



B型超声 诊断学

主 编 张青萍 王新房
副主编 胡绍绪

上海科学技术出版社

主 编 张青萍 王新房

副主编 胡绍绪

编著者(按姓氏笔画为序)

王加恩 王新房 张青萍

张嘉禄 胡绍绪 郝凤鸣

高淑英 曾仁端

目 录

第一章 概论	张青萍
第一节 超声诊断的发展概况	1
第二节 超声诊断学研究的内 容与特点及其在临床医学 影像诊断中的地位	2
第二章 超声成像的物理学基础	曾仁端
第一节 超声的基本性质	4
一、超声的主要特性参量	4
二、超声在介质中的传播	6
三、多普勒效应	7
第二节 超声波的发射和接收	8
一、压电换能器	8
二、换能器的超声场	9
三、换能器的结构	11
四、换能器的分辨力	12
第三节 超声成像及伪像	13
一、超声成像原理	13
二、超声成像过程中的伪像	14
第三章 超声诊断仪器的基本类型 与结构	张嘉禄
第一节 超声诊断仪器的类型	17
一、A型	17
二、M型	17
三、B型	17
四、C型和F型	19
五、多普勒诊断仪	19
第二节 超声诊断仪的基本结构	20
一、高速电子线性扫描超声显像仪	20
二、机械扇形扫描超声显像仪	22
第三节 提高图像质量的新技术	23
一、动态频率扫描	23
二、实时动态聚焦	24
三、超高密度多晶体探头	24
第四节 图像增强处理和直方图 显示	24
一、图像增强处理	24
二、灰度级概率密度函数——直方图显示	26
第四章 超声诊断基础及检查 方法	张青萍
第一节 超声诊断基础	28
一、超声图像诊断的一般原理	28
二、超声图像形成的有关物理因素	28
三、图像的描述与分析的内容	31
第二节 检查方法	35
一、各类超声诊断仪的临床应用特点	35
二、超声显像检查操作的基本方法	35
三、超声图像的标识方法	36
四、图像的记录方法与诊断报告的 书写要求	37
第五章 超声多普勒检测技术的 临床应用	王新房
第一节 基本原理	39
第二节 仪器类型	40
一、简易型连续多普勒	40
二、脉冲多普勒血流仪	40
三、连续多普勒血流仪	41
四、彩色多普勒血流成像	41
第三节 多普勒频谱曲线的分析 方法	41
一、取样部位	41
二、出现时间	42
三、血流方向	42
四、频移幅度	42
五、频谱形态	42
六、离散幅度	42
第四节 彩色多普勒的观测	42
一、部位	43
二、时相	43
三、彩色	43

四、辉度·····	43	一、原发性肝癌·····	78
五、范围·····	43	二、转移性肝癌·····	82
第五节 超声多普勒检查的 临床价值·····	44	三、肝囊肿·····	84
一、探查血流状态·····	44	四、多囊肝·····	85
二、鉴别液性暗区的性质·····	45	五、血管瘤·····	86
三、探测血流速度·····	45	六、肝脏其他实质性良性肿瘤·····	87
四、估计压力差·····	46	七、肝脓肿·····	88
五、测量血流容量·····	46	第四节 肝脏弥漫性病变·····	91
第六章 器官声学造影的应用·····王新房		一、肝硬化·····	91
第一节 肝脏声学造影·····	48	二、脂肪肝·····	93
一、造影原理·····	48	三、肝淤血·····	94
二、检查方法·····	48	四、布查综合征·····	94
三、声像图特点·····	49	第五节 肝脏介入性超声·····	95
四、临床意义·····	50	一、超声引导下肝脏穿刺术方法·····	95
五、副作用问题·····	51	二、超声引导下肝脏穿刺术应用范围·····	96
六、展望·····	51	三、肝脏术中超声检查·····	97
第二节 胃声学造影·····	52	第八章 胆系疾病的诊断·····张青萍	
一、检查方法·····	52	第一节 胆系的超声解剖·····	99
二、声像图特点·····	52	第二节 检查方法·····	100
第三节 结肠声学造影·····	53	一、检查前的准备·····	100
一、检查方法·····	53	二、扫查的步骤与方法·····	100
二、声像图特点·····	53	第三节 正常胆囊、胆管声像图·····	102
第四节 子宫输卵管声学造影·····	53	一、胆囊声像图·····	102
一、造影原理·····	53	二、肝内胆管声像图·····	102
二、检查方法·····	53	三、肝外胆管声像图·····	103
三、声像图特点·····	54	第四节 胆系结石·····	103
四、临床意义·····	55	一、胆囊结石·····	103
五、注意事项·····	55	二、胆管结石·····	105
第五节 其他·····	55	第五节 胆系炎症·····	105
第七章 肝脏疾病的诊断·····胡绍绪		一、急性胆囊炎·····	105
第一节 肝脏超声解剖·····	56	二、慢性胆囊炎·····	106
一、肝周超声解剖·····	56	三、急性化脓性胆管炎以及硬化 性胆管炎·····	106
二、肝管道超声解剖·····	59	第六节 胆系肿瘤·····	107
三、肝脏断面超声解剖·····	65	一、胆囊良性肿瘤·····	107
第二节 检查方法·····	76	二、胆囊恶性肿瘤·····	107
一、病人的准备·····	76	三、胆管癌·····	108
二、体位·····	76	第七节 先天性胆系疾病·····	109
三、仪器条件·····	76	一、胆管囊状扩张·····	109
四、扫查部位及断面标准化·····	76	二、胆管闭锁·····	109
五、观察内容·····	77	第八节 黄疸的鉴别诊断·····	110
第三节 肝脏占位性病变·····	78		

