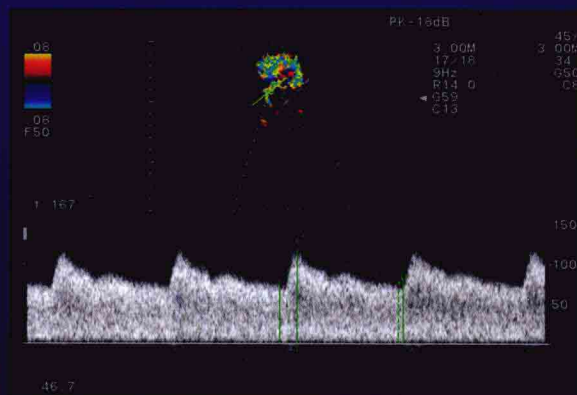
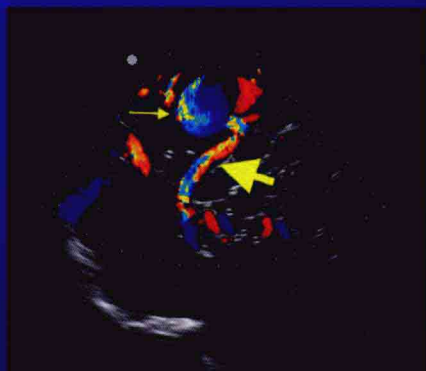




LUNAO SHUZHONG
CHAOSHENG TUPU

颅脑术中超声图谱

主编 何文 王硕





中华临床超声医学影像学丛书
CHINA CLINICAL ULTRASOUND MEDICINE AND IMAGING SERIES

颅脑术中超声图谱

——第二版——



人民卫生出版社

R651.104
H215

由全国技术学术著作出版基金资助出版

颅脑术中超声图谱

主 编 何 文 王 硕

副主编 王 嵘 王立淑

编 者 (以姓氏笔画排序)

王 硕 首都医科大学附属北京天坛医院神经外科

王 嵘 首都医科大学附属北京天坛医院神经外科

王立淑 首都医科大学附属北京天坛医院超声科

齐 巍 首都医科大学附属北京天坛医院神经外科

R 651.104

1-215

科学技术文献出版社

Scientific and Technical Documents Publishing House

北 京

图书在版编目(CIP)数据

颅脑术中超声图谱 / 何文, 王硕主编. — 北京: 科学技术文献出版社,
2010.1

ISBN 978-7-5023-6531-8

I. 颅… II. ①何… ②王… III. 颅脑损伤—超声波诊断—图谱

IV. R651.104-64

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2009) 第 221454 号

出 版 者 科学技术文献出版社
地 址 北京市复兴路 15 号 (中央电视台西侧) / 100038
图书编务部电话 (010)58882938, 58882087(传真)
图书发行部电话 (010)58882866 (传真)
邮 购 部 电 话 (010)58882873
网 址 <http://www.stdph.com>
E-mail: stdph@istic.ac.cn
策 划 编 辑 刘新荣
责 任 编 辑 刘新荣
责 任 校 对 赵文珍
责 任 出 版 王杰馨
装 帧 设 计 北京博雅思企划有限公司
发 行 者 科学技术文献出版社发行 全国各地新华书店经销
印 刷 者 北京时尚印佳彩色印刷有限公司
版 (印) 次 2010 年 1 月第 1 版第 1 次印刷
开 本 889×1194 16 开
字 数 821 千
印 张 29
印 数 1 ~ 3000 册
定 价 199.00 元

© 版权所有 违法必究

购买本社图书, 凡字迹不清、缺页、倒页、脱页者, 本社发行部负责调换。

序

XU

20 世纪后半叶，世界新技术革命浪潮席卷全球，给传统外科学的进步和发展注入了新的活力。微创外科学以现代生命科学为基础，结合先进的工程技术而发展起来，代表了以人为本的人文主义文化，是“生物—心理—社会”新型医疗模式的具体表现。

随着微创外科学的发展，微创神经外科学技术也不断涌现并逐步推广。微创神经外科学概念是在诊断与治疗神经外科疾患时，以最小创伤的操作，最大程度恢复神经外科疾患病人的神经解剖、生理功能和心理功能，最大限度地为病人解决病痛，尽量减少医源性损伤及手术后并发症。微创神经外科学作为一个新的技术平台，支撑着神经外科学向更高境界攀登。

