

供中等职业教育影像、护理、助产等相关医学专业使用

超声诊断学基础

Chaosheng zhenduanxue jichu

(腹部·小器官)

刘守君◎主审 王雅然◎主编



辽宁科学技术出版社

LIAONING SCIENCE AND TECHNOLOGY PUBLISHING HOUSE

超声诊断学基础

(腹部·小器官)

供中等职业教育影像、护理、助产等相关医学专业使用

刘守君 主审

王雅然 主编

辽宁科学技术出版社

沈 阳

图书在版编目 (CIP) 数据

超声诊断学基础: 腹部·小器官 / 王雅然主编. — 沈阳:
辽宁科学技术出版社, 2009.9
ISBN 978 - 7 - 5381-6094-9

I. 超… II. 王… III. 超声波诊断—专业学校—教材
IV. R445.1

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2009) 第 158490 号

出版发行: 辽宁科学技术出版社

(地址: 沈阳市和平区十一纬路 29 号 邮编: 110003)

印刷者: 沈阳航空发动机研究所印刷厂

幅面尺寸: 184mm×260mm

印 张: 10.75

字 数: 280 千字

印 数: 1~2000

出版时间: 2009 年 9 月第 1 版

印刷时间: 2009 年 9 月第 1 次印刷

责任编辑: 唐丽萍

封面设计: 翰鼎文化/冷霜

版式设计: 于 浪

责任校对: 陈明兰

书 号: ISBN 978-7-5381-6094-9

定 价: 29.50 元

联系电话: 024-23284363

邮购热线: 024-23284502

E-mail: tang_liping@hotmail.com

http: // www.lnkj.com.cn

本书网址: www.lnkj.cn/uri.sh/6094

主 审 刘守君

主 编 王雅然

副 主 编 崔育红 刘 杰 刘兴华 王怀然 王恩达 王恩来
 刘慧慧 刘 瑶

编者名单 (按姓氏笔画顺序排列)

马德贤	王世祎	王怀然	王金月	王恩达	王恩来
王 萍	王雅然	任玉兰	任丽红	刘兴华	刘 杰
刘 瑶	刘慧慧	华 明	朱 鸿	许兰娜	宋爱莉
张石磊	张立红	李 佳	杨 波	杨艳立	肖德锋
邱志远	孟宪辉	宗桂玲	胡 婷	唐少珊	徐忠义
高云兰	高瑞雪	崔育红	黄丽萍	惠 妍	谢丽梅
詹 珊	颜配涛	魏雪峰			

前 言

为了适应中等医学教育改革形势的需要和医学模式的转变，落实《中共中央国务院关于深化教育改革全面推进素质教育的决定》，使中等卫生专业的学生更好地适应社会发展及临床需要，我们编写了《超声诊断学基础》，供中等医学影像、中西医结合、助产及护理等相关医学专业学生使用。

因为中等卫生学校毕业的学生面向基层、面向社区、面向日趋发展的老龄化社会，临床方面的各种知识亟待补充与提高，尤其是超声医学与临床密切相关，超声检查日趋被广大医务人员和患者信赖，超声知识的普及势在必行。临床绝大多数疾病的诊断离不开超声检查这一辅助手段。作为一名医学工作者，对超声检查及结果，不但要会读，还要读懂，乃至还要掌握超声诊断的基本知识、基本理论和基本技能，以便更好地服务于临床。我们根据超声检查与临床常见病、多发病的依赖关系进行编写，总计 16 章，供中等医学专业在校生和基层医务工作者参考和使用。

在编写过程中，得到了中国医科大学附属盛京医院超声科领导、老师及同仁们的帮助和支持，在此表示衷心感谢。

限于编者的能力和水平，书中错漏难免，恳请同行、专家和读者批评指正。

王雅然

2009 年 7 月

目 录

第一章 超声诊断的物理基础	001
第一节 超声诊断学概述	001
第二节 超声波的性质	002
第三节 超声波的发生与接收	004
第四节 超声波的传播	009
第五节 超声生物效应及诊断的安全性	012
第二章 超声诊断仪	014
第一节 A 型超声诊断仪	014
第二节 B 型超声诊断仪	015
第三节 M 型超声诊断仪	017
第四节 D 型超声诊断仪	018
第五节 彩色多普勒能量图	022
第六节 超声诊断仪的应用	023
第三章 超声诊断的检查方法和诊断术语	025
第一节 超声诊断的常规检查方法	025
第二节 超声诊断的常用术语	028
第三节 超声检查的常见伪差	030
第四节 超声诊断报告的书写	032
第四章 眼的超声检查	034
第一节 眼部超声检查方法	034
第二节 眼的正常声像图	034
第三节 眼部疾病	035
第五章 甲状腺的超声检查	041
第一节 甲状腺超声检查方法	041
第二节 甲状腺正常声像图	041
第三节 甲状腺疾病	042
第六章 乳腺的超声检查	047
第一节 乳腺超声检查方法	047
第二节 乳腺正常声像图	047
第三节 乳腺疾病	048
第七章 颌面部疾病的超声检查	052
第一节 涎腺超声检查方法	052
第二节 涎腺正常声像图	053
第三节 涎腺疾病	053
第四节 淋巴系统检查	055
第五节 淋巴结疾病	056