一、鉴别肝内或肝外梗阻·····	110	四、小肠病变时的声像图·····	131
二、判断梗阻部位·····	110	第四节 结肠病变·····	132
三、确定病因·····	111	一、解剖·····	132
第九章 胰腺疾病的诊断·····张青萍		二、检查方法·····	132
第一节 胰腺超声解剖·····	112	三、结肠的正常声像图·····	132
第二节 检查方法·····	113	四、结肠病变时的声像图·····	133
一、检查前的准备·····	113	五、肠内外肿块的诊断与鉴别诊断·····	133
二、体位·····	114	第五节 消化系统疾病超声诊断	
三、探测方式与途径·····	114	的价值·····	134
四、扫查胰腺常用的基本切面·····	114	第十一章 泌尿系疾病的诊断·····胡绍绪	
五、胰腺大小及胰管的测量·····	115	第一节 肾脏超声解剖·····	135
第三节 正常胰腺声像图·····	116	一、肾脏解剖学概要·····	135
一、正常胰腺切面形态及其类型·····	116	二、肾脏的断面·····	136
二、胰腺的内部回声·····	116	三、肾脏的正常声像图·····	136
三、易与胰腺相混同的影像及其鉴别·····	117	第二节 检查方法·····	137
第四节 胰腺炎·····	117	一、体位·····	137
一、急性胰腺炎·····	117	二、仪器条件·····	137
二、慢性胰腺炎·····	118	三、扫查径路·····	137
第五节 胰腺囊性病变·····	119	第三节 常见泌尿系疾患的诊断·····	138
一、假性囊肿·····	120	一、肾囊肿·····	139
二、真性囊肿·····	120	二、肾积水·····	140
三、胰腺囊腺瘤·····	120	三、肾肿瘤·····	142
第六节 胰腺肿瘤·····	121	四、肾移植并发症·····	144
一、胰腺癌·····	121	五、膀胱肿瘤·····	145
二、胰岛细胞瘤·····	123	六、前列腺疾患·····	146
第七节 胰腺的介入性超声·····	124	七、肾上腺肿块·····	147
第十章 食管、胃肠疾病的诊断·····王加恩		第十二章 腹部肿块的诊断·····胡绍绪	
第一节 食管病变·····	125	第一节 腹部超声解剖·····	149
一、解剖·····	125	一、腹壁超声解剖·····	149
二、扫查方法·····	125	二、腹腔超声解剖·····	149
三、食管的正常声像图·····	126	三、网膜囊超声解剖·····	151
四、食管病变时的声像图·····	126	四、腹膜后间隙超声解剖·····	152
第二节 胃部病变·····	126	第二节 腹部肿块的病理·····	155
一、解剖·····	126	一、腹部肿块的常见原因·····	155
二、检查方法·····	127	二、腹部肿块的病理分类·····	155
三、胃的正常声像图·····	128	三、腹部各区常见肿块·····	155
四、胃病变时的声像图·····	128	第三节 检查方法·····	156
第三节 小肠病变·····	130	一、病人的准备·····	156
一、解剖·····	130	二、病人的体位·····	156
二、检查方法·····	130	三、扫查方法·····	156
三、小肠的正常声像图·····	130	四、诊断步骤·····	156
		第四节 腹部肿块声像图分类·····	157

一、囊性肿块·····	157	一、检查前的准备·····	176
二、实质性肿块·····	159	二、检查步骤·····	176
三、混合性肿块·····	161	第三节 正常子宫及其附件声像图·····	179
第五节 鉴别诊断·····	161	一、正常子宫声像图及其测值·····	179
一、腹部肿块与假性肿块的超声鉴别·····	161	二、正常卵巢声像图及其测值·····	179
二、肿块性质的鉴别·····	161	三、月经周期中子宫、卵巢等声像 图形态学的变化·····	179
三、肿块来源脏器的鉴别·····	163	第四节 子宫疾病的诊断·····	180
第六节 常见腹部肿块的超声诊断·····	163	一、先天性子宫畸形·····	180
一、腹内脓肿·····	163	二、子宫肌瘤·····	181
二、肝脏肿块·····	164	三、子宫腺肌症·····	182
三、胆道肿块·····	164	四、子宫体癌·····	183
四、胰腺肿块·····	164	五、子宫非肿瘤性病变·····	183
五、胃肠道肿块·····	165	第五节 卵巢肿瘤的诊断·····	184
六、脾脏肿块·····	165	一、卵巢囊性肿瘤·····	184
七、结核性腹膜炎·····	165	二、卵巢实质性肿瘤·····	186
八、肾源性肿块·····	165	三、转移性卵巢恶性肿瘤·····	188
九、腹壁肿块·····	165	四、卵巢良、恶性肿瘤的鉴别·····	188
十、腹膜后肿块·····	166	第六节 盆腔炎性肿块的诊断·····	189
第十三章 腹部血管超声显像·····王加恩		一、病变特点·····	189
第一节 解剖·····	167	二、声像图表现·····	189
一、大体解剖·····	167	三、鉴别诊断·····	190
二、超声断面解剖·····	168	第七节 宫内节育器的超声检查·····	190
第二节 腹腔血管正常声像图·····	169	一、检测方法与内容·····	190
一、腹主动脉及其分支·····	169	二、宫内节育器的类型与声像图特点·····	190
二、下腔静脉及其属支·····	170	三、宫内节育器的定位·····	191
三、门静脉系统的属支·····	170	四、宫内节育器所致并发症的检查·····	192
第三节 腹腔血管疾病声像图·····	171	第十五章 产科超声检查·····张青萍	
一、腹主动脉疾病声像图·····	171	第一节 应用范围与适应证·····	193
二、下腔静脉变异声像图·····	173	第二节 检查方法·····	193
第四节 腹腔血管疾病鉴别诊断·····	173	一、检查前的准备·····	193
一、腹主动脉瘤与有关疾病的鉴别·····	173	二、体位及扫查技术·····	193
二、下腔静脉变异病因的鉴别·····	173	三、产科超声检查中注意事项·····	193
第五节 超声显像检测腹部血管 的价值·····	174	第三节 早期妊娠的诊断·····	194
第六节 注意事项·····	174	一、胚胎的发育·····	194
第十四章 妇科疾病的诊断·····张青萍		二、早期妊娠诊断要点·····	194
第一节 盆腔及女性内生殖器官 超声解剖·····	175	三、孕龄的估测·····	196
一、盆腔内结构·····	175	第四节 早期异常妊娠·····	198
二、女性内生殖器官·····	175	一、流产·····	198
第二节 检查方法·····	176	二、葡萄胎·····	198
		三、异位妊娠·····	199
		第五节 中晚期妊娠·····	200

