

GUANXINBING

CHAOSHENGZHENDUANXUE

冠心病

超声诊断学

主编·智光



人民军医出版社

PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PUBLISHER

冠心病超声诊断学

GUANXINBING CHAOSHENG ZHENDUANXUE

主 编 智 光
编著者 智 光 徐 勇 任艺红
陈 练 陆兆龄

人民军医出版社
北 京

图书在版编目(CIP)数据

冠心病超声诊断学/智光主编. —北京:人民军医出版社,2001.3
ISBN 7-80157-154-1

I. 冠... II. 智... III. 冠心病超声波诊断
IV. R541.404

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2000)第 44041 号

人民军医出版社出版
(北京市复兴路 22 号甲 3 号)
(邮政编码:100842 电话:68222916)
北京京海印刷厂印刷
桃园装订厂装订
新华书店总店北京发行所发行

*

开本:787×1092mm 1/16·印张:16·彩页:9 面·字数:387 千字

2001 年 3 月第 1 版 2001 年 3 月(北京)第 1 次印刷

印数:0001~5000 定价:38.00 元

(购买本社图书,凡有缺、倒、脱页者,本社负责调换)

mp/05

主 编 简 介

智 光

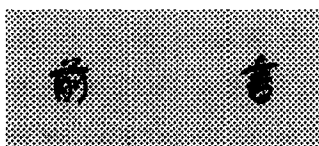


1950年生于江苏省东台市。1988年毕业于解放军军医进修学院，获得心脏内科医学硕士学位。现任解放军总医院心内科主任医师、教授、心血管内科专业研究生导师，中国医学工程学会第四届理事及第三届超声心动图学会委员、北京分会委员。长期从事心血管内科临床工作，在心血管病疑难病症的诊治及心血管急症的抢救方面积累了丰富的临床经验。熟练掌握常用各种有创性和无创性的心脏病诊断检查方法。自1985年以来，在从事心内科临床工作的同时，还结合临床工作进行心脏超声诊断的研究。1995~1996年赴美国哈佛大学医学院附属医院心脏内科心脏超声实验室进修，进行心脏超声检查的临床和实验研究，重点是急性心肌梗死后左心腔内血栓、右心血栓、主动脉瓣病变心脏功能观察及人工瓣置换手术时机的分析，实验性经胸激光冠脉再通术的经食管超声观察等项目。回国后负责解放军总医院心内科超声室工作，致力于冠心病超声诊断学的研究。在进行常规心脏超声检查的同时，先后开展心脏负荷试验、声学心肌造影、心脏舒张功能、组织多普勒超声成象（DTI）技术在冠心病诊断中的应用等目前心脏超声前沿技术的研究和临床应用，并在冠状动脉搭桥的病人首先试用经胸血管探头观察内乳动脉桥血流，估测动脉桥的血流状态，受到心血管病专家们的高度重视。多年来在冠心病心脏超声诊断方面取得了令人瞩目的成果，先后获得全军科技成果二等奖2项，并培养研究生、进修生多名。

内 容 提 要

本书分为十六章,较为系统地论述了心脏超声检查的基本原理、心脏超声的常用检查方法、冠状动脉循环生理、动脉粥样硬化的病理生理、急性冠状动脉缺血和急性心肌梗死及其并发症的超声检查、超声心脏负荷试验、心脏收缩和舒张功能的超声检测、颈动脉粥样硬化的超声检查等,同时介绍了超声心肌灌注造影、冠状动脉超声、经胸超声直接观察冠状动脉、组织多普勒成像、组织及二次谐波成像、三维超声在冠心病诊断中的应用、回声差异强化技术、激光心肌血运重建术中的超声观察等新技术临床研究和应用进展。本书具有较高的临床参考价值,既有理论论述,又有具体技术操作和典型病例分析,可供临床心脏内、外科医师和超声工作人员参阅。

责任编辑 张建平 罗子铭



随着我国人民生活水平的不断提高,冠心病发病人数日益增多。防治冠心病已成为心血管科医务人员的重要任务。近年来,发展了许多诊断冠心病的新方法,各种介入性和非介入性诊断方法得到广泛的临床应用。早期诊断冠心病对防治冠心病具有重要临床意义,其中超声诊断技术的应用尤为重要。