第八章 肝的超声检查	057
第一节 肝的超声检查方法	057
第二节 肝的正常声像图表现	059
第三节 肝疾病	060
第九章 胆系的超声检查	070
第一节 胆系超声检查方法	070
第二节 胆系正常声像图表现	071
第三节 胆系疾病	073
第十章 胰腺的超声检查	081
第一节 胰腺超声检查方法	081
第二节 胰腺正常声像图表现	082
第三节 胰腺疾病	083
第十一章 脾的超声检查	089
第一节 脾的超声检查方法	089
第二节 脾的正常声像图表现	090
第三节 脾疾病	091
第十二章 泌尿系统的超声检查	096
第一节 泌尿系统超声检查方法	096
第二节 泌尿系统正常声像图表现	097
第三节 肾疾病	098
第四节 膀胱疾病	106
第五节 前列腺疾病	109
第六节 阴囊疾病	112
第十三章 胃肠的超声检查	115
第一节 胃肠超声检查方法	115
第二节 胃肠正常声像图表现	117
第十四章 妇科的超声检查	119
第一节 女性内生殖器官的解剖	119
第二节 扫查途径与正常声像图	120
第三节 妇科疾病	123
第十五章 产科的超声检查	137
第一节 超声检查方法	137
第二节 正常妊娠早、中、晚期声像图表现	137
第三节 多胎妊娠	145
第四节 产科疾病	146
第十六章 腹膜后疾病的超声检查	157
第一节 后腹壁的超声检查方法	157
第二节 后腹壁疾病	157
第三节 肾上腺疾病	158
参考文献	162
超声医学术语、缩略语中英文对照	163

第一章 超声诊断的物理基础

第一节 超声诊断学概述

一、超声诊断原理

超声诊断学是在现代电子学发展的基础上,将雷达技术与声学原理相结合并应用于临床医学诊断的一门新兴独立学科。其研究的内容包括超声诊断的物理基础、超声诊断仪结构、操作技术、对声像的分析判断及介入性诊断与治疗等。

超声诊断是根据超声声像图对疾病做出的诊断。通过各种类型的超声诊断仪,将超声波发射到人体内,在人体内传播的超声波遇到不同组织或器官的分界面时,将发生反射或散射,形成回声,回声强度由界面的性质和空间分布决定。这些携带信息的回声信号经接收、放大和处理后,由显示屏显示为波形或图像,这些波形或图像统称为声像图。观察分析超声声像图并结合临床表现可对疾病做出诊断。

二、临床应用

(一) 超声诊断具有以下特点

1. 是无放射性损伤、无创伤性检查技术。
2. 能方便地获得欲检器官各种方位的断层图像,层次清晰,接近于解剖真实结构,定位及测量准确。
3. 对活动器官能做动态的实时切面显像,便于观察。
4. 能发挥管腔造影功能,无需任何造影剂即可显示含液管腔的结构,如心脏、大血管、肝内血管、胆囊、胰管及胆管等。
5. 对软组织器官内的较小病灶具有良好的显示能力,能清晰显示实质性器官内较小的囊性或实性病灶等。

(二) 临床应用范围

1. 小器官疾病:如眼球、涎腺、甲状腺、乳腺及睾丸等。
2. 表浅软组织:如皮肤、皮下组织及肌肉各层、肿物等。
3. 心脏与血管疾病。
4. 肝脏系统疾病。
5. 胆道系统疾病。
6. 胰腺系统疾病。
7. 脾脏疾病。
8. 泌尿系统疾病。
9. 妇产科疾病。
10. 外周血管疾病。
11. 胃肠、骨骼疾病。
12. 婴儿颅内疾病及腹膜后疾病。

13. 介入性诊断与治疗等。

需说明的是,对骨骼、胃肠、肺、颅脑等器官的部分疾病,由于骨、空气等介质与软组织形成的交界面对超声波的透射率较低,故目前超声诊断对这些器官的应用受到一定限制,有待进一步探索和研究。

第二节 超声波的性质

自然界有各种各样的波,常见的有电磁波和机械波。其中,无线电波、可见光和 X 线等都是电磁波,而水波、声波、地震波等均为机械波,故超声波的性质为机械波。电磁波能够在真空中传播,而机械波只能在介质中传播。

一、机械波的产生和分类

(一) 机械波的产生

机械波是机械振动在弹性介质中的传播。机械振动是物体围绕某一中心位置作往返运动;弹性介质是一些受外力作用后能够恢复形变的物质,如人体软组织、液体和气体等。若弹性介质中某一微小区域内的物理特性是均匀一致的,则该微小区域称为质点。由于质点与质点之间存在着作用力,所以介质中的一个质点受振动作用而振动起来之后,便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,这样振动就以一定的速度从振源开始由近及远地在整个介质中传播出去,此即为机械波。

由此可见,机械波的产生须具备两个条件:第一,引起机械振动的物体,即振源;第二,传播这种振动的物质,即弹性介质。机械波在介质中行进时,介质中的质点只是在各自的平衡位置附近振动,并没有随波向前迁移,而每一个质点只把它的振动状态(能量)传递给远处的质点,使远处的质点做相似的振动。因此,机械波是在介质中传播的振动及能量,而不是介质质点的迁移。如同水面上的后浪赶前浪一样,向前推进的是波形,不是质点的本身。

