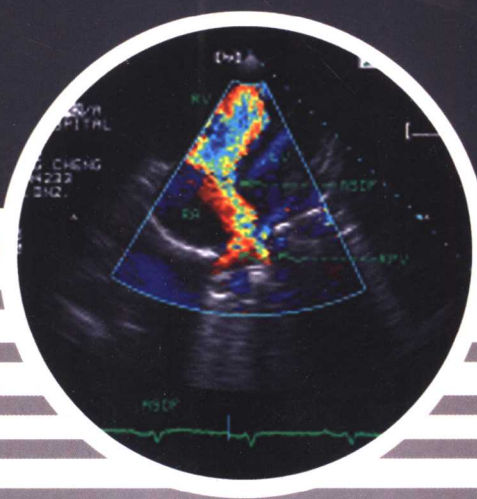


中国科学院教材建设专家委员会规划教材
21世纪全国高等医药院校教材

第二版

超声诊断学

龚渭冰 主编
徐颖



 科学出版社
www.sciencepress.com

中国科学院教材建设专家委员会规划教材
21 世纪全国高等医药院校教材

超声诊断学

(第二版)

主 编 龚渭冰 徐 颖
主 审 黄季春

科学出版社

北 京

内 容 简 介

本书共31章。前两章为超声的基础理论和基本知识的概述;后29章则分别介绍眼、涎腺、甲状腺、乳腺、胸腔、肺、心脏、肝、胆、脾、胰、胃肠、肾上腺、肾及输尿管、膀胱及前列腺、阴囊、腹膜腔、妇科及产科、外周血管和膝、髋、肩关节等脏器疾病的超声诊断和鉴别诊断。各章均简要地描述了该脏器的解剖结构及其超声扫查方法和标准切面声像图、标准波群、频谱形态等。每节均从病理入手,详细地讨论了各病的超声表现及其产生机制。

本书除详尽介绍二维超声之外,还介绍了频谱及彩色多普勒超声、介入超声(包括各种腔内超声、术中超声和超声引导穿刺)、三维超声、对比(造影)超声、组织弹性成像等,反映了近年来超声医学的新发展和新成就。

本书约100万字,线条图、黑白及彩色照片达800余幅。全书文字简洁,条理清晰,说理充分,深入浅出,图文并茂,适合影像医学专业学生、初学超声者、进修生阅读,也可作为超声诊断专业工作者、研究生及临床各科医师的工具书或参考书。

图书在版编目(CIP)数据

超声诊断学/龚渭冰,徐颖主编.—2版.—北京:科学出版社,2007

(中国科学院教材建设专家委员会规划教材·21世纪全国高等医药院校教材)

ISBN 978-7-03-018376-7

I. 超… II. ①龚…②徐… III. 超声波诊断—医学院校—教材
IV. R445.1

中国版本图书馆CIP数据核字(2006)第158697号

责任编辑:李 婷 李 君 / 责任校对:郑金红

责任印制:刘士平 / 封面设计:黄 超

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>

新蕾印刷厂印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

1997年10月第一版 开本:787×1092 1/16

2007年1月第二版 印张:30 插页:16

2007年1月第二次印刷 字数:988 000

印数:2 001—6 000

定价:59.00元

(如有印装质量问题,我社负责调换〈环伟〉)

编委会名单

主 编 龚渭冰 徐 颖

主 审 黄季春

副主编 李学应 胡茂兰 罗葆明 吴凤林

编 者 (按姓氏笔画排序)

丛淑珍 吕仕军 刘菊玲 孙德胜

李学应 李胜利 吴凤林 陈越峰

孟 林 罗葆明 郑荣琴 胡茂兰

柳建华 钟 红 徐 颖 唐晓明

龚渭冰 鲁树坤 熊建群

第二版前言

超声医学作为现代四大医学影像技术之一,在进入 20 世纪 80 年代后,获得了突飞猛进的发展。现代电子技术与超声技术的结合,使得超声成像技术日臻完善,图像更加清晰细腻,其所显示的器官和组织更广。超声作为一种无创诊断技术与介入技术相结合的技术,已进入了临床诊断各个领域。因此,临床对于超声技术的要求愈来愈高,对高水平超声技术专门人才的需求也越来越迫切。

为适应这一形势的发展,国内为数不少的医学院校设立了医学影像专业(包括超声影像),以培养这方面的专门人才。在培养医学工程专门人才和医学影像临床应用专门人才教学过程中,教师和学生共同感觉到很需要有一套合适的图文并茂的超声医学教材。在当时尚无全国统一教材的情况下,我们参考了不少的医学超声诊断专业书籍,借鉴兄弟院校经验,并结合我们的教学和临床实践,于 1997 年 10 月编写并出版了《超声诊断学》的第一版。该书在将近 10 年的应用中颇得教师 and 同学们的好评,认为它是一本简明扼要、内容够用,既适合于教又适合于学的本、专科教材。然而,时经 10 年超声技术及其临床应用已经有了长足的发展,超声教学适时跟进已成必然。为此,我们组织广东省各大医院的部分中青年骨干超声医师重新编写本书的第二版。

考虑到本专业学生在前期课程时,已较多地学习了超声的物理基础和仪器构造等方面的知识。本书着重介绍超声的临床应用,同时也注意与前期课程的衔接,力求给予同学们一个完整清晰的概念。为适应其他读者需要,我们也介绍了超声的最新发展,在发展较快的领域进行了深入的讨论。

本书编写过程中,得到了南方医科大学(原第一军医大学)领导和南方医院领导的热情关怀和大力支持,在此谨向他们表示衷心的感谢。本书在资料收集和电脑处理的过程中得到文勇、马穗红、袁鹰、孙郁和张波等同志的鼎力相助,他们为此付出了辛勤的劳动,在此特向他们致以深深的谢意。同时也向关心和支持本书出版的其他同志和朋友表示由衷的感谢。

