

CHAOSHENG XINDONGTU YU LINCHUANG YINGYONG

超声心动图 与临床应用

主 审 马桂英

主 编 袁建军 田 军



河南医科大学出版社

112358

超声心动图与临床应用

主审 马桂英

主编 袁建军 田 军

河南医科大学出版社
·郑州·

图书在版编目(CIP)数据

超声心动图及临床应用/袁建军,田军主编. — 郑州:河南
医科大学出版社,2000.10

ISBN 7-81048-426-5

I. 超… II. ①袁…②田… III. 超声心动图-诊断
IV. R540.4

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2000)第 30425 号

河南医科大学出版社出版发行

郑州市大学路 40 号

邮政编码 450052 电话 (0371)6988300

河南医版激光照排中心照排

郑州文华印刷厂印刷

开本 850×1168 1/16 印张 19 字数 511 千字 彩插 6

2000 年 10 月第 1 版 2000 年 10 月第 1 次印刷

印数 1~2150 册 定价:58.00 元

编者名单

主 审 马桂英

主 编 袁建军 田军

常务副主编 鲁 豫

副 主 编 (按姓氏笔画排序)

王山岭 王丽霞 田 力 刘光明

吕荷叶 李丽娜 张连仲 余 虹

陈 彪 杨 红 杨香梅 胡勇军

徐红伟 崔 新

内 容 提 要

本书分为总论与各论两大部分,总论详细介绍了超声诊断的物理学基础及技术原理、各种超声心动图技术的检查方法及正常图像、超声技术测定心功能及心脏内血流与压力的方法。各论分别介绍了各种心血管疾病的病理学特征、超声心动图改变及诊断价值、临床表现及其他检查手段的特点及意义,重点突出了超声心动图与心血管临床的联系,既考虑到全面、实用、便于理解,又力求反映出超声心动图的技术发展水平。全书图文资料主要为作者日常工作实践经验的积累,并参阅了大量国内外最新的相关文献,内容新颖,条理清晰,可作为超声专业医师及心血管临床医师的必备参考书,也是其他专业临床医师、影像科医师的主要参考书。

2110/25

前言

近年来,电子计算机技术的飞速发展及超声仪器性能的不断提高和日益完善,超声心动图的临床应用已涉及到心血管疾病诊断的各个领域。随着不断涌现出来的超声新技术在临床成功的应用,超声心动图已从以解剖、病理形态学诊断为基础的方法发展为以形态学、功能学及血流动力学等综合评价的全新诊断工具,进一步扩大了超声诊断应用的范围,使超声心动图在心血管临床占据了重要的、不可替代的位置。因此,临床医师迫切需要更新已有的知识,对心血管疾病超声心动图表现的临床意义和诊断价值有一个系统而概要的认识;而作为超声诊断专业工作者则必须适应新形势发展的需要,综合运用超声心动图技术来解决临床实际问题。

目前,国内已不乏优秀的超声心动图专业书籍,促进并提高了中国超声诊断技术水平。由于这些书籍主要以论述超声心动图的表现为重点,专业性较强,而有关心血管疾病的临床知识介绍则略显不足,使临床医师不容易真正理解和掌握心血管疾病的超声心动图意义及临床价值,超声诊断医师由于缺乏临床相关知识,给诊断工作带来了一定的困难,本书的编写正是为了填补这一缺憾。它着重论述了心血管系统常见病、多发病的超声心动图和临床特点,以超声心动图表现为线索展开,解释这些表现的病理生理机制及其临床表现的关系,使临床医师及超声诊断医师都能够真正理解和掌握心血管疾病的超声心动图发生机制、临床意义和诊断价值,具有确切的实用性。全书荟萃了国内外有关超声心动图与心血管临床的最新理论与实践,充分展示当代心血管临床与超声心动图的诊断水平,具有鲜明的先进性。本书配以 400 多幅清晰的声像图,所有的图像都配有文字注释,力求言简意赅,图文并茂,条理清晰,使临床医师和超声诊断医师在繁忙的日常工作中用极少的时间了解、掌握相关的知识,并从中得到启迪。