(二) 机械波的分类

1. 纵波和横波 依据波的传播方向和介质质点的振动方向进行区分的。

(1) 纵波 介质质点的振动方向与波的传播方向相一致的波称为纵波,如空气中的声波。纵波在固体、液体和气体中都能传播。在超声诊断中,仅纵波有实用价值。

(2) 横波 介质质点的振动方向与波的传播方向相垂直的波称横波,横波的特征是凸凹相间,如弦绳的振动波为横波。横波只能在固体中传播。

2. 平面波和球面波 波面为平面者称平面波;波面为球面者称球面波。在超声诊断中,为研究方便一般视超声波为平面波。

3. 连续波和脉冲波 振源做持续不断的振动所产生的波称连续波,如连续式 D 型诊断仪发射的高频超声波。振源做间歇振动所形成的波称为脉冲波,如脉冲式 D 型诊断仪发射的超声脉冲波。

二、超声波

(一) 声波的分类

前面已经提到,超声波的性质属于机械波,它既是一种机械振动形式,也是一种能量的传播形式。目前人们通常把超声波划分与命名为以下四类:

1. 次声波 每秒钟振动频率大于 10^4Hz 以上，而小于 16Hz 以下的机械波称为次声波。
2. 可闻声波 每秒钟振动频率大于 16Hz ，而小于 $2 \times 10^4\text{Hz}$ 以下的机械波称为可闻声波。
3. 超声波 每秒钟振动频率大于 $2 \times 10^4\text{Hz}$ ，而小于 10^9Hz 的机械波称为超声波。
4. 特种超声波 每秒钟振动频率大于 10^9Hz ，而小于 10^{13}Hz 的机械波称为特种超声波。

其中次声波、超声波和特种超声波都是人耳听不到的声波，它们都超出了人耳对振动频率的感觉阈，这种情况就如同人的眼睛看不见红外光和紫外光一样。

当声波频率大于 10^{13}Hz 时，其波长（即一次振动时间内声波传播的距离）已接近物质中的原子与原子之间距离，频率再高的声波已无法传播，所以这是声波的频率上限。

（二）超声波的物理量

1. 周期和频率 介质中的质点自平衡位置往返振动一次所需的时间称为周期（ T ），在单位时间内质点完成全振动的次数称为频率（ f ）。频率的单位是 Hz ，1 秒钟振动 1 次为 1 赫兹（ 1Hz ）。如 1 秒钟内振动 100 次，我们就说它的频率为 100Hz ，即 $f=100\text{Hz}$ 。频率与周期互为倒数： $f=1/T$ 。

诊断用超声波的频率一般在 $1\sim 20\text{MHz}$ 之间，低于 1MHz 的超声波分辨率差，不能用于诊断。

2. 波长和声速 在一个振动周期内，振动传播的距离称为波长（ λ ），而声速（ C ）是指单位时间内超声波在介质中传播的距离。声速 C 、波长 λ 与频率 f 之间的关系是： $C=f \cdot \lambda$ 。

如探头的频率 $f=3\text{MHz}$ ，超声波在人体软组织的声速 $c=1540\text{m/s}$ ，波长 $\lambda=0.5\text{mm}$ 。在同一介质中，波长与频率成反比。频率越高，波长愈短（表 1-1）。

表 1-1 人体软组织中不同频率的波长

频率(MHz)	1.25	2.5	3.0	3.5	5	7.5	10	20
波长(mm)	1.23	0.6	0.5	0.44	0.3	0.2	0.15	0.075

在不同介质中，超声的声速也不同，但在同一介质中，诊断频段的超声波的声速可以认为是相同的，因为声波在介质中的传播速度与介质的弹性系数和介质密度有关。有人计算出

声速（ C ）与介质的弹性系数（ K ）和介质密度（ ρ ）比值的平方根成正比： $C \approx \sqrt{\frac{K}{\rho}}$ 。

此外，声速尚与组织温度有关。通常，非脂肪组织的声速随温度上升而增快，脂肪组织的声速随温度上升而减慢。当脂肪组织由 20°C 升到 40°C 时，声速可下降 15% 之多。

3. 振幅 即波幅，是声波传播过程中振动质点自平衡位置振动至最大位移间的距离。在同一介质中，振幅越大，波的能量越高。

4. 超声能量与能量密度 当超声波在介质中传播时，声波到达之处的质点发生机械振动和位移，前者产生动能而后者产生弹性势能，动能和势能之和组成波动质点的总能量，即超声波的能量。声波在介质中传播的过程，也是能量在介质中传递的过程。有人经过精确换算得出，在能量密度一定的情况下，介质密度越小，振幅越大，波的能量越高。

5. 声强与声强级 在垂直于超声波的传播方向上，单位时间内通过单位面积上的超声能量称为超声强度，简称声强（ I ）。单位是瓦 / 平方厘米（ W/cm^2 ）或毫瓦 / 平方厘米（ mW/cm^2 ）。在实践应用中，一般采用声强的自然对数来表示声强的级别，称为声强级（ L ），单位贝尔（ B ）。实际应用中以贝尔的 $1/10$ 为单位，称为分贝（ dB ）。按规定，以一个最低可闻声强（ I_0 ）为参考声强并以此为基准来测量实际声强，即：声强级 $L(\text{dB})=10\lg I/I_0$ （ dB ）。

人耳能感受的声强范围为 $10^{-12}\text{W}/\text{m}^2 \sim 1\text{W}/\text{m}^2$ ，即声强的级别为 $0\sim 120\text{dB}$ 。