由于编写者水平有限,时间仓促,本书错误和不足在所难免。诚望老师和同学们及其他读者朋友在应用过程中不断地给予批评指正,以便再版时更正。

编 者

2006 年 2 月 24 日于广州

第一版前言

超声医学作为现代四大医学影像技术之一,在进入八十年代后,获得了突飞猛进的发展。现代电子技术与超声技术的结合,使得超声成像技术日臻完善,图像更加清晰细腻,其所显示的器官和组织更广。超声作为一种无创诊断技术与介入技术相结合,已进入了临床诊断的各个领域。因此,临床对于超声技术的要求愈来愈高,对高水平超声技术专门人材的需求也越来越迫切。

为适应这一形势的发展,近年来国内为数不少的医学院校设立了医学影像专业(包括超声影像),以培养这方面的专门人材。在培养医学影像工程专门人材和医学影像临床应用专门人材教学过程中,教师和学生共同感觉到很需要有一套合适的、图文并茂的超声医学教材。在目前尚无全国统一教材的情况下,我们参考不少医学超声诊断专业书籍,借鉴兄弟院校经验,并结合我们的教学和临床实践,编写了这本《超声诊断学》。

考虑到本专业学生在前期课程时,已较多地学习了超声的物理基础和仪器构造等方面的知识。本书着重介绍超声的临床应用,同时也注意与前期课程的衔接,力求给予同学们一个完整清晰的概念。为适应其他读者需要,我们也介绍了超声的最新进展,在发展较快的领域进行了较深入的讨论。

本书编写过程中,得到第一军医大学领导和南方医院领导的热情关怀和大力支持,在此谨向他们表示衷心的感谢。同时也向关心和支持本书出版的其他同志和朋友们致以深深的谢意。

由于编写者水平有限,时间仓促,本书错误和不足在所难免。诚望老师和同学们及其他读者朋友在应用过程中不断地给予批评指正,以便再版时更正。同时也期望本书能为今后全国统编教材抛砖引玉。

编者
1997. 8. 广州

目 录

第一章 超声的基本概念	(1)	第四节 乳腺囊肿	(44)
第一节 超声波及其物理性质	(1)	第五节 乳腺囊性增生病	(45)
第二节 超声仪与超声图像	(3)	第六节 乳腺结核	(45)
第二章 超声的分类及其特点	(7)	第七节 乳腺肿瘤	(46)
第三章 眼部疾病	(14)	第七章 胸腔疾病	(49)
第一节 解剖概要	(14)	第一节 解剖概要	(49)
第二节 探测方法及正常图像	(16)	第二节 探测方法及正常图像	(50)
第三节 视网膜疾病	(20)	第三节 胸壁胸膜病变	(52)
第四节 脉络膜疾病	(22)	第四节 纵隔疾病	(61)
第五节 玻璃体疾病	(23)	第五节 肺部疾病	(66)
第六节 视乳头疾病	(24)	第六节 彩色多普勒与频谱多普勒、声学造 影在胸腔疾病中的应用价值	(70)
第七节 眼内异物	(24)	第七节 胸腔疾病的介入超声	(70)
第八节 眼眶肿瘤	(25)	第八章 正常超声心动图	(74)
第九节 晶状体疾病	(27)	第一节 解剖概要	(74)
第四章 涎腺疾病	(30)	第二节 M型超声心动图	(76)
第一节 解剖概要	(30)	第三节 B型超声心动图	(82)
第二节 探测方法及正常声像图	(30)	第四节 多普勒超声心动图	(88)
第三节 涎腺炎	(31)	第五节 心脏声学造影	(93)
第四节 涎腺肥大	(32)	第六节 经食管超声心动图	(95)
第五节 涎腺囊肿	(32)	第九章 心瓣膜病	(100)
第六节 涎腺混合瘤	(33)	第一节 慢性风湿性心瓣膜病	(100)
第七节 黏液表皮样癌	(34)	第二节 非风湿性心瓣膜病	(113)
第八节 涎腺其他恶性肿瘤	(34)	第三节 感染性心瓣膜病	(117)
第五章 甲状腺疾病	(35)	第四节 人工瓣膜	(119)
第一节 解剖概要	(35)	第十章 心肌病	(123)
第二节 探测方法及正常声像图	(36)	第一节 扩张型心肌病	(123)
第三节 单纯性甲状腺肿	(37)	第二节 肥厚型心肌病	(125)
第四节 甲状腺功能亢进	(38)	第三节 限制型心肌病	(128)
第五节 甲状腺炎	(38)	第十一章 心包疾病	(130)
第六节 甲状腺肿瘤	(39)	第一节 心包积液	(130)
第六章 乳腺疾病	(43)	第二节 缩窄性心包炎	(132)
第一节 解剖概要	(43)	第十二章 心脏肿瘤	(134)
第二节 探测方法及正常声像图	(43)	第一节 黏液瘤	(134)
第三节 乳腺炎	(44)		

