

Second
Edition

第2版

实用腹部超声 诊断学

主编
曹海根
王金锐

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

实用腹部超声诊断学

第2版

主编 曹海根 王金锐

编者（按姓氏笔画为序）

- | | | | |
|-----|----------------|-----|-------------|
| 王文平 | 复旦大学附属中山医院 | 杨秀雄 | 新加坡竹脚妇幼医院 |
| 王天赞 | 甘肃省张掖地区人民医院 | 杨敬英 | 内蒙古鄂尔多斯中心医院 |
| 王金锐 | 北京大学第三医院 | 杨 斌 | 南京军区南京总医院 |
| | 内蒙古超声影像研究所 | 杨 薇 | 北京大学临床肿瘤学院 |
| 王建华 | 内蒙古超声影像研究所 | 沈延政 | 苏州市立医院 |
| 王淑敏 | 内蒙古鄂尔多斯中心医院 | 沈 理 | 上海市崇明医院 |
| 刘吉斌 | 美国费城托马斯杰斐逊大学医院 | 陈敏华 | 北京大学临床肿瘤学院 |
| 刘铁军 | 遵义医学院附属医院 | 苗立英 | 北京大学第三医院 |
| 吕 珂 | 中国医学科学院北京协和医院 | 侯 毅 | 内蒙古包头市中心医院 |
| 吕国荣 | 福建医科大学第二附属医院 | 唐 杰 | 中国人民解放军总医院 |
| 曲 锰 | 中国医学影像技术学会 | 郭建峰 | 苏州市立医院 |
| 严 昆 | 北京大学临床肿瘤学院 | 崔立刚 | 北京大学第三医院 |
| 严英榴 | 新加坡竹脚妇幼医院 | 常 才 | 上海医科大学妇产医院 |
| 张 丹 | 首都医科大学附属复兴医院 | 曹海根 | 卫生部北京医院 |
| 张 武 | 北京大学第三医院 | 傅先水 | 北京大学第三医院 |
| 张华斌 | 北京大学第三医院 | 葛辉玉 | 北京大学第三医院 |
| 李秋生 | 清华大学附属华信医院 | 解玉君 | 宁夏银川市中医医院 |

主编助理 刘铁军

人 民 卫 生 出 版 社

图书在版编目(CIP)数据

实用腹部超声诊断学/曹海根 王金锐主编. —2 版.
北京: 人民卫生出版社, 2005. 11

ISBN 7-117-07202-4

I. 实... II. ①曹... ②王... III. 腹腔疾病-
超声波诊断 IV. R572.04

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2005)第 128204 号

实用腹部超声诊断学

第 2 版

主 编: 曹海根 王金锐

出版发行: 人民卫生出版社(中继线 67616688)

地 址: (100078)北京市丰台区方庄芳群园 3 区 3 号楼

网 址: [http://www. pmph. com](http://www.pmph.com)

E - mail: [pmph @ pmph. com](mailto:pmph@pmph.com)

邮购电话: 010-67605754

印 刷: 北京人卫印刷厂

经 销: 新华书店

开 本: 889×1194 1/16 印张: 43. 25

字 数: 1835 千字

版 次: 1994 年 9 月第 1 版 2006 年 1 月第 2 版第 14 次印刷

标准书号: ISBN 7-117-07202-4/R · 7203

定 价: 198. 00 元

著作权所有, 请勿擅自用本书制作各类出版物, 违者必究

(凡属印装质量问题请与本社销售部联系退换)



第2版前言

《实用腹部超声诊断学》自1994年出版以来，承蒙读者的关爱，其间13次重印，总发行量高达4.1万余册，创下我国超声专著初版发行量之最。本书曾于1995年荣获第九届中国图书奖和1998年北京市科技进步二等奖，为我国最受欢迎的超声专著之一。

十多年来，超声医学的进展真可谓日新月异。一方面，超声设备的巨大改进，功能已经发生了很大变化，新技术层出不穷；另一方面，临床对许多超声新技术的应用，已经积累了丰富的经验。2000年我们应人民卫生出版社的要求进行再版的修订工作。两年后，新版初稿已成之时，被称为超声医学“第三次革命”的超声造影（contrast enhanced ultrasound）等新技术有了突破性进展，并迅即广泛应用于临床，对超声医学产生了巨大影响。但是，这在刚写成的第2版书稿中未能反映出来，于是我们断然决定翻新内容，未料到此举又使出版拖延两年。为此，我们向关爱和期盼本书新版的读者们深表歉意。

《实用腹部超声诊断学》第2版共25章，约180万字，精选图片1200余幅。再版着重于新颖和实用，书中对“超声物理基础”和“腹部超声诊断临床基础”两部分内容进行了精简，并增加了“介入性超声”、“三维超声”、“超声造影”和“高强聚焦超声（HIFU）”四章。尽管其中HIFU的应用尚不成熟，但是，为反映我国在介入超声方面取得的研究成果，也做了简要介绍。我们期望再版书能对广大超声专业医师、临床医师有所裨益，同时对医学生有所帮助。

鉴于笔者水平所限，加之统编时间仓促，疏漏和错误也在所难免，书中内容编排或许有不尽如人意之处，恳请专家和读者不吝赐教，以期再版时资鉴斧正。

本书再版得到了卫生部北京医院、北京大学第三医院、内蒙古超声影像研究所、鄂尔多斯中心医院领导的大力支持；我国超声医学先驱张武教授对本书再版鼎力相助，不仅提出许多宝贵意见，并且执笔撰写了部分章节；卫生部北京医院、北医三院超声科全体医师给予了通力协助。在此我们一并表示衷心感谢！同时，还要感谢我们的家人给予的理解和支持。

曹海根 王金锐

2005年11月



第 1 版 序

近年来,医学影像诊断技术发展很快,不但为临床医学增添了新的诊断工具,也为治疗开拓了新途径。超声诊断技术作为影像诊断技术的一个重要组成部分,有许多优于CT、磁共振的特点,它不但能发现组织器官病变的解剖学改变,而且由于实时灰阶超声的应用可以连贯地动态地观察器官的运动和功能,可以追踪病变,显示其立体的变化,而不受成像分层的限制。除了器官实质,还能结合 Doppler 技术检测血流流量、方向,从而辨别器官的病理生理受损性质与程度。超声波设备易于移动,无创,使用有其便利之处。也正是因为具有这些优点,超声诊断普及面更大,经验积累也非常丰富,超声诊断学不但已是一门专科性医学分支,而且在心血管、腹部、泌尿、妇产、神经肌肉骨骼系统等方面也都发展成具有独自特点的专业。也正是在这种情况下,超声诊断学专家曹海根、王金锐主任医师总结了多年实践经验,汇集了 700 余幅图片主编写成共 70 余万字的这部专著。本书具有以下突出的特点:①内容反映了国内外有关腹部超声诊断学的最新理论与实践。而其主要内容是国内的,特别是作者的经验总结,因而对我国医生来说,它更符合需要、更实际;②本书在论述每种疾病时,对各疾病的临床特点都作了简明叙述,使读者能将临床与超声结合起来,而不是孤立地传授超声技术;③本书各章都详述解剖概要,使读者在人体解剖的基础上,对超声解剖有正确的立体构思,不致把超声影像简单地看成一个平面图;④本书对 X 线、CT 和核医学等其他影像学诊断也结合超声加以比较,使读者能对各病的影像诊断获得全面的了解,做出正确的评价;⑤本书既反映当代的新发展,又重视基本理论和基本技能的知识,使不同水平的医生均能受益,做到普及与提高相结合。

我作为本书的第一批读者先睹为快,获益良多,愿将此书推荐给超声科、内科、消化内外科、泌尿科、妇产科以及肿瘤科等的医生们,深信定能提高临床诊断水平,为发展超声医学作出贡献。

