

● 王纯正 张 武 刘守君 主编

腹部 彩色超声 诊断图谱

COLOR ULTRASONIC
DIANGNO SIS
ATLAS OF ABDOMINE



辽宁科学技术出版社

LIAONING SCIENCE AND TECHNOLOGY PUBLISHING HOUSE

腹部彩色 超声诊断图谱

◇ 王纯正 张 武 刘守君 主编



辽宁科学技术出版社

沈阳

图书在版编目(CIP)数据

腹部彩色超声诊断图谱/王纯正等主编, - 沈阳:
辽宁科学技术出版社, 2002.1
ISBN 7-5381-3197-3

I.腹… II.王… III.腹腔疾病-超声波诊断-图
谱 IV.R570.4-64

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2000) 第 87350 号

出 版 者: 辽宁科学技术出版社
(地址: 沈阳市和平区十一纬路 25 号 邮编: 110003)
印 刷 者: 辽宁省印刷技术研究所
发 行 者: 各地新华书店
开 本: 889mm × 1194mm 1/16
字 数: 600 千字
印 张: 24.5
插 页: 4
印 数: 1~3000
出版时间: 2002 年 1 月第 1 版
印刷时间: 2002 年 1 月第 1 次印刷

责任编辑: 许 平 王绍诚
封面设计: 庄庆芳
插 图: 徐国成
版式设计: 于 浪
责任校对: 杨余庆

定 价: 240.00 元
邮购咨询电话 024-23284502

编著者名单

主 编 王纯正 张 武 刘守君

编 著 者 (按姓氏笔画为序)

- 孔秋英 中山医科大学第一附属医院 妇产科 教授
王纯正 中国医科大学第二临床学院 超声诊断科 教授
王金锐 内蒙古超声影像研究所 教授
朱世亮 上海医科大学肿瘤医院 超声科 教授
刘守君 中国医科大学第二临床学院 超声诊断科 主任
许汉生 甘肃省人民医院 超声科 主任医师
权重禄 中国医科大学第二临床学院 超声诊断科 教授
来传芳 开封市妇产医院超声科 副主任医师
沈宗文 上海医科大学解剖教研室 教授
吴钟瑜 天津市中心妇产科医院 超声科 教授
张青萍 同济医科大学同济医院 超声科 教授
张 武 北京医科大学第三附属医院 超声科 教授
张珏华 上海医科大学妇产科医院 超声科 教授
张爱宏 西安医科大学第二附属医院 超声研究室 教授
张缙熙 北京协和医院 超声科 教授
罗福成 解放军第105医院 超声科 教授、主任医师
周 旭 中国医科大学第一临床学院 超声中心 教授
姜泰俊 抚顺市第三医院影像科 主任
闻 恽 上海市第六人民医院 超声科 教授
徐智章 上海医科大学中山医院 超声科 教授
袁光华 中国医学科学院基础医学研究所 研究员
钱蕴秋 第四军医大学西京医院 超声科 教授
曹海根 北京医院 超声科 主任医师
雷小莹 西安医科大学第二附属医院 超声科 教授
蔡爱露 中国医科大学第二临床学院 超声诊断科 副教授

前 言

近些年来,超声医学已有飞速发展,成为临床各科在诊断和治疗工作中的一个重要手段,超声诊断技术在临床的应用也越来越广泛。

本书的绝大部分编者曾精心编著了《腹部超声诊断图谱》,该书曾被评为卫生部科技进步三等奖和北方十省市优秀科技图书二等奖。此图谱发行10年来已先后印刷7次,深受读者的欢迎。近10年来,超声医学有很大发展,彩色多普勒血流图像对腹部脏器的诊断已广泛开展,各脏器的超声探查方法已有很大的进展,为此,辽宁科学技术出版社决定组织编写了这本《腹部彩色超声诊断图谱》,本书同《腹部超声诊断图谱》最大不同是,书中全部采用新的图片,增加各脏器的彩色多普勒血流频谱曲线,各脏器的解剖图片亦全部采用彩色图像,并增加肝癌的介入超声治疗和妇产科的介入超声,超声诊断基础部分增加各种伪像的识别。

为了继续保持在临床领域中的权威性,为了保证本书的质量,我们邀请了国内20多名教授和主任医师参加了本书的编写。全书共分14篇,17章,约73万字,156幅彩色照片,769幅照片,可谓图文并茂。本图谱的主要内容是超声诊断的基础,腹部超声的检查方法,肝脏,脾脏,胆道,胰腺,胃肠,腹部血管,肾上腺,后腹壁,泌尿系统,妇科,产科,介入性超声等。本图谱所介绍的内容力求是在国内外最新的、最先进的并具有一定科学水平和临床有实用价值的资料,其中主要是我国超声医务工作者自己的经验总结,如肝癌的介入超声治疗。希望本图谱对于临床超声工作者能有所裨益,成为有价值的工具书,也可供临床各科医师以及高等医学院校师生的参考。

本书在编写过程中,得到中国医科大学第二临床学院超声诊断科全体同志的大力帮助,特别是本图谱的责任编辑、辽宁科学技术出版社许平编辑为本图谱能在短时间内高质量地出版,付出了心血,谨此一并表示衷心感谢!

超声诊断技术的发展日新月异,虽然我们在主观上希望本图谱能最大限度地反映当代超声医学的最新成就,但实际上,大批的新成果、新技术不断地涌现。及时将此新成果、新技术全部收入本图谱是编著者力所不及。同时,由于我们强调每位作者要写出自己的经验和特色,这就很可能使本图谱在规范和风格上不尽一致,加之我们的水平有限,时间仓促,不当或错误之处在所难免,敬请专家及广大读者批评指正,以期再版时匡正。

编 者

2001年8月20日

目 录

第一篇 超声诊断基础 1

第一章 超声物理学基础	1
第一节 超声诊断的物理学基础	1
第二节 超声成像基本原理	3
第二章 腹部超声诊断的误诊因素	6
第一节 正常组织的变形	6
第二节 常见伪像及识别	6
第三章 超声仪器中主要新技术	8
第一节 高频、超宽频带与高密度探头技术	8
第二节 腔体探头及微型高频探头技术	9
第三节 三维主体显像	10

第二篇 腹部超声的检查方法 13

第一章 腹部超声常用探头和临床选择	13
第二章 腹部超声基本扫查方法和超声图像	14

第三篇 肝 脏 19

第一章 肝脏的超声解剖	19
第一节 正常肝脏	19
第二节 肝脏脉管系统	21
第二章 肝脏的超声扫查与正常肝脏超声图像	24
第三章 肝限局性疾病的超声诊断	27
第一节 肝脏限局性异常回声图像	27
第二节 肝细胞癌	30
第三节 肝脏其他原发性恶性肿瘤	36
第四节 转移性肝肿瘤	37
第五节 肝囊肿	39
第六节 肝脓肿	44
第七节 肝血管瘤	49
第八节 肝包虫病	56
第四章 肝脏弥漫性疾病的超声诊断	62
第一节 异常超声图像的特征	62

