病	151
第五节 盆腔炎症	155
第六节 正常产科超声的诊断	156
第七节 异常妊娠	159
第八节 妊娠滋养细胞疾病	163
第九节 胎儿畸形	164
第十节 羊水过多和羊水过少	170
第八章 新生儿颅脑疾病的超声诊断	171
第一节 解剖生理概要	171
第二节 超声检查方法与正常声像图	172
第三节 新生儿颅脑疾病	173
第九章 浅表器官疾病的超声诊断	177
第一节 眼部疾病	177
第二节 甲状腺疾病	181

第三节 乳腺疾病	186
第四节 唾液腺疾病	190
第五节 浅表淋巴结疾病	192
第十章 肌肉、关节、骨骼疾病的超声诊断	196
第一节 肌肉	196
第二节 关节	197
第三节 骨与软组织病变及损伤	198
第十一章 血管疾病的超声诊断	201
第一节 解剖生理概要	201
第二节 超声检查方法与正常声像图	202
第三节 颈部血管疾病	203
第四节 腹部血管疾病	207
第五节 多发性大动脉炎	209
第六节 四肢血管疾病	210
第十二章 介入性超声	214
第一节 介入超声资质准入	215
第二节 介入超声操作规范与流程	216
第三节 超声介入临床应用	216
第四节 介入超声未来发展趋势与挑战	229

第一章 超声诊断的原理与应用

利用超声的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**（**ultrasound medicine**）。其中，利用超声传播产生的透射、反射、折射、散射等效应，接收、分析、处理其所形成的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**（**ultrasound diagnostics**）。而利用超声传播产生的热效应、机械效应或空化效应等，达到治疗疾病和促进机体康复的方法，称为**超声治疗学**（**ultrasound 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、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**）是指振动频率超过 20 000 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图像的技术称为**超声成像**（**ultrasound imaging**），所获得的图像称为**超声声像图**（**ultrasonogram**）或者**超声图像**（**ultrasound image**）。

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，一是需要能产生声波振动的物体，称为**声源**（**sound source**），又称波源，在超声成像中，探头晶片就是声源；二是需要能传播声波振动的物体，称为**介质**（**medium**），大部分人体组织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的纵波；骨骼既有纵波传播，也有横波传播。

（二）频率与波长

声波在 1s 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），医学超声成像使用的超声频率范围一般为 2~30 兆赫（MHz），1 兆赫等于一百万（ 10^6 ）赫兹。一个振动周期内声波传播的距离称为**波长**（**wavelength, λ** ），波长的单位为毫米（mm），对应上述频率范围，超声诊断常用波长为 0.05~0.75mm。

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

频率越高，波长越短，声波传播的方向性越显著。为了提高分辨率，通常应尽可能采用频率高、波长短的超声。软组织中不同超声频率对应的波长见表 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）	1.2	0.6	0.5	0.3	0.2	0.15	0.1

（三）声速、声压与声阻抗率

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)。对于以平面波传播的纵波,声速由介质的**密度** (density, ρ) 和**体积模量** (bulk modulus, K) 决定, 公式为 $c = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$ 。可见, 对于密度小、体积模量大的介质, 声速高; 对于密度大、体积模量小的介质, 声速低。部分组织的声速见表 1-2。不同组织之间的声速可有 5%左右的差异, 同一器官内组织细胞结构性质不一样, 声速也可能不一样。

表 1-2 人体各组织的介质密度、声速和声阻抗率

介质	介质密度 (g/cm ³)	声速 (m/s)	声阻抗率[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

对于介质某一点, 有声波时的压力与没有声波时的压力之差称为**声压** (acoustic pressure, p), 单位是帕斯卡 (Pa)。声压随着空间和时间的变化而变化。

介质的**声阻抗率** (specific acoustic impedance, Z) 定义为声压 (p) 与质点振动速度 (v) 的比值, $Z = \frac{p}{v}$, 单位是 Pa·s/m, 或者 g/(cm²·s)。对于无衰减的平面波, 声阻抗率等于密度与声速的乘积, $Z = \rho c$ 。进一步将声速的公式代入, 可以得到 $Z = \sqrt{\rho K}$ 。在这种情况下, 声阻抗率完全由介质的特性 (即密度和体积模量) 决定, 称为**声特性阻抗** (characteristic acoustic impedance)。可见, 对于密度大、体积模量大的介质, 声阻抗率大; 对于密度小、体积模量小的介质, 声阻抗率小。