王宝恩

1993 年于北京

目 录

第一章 医学超声诊断基础	1	十二、肝硬化	82
第一节 超声物理基础	1	十三、肝血吸虫病	85
一、声波的基本特性和基本概念	1	十四、淤血肝和淤血性肝硬化	86
二、超声波的基本物理特性	2	十五、门静脉高压症	87
三、超声波的发射和接收	4	十六、肝破裂	91
四、脉冲波	4	第六节 肝移植超声诊断	92
五、超声探头	5	一、肝移植术前评价	92
六、超声成像模式	7	二、肝移植超声解剖	93
七、多普勒效应和多普勒超声成像技术	8	三、超声扫查技巧及检查内容	93
八、超声波的生物效应和超声诊断的安全性	10	四、肝移植术后并发症	94
第二节 人体血流动力学基础	11	五、超声引导下移植肝组织学活检	99
第二章 腹部超声诊断临床基础	16	第四章 胆道系统	101
第一节 声像图诊断物理基础	16	第一节 胆道系统超声解剖概要	101
一、人体不同组织回声强度与分级	16	一、胆管	101
二、不同组织声衰减程度的一般规律	17	二、胆囊及胆囊管	102
第二节 腹部声像图基本断面和方位辨认	18	三、胆道系统的组织结构	103
一、腹部和盆腔声像图体表标志	18	四、胆道系统的血液供应	103
二、声像图的基本断面	18	五、胆囊变异	103
三、声像图方位的识别	18	第二节 胆道系统超声检查技术	104
第三节 腹部器官组织声像图分析方法	20	第三节 胆道系统超声检查适应证	107
第四节 声像图常用规范术语与超声诊断		第四节 胆囊正常声像图	107
结论的书写	23	第五节 胆囊疾病	110
第五节 超声伪像	24	一、胆囊结石	110
第三章 肝脏	35	二、Mirizzi 综合征	115
第一节 肝脏超声解剖概要	35	三、陶瓷胆囊	115
第二节 肝脏超声检查技术	41	四、急性胆囊炎	116
第三节 肝脏超声检查适应证	43	五、慢性胆囊炎	118
第四节 肝脏正常声像图	43	六、黄色肉芽肿性胆囊炎	119
第五节 肝脏疾病	48	七、增生性胆囊疾病	120
一、肝囊肿	48	八、胆囊息肉样病变	121
二、多囊肝	50	九、胆囊恶性肿瘤	122
三、肝脓肿	51	十、胆囊良性肿瘤	126
四、肝棘球蚴病	53	十一、胆囊出血	126
五、肝血管瘤	58	十二、胆囊损伤	127
六、肝局灶性结节性增生	61	十三、胆囊扭转	127
七、肝细胞腺瘤	62	十四、胆囊寄生虫	127
八、原发性肝癌	63	十五、胆囊先天性异常	128
九、小肝癌	71	十六、胆囊外疾病引起的胆囊异常	130
十、转移性肝癌	77	第六节 胆管疾病	131
十一、脂肪肝	80	一、先天性胆管疾病	131
		二、胆管梗阻	134

三、胆管结石	135	七、先天性肥厚性幽门狭窄	219
四、胆管肿瘤	137	八、慢性肥厚性胃炎	219
五、硬化性胆管炎	142	九、贲门失弛缓症	220
六、化脓性胆管炎	142	十、幽门梗阻	220
七、复发性化脓性胆管炎	143	十一、胃肠穿孔	221
八、胆道寄生虫	143	十二、胃下垂	222
九、胆道积气	144	十三、胃石症	222
十、AIDS 导致的胆管疾病	144	十四、胃底静脉曲张	222
第五章 胰腺	146	第八章 肠道	225
第一节 胰腺超声解剖概要	146	第一节 肠道超声解剖概要	225
第二节 胰腺超声检查技术	147	第二节 肠道超声检查技术	225
第三节 胰腺超声检查适应证	148	第三节 肠道超声检查适应证	227
第四节 胰腺正常声像图	148	第四节 肠道正常声像图	227
第五节 胰腺疾病	153	第五节 肠道疾病	228
一、急性胰腺炎	153	一、结肠癌和直肠癌	228
二、慢性胰腺炎	160	二、小肠肿瘤	230
三、胰腺囊肿	163	三、急性阑尾炎	231
四、胰腺肿瘤	165	四、克罗恩病	232
第六章 脾脏	178	五、肠梗阻	233
第一节 脾脏超声解剖概要	178	六、十二指肠溃疡	234
第二节 脾脏超声检查技术	179	七、肠系膜上动脉综合征	235
第三节 脾脏超声检查适应证	181	八、肠套叠	235
第四节 脾脏正常声像图	181	第九章 肾脏	238
第五节 脾脏疾病	182	第一节 肾脏超声解剖概要	238
一、脾先天性异常	182	一、肾脏的胚胎发育	238
二、脾弥漫性肿大	184	二、肾脏超声解剖	238
三、脾萎缩	186	第二节 肾脏超声检查方法	239
四、脾结核	186	第三节 肾脏超声检查适应证	241
五、脾脓肿	187	第四节 肾脏正常声像图	242
六、脾棘球蚴病	189	第五节 肾脏疾病	243
七、脾肿瘤	190	一、肾囊性病变	243
八、脾囊肿	196	二、肾脏实质性肿瘤	249
九、脾梗死	197	三、肾石病	256
十、脾静脉阻塞综合征	199	四、肾感染性疾病	258
十一、脾脏破裂	200	五、弥漫性肾脏疾病	263
十二、自体移植脾观察	203	六、肾功能衰竭	264
第七章 胃	206	七、不显影肾	265
第一节 胃超声解剖概要	206	八、尿路梗阻和梗阻性肾病	266
第二节 胃超声检查技术	207	九、肾创伤	269
第三节 胃超声检查适应证	209	十、肾血管疾病	270
第四节 胃正常声像图	210	十一、移植肾	270
第五节 胃疾病	211	十二、肾脏先天性异常	273
一、胃癌	211	第十章 输尿管	283
二、胃平滑肌瘤	215	第一节 输尿管超声解剖概要	283
三、胃恶性淋巴瘤	216	第二节 输尿管超声检查技术	283
四、胃息肉	216	第三节 输尿管超声检查适应证	284
五、胃溃疡	217	第四节 输尿管正常声像图	284
六、胃粘膜脱垂症	218	第五节 输尿管疾病	284

一、输尿管结石	284	三、睾丸、附睾炎症性疾病	320
二、输尿管狭窄	285	四、睾丸(精索)扭转	323
三、输尿管粘膜脱垂	286	五、鞘膜积液	326
四、巨输尿管症	287	六、精索静脉曲张	328
五、输尿管憩室	287	七、阴囊(睾丸)外伤	328
六、重复输尿管	288	八、隐睾	330
七、下腔静脉后输尿管	288	九、睾丸微结石	331
八、输尿管肿瘤	288		
第十一章 膀胱	290	第十四章 肾上腺	333
第一节 膀胱超声解剖概要	290	第一节 肾上腺超声解剖概要	333
第二节 膀胱超声检查技术	290	第二节 肾上腺超声检查技术	333
第三节 膀胱超声检查适应证	291	第三节 肾上腺超声检查适应证	335
第四节 膀胱正常声像图	291	第四节 肾上腺正常声像图	335
第五节 膀胱疾病	292	第五节 肾上腺疾病	336
一、膀胱肿瘤	292	一、肾上腺皮质增生	336
二、膀胱结石	294	二、肾上腺皮质腺瘤	337
三、膀胱炎	295	三、肾上腺皮质癌	338
四、膀胱结核	296	四、嗜铬细胞瘤	339
五、膀胱异物	296	五、神经母细胞瘤和神经节瘤	340
六、膀胱憩室	297	六、肾上腺转移癌	341
七、脐尿管异常	298	七、肾上腺囊肿	341
八、脐尿管肿瘤	298	八、肾上腺感染性疾病	341
九、膀胱损伤	298	九、肾上腺出血	342
十、膀胱子宫内腹异位症	299	十、髓样脂肪瘤	342
十一、重复膀胱	299	十一、其他肾上腺异常	343
十二、膀胱脂肪过多症	299		
第十二章 前列腺和精囊	301	第十五章 腹膜与腹膜腔	344
第一节 前列腺和精囊超声解剖概要	301	第一节 腹膜与腹膜腔超声解剖概要	344
第二节 前列腺和精囊超声检查技术	302	第二节 腹膜与腹膜腔超声检查技术	348
第三节 前列腺和精囊超声检查适应证	305	第三节 腹膜与腹膜腔超声检查适应证	348
第四节 前列腺和精囊正常声像图	305	第四节 腹膜与腹膜腔正常声像图	348
第五节 前列腺和精囊疾病	306	第五节 腹膜和腹膜腔疾病	350
一、良性前列腺增生症	306	一、腹膜炎	350
二、前列腺炎	307	二、腹膜原发性肿瘤	353
三、前列腺癌	308	三、腹膜继发性肿瘤	354
四、前列腺结石	311		
五、前列腺囊肿	312	第十六章 腹膜后间隙	355
六、前列腺结核	312	第一节 腹膜后间隙超声解剖概要	355
七、前列腺纤维化	312	第二节 腹膜后间隙超声检查技术	356
八、精囊疾病	313	第三节 腹膜后间隙超声检查适应证	357
		第四节 腹膜后间隙正常声像图	357
第十三章 阴囊和睾丸、附睾	315	第五节 腹膜后间隙疾病	358
第一节 阴囊超声解剖概要	315	一、腹膜后间隙积液	358
第二节 阴囊超声检查技术	315	二、腹膜后间隙感染	358
第三节 阴囊超声检查适应证	316	三、腹膜后纤维化	359
第四节 阴囊正常声像图	316	四、腹膜后间隙肿瘤	360
第五节 阴囊疾病	317		
一、睾丸、附睾肿瘤	317	第十七章 妇科	367
二、睾丸、附睾囊肿	319	第一节 女性盆腔超声解剖和生理概要	367
		一、骨盆的组成	367
		二、女性内生殖器	367