计算机技术的飞速发展,极大地推进了超声诊断技术的不断进步,超声诊断图像质量有了大幅度提高。心脏超声检查经历了从一维到二维乃至三维超声成像,多普勒超声从血流多普勒到彩色多普勒乃至组织多普勒成像技术的发展和临床应用,进一步拓宽了心脏超声检查的临床应用范围,提高了其临床应用价值。心脏超声检查对心脏瓣膜病、先天性心脏病等常见病的诊断价值已得到充分的肯定,显示其极大的临床价值,部分地取代了有创性检查。

近年来,随着冠心病发病率越来越高,心脏超声检查对冠心病的诊断研究已成为心脏超声研究的重点,全世界各心脏超声实验室都致力于冠心病的超声诊断研究,不仅可用于冠心病心肌梗死的并发症的检查、心脏功能的测定,而且对心肌灌注,冠状动脉血流的检查新方法进行了研究,尤其是超声心肌造影的研究,新型超声造影剂的研制,组织多普勒成像技术对室壁运动的定量分析,对诊断早期冠心病的价值的临床研究,将进一步提高心脏超声检查对冠心病病人的应用价值。心脏超声检查在冠心病防治中将发挥更大的作用。

近十几年来,我们先后使用多种超声心脏检查仪开展对心血管病常见病的超声诊断的临床应用研究,在心脏内外科临床工作中发挥了重要作用。在长期的临床工作中,为适应冠心病防治的需要,我们进行了冠心病超声诊断系列研究。对大量的冠心病心肌梗死病人进行连续床旁心脏超声观察,尤其是对急性心肌缺血的早期观察,胸痛的鉴别诊断,心肌梗死并发症的检测,心肌梗死后心脏功能动态改变的观察,为

临床再血管化治疗及各种介入性、非介入性治疗选择合适病例,并进行疗效随访等工作,积累了大量临床资料和典型病例,取得了不少经验。同时充分利用本科大量的冠状动脉血管造影等有创检查结果进行对照研究,开展了超声负荷试验对早期冠心病的诊断、心肌梗死后存活心肌、超声心肌造影对心肌灌注的检测,并用于临床。在心脏功能检测方面,在进行常规的心脏收缩功能检测的同时,开展了心脏舒张功能的超声检测,应用新近推出的多普勒组织成像技术对心室壁的运动速度进行定量分析,为评估心脏整体和节段功能提供了更为可靠的方法。本书总结分析了部分临床病例,并介绍了心脏超声诊断的新进展,旨在为开展冠心病超声诊断研究者提供参考。

冠心病超声诊断技术发展迅速,新的技术层出不穷,本书不可能完全包括。由于编者水平有限,经验不足,加之时间仓促,故本书中难免有不少欠妥之处,敬请读者批评指正。

智 光

2000年10月



第一章 超声检查的物理原理及常用技术	(1)
第一节 超声波的基本物理学特性	(1)
第二节 超声检查探头及超声束的产生.....	(3)
第三节 A 型、M 型和 B 型显示方式	(4)
第四节 时间增益控制与对数压缩.....	(6)
第二章 心脏超声检查及正常超声心动图	(7)
第一节 心脏超声检查技术的发展.....	(7)
第二节 正常心脏的解剖特点与超声标志.....	(8)
第三节 常用心脏超声面的位置和特征.....	(9)
第四节 主要指标的测量和正常值	(24)
第三章 冠状动脉循环病理生理	(43)
第一节 冠状动脉解剖	(43)
第二节 冠状动脉循环病理生理	(48)
第三节 冠状动脉粥样硬化的病理学	(51)
第四章 冠状动脉缺血的超声检测	(54)
第一节 节段性室壁运动异常	(54)
第二节 室壁运动和厚度异常与冠状动脉灌注的关系	(56)
第三节 心肌缺血的定量分析	(57)
第四节 心肌缺血时左心室整体功能的评估	(58)
第五章 急性心肌梗死的超声检查	(60)
第一节 急性心肌梗死的检测和评估	(60)
第二节 心肌梗死的预后监测	(61)
第三节 心肌梗死并发症的检测	(61)
第六章 心脏负荷超声试验	(68)
第一节 概述	(68)
第二节 运动负荷超声心动图试验	(73)
第三节 药物负荷超声心动图试验	(76)