一、检查步骤与方法	200	二、肺脓肿	219
二、胎儿的超声解剖	202	第五节 纵隔肿瘤	219
三、胎儿的行为状态	203	一、解剖	219
四、胎儿生物学检测	205	二、肿瘤的类型	219
五、胎盘	206	三、声像图特点	219
六、胎位	208	第十七章 浅器官病变的超声	
第六节 胎儿生长异常	208	诊断	郝凤鸣
一、宫内胎儿生长迟缓	208	第一节 诊断原则	221
二、巨大胎儿	209	一、检查技术	221
三、死胎	210	二、浅器官超声诊断原理	221
第七节 多胎妊娠	210	第二节 涎腺的超声诊断	222
第八节 胎儿畸形	210	一、解剖	222
一、羊水过多伴发的胎儿畸形	210	二、涎腺疾患的超声征象	222
二、羊水过少伴发的胎儿畸形	211	第三节 甲状腺和甲状旁腺的超声	
三、其他的一些畸形	212	诊断	223
第九节 前置胎盘	212	一、解剖	223
一、中央性前置胎盘	212	二、甲状腺疾病的超声诊断	224
二、部分性前置胎盘	212	三、甲状旁腺疾病的超声诊断	224
三、边缘性前置胎盘	213	第四节 颈部肿块的超声诊断	225
四、低置胎盘	213	一、解剖	225
第十节 胎盘早期剥离	214	二、颈部肿块的超声征象	226
一、声像图特点	214	第五节 乳腺的超声诊断	226
二、鉴别诊断	214	一、解剖	226
第十一节 羊水过多和过少	214	二、乳腺疾患的超声征象	227
一、羊水过多	214	第十八章 眼科疾病的超声诊断	高淑英
二、羊水过少	215	第一节 眼部的解剖	229
第十二节 胎盘的超声显像在第三		一、眼球	229
产程中的应用与意义	215	二、眼眶	230
第十六章 胸部疾病的诊断	王新房	第二节 仪器和检测方法	230
第一节 检查方法	217	一、仪器	230
一、仪器选择	217	二、检测方法	230
二、体位	217	第三节 眼部正常声像图	231
第二节 正常肺部声像图	217	一、眼轴位检查声像图	231
第三节 胸腔积液	218	二、非轴位检查声像图	231
一、单纯性胸腔积液	218	三、赤道位检查声像图	231
二、脓胸	218	第四节 视网膜疾病	231
三、胸膜增厚	218	一、原发性视网膜脱离	231
四、包裹性积液	218	二、视网膜母细胞瘤	232
五、穿刺定位	218	三、牵引性视网膜脱离	233
第四节 肺部疾患	219	第五节 脉络膜疾病	233
一、肺肿瘤	219	一、黑色素瘤	233

二、脉络膜脱离.....	233	四、海绵状血管瘤.....	236
第六节 玻璃体疾病	234	五、眼眶恶性肿瘤.....	236
一、玻璃体积血.....	234	六、眼眶蜂窝织炎.....	236
二、玻璃体机化膜.....	234	七、格雷夫斯病眼眶病变.....	236
第七节 眼眶疾病	235	第八节 眼外伤	237
一、粘液性囊肿.....	235	一、眼球破裂伤.....	237
二、皮样囊肿.....	235	二、眼部异物.....	237
三、视神经胶质瘤.....	235	超声图.....	插页

