

现代腹部超声诊断学

Figure 1 consists of four panels (a, b, c, d) showing Doppler ultrasound images of the stomach and its blood flow. Panel (a) shows a color Doppler image of the stomach with a color scale on the right. Panel (b) shows a color Doppler image of the stomach with a color scale on the right. Panel (c) shows a color Doppler image of the stomach with a color scale on the right. Panel (d) shows a color Doppler image of the stomach with a color scale on the right.



科学出版社

现代临床影像学丛书

现代腹部超声诊断学

徐智章 主编

科学出版社

2001

内 容 简 介

全书共 15 章,系统地叙述了腹部超声的基础与临床,以超声和血流动力学理论进行阐述和分析,并着重于临床经常发生的误点与误区。在临床疾病中以各脏器为主线,以彩色血流成像特征为重点,按章分述。本书全面覆盖超声医学发展的动向,并提出总轮廓、总概念,以使读者进一步了解超声医学的发展。本书图文并茂,具有先进性、系统性、实用性的特点,是一部具有很强指导作用的腹部超声医学专著。

图书在版编目(CIP)数据

现代腹部超声诊断学/徐智章主编.-北京:科学出版社,2000

(现代临床影像学丛书)

ISBN 7-03-007709-1

I. 现… II. 徐… III. 腹部疾病-超声波诊断 IV. R570.4

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (1999) 第 23926 号

科学出版社出版

北京东黄城根北街16号

邮政编码: 100071

中国科学院印刷厂印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2001年1月第一版 开本: 787×1092 1/16

2001年1月第一次印刷 印张: 53 1/4 插页: 32

印数: 1-4 000 字数: 1 245 000

定价: 238.00 元

(如有印装质量问题,我社负责调换〈科印〉)

主要编写人员名单

主 编 徐智章

编写人员(以姓氏笔画为序)

Barry B. Goldberg, M. D.	Thomas Jefferson University Medical College and Hospital	Professor of Radiology
王文平	上海医科大学中山医院	硕士,教授
王金锐	内蒙古伊克昭盟医院	主任医师
王纯正	沈阳医科大学第二附属医院	教授
刘吉斌	Thomas Jefferson University Hospital	Research Assistant Professor of Radiology
刘利民	上海医科大学中山医院	硕士,主治医师
许国铭	第二军医大学长海医院	教授
沈 理	上海市崇明县中心医院	副主任医师
张青萍	同济医科大学附属同济医院	教授
张珏华	上海医科大学妇产科医院	教授
张韵华	上海医科大学中山医院	硕士,主治医师
张爱宏	西安医科大学第二附属医院	教授
金震东	第二军医大学长海医院	硕士,教授
赵宝珍	第二军医大学长海医院	教授
党渭楞	上海超声会诊中心	教授
徐智章	上海医科大学中山医院	教授
凌梅立	上海第一妇婴保健院	主任医师
曹海根	卫生部北京医院	主任医师
常 才	上海医科大学妇产医院	博士,教授
燕 山	上海第二医科大学附属第九人民医院	教授

前 言

近年来,专业研究人员将多种超声原理引入超声诊断范围,使超声医学工程技术向多方面发展,制造成各具特色的高性能设备,进一步扩大了临床应用范围。为提高专业人员的超声基础理论,简明理解各种新技术、新性能的确切涵义,熟练掌握设备的调节关键,正确进行声像图、曲线及有关参数的分析,以及介绍一些最新研究发展、拓宽更深的临床研究等目的,撰写了《现代腹部超声诊断学》。

本书具有专业系统性。在超声基础原理方面,除叙述二维成像与彩色血流成像外,加入与临床及超声分析中密切结合的血流动力学基本概念;在入射超声对生物组织的效应中,加入了热指数与机械指数等的意义和选调;在第三章中,专门介绍了二维超声、彩色超声血流成像和多普勒超声流速曲线应用中的正确测量、系统分析和常见误区。在临床各章节中,保持先进性、系统性与实用性,而且绝大多数内容为作者本人的经验积累。力求文风严谨,并选刊大量典型图照与表格以便读者参考应用。本书第十二章系邀请美国费城 Thomas Jefferson 大学医院刘吉斌与 Goldberg 教授所撰写,为尊重作者的意愿,维持作者本人的写作体例,不与各章节强求一致。本书图文并茂。在编审过程中,注意使用正确术语,反复推敲字句并修改不确切内容,避免对读者误导,并有助于指导工作与研究。然而,本书中难免存在不确切或错误处,望读者提出宝贵意见。

本书由张韵华医师、常才博士、黄备建医师协助存盘。张韵华医师在保证完成研究生课题的同时,付出大量劳动,完成大部分的计算机输入与修改工作,中山医院超声诊断科全体人员及医院医学绘图室支持与帮助本书的撰写,于此一并致谢。