第二节 急性肝炎	65
第三节 脂肪肝	69
第四节 肝硬化	72
第五节 肝吸虫病	76

第四篇 脾 脏 81

第一章 脾脏超声解剖	81
第一节 正常脾脏概述	81
第二节 脾脏基本断面和扫查方法	81
第三节 脾脏正常声像图	82
第四节 脾脏超声测量与正常值	83
第二章 脾脏先天性异常	83
第一节 副脾的超声诊断	83
第二节 游走脾的超声诊断	84
第三章 脾脏弥漫性肿大的超声诊断	84
第一节 超声诊断脾肿大的标准	84
第二节 脾肿大的程度和超声表现	84
第四章 脾脏含液性病变的超声诊断	86
第一节 脾脏囊性肿物	86
第二节 脾脓肿	88
第三节 脾外伤	88
第五章 脾实质限局性病变	90
第一节 脾结核	90
第二节 脾梗塞	91
第三节 脾肿瘤	91
第四节 脾真菌性肉芽肿	95

第五篇 胆 道 97

第一章 胆囊疾病的超声诊断	97
第一节 胆囊的超声解剖	97
第二节 胆囊的超声扫查和正常超声图像	98
第三节 胆囊异常的超声图像	100
第四节 胆囊结石与炎症	101
第五节 胆囊内隆起性病变	108

第二章 胆管疾病的超声诊断

- 第一节 胆管的超声解剖
- 第二节 胆管的超声扫查和正常超声图像
- 第三节 胆管结石
- 第四节 胆管肿瘤
- 第五节 先天性胆总管扩张症
- 第六节 胆道蛔虫病
- 第七节 阻塞性黄疸

114
114
115
116
118
121
123
124

第六篇 胰 腺

127

- 第一章 胰腺的超声解剖
- 第二章 胰腺检查方法和正常声像图
- 第三章 胰腺异常声像图分类及常见原因
- 第四章 胰腺炎的超声诊断
 - 第一节 急性胰腺炎
 - 第二节 慢性胰腺炎
- 第五章 胰腺囊肿性病变的超声诊断
 - 第一节 胰腺囊肿
 - 第二节 胰腺囊腺瘤
 - 第三节 胰腺囊腺癌
- 第六章 胰腺肿瘤的超声诊断
 - 第一节 胰腺癌
 - 第二节 胰岛细胞瘤
 - 第三节 胰腺其他肿瘤

127
128
131
133
133
136
139
139
140
142
142
143
144
146

第七篇 胃、肠

149

- 第一章 胃、肠道的超声解剖
- 第二章 胃的超声检查方法
- 第三章 正常胃超声图像
- 第四章 胃部疾病的超声诊断
 - 第一节 胃癌
 - 第二节 胃平滑肌肉瘤
- 第五章 肠道疾病的扫查方法和大肠肿瘤的超声诊断

149
151
152
152
152
154
155

- 第一节 超声检查方法

155

- 第二节 大肠肿瘤

156

第六章 小肠肿瘤的超声诊断

161

第七章 肠道炎症性疾病的超声诊断

162

- 第一节 炎症性肠病

162

- 第二节 肠道炎性肿物

163

第八章 其他肠道疾病的超声诊断

163

- 第一节 肠梗阻

163

- 第二节 肠套叠

164

- 第三节 肠重复畸形

165

- 第四节 肠管异物

165

第九章 阑尾炎的超声诊断

166

第八篇 腹部大血管

173

- 第一章 腹部大血管的超声解剖

173

- 第二章 腹部大血管的超声扫查方法与正常超声图像

174

第三章 腹部血管疾病超声诊断

177

- 第一节 腹主动脉瘤

177

- 第二节 门静脉栓塞

178

- 第三节 肝段下腔静脉阻塞(巴德-基亚里综合征)

178

- 第四节 左肾静脉压迫综合征

179

第九篇 肾上腺

181

- 第一章 肾上腺超声解剖

181

- 第二章 肾上腺的超声扫查和正常超声图像

181

- 第三章 肾上腺肿瘤超声诊断

183

第十篇 后腹壁

187

- 第一章 后腹壁的超声解剖

187

- 第二章 后腹壁的超声检查方法

188

- 第三章 后腹壁常见肿瘤的超声诊断

191

- 第一节 神经母细胞瘤

191

第二节 畸胎瘤	192
第三节 恶性淋巴瘤	194
第四节 脂肪肉瘤	198
第五节 纤维肉瘤	198
第六节 平滑肌肉瘤	198
第四章 后腹壁其他疾病的超声诊断	199
第一节 腹膜后囊性肿块	199
第二节 腹膜后实质性肿瘤	201

第十一篇 泌尿系统

第一章 肾脏超声解剖	207
第二章 肾脏超声扫查与正常超声图像	209
第一节 肾脏超声扫查方法	209
第二节 正常肾脏超声图像	209
第三章 肾脏异常回声	211
第四章 肾脏局限性疾病的超声诊断	212
第一节 囊性肾疾病	212
第二节 肾脏肿瘤	213
第五章 肾脏非肿瘤性疾病的超声诊断	216
第一节 肾积水	216
第二节 肾及输尿管结石	217
第三节 痛风性肾结石	218
第四节 肾结核	218
第五节 先天性肾畸形	219
第六节 肾外伤	221
第七节 肾周脓肿	222
第六章 左肾静脉压迫综合征	223
第七章 膀胱疾病的超声诊断	224
第一节 解剖概要及探测方法	224
第二节 正常膀胱	225
第三节 膀胱疾病	227
第八章 前列腺疾病的超声诊断	235
第一节 前列腺的超声解剖	235
第二节 前列腺超声扫查方法及正常超声图像	239
第三节 前列腺疾患	244

第九章 阴囊	253
第一节 阴囊超声解剖	253
第二节 超声探测方法和正常声像图	255
第三节 阴囊疾病	255

第十二篇 妇科

第一章 盆腔器官的超声解剖	261
第二章 妇科器官的超声扫查与正常超声图像	262
第一节 扫查方法	262
第二节 正常子宫、卵巢超声图像	264
第三章 妇科疾病的超声诊断	267
第一节 子宫疾病	267
第二节 卵巢实质性肿瘤	279
第三节 卵巢囊性肿瘤	281
第四节 盆腔炎性包块	287
第五节 卵巢内膜样囊肿	289