第二节	心肌肿瘤	(137)	第五节	脂肪肝	(217)
第三节	心包肿瘤	(138)	第六节	肝囊性病变	(219)
第十三章	先天性心脏病	(139)	第七节	肝包虫病	(221)
第一节	心血管的胚胎发育	(139)	第八节	血吸虫及华枝睾吸虫肝病	(221)
第二节	先天性心脏病的分类	(140)	第九节	肝血管瘤	(224)
第三节	房间隔缺损	(140)	第十节	肝门静脉海绵样变	(227)
第四节	室间隔缺损	(143)	第十一节	肝癌	(228)
第五节	动脉导管未闭	(146)	第十二节	肝少见肿瘤	(236)
第六节	心内膜垫缺损	(149)	第十三节	肝破裂	(238)
第七节	肺静脉畸形引流	(151)	第十九章	胆系疾病	(240)
第八节	肺动脉口狭窄	(153)	第一节	解剖概要	(240)
第九节	主动脉口狭窄	(155)	第二节	探测方法及正常图像	(243)
第十节	主动脉缩窄	(158)	第三节	胆系结石	(246)
第十一节	主动脉窦瘤破裂	(160)	第四节	胆系感染	(249)
第十二节	马方综合征	(162)	第五节	胆道蛔虫	(253)
第十三节	三房心	(164)	第六节	胆道出血	(254)
第十四节	冠状动脉瘘	(166)	第七节	胆囊息肉样病变	(254)
第十五节	左位上腔静脉	(167)	第八节	胆系肿瘤	(256)
第十六节	法洛四联症	(168)	第九节	先天性胆系疾病	(258)
第十七节	法洛三联症	(170)	第十节	黄疸的鉴别诊断	(261)
第十八节	永存动脉干	(172)	第二十章	脾脏疾病	(264)
第十九节	右室双出口	(174)	第一节	解剖概要	(264)
第二十节	完全型大动脉转位	(175)	第二节	探测方法及正常图像	(264)
第二十一节	三尖瓣下移畸形	(177)	第三节	弥漫性脾肿大	(265)
第二十二节	三尖瓣闭锁	(179)	第四节	脾囊性病变	(267)
第二十三节	单心室	(181)	第五节	脾肿瘤	(268)
第二十四节	左心发育不全综合征	(182)	第六节	脾脏先天性异常	(269)
第十四章	肺心病	(184)	第七节	脾萎缩	(271)
第十五章	冠心病	(187)	第二十一章	胰腺疾病	(272)
第一节	冠状动脉解剖概要	(187)	第一节	解剖概要	(272)
第二节	病理生理概要	(189)	第二节	探测方法及正常声像图	(274)
第三节	临床表现	(189)	第三节	急性胰腺炎	(275)
第四节	超声表现	(190)	第四节	慢性胰腺炎	(277)
第十六章	高血压病	(197)	第五节	胰腺囊肿	(279)
第十七章	心功能测定	(200)	第六节	胰岛细胞瘤	(280)
第一节	左心功能测定	(200)	第七节	胰腺囊腺瘤	(282)
第二节	右心功能测定	(204)	第八节	胰腺癌	(283)
第十八章	肝脏疾病	(206)	第九节	壶腹周围癌	(288)
第一节	解剖概要	(206)	第二十二章	胃肠疾病	(290)
第二节	探测方法及正常图像	(209)	第一节	解剖概要	(290)
第三节	肝脓肿	(213)	第二节	探测方法及正常值	(292)
第四节	肝硬化	(215)	第三节	胃平滑肌瘤	(295)

第四节 胃癌	(296)	第五节 睾丸及附睾炎	(346)
第五节 胃潴留	(298)	第六节 精索静脉曲张	(347)
第六节 胃内异物	(299)	第七节 附睾囊肿	(348)
第七节 肠套叠	(299)	第八节 睾丸肿瘤	(349)
第八节 大肠癌	(300)	第九节 睾丸损伤	(350)
第二十三章 肾上腺疾病	(303)	第二十七章 腹膜腔及腹膜后器官疾病	(352)
第一节 解剖概要	(303)	第一节 解剖概要	(352)
第二节 探测方法及正常声像图	(303)	第二节 探测方法及正常图像	(354)
第三节 嗜铬细胞瘤	(305)	第三节 腹膜后肿瘤	(355)
第四节 肾上腺囊肿	(307)	第四节 腹膜后大血管疾病	(360)
第五节 肾上腺皮质疾病	(307)	第五节 腹腔积液	(365)
第六节 神经母细胞瘤	(309)	第二十八章 妇科疾病	(367)
第七节 肾上腺转移癌	(310)	第一节 解剖概要	(367)
第二十四章 肾及输尿管疾病	(313)	第二节 探测方法及正常图像	(368)
第一节 解剖概要	(313)	第三节 子宫和阴道发育异常	(372)
第二节 探测方法及正常图像	(315)	第四节 子宫肌瘤	(378)
第三节 先天性肾脏及输尿管异常	(316)	第五节 子宫内膜异位症	(380)
第四节 肾积水	(319)	第六节 子宫非肿瘤性病变	(382)
第五节 肾囊性病变	(320)	第七节 子宫内膜癌	(384)
第六节 肾脏肿瘤	(322)	第八节 卵巢疾病	(384)
第七节 肾及输尿管结石	(324)	第九节 盆腔炎性包块	(391)
第八节 肾结核	(326)	第十节 月经周期中的卵巢变化	(393)
第九节 肾破裂	(326)	第十一节 宫内节育器	(396)
第十节 肾周围脓肿	(327)	第二十九章 产科超声	(399)
第十一节 肾功能衰竭	(327)	第一节 妊娠生理概要	(399)
第十二节 输尿管囊肿	(327)	第二节 探测方法	(400)
第十三节 移植肾	(328)	第三节 正常妊娠	(401)
第二十五章 膀胱及前列腺疾病	(332)	第四节 异常妊娠	(407)
第一节 解剖概要	(332)	第五节 胎儿畸形	(418)
第二节 探测方法及正常图像	(333)	第六节 畸形子宫合并妊娠	(424)
第三节 膀胱结石	(334)	第七节 盆腔肿物合并妊娠	(426)
第四节 膀胱异物与血块	(335)	第三十章 外周大血管疾病	(430)
第五节 膀胱憩室	(336)	第一节 解剖概要	(430)
第六节 膀胱肿瘤	(337)	第二节 探测方法及正常图像	(431)
第七节 前列腺炎	(338)	第三节 外周血管动脉血管硬化症	(433)
第八节 前列腺增生(附结石)	(339)	第四节 动脉瘤	(434)
第九节 前列腺癌	(340)	第五节 锁骨下动脉盗血综合征	(435)
第二十六章 阴囊及睾丸疾病	(343)	第六节 多发性大动脉炎	(435)
第一节 解剖概要	(343)	第七节 血栓闭塞性脉管炎	(436)
第二节 探测方法及正常图像	(344)	第八节 上下肢深静脉血栓形成	(436)
第三节 鞘膜积液	(344)	第九节 动静脉瘘	(437)
第四节 隐睾	(345)	第十节 下肢深静脉瓣功能不全	(437)