超声回声的强弱, 取决于构成界面的两种组织之间的声阻抗率差异。两介质的声阻抗率差异越大, 界面处反射越多, 回声越强; 两介质的声阻抗率差异越小, 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率差异大, 产生强反射, 同样脑组织与颅骨之间或者软组织与骨骼之间的声阻抗率差异大, 产生强反射, 因此, 不能用常规的超声方法检查肺和胃肠等含气器官以及脑和骨骼。

(四) 声束与声场

超声具有很好的方向性和束射性。集中向某方向发射的声波束, 称为**声束** (acoustic beam)。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、阵元数及其排列方式、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。

声波的传播过程中, 能量充满在一定的空间区域, 称为**声场** (acoustic field)。声场分为近场和远场。对于圆盘状的换能器, 如果不对声束进行聚焦, 近场声束集中成圆柱形, 远场声束向周围空间扩散。使用这样的声束进行成像, 图像的分辨率过低。因此, 超声成像多使用电子聚焦和声透镜聚焦使超声束变细, 以改善图像的侧向分辨率 (lateral resolution) 和厚度分辨率 (elevational resolution), 提高成像质量。

(五) 反射、透射、折射与散射

超声在介质中传播 (即入射, incident) 至声阻抗率不同的两种介质界面时, 一部分声波从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, 而最初的声波称为入射波。声波穿透界面继续向第二层介质传播的现象, 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。如声波遇到尺寸远小于波长的微小颗粒或界面时，激发微粒或界面振动，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。散射波可形成新的反射、透射或折射声波，其中与入射方向呈 180° 的散射称为**背向散射 (backscattering)**。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信号，对人体各组织的生理与病理信息进行诊断分析的。

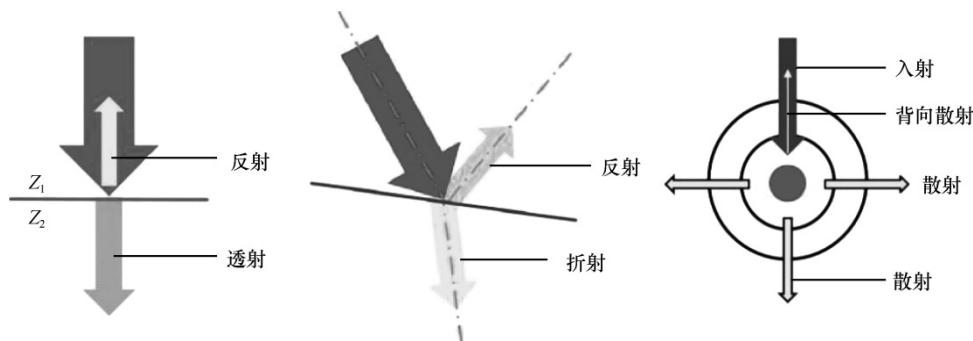


图 1-1 超声反射、透射、折射与散射模式图

(六) 声能、声功率、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 (acoustic energy)**。单位时间内，声波通过垂直于传播方向某指定面积的声能，称为**声功率 (acoustic power)**。单位面积的声功率，称为**声强 (acoustic intensity)**，又称为声能流密度，单位是瓦/厘米² (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。超声衰减的主要原因是生物组织吸收超声的能量，将机械能转变为热能；而生物组织对超声能量的吸收，主要与生物组织中蛋白质的含量有关。蛋白质含量越高，吸收越强，衰减越明显，穿透力越低。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、噪声与声窗

从声源发射经介质界面反射或散射至接收器的声波，即能被接收器接收的反射波或散射波，称为**回声 (echo)**，又称回波。常规超声检查中获得的所有图像，都来自被检物所产生的回声信号。除了各组织、病变组织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 $\geq 20^\circ$ ，则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)**。回声和噪声的强度常以分贝 (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途径，称为**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发射频率之间会产生一定差异，界面朝向声源运动，频率会增高，若界面背离声源运动，频率会降低，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**多普勒频移 (Doppler frequency shift)**，或简称频移，也称**多普勒频率 (Doppler frequency, f_d)**。通常界面运动越快，频移越大。心肌、血管壁、瓣膜等组织的运动和血液的流动，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 应 $< 20^\circ$ ；检查外周血管血流速度时，应尽可能使 $\theta < 60^\circ$ 。多普勒频移公式为

$$f_d = \frac{2v \cos \theta}{c} f_0$$

公式中 f_d 为多普勒频移, 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。式中 f_0 和 c 是不变的, 而 v 在变化, 即反射波的多普勒频移 (f_d) 随着被测物体的运动速度 (v) 改变而改变。假设 $\cos \theta > 0$, 如果被测物体朝向探头运动, v 为正值, f_d 也为正值, 表示频率增高; 反之, 如果被测物体远离探头运动, v 为负值, f_d 也为负值, 表示频率降低。