第四节 起搏负荷试验	(80)
第七章 心脏功能的超声检测	(83)
第一节 左心室收缩功能的超声检测	(83)
第二节 左心室舒张功能的多普勒超声检测	(90)
第三节 M型彩色多普勒超声对左心室舒张功能的测定	(106)
第四节 右心室功能的测定	(108)
第五节 左心房功能的测定	(110)
第六节 右心房的超声检查	(112)
第八章 冠状动脉腔内超声检查	(114)
第一节 冠状动脉腔内超声的检查方法	(114)
第二节 冠状动脉腔内超声的临床应用	(116)
第三节 冠状动脉腔内超声的并发症和局限性	(118)
第四节 冠状动脉腔内多普勒血流测定	(119)
第九章 经胸超声直接观察冠状动脉	(121)
第一节 新一代超声成像技术的发展	(121)
第二节 超声直接观察冠状动脉	(121)
第三节 经胸冠状动脉多普勒血流测定	(124)
第四节 经胸超声观察内乳动脉-冠状动脉桥血流	(125)
第十章 颈动脉粥样硬化的超声检查	(128)
第一节 概述	(128)
第二节 颈动脉超声检查方法	(130)
第三节 颈动脉二维超声检查内容	(131)
第四节 颈动脉多普勒超声检查	(132)
第五节 彩色多普勒超声的颈动脉检查	(135)
第十一章 超声心肌造影研究	(137)
第一节 声学造影的历史回顾	(137)
第二节 声学造影剂的研究	(138)
第三节 声学造影显影方法的研究	(140)
第四节 心肌声学造影的分析方法	(142)
第五节 超声心肌造影的临床应用	(142)
第六节 心肌声学造影的局限性与展望	(143)
第十二章 三维超声在冠心病的应用	(145)
第一节 三维重建的基本方法	(145)

第二节	三维超声在冠心病的应用·····	(147)
第三节	三维超声的发展方向·····	(150)
第四节	实时三维超声心动图的工作原理及临床应用·····	(151)
第十三章	多普勒组织成像技术在冠心病诊断中的应用·····	(155)
第一节	多普勒组织成像的技术基础·····	(155)
第二节	正常人多普勒组织成像·····	(158)
第三节	二尖瓣脉冲多普勒血流图与多普勒组织成像·····	(163)
第四节	多普勒组织成像在缺血性心脏病的应用·····	(166)
第五节	DTI 与左心室功能的检测 ·····	(173)
第六节	心肌病的 DTI 检查 ·····	(175)
第七节	DTI 对左心室除极异常的检查 ·····	(179)
第八节	DTI 对主动脉功能的检测 ·····	(181)
第十四章	谐波成像技术·····	(184)
第一节	谐波技术的工作原理·····	(184)
第二节	组织谐波成像在心脏超声检查中的应用·····	(186)
第三节	谐波成像与心肌造影·····	(187)
第十五章	回声差异强化技术的临床应用·····	(189)
第十六章	超声在激光心肌血运重建术中的作用·····	(191)
第一节	概述·····	(191)
第二节	超声心动图在 TMLR 中的应用 ·····	(193)
第三节	新技术的应用与展望·····	(201)
【附录】	超声心动图临床应用指南·····	(204)

第一章 超声检查的物理学原理及常用技术

心脏超声检查技术近年来发展迅速, M型超声、二维超声、脉冲多普勒、连续多普勒、彩色多普勒超声心动图已广泛应用于临床。心脏超声检查最初用于心脏瓣膜病变、先天性心脏病、心肌病的检查。近来, 随着新技术的不断开发, 心脏超声检查在冠心病的诊断中的应用越来越多。心脏超声除用于检测心肌梗死的各种并发症外, 超声负荷试验用于诊断冠心病, 尤其近年来发展起来的心肌超声造影, 用于检测心肌灌注, 显示了其优于血管造影的特点, 为冠心病的超声诊断开辟了新路。为了更好地应用心脏超声仪, 必须理解超声的基本原理, 正确分析各种信号, 才能充分发挥心脏超声所提供的各种信息。

第一节 超声波的基本物理学特性

超声波系指频率大于 20000Hz 的声波, 此种声波不能被人所听见。实际上, 目前常用的医学超声仪的超声频率为数百万赫兹。

超声波用于医学诊断的最大优点是: ①超声波具有一定的方向性; ②它遵循反射和折射的原则; ③它可以被小物体所反射。其不足之处是在含气物体中的传导极差。超声波反射量依赖于气体含量, 在富含气体、固体的物体, 超声几乎全部反射, 穿透极少。高密度的骨、钙、金属物质能反射全部能量。肺、肋骨及人工合成金属均给超声检查带来极大困难。因此, 超声检查探头与人体之间必须没有空气, 对体内所有含气体的脏器, 超声检查极为困难。