三、子宫和卵巢生理	368	十一、染色体异常	468
第二节 妇科超声检查技术	368	第八节 多普勒超声诊断胎儿缺氧及宫内 生长迟缓	472
第三节 妇科超声检查适应证	371	一、正常胎儿超声多普勒波形图	472
第四节 子宫和卵巢正常声像图	371	二、胎儿缺氧时各血管的多普勒频谱表现	474
第五节 妇科疾病	371	第十九章 超声在计划生育中的应用	479
一、子宫肌瘤	371	第一节 计划生育中超声检查注意事项	479
二、子宫腺肌病	375	第二节 计划生育中超声检查适应证	479
三、子宫内肌瘤	376	第三节 超声检查在计划生育中的应用	479
四、子宫肉瘤	378	一、节育环定位、取环或放环	479
五、子宫颈癌	379	二、子宫损伤	480
六、常见的子宫内膜生理或病理变化	380	三、超声监护下刮宫	481
七、生殖道畸形	381	四、羊水穿刺定位和超声引导羊膜腔 穿刺	481
八、卵巢肿瘤	386	五、卵泡监测	481
九、子宫内膜异位症	392	六、异常卵泡周期	485
十、盆腔炎	393	七、超声引导下卵泡或卵泡囊肿穿刺	487
十一、输卵管癌	395	第二十章 腹部血管疾病	488
十二、滋养细胞疾病	396	第一节 腹部血管解剖	488
第十八章 产科	401	一、腹部动脉	488
第一节 妊娠生理概述	401	二、腹部静脉	489
第二节 产科超声检查技术	401	第二节 腹部血管多普勒超声检查技术	490
第三节 产科超声检查适应证	401	第三节 腹部血管多普勒超声检查适应证	492
一、正常妊娠	401	第四节 正常腹部血管	492
二、异常妊娠	401	一、腹部动脉	492
第四节 生理产科	402	二、腹部静脉	495
一、早期妊娠	402	第五节 腹部血管疾病	497
二、中晚期妊娠	403	一、腹部动脉疾病	497
三、胎儿孕龄与体重的估计	413	二、下腔静脉梗阻性疾病	509
四、胎动及胎儿生物物理学评分	418	三、髂静脉受压综合征	515
五、胎盘、胎膜、脐带和羊水	423	四、肾静脉栓塞	516
六、宫颈	425	五、胡桃夹综合征	517
第五节 病理产科	426	六、腹部动静脉瘘	518
一、流产	426	七、门静脉高压症	520
二、异位妊娠	428	第二十一章 胸膜、肺和纵隔	529
三、妊娠合并子宫肌瘤、子宫畸形及卵巢肿块	429	第一节 胸膜、肺和纵隔超声解剖概要	529
四、胎盘、脐带、羊水异常	430	第二节 胸膜、肺和纵隔超声检查技术	529
第六节 多胎妊娠	435	第三节 胸膜、肺和纵隔超声检查适应证	531
一、双胎妊娠的发生学	435	第四节 胸膜、肺和纵隔正常声像图	531
二、双胎妊娠声像图表现	435	第五节 胸膜、肺和纵隔疾病	532
三、双胎妊娠病理	436	一、胸腔积液	532
第七节 胎儿畸形	441	二、胸膜增厚	534
一、中枢神经系统	441	三、胸膜肿瘤	534
二、颜面部	448	四、气胸	535
三、颈项透明层增厚及颈部水囊瘤	449	五、肺炎、肺实变	536
四、心脏	451	六、肺不张	536
五、肺及胸腔	456	七、肺肿瘤	537
六、腹壁	458	八、肺脓肿	538
七、腹腔	460		
八、泌尿系统	462		
九、骨骼系统	465		
十、其他	466		

九、肺隔离症	538	第二十三章 超声造影剂的临床应用	614
十、纵膈肿物	538	第一节 超声造影剂应用基础	614
第二十二章 介入性超声的临床应用	541	第二节 超声造影成像临床应用	618
第一节 总论	541	一、超声造影仪器设置及使用规范	618
一、历史背景	541	二、临床应用	619
二、仪器与设备	542	第二十四章 三维超声成像	627
三、介入性超声的一般技术问题	547	第一节 三维概念和历史	627
四、介入性超声的并发症	552	一、三维概念	627
五、术前准备与术后处理	553	二、三维超声的历史概述	627
六、人员培训	554	第二节 三维超声成像的基本原理	627
第二节 超声导向细胞学检查和组织学		一、三维超声成像方法	627
活检	554	二、三维超声成像的基本步骤	628
一、超声引导下细针穿刺	554	三、三维图像观察方法	633
二、超声引导下组织学穿刺活检	555	四、三维图像的描述	633
三、临床应用及评价	556	五、三维超声成像中伪像的来源和影响	633
第三节 超声引导穿刺置管引流	564	第三节 三维超声成像的适应证	633
第四节 超声导向穿刺造影	573	第四节 临床应用	634
第五节 超声引导穿刺活检和引流在		第五节 总结和展望	651
胸部的应用	585	一、总结	651
一、历史背景	585	二、进展	651
二、临床应用	585	第二十五章 高强聚焦超声的临床应用	653
第六节 射频消融治疗肝脏恶性肿瘤	590	第一节 高强聚焦超声的发展	653
一、射频消融治疗 (RFA) 原理	590	第二节 聚焦超声的相关术语及概念	653
二、适应证和禁忌证	590	第三节 高强聚焦超声的治疗原理	654
三、射频治疗引导方法	590	一、设备的工作原理及结构	654
四、操作方法及程序	591	二、超声波的发射与聚焦	654
五、治疗方案设计	591	三、聚焦超声波的传导	655
六、提高 RFA 治疗疗效的措施	593	四、聚焦超声的焦区定位	655
七、疗效评价随访	594	五、聚焦超声波的生物学效应	656
八、疗效	594	六、聚焦超声的疗效判定	657
九、并发症及处理	597	第四节 聚焦超声的临床应用	658
十、展望	598	一、治疗前准备和医疗管理	658
第七节 经腹超声引导宫腔镜手术	598	二、聚焦超声的临床应用	659
一、宫腔镜技术简介	598	第五节 高强聚焦超声应用的思考与展望	661
二、超声在宫腔镜检查中的应用	599	中英文索引	663
三、超声监护宫腔镜手术	602		
四、超声监护宫腔镜手术的价值	607		

第一章 医学超声诊断基础

第一节 超声物理基础

一、声波的基本特性和基本概念

声波是机械波的一种。声波产生的条件，一是需要声源（波源），二是需有能够传播这种机械振动的介质。波动（简称波）是振动在介质中传播的过程。机械振动在介质中传播形成机械波，例如水波、声波。

波动只是振动状态的传播，介质的质点并不随波前进。如果各质点振动方向和波的传播方向相互垂直，则这种波称为横波。纵波则是指质点振动方向和波的传播方向平行的一种波，介质中各个质点沿着波的传播方向振动，形成疏密相间的质点分布波形。声波是一种纵波。

波从波源出发，在介质中向各个方向传播，在某一时刻，由波动传达到的各质点所连成的面称波前或波阵面，波前上各点具有相同的振动相位。波前的形状决定了波的类型，波前为平面的称为平面波；波前是球面的称为球面波。