现代临床影像技术的进步，包括超声、CT、MRI、DSA 等，对微创神经外科学的发展具有重要意义。颅脑术中超声作为超声医学的一个分支，近年来发展迅速，术中超声可清晰显示颅内结构，精确定位病灶，实时引导手术入路，将手术损伤降到最低，尤其是位于颅脑深部的微小病灶。脑肿瘤术中应用超声判断肿瘤切除情况，对指导手术和术后放疗、化疗有很大帮助；对于颅内动静脉畸形，术中超声可显示供血动脉及引流静脉的位置、走行，并在判断畸形血管残留方面发挥着重要作用，避免二次手术并降低了发生颅内出血的风险；超声引导下颅内肿瘤的穿刺活检，可避开坏死区及大血管，深部微小病灶引导穿刺针定位，引导脑室穿刺引流可选择最佳穿刺路径及穿刺点，保证穿刺的准确性，并提高安全性；超声引导下的微波消融治疗应用于神经外科，有望成为神经外科治疗胶质瘤的重要补充。颅脑术中超声在神经外科手术中具有广阔的应用前景和较高的实用价值，已成为微创神经外科手术中不可缺少的辅助检查手段。

目前，国内很多医疗机构的神经外科医师及超声科医师对颅脑术中超声的应用仍较为陌生，也无相关书籍参考，限制了学科的发展和进步。鉴于此，首都医科大学附属北京天坛医院超声科何文教授和神经外科王硕教授邀请国内神经外科专家及超声专家编著了《颅脑术中超声图谱》。此书将成为超声科医师与神经外科医师之间的桥梁，更好地将术中超声应用到神经外科，促进微创神经外科学的发展。

本书代表了我国当前颅脑术中超声应用的先进水平，它的出版将促进超声医学及微创神经外科学的发展，相信无论超声科医师还是神经外科医师都将受益匪浅！

赵继宗

中华医学会神经外科学分会
主任委员

前言

QIANYAN

术中超声作为超声医学的一个组成部分,目前广泛应用于普外科、神经外科、心脏外科等领域。颅脑术中超声有助于颅内病变的准确定位,确定病变边界,指导手术避开重要结构和功能区,减少手术损伤重要血管和结构,判断病变切除情况,缩短手术时间,提高脑肿瘤的全切除率,为精确手术提供了检测手段。术中介入性超声在穿刺活检、置管引流、治疗等方面也发挥了重要作用。颅脑术中超声因其具有定位准确、实时显示、安全无创、经济便捷、可反复应用等优点,越来越引起神经外科医师的重视。颅脑术中超声的应用,促进了神经外科的发展,同时也为微创神经外科学的发展提供了可靠的保障。然而,国内开展此项业务的机构尚少,且经验有限,颅脑术中超声检测不规范,神经外科医师对超声图像的识别能力不足,超声医师对神经解剖和图像的了解也存在局限性,因此,迫切需要一部颅脑术中超声专著指导临床。首都医科大学附属北京天坛医院在国内率先开展颅脑术中超声,在颅脑术中超声的应用与推广中做出了重要贡献。迄今,共积累病例 4000 余例,在国内外发表相关学术论文 20 余篇,举办和参加国内、国际学术会议 20 余次,培养出一批中青年专业骨干,为神经外科的发展做出了贡献,极大地丰富了术中超声的应用。

目前,国内关于颅脑术中超声应用的书籍尚少,为了满足国内超声医师及神经外科医师学习之需,特编写了此书。在编写中,考虑到神经外科和超声科医师工作实际,增加了超声基础和方法,同时又对临床有关知识做了简述。其特点为:①在介绍超声及颅脑解剖基础知识的同时,总结出了颅脑术中常用超声标准切面及颅脑术中超声应用的方法;②全面论述了颅内各种疾病的术中超声诊断,其中包括脊髓术中超声的应用,内容丰富、全面;③对颅脑术中超声造影及颅脑术中介入性超声等新技术做了专门论述,为读者拓宽了思路;④颅脑影像学检查、术中超声与临床及微创神经外科学等章节,将超声与临床及其它影像学方法紧密结合;⑤书中提供了大量珍贵的术中超声图片及相应的 MRI、CT 图片,使读者获得更加直观的感性认识并可对照解读;⑥病例均来自首都医科大学附属北京天坛医院,由国内知名的超声科及神经外科专家编写,其内容翔实,通俗易懂,图文并茂,具有很强的实用性。本书适用于超声科和神经外科医师,也适用于医学院学生、研究生和进修生。