第一章 概 论

第一节 超声诊断的发展概况

超声学是一门应用性较广的学科,随着电子技术的发展,它在医学领域中的应用日益广泛。回顾医学超声诊断发展的历史,大致可归纳为4个阶段,即(1)探索试验阶段;(2)临床实用阶段;(3)开拓前进阶段;(4)飞跃发展阶段。早在1942年,奥地利精神病医生 Dussik 首先采用穿透式超声探测脑肿瘤,开创了超声医学诊断新领域。但由于人体内部器官构造的复杂性,穿透式超声所反映的仅为通过人体组织后的衰减信息,而不能反映其位相信息,因实用意义不大而无甚进展。1946年,Firestone 等将雷达技术与声学原理相结合,提出了A型超声诊断技术原理,开始使用超声脉冲回声检测技术,应用反射式超声进行医学诊断。1951年,Wild 和 Reid 发展了应用A型超声来区别正常组织与疾病组织,并报道了肿瘤、乳腺癌的回声图像。此后,即有了更多的临床应用,自20世纪50年代以后,超声诊断由实验探索阶段逐步进入了临床实用阶段,虽然A型超声所反应的信息较早期的透射法有所提高,但由于只是回波时差的显示,其图形的解释多凭经验,不能得出体内器官的直观图像,这是其一大缺点。1952年,Howry 和 Bliss 开始研究B型超声切面成像,发表了二维超声应用于各种组织器官的切面图像,并介绍了复合扫描原理,B型超声的问世促进了超声临床应用的发展。1954年,Edler 和 Hertz 应用西门子反射记录器来研究心脏,探测到二尖瓣活动曲线,开始出现“超声心脏图描记法”,即M型超声心动图。1957年,Reid 及 Satomura 开始应用超声散射特性进行诊断,研究了连续超声多普勒(Doppler)诊断技术。日本的里村茂夫等也报道了根据多普勒信号的改变,可判断某些心脏瓣膜疾病。菊田、Wild 研制了心脏断层成像。1958年,Donald 研制了BP切面显像,报道了探测腹部疾病的经验。1959年,Franklin 等研制了超声脉冲多普勒获得成功。1964年,Calagan 应用超声多普勒探测胎儿及某些血管疾病。1967年,Bom 和 Semer 等提出电子扫描法。1968年,Bom 及 Thurston 等发展了声全息和阵列式换能器成像技术。Csomer 制成电子扇形扫描,1969年,Vidoson 制成高速机械扫描(线扫)。Bauer 和 Wells 等发展了超声测距多普勒技术,提出了调制编码多普勒法。Light 提出频谱法研究血流。60年代超声成像技术已日臻成熟与完善,临床应用也获得广泛发展,进入了开拓前进的新阶段。1972年,Fish 等发展了多普勒成像技术,Hill 等发展了灰阶显示,提高了分辨率。1973年,日、美有电子扇扫(相控阵)诊断仪问世。1974年,Greenleaf 开始用计算机处理超声断层图像,英、美、日均出现C型超声装置。1975年,Marco 等提出超声多普勒相位检测法,开始发展超声扫描转换和相关检测技术,提高了超声显像仪自动化程度和检测精度。70年代后期微型计算机在超声诊断仪器中得到了广泛应用,如探头的扫描、图像的数字扫描转换(DSC)、图像的数字扫描处理(DSP)、操作仪器的程序控制、各种功能的自动检测显示等。DSP的出现使超声仪器向高度技术性能、小型化迈进了一大步。70年代是B型显像蓬勃发展的年代,取得了很多突破性的进展,特别是

进入 80 年代后,更是日新月异,飞跃发展。仪器的研制方面主要向自动化、综合化、定量化、多功能、CF 等函数断层显像方面发展,致力于从反射、散射特性中提出更多的信息。实时二维彩色多普勒血流显像已广泛应用于临床。调频显像(FM)也已研制成功,提供了一种新型的超声图像,改善了图像的细微分辨能力。三维超声显像、超声 CT 等正在研制中,不久将应用于临床。超声成像设备不仅已拓身于主要医学成像系统,且与 X-CT、放射性核素、核磁共振成像等并驾齐驱,相互补充,成为使用最广泛、最普及的诊断工具之一。

我国于 1958 年开始应用超声诊断,在 60 年代初期发展很快,当时上海、北京、武汉等地应用国产的 A 型超声诊断仪检查肝脏疾病、妇产科疾病、颅脑和心脏疾患取得了较好的成绩。葡萄胎超声诊断是我国学者开创的先例(1960 年),肝脓肿超声诊断的研究工作开始很早,受到了国内外学者的重视。胎心超声检查法系我国学者在 1964 年首先提出,一年之后,国外才有应用超声多普勒法检查胎心的报告。就这一时期来看,我国超声研究与国外的差距较小,在某些方面尚处领先地位。遗憾的是正当超声诊断在国际学术界引起广泛兴趣并处于飞速前进之际,我国的超声研究工作在 60 年代中、后期停滞不前,耽误了相当长的时间,拉大了与国外的差距。70 年代后期随着新的超声设备的引进和创制,以及线扫、扇扫断层显像的应用逐步增加,我国的超声诊断则有了长足的发展。特别在临床应用的研究方面取得了很多新的成果。造影超声心动图中的双氧水心脏声学造影研究等,已获得了广泛的临床应用,在国际上也居于领先地位。临床应用的许多方面已接近和达到目前国际新水平。但对先进仪器的创制及超声应用基础理论的研究尚属薄弱环节,急待加强和努力。

总之,超声诊断从 40 年代开始至今已进入了飞跃发展的阶段,并预计将更迅速地向着功能更完备的方向发展。回顾超声诊断的发展历史,共有三次重大的突破,第一次为 B 型超声双稳态显示到“灰阶”显示,使图像具有更丰富的层次,提高了分辨力。第二次为“实时”技术的出现,使图像显示由静态到动态,扩大了超声的应用范围。第三次突破即是微型电子计算机更广泛地与超声技术相结合,促使超声诊断技术向更高水平发展。

第二节 超声诊断学研究的内容与特点及其在 临床医学影像诊断中的地位

超声诊断学是一门边缘学科,它吸收了当今电子学和生物工程学上的最新成就,以解剖学、病理学等形态学为基础,并与临床医学密切结合,发展成为一门比较成熟的医学影像诊断学科。

超声诊断学研究的内容主要有以下几个方面:

(1) 脏器病变的形态学诊断以及器官的超声解剖学的研究。超声图像诊断是以形态学表现为依据的,因此它的基础是病理解剖学形态改变以及由病变所致的组织声学的变化及其与图像上的联系,从而有助于作出病变定位与定性诊断。

(2) 功能性检测亦即生理学诊断,研究某些脏器、组织的生理特点所出现声像图上或超声多普勒图上的规律性变化。如超声心动图以及多普勒双功系统对心脏收缩与舒张功能的检测、胆囊的收缩及胃的排空功能、胃肠道的蠕动、膈肌呼吸时活动等。