本书在编写过程中,得到了超声界前辈马桂英、汤五洲教授的真诚帮助和热情指导,提出了许多宝贵的意见,使笔者获益匪浅;河南省人民医院有关领导及超声诊断科王绮、李桂枝、赵冰、王存丰、范闽延、王睿丽、吴刚等医师给予了大力支持和协助,为本书的编写打下了良好的基础,在此表示衷心的感谢。

由于水平经验所限,加之在编写方式上也是一种新的尝试,难免认识肤浅或错误,不足之处恳请各位同道批评指正。

袁建军 田 军

2000 年 7 月 6 日

序

超声心动图技术自 20 世纪 50 年代应用于临床以来,由于其独特的优点及可提供的丰富信息,已逐渐发展为心血管领域的一种全新诊断方法,并成为临床诊断和治疗工作中不可缺少的重要工具。尤其是近年来伴随着电子计算机技术和生物医学工程技术的快速发展,超声仪器性能不断更新和完善,超声新技术层出不穷,应用范围越来越广泛,目前除常规的 M 型、二维超声心动图、频谱多普勒已得到广泛的临床应用以外,彩色多普勒、心脏声学造影(包括心肌声学造影)、经食管超声心动图、血管内及心腔内超声、负荷超声心动图、胎儿超声心动图、三维超声心动图等新的超声诊断技术也已逐步或即将从实验研究过渡到临床应用阶段,多项技术综合应用于临床,已大大提高了心血管疾病临床诊断与治疗水平。

超声技术的发展及临床应用范围的逐步扩大,迫切要求超声诊断工作者和临床医师不断进行知识更新,了解并掌握超声新技术的应用范围及临床价值,更好地服务于临床工作。近年来,国内已出版了不少有关超声心动图的专业书籍,为超声诊断及科研教学工作提供了很大的帮助。由于超声医师及临床医师日常工作十分繁忙,缺乏充足的时间系统地学习和了解相关学科的专业知识,而目前已出版的有关超声诊断或心血管临床的书籍专业性较强,使临床及超声医师难以完全理解和接受。由袁建军、田军医师主编的《超声心动图与临床应用》一书则填补了这一不足。本书密切结合超声心动图与临床实践,兼顾到超声诊断及心血管临床工作的不同特点,内容深入浅出,条理清晰,层次分明,易于掌握,有助于超声心动图技术的发展和普及,是超声诊断和临床有关专科医师重要的参考工具书,相信本书的出版定会受到超声诊断及临床医务工作者的欢迎。

马桂英

2000 年 7 月

目 录

第一篇 总 论

第一章 超声诊断的物理学基础	3
第一节 超声波原理	3
第二节 超声多普勒基础	7
第二章 正常心脏超声应用解剖及血流动力学	10
第一节 心脏超声应用解剖	10
第二节 心脏血流动力学基础	14
第三章 超声心动图检查方法及正常图像	17
第一节 M型超声心动图	17
第二节 二维超声心动图	21
第三节 多普勒超声心动图	26
第四节 心脏声学造影	31
第五节 经食管超声心动图	36
第六节 血管腔内超声	39
第七节 胎儿超声心动图	41
第四章 心功能测量	46
第一节 左心室收缩功能测量	46
第二节 右心室收缩功能测量	48
第三节 左心室舒张功能测量	49
第五章 心脏与大血管压力测量	55
第一节 心室压力测量	55
第二节 心房压力测量	57
第三节 肺动脉压力测量	58

第二篇 各 论

第一章 冠状动脉粥样硬化性心脏病	63
第一节 冠心病的直接超声征象	63
第二节 超声心动图负荷试验诊断冠心病的方法及价值	73
第三节 超声心动图检测存活心肌的方法及价值	82
第二章 高血压性心脏病	87