第十三篇 产科

第一章 妊娠子宫超声解剖	293
第一节 胚胎发育概况	293
第二节 胎儿发育、超声解剖及超声图像特征	294
第三节 胎盘、脐带、羊水形成	298
第二章 妊娠子宫的扫查方法	300
第三章 胎儿生长发育的超声诊断	300
第四章 胎位的超声诊断	306
第五章 多胎妊娠的超声诊断	309
第六章 早期流产和死胎的超声诊断	310
第七章 异位妊娠的超声诊断	313
第八章 滋养细胞疾患的超声诊断	318
第九章 前置胎盘与胎盘早期剥离的超声诊断	320
第一节 前置胎盘	320
第二节 胎盘早期剥离	321
第十章 胎儿畸形	322
第一节 胎儿水肿	322

第二节	无脑儿、小头畸形	323
第三节	脑积水	325
第四节	脑膨出(脑疝)	325
第五节	脑脊膜膨出、脊柱裂	326
第六节	胎儿头颈部肿物——血管瘤	327
第七节	颈部囊肿	328
第八节	消化道畸形	328
第九节	泌尿道畸形	330
第十节	四肢畸形	331
第十一节	其他	332

第十四篇 介入性超声 335

第一章	基本操作器械	335
第一节	超声导向设备	335
第二节	穿刺针具	336
第三节	置管器具	337
第二章	肝脏介入性超声	338
第一节	肝脏细针穿刺细胞学检查	338
第二节	肝脏细针穿刺组织学检查	341
第三节	肝脏囊肿穿刺诊断与治疗	342
第四节	肝脏脓肿穿刺诊断与治疗	344
第五节	鱼肝油酸钠乙醇溶液超声导向注射治疗肝癌	346
第三章	胆道介入性超声	348
第一节	经皮经肝胆管引流	348
第二节	经皮经肝穿刺胆管造影	350
第四章	胰腺介入性超声	351
第一节	胰腺细针穿刺活检	351
第二节	胰腺囊肿穿刺诊断与治疗	352
第三节	胰管穿刺造影	354
第五章	肾脏介入性超声	355
第一节	肾脏穿刺活检	355
第二节	肾脏细针抽吸细胞学检查及囊肿X线造影	356
第三节	肾囊性肿物穿刺造影及治疗	358
第四节	肾盂穿刺造影及引流	359
第五节	肾穿刺置管及造口	362

第六章	前列腺介入性超声	365
第一节	前列腺穿刺活检	365
第二节	前列腺穿刺的其他应用	366
第七章	妇产科介入性超声	367
第一节	妇科肿块的介入性诊断和治疗	367
第二节	超声监视下宫腔手术	371
第三节	超声监视输卵管通液或宫腔声学造影	372
第四节	异位妊娠的超声导向介入性治疗	375
第五节	超声引导下穿刺取卵术	376
第六节	超声引导下羊膜腔穿刺诊断和治疗	378
第七节	胎儿介入性超声诊断与治疗	379

第一篇 超声诊断基础

第一章 超声物理学基础

随着超声医学工程技术和临床研究的进展,超声医学在以下几方面将会有更大的发展:①从常规超声体外检查进入体内(经食道、直肠、尿道、阴道、术中、血管内)更为细致的检查;②从无创伤性检查进入有限创伤性检查(介入性超声诊断与治疗);③从一般性检查进入定性和定量检查(组织定性,血流定量);④从个别脏器检查发展到全身的多功能检查(脏器组织断层形态,功能测定和器官组织血流灌注研究);⑤从线性检测发展为非线性检测(自然组织二次谐波成像、造影剂二次谐波成像);⑥从实时二维显像发展到三维立体显像,以及显示脏器运动和彩色血流的三维立体实时显像。

现代超声诊断技术与其他医学影像诊断技术:X线、CT、磁共振显像(MRI)、核医学成像(ECT)比较,以其实时性,应用广泛,仪器轻便,容易操作,可解决临床中更多的诊断问题而占有重要地位。

第一节 超声诊断的物理基础

一、什么是超声波

正常人可听到声音的频率范围为10~20000Hz(Hertz)。频率高于20000Hz的声音叫做超声波(ultrasound)。超声波和声波本质上都属于弹性介质中的机械振动波,而且主要以纵波(疏密波方式进行)传导。超声波有三个基本物理量,即波长(λ)、频率(f)和声速(c)。它们之间的关系为:

$$c = \lambda \cdot f \quad \text{或} \quad \lambda = c/f \cdots \cdots (1-1)$$

超声波在人体软组织中传播时,其平均声速为1540m/s。在医用超声诊断中,常用的频率为3~5MHz;表浅脏器(眼、甲状腺、乳腺)常用5~20MHz;皮肤、血管内超声则用20~40MHz的频率。

二、超声波的物理性能

在临床诊断中,了解下列主要性能是必要的。

1. 反射:超声波在均匀介质(如水)中呈直线传播。当超声波通过两种不同声阻抗的介质分界面时,便发生声波的反射,如图1-1-1所示。

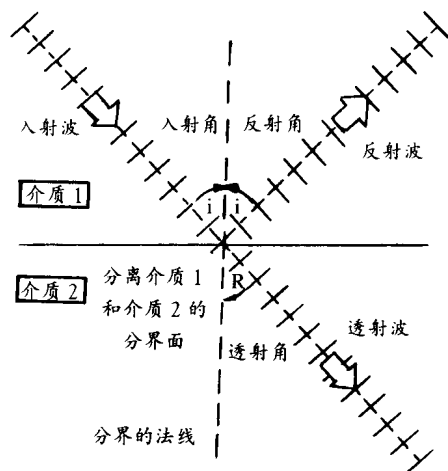


图 1-1-1 反射和透射

介质的特性声阻抗为 z , $z = \rho(\text{密度}) \times c(\text{声速})$ 。当超声入射界面时,其反射系数 $R_1 = \left(\frac{z_1 - z_2}{z_1 + z_2} \right)^2 \cdots \cdots (1-2)$ z_1, z_2 分别为介质1、介质2的特性声阻抗。反射程度取决于 z_1, z_2 的相对值,即声阻抗差。当声阻抗差为0时,则无反射。人体软组织中,声阻抗相近时,则反射很少。垂直入射肝—肾分界面的超声波,只有6%的声能被反射,94%透过界面进入肾。当声阻抗差愈大时,则反射愈强烈。在液性介质和气性介质的界面上,将有99%的超声能量反射,透射能量极小,所以超声对肺(含有气体)的检查是困难的。另外,为了减少空气对声波传输的影响,必须在探头与受检部位之间涂上足够的超声耦合剂。而在固体和液性或气性的分界面上,超声波会产生多次反射,也称之为混响。

不同声阻抗的界面反射是超声波用于诊断的基础之一。

2. 衰减: 超声波在介质中传播时, 由于介质的吸收、散射和声束扩散, 超声波能量随传播距离的增加而不断衰减(attenuation)。这将影响深处反射回声以至难以检测。声波的声强 I 与其传播距离 X 的关系为: $I_x = I_0 e^{-2\alpha X} \dots (1-3)$