声波在介质中传播的速度称为声速，一般用 c 表示。声速的大小取决于介质的密度和弹性模量， $c = \sqrt{K/\rho}$ ，其中 K 为介质的容积弹性模量，单位 dyne/cm^2 ， ρ 为介质密度，单位 g/cm^3 。人体软组织的平均声速为 1540m/s ，和水的声速相近。在超声诊断的频率范围内，软组织的声速基本上不随超声波的频率变化。不同的软组织声速有所不同。表 1-1 是人体的一些软组织以及水与空气的声速和其他声学参量。从表

表 1-1 几种人体组织、空气及水的声学参量

介质	声速 (m/s)	声特性阻抗 (Rayl)	对 1MHz 超声波 的声衰减系数 (dB/cm · MHz)
空气	332	42.9	0.001
水 (37℃)	1523	15130	0.01
血液	1580	16700	0.18
脂肪	1450	14100	0.63
肝	1550	16480	0.94
肾	1560	16500	1.0
肌肉	1580	16840	1.2 ~ 2.3
软组织平均值	1540	15240	1.0
骨	3680	55710	14.4 ~ 23.0

1-1 可以看出不同的软组织的声速虽然不相同，但它们的差别不大。软组织的声速与其成分（如多种蛋白质、脂肪和水的含量）有密切的关系。一般地说，声速随组织中蛋白质含量增加而增加，随水分和脂肪含量增加而减低。

波动传播时，同一方向上两个相邻的相位相差为 2π 的质点之间的距离，即一个完整波的长度，称为波长，用 λ 表示。波动传过一个波长距离所需要的时间，称为波的周期，用 T 表示，单位时间内通过某点的完整波的数目称为频率，用 f 表示，单位为赫兹 (Hz)。各波动参数存在以下关系： $c = f \cdot \lambda$ ， $T = 1/f$ 。已知软组织中的声速约为 1540m/s ，因此在软组织中 1MHz 的超声波的波长约为 1.5mm ，常用的 3MHz 的超声波的波长约为 0.5mm ， 7MHz 的超声波的波长约为 0.2mm 。

声波以频率划分，可分为次声波、声波和超声波三大类。频率低于 20Hz 的声波为次声波， 20Hz 到 20kHz 之间的声波能为人耳所听到，故称声波，而超过 20kHz 的声波是超声波。次声和超声人耳不能听到，但某些动物耳朵能听到次声或超声。

波动传播时，从波源处开始介质由近及远地一层接着一层地振动，因此，能量也逐层向远处传播。通过垂直于波动传播方向的单位面积的平均能量，称为波的强度，用 I 表示，单位是 W/cm^2 ，声学中将其称为声强，声强还可理解为单位面积上受照射或发射出的声功率。介质中有声波传播时的声强和无声波时的静压强之间存在差别，这个差值称为声压。声波是纵波，在稀疏区域，实际压强小于无声波时的静压强，此时声压为负值，在质点最稀疏时，声压达到最低，称为峰值负压；在稠密区域，实际压强大于静压强，声压就为正值，在质点最稠密时，声压达到最高，称为峰值正压。一个常用的确定声波强弱概念是分贝 (dB)，它实际上是比较两个声波的相对强度，假设同一介质中的两个平面简谐波，它们的声压（有效值）和声强分别为 P_1 、 P_2 和 I_1 、 I_2 ，比较它们强弱的分贝数为：

$$dB = 10 \log \frac{I_2}{I_1} = 10 \log \frac{P_2}{P_1} \quad (1-1)$$

声阻抗 (acoustic impedance) 定义为介质中波阵面一定面积上的声压与通过该面积的体积速度的复数比值。声阻抗率 (specific acoustic impedance) 是指介质中某点的声压与质点速度的比值。介质的声特性阻抗 (acoustic characteristic impedance, Z) 定义为平面自由行波在介质中某点的声压与质点速度的比值，其值等于介质的密度与介质的声速的乘积，即：

$$Z = \rho \cdot c \quad (1-2)$$

声特性阻抗反映了介质一种声学特性,可以理解为声波在介质传播时所受的阻力,其单位为瑞利(Rayl)或 $\text{kg/m}^2 \cdot \text{s}$ 。表1-1列举了人体的一些组织以及水和空气的声特性阻抗。可以看出不同的软组织的声特性阻抗值差别不大,但软组织与空气及骨之间的声特性阻抗值差别很大。

二、超声波的基本物理特性

上节有关机械纵波的一些基本概念对超声波都适用。随着频率的升高,超声波具有一些特殊性质。

(一) 超声波的方向性

对机械波来说,频率越低,其波长越长,波动的特性越显著,但方向性却越差;频率越高,波长越短,波传播的方向性越显著。超声波有很好的指向性,可在较小的目标上,产生有规律的反射信号,这就是利用超声波回声探测的基

础。高频超声波在界面进行反射和折射时,其规律与光波相似。

(二) 超声波的传播特性

超声波在弹性介质中传播时与光波类似,也有波的叠加、干涉、反射、折射、透射、散射、衍射以及吸收、衰减等特性。

反射与折射 高频率的超声波是一种平面波,在均匀介质中传播时,沿传播方向作直线传播。当超声波从一种介质传播到另一种介质时,由于两种介质的声特性阻抗 Z 的不同,在两种介质之间形成一个声学界面,如果该界面尺寸大于超声波波长,则一部分超声波能量从该声学界面处反射,回到原介质,形成反射波,另一部分超声波能量进入到另一介质,形成折射(透射)波(图1-1)。

当超声波垂直投射到声学界面时,若声学界面两侧介质

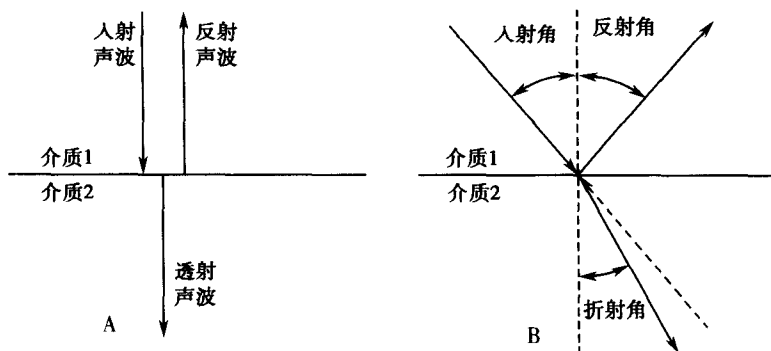


图 1-1 超声波在界面上的反射与折射

A. 图示入射声波垂直入射; B. 图示入射声波以一定角度入射

的声特性阻抗分别为 Z_1 和 Z_2 ,入射声波(声强为 I)投射到达界面,则有声强为 I_1 的反射声波返回到前一介质,反向传播。有声强为 I_2 的折射声波进入第二种介质中沿同方向继续传播,则声强反射系数(IRC):

$$\text{IRC} = \frac{I_1}{I} = \left[\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right]^2 \quad (1-3)$$

声强折射系数(ITC):

$$\text{ITC} = \frac{I_2}{I} = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (1-4)$$

由上述关系式可知:若两种介质的声特性阻抗差别越大,反射就越强。由于能量守恒,反射波能量与折射波能量之和应等于入射波能量,因此,反射越强,进入到第二种介质的声波能量就越弱。利用反射产生的超声回波信息可用来做诊断。回波的强弱,是反映了界面两边介质的声特性阻抗差异的程度。实际上,超声波投射到声学界面时,并不一定是垂直入射,声波的反射和折射还与投射角度有关,在此不再赘述。

衍射与散射 声波传播时遇到障碍物的尺寸与声波相近(1~2个波长)时,声波可绕过这一障碍物界面边缘向前传播、偏离原来方向,这一现象称为衍射或绕射。距离越近障碍物,衍射现象越明显,声波远离障碍物后仍按直线传播。声波传播遇到线度小于波长的粒子,微粒吸收声波能量后,产生振动向四周辐射声波,这种现象称为散射,这些粒子称