在本书的编写过程中，得到了国内超声专家及神经外科专家的悉心指导，在此，衷心表示感谢！特别感谢给予支持和帮助的马振宇、贾戈、李京生、刘佰运、杨俊、王贵怀、张懋植、林松、姜中利、张东、贾桂军、关树森、张俊廷、张力伟、吴震、张建国、张亚卓、王新生、刘丕楠、隋大立、吕刚、王集生、于书卿等教授；感谢在神经外科术中超声开展与推广中做出贡献的姜笑千医师；感谢超声科张惠琴、项东英医师及研究生在本书编写与校对过程中倾心相助！

由于时间紧迫，水平有限，书中难免出现错误及不当之处，敬请广大读者批评指正！

何文 王硕

写于北京天坛医院

目录

MULU

第一章 超声基础知识	1
第一节 超声及其相关基本概念	1
第二节 超声的物理特性	3
第三节 超声诊断仪基本成像原理及声像图分析	6
第四节 多普勒超声	10
第五节 超声伪像	16
第二章 颅脑解剖	24
第一节 颅脑解剖概要	24
第二节 颅脑断层解剖与影像医学	29
第三章 颅脑术中超声检查方法及适应证	36
第一节 仪器与设备	36
第二节 操作方法	39
第三节 图像识别及影响因素	42
第四节 适应证	48
第四章 颅脑影像学检查	50
第一节 X线平片	50
第二节 X线造影	51
第三节 CT	52
第四节 MRI	54
第五节 其它检查方法	56
第六节 颅内疾病的影像学检查	57
第七节 脊髓疾病的影像学检查	63
第五章 脑肿瘤术中超声诊断	67
第一节 神经上皮组织肿瘤	68
第二节 脑膜瘤	163
第三节 胚胎残余组织肿瘤	197
第四节 其它颅内肿瘤	200
第六章 颅脑损伤术中超声	230
第一节 颅脑损伤的方式与分类	230
第二节 原发性颅脑损伤	231

第三节 继发性颅脑损伤	236
第七章 颅内血管性疾病术中超声	245
第一节 颅内动静脉畸形	245
第二节 颅内海绵状血管瘤	278
第三节 颅内动脉瘤	306
第四节 颅内血管母细胞瘤	314
第五节 烟雾病	325
第八章 其它颅内疾病术中超声	332
第一节 脑灰质异位症	332
第二节 脑积水	334
第三节 脑囊虫病	338
第四节 脑脓肿	347
第九章 脊髓术中超声	357
第一节 脊髓肿瘤术中超声	357
第二节 Chiari's 畸形	367
第十章 介入性超声在神经外科的应用	370
第一节 介入性超声基础	370
第二节 超声引导脑肿瘤穿刺活检	376
第三节 超声引导脑囊肿、脓肿、积水穿刺抽吸	378
第四节 超声引导颅内病灶定位	384
第五节 超声引导脑肿瘤介入治疗	386
第十一章 超声造影在神经病学中的应用	389
第一节 超声造影的原理与相关技术	389
第二节 超声造影在颅脑术中的应用	393
第三节 经颅超声造影在颅内血管疾病中的应用	414
第四节 颅脑超声造影的发展现状及应用前景	417
第十二章 术中超声与术中影像引导系统	418
第一节 术中影像引导系统	418
第二节 术中超声与术中导航的联合使用	424
第十三章 微创神经外科学	432
第一节 微创神经外科学的理念	432
第二节 微创神经外科学临床实例	435
第三节 微创神经外科学展望	446
附录 术中超声探头介绍	448
参考文献	451

第一章

超声基础知识

第一节 超声及其相关基本概念

(一) 超声的概念

自然界有各种各样的波，根据波的性质，通常将其分为两大类，即电磁波和机械波。前者如微波、红外线、X 线等，可以在真空中传播；后者如声波、水波等，不能在真空中传播。声波是一种机械振动波，机械振动是指物体在一定的位