I_x 为离声源距离 X 处的超声声强, X 为离声源的距离, 以 cm 表示, e 为自然对数之底, 等于 2.71 , I_0 为 $x=0$ 处的声强, α 为衰减系数。衰减可用 $dB/cm/MHz$ 作单位表示。不同的介质其衰减系数不同; 超声波频率不同, 在相同介质中传播时其衰减程度也不同。频率愈高, 衰减愈快。

人体软组织对超声的吸收衰减不仅与组织的物理特性有关, 还与其生理状态有关。正常组织与病变组织吸收声能亦不同。肿瘤组织对超声吸收较大; 炎症组织次之, 血液和胆汁等液体的吸收最小(称透声性); 而纤维结缔组织、瘢痕、软骨组织、骨质的吸收很大以至超声难以穿透(称重度衰减)。

由于衰减现象的普遍存在, 故需在仪器设计中使用“深度增益补偿(DGC)调节”, 使声像图深浅均匀, 见图 1-1-2。

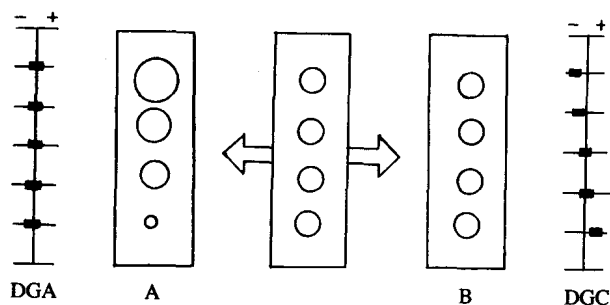


图 1-1-2 超声的 DGC 调节

3. 散射: 当介质为不连续性的粗糙表面或微小结构或红细胞时, 入射超声能量将部分地散射开(Scattering)。其程度决定于几何条件。可以把特性阻抗的不连续性看成由许多微小的面积构成(每一微小面积的尺寸都远小于波长), 并通过它来解释散射超声的分布。如图 1-1-3 所示。每块微小面积把入射平面波作为球面子波加以散射, 各子波组合超声便形成再发射的超声分布。

脏器或组织内部的微小结构对入射超声呈现的散射现象, 是超声成像法研究内部结构的重要根据。

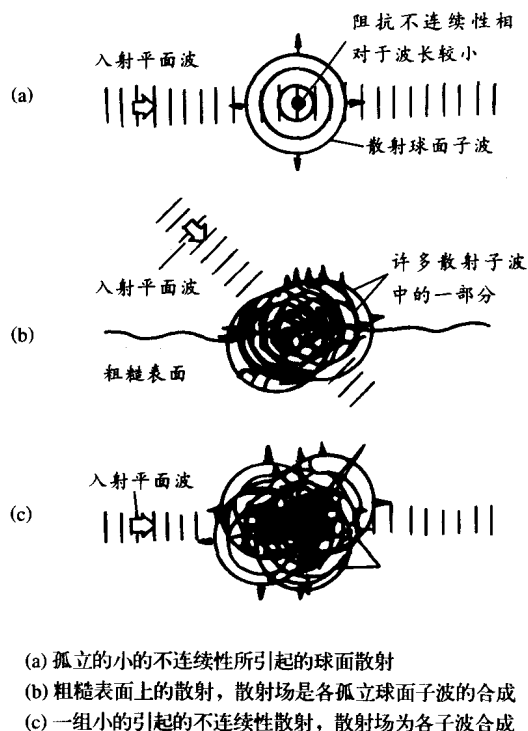


图 1-1-3 散射

在研究红细胞运动规律时, 背(后)向散射(back scattering)是极有用的超声信息。由此检测的多普勒血流频移信息用于研究红细胞的运动速度和方向。

4. 衍射: 超声波在介质中传播过程中, 如遇声阻抗不同的障碍物(目标点)时, 则声波束方向和声强将发生改变, 其程度与障碍物之大小及声阻抗有关。若障碍物直径等于或小于半波长($\lambda/2$)时, 超声则绕过该障碍物而继续前进, 反射则很少。这种现象叫做衍射(diffraction)。故超声波波长愈短, 能发现的障碍物愈小。这种发现障碍物之能力, 称之为显现力。

5. 分辨力: 超声波在同一介质中传播时, 由于速度 c 基本相同, 超声波频率越高, 则波长愈短, 愈能检测细小目标, 即其纵(轴)向分辨力愈好。

由于超声探头发射超声波呈狭窄的柱形分布, 有明显的方向性, 称之为超声束(ultrasonic beam)。声束的宽窄(粗细)决定其横(侧)向分辨力。超声束越窄细, 其横向分辨力愈好。多振子探头发出的超声束在近场区为一复瓣区, 成“花瓣”状, 在声束扫描时, 旁瓣会引起伪像干扰(图 1-1-4)。

三、超声波的多普勒效应

多普勒(Doppler)效应是指振动源与接收器作相对运动时出现接收频率变化的现象。当频率为 f 的超

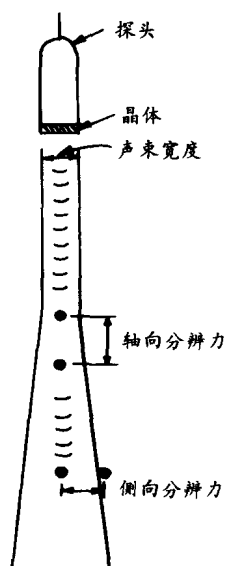


图 1-1-4 轴向分辨力和侧向分辨力示意图

声波入射到运动界面(血管中的红细胞)时,探头接收到的背向散射回声信号的频率将变为 f' ,两者之差($\Delta f=f'-f$)称为多普勒频移。如图 1-1-5 所示。

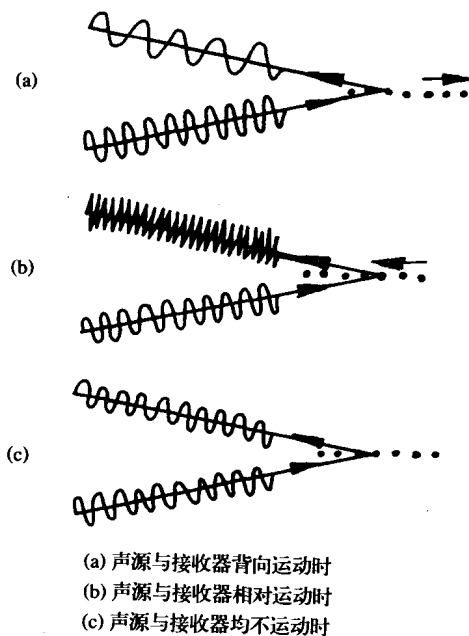


图 1-1-5 多普勒效应示意图

频移与血流速度 v 、声速 c 以及血流方向等因素有关。多普勒公式表达如下：

$$\Delta f = \pm 2v \cos \theta / c \cdot f \cdots \cdots (1-4)$$

式中 θ 为超声束与血流方向之间的夹角, f 、 c 为已知数, θ 、 Δf 可以测量。所以血流速度可以计算出来。当血流迎向探头而来,则 f 增加, Δf 为正,