徐智章

上海医科大学中山医院超声诊断科

1999年3月

目 录

前 言

第一章 医学超声中的物理学基础	(1)
第一节 超声的基本概念	(1)
第二节 血流动力学基本概念	(19)
第三节 生物组织对入射超声的反应	(35)
第四节 入射超声对生物组织的效应	(43)
第二章 腹部超声诊断设备及操作技术	(49)
第一节 超声诊断设备	(49)
第二节 诊断操作技术	(59)
第三章 超声测量、超声诊断分析原则和常见误区	(65)
第一节 超声测量	(65)
第二节 超声诊断分析原则和常见误区	(73)
第四章 腹部实质性脏器超声诊断	(96)
第一节 肝脏	(96)
第二节 胰腺	(165)
第三节 脾脏	(207)
第五章 腹部腔道性脏器超声诊断	(222)
第一节 胆道系统	(222)
第二节 胃	(245)
第三节 小肠	(266)
第四节 阑尾	(277)
第五节 结肠	(281)
第六节 直肠肿瘤	(289)
第六章 泌尿系统脏器超声诊断	(293)
第一节 肾脏	(293)
第二节 输尿管	(369)
第三节 膀胱	(377)

第四节	前列腺和精囊腺·····	(392)
第五节	尿道·····	(410)
第六节	阴茎·····	(418)
第七节	肾上腺·····	(424)
第七章	妇产科超声诊断 ·····	(442)
第一节	妇科·····	(442)
第二节	产科·····	(485)
第三节	宫内节育器的检查·····	(548)
第四节	经阴道超声·····	(550)
第五节	超声造影在妇产科的应用·····	(554)
第六节	介入性超声在妇产科的应用·····	(557)
第七节	宫腔超声·····	(570)
第八节	胎儿畸形的三维超声诊断·····	(573)
第八章	腹壁、腹腔及腹膜后其他病变超声诊断 ·····	(583)
第一节	腹壁·····	(583)
第二节	腹腔·····	(587)
第三节	腹膜后·····	(604)
第九章	腹盆腔内血管及颈部、周围血管疾病超声诊断 ·····	(619)
第一节	腹盆腔动脉·····	(619)
第二节	腹盆腔静脉·····	(626)
第三节	颈部血管·····	(632)
第四节	四肢血管·····	(641)
第五节	下肢血管移植术后随访·····	(653)
第十章	小器官疾病超声诊断 ·····	(658)
第一节	眼部·····	(658)
第二节	涎腺和面颈部·····	(673)
第三节	甲状腺·····	(683)
第四节	甲状旁腺·····	(697)
第五节	乳腺·····	(703)
第六节	阴囊及睾丸·····	(712)
第十一章	超声内镜及临床应用 ·····	(725)
第一节	超声胃十二指肠镜·····	(725)
第二节	超声结肠镜·····	(742)
第三节	超声腹腔镜·····	(747)
第四节	经直肠超声·····	(752)
第十二章	非血管腔内导管式超声技术 ·····	(756)
第一节	仪器设备·····	(756)
第二节	泌尿生殖道·····	(757)

第三节	胃肠道.....	(760)
第四节	支气管树.....	(764)
第五节	发展趋向.....	(765)
第十三章	介入性超声技术临床应用	(769)
第一节	介入超声诊断常用技术及器材.....	(769)
第二节	介入性超声并发症和处理.....	(776)
第三节	介入性超声临床应用.....	(780)
第四节	经皮经肝门静脉穿刺置管.....	(799)
第十四章	超声造影在腹部诊断中的应用	(805)
第十五章	超声诊断新技术及其发展	(812)
附录		(817)
一、	计算公式.....	(817)
二、	缩略语及符号.....	(823)
三、	中英文对照索引.....	(826)
彩色图版		

第一章 医学超声中的物理学基础

第一节 超声的基本概念

一、定 义

超声为一种压力波，与声波一样，由物体振动所产生。声波指可被人耳感觉（听）到的机械波，其振动频率（ f ）在 16 赫（Hz）至 20 千赫（20kHz）之间。超越 20kHz（超过人耳听觉上限阈值）的声波人耳不能感受，称超声波（ultrasound, US）或简称超声（图 1-1-1）。

超声诊断：利用高频正负压周期性变化的压力波在体内波动传递过程中获得的信息，进行收集、组图、组曲线以供分析与诊断的技术。

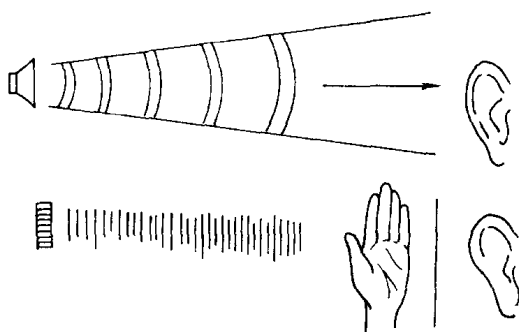


图 1-1-1 超声的定义

上图为低频可闻声，人耳可感受；下图为高频超声，人耳不能感受

二、范 围

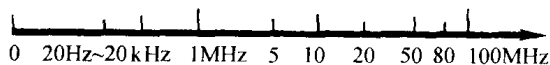


图 1-1-2 超声范围示意图

频率：20Hz~20kHz，属可闻声；20Hz 以下，属次声；20kHz 以上，属超声。诊断用超声范围目前从 1~100MHz，常规用超声的频率范围在 3~10MHz 间

