

GYNECOLOGICAL
ULTRASOUND AND CLINIC
妇科超声与临床

主编 陈常佩 李力 陆兆龄



人民卫生出版社
PEOPLE'S MEDICAL PUBLISHING HOUSE

妇科超声与临床

GYNECOLOGICAL ULTRASOUND AND CLINIC

主 编 陈常佩 李 力 陆兆龄

副主编 贺 漪 胡秋云 邓小艳

编 者 (按姓氏汉语拼音为序)

陈常佩 陈婉姿 陈欣林 邓小艳

龚世雄 贺 漪 胡秋云 胡雅君

黄浩梁 江 涛 李 力 李燕冬

陆兆龄 孟 焱 张 丹 郑名芳

邹积骏

人民卫生出版社

图书在版编目 (CIP) 数据

妇科超声与临床/陈常佩, 李力, 陆兆龄主编.

—北京: 人民卫生出版社, 2017

ISBN 978-7-117-25028-3

I. ①妇… II. ①陈…②李…③陆… III. ①妇科
病-超声波诊断 IV. ①R711.04

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2017)第 204945 号

人卫智网	www.ipmph.com	医学教育、学术、考试、健康, 购书智慧智能综合服务平台
人卫官网	www.pmph.com	人卫官方资讯发布平台

版权所有,侵权必究!

妇科超声与临床

主 编: 陈常佩 李 力 陆兆龄

出版发行: 人民卫生出版社(中继线 010-59780011)

地 址: 北京市朝阳区潘家园南里 19 号

邮 编: 100021

E - mail: pmph@pmph.com

购书热线: 010-59787592 010-59787584 010-65264830

印 刷: 北京画中画印刷有限公司

经 销: 新华书店

开 本: 889×1194 1/16 印张: 36

字 数: 1090 千字

版 次: 2017 年 12 月第 1 版 2017 年 12 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号: ISBN 978-7-117-25028-3/R·25029

定 价: 289.00 元

打击盗版举报电话: 010-59787491 E-mail: WQ@pmph.com

(凡属印装质量问题请与本社市场营销中心联系退换)

前言

医学超声发展至今已五十余载,成为当下国内最常用的医学影像学工具,由于无创、无放射、无污染、能彩色显示血流信号、检查费用相对低廉、可重复使用等优势,使得超声检查成为常规或首选方法,尤其在妇产科领域,应用更为广泛和普及。

医学超声扫查途径多,可以经皮(腹部、会阴等)、经腔内(直肠、阴道等)、经术中(开放式或腹腔镜等),医学超声扫查地点灵活,在急诊、门诊、待产室、分娩室、介入治疗室、手术室、重症监护室和病房等地随时、随处均可以采用。

医学超声在我国和西方国家相比较,有显著的不同和有自身的特点,大多数国家医学超声作为放射科的一部分,扫查亦沿用放射学的检查模式,由技术员按照规范指南或约定俗成的方案进行系统扫查(介入或对比造影等规定由医师完成),医师通过阅片或动态图像来进行诊断,超声常被作为其他放射学的补充手段,不担当最终诊断的角色。我国的特点是:

1. 从学科建制看,它是独立的学科,不隶属于放射科,本学科内现有超声技术可不受限制的开展,应用于临床。

2. 从人员设置看,超声检查和检查报告由专职超声医师完成,超声科医师的水平决定检查结果的水平。世界卫生组织临床影像诊断研究组指出“技术水平比设备更为重要”。因设备使用人员受教育不足及经验缺乏而造成误诊的有害性并不亚于没有仪器设备辅助工作的情况;尤其是超声成像,尽管其设备比许多其他影像设备廉价,但有效的超声检查对医师技术的要求更高。我国病人众多,检查内容繁杂,超声医师必须在短时间内完成检查并出示报告。一台高质量的超声扫描仪固然是必不可少的,但最关键的是超声科医师的水平。

3. 超声医学的优势之一是手动操作及获取切面随意性,通过各种扫查途径,获得多个切面来显示病灶。它的不利之处是切面的不标准化,造成临床医师阅读图片困难,导致临床医师不看图片,只看文字及结论,影响临床医师与超声医师的交流。

医学超声未来发展方向,一是超声扫描仪小型化,携带便捷,临床医师有了一个超声听诊器直接应用,好比随身多了一副超声眼镜;二是超声科医师的相对专业化,有利于临床疑难问题诊断。

为了适应超声医学的发展,超声科医师除了专业化以外应争取获得临床知识的思维,临床医师争取多了解超声医学的特质和思维,有利于双方交流,提高诊断水平,造福于病友。

影像医学科里“同图异病,同病异图”是普遍存在的现象,超声医学亦不例外,如何依据这一特点全面收集图像资料,结合病人临床实际加以仔细分析,对疾病提示比较接近客观的意见是值得医师们深入探讨的永恒话题。

本书回顾性收集并精选了作者十余年实践的病例资料,包括临床主诉、超声图像、手术所见、大体标本、病理结果,我们从中得到临床思维和超声医学思维交流与融合的乐趣,愿与读者分享。但愿这些资料能为妇产科医师与超声科医师之间架起一座交流与沟通的桥梁。

本书的编写得到了以下医院领导及同仁的友好帮助:武汉第一医院各级领导,特别是妇产科、病案室、病理科、手术室;北京市复兴医院超声科张丹主任医师(第五章第二节及第十一章)、李燕冬医师、孟焱医师;湖北省妇幼保健院超声科陈欣林主任医师(第十三章),武汉市妇幼保健院超声科郑名芳主任医师(第十四

章)、陈军、孙永赞等;在此深致谢意。

“高山仰止,景行行止。虽不能至,心向往之”。由于作者各方面知识有限,本书出版之际,恳切希望广大读者在阅读过程中不吝赐教,欢迎发送邮件至邮箱 renweifuer@pmph.com,或扫描封底二维码,关注“人卫妇产科学”,对我们的工作予以批评指正,以期再版修订时进一步完善,更好地为大家服务。