此时为正向血流;当血流离探头而去,这时 Δf 为负,称为反向血流。由于检测方式不同,又可分为连续波多普勒(CWD)、脉冲波多普勒(PWD)和高重复频率脉冲波多普勒(HPRFD)。

在脉冲多普勒基础上发展而来的彩色多普勒血流成像(Color Doppler Flow Imaging CDF)或称之彩色血流图(Color Flow Mapping-CFM),现在大家都习惯称其为“彩超”。

四、超声的生物效应

所谓超声生物效应,即一定剂量的超声在生物组织中传播时,通过它们之间的相互作用(热机制、空化机制、化学机制、生物机制等),致使生物体系的功能或(和)结构发生变化。当声功率为 $2 \sim 5 \text{ W/cm}^2$ 时,受照射的生物组织将受到损害。当超声用于脏器诊断时,所需声功率极小。当超声的空间峰值时间平均值强度 $I_{\text{sp}} < 100 \text{ mW/cm}^2$ 时,不会产生明显的生物效应。对于脉冲声场,采用能反映脉冲波峰值特性的参数,即空间峰值脉冲平均值强度 $I_{\text{sp}} \text{ppa}$ 更可取,它可以比连续波的声强高很多倍,其平均声场并不高。而用于检查胎儿时,不少学者提出其阈值功率应在 10 mW/cm^2 以下为好。在照射同一部位的时间应尽可能缩短(5~10分钟)。由于超声波是机械波,不像电离辐射(X射线、 γ 射线)那样对机体损害并有累积效应。若用连续波多普勒或“彩超”检查胎儿心脏时,应避免胎儿器官的形成期,经阴道探查早孕时,由于胚芽非常脆弱,应慎用。

第二节 超声成像基本原理

超声成像技术系将声学原理、电子技术、微计算机技术相结合的高科技产物,它在现代影像医学中占有重要地位,用以显示人体内部脏器结构和功能的一种诊断方法和检测手段,通称为超声诊断仪。

一、超声诊断仪的主要类型

早期用于临床显示单声束界面回声振幅波形是A型(Ampltade mode)超声仪。它可用于回声测距,如眼科精确测量和颅脑中线显示。

实时超声显像(Real time ultrasonic imaging)可直观显示脏器的形态和运动状态。包括机械扇形扫描、电子相控阵扫描、电子线阵扫描,电子凸阵扫描,环阵扇形扫描等几种,通称为B型(Brightness mode)超声显像仪——“B超”。

用于心血管检查的还有M型(Motiom mode)和D

型(Doppler mode)。

M型显示心脏各层次(如心脏房室壁、心瓣膜和大血管)的运动回声曲线,也称为超声心动图(UCG)。如图1-1-6所示。在扫描时,探头置于心前区,显示屏垂直方向代表脏器自浅至深的空间位置,而水平方向代表时间,由此描绘心脏的“运动—时间”曲线。

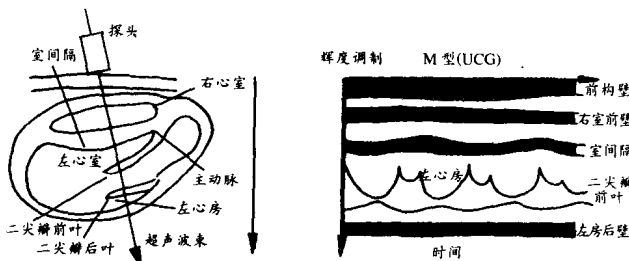


图 1-1-6 UCG 原理示意图

M型可以诊断多种先天性和后天性心脏病,包括心脏瓣膜病,心肌病,心包病,心包积液等,还可进行精确的室壁厚度,房室大小测定和有关心功能的检查和测算。

根据多普勒公式(频移表达式)所制成的多普勒血流测量仪,由探头接收红细胞后向散射信息,其频移成分经频谱分析(快速 Fourier transform-FFT)处理,可进行谱图显示和声音提示。而谱图显示常用的有:(1)、速度/频率—时间谱图,即频谱显示(Spectral display);(2)能量显示(Power display)。多普勒血流测量已广泛用于心血管系统、颈部和头部血流、腹部、盆腔的血循环系统、外周动脉系统、胎儿血循环系统。多普勒与B超相结合便构成了双功能超声诊断仪。频谱显示图如图1-1-7所示。

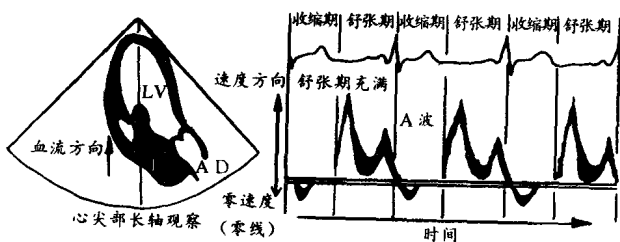


图 1-1-7 血流方向频谱显示图

二、B型超声诊断仪工作流程

B型超声诊断仪显示声束方向的切面回声图,当声束扫描脏器时,界面回声的强弱由明暗度(灰阶)

表示,即亮度调制型的二维图像。B型超声诊断仪可配接多种扫描探头(扇型、线阵、凸阵)。其基本组成如图1-1-8所示。整机包括探头、发射与接收单元、数字扫描转换器,操作面板和键盘,观察监视器、电源部件等。

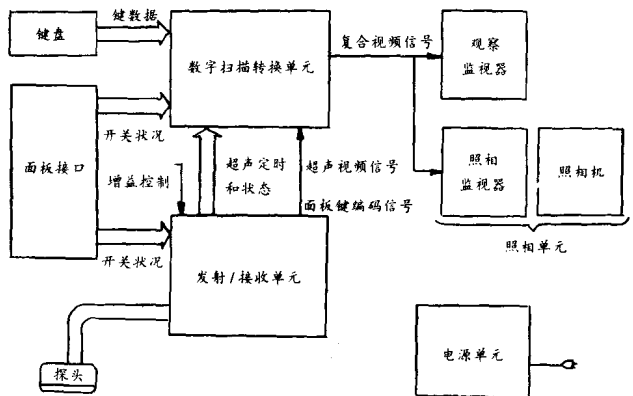


图 1-1-8 B超基本组成方框图

探头也称超声换能器,由压电晶体制成。当在晶体上加上高频电脉冲激励时,便会发射超声波(逆压电效应),而由界面反射回的超声信号到达晶体表面时,则转换为高频电信号(正压电效应)。该信号由放大系统进行高频放大,对数压缩及有关的预处理(灵敏度时间控制—STC)、声束聚焦,然后传送到数字扫描转换器(digital scan converter-DSC),将图像信息进行后处理即数字化处理,包括插补、增强、帧相关、行相关等,再转换为复合标准电视信号在监视器中显示或硬拷贝记录。