谈及声波, 务必理解周期、波长、波速和频率等概念。图 1-1 所示为声波的一系列压缩与稀疏的连续变化, 这种变化常描述为一条正弦曲线, 峰顶代表为压力最大处, 而谷底为压力最小点。一个压缩和一个稀疏代表一个周期, 两个始点或两个峰点之间的距离为波长。声速为声波在某种介质中的传播速度。在一定时间内的周期数为频率, 常以每秒周期即赫兹(Hz)表示。换言之, 声速等于波长乘频率。波长与频率成反比, 频率越高, 波长越短。声波在某一介质中的传播速度决定于该介质的密度及弹性。

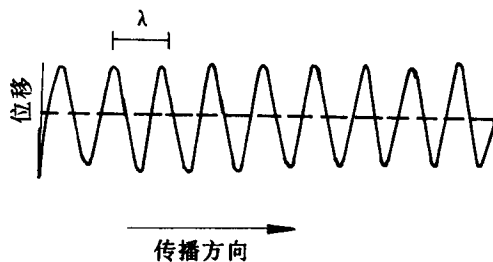


图 1-1 超声声束在人体组织中的传播

例如,声波在固体中传导比密度稍低的水中快。同时传导速度受温度的影响,因人体温度比较恒定,在医学超声检查中,温度变化并不重要。声波在人体软组织内的传导速度为1540m/s,较为恒定,而在固体结构如骨头中传导速度发生明显改变。

声波在某一介质中的传导速度通常称为该介质的声学阻抗。声学阻抗等于介质的密度与声波在该介质中的传导速度的乘积。实际上密度对阻抗的影响更有实用价值。在同一介质中声束直线传播,当声束到达二种不同阻抗的介质交界处时则发生反射和折射,图 1-2 显示反射和折射的基本原理。声束在相对均一的介质中以直线传播,而当声束到达另一个不同阻抗或密度的介质时,一部分发生反射,一部分则发生折射。然而,绝大多数医学超声波检查仪是根据声束在不同介质的界面发生反射设计的。反射发生的量则与两种组织的声学阻抗差异有关,两者阻抗相差越大则反射越强,如气体与固体间的反射大于液体与固体间的反射。

有关超声回波,必须分清反射回波和散射回波。反射回波是大于波长且具有较为光滑的平面的物体对声束的反射所形成的,这类物体能规则地反射超声能量,其大小与物体与声束的角度有关。根据物体或界面的空间位置及形状可以估计回波角度。目前,常用的超声心动图主要是由心脏瓣膜和心室壁的回波所形成的。随着二维超声心动图检查技术的发展,人们已经开始重视对心肌散射信号的分析。散射回波是由相对较小的、不规则的物体所产生的,这种散射波向多方向反射,仅有一小部分被探头接受,然而,尽管这种回波能量很小,但它确实存在,尤其在反射回波角度不佳时,实际上并

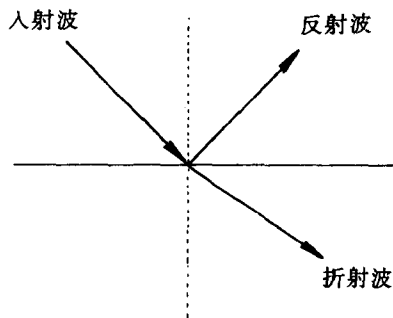


图 1-2 超声的反射与折射

没有反射回波能量被探头接受,此时仅有散射回波。尽管这种回波较难记录到,它们没有角度依赖性,但对观察与声束平行的结构如心室侧壁、室间隔极为重要。随着高增益装置、高频率探头、更好的信噪比的仪器的发展,超声心动图将越来越重视散射回波的应用价值。超声波能否被界面反射决定于介质与波长的相差程度。如果一个固体物体淹没于水中,这一物体的超声反射决定于物体的大小与声波波长的比值,暴露于声束中的厚度至少应大于波长的四分之一。频率高、波长短的超声束能与小物体发生反射,所以高频超声束具较高的分辨率。超声心动图检查常用的频率为 2 兆赫(2MHz)。2MHz 超声束可以分辨大约 1mm 的空间界面。因为高频超声束大部分发生反射,仅有小部分能量向机体深部穿透,所以随着超声频率增加,其穿透能力变小。即使在同一介质中的声波也会发生吸收和散射,从而使穿透力减小。介质的均一性越差,穿透能力越小。声波在任何非均一的介质中传播时,反射和折射是声束能量衰减的主要因素。