编 者

2017年10月于武汉

目 录

第一章 医学超声成像技术种类、基础、应用与进展	1
第一节 医学超声共同的基本原理	1
第二节 超声灰阶解剖性成像	7
第三节 超声多普勒血流与组织成像以及其他相关技术	21
第四节 超声对比增强造影成像技术	30
第五节 超声生物力学成像技术	40
第二章 外阴疾病	53
第一节 概述	53
第二节 病例汇集	53
第三章 阴道疾病	62
第一节 概述	62
第二节 阴道良性肿瘤	62
第三节 先天性阴道发育异常	67
第四章 子宫颈疾病	79
第一节 概述	79
第二节 宫颈良性病变	80
一、宫颈纳氏囊肿	80
二、宫颈内膜异位囊肿	83
三、子宫颈外口粘连	85
四、宫颈肌瘤	88
第三节 宫颈癌	93
一、概述	93
二、病例汇集	95
第四节 先天性宫颈发育异常	121
第五章 子宫疾病	123
第一节 概述	123
第二节 子宫内膜病变	123
一、正常子宫内膜	123
二、子宫内膜增生过长(子宫内膜增生症)	126
三、子宫内膜癌	132
四、子宫内膜息肉	141

五、子宫内膜低度恶性间质肉瘤	149
六、上皮和间叶混合性肿瘤	152
七、子宫内膜炎	155
八、宫腔粘连	156
第三节 子宫良性肿瘤	161
一、子宫肌瘤	161
二、子宫肌瘤保守治疗后声像图特征	199
三、子宫脂肪瘤	211
四、子宫壁间囊肿	213
第四节 子宫恶性肿瘤	214
第五节 子宫内膜异位症和子宫腺肌病	221
一、子宫内膜异位症	221
二、子宫腺肌病	236
第六节 子宫发育异常	250
一、概述	250
二、病例汇集	251
第六章 卵巢疾病	260
第一节 卵巢肿瘤	260
一、卵巢上皮性肿瘤	260
二、卵巢生殖细胞肿瘤	299
三、卵巢性索-间质肿瘤	310
四、卵巢脂质细胞瘤	320
五、卵巢非特异性间质肿瘤	320
六、卵巢转移性恶性肿瘤	323
七、卵巢瘤样病变	338
八、腹膜假性黏液瘤	358
第二节 卵巢肿瘤并发症	363
第七章 输卵管疾病	371
第一节 概述	371
第二节 输卵管炎症	372
第三节 输卵管恶性肿瘤	377
第八章 盆腔炎性疾病	385
第一节 概述	385
第二节 病例汇集	385
第九章 女性盆腔非生殖系统肿瘤	393
第一节 概述	393
第二节 病例汇集	393
第十章 异位妊娠的超声评估	417

第一节 输卵管妊娠	417
一、概述	417
二、病例汇集	417
第二节 宫颈妊娠	431
第三节 卵巢妊娠	435
第四节 剖宫产瘢痕妊娠超声评估	439
一、概述	439
二、病例汇集	440
第五节 其他类型异位妊娠	464
一、陈旧性异位妊娠	464
二、多胎异位妊娠	465
三、残角子宫妊娠	466
第十一章 介入超声在妇科的应用	470
第一节 宫腔声学造影检查	470
一、概述	470
二、病例汇集	471
第二节 超声在宫腔镜手术中的应用	480
一、概述	480
二、术式及超声监护汇集	481
三、子宫穿孔	488
四、超声监护宫腔镜手术的价值	489
第三节 超声引导下盆腔囊性病变的介入治疗	489
一、概述	489
二、病例汇集	491
三、操作注意事项	492
第四节 超声引导下异位妊娠的介入治疗	493
一、概述	493
二、病例汇集	493
三、异位妊娠介入治疗的注意事项	497
第十二章 宫内节育器超声评估	498
第一节 宫内节育器并发症	498
一、带器或脱器的宫内妊娠或异位妊娠	499
二、节育器位置和形状改变	501
三、节育器异位	504
四、节育器引起大出血、盆腔炎、感染、铜过敏等	511
第二节 人工流产并发症	512
第十三章 超声对比增强造影技术在妇产科的应用	514
第一节 物理基础与方法学	514
一、物理特性	514
二、造影前准备	514

三、造影报告的书写	516
第二节 在妇科疾病中的临床应用	516
一、正常子宫	516
二、子宫肌瘤	516
三、子宫腺肌病	520
四、子宫穿孔	520
五、卵巢肿瘤	522
六、宫颈癌	526
七、盆腔炎性包块	528
第三节 在产科疾病中的临床应用	528
一、正常胎盘	528
二、胎盘粘连	528
三、胎盘植入	529
四、子宫破裂	530
五、胎盘早剥	531
六、胎盘梗死	532
七、异位妊娠	534
八、滋养细胞肿瘤	535
第十四章 小儿妇科超声简介	539
第一节 女性生殖系统胚胎学	539
第二节 各年龄段内生殖器正常超声解剖	540
一、子宫	540
二、卵巢	541
第三节 性早熟与青春期延迟	541
一、性早熟	541
二、青春期延迟或性发育延迟	547
三、处女膜闭锁或阴道隔膜	547
第四节 盆腔肿块及下腹疼痛	549
一、卵巢囊肿蒂扭转及卵巢扭转	549
二、卵巢囊肿并出血	552
第五节 卵巢肿瘤	553
一、成熟畸胎瘤	553
二、卵巢恶性肿瘤	554
第六节 先天性生殖器官畸形	558
参考文献	563

第一章

医学超声成像技术种类、基础、应用与进展

医学超声历经 50 年的发展,已成为最常用和最普及的医学影像技术,具有无放射性、无创、实时、随意搬动、适用于任何医疗环境、可重复检查追踪、检查费用低廉等优势,在疾病的预防、诊断、治疗中发挥着重要的作用。

用于诊断性的医学超声技术按其种类,已发展为四大项:

1. 超声灰阶解剖性成像。
2. 超声多普勒血流与组织成像。
3. 超声功能性对比增强造影成像。
4. 超声功能性生物力学成像。

医学超声随着声学的进展,不断在进展之中,是一个不断发展和极为活跃的学科,如我们国家声学开拓者应崇福院士在《超声学》中讲到:“超声可应用的领域,广泛到可称为‘杂’的地步,在超声学的发展中,曾经试用超声到不胜枚举而方向迥异的项目中,迄今也不断有色彩缤纷的应用尝试,淘汰了那些未能经受考验的应用之后,长期使用,稳定有效,能承受竞争的应用还是甚多甚广的,超声新应用的出现,常常迫使人们进一步开拓对超声的研究,因为只有对新发现的超声行为和本质的本质加深理解,应用才

能巩固和发展,而这些新的理解,又启发了超声更新应用的提出,如此交叉促进,在相当程度上导致了超声学的不停前进。”