数字扫描转换器(DSC)主体是图像存储器。超声信息经模拟信号转换为数字信号后有规律的存入(写入)存储器单元,经后处理的数字信息有顺序的读出,并将不同的扫描方式(线阵、凸阵、扇形、旋转式)转换为标准电视信号显示,从而大大提高了超声图像质量和显示稳定性(无闪烁)。在图像存储器中一个最小的基本单元叫做图像的像素(pixel),一般有 256×256 , 256×512 , 512×512 等多种方式将像素排列成一帧图像。图像中像素的亮度等级叫做灰阶(Gray Scale),由黑到白可分为256级灰阶。回声幅度强,对应灰阶级数多,回声幅度低,对应灰阶级数少。通常B超仪器有16级、64级、256级几种灰阶,黑白图像亦称之为灰阶图像。

一个存储器的存储容量(memory capacity)包括了

像素的多少和灰阶级数(存储位数-bits)。一幅图像质量,一般取决于总像素 b 和灰阶级数 G 。像素数目越多,图像越细腻,图像的空间分辨力越好;灰阶级数多,其对比层次越显著,图像的对比分辨力越好。

标准TV监视器有PAL制式(625行,25帧/50场)和NTSC制式(525行,30帧/60场),我国采用PAL制。随着计算机数控彩色监视器的发展,超声图像显示已采用逐行扫描方式,每画面扫描线可达1024线或更高,这样超声图像更稳定,显示分辨力更高(每毫米线对数)。

三、彩色血流显像原理

彩色血流显像由运动目标显示器(Moving target indicator-MTI)来提取血流中红细胞的动态信息,经自相关器(autocorrelation)进行积分运算,得到血流速度、方向和血流分散三个动态因素,通过彩色数字扫描转换和彩色编码器配以红、蓝、绿三基色。并变化彩色的亮度,叠在二维灰阶图像上,显示彩色血流图。运动目标显示器如图1-1-9所示。当探头发射一束超声进入心脏时,超声从心脏的壁层和红细胞散射,探头接收到这两个回声信息后,探头再一次发射超声波,由于红细胞运动快,心壁活动缓慢,将第一次和第二次所接收到的回声信息相减,使之形成第三种波形,这种只有血流信息保留,心壁的信号消除。而后进行处理计算,得出平均流速(V)、血流方向、平均功率(P)和血流分散(ξ^2)。并将朝着探头方向流来的血流用红色表示,离探头而去的血流用蓝色表示。血流速度的大小则用颜色的色泽表示。当出现湍流时,它不像层流那样血流方向一致,而是杂乱无章,这就用红、蓝混合色表示或用绿色表示。通过

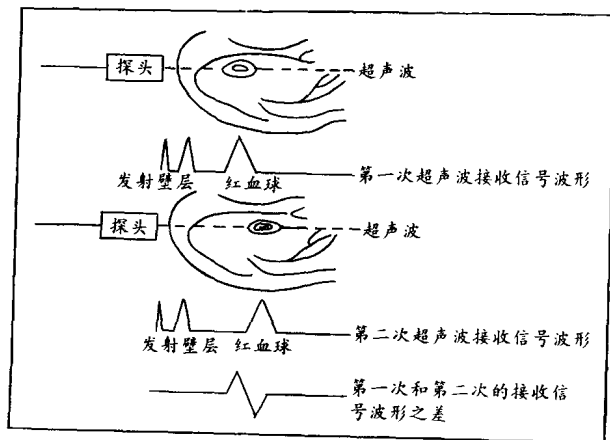


图 1-1-9 MTI 示意图

颜色变化展示二维彩色血流图。它的工作流程如图1-1-10所示。它分为频移信息(Doppler)系统和二维载面显像系统两大部分。

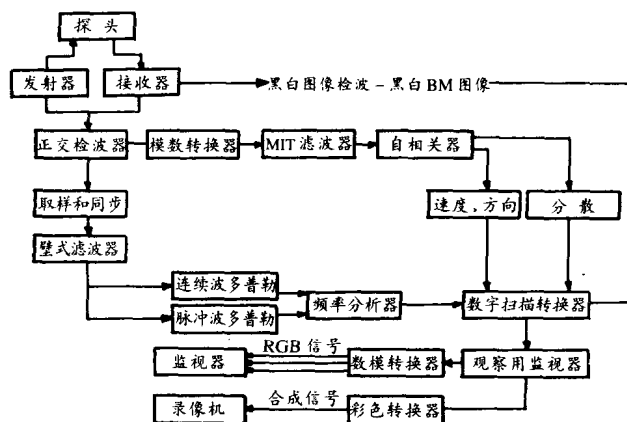


图 1-1-10 彩色血流系统组成与信号流程图

由于彩色血流图是在脉冲多普勒基础上发展而来,在检测原理上没有本质区别。多普勒系统中存在的局限性,如最大可测血流速度与最大可测深度,最大速度分辨率与最大距离分辨率两个互相制约因素,在彩色回流图中依然存在。

四、灰阶图像及彩色血流图的质量因素

1. 实时二维灰阶图像质量因素包括:

- (1) 空间分辨力: ①声束的特性(纵向分辨力,横向分辨力、厚度分辨力); ②图像中像素的数目,像素多,图像细密; ③图像中像素的灰阶级数,灰阶级数多,对比分辨好,层次丰富而细腻。
- (2) 时间分辨率: 它表征单位时间成像速度。帧速率愈高,愈能显示运动脏器的瞬态变化的状况;
- (3) 全场均匀一致性: 一帧图像不论是近场、中场、远场,还是声图像的中间区或两侧都具有好的声束特性及对比分辨。超声诊断是根据声像图的表现,视其灰阶不同而将回声分为强或高回声、中等回声、低或弱回声、无回声。实质脏器形成较均匀的中等回声。以肝脏为标准,脾脏回声较肝脏回声低而匀细,肾脏实质较肝脏实质回声也低,胰腺的回声较肝脏高而且粗糙。胆囊壁、血管壁呈现强回声,其内部的胆汁和血液呈无回声暗区。

2. 彩色血流图除具备良好的灰阶图像质量外,在彩色血流显示中还有自身的质量要求。包括以下几个方面。

- (1) 空间分辨力: 细微分辨,对血管定点瞬时速

度的检测的准确性。它与脉冲多普勒采样点的容积有关。采样容积越小,越能反映特别微细血流的瞬时真实血流速度,其细微分辨力越好。

(2) 速度分辨力: 速度对比分辨, 在血流检测时对血流速度变化对比分辨能力。当需要既检测出高速血流又测出低速血流时(同时或先后检测高、低速血流), 速度分辨力越高, 这种变化的检测能力越强。它与壁滤波器的快速自适应能力有关。