6. 声压与声压级 超声传播时，介质中的介点形成压缩区和稀疏压。压缩区的介质密度相

对较大,其压强大于平衡状态的静压强,声压为正值。在稀疏区的介质密度小,声压低于平衡状态下的静压强,声压为负值。介质中有声波传播时的压强与无声波传播时的静压强之间的差值称为声压(P)。它相当于在垂直超声波传播方向上的单位面积上所承受的压力。两声压之比的对数值称为声压级(L_p),即声压级 $L_p(\text{dB})=20\lg P/P_0(\text{dB})$ 。

式中P为所求声压,P₀为参考声压。当测定某声压P与参考声压P₀之比 $P/P_0=10^5$ 倍时,其声压级为100dB。

(三) 超声波的声场

1. 声束 是指从声源发出并集中在一个狭小立体角内成束状传播的声波,即声轴周围-6dB (-50%) 范围内的声场分布区。如同黑暗中手电筒发出的光束。

2. 声轴 为声波传播方向的轴线,即声束的中心轴线。它代表超声在声源发出后其传播的主方向,是声能量密度最大的区带。

3. 束宽 指声束横断面的直径。束宽较大时,横向、侧向分辨力差。非聚集的声束,横向分辨力等于或大于声源的直径,不能分辨小结构。为了增加分辨力,B型超声仪器采用声透镜、动态电子聚集、凹面晶片聚集发射和接收等多种方式使声束变窄。经过聚集的声束,称为聚焦声束。

4. 声场 介质中有声波存在的区域称声场。声源小,频率低的声波呈球面状传播,称为球面波,如人耳可闻之声波。声源足够大时,声波呈直线传播,称为平面波。超声探头内振动晶片的直径为其振动波长的20倍以上,不足以形成完全的平面波,而是具有平面波和球面波的中间性质,集中在一个狭小的立体角内发射,即具有指向性。按惠更斯原理,近声源侧近似平面波,称为近场,而远声源侧近似球面波,称为远场。

在近场,因干涉而形成复杂的声场,称 Fresnel 区。近场区长度L(单位mm)可从下列公式计算出: $L=r^2/\lambda$ 或 $L=r^2f/1.5$ (在人体软组织中)

其中r为声源半径(mm),f为频率(MHz),λ为在该介质中波长(mm),1.5为声速(C)。如探头直径为20mm时,发射频率为5MHz,则近场区长度约为333.333mm。

紧接近场区后的远场,声波开始向周围空间扩散。扩散声场两侧边缘所形成的角称为扩散角(θ)。扩散角与声源半径及波长有关,表达式为:

$\sin \theta = 0.61\lambda/r$ 。

可见,探头孔径愈大,扩散角愈小,声束扩散愈小。超声波频率越高,波长越短,则近场长度越长(如图1-1)。加大探头直径虽能增加近场长度并缩小扩散角,改善指向性,但声束的宽度也增加,致使横向分辨率和厚度分辨率降低。因此,现代超声诊断仪都使用小巧的聚集探头以减少远场声束扩散。

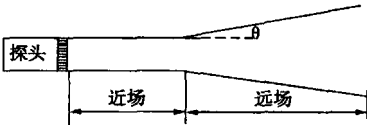


图 1-1 超声场示意图

第三节 超声波的发生与接收

目前,医学诊断用超声波发生装置,多根据压电效应原理制造。

一、压电效应

1880 年法国物理学家 Curie 发现,某些不具有中心对称的晶体,如石英分子排列缺乏中

心对称，如图 1-2a。在不受外力作用时，正负电荷互相抵消，晶体不显电性。当在其两端施加一个压力或拉力时（图 1-2b、图 1-2c），晶体被压缩或拉伸，晶体的两个表面将分别出现正、负电荷，即机械能转变为电能；反之，当晶体受到交变电场的作用时，晶体将出现压缩和膨胀（图 1-2d、图 1-2e），其电能转变为机械能。这种在晶体上改变形态或压力引起电极分化，相反给予通电则产生形态或压力改变的现象称为压电效应。由机械能转变为电能的过程称为正压电效应，由电能转变为机械能的过程称为逆压电效应。具有压电效应性质的晶体称为压电晶体。

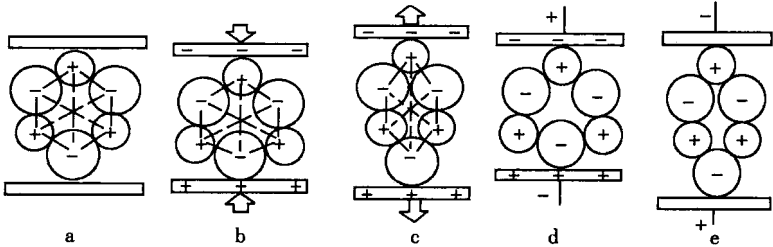


图 1-2 压电效应示意图

目前广泛应用于超声诊断仪的是人工合成的压电陶瓷，其中最常用的是锆钛酸铅（PZT），它具有灵敏度高、激励电压较低、加工方便和成本较低等优点。压电陶瓷是经过一定的配方、研磨、成型及焙烧而成。焙烧好的陶瓷开始并不具有压电性，只有经过极化处理后才显示出压电性，成为压电晶体。