第三章 肺源性心脏病	91
第四章 心肌病	97
第一节 扩张型心肌病	97
第二节 肥厚型心肌病	102
第三节 限制型心肌病	107
第五章 心包疾病	110
第一节 心包积液	110
第二节 心包填塞	112
第三节 缩窄性心包炎	114
第六章 感染性心内膜炎	116
第七章 瓣膜病变	124
第一节 二尖瓣病变	124
二尖瓣狭窄	124
二尖瓣关闭不全	132
附 二尖瓣反流程度的临床综合分析	137
二尖瓣腱索断裂	138
二尖瓣脱垂	141
第二节 主动脉瓣病变	147
主动脉瓣口狭窄	147
主动脉瓣关闭不全	152
第三节 三尖瓣病变	157
三尖瓣狭窄	157
三尖瓣关闭不全	160
三尖瓣脱垂	163
第四节 肺动脉瓣关闭不全	164
第五节 心脏人工瓣膜	166
第六节 经食管超声心动图在经皮穿刺二尖瓣球囊成形术中的应用	172
第八章 先天性心脏病的分段诊断法	175
附 房室连接及心室大动脉连接	177
第九章 无分流的先天性心脏病	178
第一节 二尖瓣病变	178
二尖瓣狭窄	178
二尖瓣关闭不全	179
二尖瓣闭锁	181
第二节 主动脉缩窄	182
第三节 主动脉口狭窄	184
第四节 肺动脉口狭窄	188
第五节 右室双腔心	191
第六节 右位心	192
第十章 左向右分流的先天性心脏病	194

第一节	房间隔缺损	194
第二节	室间隔缺损	201
第三节	动脉导管未闭	207
第四节	主动脉窦瘤	210
第五节	心内膜垫缺损	214
第六节	冠状动脉瘘	219
第七节	主肺动脉间隔缺损	220
第十一章	右向左分流的先天性心脏病	222
第一节	法洛四联症	222
第二节	法洛三联症	227
第三节	右室双出口	229
第四节	三尖瓣下移畸形	231
第五节	大动脉错位	234
第六节	肺静脉畸形引流	237
第七节	永存动脉干	239
第八节	单心室	240
第九节	艾森曼格综合征	243
第十节	三尖瓣闭锁	245
第十二章	心脏占位性病变	248
第一节	心脏原发性肿瘤	248
第二节	心脏继发性肿瘤	254
第三节	心脏血栓形成	256
第十三章	大血管疾病	262
第一节	夹层动脉瘤	262
第二节	马凡综合征	265
第三节	主动脉瘤与假性动脉瘤	267
附录	超声术语中英文对照	271
	参考文献	276

第一篇 总 论

第一章 超声诊断的物理学基础

第一节 超声波原理

一、超声波的概念

声波是一种机械波,它是由物质在平衡位置附近往复机械振动,且在弹性介质中传播所形成的。机械波的传播是由波源的振动引起邻近质点的振动,邻近质点的振动又引起较远质点的振动,依次按一定的速度由近及远向各个方向传播出去。

在弹性介质中,相对于波的传播方向,因振动质点位移的方向不同分别形成纵波、横波和表面波。

1.纵波 在波动中,介质质点振动方向与传播方向一致,称为纵波;纵波在固体、液体和气体内都可以传播。

2.横波 在波动中,介质质点振动方向与传播方向相垂直,称为横波;人体内只有骨骼可以传播横波。

3.表面波 是振动在介质中传播,其能量集中在介质表面或两种介质分界面附近。

按照振动频率的高低和人耳对其响应的能力,通常把声波分为以下几种(频率 f):

$10^{-4} \text{ Hz} < f < 16 \text{ Hz}$ 的声波叫次声;

$16 \text{ Hz} < f < 2 \times 10^4 \text{ Hz}$ 的声波叫可听声;

$2 \times 10^4 \text{ Hz} < f < 10^9 \text{ Hz}$ 的声波叫超声;