超声的范围极广，从 20kHz ($20 \times 10^3 \text{Hz}$) 至 3~5GHz [$(3 \sim 5) \times 10^9 \text{Hz}$ (giga-Hertz)] 以上。诊断用超声可从 1MHz (10^6Hz) 至 100MHz 之间。临床一般分为 4 类：① 低频超声，频率在 1~2.75MHz；② 中频（常规用）超声，频率在 3~10MHz；③ 高频超声，频率在 12~20MHz；④ 甚高频超声，频率在 20MHz 以上（图 1-1-2）。

三、基本物理特性

（一）波动特性

周期的正压力增加（压缩）与负压力（弛张）增加的变化为超声的基础。压力与时间之间的关系可画成一条曲线（图 1-1-3、图 1-1-4）。

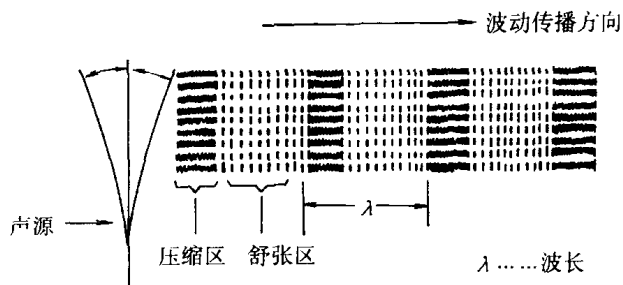


图 1-1-3 超声的波动特性
因机械振动产生质点的压缩与弛张变化，
呈周期性改变，此为纵波
 λ : 波长

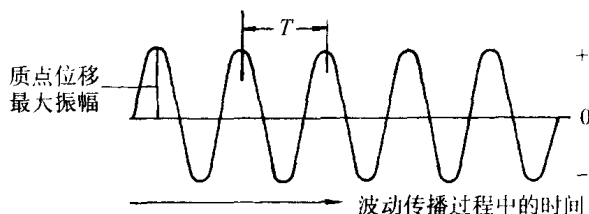


图 1-1-4 超声纵波中压力与时间的关系曲线
坐标中 Y 轴代表压缩与弛张时的压力变化。为上图 1-1-3
用曲线法描述。通常此种压力变化曲线亦呈正弦波，但此
曲线在概念上不能与横波中的正弦波曲线相混淆

(二) 波型

超声具有多种波型，如纵波、横波、板波、表面波等（图 1-1-5）。

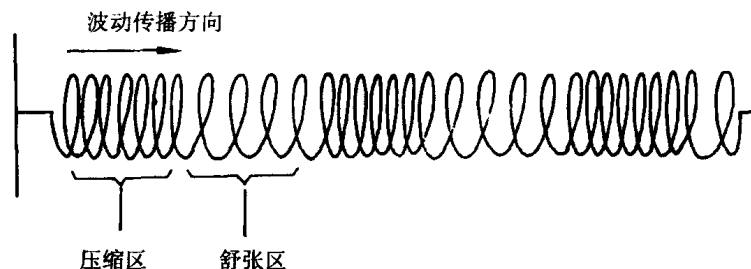


图 1-1-5 纵波的概念

弹簧受力致弹性伸缩，其质点振动方向与波动传播方向平行或一致，故称纵波。
此现象恰好可模拟人体软组织中的超声传播

1. 纵波 质点振动方向与声波传播方向平行者。在人体软组织中，主要以纵波型式传播。在骨骼中亦可以纵波型式传播。
2. 横波 质点振动方向与声波传播方向垂直者。在人体骨骼中，可出现横波形式传播。
3. 板波 在长条形物体中传播时，形成周期性、节段性收缩与弛张者，或者周期性顺序、曲度变化者，前者称对称性板波，后者称反对称性板波。
4. 表面波 超声主要沿物体表面传播，甚少在深部传播者。在人体骨骼中，可出现表面波形式传播。

(三) 波动中的 4 个重要参数

（由于人体软组织中传播以纵波为主，以下讨论一切参数均为纵波条件下的定义及数据）

1. 周期 (T) 指图 1-1-4 压力波曲线上，从 0 点上升至正高峰，然后下降经 0 点至负高峰（谷点），再从负高峰上升至 0 点所需的总时间（图 1-1-4）。周期的单位为秒（s）或微秒（ μs ）（ $1s=10^6\mu s$ ）。
2. 频率 (f) 指在单位时间（ t ）中超声所振动的周数。每周包括正半周及负半周在内的一次完整的压力变化。频率的单位为赫（Hz）或兆赫（MHz）， $1MHz=10^6Hz$ （图 1-1-6）。