我们需要不断学习和更新声学的基础知识,才能更深入应用好医学超声的各项新技术为临床服务。诊断性医学超声已从二维的解剖结构性成像向多维发展,从系列多普勒血流技术发展对比造影成像技术,使我们从血流动力学的水平深入到微灌注水平;近年来,发展迅速的人体运动和静止器官生物组织的应变成像,为超声生物力学的研究和临床应用揭开了序幕并取得了可喜的成绩,探索着我们原来未涉足的领域,一切是那么丰富多彩,令人神往!我们国家是世界上唯一在医学领域将医学超声单独组成学科的国家,从诊断逐步深入到微创治疗和利用超声生物学效应结合其他声学造影剂等物质的靶向治疗等,从事该学科的人数第一、研究该方向的研究者人数第一、受惠于该学科技术的患者人数第一,为该学科更好造福人类更是我们义不容辞的责任。

下面分别阐述超声技术共同的基本原理和各项超声相关技术的基础、应用与进展。

第一节 医学超声共同的基本原理

1. 医用超声波声波来源 医学超声在常用的医学影像学中是唯一采用回波成像技术进行成像的设备,当然利用透波超声成像技术的设备已开始临床试验,利用回波超声成像技术设备其超声波的来源是依靠超声探头内的晶片或组成的阵元产生的机械振动形成超声波,经扫描到体内靶器官再形成回波作用于探头上的晶片与阵元,对其形成压力并产生电位差,历经复杂的转换最终形成图像。这种现象称之为压电效应 (piezoelectric effect),如果对压电材料施加压力,它便会产生电位差(称之为正压电效应);反之施加电压,则产生机械应力(称为逆压电效应),这是由于某些电介质在沿一定方向上受到外力的作用而变形时,其内部会产生极化现象,同时在它的两个相对表面上出现正负相反的电荷。

当外力去掉后,它又会恢复到不带电的状态,这种现象称为正压电效应。当作用力的方向改变时,电荷的极性也随之改变。相反,当在电介质的极化方向上施加电场,这些电介质也会发生变形,电场去掉后,电介质的变形随之消失,这种现象称为逆压电效应,或称为电致伸缩现象。依据电介质压电效应研制的一类传感器称为压电传感器,医用超声波的探头也属于压电传感器的一种;如果超声回波产生的压力是一种高频震动,产生高频电流,而高频电信号加在压电陶瓷上时,则产生高频声信号(机械震动),这就是我们平常所说的超声波信号。也就是说,压电陶瓷具有机械能与电能之间的转换和逆转的功能,发射超声波时由电能转换为机械能,接收超声回波信号时由机械能转换为电能。这种相互对

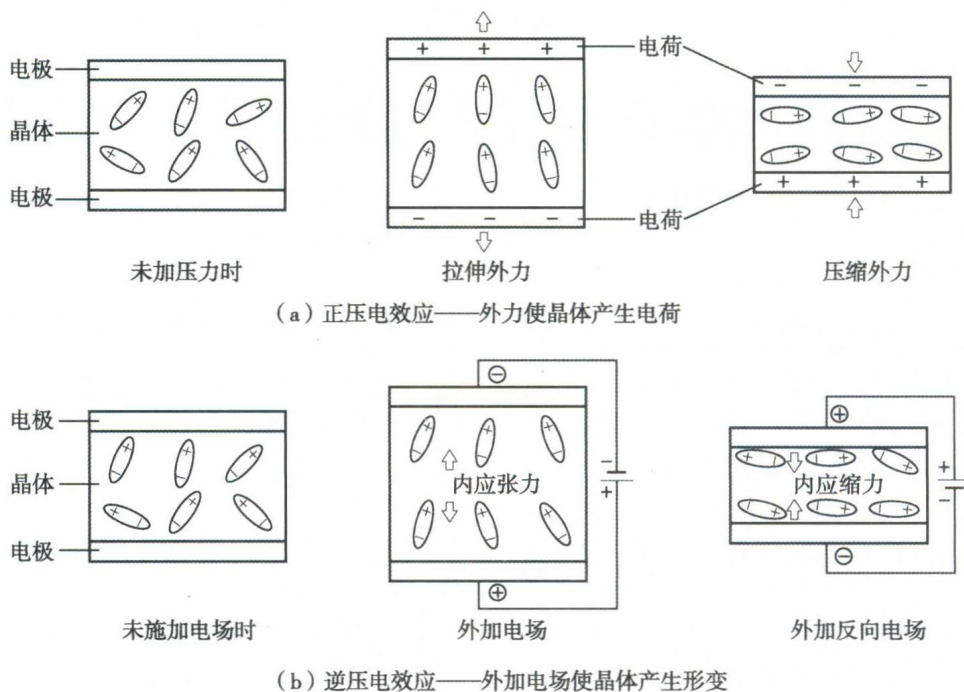


图 1-1-1 该图下部分为逆压电效应,当施加电场时,晶片产生形变和震动,产生超声波-电能转化为机械能,图上部分为正压电效应,当超声波从体内返回时,外力使晶片产生电荷-机械能转化为电能

应的关系确实非常有意思。图 1-1-1 为压电效应示意图。

2. 超声波的基本性质 声波实质是物体机械振动状态(或能量)的传播形式,振动就是指物质的质点在其平衡位置附近进行的往返运动形式。振动状态通过空气媒质向四面八方传播,这便是声波。全振动是指振动质点经过一次振动后其振动状态又恢复到原来的状态,指与原来的位置、速度、位移、加

速度等大小和方向都相同的状态。物体完成一次全振动经过的时间为一个周期(T),其单位为秒。周期是表示质点振动快慢的物理量,周期越长,振动越慢。一秒钟内振动质点完成的全振动的次数叫振动的频率(f),为了纪念德国物理学家赫兹的贡献,人们把频率的单位命名为赫兹(Hz),简称“赫”。频率也是表示质点振动快慢的物理量,频率越大,振动越快。周期和频率的关系或其单位关系为 $1\text{Hz} = 1\text{S}^{-1}$ 。图 1-1-2 为德国科学家赫兹的肖像,图 1-1-3 为频率示意图。

振动物体离开平衡位置的最大距离叫振动的振幅。振幅在数值上等于最大位移的大小。振幅是标



图 1-1-2 德国科学家赫兹 1888 年证明了电磁波的存在,并阐述了无线电波产生发射和接收的办法,1967 年为了纪念他对人类的贡献,科学界将他的名字赫兹定为电波频率