为散射体。在散射波中,把与声波前进方向反方向上的声波称为背向散射(back scatter)。散射截面是用以反应散射强度的重要参数。所谓散射截面是指被散射体散射的功率(mW)与入射到散射体上的声强(mW/cm^2)之比,这个比值的单位为 cm^2 ,故有截面之称,散射截面大实际上就表明单位声强产生的散射功率大。对于线度远远小于超声波波长的散射体,其散射截面 σ 可以用下式表示:

$$\sigma = \frac{4\pi \cdot k^4 \cdot r^6}{9} \left[\left| \frac{G_e - G}{G} \right|^2 + \frac{1}{3} \left| \frac{3(\rho_e - \rho)}{2\rho_e + \rho} \right|^2 \right] \quad (1-5)$$

式中 r 为散射体的维度, G_e 和 G 分别代表散射体与周围介质的压缩系数,而 ρ_e 和 ρ 则代表散射体与周围介质相应的密度。

惠更斯(Huygens)原理 波动的传播是由于介质中质点之间的相互作用力(弹性力),连续分布的介质中任何一点的振动源引起相邻各点的振动,因此在波动传播到的任何一点都可看作新的波源。惠更斯于1690年提出了有关波动的著名原理,它的内容就是:介质中波动传到的各点都可看作是一个新的波源——子波源,在其后的任意时刻,这些子波的包络就是新的波前(波阵面)。应用惠更斯原理,可由某一时刻波阵面的位置,用几何作图法确定下一时刻波前(波阵面)的位置,波前(波阵面)的法线方向就是波的传播方向。图1-2左图示球面波在时间 t 和 $t+\Delta t$ 时的波前。图

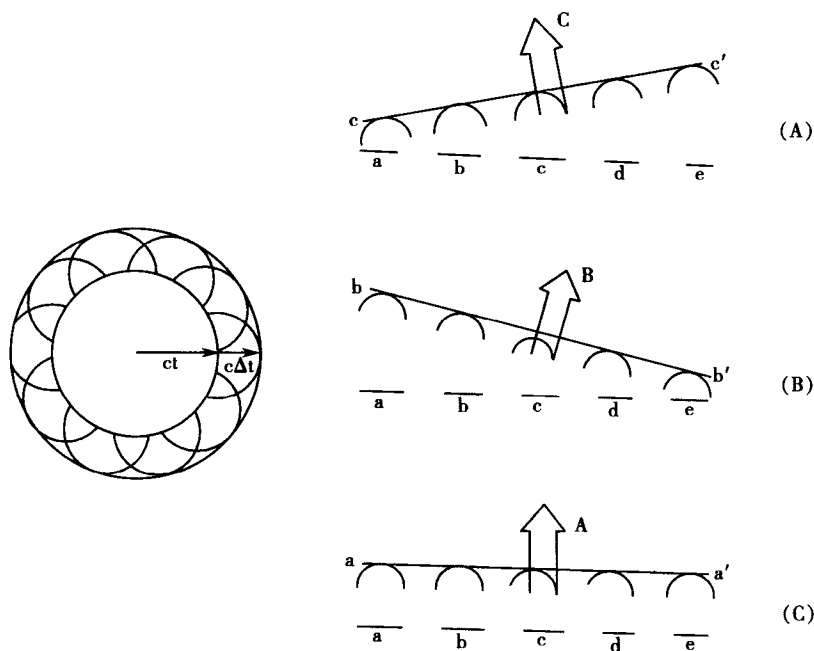


图 1-2 由惠更斯原理求得新的波前 (波阵面)

左图, 球面波; 右图, 平面波 声波传播的距离: 声速 $\times$ 时间: ct

1-2 中右图 (A) 所示各个振动源同时振动, 波前 aa' 平行于各振动源的连线沿 A 方向传播。图(B)、(C)中各振动源的振动都存在时间上的差异。图(B)中振源 a 最先振动, 振源 b、c、d、e 依次延迟时间 t , 因此 e 开始振动时, 振源 a 的振动已经传播到 $4ct$ 处, 以此类推, 求出这些子波的包络组成波前 bb' , 它们的法线方向 B 即为波束传播方向。图(C)与图(B)类似, 只是振源 a 最后振动, 振源 b、c、d、e 依次超前 t , 因此波束传播方向 C 与图(B)相反。控制振动源相互间的振动时间超前或落后就可以使波束向左或向右偏转, 而控制超前或落后时间的值就可以控制波束偏转的角度, 这就是后面提到的相控阵探头扫描和电子聚焦的原理。

波的干涉现象 声波在介质中传播时, 当两列 (或更多列) 声波在空间某点相遇, 将彼此叠加, 该处质点的振动将是各个波所引起的分振动的合成, 在任一时刻质点的位移是各个波在该点所引起分位移的矢量和。换言之, 每个波都独立地保持自己原有的特性对该点的振动给出自己的一份贡献, 而不受其他波干扰。这种波动传播的独立性事实, 称为波的叠加原理。一般来说, 振幅、频率、相位等都不相同的几列波在某点的叠加十分复杂, 而波的干涉是其中最简单也是最简单的一种。当频率相同、振动方向相同、相位相同或相位差恒定的两个波源发出的两列波同时作用于介质的某点, 产生波的叠加, 由于传播途径的不同, 使某些地方振动始终加强, 而在另一地方始终减弱以至抵消, 这种现象称波的干涉现象。产生干涉现象的波称为相干波, 相应的波源称相干波源。两列相干波到达某点所经过的路程差, 称为波程差。在两个相干波源为同相位时, 在两个波叠加的区域内, 波程差等于零或等于波长整数倍的各点, 振幅最大, 在波程差等于半波长奇数倍的各点, 振幅最小。

声衰减 声波在介质中传播时, 质点振动的振幅将随传

播距离增大而减小, 声强也随距离增大而减小, 这种现象称为声衰减。在均匀介质中声衰减服从指数规律。声衰减的原因主要有三方面: ①介质对声波的吸收是声衰减的原因之一, 声波在介质传播中, 部分机械能量不可逆地转化为其他形式的能量, 使声波具有的能量减少。这主要是由于液体或生物软组织等声学介质并非理想弹性介质, 存在着弛豫现象, 所谓弛豫现象就是在某种作用之下所产生的响应, 介质不能瞬时变化而是伴随一个延迟时间, 这个延迟时间称为弛豫时间。弛豫现象就是介质的粘滞性, 它阻止质点的快速振动而使振动能量转化为热量并通过介质热传导而耗散。另一种吸收衰减的因素是共振吸收, 当声波的频率与介质分子的共振频率相近时, 会引起分子共振, 声能被大量吸收, 但是医学超声的频率范围通常都远低于分子共振频率, 因此该项吸收常可忽略。②声衰减的第二个原因是声波的散射, 声波在介质中传播时, 介质中存在着散射体, 使一部分超声能量改变了传播方向, 使主传播方向的能量减少。声散射引起的衰减决定于介质的性质和散射体的情况 (大小、形状、分布等)。也与超声频率有关, 研究表明声散射衰减系数与超声频率的四次方成正比。③声束扩散是声衰减的第三个原因, 随传播距离的增加, 声波向传播轴线周围横向扩散, 因此引起单位面积上的声波能量 (声强) 减小, 这种扩散衰减可通过声聚焦在一定的范围内得到克服。

介质的声衰减系数除了与介质本身的性质有关外, 还取决于温度、声波频率等多种因素, 其中对诊断超声最重要的是频率的影响。在医学超声范围内, 大多数生物介质 (特别是软组织) 的声衰减与超声频率成正比, 因此有: $\alpha = \beta \cdot f$ 。 α 为介质的声衰减系数, 单位为 $\text{dB}/(\text{cm} \cdot \text{MHz})$, β 为常数。研究表明, 在诊断超声所用 1 兆到几十兆的频率范围内软组织的声衰减系数大致与频率成正比。在表 1-1 中列出了几种软

组织对 1MHz 声波的声衰减系数。为了得到高分辨能力的图像应该尽量选用高的频率,但是频率高的超声波比频率低的超声波衰减大(表 1-2),因此可探测的距离小。所以我们在探测距离和空间分辨率之间折中,针对不同的场合选取合适的频率。例如腹部检查需要比较大的探测深度,因此我们只能选用较低的频率。而在检查浅表小器官时,由于探测深度不大,可以选用较高的频率,以得到比较高的分辨率。

表 1-2 不同频率超声波在不同深度软组织中的衰减

频率	软组织中的衰减系数 (dB/cm)	1cm 深处能量衰减 (%)	10cm 深处能量衰减 (%)
2.0MHz	1.0	21	90
3.5MHz	1.8	34	98
5.0MHz	2.5	44	99.7
7.5MHz	3.8	58	99.98
10MHz	5.0	68	99.999