二、超声波的产生和接收

压电晶体具有电能与机械能互相转换的性能，所以它既可以作为超声波的发生器，又可以作为超声波的接收器。

超声波的产生 是利用压电晶体的逆压电效应的原理。当压电晶体受到仪器产生的高频交变电场作用时，压电晶体将在厚度方向上产生胀缩现象，即机械振动。这个振动的晶片即成了超声波的声源。该振动引起邻近介质形成疏密相间的波，即超声波。

超声波的接收 是利用压电晶体的正压电效应的原理。当回声信号作用于压电晶体上，相当于对其施加一外力（机械能），根据正压电效应，晶体两边将产生携带回声信息的微弱电压信号，将这种电信号经过放大、处理之后，即能在显示屏上显示出用于诊断的声像图。

三、探头的主要参量

（一）探头的基本结构

探头的种类较多，性能各异，但基本结构大致相同，主要由压电晶体、吸声背块、匹配层、导线及接口电路等部分组成，如 A 型探头（图 1-3）。

1. 匹配层 位于探头最前面，由环氧树脂或己二氨等材料制成。其作用是：①保护晶片；②防止激励电压损伤人体；③能使超声波有效地进入人体。

2. 压电晶体 位于匹配层后面。晶体两面涂有薄银层，并从银层上各引出一条导线，用来传送激励电信号至晶片，并将晶片转换的回声电信号送到接收放大器。绝大多数探头都采用同一压电晶体兼有超声发生和接收的两种功能。压电晶体仅有零点几毫米厚，容易损坏，使用中应注意保护。

3. 吸声背块 位于晶体后面。吸收晶体背向辐射的超声波，由环氧树脂加钨粉或硅橡胶加钨粉等制成。用以减少干扰，提高分辨率。

4. 接口电路 通过接口电路使探头与主机连接。

5. 探头外壳 位于探头体的最外面，保护与支撑探头体。

6. 隔声材料 位于探头外壳的内层，防止声波外溢。

必须说明的是：不同厂家或同一厂家的不同型号产品，因设计不同，接口电路各异，因此探头不能互换。

(二) 探头的种类

超声诊断仪的探头基本上可分为两大类：电子式探头和机械式探头。电子式探头，在超声波发生和接收过程中，探头内的压电晶体不能移动，通过电子控制的方式完成扫描并形成图像；机械式探头通过微型电机带动晶体运动，完成扫描并形成图像（图 1-4）。

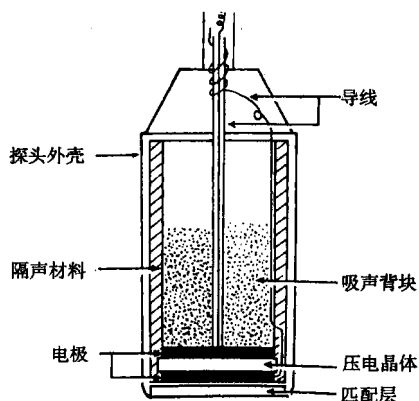


图 1-3 探头结构示意图

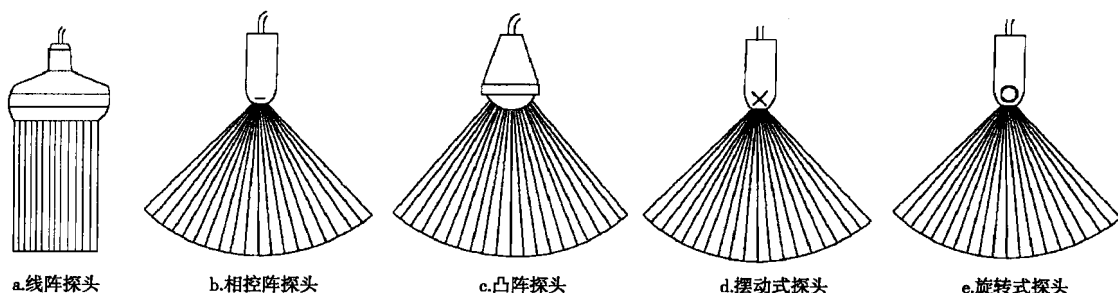


图 1-4 各种超声探头示意图

1. 电子式探头

(1) 线阵探头 探头由数百个（如 400 个）压电晶片组成，晶片呈直线排列。在电子开关控制下，晶片顺序振动发出声束，并自动地在人体内扫查，形成一幅矩形切面图像。它与人体接触面积较大，常用于腹腔器官及胎儿的扫查。

(2) 相控阵探头 探头由 32~128 个晶片组成，晶片也呈直线排列。利用电子延迟线的办法改变发射声束的传播方向，形成扇形扫描，获得扇形图像。它与人体接触面积小，远场视野较大，常用于心脏及纵隔检查。

(3) 凸阵探头 探头的晶片也在数百个，晶片按凸形的弧形排列，工作原理与线阵探头相似，但产生扇形声束，获得梯形图像。常用于盆腔及腹腔器官的检查。

(4) 体腔探头 包括直肠探头、阴道探头、食道探头等。它们均通过一个长柄把小探头引向体腔，接近被检器官以获得更清晰的图像，近场、远场视野均较大。常用于前列腺、子宫、附件、纵隔、心脏与大血管等检查。