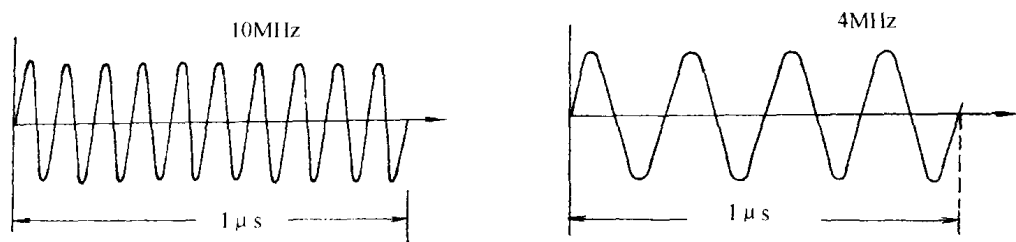


图 1-1-6 频率

在单位时间中振动的次数称频率。诊断超声中其频率甚高。为说明问题，以 $1\mu\text{s}$ ($=10^{-6}\text{s}$) 作时间单位。左图在 $1\mu\text{s}$ 间包含 10 个整波，为 10MHz；右图在 $1\mu\text{s}$ 间包含 4 个整波，为 4MHz

3. 声速 (c) 在物理学上称作声传播速度 (propagation speed)。指超声在某种组织 (介质) 中的传播速度。单位为米每秒 (m/s) 或毫米每微秒 ($\text{mm}/\mu\text{s}$) ($1\text{m/s}=0.001\text{mm}/\mu\text{s}$ 或 $1\mu\text{m}/\mu\text{s}$)。

在诊断超声频率段中，声速与所用频率的高低无关，但与超声所传播的介质本身有关。即不同介质具有不同的声速测值 (表 1-1-1)。在人体组织中，各种软组织的声速值比较接近，但含水百分比高者其声速值下降，而含蛋白质百分比高者其声速值上升。人体含气脏器 (如肺) 其声速值极低，而含钙量高者 (如骨骼、结石) 其声速明显增高。由于金属内声速较骨骼更高，故体内装置了金属物体则该金属体内的声速最高 (表 1-1-1)。

表 1-1-1 人体正常及部分病理组织的密度、声速及声阻抗

介质名称	ρ ($10^3\text{kg}/\text{m}^3$)	c (m/s)	Z ($\times 10^6\text{Pa} \cdot \text{s}/\text{m}$)	$f_{\text{测试}}$ (MHz)
空气 (22℃)	0.00118	334.8	0.000407	
水 (20℃)	0.9973	1483	1.479	
羊水	1.013	1474	1.493	
血浆	1.027	1571	1.613	1
血液	1.055	1571	1.657	1
大脑	1.038	1540	1.599	1
小脑	1.030	1470	1.514	
脂肪	0.955	1476	1.410	1
软组织 (平均值)	1.016	1500	1.524	1
肌肉 (平均值)	1.074	1568	1.684	1
肝	1.050	1570	1.649	1
脾		1520~1591		
肾		1560		1
心		1572		
脑脊液	1.000	1522	1.522	
颅骨	1.658	3860	5.571	1
甲状腺			1.620~1.660	
胎体	1.023	1505	1.540	
胎盘		1541		

续表 1-1-1

介质名称	ρ (10^3kg/m^3)	c (m/s)	Z ($\times 10^6\text{Pa} \cdot \text{s/m}$)	$f_{\text{测试}}$ (MHz)
角膜		1550		
房水	0.994~1.012	1495	1.486~1.513	
晶体	1.136	1650	1.874	
玻璃体	0.992~1.010	1495	1.483~1.510	
巩膜		1630		
皮肤		1498		
软骨		1665		
肌腱		1750		
子宫 (活体, 未孕妇, 37℃)		1633±2		5
子宫 (活体, 孕妇, 37℃)		1625±1.63		5
乳房 (活体, 37℃)		1510±5		2
乳房 (甲醛浸泡, 23℃)		1450~1570		7
胆石		1400~2200		2.25
主动脉壁 (正常)	1.057±0.001	1539.6±4.5	1.626	
主动脉壁 (硬化)	1.061±0.002	1555.8±5.8	1.652	
主动脉壁 (溃疡)	>1.061	1556.0±10.7	1.651	
成骨肉瘤 (肋骨)		3300		
成骨肉瘤 (股骨)		2019		
巨细胞瘤		1832		
淋巴瘤 (胫骨)		2075		
软骨肉瘤		2672		

4. 波长 (λ) 指超声在一次完整振动周期中所占有的空间长度。在压力-时间关系曲线上, 波长可从一个压力周期的开始上升点至次一个压力周期的开始上升点计算; 或从相邻两个压力波的最高点计算; 亦可从相邻两个波的波谷点计算 (参阅图 1-1-7)。