(三) 超声传播过程中的非线性现象

目前医学超声所涉及的技术问题,无论是组织结构成像,还是运动目标检测,一般都属于线性声学范畴。线性声学认为:第一,人体组织中传播着声波的频率就是换能器振动的频率,声源和波的频率相同;第二,回波强度随换能器输出强度成比例地增加或减小。实际上线性是相对的,非线性才是绝对的。

线性声学理论的方程比较简单,而且能够说明许多声学问题。根据线性声学理论可以推出许多我们熟知的结论。但是,线性理论毕竟是一种近似。从理论上说,线性理论主要采用了两方面的近似。一方面是忽略了非线性项。一般情况下声波的声压 P 和振动速度 v 与其他宏观的物理量(如大气压、声速等)相比是非常小的,而非线性项就更小。因此在线性声学理论中所有这些非线性项都被忽略。另一方面线性理论假定介质中声压和密度变化成正比。实际上,介质的密度在声波传播时,不断受到压缩与稀疏,如果声波振幅不大时,那它的压缩和稀疏变化也不大,这时声压与介质密度的变化基础上是线性的。如果声波振幅加大时,声压与介质密度的变化不再保持线性,也就是压力的变化不仅与密度的变化有关,还与密度变化的平方有关。因此当声波振幅加大时,压力的变化 ΔP 变成 $\Delta p = A\delta P + B\delta^2 P$,这里的 $B\delta$ 就是表达介质非线性大小的参数,称作非线性参数。

当波的振幅加大时,由于声波在不同地方位置的传播速度将随着该点处的振速大小与介质在该点处的非线性参数大小而变化,波形将发生很大的畸变,波形畸变意味着波的频率也随之发生变化,因此声波传播时,随着传播距离的增大,将产生出各种不同频率的谐波,这就是非线性声学传播的特征。一般而言,一个频率为 f 的波,随着传播距离的增大会产生 $2f$ 、 $3f$ 等不同频率的谐波,其中 $2f$ 谐波比其他高倍谐波的强度大。

以下简单介绍超声传播过程中两个非线性现象:

1. 波速的非线性 超声在人体中以纵波形式传播,波的传播形成组织的压缩和稀疏。线性声学认为超声在同一种介

质中传播速度各处都相等(假定为 C),当计入非线性效应时声波在介质中 x 点的传播速度 $C(x)$ 不再各处相等,而是 $C(x) = C + KU(x)$ 。其中 K 为常数, $U(x)$ 为 x 处的质点振动速度,在波的压缩区 $U(x) > 0$,因而 $C(x) > C$;在波的稀疏区 $U(x) < 0$,因而 $C(x) < C$ 。由于波传播过程中各点的传播速度不同导致波形畸变,即发射简弦信号而传播的却是畸变为非简弦的信号。波形的畸变意味着谐波的产生,由 Fourier 级数可知到达组织中传播的波除了基波 f 外,还有谐波 $2f$ 、 $3f$ ……当然谐波的次数越高,振幅越小,而且频率越高衰减越大,因此可利用的是二次谐波。

2. 反射的非线性 线性声学认为反射声强 $y(t)$ 与入射声强 $x(t)$ 成正比。对于刚体介质面,满足线性反射关系。但是对于弹性界面要计入非线性,换言之反射波的声强 $y(t)$ 不与入射波 $x(t)$ 的声强呈成正比。这时 $y(t)$ 与 $x(t)$ 之间的关系可以写成:

$$y(t) = a_1 x(t) + a_2 [x(t)]^2 + a_3 [x(t)]^3 + \dots \quad (1-6)$$

由上所述频率为 f 的超声波经弹性界面反射后,回波中具有 f 、 $2f$ ……,即基波和谐波。谐波中以二次谐波为主,其他高倍谐波可以忽略不计。

三、超声波的发射和接收

在医学中应用超声波进行疾病的诊断和治疗,一个重要的问题是超声波的发生和接收。虽然目前已有多种方法可以产生超声波,例如机械法、电声转换法、激光法等,但在医学中最常用的是电声转换法中的压电式换能法。通过压电换能器将高频电磁振动的能量转换为机械振动(超声)的能量,发射超声波,同时也可以把超声振动的能量转换为电磁能量,通过信号处理,完成超声波的接收。

压电效应 (piezoelectric effect)

1. 正压电效应 某些各向异性的材料,在外部拉力压力的作用下引起材料内部原来重合的正负电荷中心发生相对偏移,在材料表面上出现符号相反的表面电荷。这样,由机械力的作用产生了电场。这种将机械能转变为电能的效应称为正压电效应。超声接收换能器用的就是正压电效应,将来自人体的回声信号转化为电压。

2. 逆压电效应 在压电材料表面沿着电轴方向加上电压,由于电场作用,引起材料内部正负电荷中心位移,这一极化位移使材料内部产生应力,从而导致宏观上的几何形变,这种将电能转变为机械能的效应叫逆压电效应。超声波发射换能器采用了逆压电效应,将电压转变为声压,并向人体发射。

压电效应是可逆的,压电材料既具有正压电效应,又具有逆压电效应。医学超声设备中,常采用同一压电换能器既作为发射探头,又作为接收探头,但发射与接收必须分时工作。

四、脉冲波

前面的讨论大多是针对某一频率的连续波。声学理论中的大部分内容也是讨论连续波。但是,超声诊断设备中除了连续多普勒模式使用连续波外,其余都使用脉冲波。连续波也称为简谐波,简谐波是在整个时间范围内频率和幅度固定的波,现实世界中并不存在这种理想的信号。间隔性发出的

短促波称作脉冲波。所谓脉冲波就是持续时间很有限的信号,即在一个有限的范围 $t_1 \sim t_2$ 之间有信号,之外信号为零(或非常小)。 $t_1 \sim t_2$ 是信号长度,也称为脉冲宽度,简称脉宽。数学中的傅里叶变换理论指出,任何一个信号都可以看作是由许多不同频率、幅度和初始相位的简谐信号叠加而成,或者说,运用傅立叶变换可以把复杂的信号分解成许多简谐信号的和。在一般情况下,这些简谐信号的数目是无穷多的,它们的频率连续变化,因此它们的相加在数学上要用积分表示。把信号分解成简谐信号的叠加后,我们就可以分析信号是由哪些频率的简谐信号组成。各种频率的简谐信号

在整个信号中占的比重,也就是各种简谐信号在频带内的分布情况,就是信号的频谱,这种分析方法就是谱分析,也叫作频域分析。

以下简单介绍几个用来描述脉冲波基本特征的常用参数:

脉冲重复频率 (pulse repetition frequency, PRF): 单位时间内脉冲波的数目。单位: Hz 或 kHz。

脉冲重复周期 (pulse repetition cycle): 一个脉冲开始发射到下一个脉冲开始发射所需时间 (图 1-3)。单位: 秒 (s), 毫秒 (ms)。

脉冲重复间期 (pulse repetition interphase): 一个脉冲发

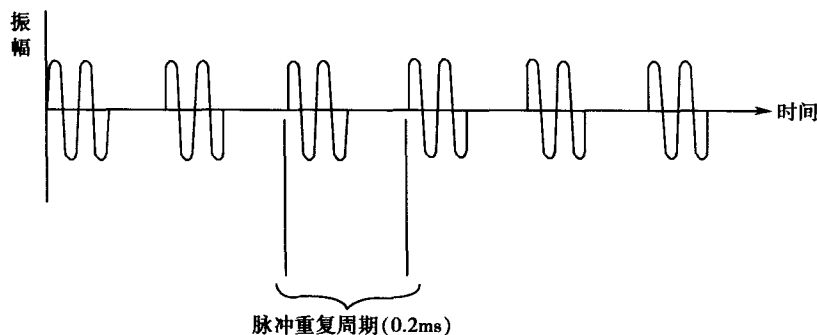


图 1-3 脉冲重复频率为 5kHz 的脉冲波波形示意图

图示其脉冲重复周期为 0.2ms

射结束到下一个脉冲开始发射所需时间。单位: 秒 (s), 毫秒 (ms)。

空间脉冲长度 (spatial pulse length, SPL): 每个脉冲的总的波长。SPL=脉冲的总波长=脉宽×声速。

超声诊断中的脉冲常常是由一定频率范围之内的简谐信号叠加而成,即幅度谱和复频谱在一段频率范围。这个频率范围为信号的频带,称为带宽。频带的中心称为中心频率。

根据谱分析的概念,脉冲波的性质是由组成它的简谐信号的性质决定的。窄带信号的性质非常接近于中心频率的简谐信号的性质。窄带信号的脉宽和带宽成反比,它们的乘积为常数。对于一般的信号,脉冲越短,带宽越宽。脉冲短有利于提高图像的纵向分辨率。因此为了提高纵向分辨率应该尽量采用高的中心频率和宽的相对带宽。脉冲波传播时,它