(5) 穿刺探头 它在线阵或凸阵探头侧面附加一个穿刺引导器或在线阵或凸阵探头中央留一楔形孔，通过声像引导穿刺，进行介入性诊断或治疗。

(6) 其他 如胃镜超声、结肠镜超声、膀胱镜超声、子宫镜超声、腹腔镜超声、经血管内超声、术中超声及介入性超声等，均在快速发展与普及，这里就不一一进行介绍。

2. 机械式探头

(1) 摆动式探头 只有一块压电晶片，探头内的微型电机驱动晶片来回摆动，形成扇形

扫描。它与人体接触面积小，远场视野较大。适用于心脏、肝、脾、子宫、前列腺等被骨遮盖器官的检查。

(2) 旋转式探头 该类探头把 3~4 块压电晶片等距离地固定在一个转子上，通过探头内的微型电机带动转子转动，形成扇形扫描。它较摆动式探头使用寿命长，图像质量较好。使用范围同摆动式探头。

另外，目前出现了新一代环阵探头，它由排列为一组同心圆的多晶片组成，能实现电子动态聚焦，且圆形晶片的声束剖面对称。其扇形图像由电机驱动晶片摆动形成，非相控方式。它具有机械式探头圆形晶片的声束剖面对称和相控阵探头多晶片排列形式动态聚焦的优点，有较高的穿透力和横向分辨率。

(三) 探头的频率

目前所有探头的频率主要有 2MHz、2.5MHz、3.0MHz、3.3MHz、3.5MHz、5MHz、7.5MHz、10MHz 和 20MHz 等多种。一般而言，低频探头适用较深部位器官的检查，高频探头适用较浅部位或表浅结构的检查。

(四) 分辨力

分辨力与分辨率不同，分辨率指每厘米内最大可分辨的点数或线数，而分辨力是指超声能够区分空间相邻两个界面之间的最短距离的能力，两者互为倒数。分辨力通常有三种：

1. 纵向分辨力 也称轴向分辨力，指超声能够区分位于声束轴线上前后（纵深）两个界面之间最小距离的能力。它是超声诊断仪质量的重要指标之一。纵向分辨力的大小决定于超声脉冲的宽度，脉冲越窄，频率越快，分辨力越好。

将每次脉冲发射的时间称脉冲宽度。设超声脉冲的时宽为 $2\mu\text{s}$ ，声波在人体内的传播速度近似为 1500m/s ，则该超声脉冲在人体内的空间宽度为 $2 \times 10^{-6} \times 1500 \times 10^3 = 3\text{mm}$ 。它在人体内传播方向上可分开的最小距离为脉冲空间宽度之半，即纵向分辨力为 1.5mm 。如果使声脉冲宽度缩至 $1\mu\text{s}$ ，则其分辨力提高一倍，为 0.75mm 。

由数学上的傅立叶分析原理知道，脉冲越窄，其所包含的频率成分越多，故脉冲反射或超声诊断仪的纵向分辨力 (A_x) 与超声频率 (f_0)、声速 (C) 和换能器的机械品质因数 (Q_m) 的关系是： $A_x = c (1/2 + Q_m/\pi) / f_0$ 。

2. 横向分辨力 指在垂直于声束轴线的平面上，超声能区分位于探头长轴方向相邻两点间最小距离的能力。横向分辨力的大小决定于声束的宽度。声束宽，分辨力低；反之，声束越窄，分辨力越高。为了提高横向分辨力，普遍采用声束聚焦技术。另外，它还与声源大小，超声频率及探测深度有关。

3. 厚度分辨力 指在垂直于声束轴线的平面上，超声能够区分位于探头短轴方向相邻两点间最小距离的能力。超声探头具有一定的厚度，超声切面图像是一个有一定厚度断层组织的叠加图像。厚度分辨力就是在探头厚度方向声束的宽度。它与探头的曲面聚焦及探测物到探头的距离等因素有关。厚度分辨力越高，图像上反映的切面情况越真实，否则可能出现伪像。

由于单晶片机械扇扫探头与环阵探头的声束为圆柱形，横向与侧向同宽，所以无横向分辨力与侧向分辨力之分。

另外，还有空间分辨力、对比分辨力、瞬时分辨力之分，这里只做简要说明。空间分辨力指成像系统分辨细微结构和血流并显示其正常解剖学位置的能力，它由像素总数和声束特性决定，有的仪器可达 512×512 ，甚至 1024×1024 ，它是成像系统多种分辨力的综合反映。对比分辨力指成像系统可显示相似振幅回声而不同灰阶细微差别的能力，也即显示不同组织

回声细微的差别的能力。它与仪器动态范围有关。瞬时分辨力指正确显示实时血流相位的能力，与仪器的帧率有关。

(五) 声束焦距

探头内的压电晶片有一定的宽度和长度，其产生的超声波束在探头的短轴和长轴方向上都有一定的宽度，而且声束宽度随传播距离增加而增大。为了提高超声的厚度和横向分辨力，需采用二维聚焦技术，其方法有机械聚焦和电子聚焦，即非电子聚焦和电子聚焦两大类。

1. 非电子聚焦 包括声透镜聚焦、声反射镜聚焦和压电材料凹面聚焦。其意义是在探头短轴方向上对声束聚焦，以提高厚度分辨力。

(1) 声透镜 作用原理与光学透镜一样，即在透镜材料中，由于声波传播速度与周围介质中的声波传播速度不同而产生折射，从而得到声波的聚焦。由于光在玻璃中的传播速度比空气中慢，故光学焦距透镜是凸透镜。但是，声透镜用聚乙烯和合成树脂作为材料，声波在其中的传播速度要比在人体中的传播速度快，故声透镜是凹透镜（图 1-5）。