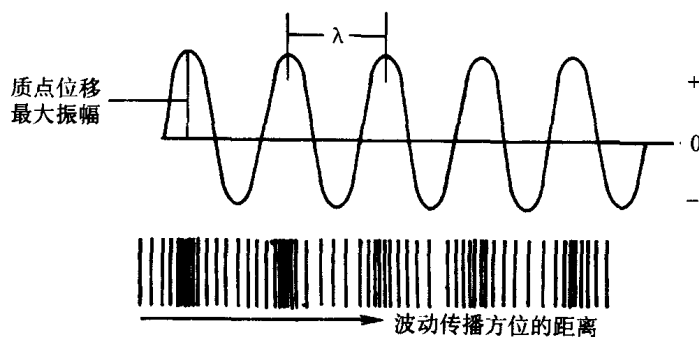


图 1-1-7 波长

在一次完整振动传播中所占有的空间长度如本图中相邻两个波峰间的距离即为其波长

波长与声速及频率两个参数有关。在频率固定不变时，波长与介质中声速成正比。例如，在人体中，同一超声频率在软组织中的波长较短，而在骨骼、结石中波长较长；在选定的介质（即声速固定时）中，波长与超声频率成反比，例如，使用低频超声时其波长长，而使用高频超声时其波长变短。

在软组织中平均声速以 1540m/s 传播时，超声的波长与使用频率及周期间的关系如表 1-1-2 所示。

表 1-1-2 超声频率、波长及周期 (c=1540m/s)

f (MHz)	λ (mm)	T (μs)
1.0	1.54	1.0
2.0	0.77	0.5
2.5	0.616	0.4
3.0	0.51	0.33
3.5	0.44	0.29
4.0	0.385	0.25
5.0	0.31	0.20
6.0	0.257	0.167
7.0	0.22	0.14
7.5	0.21	0.13
10.0	0.15	0.10
12.0	0.128	0.08

(四) 换能器

一切可转变物理能量的物质（包括单晶体、化合物、化合混合物）均称为换能器 (transducer)。超声诊断中所应用者为压电换能器。

1. 材料 超声换能器由压电材料组成，包括天然石英、压电陶瓷、钛酸钡、锆钛酸铅、钛酸铅、铌镁酸锂、压电有机体 (polyvinylidene fluoride——PVDF) 等。压电材料的特性为，在某个方向施加压力（或负压力）时可产生两端电荷相反的电场；反之，在两端施加电场时，可产生该材料的厚度变化。前者称正压电效应，后者称逆压电效应（图 1-1-8）。



图 1-1-8 压电效应

左图为正压电效应，对压电换能器两个面上加压或加拉力时，两端产生符号相反的电压，可导致火花放电。右图为逆压电效应，对压电换能器两端施加电场后，可产生厚度改变；如施加高频电场，则换能器作高频厚度振动

2. 声匹配 (matching) 压电陶瓷的声阻抗 (Z) 为 $34 \times 10^6 \text{Pa} \cdot \text{s/m}$ ，人体软组织平均声阻抗为 $1.524 \times 10^6 \text{Pa} \cdot \text{s/m}$ ，两者间差别甚大，超声难以透入人体。制成探头时其匹配层为介于

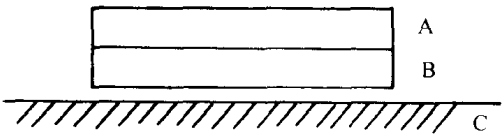


图 1-1-9 声匹配

压电陶瓷 (A)，其声阻抗高；直接加在人体皮肤 (C) 表面时，因人体软组织声阻抗甚低，则 A~C 间形成大界面反射，减低进入人体的超声能量。B 为声阻抗介于 A 与 C 间的阻抗匹配层，加此层后改善声匹配，使更多声能进入人体，此层俗称“面材”

于压电陶瓷与人体软组织间声阻抗的薄层，其阻抗值应选在上述两种阻抗之间的比例中项附近，即 $Z_x = \sqrt{Z_A \times Z_B} = 7.1 \times 10^6 \text{Pa} \cdot \text{s/m}$ 。一种铝粉环氧树脂的 $Z = 6 \times 10^6 \text{Pa} \cdot \text{s/m}$ ，可选用。有的探头设计 2~3 层匹配层，使声阻抗值逐步减低，有利于超声最大限度地传入人体内部（图 1-1-9）。实验室中最多者达 20 层。压电有机材料其声阻抗与人体软组织接近，故可不加匹配层以减少插入层损失。但是，存在压电有机薄膜的温度系数甚高，即压电性能不稳定的情况。另

一种方法为压电有机材料与压电陶瓷材料混合制成探头,亦可直接从压电体将压力波传人体内,而不另加匹配层。

3. 阻尼 (damping) 即为声吸收层。装置在压电材料非接触人体的一侧,用以吸收向非人体侧发射的压力波而缩短脉冲发射中的拖尾现象,使图形细致。

阻尼材料一般使用重金属,如钨粉加入环氧树脂,用以吸收超声的能量(压力变化)。钨粉粒子尺寸及浓度为控制阻尼的要素。

4. 探头 (probe) 指用超声换能器制成的检查器件。可分成多种:

(1) 机械式扫描 (mechanical scan): 压电元件装在旋轴上,利用旋轴的摆动或转动进行扫描;或者压电元件装在固定点,在其邻近用一声反射镜作摆动而进行扫描。又可分为:①单晶片式 (图 1-1-10、图 1-1-11);②多晶片式 (彩图 1);③相控环阵 (图 1-1-12)。

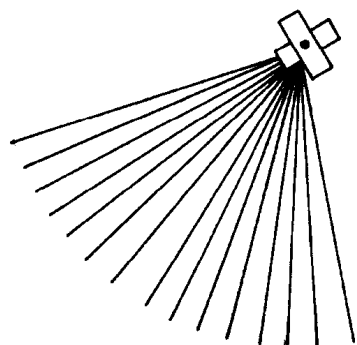


图 1-1-10 机械式扫描
单个压电元件作摆动,获得声束的顺序扇形扫描

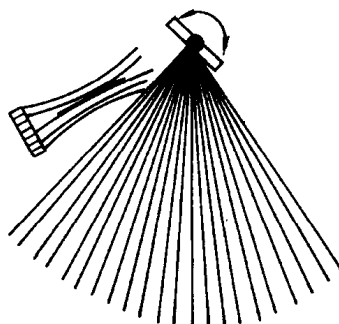


图 1-1-11 机械式扫描
单个压电元件固定,用一反声镜摆动而将声束投射,获得扇形扫描

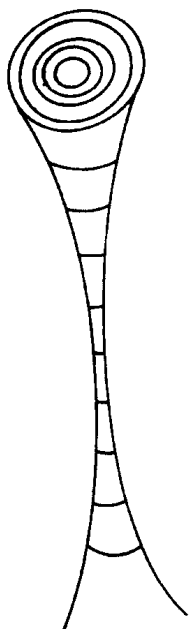


图 1-1-12 机械式扫描
单个压电元件(圆形)分割成多个同心圆环,用电子相控技术使声束聚焦成细束,仍用机械式作摆动扫描

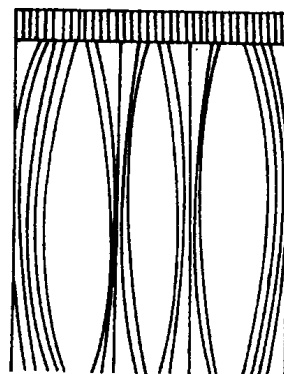


图 1-1-13 线阵扫描
分割成甚多的小晶片(多阵元)探头,受电子电路控制,进行发射、聚焦、偏转与接收等多种功能

(2) 电子线扫 (electronic linear scan): 使用直线排列的多阵元 (80~338) 压电元件 (每一压电元件为极细的条片), 用电子电路控制进行组合发射、组合接收、相控偏转、相控聚焦。又可分为: ①线阵; ②相控线阵 (图 1-1-13)。

(3) 电子凸弧扫 (electronic convex scan): 使用凸形排列的多阵元 (80~256) 压电元件 (每一压电元件为极细的条片), 用电子电路控制进行组合发射、组合接受、相控聚焦。又可分为: ①凸阵 (图 1-1-14); ②相控凸阵 (图 1-1-15)。

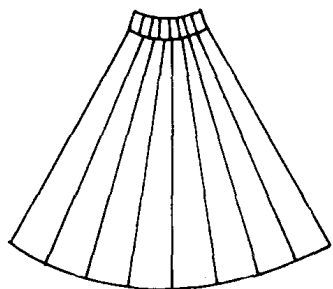


图 1-1-14 凸阵扫描

多阵元小晶片凸形排列, 形成扇形扫描。如凸阵基部较长 (40~80mm), 则成扇面形扫描, 以扩大浅部视野

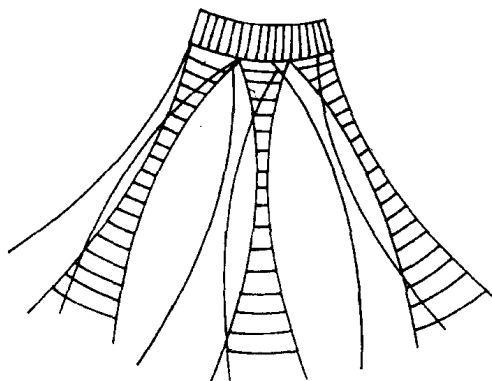


图 1-1-15 相控凸阵

多阵元凸阵受电子电路控制, 进行相控组合偏转发射、偏转聚焦及偏转接收等

(4) 电子扇扫 (sector scan) 及扇扩扫 (vector scan): 使用直线排列的多阵元 (80~128) 压电元件 (每一压电元件为极细的条片), 用电子电路控制进行相控组合偏转发射、相控组合偏转聚焦、相控组合偏转接收。又可分为: ①相控扇扫 (图 1-1-16); ②相控扇扩扫 (图 1-1-17)。