$10^9 \text{ Hz} < f < 10^{13} \text{ Hz}$ 的声波叫特超声。

超声在医学上的应用称为医用超声,由于纵波在固体、液体及气体介质中均可传播,所以医用超声用的是纵波。医用超声根据用途分两大部分,即医用超声诊断和医用超声治疗。医用超声诊断所用超声的频率在 $1 \sim 15 \text{ MHz}$ 。可听声波与超声波有诸多不同性质,其中重要的一点是后者频率极高,其传播具有指向性,故能广泛应用于临床。

二、声波的主要物理特性

(一)声速

声速(c)指某一振动相位在介质中单位时间内传播的距离,单位为 m/s ,其快慢与声波的频率无关,而与介质的密度、压强及存在的杂质有关。一般说来,在人体内影响声速的主要因素是组织密度,声波的传播速度在气体中较小,液体中较大,固体中最大。

医用超声在人体软组织中的速度是近似一致的,大约在 1500 m/s ,这是目前各种超声诊断仪

器检测脏器大小的基础。也就是说,目前用同一标准去测量各脏器的大小,实质上是假设了它的声速是相同的。

如表 1-1-1,实际上人体各种软组织的声速略有差异。再者,同一脏器组织的性质不尽相同,其声速也不一样。其三,各种组织的温度系数也不相同,组织温度的改变也引起声速的改变。因此必须把上述三方面都考虑进去,才能使测量脏器的大小、病灶的范围及显示的位置更为准确。

表 1-1-1 人体几种组织的声速和特性阻抗

组织名称	密度(g/cm ³)	声速(m/s)	特性阻抗(10 ⁵ 瑞利)
血液	1.055	1 570	1.656
大脑	1.038	1 540	1.599
心脏	1.030	1 470	1.514
脂肪	0.955	1 476	1.410
软组织(平均)	1.016	1 500	1.524
肌肉	1.074	1 568	1.684
肝	1.050	1 570	1.648
肾		1 560	
脑脊液	1.000	1 522	1.522
羊水	1.013	1 510 ± 3	
乳房		1 510 ± 5	
眼		1 638 ± 3	
子宫		1 633 ± 1	
血管		1 501	

(二)频率、波长、周期

1. 频率(f) 为单位时间内声波振动的次数。通常以赫兹(Hz)表示,医用超声的频率在 MHz 数量级。

2. 波长(λ) 表示声波在介质中传播时两个相邻周期的质点之间的长度。

3. 周期(T) 声波传播两个相邻相位相同质点(即一个完整波长)之间所经历的时间,即为一个周期。

波长(λ)、频率(f)、周期(T)、声速(c)之间存在着密切的关系:

$$c = f \cdot \lambda = \lambda / T$$

$$T = 1/f$$

在同一介质或组织中,波长与频率成反比,频率越高,波长越短。了解仪器的探头发射频率有助于估计仪器的分辨力,理论上讲,波长的一半是声波纵向分辨力的极限。

几种在人体软组织中传播的超声波频率与波长对应关系如表 1-1-2 所示。

表 1-1-2 人体软组织中超声波长与频率对应关系

$\lambda(\text{mm})$	0.6	0.5	0.43	0.3	0.2
$f(\text{MHz})$	2.5	3.0	3.5	5.0	7.0

三、超声的发射与接收

经过人工极化过的压电晶体,当在它的一定方向上施加压力或拉力时,其表面上会呈现电荷,这种现象称为压电效应。具有这种效应的晶体叫做压电晶体。反之,若对晶体施以一电场,晶体将会产生变形,这种现象称为反压电效应,亦称电致伸缩效应。压电晶体具有力学的性质和电学的性质,压电效应与反压电效应,事实上是压电晶体机械能与电能相互转化现象。