声波在介质中传导发生能量丢失称为衰减,包括吸收和散射。常以“半价层(half-value layer)”或“能量减半距离(half-power distance)”来表示超声吸收和衰减程度。这一术语表示超声束在某一介质中传导过程能量或振幅降低到最初值的一半的距离。表 1-1 列举了与超声心动图有关的主要组织和物质的能量减半距离。这一数值与频率有关,表 1-1 所列数值频率为 2MHz。

如表 1-1 所示,超声在水中能量减半的距离为 380cm,而在血液中能量丢失较多,但在超声心动图检查并不重要。在软组织中尤其是肌肉超声能量衰减较多,非肌肉的软组织,如脂肪

表 1-1 超声心动图有关的物质和组织的能量
减半距离

物 质	能量减半距离 (cm)
水	380
血	15
软组织(除肌肉)	5~1
肌肉	1~0.6
骨	0.7~0.2
气体	0.08
肺	0.05

具有较长的能量减半距离,骨的能量减半距离比肌肉短得多,所以骨是超声检查的一个障碍。

软骨的超声衰减比骨小。气体和肺具有极短的能量减半距离,是超声检查的最大障碍。某些高密度物体(如人工瓣,或钙化灶)可以反射或衰减超声束,仅有极小的能量通过,因而超声检查不能发现这些物体后面的结构。

第二节 超声检查探头及超声束的产生

随着压电探头技术的发展,使超声检查成为可能。压电技术是指在电场的作用下压电物质发生形状改变。石英是最初发现具有这种性质的晶体之一。在晶体两端加上电流,晶体发生膨胀和压缩时,即产生声波,反之亦然。当晶体受声波撞击时,也能产生电脉冲。这种晶体是构成超声探头的基本成分。目前常用的超声探头都是陶瓷的,以钛酸钡、锆酸铅和钛酸铅作为压电晶体。图 1-3 为超声探头示意图,在晶体两端电极,其后为一后置金属块,它能吸收后散的能量,同时能改善前向能量的形状。目前,将探头晶体厚度定为该探头频率的固有波长的四分之一。这种设计明显改善了探头的敏感性效率。探头设计技术的不断改进和发展,使超声诊断影像清晰度不断提高。有必要理解超声束的产生过程,如果用一个小的晶体探头,所产生的超声波如同在水中投入一个卵石所产生的波纹向外传播;如果用许多个小晶体,所产生的波纹则结合成一条垂直于晶体排列线的声束。因此,若以许多小晶体同时发射声波则可以产生一束同向传播的声束;而探头上的晶体,实际上为每一个小晶体紧密结合成的大晶体,能产生一束垂直于探头向前传播的声束。

探头所产生的主声波是纵向的,主要出现在液体中,与声束传播方向相平行。其它波如偏波,它们的传播方向与声束传播方向垂直,但这些波主要存在于固体如骨中,在超声心动图的成像中并不起多大作用。另一必须注意的是“边叶”,因为声束是由各个小晶体的众多的小半圆形组成的,在边缘区则有许多与主波方向不一致的小波,这种小波在单个小晶体较为明显,而在单个大晶体则不太重要。在由许多小晶体形成超声束时可形成边叶,这些“边叶”声波能导致人工伪差。一系列的纵行声波形成超声束,在声束传播的一定距离内仍保持平行,而后向外发散。靠近探头的区域称为近场(fresnel 带);开始发散后称为远场(fraunhofer 带)。近场的诊断效果最好,因为在近场声束平行传播,界面反射与声束相垂