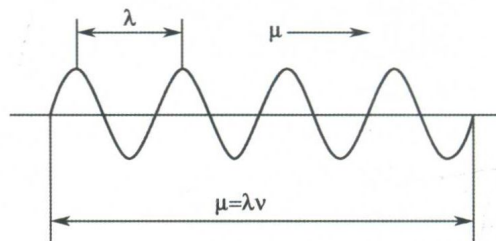


图 1-1-3 频率示意图,是单位时间内完成振动的次数,是描述振动物体往复运动频繁程度的量,常用符号 f 或 ν 表示,单位为 秒^{-1} 。为了纪念德国物理学家赫兹的贡献,人们把频率的单位命名为赫兹,简称“赫”。每个物体都有由它本身性质决定的与振幅无关的频率,叫做固有频率

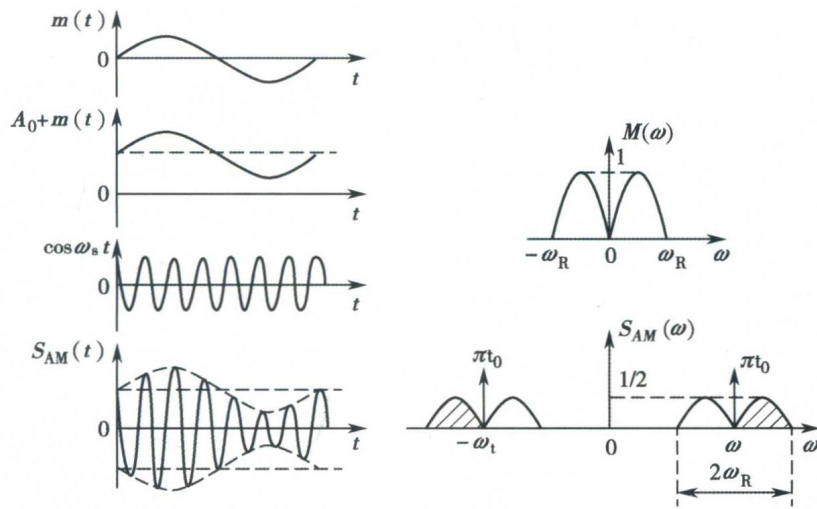


图 1-1-4 振幅示意图,振动物体离开平衡位置的最大距离叫振动的振幅。振幅在数值上等于最大位移的大小。振幅是标量,单位用米或厘米表示。振幅描述了物体振动幅度的大小和振动的强弱

量,单位用米或厘米表示。振幅描述了物体振动幅度的大小和振动的强弱。图 1-1-4 为振幅示意图。

超声波是指振动频率大于 20 000Hz/s 以上的声波,它已超出了人耳听觉的上限(20 000Hz),可闻波的频率在 16 ~ 20 000Hz。人们将这种听不见的声波叫做超声波。超声和可闻声本质上是一致的,不同点就是超声波频率高,波长短,在一定距离内沿直线传播具有良好的束射性和方向性,目前腹部超声成像所用的频率范围多在 2 ~ 5MHz 之间,每秒振动 1 次为 1Hz,1MHz = 10^6 Hz,即每秒振动 100 万次。在医用超声波上的显示为 1.0MHz,3.5 兆赫显示为 3.5MHz。图 1-1-5 为超声波示意图。

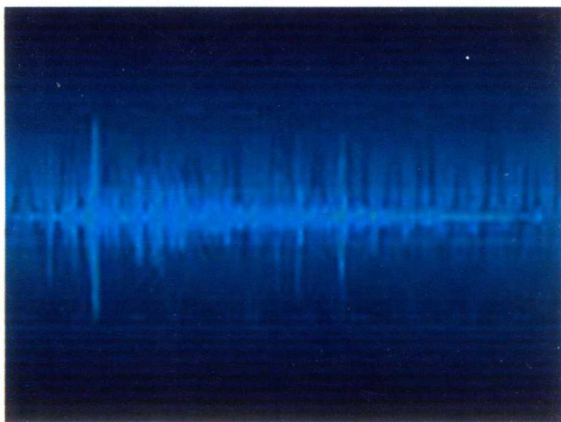


图 1-1-5 科学家们将每秒钟振动的次数称为声音的频率,它的单位是赫兹(Hz)。我们人类耳朵能听到的声波频率为 20 ~ 20 000Hz。当声波的振动频率小于 20Hz 或大于 20kHz 时,我们便听不见了。因此,我们把频率高于 20 000Hz 的声波称为“超声波”。通常用于医学诊断的超声波频率为 1.0MHz ~ 5.0MHz

超声波在媒质中的传播规律,与可听声波的规律并没有本质上的区别。但是超声波的波长很短,与可听声波比较,超声波具有许多奇异特性:传播特性:超声波的波长很短,通常障碍物的尺寸要比超声波的波长大多倍,因此超声波的衍射本领很差,它在均匀介质中能够定向直线传播,超声波的波长越短,这一特性就越显著。功率特性:当声音在空气中传播时,推动空气中的微粒往复振动而对微粒做功。声波功率就是表示声波做功快慢的物理量;在相同强度下,声波的频率越高,它所具有的功率就越大。

3. 超声波在人体中的传播速度 人体近乎是一个生物弹性体,依据组织种类不同,超声波的传播速度会有不同,表 1-1-1 列出了超声波在人体常见组织中传播速度的值。

表 1-1-1 超声波在人体常见组织中传播速度的值

组织名称	平均速度 (m/s)
脂肪	1450
脑	1541
肝	1549
肾	1561
脾	1566
血液	1570
肌肉	1585
软组织(平均值)	1520
颅骨	4080
水	1480
空气	330