二、超声诊断仪的基本构成与超声的发射接收

超声诊断仪的功能包括对结构以及血流进行检测或成像。用于结构检测或成像的超声诊断仪包括幅度型超声诊断仪、运动型超声诊断仪、辉度型超声诊断仪, 以及用于血流检测或成像的频谱多普勒超声诊断仪和彩色多普勒超声诊断仪 (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。除了连续波频谱多普勒超声诊断仪发射的超声波较长以外, 其他超声诊断仪一般都采用脉冲回声 (pulse-echo) 方式。采用这种方式时, 超声探头发射一个短的超声波 (脉冲), 使用同一个探头检测反射或散射的超声回声。通过发射脉冲和检测回声之间的时间差, 可用来计算反射或散射超声的界面或者颗粒的深度 (等于声速乘以时间差的一半), 回声的幅度反映了声阻抗的差异, 回声的频率则包含了运动的信息 (主要是血流速度)。现以脉冲回声式超声诊断仪为例, 作简要介绍。

(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 (transducer) 和主机 (mainframe) 两部分构成, 超声脉冲的发生与回声的接收是由同一探头完成的。超声检查时, 主机提供一个较短的电脉冲信号作用于探头, 探头中压电材料发生振动产生超声, 即将电能转换成声能。超声在体内传播过程中, 各种组织的声学界面或颗粒产生反射波或散射波, 其中部分可返回探头, 再由探头将声能转换成电能。探头产生的电信号由主机接收、放大、处理, 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。

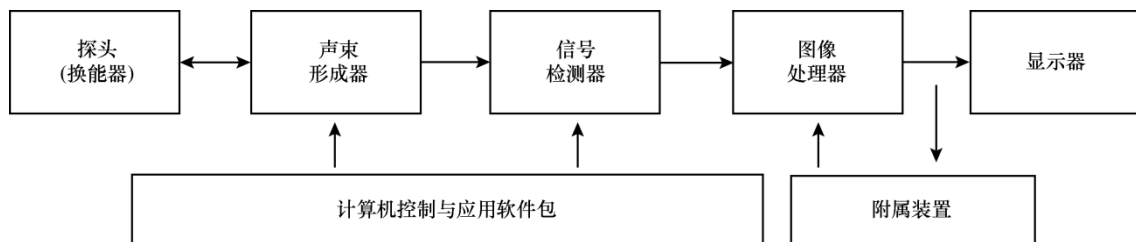


图 1-2 超声诊断仪的基本构成

超声诊断仪的探头主要分为线阵探头、凸阵探头和相控阵探头等几种类型。线阵探头主要用于浅表器官和外周血管检查, 凸阵探头主要用于腹部和妇产科检查, 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 2.5MHz、3.5MHz 等。
2. 变频探头 同一探头可选用不同发射频率, 如 3.5MHz 或 5MHz。
3. 宽频探头 发射频率具有一个范围, 如 2~5MHz, 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 5MHz 或以上, 如用于检查心血管的腔内探头频率可高达 30MHz 以上。

(二) 超声的发射与接收

用于超声声源的压电材料主要包括压电晶体和压电陶瓷。压电晶体通常是单晶体材料, 天然单晶体主要是石英, 人造单晶体有硫酸锂、铌酸锂等。以钛酸钡和锆钛酸铅 (简称 PZT) 为代表的

压电陶瓷则是人工合成的多晶体材料。

当压电材料的某一压电轴方向上受压或材料的两端受到拉伸时,压电材料两侧面便产生电荷,这种将压力(机械能)转化成电荷(电能)的效应称为正压电效应。将压电材料置于交变电场中,并使电场方向与压电材料压电轴的方向一致,则压电材料厚度发生改变,出现收缩或膨胀,这种将电荷(电能)转化成压力(机械能)的现象称为逆压电效应。正压电效应和逆压电效应统称压电效应,即压力与电荷相互转换的现象。具有这种压电效应的材料称为压电材料,超声诊断仪中的探头(换能器)采用的即是压电材料。