(3) 动态分辨力: 彩色血流成像的帧速率, 在心血管诊断中, 由于心跳较快, 每秒帧速率应在 25 帧以上, 才能不失真地反映心脏血流的动态变化过程。帧数少, 时间分解能力就下降, 便无法观察细小的异常血流。

(4) 敏感度: 对低速血流检测及瞬时高速血流的捕获能力。现在已可检测 0.2mm 血管内的血流信息及 0.5mm/s 的低速血流。

(5) 穿透力: 在声功率允许的范围内, 多普勒及彩色方式能达到的最大深度的能力。

第二章 腹部超声诊断的误诊因素

在腹部超声诊断中, 人体内部脏器的形态、结构、特征等是通过监视器上的超声图像而表示出来的。由于受声学参数不同和组织结构的复杂等诸多因素的影响, 其图像与眼睛直接观察到的组织断面有所不同, 这就容易引起超声图像的误诊。因此必须引起临床超声医师的重视。根据声学参数与人体组织相互作用的特性, 一般应注意如下几方面的问题。

第一节 正常组织的变形

1. 点状反射声源的横向变形(延伸): 由于超声波束具有一定的宽度, 所以在声束扫描检查时, 点状反射源(目标靶)的回声波, 在荧光屏上呈现横向(声束移动方向)延伸。这种现象在声束扩散区以及在强反射体和增大增益时更为明显, 使得横向分辨力降低, 表现为横向失真。

2. 纵向变形: 在超声发射过程中, 由于换能器激励电脉冲具有一定的宽度, 将引起界面或目标靶的声反射波沿纵向变形延伸, 使没有厚度的界面也表现出一定的厚度。在有强反射界面或增益太大时, 增厚现象更明显, 甚至可使两条相邻的界面重叠成一条, 特别在超声频率较低时更为显著, 所以超声脉

冲宽度是影响纵向变形和分辨力的一个重要原因。

3. 重力变形: 受检者的体位姿势对超声图像的显示有明显的影响。例如, 在检查肾脏时, 由于肾脏在重力作用下, 因仰卧、俯卧或侧卧状况可使肾脏所表现的形体与自由状态下(指描绘模拟图的典型图像)有区别。所以, 在各种不同体位姿势下都可表现出上下的垂直延伸变形。这就是体位不同时的重力变形。

4. 反射和折射所引起的变形: 当声波从斜面或近似平行声束的平面反射回来, 能被探头接收的超声信息是非常弱的, 或声波根本不返回探头, 使这些层次或边缘无法在回声图像上出现。一个圆形体由线阵探头扫描, 它可清楚地显示与声束较为垂直的近端和远端, 而与声束接近平行的两侧就难于显示或不能显示, 但在超声图像中会将圆形体表现为两侧无显像区的似圆非圆的变形图像。由于声束的折射, 体内存在的复杂界面, 会将其他方向的界面在声束直线方向上表现出来, 出现假的界面, 从而使超声图像变形。

5. 衰减变形: 在超声波不能达到的部位, 即使该部位存在一些强反射界面, 也不可能在那里产生回声, 其超声图像表现为黑影。声波在胆石(非泥沙样)的表面几乎全部反射。余下的部分也被吸收衰减, 因而超声图像中的胆石表面增亮变厚并在其后面形成声影(黑影)。某些癌瘤肿块, 其表面仅部分地将超声反射, 余下的进入其内部被吸收衰减, 甚至使之达不到对侧面而形成黑影。此外, 调节预处理功能(FTC、AGC、STC)不当时, 也有可能产生阴影。而且往往在囊(液)性肿块后面出现超声图像增强。这是由于囊中的超声衰减低于周围组织并采用 STC 补偿之故, 或者这是由于折射而引起的。

第二节 常见伪像及识别

伪像在超声图像中十分常见。其产生原因较多, 因此有多种多样的伪像。伪像是指超声显示的断层图像与其相应解剖图像之间的差异。它通常不代表真正的解剖结构, 有时它来自器官以外的其他结构, 却貌似器官内的病变。其主要表现为声像图中回声信息的增添、减少及失真。对于临床检查中可能出现的伪像, 有必要引起重视。下面介绍较常遇到的伪像。

1. 容积效应: 肝脏超声图像有时出现在邻近器官的断面。例如, 低位肝脏横断面超声图像中会出现

正常的部分右肾上极或肾上腺肿物；高位肝脏横断面超声图像中出现的部分膈面心壁；右肋缘下斜断面超声图像中肝内出现的部分胆囊壁断面(尤其是慢性胆囊炎、胆囊壁增厚和萎缩性胆囊)等。由于这些器官的断面靠近肝脏边缘，容易误将它们当作肝内肿瘤。类似的情形也见于胆囊，如十二指肠腔内的强回声团可表现为胆囊腔内，甚至酷似胆囊结石。这种邻近器官边缘图像的重叠现象，可用超声断层的“体层厚度或体积效应”加以解释(图 1-2-1)。

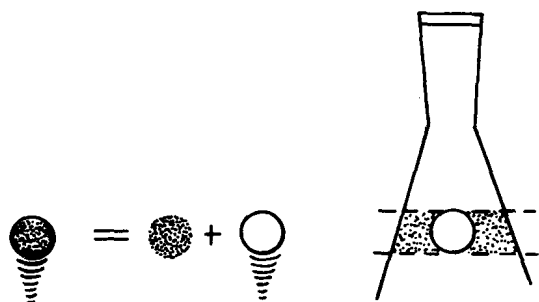


图 1-2-1 容积效应

2. 与声速有关的伪像：当线阵式超声探头发射出的声束一部分通过肋间(或腹部)软组织，一部分通过肋弓(软骨)进行扫描检查时，超声图像上常可见位于肋弓下的肝包膜出现局部隆起，该处肝内回声减弱，由此可产生肝表面占位性病变的假象。这是由于透过软骨组织的声速较快并有较大程度声衰减的缘故。

3. 与声衰减有关的伪像：当声束与界面倾斜达到或超过临界角时，回声反射消失，即产生声影。这种声影是诊断各脏器结石的重要依据。门脉在肝内的分支，尤其是门脉的左支横部和矢状部，有时能产生十分显著的声影(常见于右肋缘下斜断面)。这种声影来自门脉管壁本身，与声束投射的角度有密切关