传播速度改变则图像的比例会改变。图 1-1-6 为玻璃体内注入非生理的人工液体后,超声图像的比例和大小发生了改变。

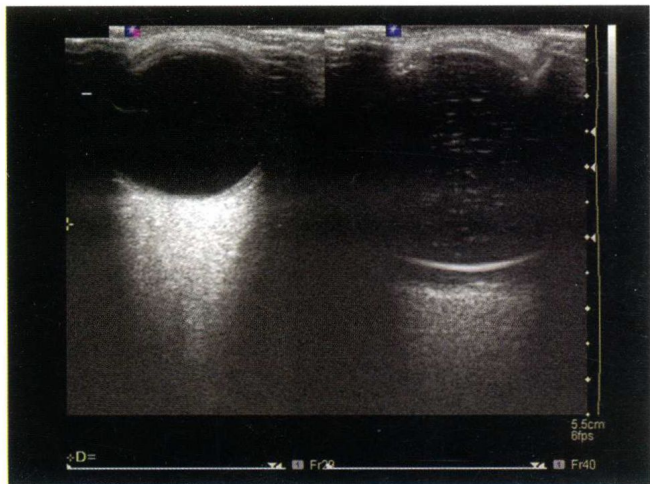


图 1-1-6 左侧图为正常比例眼的二维超声图像;右侧图为当玻璃体内注入人工液体后声传播速度发生了改变,眼图像的比例也发生了改变。如果据此测量就会产生严重的误差,故在临床上要高度注意,当在患者身上扫描任何人工植入物时需要警惕该现象的发生

4. 超声波在人体不同介质中的反射 由于前面阐述到超声波在人体中传播速度的差异以及不同组织介质密度也不同,两者之乘积为声阻抗,声阻抗值一般为固体>液体>气体。超声在密度均匀的介质中传播,不产生反射和散射。当通过声阻抗不同的介质时,在两种介质的交界面上产生反射与折射,透射或散射与绕射等现象,这是超声回波成像的基础;①反射:凡超声束所遇界面的直径大于超声波波长(称大界面)时,产生反射,反射角等于入射角,反射声束与入射声束方向相反,垂直入射时,产生垂直反射与透射。②折射:超声波成角入射时,就产生折射。③反射声强:取决于两介质的声阻差异及入射角的大小。垂直入射时,反射声强最大。反射声能愈强则折射或透射声能愈弱。超声波进入第二介质的时候会继续往前传播,遇不同声阻抗的介质时,再产生反射,依次类推,被检测的物体密度越不均匀,界面也会越多,则产生的反射也愈多。④散射与绕射:超声在传播时,遇到与超声波波长近似或小于波长(小界面)的介质时,产生散射与绕射。散射为小介质向四周发散超声波,又成为新的超声波声源;绕射是超声绕过障碍物的边缘,继续向前传播。散射回声强度与超声入射角无关,只与波长和介质的尺寸大小相关。图 1-1-7 为反射和折射的示意图;图 1-1-8

分别为散射与绕射的示意图。

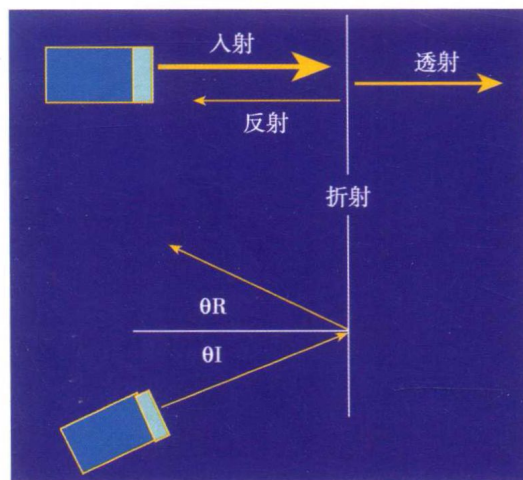


图 1-1-7 超声波在非均匀性组织内传播或从一种组织传播到另一种组织时,由于组织声阻抗不同,在声阻抗改变的交界面上便产生了反射、折射和透射现象。声波透过界面时,其方向、强度和波形的变化,取决于两种媒质的特性阻抗和入射波的方向。在原媒质中的声波称为入射波;在分界面处,入射波的能量一部分产生反射,另一部分能量通过界面继续传播,这就是透射。透射后声束的波速与波长可能发生变化,但声束的频率是不变的,当入射波倾斜或因介质中声速的空间变化而引起声传播方向的改变,在声束穿过生阻抗失配的界面时,因两个介质的弹性和密度不同导致声速不同而发生折转就产生折射

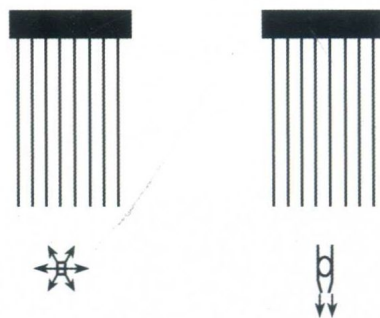


图 1-1-8 左侧图为散射示意图,右侧图为绕射示意图。超声在传播过程中声束方向会发生改变,这除了与介质分界面上的声阻抗差别有关外,还与遇到的障碍物大小有关:障碍物的直径大于入射超声波长的 $1/2$,在障碍物表面产生反射,在其边缘产生少量绕射,若障碍物直径小于超声波长的 $1/2$,超声绕过障碍物继续传播,称为绕射,在障碍物表面产生少量反射。介质的特性阻抗呈不连续性,或这介质中有障碍物时,可使入射声波在其上产生散射。例如血液中的红细胞、软组织中的微细结构、肺部小气泡等可产生散射。超声对比造影成像就是利用造影剂的微泡在超声波扫描时产生的散射来成像

5. 多普勒效应 1842 年,奥地利数学和物理学家克·约·多普勒(C. J. Doppler)在论文中首次描

述了多普勒效应:当星球和地球迎向运动时,光波频率升高,向光谱的紫色端移动;当星球和地球背向运动时,光波频率降低,向光谱的红色端移动。随后其他学者发现,多普勒效应同样适用于声波。假设波源的发射频率为 f_0 ,波在介质中的传播速度为 C ,波源相对于介质的运动速度为 V_0 ,接收器接收的频率为 f_1 ,接收器相对于介质的运动速度为 V_1 。通过声学关系式和数学推导,可得以下公式:

$$f_1 = \frac{C \pm V_1}{C \mp V_0} f_0$$

当波源和接收器之间做迎向运动时,上式中的分子取正号,分母取负号;作背向运动时,分子取负号,分母取正号。

在日常生活中,可以观察到多普勒效应。例如,当火车鸣笛由远而近驶来时,尽管笛声本身的音调即频率保持不变,但人耳却感到笛声变尖,即声波频率升高;反之,当火车鸣笛由近而远驶去时,人耳感到笛声变粗,即声波频率降低。声源和接收体做相对运动时,接收体在单位时间内收到的振动次数(频率),除声源发出者外,还由于接收体向前运动而多接收到(距离/波长个数)振动,即收到的频率增加了。相反,声源和接收体作背离运动时,接收体收到的频率就减少,这种频率增加和减少的现象称为多普勒效应。一种声音尽管只有一个恒定的频率,但是对听者来说,它有时却是变化的。当波源和听者之间发生相对运动时,听者所感到的频率改变的这种现象即可称为多普勒现象。图 1-1-9 为多普勒示意图。