置附近做往复运动，其在介质中传播的过程称为波动，简称波。声波以频率划分，可分为次声波、声波和超声波（简称超声）。频率在 20 ~ 20 000 Hz（赫兹）之间的声波人耳能感知到，故称声波；频率低于 20 Hz 的声波为次声波；频率大于 20 000 Hz 的声波为超声。次声波及超声均不能被人耳所感知。用于临床诊断的超声频率范围在 1 ~ 60 MHz（兆赫兹），但多在 1 ~ 15 MHz。超声属于声波范畴，是高频机械振动波，具有声波的共同物理特性。

(二) 超声的发射与接收

有多种方法可以产生超声，但在医学超声中最常用的是电声转换法中的压电式换能法，即压电效应（图 1-1-1）。

正压电效应：当施加拉力或压力于压电材料表面时，在材料表面沿电轴产生相反的表面电荷，这种由机械能转换为电能的效应称为正压电效应。

逆压电效应：在某些具有压电特性的材料表面施加电压后，由于电场作用，材料内部正负电荷中心发生极化位移，使材料内部产生应力，导致宏观上膨胀或被压缩的几何形变。这种由电能转换为机械能的过程称为逆压电效应。

用压电材料制成的产生和接收超声的装置称为

换能器，即探头，探头是超声仪的声源。压电效应是可逆的，在医用超声设备中，换能器向人体发射超声时，利用了逆压电效应，接收来自人体的反射（散射）波时，利用了正压电效应。

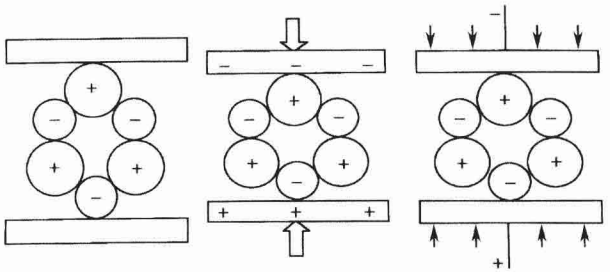


图 1-1-1 压电效应原理示意图

(三) 声场特性

声场 (ultrasound field) 是指超声在弹性介质中传播时，介质中充满了能量的空间区域。声场可分为近场 (near field) 和远场 (far field)：接近超声源（即探头）处，超声束呈狭窄的圆柱形，直径略小于探头压电晶片的直径，此区域即近场；在近场远方，超声束扩散变宽，称为远场（图 1-1-2）。以平面型压电晶体发射为例，近场的长度 (N) 与探头声源孔径的半径 (d) 平方成正比，与波长 (λ) 成反比，即

$$N = d^2 / \lambda$$

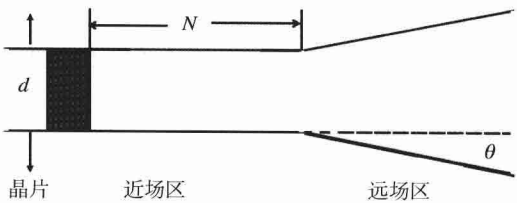


图 1-1-2 声场的声束分布与声束扩散

扩散的速率与程度取决于扩散角(θ)的大小,扩散角由声源(探头换能器)的孔径半径(d)和超声的波长(λ)决定,即

$$\sin\theta = 1.22\lambda/2d$$

可见,超声频率越高波长越短,则近场长度越长扩散角越小,声束指向性越好。从公式可知,增大声源孔径也可以延长近场长度和缩小扩散角,改善超声束的指向性,但会损失横向分辨率。

超声场是由中央一个能量最大的主声束(主瓣)及周围的多个低能量声束(旁瓣)组成的(图 1-1-3)。主瓣和旁瓣的方向不同,接收不同方向的组织反射信号,叠加后全部显示在主瓣的方向上,因此,超声成像时会形成旁瓣干扰。

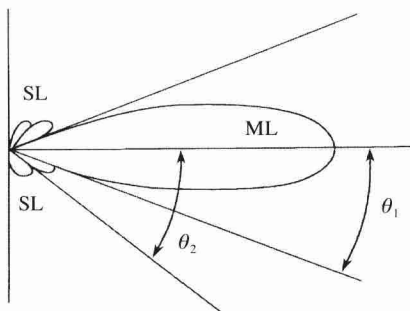


图 1-1-3 超声束的主瓣与旁瓣

(四) 超声的主要传播形式

波动在弹性介质中的主要传播形式是纵波和横波。若质点的振动方向和波的传播方向相互垂直,这种波称为横波(图 1-1-4);若质点的振动方向和波的传播方向平行,则称为纵波(图 1-1-5),以纵波形式传播的波动,介质中各质点形成了疏密相间的质点分布波形,因此,纵波是一种疏密波。