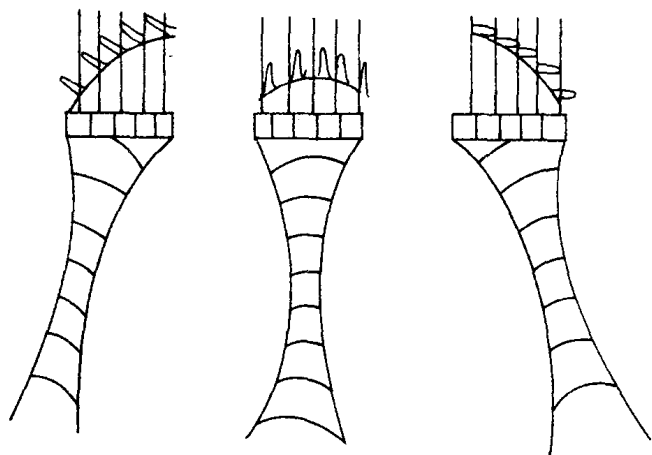


图 1-1-16 相控扇扫

小线阵压电元件经电子相控作用下, 形成扇形扫描及聚焦

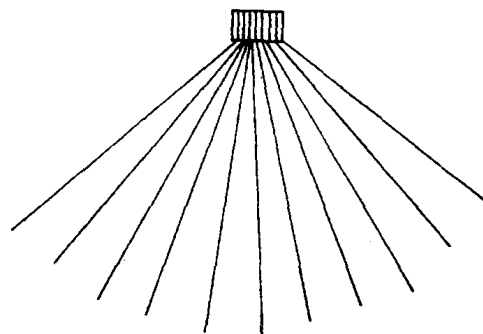


图 1-1-17 相控扇扩扫

小线阵压电元件在电子相控作用下, 形成基部较宽 (通常 2~3cm) 的扇形扫描以扩大浅部视野

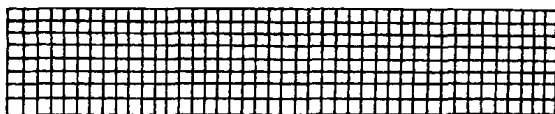


图 1-1-18 二维阵电子扫描
多阵元压电矩形元件行 X 轴及 Y 轴两个方向切割，制成
二维阵探头，供电子扫描

(5) 二维阵电子扫描 (2-D array electronic scan): 使用多阵元压电元件，再将其每一条片切割成多组短条后，按原来的排列方式组成 (图 1-1-18)。目前商品供应二维阵的最大晶体阵元数为 1024。

(五) 连续波式超声与脉冲波式超声

压缩与弛张波周而复始地、连续不断发生者，称连续波式超声 (continuous wave ultrasound) (图 1-1-19); 压缩与弛张波以一个至数个周期发射，继而休止，再行发射与休止。即以发射与休止间歇式交替工作者，称脉冲波式超声 (pulsed wave ultrasound) (图 1-1-20)。

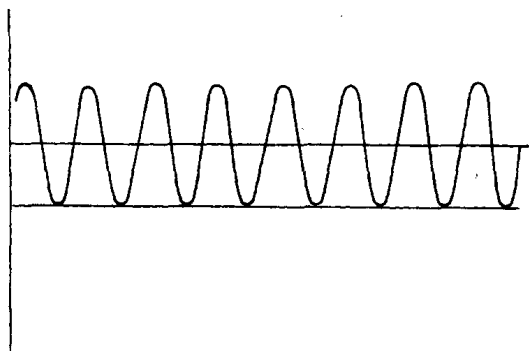


图 1-1-19 连续波式超声
压电元件周而复始地发出超声，连续不断

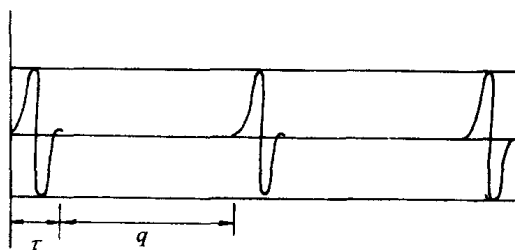


图 1-1-20 脉冲波式超声
压电元件发射间歇性超声，发射期与静止期相互交替
τ: 发射期, q: 静止期

1. 连续波中有关参数

(1) 周期 (T)、频率 (f)、声速 (c)、波长 (λ): 已如上述。其公式为:

$$T(\mu s) = 1/f(\text{MHz}), \text{ 或 } f(\text{MHz}) = 1/T(\mu s)$$

$$\lambda(\text{mm}) = c(\text{mm/s})/f(\text{Hz}), \text{ 或 } \lambda(\text{mm}) = c(\text{mm/s})/10^6 \cdot f(\text{MHz})$$

$$\lambda(\text{mm}) = T(\mu s)c(\text{mm/s})10^{-6}, \text{ 或 } = T(\mu s)c(\text{mm}/\mu s)$$

(2) 振幅 (ap)、功率 (p) 及声强 (I): 指压力-时间曲线上峰值压力值数值。振幅的平方值与功率 (p) 成正比, 即 $p = k \cdot (ap)^2$; 单位面积内的声功率称为声强 (I), $I = p/A^2$ 。