当超声波作用于压电材料时,可产生微弱电荷信号,经仪器接收放大后形成代表反射或散射强弱的图像。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。超声发射时用的是逆压电效应,超声接收时用的是正压电效应。

三、超声医学的工作原理

如前所述,超声医学是利用超声波与人体器官组织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、散射等方面的信息,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。软组织包括肌肉、脂肪、肝、肾等实质性组织,它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,又具有普通软组织的属性。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。

利用超声产生的热效应、机械效应或空化效应,将超声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,称为超声治疗学。**热效应(thermal effect)**是指超声在生物体内传播过程中,机械能被介质吸收转变成热能的效应。**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。溶解在液体中的气体,在一定的声压负压作用下会开始膨胀,形成微气泡,并在交变声压作用下膨胀和收缩。声压较小时,微气泡的直径保持相对恒定且不破裂,称为稳态空化(stable cavitation)。声压较大时,微气泡在声压负压半周期迅速膨胀,随即又在声压正压半周期突然收缩至崩溃,称为瞬态空化(transient cavitation)或惯性空化(inertial cavitation)。在微气泡崩溃瞬间,局部产生高温(可达数千摄氏度)、高压(可达数百个大气压),同时伴随强大的冲击波和高速微射流,使水分子发生裂解,产生氢自由基($\text{H}\cdot$)和羟自由基($\cdot\text{OH}$),引发过氧化反应,气泡崩溃时还伴有声致发光。这些现象可能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

根据超声仪的不同工作原理所建立的超声诊断方法,包括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。

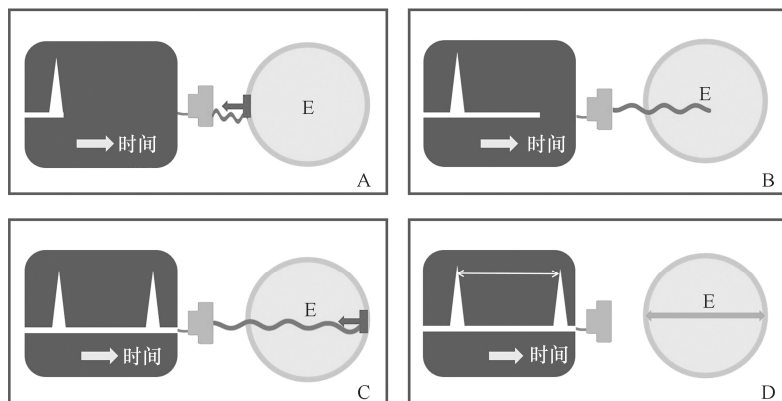


图 1-3 A 型诊断法界面回声模式图

A. 声波遇到被探测物体 (E) 第一个反射界面, 示波器显示回波信号; B. 声波在声阻抗均匀一致的被探测物体 (E) 内部传播, 示波器无回波信号显示; C. 声波到达被探测物体 (E) 第二个反射界面, 示波器显示第二个回波信号; D. 测量示波器上两个回波信号的距离, 可以反映被探测物体 (E) 的径线

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二维平面断层图像(图 1-4), 即二维灰阶 (grayscale) 图像。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**扇形扫描 (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。

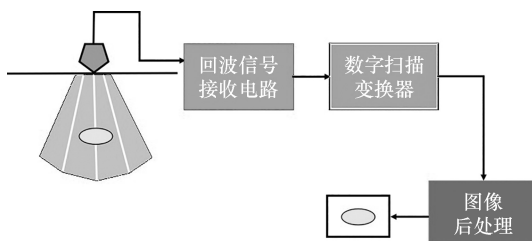


图 1-4 B 型诊断法二维图像形成示意图

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)**, 一般通过相控阵超声探头扫描, 采用扇形扫描, 沿着不同的扫查角发射和接收超声, 能通过较小声窗避开胸骨与肋骨的阻挡, 探查较大范围的心脏结构。下述的 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 B 型扫描中沿着单个声束位置取样获得运动界面回声, 然后在该位置持续扫描, 获得运动界面的距离-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。M 型诊断法也属于辉度调制显示法, 与 B 型诊断法不同的是, B 型诊断法显示的是脏器二维空间结构的回声强弱, M 型诊断法显示的则是脏器一维空间结构在不同时间的回声强弱, 从而反映其运动情况。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被探测结构的深度，横坐标为时间，二者结合可以显示被探测结构的深度随时间的变化。