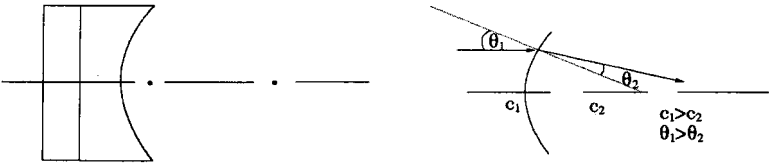


图1-5 声透镜聚焦

图中所示压电材料向右发出声束，声束在曲面上发生折射。由于声透镜材料的声速大于人体软组织声速，因此折射角变小，产生声束向轴上会聚。考虑到探头要与人体有良好接触，往往采用另一种材料附着在凹形声透镜上，使其表面为平面或微凸。如用低声速材料（如硅胶，其声速为1050m/s，低于人体软组织的平均声速 1540m/s）制成聚焦声透镜，则应制成凸透镜，正好与人体皮肤有良好的接触，故在实际应用中常采用硅胶作声透镜聚焦。

(2) 凹形压电材料 将压电材料制成凹形，也具有聚焦作用，但是这样凹面振子加工较困难。

(3) 声反射镜 如图 1-6 所示的平行声束经楔形声反射镜反射到抛物面声透镜，然后经抛物面聚焦在它的焦点。

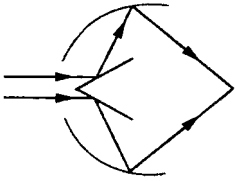


图 1-6 声反射聚焦

2. 电子聚焦 较常用的电子聚焦换能器具有两种形式：线阵列和环阵列。以前者为例，即对多晶片探头，应用无线电技术中的相位控制原理，在探头长轴方向上对声束实现聚焦，以提高横向分辨力。

如图 1-7 所示为线阵探头长轴方向上电子聚焦情况。设其长轴方向上每 8 个阵元（如探头短轴方向每 4 个晶片组成一个阵元）为一组发射超声波，形成一个合成声束。为使 8 个阵元发射的超声波束会聚于一点，要求对各阵元施加的激励电信号进行一定的时间延迟，以控制各阵元发射超声波的相位。如 t_1 时刻第一个声束由 1~8 号阵元产生，让 1、8 阵元发射超声波，然后间隔一定的时间依次让 2、7 号阵元、3、6 号阵元及 4、5 号阵元向空间发射超声波，8 个阵元发射的超声波经 T 时刻后，在轴线 F 点进行同相位叠加，达到聚焦目的。换言之在线阵排列的阵元中，离焦点远的阵元先发射，离焦点近的阵元最后发射，8 个阵元发射超声汇聚在 F 点附近。在探头接收回声时，逆转上述过程，最后到达各路回声电信号同步输入。在 t_2 时刻，采用同样的方法使 2~9 号阵元产生第二个聚焦声束，并接收回声。从 t_1 到 t_2 时刻，聚焦声束移动一个晶片间距，以此类推，形成若干个聚焦声束并沿探

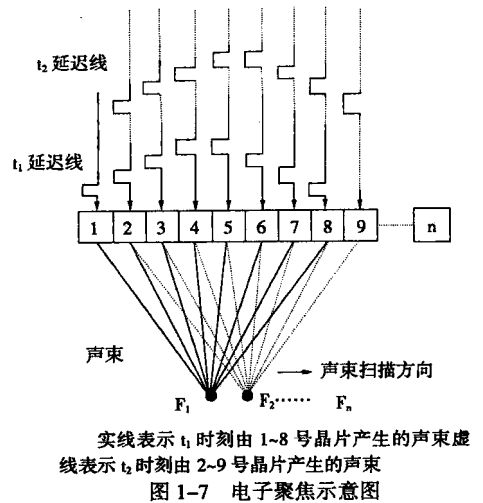
头长轴方向完成一次扫描。

对于发射聚焦来说，其焦点一般来说发射一次只有一个焦点。无论是电子和非电子聚焦都是这样。若要发射焦点多，图像质量好，则要求发射多次，每次发射声束聚焦在不同位置，形成多焦点，例如上、中、下三个位置的焦点，然后将上、中、下三幅图像叠加成一幅图像。此时，虽然空间分辨力提高了，但却降低了时间分辨力（图像帧频降低）。为了不降低时间分辨力，就不得不力求在一次发射过程中的聚焦作用范围（焦区）尽量大，甚至焦区扩大到全程。近年来均用数字波束形成器（digital beam-former）去执行。

接收聚焦有两种：一是多点聚焦；二是动态（实时跟踪）聚焦。

多点聚焦是将几个焦点设置在各个不同深度。当超声回波来自焦点附近的目標时，电子开关选择相应的延迟线。这是在一次接收过程中完成多个点的接收聚焦。电子开关切换不同延迟线的速度能跟上声波在人体中的传播的速度。焦点沿轴向下移动的速度就等于声速。那么当某一深度出现回波，焦点也恰好调整到这一深度，就实现了动态聚焦，也就是对回波的跟踪聚焦。