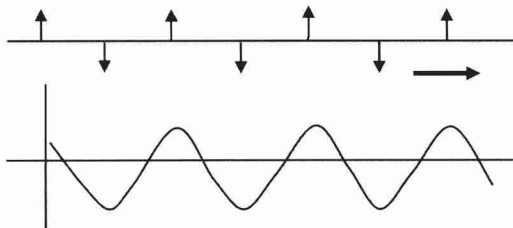


图 1-1-4 横波传播示意图

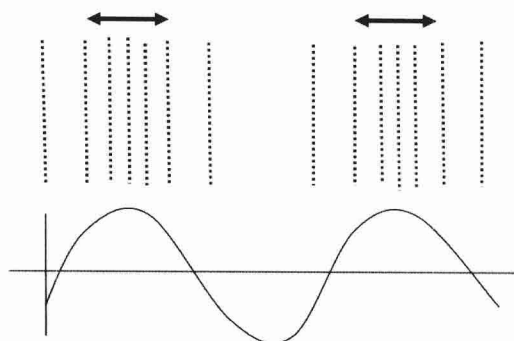


图 1-1-5 纵波传播示意图

上方图示质点沿 Y 轴振动,振动方向与超声传播方向垂直。下方图为振幅曲线,示质点振动的振幅与波随时间及距离的传播。

上方图示质点沿 X 轴振动,振动方向与超声传播方向一致,呈疏密区与压缩区相间的疏密波。下方图为压力曲线,压缩区压力增高,以曲线的正向峰表示,稀疏区压力呈负值,以曲线的负向谷表示。

固体中能产生切变、容变、长变等各种弹性变形,因此,固体既能传播与切变有关的横波,也能传播与容变或长变有关的纵波。液体和气体只有容积变形,因此,在液体和气体内只能传播与容变有关的纵波,人体软组织貌似固体,但因其剪切弹性系数极小,横波很难在其中传播,故人体软组织主要传播的是纵波,即与医学超声诊断有关的主要是纵波。

(五) 人体组织的声学特性

1. 介质 是指传播声波的媒介物,声波必须在介质中传播,而不能在真空中传播。超声诊断中的介质是人体组织器官。

2. 声阻抗 用来表达超声传播所经过介质特性的物理量为声阻抗(Z),声阻抗等于密度(ρ)与声速(c)的乘积,即

$$Z = \rho \cdot c$$

物质密度的一般规律是:固体 $>$ 液体 $>$ 气体;超声在介质中的传播速度排序是:固体 $>$ 液体 $>$ 气体。因此,声阻抗值(Z)大小一般也是:固体 $>$ 液体 $>$ 气体。

3. 界面 是指两种声传播性质不同(通常指声特性阻抗不同)的介质接触面。界面分大界面与小界面。大界面是指长度大于声束波长的界面,人体许

多器官,如,肝、脾、胆囊的包膜,以及皮肤层等都是典型的大界面。长度小于声束波长的界面为小界面。但是,尺寸在 $0.1 \sim 1 \text{ mm}$ 时,界面的界定则是相对的,例如,一个 0.4 mm 的界面,超声频率为 3 MHz 时 ($\lambda = 0.5 \text{ mm}$),应视为小界面,而超声频率为 5 MHz 时 ($\lambda = 0.3 \text{ mm}$),则应视其为大界面。

(六) 超声基本物理量及其之间的关系

1. 超声基本物理量

(1) 频率 (F) 指在单位时间内声源振动的次数,以 Hz 表示, $1 \text{ Hz} = 1 \text{ 次/s}$; 高频率用千赫兹 ($1 \text{ kHz} = 1\,000 \text{ Hz}$) 或兆赫兹 ($1 \text{ MHz} = 1\,000\,000 \text{ Hz}$) 表示。

(2) 声速 (c) 指超声在某介质中传播的速度,即单位时间内传播的距离,单位为 m/s (米/秒)。医学诊断超声,在人体组织中的平均传播速度是 $1\,540 \text{ m/s}$ 。