(3) 介入性超声的研究,包括内脏镜超声和术中超声。介入性超声的发展促进了超声诊断与临床及病理细胞学、组织学的密切结合,进一步提高了超声诊断水平和扩大了应用范

围。超声诊断由于在技术性能上具有许多独特的优点,因而有着广阔的应用前景。

超声诊断的特点就其技术性能而言,由于超声波是机械波,其所获得的超声图像反映的系介质中力学性质的差异,可得到与光学、X射线、 γ 射线等不同的信息(后者反映的是介质中介电性质的差异)。超声对人体软组织有着良好的分辨能力。反射式超声易被脉冲调制,减少了对生物组织不必要的照射,并提高了检测灵敏度,可得到高达 100dB 左右动态范围的有用信号,有利于识别生物组织的微小病变。目前常用的超声换能器是用具有压电效应的材料制成的,这些材料对压力(声振幅)敏感,因而超声图像是建立在振幅检测的基础上,而显示信号振幅的图像比显示信号强度(能量)的图像(如X射线图像)的信噪比高,因此,超声图像显示活体组织时可不用染色处理,即可获得所需图像,有利于检测活体组织。此外,超声信号便于转换为光、电、磁信号,故可广泛利用现代新技术。例如目前随着提取频、相信息技术的出现与发展,及时地引进超声领域,在超声信息显示方面又有新的突破,加之超声仪器工程方法颇多,有A型、B型、M型、C型、F型和超声多普勒等可根据不同的需要选择使用或取得多方面的信息,达到广泛应用的效果。

由于超声在技术上的独特性能,因此在实际应用上也具有如下的优点:(1)无放射性的损伤作用,属无创性的检查技术;(2)取得的信息量丰富,具有灰阶的切面图像,层次清楚,接近于解剖真实结构;(3)对活动介面能作动态的实时显示,便于观察;(4)能发挥管腔造影功能,在毋需任何对比剂的情况下便能显示管腔结构,如腹内的大血管以及肝内的门静脉、肝静脉和胆管等;(5)对小病灶有良好的显示能力,实质性脏器内 2~3mm的囊性或实质性病灶已能清晰显示;(6)能自如地取得各种方位的切面图像,并能根据图像显示的结构和特点对病灶准确地定位和测量其大小;(7)能及时取得结果并可反覆多次地进行动态观察,对危重病人可行床边检查。与其他常用的影像诊断技术比较具有很多的独特点,因而在临床实用中有着重要的地位。

(同济医科大学附属同济医院 张青萍)

第二章 超声成像的物理学基础

超声成像的物理学基础是超声在各种不同介质中传播的物理特性。超声成像的基本方法是向人体内发射超声波,并接收和记录由体内各种不同器官、组织界面所反射、散射或透射的超声信号,根据该信号的特点,取得信息,作出诊断。可见超声诊断的准确程度与诊断人员对这一物理特性的了解程度甚有关系,这是撰写本章的原因。本章将讨论超声在介质中的传播规律和特性、超声的产生和接收,最后介绍超声成像原理和成像过程中的伪像。

第一节 超声的基本性质

一、超声的主要特性参量

(一) 波长、频率和波速

在弹性介质中,如果有一部分质点发生振动(设为波源),由于它和邻近质点有相互作用力,使其周围各部分质点也随之振动起来。同样,周围各部分质点的振动又使较远的各部分质点也跟着振动起来。这就是说,介质中任何一部分质点发生振动并不局限于该部分质点的振动,而是要沿着整个介质或介质中某一特定方向以一定的速度传播出去。这种振动在介质中的传播现象叫波动。可见,波动的形成要有振动源和弹性介质,而波动传播到哪里,哪里的质点就开始振动。由于振动是能量的一种表现形式,所以波动的实质是一种能量的传递过程。能够引起听觉器官有声音感觉的波动称为声波,人类能感觉到的声波频率范围在 $20\sim 20\,000\text{Hz}$, 频率高于 $20\,000\text{Hz}$ 的声波称为超声波,超声成像用的频率在 $10^6\sim 5\times 10^7\text{Hz}$ 范围内,这种频率的超声波以纵波的形式,使弹性介质的质点产生稀疏和密集的交替变化来传播超声能。

波从波源在介质中传播,在同一时刻,波传到哪里,哪里的质点都将以相同的位相开始振动,由这些同位相振动的点所连成的面,就叫做波面或波前,波面为球面叫球面波,波面为平面叫平面波,表示波传播方向和途径的线叫波线。在均匀的各向同性介质中,波线为直线并与波面垂直。

1. 波长 质点完成一次完全振动的时间内振动向前推进的距离称为波长,用 λ 表示,单位用 m 。

2. 周期和频率 振动向前推进一个 λ 的距离所需的时间叫周期,用 T 表示,刚好就是振动质点的振动周期,单位用 s ,质点每秒振动的次数叫频率,用 f 表示,单位用 Hz ,在数值上 $f=1/T$ 。

3. 波速 波速是指波动在介质中传播的速度,在数值上等于 λ 与 T 的比值,用 c 表示,得 $c=\lambda/T=f\lambda$,单位用 m/s 。式中 f 、 T 不随介质变化,而 c 与 λ 则由介质的弹性模量 B 、密度 ρ 决定,例如,气体或液体中纵波的速度 $c=\sqrt{B/\rho}$ 。