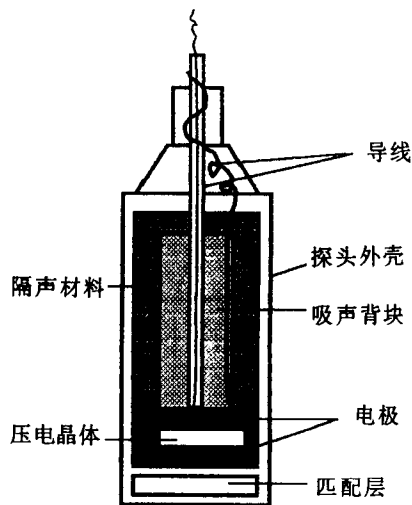


图 1-3 超声探头结构示意图

直。在远场也能显示许多物体,但在远场以远的物体诊断较为困难。近场的长度(l)与探头的半径(r)和波长(λ)有关,其关系式为 $l = r^2 / \lambda$,因此,要增加近场长度,必须缩短波长,增加探头直径。探头直径增加 2 倍,近场宽度增加 4 倍。同样直径(12mm)的探头,2.25MHz 的探头近场距离为 5.26cm;3.5 MHz 的探头近场距离为 8.2cm;5MHz 的探头近场为 11.6cm。应用声学透镜或改变探头的曲线,对声束进行聚焦,可以缩小远场扩散。应用电子方法也能进行声束聚焦,通常以多个小晶体组成探头,按不同的时间排列形成不同形状的波阵。如图 1-4 所示,为一个由多个小晶体组成的探头,先激发两边的晶体(1 和 7),然后分别激发 2 和 6,3 和 5,最后激发 4,因而产生与用透镜同样的聚焦效果。不同的晶体激发顺序产生不同的曲线,可有固定的焦点,亦可以产生不同的聚焦点,这类探头由多个小晶体组成并由人工控制各个晶体的激发,产生超声束,即称为相控阵探头。

必须注意的是超声束是三维的而不是二维的。如果用一个圆形的晶体,产生的声束为圆锥体,二维是圆形的;若用一个四方形的多个晶体所产生的声束,有一个 X 轴(平行于声束),一个 Y 轴(垂直于声束),在一个圆形的晶体,所产生的声束 X 轴和 Y 轴相等,在一个相控的方形的晶体,X 轴和 Y 轴通常并不相等。

超声束内的振幅和强度并不一致,声束中央振幅和强度较高,边缘部分强度下降。因此,必须了解声束的相对宽度及强度,通常以强度一半时的宽度作为声束的宽度,最大强度时,声束宽度最小,而在其强度最小时其宽度最大。如果加大增益,则可记录到较弱的声波,波束较宽,反之,减小增益,则仅记录至声束的最强部分,声束宽度较窄。理解声束宽度的特性具有重要意义,因与超声心动图中的许多伪差有关。

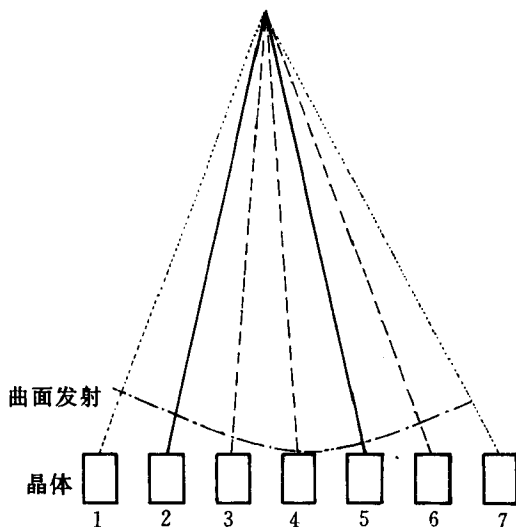


图 1-4 电子聚焦示意图

第三节 A 型、M 型和 B 型超声诊断仪的显示方式

按显示方式,脉冲回波超声诊断仪可分为 A 型、M 型和 B 型三种。

(一) A 型显示方式

A 型显示是直接显示回波信号的幅度,检波后的回波信号直接控制 y 偏转系统,显示图形如图 1-5 所示。图中显示器的水平方向是一个线性的距离电子尺,代表回波所在的深度,以厘米为单位。早期的 A 型超声诊断仪只有一条水平线,用放在荧光屏外的有机玻璃上的小方格作为距离刻度。从回波的分布、包络的宽度及幅度的大小,根据探头安放的位置,即可测定病灶在人体组织中的深度、病灶的大小、脏器的厚度等。

(二) M 型显示方式

M 型超声诊断仪称为超声心动图仪,与 A 型超声诊断仪相似,将检查探头固定于心脏的某一部位,它把接收到的回波信号的幅度加到显像管的调制栅极上,回波幅度愈大,荧光屏上的光点也愈亮。M 型显示时,偏转系统的垂直方向加较快速的扫描电压,所形成的扫描线的亮度受回波幅度的调制,而在水平方向加上一个慢扫描电压,从而形成一幅某个方向上回波信号的时间展开图。心脏的壁、间隔、瓣膜等实质性组织与心腔中的血液之间的声阻抗差异较大,构成了良好的声学界面,随着心脏搏动,心脏各层组织与探头之间的距离发生改变,显示器荧光屏上描绘出在连续心动周期中心脏某一部位的活动曲线。