(3) 波长 (λ) 波动传播时,同一方向上两个相邻的位相差为 2π 的质点之间的距离,即一个完整的波的长度。

2. 频率、波长、声速之间的关系

三者之间有如下关系:

$$c = \lambda \cdot F \quad \text{即} \quad \lambda = c/F$$

(1) 频率不同的声波在同一介质中的传播速度基本相同,因此,不同频率超声在同一介质中传播时,波长与频率成反比。

(2) 同一频率的超声在不同介质中传播,声速有很大差别,则波长也不相同。如人体软组织平均声速为 $1\,540 \text{ m/s}$,与水的声速接近;空气的声速最低,仅 344 m/s ;骨骼的声速最高,达软组织的 2 倍以上。

(3) 声速与超声的频率基本无关,与介质的弹性和密度有关,与介质的弹性成正比,与介质的密度呈反比。

第二节 超声的物理特性

(一) 方向性和传播特性

对于机械波来讲,波长越长,波动的特性越显著,而方向性越差。超声是高频机械波,成束发射,故又称超声束,其频率高,波长短,在介质中传播有明显的方向性。超声在弹性介质中传播的规律与光波类似,遵守几何光学定律。

1. 反射 大界面入射超声束产生反射(reflection)现象。反射遵守 Snell 定律:入射声束与反射声束在同一介面;反射声束与入射声束在法线两侧;反射角等于入射角(图 1-2-1)。

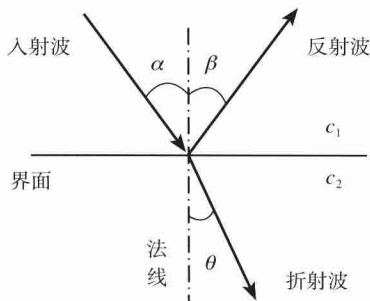


图 1-2-1 超声的反射与折射

界面反射的回声强度取决于界面两侧介质的声阻抗的差异程度,可用声强反射系数 (I_R) 表达,若用 Z_1 、 Z_2 代表两种介质的声阻抗, I_R 与介质声阻抗之间有如下关系:

$$I_R = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

由上式可知,在声阻抗相同的两个介质中传播,超声在其分界面无反射,全部透过分界面。若遇到声阻抗不同的两个介质,一部分在分界面产生反射;一部分产生透射,由于能量守恒,反射声能越大,进入到第二介质的声能就越小。当两种介质声阻抗差达 0.1% ,就会产生明显的界面反射回声,因此,超声对软组织的分辨力非常高,可达 X 线的 100 倍以上。当超声遇到声阻抗差很大的界面,如,软组织与气体界面,绝大部分声能被反射(反射系数大于 99%),只有极少的声能透射,这是超声不能检查肺等含气器官的主要原因。超声诊断中,在探头表面涂足够的耦合剂,也是为了消除气体对超声传送的影响。

除声阻抗差以外,界面反射还具有明显的角度依赖性。当声束垂直于界面入射,即入射角为 0° 时,回声反射最强;当入射角为 6° 时,反射回声强度仅为垂直入射时的 $1/10$;进一步增大入射角,反射回声会逐渐减弱甚至完全消失(图 1-2-2)。因此,超声探查时,应尽量保持声束(探头)与检测目标接近垂直,并注意多角度扫查。

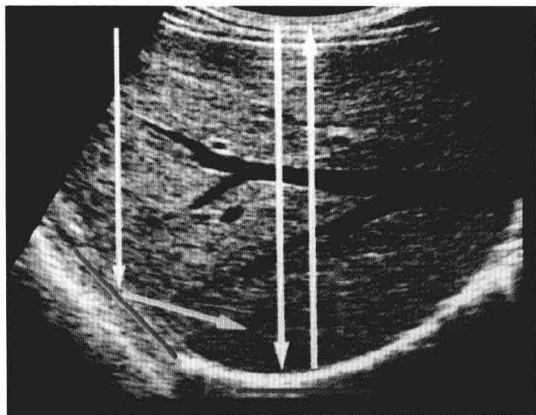


图 1-2-2 入射波的角度依赖性。超声束垂直入射时,界面反射回声最强

2. 折射 若界面两侧两介质的声速不等,且超声非垂直入射时,则透射声束会偏离入射声束的方向传播,此现象称为折射(refraction)。折射可引起被测目标变形、变位,影响诊断结果。入射声束与界面法线之间的夹角称为入射角,折射声束与界面法线之间的夹角为折射角。折射角与入射角有关,与界面两侧介质的声速比有关,设 α 、 θ 分别为入射角和折射角, c_1 、 c_2 分别为第一介质及第二介质的声速,之间有如下关系:

$$\frac{\sin \alpha}{\sin \theta} = \frac{c_1}{c_2}$$

由上式可知,当两介质声速相等时,声束传播不发生偏移;当 $c_2 < c_1$ 时,折射角小于入射角,折射声束靠近法线;当 $c_2 > c_1$ 时,折射角大于入射角,折射声束远离法线、靠近界面(图 1-2-3)。人体各种软组织的声速接近,故折射很小而常被忽略,把超声当成沿直线传播。

折射除与介质声速有关外,还与入射角大小有关。在 $c_2 < c_1$ 情况下,若不断增大入射角,当达某一值时,折射角等于 90° ,即此时折射声束沿界

面传播,此时的入射角称为临界角(图 1-2-4);当入射角进一步增大超过临界角时,折射声束则越过界面进入第一介质,此现象称为全反射(total reflection)。发生全反射区域的后方,因没有声能入射而形成声影,又称为全反射声影或折射声影(图 1-2-5),这是球形病灶常只有前后壁回声,侧壁回声消失,后方伴有带状声影之故,因此,这一现象也称为侧后声影、侧壁回声失落。但是,若球形病灶的表面不光滑形成小界面散射时,则这一效应不明显,如各种脓肿病灶。

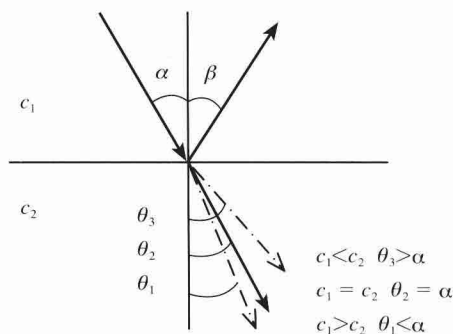


图 1-2-3 不同介质中声束折射规律

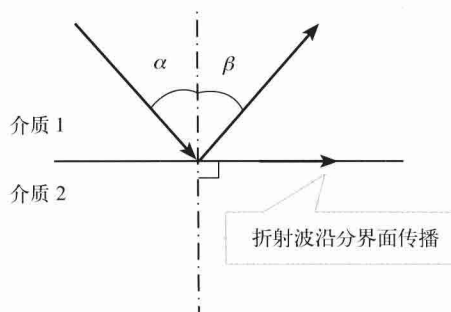


图 1-2-4 入射角达临界角时,折射波沿界面传播,入射声波完全反射,声波无透射

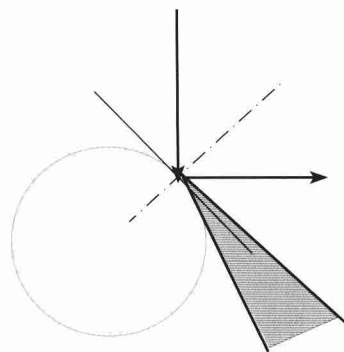


图 1-2-5 超声全反射声影形成示意图

3. 绕射 超声在传播过程中声束方向发生改变,除了与介质的特性有关外,还与遇到的障碍物大小有关。当障碍物直径 $>1/2\lambda$ 时,声波在障碍物表面产生反射,在其边缘产生绕射(diffraction),亦称衍射;若障碍物直径 $<1/2\lambda$,在障碍物表面产生少量反射,大部分则绕过障碍物继续传播。

4. 散射 小介面对入射超声束产生散射(scattering)现象(图1-2-6)。医用超声诊断中,超声遇到的肝脾等实质器官或软组织内的细小结构,即散射体,会产生微弱的散射波,散射波向四面八方散射能量,只有朝向探头的散射信号即背向散射(back scatter)才能被接收到。小界面的背向散射无角度依赖性。