M 型超声心动图的特点：①可连续记录并在同一画面显示多个心动周期的变化，同时清晰观察心脏舒张期和收缩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心室前后径，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

常用的有脉冲波频谱多普勒、连续波频谱多普勒和彩色多普勒血流成像三类，前两者又合称为频谱多普勒。

1. 脉冲波频谱多普勒 (pulsed wave spectral Doppler, PW Doppler) 脉冲波频谱多普勒技术属于频移示波显示法，用一定宽度的调制脉冲获得采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的方向、大小和分布等信息，具有很高的距离分辨率，对于鉴别正常与异常血流具有十分重要的意义。脉冲波频谱多普勒技术采用同一个超声换能器进行超声发射和接收，分时工作。脉冲波频谱多普勒技术的主要缺点是超声换能器在发射脉冲波后，开始接收回波，需要一定的时间延迟才能发射下一个超声脉冲，根据信号的采样定律，脉冲重复频率必须大于或等于最大多普勒频移（与最大血流速度有关）的两倍，才能准确显示频移的方向和大小（图 1-5）。此外，脉冲波频谱多普勒技术存在最大测量深度和最大测量流速的矛盾。为了测量更深血管的血流速度，需要增加两次脉冲波发射之间的时间延迟，从而让超声波有足够的时间传播至更深的血管，这就降低了脉冲重复频率，导致能够测得的最大多普勒频移减小，即最大测量流速降低。

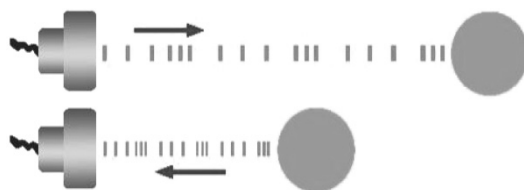


图 1-5 多普勒原理图

2. 连续波频谱多普勒 (continuous wave spectral Doppler, CW Doppler) 连续波频谱多普勒技术属于频移示波显示法 (frequency shift display)，使用两个超声换能器，或者将一个超声换能器分成两部分，分别连续发射和接收超声波，故无法获得时间延迟信息且不受脉冲重复频率的影响。连续波频谱多普勒主要用于测量血流方向、时相、最大跨瓣压差和平均跨瓣压差等，能够检测高速 ($>7\text{m/s}$) 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，轴向分辨率差，因而不能定点测量血流状态。

3. 彩色多普勒血流成像 (color Doppler flow imaging, CDFI) 简称彩超，属于彩色编码频移显示法，是在二维超声切面上获得一个较大腔道中的全部回声信息，采用自相关技术估计腔道各点的血流速度，然后将血流速度进行彩色编码，并重叠于 B 型超声获得的二维灰阶图像相应区域之内。彩色多普勒血流成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 1-6）。

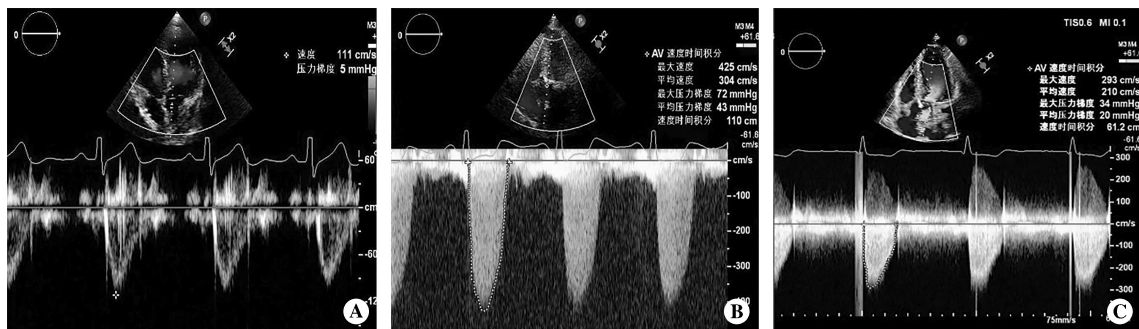


图 1-6 不同血液流动状态的频谱

A. 层流频谱; B. 湍流频谱; C. 涡流频谱

1. 层流 (laminar flow) 正常管腔红细胞流动方向一致, 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, 形成许多旋涡状喷射流束, 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成像特点