目前超声医学中应用较多的压电晶体,是近几十年来相继研制出来的人造压电陶瓷,其中最常用的是锆钛酸铅(PZT)。压电陶瓷是经过特殊配料、研磨、成形及焙烧而成,但此时其不具有压电性,只有再经过人工极化处理,使其各电畴的自发极化在一定程度上按外电场取向排列,这种极化后的陶瓷获得了压电性。

诊断用超声波的产生应用了反压电效应原理,即将高频交流电压讯号加在压电晶体上,电压规律地交替改变,引起压电晶体规律地发生体积胀缩,形成规律的机械振动。这种机械振动又推动周围介质振动,形成超声波。

诊断用超声波的接收,应用了压电效应原理。发射的超声波在介质中传播,遇到声阻不同的界面时即发生反射。反射回来的有规律的机械振动,作用在压电晶体上,使压电晶体发生形变,形变使压电晶体两侧产生异名电荷。通常把这个高频变化的微弱电讯号经仪器接收电路放大后,显示在示波屏上,形成声像图。

医用超声的发生与接收是通过由压电晶体和其他材料制做的换能器来完成的。换能器又被称为探头,它采取反射的工作方式,同时完成发射与接收功能。

四、超声波声场的特征

假设在自由声场中,超声波在传播过程中不产生任何反射和折射,其声场特征表现为:探头内平面型压电晶体发出的高频超声波,在初始一段距离内以平面波方式传播,超声场不扩散,称为近场,近场长度(l)决定于换能器的半径(r)及声波波长(λ),即:

$$l = r^2 / \lambda = r^2 \cdot f / c$$

介质的声速 c 一般可看做是一个常量,因此近场长度与换能器半径的平方与频率的积成正比。在近场远方,声束开始发散,称为远场。发散的角度大小也决定于 λ 与 r 的值,如下式:

$$\sin\theta = 0.61 \cdot \lambda / r = 0.61 \cdot c / r \cdot f$$

从式中可见, f 值越高, r 值愈大,角度越小。声束的发散角越小,横向分辨率越好。在近场区域内声束的宽度近似于换能器的直径,波束比较集中(图 1-1-1)。但由于声源各点发射的子波相互干涉,声场起伏很大,严重影响超声诊断的正确性,所以近场成为超声诊断的死区。在远场区域内,声场开始均匀分布,轴向声强比较平稳,但产生声束扩散,使超声诊断的横向分辨率降低。只有采用聚焦、多次聚焦的方法解决这个矛盾。

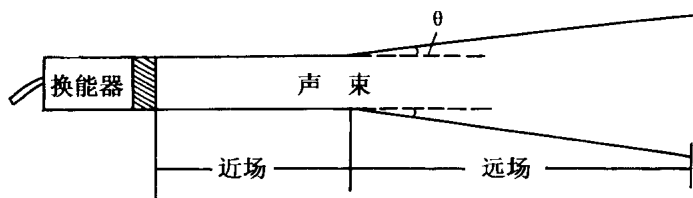


图 1-1-1 超声波的声场与扩散角

五、超声波的方向性

诊断超声换能器发射的声波,频率极高,波长很短,波长远小于换能器的直径,声波传播过程中形成的波阵面为平面波。超声波向一个方向传播,有明显的方向性,此为超声能应用于临床诊断与治疗的物理学基础。

六、反射与折射

声波传播过程中经过两种声阻抗不同的介质界面时,如果介质界面的宽度远大于波长,声波的传播方向发生改变,则产生反射与折射。入射波的一部分能量返回到同一介质中,另一部分投射至深层第二种介质中,其传播速度亦有改变,界面两侧的声阻抗差越大,反射也越强。