(二) 声压、声阻和声强

声波传播的空间称为声场,描述声波在声场中某处声音的强弱等特性,常用声压、声阻和声强进行量度,分述如下。

1. 声压 描述声场中某处压强变化的物理量。例如没有声波传播时,介质中某处的压强与有声波传播时该处的最大或最小压强之差,这个差值叫附加压强或声压幅值,用 P_m 表示。当波为平面波时,经推证得:

$$P_m = \rho c \omega A \quad (2-1)$$

式中 A 为振动质点的振幅, $\omega = 2\pi f$, 称为圆频率, 声压的单位用 Pa 或 N/m^2 。

2. 声阻 是用来表征介质传播声波能力特性的一个重要物理量,在数值上等于介质密度 ρ 与声波在介质中传播速度 C 的乘积,用 z 表示,即

$$z = \rho C \quad (2-2)$$

单位为 $kg/m^2 \cdot s$ 。几种生物组织的声阻抗如表 2-1 所示:

表 2-1 几种生物组织的声阻抗

生物组织	声阻抗($kg/m^2 \cdot s$)	生物组织	声阻抗($kg/m^2 \cdot s$)
空气	0.0004×10^6	肺	0.18×10^6
脂肪	1.34×10^6	肾	1.63×10^6
水	1.48×10^6	肌肉	1.71×10^6
肝	1.65×10^6	脑	1.53×10^6
血液	1.65×10^6	密质骨	7.8×10^6

3. 声强 单位时间垂直通过单位面积声波的能量,叫声波的强度,用 I 表示。经推证,正弦平面声波的强度

$$I = \frac{1}{2} \rho A^2 \omega^2 C \quad (2-3)$$

单位用 $J/m^2 \cdot s$ 。由 2-1、2-2、2-3 式得:

$$I = \frac{1}{2} \frac{P_m^2}{Z} = \frac{P_e^2}{Z} \quad (2-4)$$

式中 P_e 称有效声压。

(三) 声强级

声波频率在 20~20 000Hz 的范围内,声强还必须超过某一最小值,才能引起人耳有声音的感觉,这一最小值叫听觉域,用 I_{min} 表示,当频率为 1000Hz 时, $I_{min} = 10^{-12} W/m^2$ 。而声波的强度增大到一定值时,会引起人耳疼痛的感觉,超过这一数值时,人耳也无法接收,这一最大值叫痛觉域,用 I_{max} 表示,当频率为 1000Hz 时, $I_{max} = 10^0 W/m^2$ 。可见人耳能感觉的声音强度范围很宽广,以 1000Hz 的声音为例,两者相差 10^{12} 倍,而事实上人耳虽然是一个很灵敏的听觉器官,但它还是无法把这样大范围的声音由弱到强分辨出 10^{12} 个等级,所以按声强来分等级不但没有必要,而且计算极不方便,于是采用常用对数标尺来压缩声音的强度等级,这种新的等级叫声强级,通常规定用 1000Hz 的最低可闻声强 I_{min} 作为基准值来量度任一声强 I ,取 I/I_{min} 的常用对数,得声强级

$$L = 10 \log I/I_{min} \quad (2-5)$$

单位用 dB,用这种方法把 10^{12} 等级压缩成 121 个等级。在超声诊断中亦用 dB 来表示反射

超声能量对发射超声能量变化的声强级,此时的基准值是用发射超声强度,也有用换能器可能接收的最小超声能量作为基准值来进行量度,这样可使超声能量在被探查组织中的改变定量化,有利于用客观的数据来标志组织的声学特性。

二、超声在介质中的传播

(一) 反射和折射

平面波投射到两种不同介质的界面上,与光的传播现象相似,将发生反射和折射现象,如图 2-1,介质 I 与介质 II 的边界即为 x 轴,设强度为 I_i 的平面声波以 θ_i 方向投射到边界上,则有一部分声波透过界面而成为介质 II 的折射波,另一部分在界面处反射仍在介质 I 中沿 θ_r 方向传播的反射波,根据波动理论得:

$$\theta_i = \theta_r \quad (2-6)$$

$$\text{和} \quad \frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{C_1}{C_2} \quad (2-7)$$

式中 C_1, C_2 分别为介质 I、II 的声速, θ_i, θ_r 和 θ_t 分别称为入射角、反射角和折射角。

为了从入射声波的强度求出反射和折射声波的强度,引入反射系数和透射系数。反射声波的强度 I_r 与入射声波的强度 I_i 的比值 β 称为声强反射系数;折射声波的强度(当垂直入射时叫透射声波) I_t 和入射声波的强度 I_i 的比值 α 称为透射系数,经推证得:

$$\beta = \frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{\rho_2 C_2 \cos \theta_i - \rho_1 C_1 \cos \theta_t}{\rho_2 C_2 \cos \theta_i + \rho_1 C_1 \cos \theta_t} \right)^2 \quad (2-8)$$

$$\alpha = \frac{I_t}{I_i} = \frac{4 \rho_1 C_1 \rho_2 C_2 \cos^2 \theta_i}{(\rho_2 C_2 \cos \theta_i + \rho_1 C_1 \cos \theta_t)^2} \quad (2-9)$$

当垂直入射时, $\theta_i = 0$, 上两式可简化成如下形式:

$$\beta = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (2-10)$$

$$\alpha = \frac{4 Z_2 Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (2-11)$$