第三十一章 膝、髋、肩关节疾病	(439)	附录一 超声诊断报告书写	(450)
第一节 解剖概要	(439)	附录二 超声医学术语英、中对照表	(452)
第二节 探测方法及正常图像	(439)	附录三 超声医学术语中、英对照表	(460)
第三节 病理图像	(441)	彩图	(469)
主要参考文献	(443)		

第一章

超声的基本概念

研究和应用超声波的物理特性并用以诊断人体疾病的科学叫超声诊断学。它所涉及的内容有超声原理、仪器构造、显示方法、操作技术、记录方法及对回声或者透声信号的分析与判断、正常解剖组织和病变组织的声像图特征及血流特性等。

超声诊断目前主要应用的是超声的反射原理,即超声的良好指向性和与光相似的反射、折射、衰减及多普勒(Doppler)效应等物理特性。不同类型的超声诊断仪,采用不同的方法将超声发射到体内,并在组织中传播,当正常和病变组织的声阻抗有一定差异(只需千分之一)时,它们所构成的界面就会对其发生反射和散射,用仪器将此种反射和散射的超声(回波)信号接收下来,并加以检波等一系列的处理之后,便可将其显示为波形(A超)、曲线(M超)或图像(B超)。由于各种组织的界面形态、组织器官的运动状态和对超声的吸收程度不同,其回声有一定的共性和某些特性,结合生理、病理解剖和临床表现,观察、分析这些情况,总结其规律,可对病变部位、性质或功能障碍作出指向性的以至肯定性的判断。

超声能显示人体软组织及其活动状态,对软组织的分辨力比X线要大100倍,因而它被广泛地应用于人体各种内脏器官以及头面五官和四肢,甚至颅脑及骨骼疾病的诊断。超声还具有实时显示、操作简便、重复性好、快速准确、轻巧便利、价格低廉,以及无创无痛(介入超声例外)等优点。因而它已与X线CT、磁共振成像以及核素显像齐名,成为四大现代医学影像技术之一,且在心血管疾病诊断中具有独特的作用。

第一节 超声波及其物理性质

声波是机械振动在弹性介质内的传播,它是一

种机械波。按照频率的高低分类,频率在16Hz以下,低于人耳听觉低限者为次声,频率在16~20000Hz之间,人耳能听到者为可闻声;频率在20000Hz以上,高于人耳听觉高限者为**超声波**。

声波在介质中传播时,每秒质点完成全振动的次数,称为**频率**(f),单位是赫兹(Hz);声波在一个周期内,振动所传播的距离,称为**波长**(λ),单位是毫米(mm),常用医用诊断超声波的波长为0.15~0.6mm;声波在介质中传播,单位时间内所传播的距离,称为**声速**(c),单位是米/秒(m/s)。频率、波长和声速之间的关系可用下式表示:

$$f = c/\lambda$$

弹性介质中充满超声能量的空间,称为**超声场**。超声场分为两段:近声源段声束比较平行,可以圆柱作模拟,此段称为**近场**;而远离声源段声束开始扩散,其束宽随距离增大而不断增宽,可用一个去顶的圆锥体模拟,此段称为**远场**。近场长度(L)可按下式计算:

$$L = r^2/\lambda = (D/2)^2 \times (f/c)$$

上式中, r 为换能器半径。

当声波从一种介质向另一种介质传播时,由于声阻抗不同,在其分界面上,一部分能量返回第一种介质,这就是**反射**。而另一部分能量穿过第二种介质并继续向前传播,即为**透射**。反射波的强弱是由两种介质的声阻抗差决定的,声阻抗越大,反射越强。

当两种介质声速不同时,穿过大界面的透射声束就会偏离入射声束的方向传播,这种现象称为**折射**。

超声波在介质中传播,如果介质中含有大量杂乱的微小粒子(如血液中的红细胞、软组织中的细

微结构、肺部小气泡等),超声波便激励这些微小粒子成为新的波源,再向四周发射超声波,这一现象称为**散射**。它是超声成像法研究脏器内部结构的重要依据,利用它能弄清脏器内部的病变。超声波在介质中传播,如遇到的物体直径小于 $\lambda/2$ 时,则绕过该物体继续向前传播,这种现象称为**绕射**(也称**衍射**)。由此可见,超声波的波长愈短,频率愈高,能发现的障碍物则愈小,既显现力愈高。具有方向性的成束声波,即根据声的指向性,集中在某方向发射的声波束,称为**声束**。

从声源发射经介质界面反射至接收器的声波称为**回声**(又称**回波**)。

超声波在介质中传播,声能随传播距离的增加而减小,这种现象称为**衰减**。超声在介质中传播时,介质质点沿其平衡位置来回振动,由于介质质点之间的弹性摩擦使一部分声能变成热能,这就叫**黏滞吸收**。通过介质的热传导,把一部分热能向空中辐射,这就是**热传导吸收**。黏滞吸收和热传导吸收都能使超声的能量变小,导致声能衰减。因此,衰减指的是总声能的损失,而吸收则是声能转变成热能这一部分能量的损失。

声波在介质中传播时,介质质点(粒子)发生稀疏或密集,有声波传播的区域中的质点便获得了动能或位能,这部分能量称为**声能**。

在一不易透声的环境中,有一处具有介质,超声可通过该介质到达深部,该处即为**声窗**(又称**透声窗**)。

用声波照射透声物体,以获得该物体及其内部结构断面图像的一种成像技术,称为**声成像**。

用声成像或超声成像所获得的图像称为**声像图**或**超声显像**。

具有弹性、能够传递声波的各种气体、液体和固体称为**传声媒介**或**传声介质**。

放入探头和检测对象之间,使超声波传递良好的介质称为**耦合介质**。

由超声探头各阵元边缘所产生的,不在超声主声束方向内的外加声束称为**旁瓣**。

发射强超声波于液体中,液体中产生溶解气体或液体蒸汽的气泡,这种气泡成长而爆裂以至消灭的现象称为**空化**。

将超声场中低能量密度变换为气泡内部及其周围的高能量密度,能量被聚集到极小的体积之内,使气泡长成并发生爆裂。爆裂时的振动产生猛烈的作用,这就是超声空化效应。它会引起生物机体、细胞和微生物的损伤和破坏。