彩色多普勒血流成像由红、蓝、绿三原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, 在主流血流束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, 红蓝两色界线明确 (图 1-7)。



图 1-7 不同血流速度的彩色多普勒血流成像

A. 舒张期通过正常二尖瓣口的血流为层流, 彩色多普勒显示为朝向探头运动的红色血流束; B. 舒张期通过狭窄二尖瓣口的血流为湍流, 呈现以红色为主五彩镶嵌的血流束

(罗建文 夏稻子)

第三节 超声图像的分析判定

超声图像的基础是解剖形态学,各种组织结构之间的声阻抗差的大小是以灰阶的程度来区分的,称之为**灰度 (gray scale)**。通过图像上的黑、白层次的不同来分辨组织解剖结构的层次,从而显示脏器及病变的形态、轮廓(边界回声)及其内部结构(内部回声)的物理性质。

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) 空间分辨率

空间分辨率是指超声检查时,显示屏上能区分两个细小目标的能力,即这两个目标的最小距离,空间分辨率根据方向不同可分为轴/纵向分辨率、侧/横向分辨率。

1. 轴/纵向分辨率 (axial/longitudinal resolution) 指在声束传播方向(即声束轴向)上区分两个目标的能力,也称为纵向分辨率。它与超声波的频率成正比,其最大理论分辨率为 $\lambda/2$ 。发射声波频率越高,纵向分辨率越高,但声波的穿透深度越低。轴向分辨率的优劣影响靶标在浅深方向的精细度,分辨率佳则在轴向的图像点细小、清晰。通常用 3~3.5MHz 探头时,轴向分辨率在 1mm 左右。

2. 侧/横向分辨率 (lateral/transverse resolution) 指在与声束轴线垂直的平面上,在探头长轴/短轴方向的分辨率,由探头发射声波的声束大小即宽窄与厚薄决定,声束越细,侧/横向分辨率越高。分辨率好坏与晶片形状、聚焦效果及距离换能器远近等因素相关。通常采用电子(即相控)聚焦来提高侧/横向分辨率。在声束聚焦区,3~3.5MHz 的侧/横向分辨率应在 1.5mm 左右。

(二) 对比分辨率

对比分辨率即图像灰阶分辨能力,与灰阶级数有关,用以显示回声信号间的微小差别。由超声仪器内部模/数(A/D)转换器位数决定。位数越高,灰阶级差越小,越能反映脏器细微回声的变化。

(三) 细微分辨率

由信号接收放大器通道数决定,与通道数成正比,通道数越多,细微分辨率越高,而与靶标的距离成反比。

(四) 时间分辨率

由仪器成像帧频决定,帧频越高,图像时间分辨率越高,对成像设备的信号处理速度要求就越高。

就单纯的二维图像而言,超声图像的细微、对比分辨率可能不如计算机体层成像(computed tomography, CT)、磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)等其他影像学方法,但超声成像属实时动态成像,可进行任意切面扫查,超声检查全过程在时间和空间上可以做到连续、完整,因此,有时甚至可以发现 CT、MRI 都无法显示的病灶,为疾病的诊断与鉴别提供依据。如超声造影检查对肝脏局灶性病变的检出率和诊断的准确性高于增强 CT,与 MRI 相当。

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。超声波在组织间传播时,会因不同组织的内部声阻抗差异而产生回声,通过分析这些回声可以获得组织或器官的形态、结构和功能信息。

(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,回声强度越低;组织内蛋白质特别是胶原蛋白越多,回声强度越高。人体组织的超声回声强度分为五级,由弱至强依次如下。

1. 无回声 (anechoic) 液性物质(如血液、胆汁、胸腹水、尿液)质地均匀,内无声阻抗差异的界面,故超声束通过时不产生界面反射。无回声型组织呈现液性暗区图像,如充盈澄清液体的