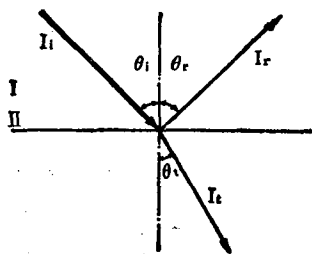


图 2-1 反射和折射

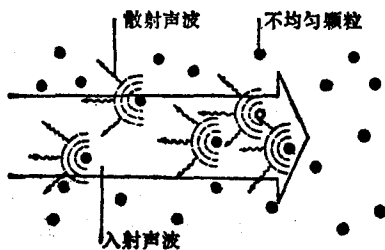


图 2-2 声波的散射

可见声波在界面上的反射、折射(或透射)的大小仅决定于介质的声阻抗。当 $Z_1 = Z_2$ 时, $\beta = 0$, 这表明当两种介质的声阻抗相等时, 声波在边界不发生反射, 分界面似乎不存在一样。当 $Z_2 > Z_1$ 时, 表示介质 II 比介质 I 在声学性质上要“硬”, 这种边界称为硬边界, 而 $Z_2 < Z_1$ 时, 则表示介质 II 比介质 I 的声学性质要“软”, 这种边界称为软边界。对于硬边界和软边界, 声波都将发生部分反射和透射。当 $Z_2 \gg Z_1$ 或 $Z_2 \ll Z_1$, 此时, $\beta = 1$, 表明声波在这种界面几乎发生了全部反射。全反射也指 $C_2 > C_1$ 时, 由 2-7 式知 $\theta_t > \theta_i$, 当 $\theta_t = \pi/2$ 时的 θ_i 称为临界角, 声波将产生内反射。这些对于超声的应用是很重要的。

(二) 衍射和散射

声波在介质中传播时,遇到形状、大小不一的障碍物,对声波传播将产生影响,如障碍物的线度 d 比声波波长大很多时,则只发生反射现象,但当 $d \approx \lambda$, 则声波将绕过障碍物,这种现象称为声波的衍射。如 d 大于 λ , 仍然有衍射现象,但在障碍物背后将形成一个没有声振动的区域,称为“声影”。如果声波在介质中传播时,所遇到的障碍物线度 d 远小于声波波长 λ , 则声波将使其成为新的波源而向四周发射,这种现象称为声波的散射,见图 2-2。

声波的衍射和散射在超声诊断中常带来一些复杂的反射回声,这是由于人体内各种组织和器官的大小、形状以及声阻抗各异,从而形成比较复杂的声波散射。

(三) 吸收和衰减

声波在介质中传播时,声波的能量随着传播距离的增大而逐渐减小,这种现象称为衰减。其衰减规律遵从指数定律,即

$$I = I_0 e^{-2\alpha d} \quad (2-12)$$

式中 I_0 为入射声波的强度, I 为通过厚度为 d 的物质层后声波的强度, α 为介质的衰减系数。声波在介质中传播,其能量衰减的主要因素是:

(1) 扩散衰减 声波在离开声源之后,由于声波的扩散,使声波能量在原来传播方向单位面积的能量减少。

(2) 散射衰减 声波在非均匀介质中传播,将发生散射现象,其结果使沿原来方向进行的声波能量减弱。

(3) 粘滞性 由于声振动引起介质的弹性摩擦,从而吸收声波的一部分能量,称为介质的粘滞性吸收。

(4) 导热性 声波在介质中传播,介质中的质点被迅速地压缩和伸张运动,所吸收的能量一部分将转换为热能,向四周传递,这种热量的传递是一种不可逆过程,称为导热性吸收。

(5) 弛豫性 声波在介质中传播时,介质中质点在周期性密集和稀疏的作用下,将影响介质内部分子运动状态(如分子平动、振动和转动状态)的改变,由于分子从一个状态转换到另一状态是一种不可逆过程,需要消耗能量,而且这种状态转换不是立即完成,它需要一定的时间。这种介质内部对声波能量的吸收,称为弛豫吸收。

三、多普勒效应

由于声源和接收体之间的相对运动而引起声波频率发生改变的现象是奥地利物理学家多普勒首先发现,现在人们称为多普勒效应。在医学诊断中利用这一效应可探查心脏、血管、横膈的活动以及血流速度和胎儿的呼吸等。设声波在介质中传播速度为 C , 波源的频率为 f_0 , 波源不动,接收体以速度 v 向着波源方向运动,此时接收体接收到的声波频率 f_r , 经推证得:

$$f_r = \left(1 + \frac{v}{C}\right) f_0 \quad (2-13)$$

如接收体以速度 v 背着波源方向运动, 则接收体接收到的声波频率:

$$f_r = \left(1 - \frac{v}{C}\right) f_0 \quad (2-14)$$

亦即,两者相对接近时,声波频率增加;两者相对远离时,声

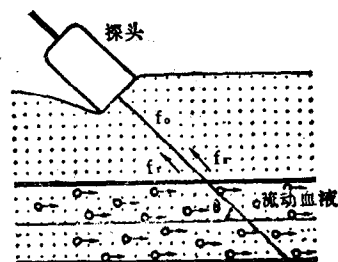


图 2-3 多普勒超声血流计示意图

波频率减少。图 2-3 是多普勒超声血流计原理, 探头在某时刻发射频率为 f_0 的超声源, 同时在另一时刻又是接收体, 接收以速度为 v 背离探头运动的反射体的反射声波, 此时接收到的反射声波的频率 f_r 与 f_0 之差为:

$$f_0 - f_r = \frac{2f_0 v}{C} \quad (2-15)$$

在实际工作中, 探头与被探查部位的方向呈一角度 θ , 故

$$f_0 - f_r = \frac{2f_0 v}{C} \cos \theta \quad (2-16)$$

第二节 超声波的发射和接收

本节将讨论超声换能器和超声场的基本知识, 这对于超声的应用是很有益的。

一、压电换能器

换能器是指能将一种形式的能量转换成另一种形式能量的器件, 而超声换能器可将超声能量转换成电能, 也可将电能转换成超声能, 它是超声成像仪器中的重要部件, 在实际应用中主要是用压电换能器, 而压电效应是它的理论依据。1880 年, 法国物理学家比埃尔·居里等发现, 在特定方向上对某些晶体加压或拉伸时, 该晶体的两个对应面上将出现符号相反的电荷, 这种现象称为压电效应。这是由于晶体在一定方向受到应力(拉力或压力)而发生形变时, 在晶体的两个受力界面上引起内部介质正负电荷中心相对位移, 因而在两个界面产生等量异号的束缚电荷所致, 其电荷密度与所施加的外力成正比。这种由外力作用引起的电介质表面荷电的效应, 称为正压电效应, 见图 2-4 (1)。相反, 如沿一定方向在晶体表面施加一电场, 则在电场力的作用下, 引起电介质内部正负电荷中心发生位移, 而这一极化位移又导致晶体的几何应变(形变)。这种相反的压电效应又称为逆压电效应, 见图 2-4 (2)。超声换能器也叫超声探头, 就是利用逆压电效应发射超声, 利用正压电效应接收超声。一些天然晶体, 如石英、电气石等和经人工烧结的压电陶瓷, 如钛酸钡、锆钛酸铅等都具有压电性能。石英晶体发出的频率单纯而又稳定, 但工作电压较高, 对仪器的绝缘程度有严格的要求, 故超声成像仪器中多数采用人工烧结的压电陶瓷片, 这种人工合成的晶体易于加工成各种形状、大小和厚薄的晶片, 其中晶片的厚度决定晶片的基频, 但它受温度变化的影响较大, 于是引入居里点来表示压电晶体所能承受的温度极限值, 即当压电晶体达到某一温度或超过这一温度时, 压电性能消失, 这一临界温度称为居里点。

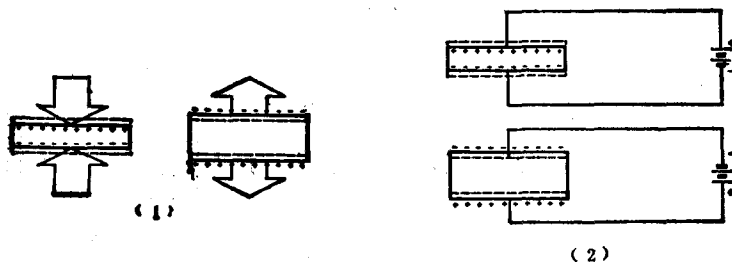


图 2-4 压电效应

(1)正压电效应; (2)逆压电效应

二、换能器的超声场

弹性介质中充满超声波能量的空间,称为超声场。不同的超声源和传播条件将形成不同的声波能量的空间分布,即不同的超声场。通常当用一束超声波检查人体疾病时,其被检查的区域实际上就是超声场的一部分。故对超声场特性的了解将有助于了解超声波在人体内的传播规律,并运用这些规律来诊断疾病。下面介绍几种在超声诊断中常遇到的超声场。

(一) 圆形换能器的超声场

圆形换能器是超声诊断仪中常用的换能器,其发射的超声束在不同的距离有不同的能量分布,故有远场特性和近场特性。

1. 远场特性 图 2-5 为一半径为 a 的圆形刚性活塞辐射器,设其在作简谐振动,活塞表面各点的振动都是同相的。对这种发射体所形成的超声场中任意一点 M 的声压 P 和声强 I ,可设想将圆形换能器表面取一小面积元,其尺寸远小于超声波的波长。因此,每一小面积元都可视为一个点声源,以每一点声源为中心,辐射一系列球面波,然后将这些声波叠加。经推证可得到 M 点的 P 、 I 与 r 、 θ 的关系式,是一个比较复杂的关系式,这里没有列出,式中 r 为 M 点至活塞中心的距离, θ 为 r 与活塞表面法线之间的夹角。从关系式中可以看出远场区的任一点 M ,其 P 随 r 、 I 随 r^2 成反比衰减;而 r 相同的点, P 和 I 随 θ 不同而有不同的值。当活塞辐射器的周长 $2\pi a$ 小于波长时,辐射器就像一点声源,辐射声场无指向性;但当活塞活尺寸加大或辐射频率提高,此时的辐射已有很高的指向性。用下式表示声场的指向性:

$$\sin \theta = 0.61 \frac{\lambda}{a} \quad (2-17)$$

式中 θ 叫扩散角。图 2-6 是某一圆形换能器超声场分布的情况,中间部分称为主声束,也叫主瓣,但由于换能器表面各面积元所辐射声波的叠加是一个很复杂的图形,当 θ 角等于某一角度时,其辐射可以等于零,超过这个角度,辐射又逐渐增加,并在某一角度达到次极大,以后又逐渐减小,从而在指向特性图中除出现主瓣之外,还有一些旁瓣,这些旁瓣将是产生伪像的原因之一。

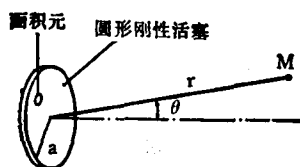


图 2-5 活塞辐射器

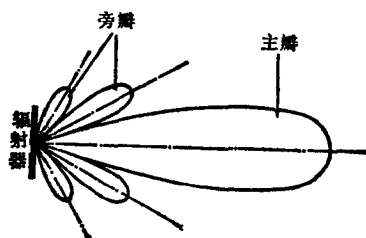


图 2-6 超声指向特性图

2. 近场特性 近场是指靠近声源的声场,见图 2-7 (1)。在近场的情况下,活塞辐射器各点到达空间某一点的振动有固定的位相差,将产生干涉现象,造成声压的起伏。经推证,在中心轴上 X 处的声压为:

$$P = 2\rho C\mu \sin \frac{k}{2} (\sqrt{x^2 + a^2} - x) \sin [\omega t - \frac{k}{2} (\sqrt{x^2 + a^2} - x)] \quad (2-18)$$

式中 ρ 为介质密度, C 为声速, μ 为活塞振动速度幅值, $k = 2\pi/\lambda$, a 为圆形活塞的半径, ω 为