声源停止后,声波的多次反射或散射使回声延续的现象称**混响**。

任何紊乱的、断续的、统计上随机的声振荡,也就是在一定频段中任何不需要的干扰,如电波干扰所致的无调声、不需要的声音均称为**噪声**。

将超声波射入被检体,利用来自被检体的声不连续或不均质部分的反射(界面反射)的方法称**反射法**。常用超声波脉冲,故又称**脉冲反射法**。

将超声波射入被检体中,利用其直接穿过被检体的超声波的方法称**透射法**。

石英晶体或压电陶瓷材料,在其不受外力时,不带电。而在其两端施加一个压力(或拉力)时,材料受压缩(或拉伸),两个电极面上产生电荷,这种现象称为**正压电效应**。材料的压电效应是可逆的,即给压电材料两端施加交变电场时,材料便会出现与交变电场频率相同的机械振动,这种现象称**逆压电效应**(图 1-1-1)。

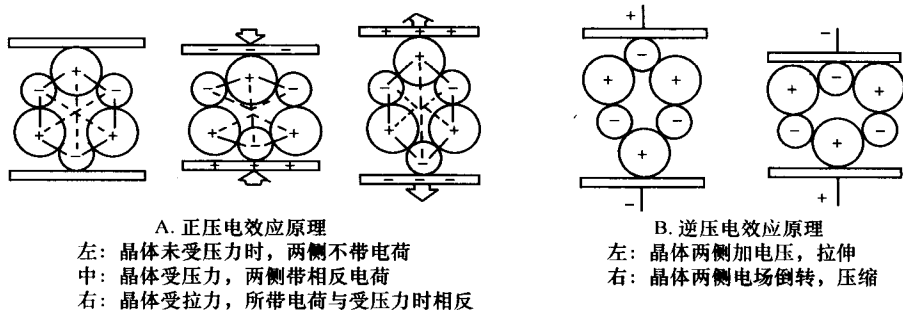


图 1-1-1 压电效应原理

当声源与接收器之间存在着相向运动时,接收器收到的频率比声源发出的频率增高;反之,当声源与接收器背向运动时,接收器收到的频率比声源发出的频率要低。这一现象称为**多普勒效应**。接收频率和发射频率差称为频移(fd),可用下式表示:

$$fd = 2V\cos\theta/\lambda$$

式中 V 为运动物体的速度, λ 为声波波长, θ 为声束入射方向与物体运动方向间的夹角。在日常生活中常可见到这种现象。如当火车鸣笛并向我们开来时,我们听到的是高尖的声音(频率高);而当它远离我们而去时,听到的是较为低沉的声音(频率低)(图 1-1-2)。

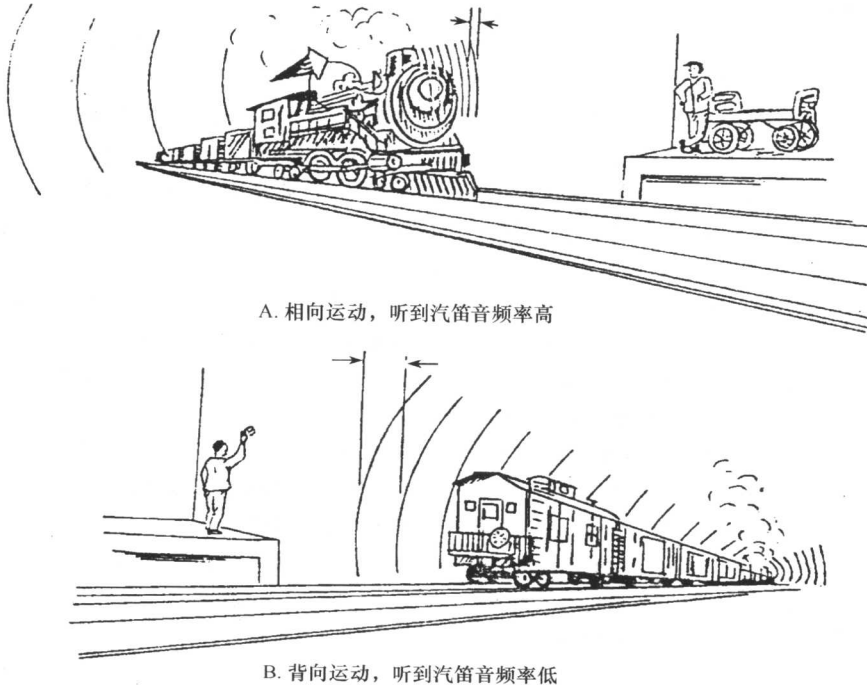


图 1-1-2 多普勒效应

回声源(红细胞)的速度和方向以谱图的形式记录下来,即为频谱或多普勒频谱。在多普勒频谱

图中,零基线将图分为上、下两个部分,分别代表血流的正、负方向。纵坐标代表差频值(kHz)或血流速度值(cm/s),横坐标为时间值(s)(图 1-1-3)。当红细胞以相同速度运动时,呈狭谱(速度范围窄);当它以不同速度运动时,呈宽谱(速度范围宽)。

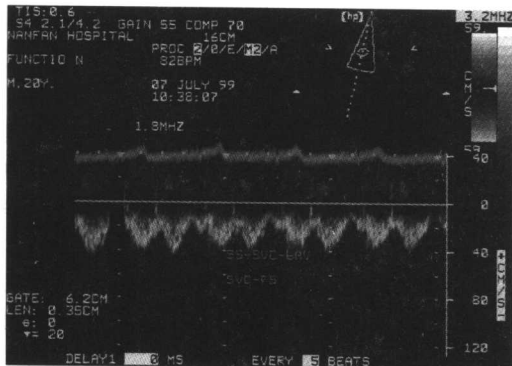


图 1-1-3 多普勒频谱图

第二节 超声仪与超声图像

超声诊断仪的核心部件是**探头**(或曰**换能器**),它是发射并回收超声波的装置。它将电能转换成声能,再将声能转换成电能。换能器由晶片、吸收背块、匹配层及导线四个部分组成。医用超声探头的频率通常为 $1 \sim 10\text{MHz}$,用于肾脏探测的探头频率多为 3.5MHz 。