声波的反射与折射,也遵循反射定律,入射角等于反射角。入射角的正弦与折射角正弦之比等于其声速之比。(图 1-1-2)

$$\sin\theta_1/\sin\theta_2 = c_1/c_2 \text{ (折射)}$$

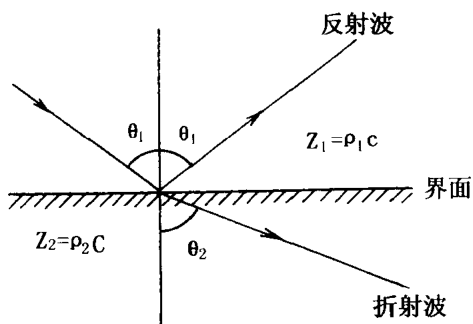


图 1-1-2 超声波的折射与反射

声波斜入射到两个相邻介质界面时,折射角的大小决定于两种介质中的声速。如果第二种介质内的声速大于第一种介质内的声速,当入射角增大到某一临界值时,折射角等于 90° ,声束就不能再进入第二种介质,此种情况称全反射。全反射在声像图中造成的声影称为速差声影。故在诊断操作手法上应该注意避免入射角过大。

入射角的大小与折射角大小有一定的差异,经过折射传播后物体的显示位置与实际位置就有一定的差异。

两种介质特性阻抗的差异,决定了反射的强弱,差异越大反射越强。根据能量守恒定律,入射波的能量等于反射波能量与折射波能量的总和,反射波能量越强进入下一层的折射波能量越小。

由此可以解释一些医学超声中的常见现象

在进行超声诊断时,探头与人体表面之间存在着的空气层声阻抗比探头面材的声阻抗小得多,这就使得超声波在探头表面上全部被反射回去而辐射不出来。为此,在探头与人体表面间涂上一层与探头面材阻抗相匹配的耦合剂,排除空气,造成一个薄膜透声层,增加了透声性。所以进行临床超声诊断时,必须在人体表面上涂一层超声耦合剂的道理即基于此。

七、散射与绕射

超声波在传播途径上遇到的声阻抗界面大小相当于或小于声波波长时(如红细胞),即发生完全不同于反射的情况,一部分声波能量分散到四面八方称为散射;另一部分声波能量则绕界面后继续向前传播,此谓之绕射

人体组织脏器内部图像形成的另一声学基础是组织内的微粒结构在超声场中发生散射,散射回声与反射回声一样重要,它们是一切回波型超声诊断仪的物理基础。各种类型多普勒诊断仪即利用血液中的红细胞在声场中产生较强的散射,从而获得人体血流多普勒频移信号。

当障碍物小于波长的 $1/2$ 时,绕射更为明显,使得障碍物不能显示,此为超声显现力理论极限的理论基础,尽可能使波长比要探测对象小得多,避免散射从而提高其显现力。

八、声波的衰减

声波在介质中传播时,入射的声波能随传播距离的增大而减小,这种现象称为声波的衰减。

声波的衰减主要来自三个方面,即吸收引起的衰减和扩散、散射引起的衰减

声波吸收引起的衰减主要是由于介质的黏滞性在声场中产生内部摩擦、弹性迟滞、热传导和弛豫吸收等原因。

声波散射衰减原理较复杂,它与散射粒子的形态、大小、多少有关,也与介质的性质和散射粒子的性质有关。一般认为,散射衰减与频率的四次方成正比,因此,高频声波的穿透力较差。

扩散衰减是指声波随着传播距离的增加向声束轴周围扩散而引起的单位面积声能量的减少。但此可以通过聚焦的方法加以克服。

随着超声医学技术的发展,人们正试图通过超声衰减系数的测定来实现组织定征。

(刘光明 徐红伟 李丽娜)

第二节 超声多普勒基础

一、多普勒的原理

(一)多普勒效应

多普勒效应是自然界普遍存在的一种物理现象,它是 1842 年由奥地利教授 C·Doppler 首先发现的,用它来描述在振动源与观察者做相对运动时出现振动频率变化的现象,物理学上就命名为多普勒效应。

多普勒效应在日常生活中是可以经常感觉到的,最常见的例子是鸣笛的火车迎面急驰而来时,鸣叫声变尖,远离时鸣叫声变钝。前者为频率增高所致,后者为频率降低所致。这种由频率改变而引起音调改变的现象就是多普勒效应。