胆囊和膀胱等（图 1-8A）。

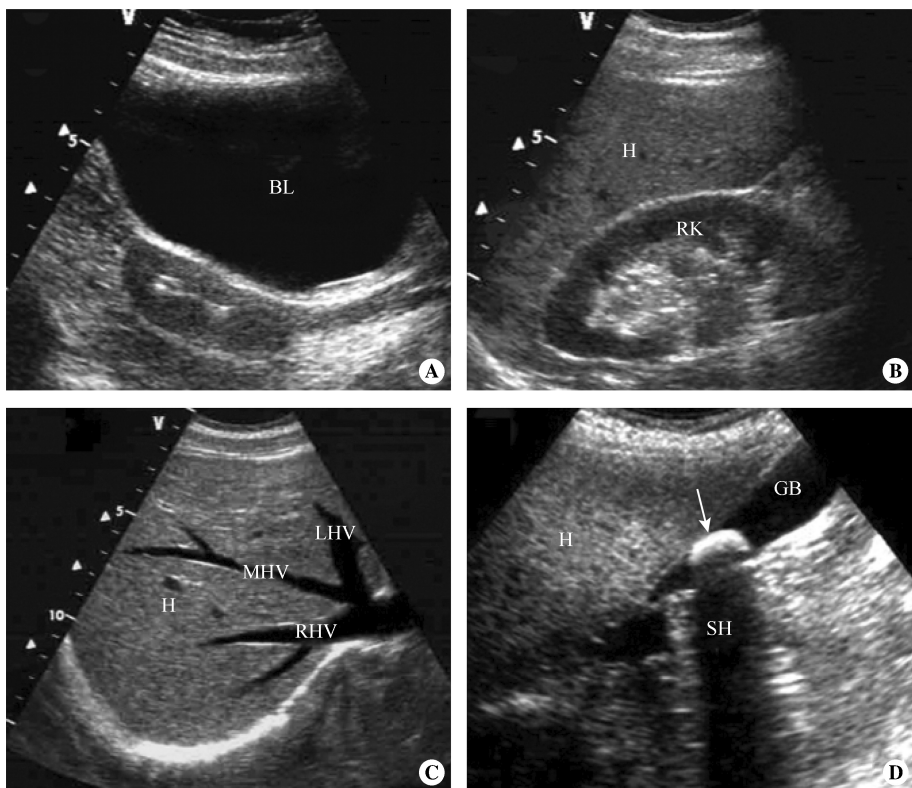


图 1-8 超声回声强度

A. 膀胱尿液无回声；B. 肾脏皮质低回声；C. 肝脏中等回声；D. 胆囊结石强回声

↓：胆囊结石

H：肝；RHV：肝右静脉；MHV：肝中静脉；LHV：肝左静脉；RK：右肾；BL：膀胱；GB：胆囊；SH：声影

2. 低回声 (hypoechoic) 组织透声较好，灰度较暗。如肾皮质（图 1-8B）、脂肪组织、正常淋巴结，也见于低回声型肝癌等实体肿瘤。

3. 中等回声 (isoechogenic) 组织声阻抗差异较小，超声通过时产生的回声不多，图像灰度中等，呈现细小均匀的光点，见于质地均匀的肝、脾等实质脏器（图 1-8C）。通常以正常肝脏回声作为中等回声（又称等回声）的标准参照物。

4. 高回声 (hyperechoic) 组织声阻抗差异较大，形成明显界面，回声较多且较强，灰度较明亮，反射系数 $>20\%$ ，后方不伴声影。见于心瓣膜、血管壁、肾盂等实质结构，以及肝硬化时肝内线状或网状回声等。

5. 强回声 (strong echogenicity) 由于组织与结石或空气间形成的界面声阻抗差异太大，声波几乎全部反射，灰度非常明亮，反射系数 $>50\%$ ，后方伴声影，声影是指由于前方有强回声反射或声衰减很大的物质存在，以致后方出现声束不能到达的区域，形成纵条状无回声或低回声条带，使界面后方的组织无法显示。强回声见于胆囊结石及胃肠气体等（图 1-8D）。

（二）回声分布

按超声图像中点状回声的分布情况，可将受检组织或病灶的回声分布描述为均匀（均质）或不均匀（不均质）。不均匀者可为斑点状、线状、团块状或环状等（随机性不均），或为规律性灰度递减（递减性不均）。

（三）回声形态

根据回声的形态可大致分为以下几种：①**斑点状回声 (spotted echo)**，回声细腻呈细小亮点；