探头可分为扇形、方形、凸阵、环阵和相控阵等多种类型。目前,腹部脏器超声探测用得最多的是凸阵,它是一种多阵元探头,其阵元排列成凸弧形,工作时依次发射和接收超声,所获得的图像为方形或扇形的结合。如凸阵探头探测肾脏可获得宽广的深部和浅表视野,能够容易地获得整个肾脏的切面图像。

阻抗匹配探头,此种探头装有专利的、与人体匹配较密的、低声阻抗“软”复合材料,从而改善了同焦点聚焦成像的效应,显著地减少了组织界面和探头之间的混响伪差,消除或降低了近场的雾样模糊的条状信号,使近场组织获得崭新的清晰度。它具有固有的宽频带,可接收 70% ~ 80% 的信号,而一般探头只接收 50% ~ 60% 的信号,故它在对近场提供卓越分辨率的同时,不损失对远场的穿透力。

判断探头质量好坏的决定因素是其分辨力。分辨力是超声所能分辨出两界面最短距离的能力。可分纵向分辨力和横向分辨力两种。**纵向分辨力**(又称**轴向分辨力**、**距离分辨力**或**深度分辨力**),指的是辨别位于声束轴线上两个物体之间的距离的能力。一般的 B 超显像仪,其纵向分辨力可达 1mm 左右。横向分辨力(又称**侧向分辨力**、**方位分辨力**或**水平分辨力**),指的是辨别处于与声束轴线垂直的平面上两个物体的能力。它用声束恰好能够分辨的两个物体的距离来量度。横向分辨力由晶片的形状、发射频率、聚焦及离换能器的距离等因素决定。现代 B 超显像仪,其横向分辨力可优于 2mm。

超声扫描对象的图像的清晰度与图像线数、帧数均有关。每一帧图像都是由许多超声图像线组成,一个超声脉冲产生一条图像线,单位面积内的图像线数越多,即线密度越高,图像就越清晰。这就是**图像线分辨力**。但线密度与帧率和(或)扫描深度必须兼顾,如线密度增加则帧率和(或)扫描深度必须降低或减少。后者又称**帧分辨力**。

超声仪显示振幅相似,而灰阶细微差别不同的回声的能力,称为**对比分辨力**。若灰阶细微差别相似,则此种信息将丧失。因此,对比分辨力也可以说是区分不同组织的能力或超声在显示组织结构质地上细微变化的能力。它受仪器有关的动态范围的影响。

分辨细微结构和血流,并显示其正确的解剖学位置的能力,称为**空间分辨力**。它由画面的像素总数和声束的特性决定。像数总数可达 512×512

个,甚至 1024×1024 个。声束特性包括纵向和横向分辨力等。

超声仪显示小目标的能力或清晰显示目标细节的能力,称为**细节分辨力**,又称**清晰度分辨力**。

正确地显现实时血流全部相位的能力,称为**瞬时分辨力**。如显示肾动脉血流频谱的收缩末期高峰血流和舒张末期血流实时相位的彩色图像即是。

沿超声束的不同深度对某一区域的多普勒信号进行定位探测的能力,称为**距离分辨力**,又称**距离选通**。某一区域即为**取样容积**(sample)。

在超声场内,将声束中的超声能量汇聚成一点的方法称为**聚焦**。它有利于减小声束,提高横向分辨力,又可分为几何(机械)聚焦和电子聚焦。

使声束在整个深度范围内均得到聚焦的方法,称为**动态聚焦**。一般为三点或四点动态聚焦,取得的焦点越多,成像速度越慢。

连续发射聚焦和连续接收聚焦,在整个图像的全部深度上 512 条显示线中的每一点,即 512 点均连续发射、接收,同时又都连续聚焦而不降低帧频的新技术,称为**同焦点聚焦成像**。它是通过伴有声聚焦规则系统的全部超声束的参数高速重编程序来实现的。在速度上较传统超声仪快了若干倍,提高了信噪比,从而使图像具有较高的帧率、匀细度、空间分辨力以及对比分辨力。

将超声波信号加以放大方法称为**增益**。一般取对数放大,增益调节通过射频放大器的放大倍数实现,前提是必须有适当的输出能量。在实时扫描过程中,将所需的图像停留在荧光屏上,得到一幅“静止”的冻结图像。

使接收系统的增益随时间而改变的方法,称**时间增益控制**。由于时间对应于声波的传播距离,因而又称为**距离增益控制**。一般采取近场抑制、远场增强以使整个图像得以清晰逼真地显示。

仪器电路上自动地降低大信号的放大倍数,提高小信号的放大倍数的控制装置,称**自动增益控制**。它能使强弱不等的回声信号,在显示器上以基本相同的亮度显示出来。

用于调整频谱分析电路(一维或二维多普勒仪)或整个多普勒电路(彩色多普勒仪)中输入信号的强弱的装置,称为**多普勒增益**。

去除比限幅电压低的弱信号和噪音,以去除干扰,提高图像清晰度的方法,称为**抑制**。

用来去除脉冲波或连续波多普勒频谱中的低频幅噪声的方法,称为**信号抑制**。除在高频射流,如严重的主动脉瓣狭窄、小孔室间隔缺损,为显示最大流速应尽量调低外,通常应加大信号抑制,以使频谱清晰。

用于调整压缩多普勒的信号振幅范围,使其最强和最弱信号之间的频谱灰阶差距变小的方法,称**范围压缩**。灰度(亮度)的等级称为**灰阶**。一般B超仪取8~16级灰阶,已可获得层次丰富的图像,目前仪器所取的最大的灰阶是256级。