所包含的连续波的频率也是不变的,但是由于介质对于不同频率的超声波有不同的衰减作用,高频的超声波比低频的衰减得快,因此脉冲的中心频率会降低,带宽也会减小 (图 1-4)。

五、超声探头

在各种超声诊断仪器中发出和接收超声波的器件是超声探头。大多数超声诊断仪器中的探头既作发射,又作接收,既向人体内发射超声波,又接收体内反射和散射回来的声波。发射时探头把电能转换成声能,接收时又把声能转换为电能,因此探头又称为超声换能器。探头的核心是以压电材料制成的压电晶片。压电材料具有压电效应,当它受到外力作用发生形变时,其表面会产生电压和自由电荷。对它施加电场时它会产生应力,发生形变。超声诊断常用的压电材料是压电陶瓷。压电陶瓷片的两个表面镀有电极,引出导线,与仪器中的发射和接收电路连接。当发射电路发出电信号激励压电片时,压电陶瓷片发生振动,同时向介质发出超声波。由介质传播回来的超声波带动压电陶瓷片振动,在电极上产生电信号,进入接收电路放大处理。

压电陶瓷的声速和密度都比较高,因此它的声阻抗率比软组织的大几十倍。因此软组织和压电片之间的界面上声反射系数特别大,如果让压电片和软组织直接接触,软组织中传来的声波的能量大部分会反射回去,只有一小部分进入压电片,转换为电能。同样,压电片内的振动能量在两个表面之间来回反射,维持比较长的时间,使进入人体软组织中的声脉冲幅度小,时间拖得很长。这种现象称为压电陶瓷和软组织的声学不匹配,不利于提高仪器的性能。为了改善压电片和软组织之间的匹配性,在压电片的前表面贴一层或多层匹配层 (图 1-5)。单层匹配层的声阻抗率应该介于压电片和软

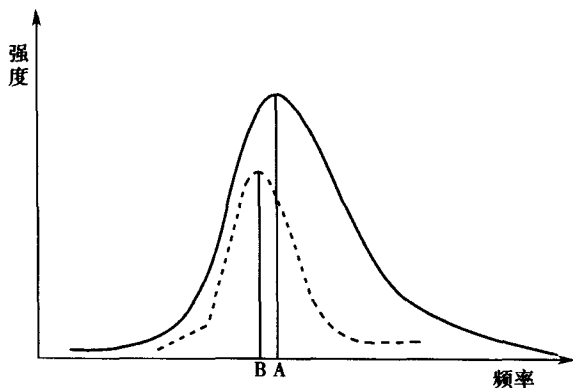


图 1-4 超声波衰减致中心频率降低

实线代表脉冲波发射时的频谱, A 点为其中心频率

虚线代表脉冲波衰减后的频谱, B 点为其中心频率

组织之间,多层匹配层的声阻抗率从略低于压电片的声阻抗率逐层过渡到略高于软组织的声阻抗率。为了灵活地改变匹配层的声参数,匹配层常用环氧树脂类材料加其他改性材料配制,也可选用塑料和金属材料。匹配层的形状和压电片相同,厚度大约是超声波波长的四分之一。

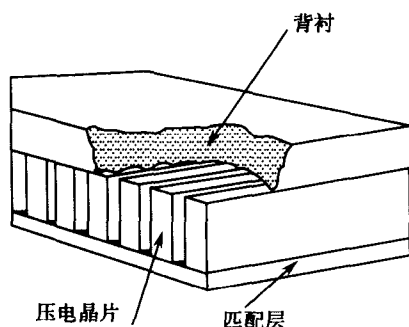


图 1-5 超声探头的结构示意图

当用电脉冲激励压电片或声波从介质传入使其振动时,它的振动时间常比激励的电脉冲或传入的声脉冲长。这是由于压电片余振引起的。这种现象会使发射的声脉冲和接收的电信号拉长,降低纵向分辨率。为了减少这种效应,压电片的背面有背衬材料(图 1-5),背衬通常用环氧树脂和金属粉末配置而成,它的声阻抗率与压电片接近。当压电片受电信号或超声波激励振动时,相当一部分能量传入背衬而被散射吸收,不再返回压电片。这样能缩短压电片的余振,增加探头的带宽。背衬的形状也和压电片一样,厚度比较大,为十几至几十毫米。

为了达到超声成像的目的,仪器产生的声束必须在人体内部扫描,实现声束扫描的技术有两种,机械扫描和电子扫描。

1. 机械扫描探头和聚焦 机械扫描通常使用一个或几个聚焦单探头,用机械的方法如马达带动,使其摆动或旋转,探头发出的声束在成像区域扫描。仪器工作时,一方面记录探头的方向,同时接收回波,两者结合,得到各个位置的回波,处理后成像。为了使探头运动时能保持和人体的耦合,常把探头装在一个充满液体的小盒里,探头发出的扫描声束经过液体透过静止的盒壁与人体耦合。机械扫描的聚焦探头有许多优点,其电路部分比较简单,它的横向分辨率在顺着扫描的方向和垂直于扫描的方向(有时称为侧向)是一样的。同时,它也有一些缺点。首先它的机械运动部分影响了使用寿命。其次机械驱动的方式不如电子扫描灵活,扫描速度也不能太快,特别是不能满足彩色血流图的步进式扫描。

2. 电子扫描探头、电子聚焦 电子聚焦和扫描使用阵列探头,下面以常用的线阵探头为例说明它的结构和工作原理。

在线阵探头里有许多压电单元等间隔地排列成一条直线。每个单元和单探头相似,也由压电片、引线、匹配层和背衬组成,但它的压电片尺寸很小,只有零点几毫米。阵列探头的每次发射或接收总是由全部或部分单元共同完成。在发射时,如果参与工作的各个单元在不同的时刻发出声脉冲,叠加以后就有可能得到聚焦的总声场。因此超声波从各

单元到焦点的传播时间也是不一样的。我们按照各单元的传播时间决定每个单元的发射时间,传播时间长的先发射,传播时间短的晚发射,使各单元发出的声脉冲同时到达聚焦点。为了实现电子聚焦和扫描,激发时要在不同的时刻激励各个单元,接收时要对各个单元的信号作不同的延迟(图 1-6)。在超声诊断仪里有许多相互独立的发射和接收电路,称为通道。通过电子开关的选择,在每次发射和接收时各个通道分别和一个或两个单元连接。每次工作时只有少数单元(8 到 16 个)参加,例如第一次工作时由第一个到第八个单元参加,第二次工作时由第二个到第九个单元参加。每次形成的声束都和线阵垂直。这样通过单元的切换使声束在空间平行地扫描,每次发射声束在空间平移了一个单元间隔的距离。

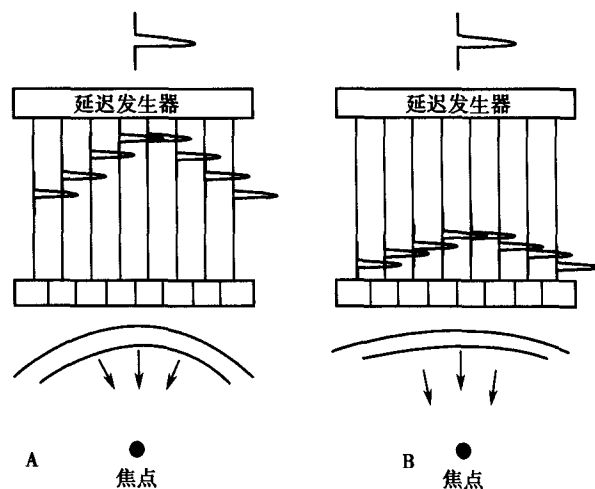


图 1-6 电子聚焦示意图

图 A 和图 B 分别示意不同的延迟模式致焦点位置不同

另一种常用的阵列探头是相控阵探头,它的前表面比较小(20~30mm),适于通过小的声窗做检查。相控阵探头每次工作时所有的单元都参加,通过改变每个单元的激发时间和接收延迟改变声束的方向,使声束在空间扫描出一个扇形。由于时间的变化相当于波形的相位变化,因此这种方式可以看成由信号的相位控制声束的方向,这也就是这种探头名称的由来。还有一种形状介于线阵和相控阵之间的凸阵探头,它的单元也排成一段圆弧,但圆弧的半径比相控阵的大,它的尺度介于线阵和相控阵之间。它的扫描方式和线阵的接近但每次工作时声束的方向略有变化。它的扫描区域是介于扇形和矩形之间的一个图形。凸阵探头多用于腹部,因为使用方便而广受欢迎。