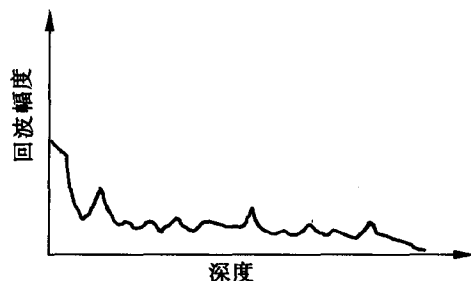


图 1-5 A 型显示方式

(三) B 型显示方式

B 型显示时探头所发射和接收的超声波方位按一定规则扫查一个平面,显示的黑白图像是一幅两维的声像图。两维图像具有丰富的解剖学信息,图像上光点的亮度与组织密度成正比,所以 B 型显示方式具有比 M 型显示方式更为形象,易于理解的图像。常用的有三种扇形扫描方法:

1. **机械扇形扫描** 机械扇形扫描是用单元式圆盘形换能器,圆盘直径为 12~20mm。换能器以很小的半径绕轴摆动,超声束可以通过狭窄的肋间超声窗,获得心脏的截面图像,但这种探头的近场视野较小,不宜用于腹部检查。实时显像型 B 超仪的显示屏上为一扇形扫描光栅,每条扫描线都从顶点开始,由 100 条左右扫描线组成,在近场亮点集中而很亮,远场较暗。但在具有数字扫描转换(DSC)的 B 超中,显示器的扫描光栅按电视的行场方式进行扫描,在显示屏的 B 超图像的光点是均匀连续的。

2. **线阵式线性扫描** 线阵式线性扫描可以获得矩形的截面声像图,线阵式换能器是由多路开关阵列的协调工作,从而实现线性扫描。换能器具有 64 个阵元,如图 1-6 所示,阵元 1~8 作为第一个子阵,阵元 2~9 为第二个子阵,阵元 3~10 为第三子阵,……阵元 57~

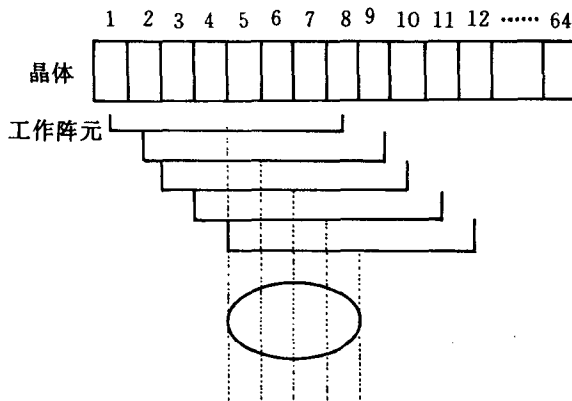


图 1-6 线阵扫描示意图

64 为最后一个子阵。使每个子阵依次轮流收发,直至第 57 个子阵收发后,完成一个超声扫描周期。因为每条超声扫描线都是垂直于换能器平面的平行线,形成具有确定几何位置的图像。其扫描方式为顺序扫描,对 64 阵元的探头,在用 8 个阵元作为子阵收发时,一个超声周期可获得 57 条扫描线。在实时显像型 B 超仪中,以 57 条扫描线组成一幅声像图显得过分稀疏,因此开发了间隔扫描和收发交叉扫描,可使扫描线密度加倍。在具有 DSC 的 B 超仪,可以使用数

字内插技术增加扫描线密度,采用电视扫描方式,所以图像光点是均匀连续的。

3. 相控阵扇形扫描 也是使用线阵换能器,其阵元数通常为 64。所不同的是,相控阵换能器只有 2cm 左右,因此可以用于心脏疾病的检查。相控阵扇形扫描时,全部阵元同时参加超声的收发,激励脉冲到达各阵元之前,依次延迟一个很小的时间间隔,则各阵元所产生的超声脉冲也发生相应的延迟。只要对各阵元的激励脉冲延迟时间进行控制,就可使发射的超声束方向在一定角度范围内变化。目前,多数心脏超声仪的扫描方式都采用了这种技术。

第四节 时间增益控制与对数压缩

人体软组织对超声波的衰减系数达到 $0.65\text{B}/(\text{cm} \cdot \text{MHz})$,透射到人体内的超声波强度随着深度增加而减弱,因而具有相同反射(或散射)系数的声学界面,被换能器所接收的回波信号仍有很大变化。为使显示器所显示的图像的黑白对比度能真实地反映界面的反射系数,而与深度无关,这就需要在回波信号的接收放大通道中插入随时间(即深度)而变化的电路,称为时间增益控制(time gain control, TGC)。TGC 电路中除了具有固定的增益控制信号外,还利用安装在仪器板上的电位器调节不同深度的增益。常配有近场抑制、远场增益和总增益等调节方法。