必须注意：一次发射过程中，只能进行一次聚焦；而一次接收过程中，却能聚焦多次。



第四节 超声波的传播

一、平面波和球面波的传播

波源振动产生的超声波进入介质后，介质中各质点仅在其平衡位置上以一定的幅度往返振动，而振动状态（包括能量）则以某种速度向前推进、传播。连续分布的介质中任何一点的振动将直接引起邻近各点的振动，根据惠更斯原理，在波动中的任何一点都可以看作是新的波源，即介质中波动传到的每个点都可以看做是发射子波的波源。这些子波的包迹就决定了以后时刻新的波面。

图 1-8 表示一个平面型压电晶体。为了分析方便，设该晶体是由 7 个分散的点声源形成的组合体，它产生的超声波的初始波面就是晶体表面 S_0 。若该声波在介质中以恒定的声速 C 传播， t_1 时刻的波面可这样求得：以每个点声源为中心，以 $C \cdot t_1$ 为半径，画出 7 个球面形的子波，然后做正切于这些子波的包迹面，就得到新的波面 S_1 。如果把 S_1 波面上的各点再视为新的波源（称子波源），它们也各自发出球面波（子波），那么子波在 F 时刻 t_2 的半径为： $\Delta r = C \cdot t_2$ ，而与这些子波相切的面 S_2 就是 t_2 时刻的新波面。新波面仍是平面波。依此类推，可以继续求得 t_3 、 t_4 、…… t_n 时刻的波面 S_3 、 S_4 、…… S_n 。随时间的增加，波面也在介质中向前推进。波面的推进反映了超声波的传播面貌，而波面的法线方向就是超声波的传播方向。超声波在均匀介质中沿着法线方

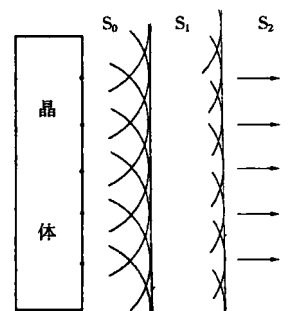


图 1-8 根据惠更斯原理求波面示意图

向呈直线传播。但在非均匀介质中，如果在传播方向上遇到障碍物，将发生反射、散射和衰减等现象。用同样的方法可以求得球面波波面 S_1 、 S_2 …… S_n ，仍然是一个球面波（图1-9）。

平面活塞式超声探头（平面型压电晶体）发射的超声波，在其近场内是平面波，传至远场，平面波开始扩散。随着与声源的距离增大，平面波的扩散也逐渐增加，到达足够远时，在理论上，平面波势必也演变为球面波。

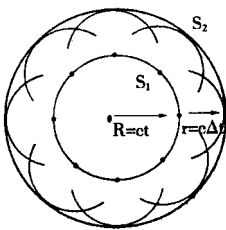


图 1-9 球面波

二、声特性阻抗与界面

(一) 声特性阻抗

可以理解为声波在介质中传播时所受到的阻力。不同的介质有不同的声特性阻抗，其定义为介质的密度 (ρ) 与声速 (C) 的乘积，简称声阻抗，用 Z 表示。 $Z=\rho \cdot C$ 。声阻抗的单位是瑞利 (rayls)，1 瑞利等于 $1\text{g}/\text{cm}^2 \cdot \text{s}$ 。如对于血液 $Z=\rho \cdot C=1.055\text{g}/\text{cm}^3 \times 157000\text{cm}/\text{s}=1.656 \times 10^5\text{rayls}$ 。

由表 1-2 可知，各种软组织间声阻抗在 $1.4 \times 10^5 \sim 1.7 \times 10^5$ 瑞利之间差别很小，空气密度低，声速慢，声阻抗最小，仅为软组织的 $1/3800$ ；而高密度颅骨声阻抗较高，约为软组织的 3.6 倍。人体各组织的声阻抗差是超声成像的基础。现在的超声波诊断仪（包括 A 型、B 型、M 型）都是建立在回波基础上的，其物理基础便是人体内的声阻抗差， Z 值是不均匀的。病变组织常常伴随 Z 值变化，从而引起回波的相应变化，人们从回波的变化中即可提取人体病变的诊断信息。

表 1-2 超声波诊断中常见的几种介质的声阻抗

介质名称	ρ 密度(g/cm^3)	c 声速(m/s)	Z 声特性阻抗(1×10^5 瑞利)
空气(22℃)	0.0018	334	0.000407
水(37℃)	0.9934	1523	1.513
血液	1.055	1570	1.656
脂肪	0.955	1467	1.410
肌肉	1.074	1568	1.684
软组织(平均)	1.016	1500	1.524
肝	1.050	1570	1.648
羊水	1.013	1474	1.493
大脑	1.038	1540	1.599
颅骨	1.658	3860	5.571

(二) 界面

声阻抗不同的两种介质的交界面称为界面。根据界面尺寸 (d) 和入射声波波长 (λ) 之间的关系，将界面分为大界面 ($d \gg \lambda$) 和小界面 ($d \leq \lambda$)。由于诊断用超声波波长多在 $0.15 \sim 0.6\text{mm}$ （对应频率为 $2.5 \sim 10\text{MHz}$ ）之间，故人体器官的表面是大界面，而内部细微结构属于小界面。当两种介质的声波特性阻抗差大于 0.10% 时，入射声波即在其界面发生反射、折射和（或）散射。

三、反射和折射

(一) 反射

超声波入射两种声阻抗不同的介质中，部分或全部声能在界面处返回到原介质中的传播