把超声模拟信号转换成数字信号,并送入数字扫描换能器处理运算的过程,称为**模数(A/D)转换**。

单位时间内成像的幅数(帧数)称为**帧率**。帧率高则图像闪烁少,便于观察分析活动器官。但帧率受到图像数、观察器官深度、声束和扫描系统的制约。

快速傅里叶转换是一种将傅里叶转换大为简化的新的计算方法。它是通过微机处理来执行的。对复杂的信号通过计算机处理作出计算,就能鉴别现有信号的各种各样的频移和频移信号的有关流向,快速傅里叶频谱分析是组成双功能检查的重要部分,能筛选和定量处理与红细胞有关的频率资料。

利用数学方法对多普勒信号的频率、振幅及其随时间而变化的过程进行实时分析的技术称为**实时频谱分析**。由法国数学家傅里叶首先证实:任何一个复杂的波形均可分解为一系列基本的、简单的正弦波。

用于滤去由于心房壁、心室壁、血管壁以及瓣膜运动所产生的低频信号的装置,称为**壁滤波器**。检测静脉系和房室瓣血流可选200~400Hz,心室和半月瓣血流选400~800Hz,瓣膜狭窄、分流和心内分流可选800~1600Hz。

每秒内发射脉冲群的次数称为**脉冲重复频率**,又称**取样频率**。超声诊断仪的脉冲重复频率范围为0.5~4Hz。

B超彩色显示又称彩色编码显示或伪彩色显示,简称B彩或彩阶。它是将超声信号的幅度或黑白图像的各个灰阶值,按照一种线性或非线性函数关系,进行彩色编码,映射成相应的彩色。彩色并不反应目标的真实颜色。但可加强对比度,提高检查者的视觉敏感性,丰富图像信息,补充二维黑白图像的不足。

在超声图像上,不同组织或同一组织由于病变,其传声性能发生改变,表现为回声的强弱不等,一般可分为6级,从弱至强依次为:

无回声区,为病灶或正常组织内不产生回声的区域。

低回声,又称弱回声,为暗淡的点状或团块状回声。

等回声,病灶的回声强度与周围正常组织的回声强度相等或近似。

中等回声,为中等强度的点状或团块状回声。

高回声,回声强度较高,但一般不产生声影,多见于纤维化或钙化的组织。

强回声,超声图像与形成的反光增强的点状或团块状回声,其强度最强,一般有声影,多见于结石与骨骼。

此外,根据回声的多少和形态还有所谓的**浓密回声**,即图像上密集而明亮的点状回声。而点状回声就是通常所说的“光点”。实性回声则指的是在图像上的某一区域,无后壁和后增强效应,可肯定为实质的回声。

由于障碍物的反射和折射,声波不能到达的区域,亦即强回声后方的无回声区,就是所谓的**声影**,见于结石、钙化、致密组织回声之后。

中间为强回声,周围为弱回声,整个形态类似肾脏的图像称为**假肾征**,常见于正常胃,亦可见于肠道肿瘤。

由于超声成像系统原理上的不足、技术上的限制、方法上的不全、诊断上的主观臆断等客观条件和人为因素造成的图像畸变或假像,以及检测得到的数据与真实情况有差异的均属**伪差**,又称**伪像、假像、伪影**等。它可导致误诊,故须充分了解其原因和特征,以鉴别真伪。

因增益调节不当所致的伪差称为**增益调节伪差**。增益过低可使目标变小、回声变暗,增益过高可使目标变大、回声增强而造成误诊,如使内部回声增多的小囊肿误诊为实性肿物。

由于声速差异、折射以及仪器与探头等各种原因造成的超声成像仪在测量距离时出现的伪差,称为**测距伪差**。**纵向测距伪差**,取决于介质声速与软组织平均声速之间的差值大小。**横向测距伪差**,多由折射造成,与界面间的声速变化也有关,测距伪差还与仪器、探头以及目标物是否斜位等有关。超声引导穿刺术中,对深部的细管道进行定位应注意。现在用计算机进行校正,可克服声束所致的伪差。

超声垂直照射到平整的界面而形成声束在探头与界面之间来回反射,出现等距离的多余回声,

其回声强度依次减弱,称为**多次反射**。由多次反射和/或散射而使回声延续出现的现象称为**混响**。腹壁回声常出现混响,使膀胱和肾脏浅表**囊肿**等部位出现假性回声。

多途径反射伪差,当声束非垂直入射到界面,反射波束偏离声束方向,遇到另一个不在声束传播方向上的界面,再次产生反射返回探头时,在示波屏上显示的位置与目标实际所在的位置不一致所致的伪差。在临床上,可通过改变角度与部位,使声束垂直入射到界面来消除这种伪差。

在多普勒基线两侧同时出现对称的频谱假像,称**多普勒信号的镜像伪差**。它使方向判断发生困难,常见门脉主干与左支,肠系膜上动、静脉,脾动、静脉,胃左静脉,脐静脉子宫颈动脉以及移植肾动脉等。其原因是:多普勒声束的 θ 角近于 90° ,导致频差太小;因多普勒增益过高,引起弱信号扩大,噪音加大。防止的方法是减小 θ 角,降低多普勒增益。

在多普勒频谱图上,频带与基线之间的无回声信号区,称**空窗区**。

在正常血管内,红细胞以一致的方向和速度运动,这种血流即为**层流**。其多普勒频移的增减与大小相似,速度分布剖面图呈中央在前,两侧靠后的抛物线状。频谱呈狭带状,回声密集,Reynold 数小于1000。彩色多普勒血流图呈单一色彩,中央鲜亮,两侧依次变暗。其可听血流信号呈平顺的乐音。

红细胞运动的方向和速度不一致的血流,称为**湍流**。其多普勒频移大小不均,正负不一。频谱呈宽带形,回声稀疏,Reynold 数大于2000。彩色多普勒血流图呈多色混杂状。其可听血流信号呈粗糙的混杂音。湍流又可分为**紊流**、**射流**和**涡流**三种。

紊流频谱形态不规则,单向主频谱充填,流速40~60cm/s,有低幅负向频谱。彩色多普勒血流图显示彩色明亮,正向血流红中带黄,负向血流蓝中带紫。此型多见于二尖瓣狭窄及各瓣口关闭不全。