6. 超声衰减与人体声衰减系数 超声在介质中传播时,随着声传播距离的增加,声强会逐渐减

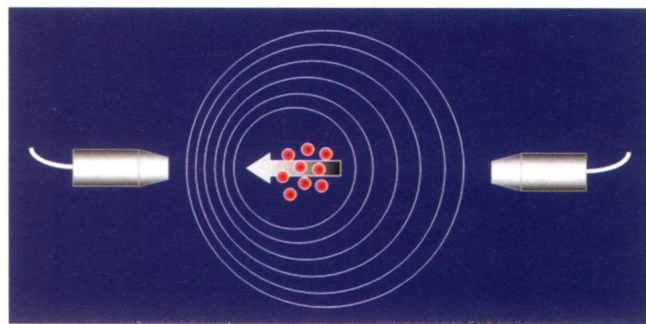


图 1-1-9 多普勒效应理论主要内容为:物体辐射的波长因为光源和观测者的相对运动而产生变化。该图利用显示超声波的探头与红细胞之间的关系来解释多普勒效应。当红细胞朝向探头运动时,超声波的频率是增加的(左侧密集波);当红细胞背离探头运动时,超声波的频率是减低的(右侧稀疏波)

弱,这种现象称为超声的衰减。引起衰减的主要原因是超声被所经过的介质吸收(黏滞吸收及热传导吸收)。超声频率愈高,介质的吸收愈多;次要原因为能量的分散如反射、折射、散射等均可使在原传播方向上的超声能量逐渐被减弱。超声波在人体组织中传播的速度、声阻抗以及声吸收系数、衰减系数等可反映出人体组织的基本声学特性,人体不同组织的声学特性不同,这种特性也是超声诊断的依据和描述的内容。医学超声正是利用人体组织的声阻抗与衰减系数等组织声学特性的差异来区分不同组织。按照声学特性。人体组织大体上可分为软组织和骨骼两大类,软组织的声阻抗与水近似,骨骼则属固体。声衰减系数约与声频率成正比。频率越高,衰减系数越高。超声频率 1MHz 时,衰减系数约 1dB/cm。从表 1-1-2 我们就可看出不同组织类别有其鲜明的声学特性。

表 1-1-2 不同组织类别的声学特性

组织类别	声速(m/s)	密度(g/cm ³)	声阻抗[g/(cm ² ·s)]	衰减系数(dB/cm MHz)
脑组织	1541	1.038	1588	0.9~3.4
肝脏	1549	1.050	1638	0.3~3.4
血液	1570	1.055	1656	0.18~1.0
颅骨	4080	1.658	5570	1.6~20
脂肪	1450	0.955	14 100.63	0.8~7.0
脑脊液	1532	1.000	1523	
水(37℃)	1480	0.993	1513	
空气	330	0.00129	0.428	

例如:脂肪密度和水类似,但声阻抗极高,衰减系数也非常之高,故在脂肪肝时可出现穿透困难和可见到比正常肝脏要高的回声,在肥胖病人亦造成扫描声窗和扫描深度受限的困难。颅骨虽然声传播速度高,但其密度高、声阻抗高、衰减系数也高,故成人颅骨除颞窗和枕骨大孔外超声波难以穿透。医学超声就是利用这些声学特性来形成图像和用以诊断。①人体内实质性器官如肝、脾、肾等脏器均有包膜,周边的间隙会形成不同的声学界面,这些器官内部还有韧带、血管和其他管道等内部结构形成许多界面。②从表 1-1-2 可看出血液或其他液体的声速、密度、声阻抗虽和其他软组织相差不大,但是其衰减系数很低,故透声会很好,形成均匀的无回声区和非常明显的界面。如血管、心脏、胆囊、膀胱等内部含液性体的壁与周围实质性部分以及与周边脏器会形成非常明显的界面。③从表 1-1-2 亦可见到空气的密度和声阻抗很低,其声速也很低,含气脏器如肺,由于肺泡内空气与软组织间声阻差异极大,在其交界面上产生全反射(几乎 100%),并形成多次反射,即超声波不能进入正常肺泡,胃肠内的积气也如此相同。④从表 1-1-2 可以看出超声波在正常成人的骨骼中传播的声速很快,密度和其他软组织相比稍高,但声阻抗极高,故声衰减系数也很大,与周围软组织形成巨大的差异,在软组织与骨皮质交界处产生强反射,进入骨骼的超声由于骨松质组织吸收极多而不能穿透并在其后方形成无回声区称声影。

7. 超声生物学效应 超声波在人体传播中由于发射声束通过组织,能量是从声波转到介质,如果发射功率过大或持续过长时间会导致组织产热、机械作用、空化作用等生物学效应的发生,在物理因子不变的情况下,声强与距离成反比,生物学效应的发生与超声扫描时间的长度成正比。故医学超声的安全性是专家们特别关注的领域,经 FDA 或 CFDA 批准用于人体诊断的超声设备在使用时都会控制在相应安全的发射功率内,美国医学超声学会等组织提出的 ALARA(As Low As Reasonably Achievable)原则受到全世界广泛的认可。这个原则要求在保证获得必要的超声诊断信息的前提下,采用尽可能小的声强、在尽可能短的时间完成检查。何为合适的声强?这取决于许多因素,包括患者的情况和诊断的需要。如果声强太低,就不能得到好的诊断信息,就可能需要增加检查时间或重复检查。如果声强大

高,得到的诊断信息不会有什么改善,而患者受到了过多的超声扫描。故超声波检查的设置取决于诊断目的、工作模式、探头的选取,取决于使用者的经验和技能。我们常用的诊断超声平均发射功率不大于 $10\text{mW}/\text{cm}^2$,机械指数(MI) <1.9 是在安全范围内。

下面所描述的是在高于常规检查的发射功率时可发生的生物学效应,这些效应目前部分已利用在超声治疗方面,例如在超声造影剂微泡作用下的超声生物学效应治疗肿瘤等。还有被广泛应用于非医学领域。