电子聚焦技术与机械扫描探头结合,出现了一种环阵探头。这种探头仍然采用机械扫描的方式,但是它的压电片不是单个的圆片,而是由几个同心的圆环组成。在各个圆环上加上时延不同的脉冲,就可以在不同的深度聚焦。环阵探头可以在横向和侧向达到同样的聚焦效果。为了适应不同的需要,超声探头的种类非常多,内探头是插入人体使用的超声探头。内探头种类很多,主要有经食管检查心脏,经直肠、尿道和阴道,还有血管腔内。一般它们更接近检查的器官,

避开了皮肤、皮下脂肪等传播组织。由于它们的检查深度比较小,可以选用更高的频率,得到更精细的图像。但是它们的体积必须很小,因此技术要求很高。内探头也有机械扫描和电子扫描两种,其基本组成部分和工作原理与上面介绍的体外探头是一样的。

面阵探头是一种三维成像用的探头。上述线阵探头的单元排成一段直线,而面阵探头的单元排成一个平面,因此它可以在三维空间内扫描,形成三维图像。

超声探头的分辨率 空间分辨率是超声探头的一个重要指标。假设人体有两个小目标,如果它们之间的距离比较大,超声仪器就能区分它们。如果它们之间的距离很小,仪器就可能把它们当作一个目标。仪器能够区分的最小距离称为空间分辨率,简称为分辨率。分辨率和方向有关。沿声束方向的分辨率称为轴向分辨率(axial resolution,也称纵向分辨率),沿扫描平面与声束垂直方向的分辨率称为侧向分辨率(lateral resolution,也称横向分辨率)。垂直于扫描平面且与声束垂直方向的分辨率称为切面分辨率(section resolution,也称厚度分辨率)。

超声仪器是依靠回波脉冲的到达时间来确定目标的距离。如果在声束方向有两个距离不同的目标,它们之间的距离为 d ,当仪器发射的脉冲被它们反射回来,会产生两个回波脉冲,它们的到达时间相差 $2d/c$,这里 c 是介质的声速。如果这个时间差小于探头的脉冲宽度(ΔT),两个回波脉冲就会互相重叠,仪器不能分辨。因此仪器的纵向分辨率 d 大约等于: $d = \frac{c \cdot \Delta T}{2} = \frac{SPL}{2}$ 。由于脉宽和带宽(B_e)成反比,即 $\Delta T = 1/B_e$,因此纵向分辨率和带宽成反比。由此可见要提高纵向分辨率,就需要缩短探头的脉宽,或增加探头的带宽。实际上,带宽与探头的中心频率(f_0)成正比,即 $B_e = b \cdot f_0$,这里 b 为常数,它反映探头晶片的特性。目前商用的探头的 b 值约为0.5~0.7之间,因此,探头的纵向分辨率:

$$d = \frac{c \cdot \Delta T}{2} = \frac{c}{2B_e} = \frac{\lambda}{2b} \approx \lambda \quad (1-7)$$

由此可见,纵向分辨率大约等于超声波的波长,由于超声波频率越高越容易获得短脉冲,因此超声波频率越高,波长越短,分辨率越高。我们知道超声波的衰减具有频率依赖性,脉冲波中的高频成分更易衰减,而造成脉冲波的带宽减小,因此探头的纵向分辨率会随传播距离增加降低。

超声成像诊断通过声束扫描得到目标的横向位置。当在人体内扫描的声束照射到一个目标时,就会产生回波。我们根据回波出现时的声束方位确定目标的横向位置。假设有距离探头相等的两个靠近的目标,显然,如果目标之间的距离比声束的宽度小,它们的回波就会出现在同一个声束中,仪器不能区分它们的空间位置。因此,最小的横向分辨距离大约等于声束宽度。为了提高横向分辨率,必须发射窄声束。

为了提高横向分辨率,超声诊断设备都采用聚焦探头。聚焦探头发出聚焦声束。在探头表面各点发出声场向正前方的一点会聚,在离探头一定距离处形成焦点。在焦点前后一段范围内声束很窄,幅度很大,称为焦柱。通过焦柱后声场扩散。聚焦可以采用透镜聚焦或电子聚焦实现。

除纵向分辨率和横向分辨率外,还有一个和它们都垂直

方向上的分辨率,称为切面分辨率。最小的切面分辨距离大约等于声束的厚度。通过对切面方向侧向聚焦的方式可以提高切面分辨率。一般线阵的电子聚焦不能达到切面方向侧向聚焦的目的,通常的方法是在探头前表面贴柱面的聚焦声透镜,或采用圆柱面的压电片,柱面的母线和线阵方向平行从而实现切面方向侧向聚焦。近年来推出的1.5维的新型探头可以在一定程度上实现切面方向侧向聚焦,从而提高切面分辨率。

六、超声成像模式

超声探头将回声信号转换为电磁信号后,必须将这些包含了许多信息的射频信号经过解调、滤波、相关运算、模数转换等过程,将所需要的信号信息分别以不同的模式成像,以供临床医师做出诊断。目前常用或曾经常用的几种超声成像模式有,A型诊断法、B型诊断法、M型诊断法和D型诊断法。简述如下:

A型诊断法又叫示波法。当声束在人体组织中传播遇到二层不同声特性阻抗的邻近介质界面时,在该界面上就产生反射(回声),每遇到一个界面,产生一个回声,该回声在示波器的屏幕上以波的形式显示出来。界面两边介质的声特性阻抗差愈大,其回声的波幅愈高;反之,界面的声特性阻抗差愈小,其回声的波幅愈低。若声束在没有界面的均匀介质中传播,即声特性阻抗差为零时,则是现无回声的平段。A型诊断法,就是根据回声波幅的高低、多少、形状及有无进行诊断。

B型超声诊断法的工作原理与A型超声诊断法基本相同,都是利用回声原理做诊断,即发射脉冲超声进入人体,然后接受组织界面的回声作为诊断的依据,B型诊断法与A型诊断法不同之处有三点:第一,B型超声仪将A型仪的幅度调制显示(amplitude modulation display)改进为辉度调制显示(brightness modulation display),它将回声脉冲电信号放大后送到显示器的阴极,使显示的亮度随着回声信号的强弱而变化。第二,B型超声仪探头发射的声束必须进行扫描。加在显示器垂直方向的时基扫描与声束同步,从而构成一幅二维切面声像图。第三,医生根据由此得到的一系列人体切面声像图进行诊断,而不是用A型法得到的波型作诊断。B型超声显示的是切面图像,具有直观性好,容易掌握,诊断方便等优点。

M型超声诊断的工作原理与B型相同。在B型切面上任意取一声束取样线,在水平偏转板上加上一对慢扫描锯齿波,使取样线上的回声点沿水平方向展开代表时间扫描,回声点在垂直方向上移动代表深度扫描。由于探头位置和取样线固定,声束穿越的各层组织界面随着组织的位置移动而得到的回声辉度随着水平扫描而构成相应的动态曲线,即称之为M型超声扫描,最常用于超声心动检查,评价瓣膜及心肌的运动状态。

D型超声诊断是利用声波的多普勒现象成像和分析。多普勒现象是超声多普勒诊断的物理基础。一般地说,波源和观察者之间的相对运动会使观察到的波动频率与波源频率发生变化,这种现象称为多普勒现象。在超声诊断中采用的是反射模式,探头固定不动向人体内发出超声波,遇到血流等运动目标时发生反射,反射波携带了目标运动的信息。这种