射流频谱呈单向波形,有明确的主频谱且部分充填,血流速度100~200cm/s,甚至更高。加速和减速时间均延长。彩色多普勒血流图显示正向血流呈鲜亮的红色并带黄色,负向血流呈鲜亮的蓝色并带白色。

涡流为经过严重狭窄后扩张的血管腔或心腔所形成的许多小漩涡状离散的血流。其频谱无规则、呈双向、无明确主峰。主频谱全充填,流速80~

140cm/s。彩色多普勒显示五彩镶嵌的血流。可闻血流声嘈杂、刺耳、响度大。此种血流见于室间隔缺损、瓣口反流及明显的动脉狭窄等病变。

血流进入大的空腔时,其主血流朝前,抵达腔壁后折返,在主血流的侧方形成一反向血流,两股血流方向相反,各占一定范围,较大的漩涡,即所谓**漩涡**。彩色多普勒显示出边界分明的红、蓝两条血流束。在多普勒频谱图上见正、负双向的血流频谱,均为层流,离散度不大。此型血流见于正常人的左室流入及流出道,部分动脉导管未闭的肺动脉干内及夹层动脉瘤的动脉扩张处。

血液在循环流动过程中会遇到来自血管的阻力,频谱多普勒可以通过测量其血流速度来估测其阻力,常用的血液循环阻力指标有:

(1) **A/B 比值**(A/B ratio):为血液循环阻力指标之一。其中A为收缩期最高(峰值)血流速度,B为舒张期最低(或峰值)血流速度。

A/B 正常值为1.2左右。60岁以后此值缩小,若 $A/B > 1.05$,80%是正常的; $A/B < 1.05$,则88%有异常。若 $A/B = 7.5$,血管狭窄 $< 60\%$; $A/B = 11$,血管狭窄 $> 65\%$; $A/B = 18$,则血管狭窄 $> 90\%$ 。

(2) **阻力指数**(resistance index, RI):为血液循环阻力指标之二。其计算公式为:

$$RI = (\text{Max vel} - \text{Min vel}) / \text{Max vel}$$

式中Max vel为收缩期最高(峰值)血流速度,Min vel为舒张期最低(或峰值)血流速度。

正常值为0.55~0.75。大于0.75表示阻力增高;小于0.55表示阻力减低。

(3) **搏动指数**(pulsatility index, PI):为血液循环阻力指标之三。其计算公式为:

$$PI = (A - B) / M$$

式中A为收缩期最高(峰值)血流速度,B为舒张期最低血流速度,M为平均血流速度。PI对估测血管腔有否阻塞较有帮助。

(4) **阻抗指数**(impedance index, Iml):为血液循环阻力指标之四。其计算公式为:

$$Iml = A \times M / B^2$$

式中A为收缩期最高(峰值)血流速度,B为舒张期最低血流速度,M为平均血流速度。在胎儿宫内发育迟缓,其脐动脉的Iml明显增高。

第二章

超声的分类及其特点

超声诊断仪的种类繁多,且相互兼容,因而分类复杂,国内外尚未统一。然而,大致可按超声的发射、接收、控制扫查的方式和回声显示四个方面分类。

按超声发射方式可分为连续发射法和脉冲发射法。

按接收超声的方式可分为反射法和透射法。

按控制扫查的方式可分为超声手控式、机械式(又分为慢速扫查和快速扫查)和电子式(又分为线阵和相控阵)。

按回声的显示方式可分为超声示波诊断法(A型诊断法)、超声显像诊断法(B型诊断法)、超声光点扫描法(M型诊断法)和超声频移诊断法(D型法)。

按回声显示方式分类是现时最常用的超声诊断的分类方法。按这一分类方法制成并命名的超声诊断仪现已广泛用于临床并为人们所采纳。

B型诊断法又可分为慢速成像法(包括手控探头扫查法、机械运动探头扫查法和计算机驱动探头扫查法)和快速成像法(包括机械方形扫查法、机械扇形扫查法、电子线阵-方形扫查法、电子相控阵-扇形扫查法)。

属于B型诊断范围的还有P型、C型、超声全息法、超声摄像法、超声CT和F型超声等。

在这里,我们简要介绍以下几种超声(或超声诊断仪)及其特点。

一、A型超声

A型(amplitude modulation)超声,为幅度调制型超声,亦即超声示波诊断。它是利用超声波的反射

特性来获得人体组织内有关信息,从而诊断疾病。当超声波束在人体组织中传播遇到两层不同阻抗的邻近介质界面时,在该界面上就产生反向回声,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。界面两侧介质的声阻抗差愈大,其回声的波幅愈高;反之,界面的声阻抗差愈小,其回声的波幅愈低。若超声波在没有界面的均匀介质中传播,即声阻抗为零时,则呈无回声的平段,根据回声波幅的高低、多少、形状,可对组织状态作出判断。

临床上常用此法测定组织界面的距离、脏器的径线,探测肝、胆、脾、肾、子宫等脏器的大小和病变范围,也用于眼及颅脑疾病的探查。现时,A型超声的许多诊断项目已逐渐被B型超声所取代。然而,它在眼轴的测量、浆膜腔积液的诊断以及穿刺引流定位等方面,由于简便、易行、价廉,所以仍可能在个别场合使用。

二、M型超声

M型超声,是辉度调制型中的一个特殊类型,早期将之称为M型超声心动图(M-ultrasound cardiogram & echocardiogram)。主要用于心脏及大血管检查。它是在辉度调制型中加入慢扫描锯齿波,使光点自左向右缓慢扫描。其纵坐标为扫描时间,即超声的传播时间,亦即被测结构的深度、位置;横坐标为光点慢速扫描时间,由于探头位置固定,心脏有规律的收缩和舒张,心脏各层组织和探头间的距离便发生节律性的改变。随着水平方向的慢扫描,便把心脏各层组织展开成曲线。所以它所描记的是声束所经过心脏各层组织结构的运动轨迹图。根据瓣