(1) 空化效应:多见于在采用低频时和当机械指数(MI)大于推荐的 1.9 限度时。超声波作用于液体时可产生大量小气泡。一个原因是液体内部出现拉应力而形成负压,压强的降低使原来溶于液体的气体过饱和,而从液体逸出,成为小气泡。另一原因是强大的拉应力把液体“撕开”成一空洞,称为空化。空洞内为液体蒸汽或溶于液体的另一种气体,甚至可能是真空。因空化作用形成的小气泡会随周围介质的振动而不断运动、长大或突然破灭。破灭时周围液体突然冲入气泡而产生高温、高压,同时产生激波。也可称之为“气弹”,与空化作用相伴的内摩擦可形成电荷,并在气泡内因放电而产生发光现象。也有专门的研究在这种发光的作用机理和利用价值方面。

(2) 热效应:由于超声波频率高,能量大,被介质吸收时能产生显著的热效应。高能聚焦超声(high intensity focused ultrasound, HIFU)治疗肿瘤主要就是利用超声的热效应,利用超声发生器分散发射高能超声波,并在体内将超声波能量聚焦在选定的脏器组织区域内,在焦点区域形成瞬间高温,从而定点杀灭肿瘤而对焦点周围组织没有明显影响。当然 HIFU 的空化效应和机械效应也对焦点处的组织细胞产生一定的影响。HIFU 引起肿瘤组织的病理改变以凝固性坏死为主,同时伴有细胞的变性和凋亡。由于 HIFU 为一种物理治疗,只要在焦点部位能够形成一定的高温,就可对肿瘤细胞造成杀伤作用,因此可用来治疗不同种类的实体肿瘤。目前在临床应用 HIFU 治疗的肿瘤包括前列腺癌、肝癌、肾癌、胰腺癌、膀胱癌、子宫肌瘤、浅表软组织肿瘤等。

(3) 机械效应:超声波的机械作用可促成液体发生乳化、凝胶发生液化和固体发生分散。当超声波在流体介质中形成频率和振幅均相同、振动方向一致、传播方向相反的两列波叠加后形成的波时称

驻波(standing wave),常态下波在介质中传播时其波形不断向前推进,故称行波。上述两列波叠加后波形并不向前推进,故称驻波。悬浮在流体中的微小颗粒因受机械力的作用而凝聚在波节处,在空间形成周期性的堆积。超声波在压电材料和磁致伸缩材料中传播时,由于超声波的机械作用可引起感生电极化和感生磁化等现象。

(4) 化学效应:超声的化学效应常和空化效应相伴随,也常被应用到非医学领域。例如超声波的

作用可促使发生或加速某些化学反应。例如纯的蒸馏水经超声处理后产生过氧化氢;溶有氮气的水经超声处理后产生亚硝酸;染料的水溶液经超声处理后会变色或退色。超声波还可加速许多化学物质的水解、分解和聚合过程。超声波对光化学和电化学过程也有明显影响。各种氨基酸和其他有机物质的水溶液经超声处理后,特征吸收光谱带消失而呈均匀的一般吸收,这表明空化作用使分子结构发生了改变。

■ 第二节 超声灰阶解剖性成像

超声灰阶解剖性成像是超声发展最初始阶段就形成和采用的技术,历经一维 A 型超声、一维 M 型超声、二维灰阶成像、二维灰阶复合成像、三维灰阶容积成像、实时三维灰阶容积成像(亦有称之为四维)等逐步发展而来。

1. 一维 A 型超声(A mode ultrasonography)

是利用发射单超声波声束穿过不同密度或硬度的组织时形成跳跃式的曲线回波信号,并以波形来显示组织的界面和特征的方法,主要用于测量器官的径线,以判定其大小。也可用来鉴别病变组织的一些物理特性,如实质性、液体或是气体是否存在等。最初还以快速规律的回波来判定胎儿心跳。最初初始的 A 型超声设备就是采用单晶片探头接触到体表发射单超声波后在示波器上等待回波的信号出现并用以诊断,除了前面所提的测距离(如腹水前后的腹膜和腹水间有明显的反射界面与不同反射波型——腹膜是高反射波,腹水是近乎全吸收的低平线),某些如肝硬化因为硬化结节会出现丛状波,但还是缺乏比较高的特异性,无法确定产生回波类型组织,也无法知道确切的方向,无法明确回波的起源。最重要的这种技术和方法还达不到“成像”。随着二维超声的进展,这种技术很快就不再采用,但一维 A 型超声在中国医学超声的发展史上起到了历史性的作用,它推动了一批临床专家开始改造工业探伤用的 A 超到医学上来应用,他们成为中国医学超声的开拓者和奠基者。目前,在眼科超声中为了简便地测距,一维 A 型超声还在使用,某些现代超声设备还保留该功能。图 1-2-1 为 A 型超声波设备原理方框图,图 1-2-2 为 A 型超声仪设备图,图 1-2-3 为 A 型超声设备探头图像,图 1-2-4 为 A 型超声波形图,图 1-2-5 为现代超声设备

保留 A 超的图像示意图,在有些眼科超声设备中仍保留 A 超作为测距用。

2. 一维 M 型超声(M-mode ultrasonography)