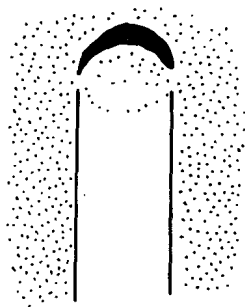


图 1-2-2 声影

系，不可误认为“肝内结石”，或实际上不存在的某些含钙病变(图 1-2-2)。

4. 与灵敏度有关的伪像：一般位于聚焦带范围内的回声较强，如果近场和远场增益调节相对不足，可产生中间区回声增强假象。如远场或近场增益过低，又可产生远区或近区回声减低的假象。这类假象可能使人误认为存在着回声增多或回声减少的占位性病变或弥漫性病变。

5. 与镜面反射有关的伪像：超声诊断的物理学基础告诉我们，超声反射界面有大小之分，大界面也称镜面反射。但是，如果声束投射到声阻抗差较大的界面时并不与之垂直，反而会因反射而损失大量声能，使透过界面的声能减少。这就可解释在左肝扫描检查时，常见门脉远方出现声影或明显的回声减低区现象，不应误诊为肝内胆管结石或肝内胆管积气。此外，在子宫纵断面回声图像上，由于膀胱后壁的“镜面反射”，常给人以子宫颈回声较子宫体部回声增强的假象，甚至常误将这种假象作为子宫体和子宫颈分界和超声测量的根据(图 1-2-3)。

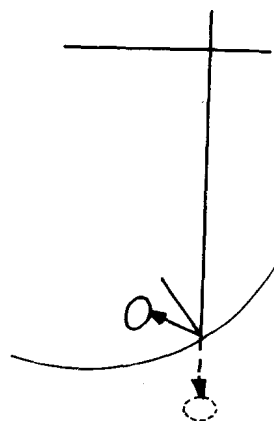


图 1-2-3 镜像效应

6. 超声回波的多次反射和折射伪像：靠近换能器皮下组织的介质或脏器内强反射的界面与超声探头表面之间，超声波可以多次往返，而相应的回声波则形成多次反射。这种现象，在两个界面之间很容易出现，在超声图像中表现为假界面。如：用线阵超声探头在自己的手掌上一试，只要接触良好(放上足够的耦合剂)，就可在监视器上看到有多个反射界面(可达4~6个)，从回声图像上部到下部表现出反射回声逐渐减弱(图 1-2-4)。在近区常出现多层的假界面，而在较深的部位则出现假的间隔，或本是一层的介质

也会表现为二层。又如, 妇产科用膀胱充盈法检查时, 由于超声探头表面与膀胱前壁发生多次反射, 往往在膀胱内呈现等间隔的假界面回波。由此可知胆囊内的彗星光点和横隔膜下的光条是来自厚腹膜壁或胆囊壁较强的回声至探头表面之间的多重反射的伪像。当两种介质声速不同时, 超声声束由一种介质进入另一种介质就会发生折射所致的伪像。例如, 早孕妇女作子宫横切位检查时, 可能将一个妊娠囊显示成两个胎囊而误诊为双胎。

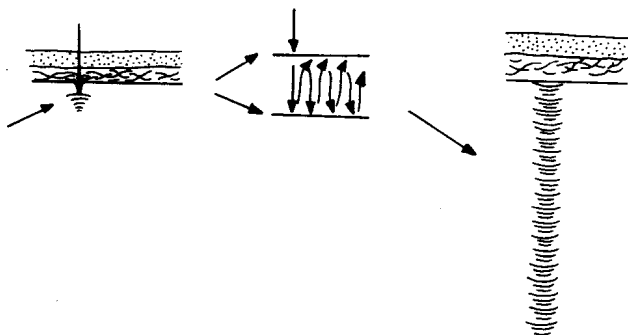


图 1-2-4 多次反射

7. 声束旁瓣的伪像: 由于超声声场特性决定, 除了主极大声瓣(超声能量最大集中区, 尖锐细长)外, 还有第二个、第三个……能量集中区, 这些能量集中区称为声束副瓣或旁瓣。副瓣的声能虽然较主瓣的声能小得多, 但如在副瓣方向存在较强的反射界面时, 这非主瓣方向的界面可能显示在声像图上而形成伪像(停像), 这是副瓣干扰的结果(图 1-2-5)。由于多晶片换能器发射声束的副瓣较大, 所以电子扫描的仪器(线阵、相控阵)旁瓣干扰较严重。如常在胆囊内、横隔膜和左房内出现的光带, 都是副瓣干扰引起的伪像。左胆囊底部和颈部的胆囊壁上, 带有边缘发毛的回声, 似乎像胆泥沉淀(无明显的分层界面), 这也是声束旁瓣所致。同样, 在充盈的膀胱回声图像中也可见类似图像, 均非异常所见。此外, 在下腔静脉、门静脉、胆总管中, 内部回声也可稍多, 故不可轻易认为是“血栓”、“胆管炎症”所致。

尽管伪像产生的原因很多, 其表现有多种多样, 通过对图像细致观察和分析, 逐步积累经验, 是不难加以识别的。

B型超声显像虽然在临床中发挥了重要的作用, 而且发展甚为迅速。但由于超声显像本身的局限性, 它所检测到的回波幅度, 受到很多因素的影响, 因而

反映组织的声特性可能含糊不清。所以提高诊断的特异性和严格的定量是今后的一个努力方向。由于可能有多方的干扰和种种的伪像, 往往造成诊断的失误, 应该警惕。认识超声技术的局限性和不足之处, 对设法提高诊断水平是有帮助的。随着超声技术的不断开拓, 超声组织性征研究的深入, 进一步提高超声诊断的准确性是促进临床诊断水平发展的一种必然趋势。

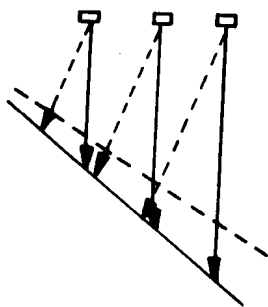


图 1-2-5 旁瓣效应

第三章 超声仪器中主要新技术

近年来随着材料科学, 微电子技术, 计算机技术, 信息技术及造影剂研究的不断发展, 促进了超声诊断设备向更高层次发展。先进的超声设备在临床诊断中发挥了更为重要的作用, 并向信息化时代迈进。

第一节 高频、超宽频带与高密度探头技术

一、高频成像

高频超声波在临床检查中可以分辨更细微的病灶, 即提高超声的纵向(轴向)分辨力。

目前用于临床常规检查的 B 超探头其频率范围为: 2-10MHz; 在血管内及表浅器官成像中, 已采用 20-40MHz 的频率, 在皮肤成像, 冠状动脉内成像及眼部成像中采用频率 40-100MHz, 超声生物显微镜采用 60MHz 的频率。由于浅表皮层可表现人体内脏器官的某些病变症状, 因此皮肤成像在临床中有重要的诊断价值。

二、超宽频带成像技术

超声探头是先进设备中的重要部件。探头频率技术已有重大突破。超声探头所标定的频率, 是指发