(3) 介质内质点振动与声波参数: 由于交替压力波在介质中传播而使介质中的质点振动。质点振动既与传入的声波有关, 亦有其本身的规律。例如, 1MHz 超声其声强为 $10\text{kW}/\text{m}^2$ ($1\text{W}/\text{cm}^2$), 在纯水中传播时, 水质点峰值速度 (v_0) 为 0.12m/s , 其最大位移 (u_0) 为 $0.018\mu\text{m}$, 辐射压 (F , 在全吸收条件下) 为 $0.69\text{kg}/\text{m}^2$ 。见表 1-1-3。

显然, 在黏滞性高的液体中或软组织中, 上述 v_0 、 u_0 的数据将进一步减低。

2. 脉冲波中有关参数 除连续波式超声所述的各有关参数外 (介质质点振动参数仅在连续波式超声条件下获得), 尚具有以下其他重要参数 (图 1-1-21)。

表 1-1-3 水中超声平面波声场参数
(于 1MHz、声功率 10kW/m²、全吸收声场中测值)

参数名称	测 值	依 赖
热当量	$0.24 \times 10^4 \times 4.2 \text{J}/(\text{m}^2 \cdot \text{s})$	声强
质点峰值加速度 (a_0)	$710 \times 9.8 \text{m/s}^2$	声强 ^(1/2) , 频率
质点最大位移 (u_0)	$0.018 \mu\text{m}$	声强 ^(1/2) , 频率 ⁻¹
质点最大压力 (p_0)	$1.8 \times 1.01 \times 10^5 \text{Pa}$	声强 ^(1/2)
质点峰值速度 (v_0)	0.12m/s	声强 ^(1/2)
辐射压 (F)	0.69kg/m^2	声强
声速 (c)	1500m/s	
波长 (λ)	1.5mm	频率 ⁻¹

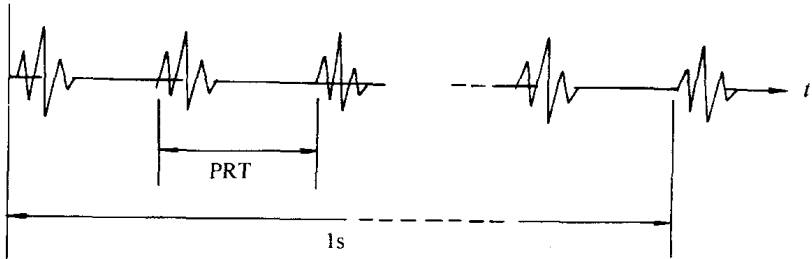


图 1-1-21 脉冲波式超声中有关参数

PRT 为脉冲重复时间，每秒钟内发出的脉冲数则为脉冲重复频率 (PRF)

(1) 脉冲重复期间 (PRT)：指相继 2 个脉冲起始点之间的时间间隔，单位：ms ($1\text{ms}=10^{-3}\text{s}$)。亦称脉冲重复周期。

(2) 脉冲重复频率 (PRF)：单位时间内发出的脉冲数，单位：kHz ($1\text{kHz}=10^3\text{Hz}$)。脉冲重复频率与脉冲重复期间互为倒数： $\text{PRF}_{(\text{kHz})}=1/\text{PRT}_{(\text{ms})}$ ； $\text{PRT}_{(\text{ms})}=1/\text{PRF}_{(\text{kHz})}$ 。

脉冲重复频率在二维超声及 Doppler 超声系统中均有较宽范围。一般来说，检查浅部可选用高 PRF；检查深部可用低 PRF。PRF 与可测深度 (D) 间的关系为： $\text{PRF}_{\text{max}} \cdot D=C/2$ ，或 $D_{(\text{cm})}=C_{(\text{cm/s})}/[2 \cdot \text{PRF}_{(\text{Hz})}]$ 。

(3) 脉冲重复频率与 Nyquist 频率：Nyquist 频率的概念从正弦波形的最低取样数引出。要不失真地将取样点恢复成原正弦波的波形，取样频率至少为波形频率的 2 倍（或 2 倍以上）。脉冲重复频率相当于取样频率；被测体内的回声频率（在 Doppler 超声系统中）应在 PRF 的 1/2 以下时，方无失真。因此，将 $\frac{1}{2}\text{PRF}$ 称作 Nyquist 频率。凡被测频率超越 Nyquist 频率，PRF 的取样率不够 (<2 次) 时，即产生波峰削平倒转显示，称作混迭现象 (aliasing effect) (图 1-1-22、图 1-1-23)。

(4) 脉冲式超声中的分期 (图 1-1-24)：①在电脉冲加至压电元件，以逆压电效应发生厚度变化时，产生一个较电脉冲更长的声脉冲，所占时间称脉冲持续时期或脉冲期 (τ)。②继脉冲期之后，直至下一个脉冲期开始之前，为不产生超声的时期，称静止期 (quiescent or pulse-off duration, q)。脉冲期与静止期相加，为一完整的脉冲重复周期。