利用发射单声束形成运动结构的剖面曲线图并无限延长,是用于观察活动界面时间变化的一种方法。

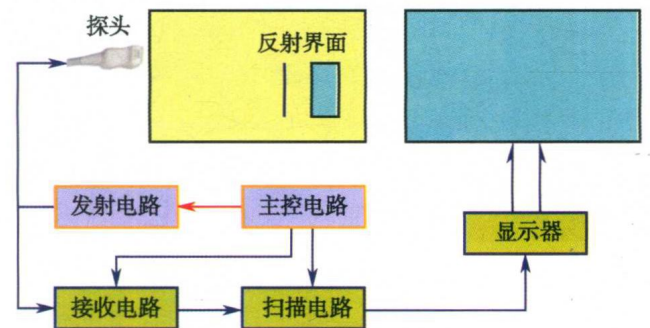


图 1-2-1 A 型超声波设备方框图,发射电路负责通过 A 型超声探头发射超声波到体内,并接受回波在接收电路上处理,以波形在显示器上显示

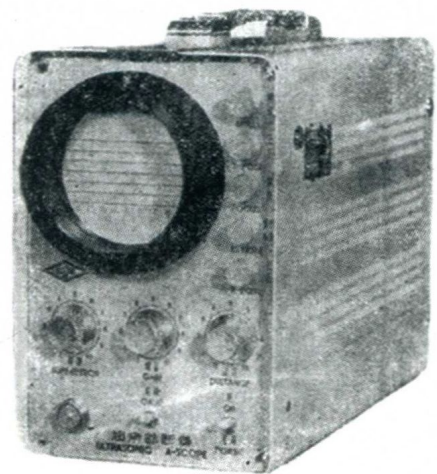


图 1-2-2 A 型超声波设备外形图,上端圆形为示波器,显示回波的波形

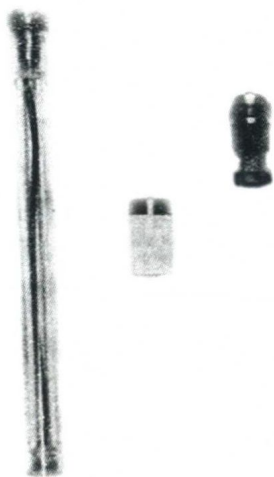


图 1-2-3 A 型超声探头示意图

最适用于检查心脏的活动情况,其曲线的动态改变最早被称为超声心动图,可以用来观察心脏各层结构的位置、活动状态、结构的状况等,对准确测量心房室大小,心肌间隔和房室壁的厚度和观察瓣膜运动状态起到了很重要的作用,这种技术对在还没有真正到达实时二维成像的时代对于了解心脏结构与判定心功能是有划时代意义的,对像二尖瓣脱垂、累及左心室流出道梗阻的心肌病等诊断功不可没。当时多用于辅助心脏及大血管疾病的诊断。二维实时超声问世后,由于 M 型超声所具备的单位时间分辨率非常高这个不可替代的优势,在现代超声设备中均被保留,目前是在二维超声实时显示下精确定位显示 M 型剖面图用于测量和诊断。M 型还被发展为“解剖 M 型”,可以在二维图像上选择最大或最合适的面来用于 M 型取样,此时 M 型扫描线已和二维超声的扫描线形成角度,力求得到与真正二维图像上被测目标物最大径相平行的扫描剖面图。图 1-2-6 为 M 型超声图像,图 1-2-7 为 M 型超声工作原理,图 1-2-8 为现代超声设备上二维引导下 M 型图。

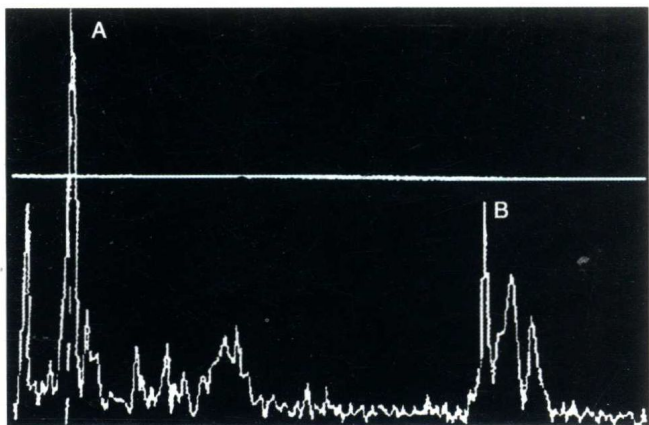


图 1-2-4 A 型超声在示波器上显示的回波,A 为遇到第一个不同界面时的回波,B 为遇到第二个不同界面时的回波

3. 二维灰阶超声成像 (B-mode ultrasonography, B 型超声) 用平面图形的形式来显示被探查组织的具体情况。在发展的初期,首先通过带有探头的扫描臂将人体界面的反射信号转变为强弱不同的光点,这些光点可通过荧光屏显现出来拼接成图像(复合扫描)。图 1-2-9 为 20 世纪 60 年代带扫描臂的二维灰阶超声设备外观与图像,图 1-2-10 为 20 世纪 80 年代带机械臂和数字化的二维灰阶超声设备外观与图像。

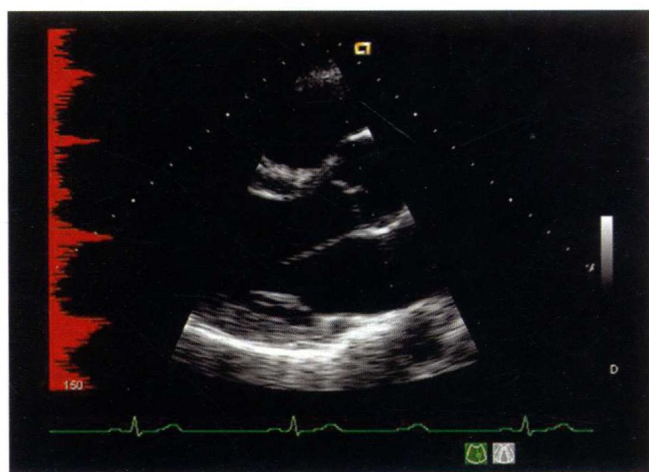


图 1-2-5 在现代超声设备上有些还保留有 A 型超声回波图,左侧红色部分为反映左心室长轴切面上的 A 型超声波,与右侧对应的实时二维图像分析可以看到右心室前壁、右心室、室间隔、左心室、左心室后壁、心包膜的界面所产生的回波信号

经过不断地努力,到了 20 世纪 80 年代,设备图

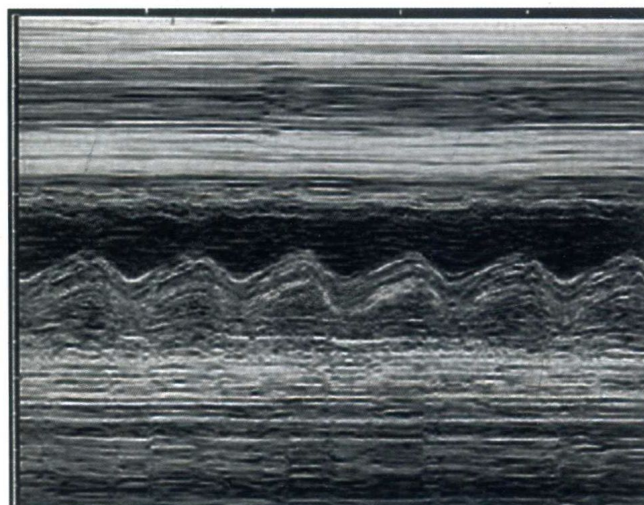


图 1-2-6 早期无灰阶图像的 M 型超声示意图