超声波在人体各种软组织中传播时,在不同的组织界面上均发生反射;在同一种组织中传播时,也会由于组织的不均匀性而发生反射和散射。理论和实际证明,为使 B 超图像具有丰富的层次感,仪器所能显示的反射或散射的系数应在很大的范围内变化,可以达到 $50 \sim 60\text{dB}$ 。一般的 CRT 显示器的动态范围只有 $20 \sim 26\text{dB}$,这样即使使用良好的 TGC 电路,它能够完全补偿掉由于吸收等因素引起的超声强度随深度衰减的影响,显示器没有能力显示 60dB 的反射和散射信号。基于这个原因,在各种 B 超仪的接收放大通道中,总是要加入一级放大器,用来把 60dB 的动态范围压缩到 26dB 以内。在某些 B 超仪中,把 TGC 电路放在对数放大器之后,这时要求对数放大器的动态范围必须大于 100dB 。

(智 光)

参 考 文 献

- 1 Hertz CH. Ultrasonic engineering in heart diagnosis. Am J Cardiol, 1967;19:6
- 2 Kisslo JA, VonRamm O T and Thurstone F L. Dynamic cardiac imaging using a focused, phased-array ultrasound system. Am J Med, 1977;63:61
- 3 VonRamm OT and Thurstone FL. Cardiac imaging using a phased array ultrasound system. Circulation, 1976;53:258
- 4 Roelandt J Van Dorp WG, Bom N *et al.* Resolution problems in echocardiography: A source of interpretation errors. Am J Cardiol, 1976;37:256
- 5 Latson LA, Cheatham JP, Gutgesell HP. Resolution and accuracy in two-dimension echocardiography. Am J Cardiol, 1981,48:106

第二章 心脏超声检查及 正常超声心动图

第一节 心脏超声检查技术的发展

20 世纪 50 年代,人们应用 A 型示波超声仪检查心包积液,对大多数心血管病的诊断并无帮助。嗣后,Edler 采用心动回波曲线观察二尖瓣回波的特点,用于诊断二尖瓣狭窄,到 20 世纪 60 年代后期心动回波图发展成为超声心动图(ultrasound cardiography, UCG)。我国于 20 世纪 60 年代开始了心脏超声检查的研究,70 年代在国内推广应用 M 型超声心动图检查,M 型超声心动图在我国应用最久,在现今众多的新技术中,M 型超声心动图仍具有其独特的地位。切面超声心动图始于 20 世纪 50 年代,70 年代采用了实时成像法,从而获得与心脏运动同步的动态图像,受到了心血管学者的高度重视。心脏实时超声显像法以不同的切扫角度显示不同的心脏动态二维图像,又称为二维超声心动图(two dimensional echocardiography 2DE)。二维超声心动图具有形象、直接显示心脏内部结构及其功能状态的能力,现已成为心脏检查的最基本和最重要的手段。随着灰阶显示水平的提高,彩阶显示的改进,声束发射和图像处理技术的进步,心脏超声图像的清晰度越来越高,对组织和病变的形态结构显示更细微。近年来,研究出结构特殊的高频探头,经食管多平面探头等,大大提高了心脏超声的诊断水平。

多普勒超声检测血流开始于 20 世纪 60 年代,最初使用的是连续波(CW)。CW 不能进行深度定位检测,难于定位分析心内血流,70 年代后期,对脉冲波超声(PW)采用门电路进行距离选通并与 2DE 组合成为双功能超声仪,使定位检测和分析心脏和大血管的血流成为可能。1982 年日本 Aloka 公司开发生产彩色多普勒血流显象技术(CDFI),多普勒超声和二维超声的结合,观察心内结构和血流信息融为一体,开拓了超声技术的临床应用和研究范围。

彩色多普勒和脉冲多普勒均受到“脉冲重复频率极限”的限制,不能测定高速血流,连续多普勒无速度极限,如今在 2DE 图像上加上 CW 可以直接测定高速血流。

近年来,心脏超声检查技术有了长足的进步,使心脏超声对冠心病诊断提高到一个新水平。心肌超声造影技术用于直接检测心肌灌注;多普勒组织成像技术可通过彩色编码标志和频谱分析心室壁的运动状态,进行半定量或定量分析;超声负荷试验不仅用于冠心病的诊断,还用于心肌梗死后存活心肌的检测,为选择进行冠状动脉介入治疗提供了决定性信息。本书在论述目前已常用的冠心病诊断方法的同时,还将详细介绍目前心脏超声诊断冠心病的最新