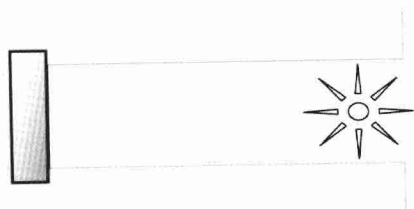


图 1-2-6 小反射体的散射波示意图

(二) 衰减特性

声能在介质中传播,随距离增加而减弱的现象称声衰减(attenuation),声衰减表现为声像图回声减弱或消失以至后方出现声影。

1. 声能衰减的主要原因 声能衰减的主要原因是声能的吸收、反射、散射和声束扩散。超声在介质内传播,一方面,介质质点沿其平衡位置来回振动,质点之间发生弹性摩擦,使超声振动的机械能转化为热能,被组织吸收和辐射散热后消耗;另一方面,声束扩散、反射、散射,使超声在原始传播方向上的声能变小,是声能衰减的另一个原因。

2. 人体组织声衰减的一般规律 人体不同组织的声衰减是不同的。一般来说,组织含水越多,声衰减越小;含胶原蛋白和钙质越多,声衰减越大;蛋白质成分是人体组织声衰减的主要因素,体液中含蛋白成分越多,声衰减越大,不含蛋白质的体液几乎可视为无声衰减;组织中声速传播越快,声衰减越大。

因此,体液中以尿液、胆汁、囊肿液等的声衰减最低,血液的声衰减稍高于尿液、胆汁等,故血

液后方无明显的回声增强效应;人体含气的肺、骨骼、钙化灶的声衰减最高,后方伴有显著的声影;肌腱、软骨、瘢痕组织声衰减较高,后方可伴或不伴声影;软组织多呈中等程度声衰减。声能在人体主要组织中传播时的衰减排序是:肺 $>$ 骨骼 $>$ 肌肉 $>$ 肝 $>$ 肾 $>$ 乳腺 $>$ 脂肪 $>$ 血液 $>$ 尿液、胆汁。

3. 时间增益补偿(TGC) 超声成像中,由于声衰减的存在,深部组织得到的声能相对减低,反射信号减弱,声像图不清晰,因此,为了清晰显示深部组织,使肝肾实质脏器成为“均匀回声”,使深部组织无衰减,技术上通过按一定的距离予以人为补偿声能的衰减来解决,即时间增益补偿(TGC),也称距离增益补偿(DGC)(图1-2-7)。这是囊肿等含液性病变,本身声衰减小,但TGC仍机械地起作用,故出现后方回声增强效应的主要原因。

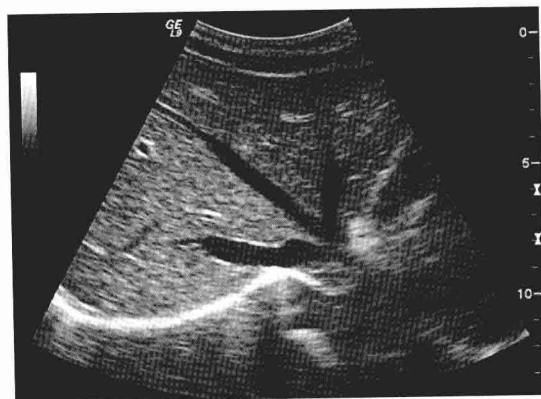


图 1-2-7 时间增益补偿(TGC)。使肝实质呈均匀回声,无明显声衰减

(三) 穿透力和分辨力

超声在人体组织中传播时,声能会不断衰减,当声能衰减达一定程度时,则不能产生可被接收的反射回声。能产生有效反射回声的传播距离,就是超声的穿透力,其主要取决于超声的频率,频率越高,在人体的衰减越大,穿透力越小,即声波频率与穿透力成反比。

分辨力是指超声在人体组织中传播,对目标分辨的能力。分辨力又分为空间分辨力、对比分辨力和时间分辨力。超声分辨力受多种因素影响,如超声频率、超声脉冲宽度、声束宽度、声场位置、探头类型和仪器功能等。

1. 空间分辨力 指能区分声束中的两个细小目标的最小间距, 主要与声束特性有关, 依方向不同被分为: 纵向(轴向)分辨力、横向分辨力和侧向分辨力。

(1) 纵向分辨力 称轴向分辨力, 指沿声束传播方向上的两个目标能被分辨的最小间距(图 1-2-8), 主要与超声的频率有关, 与超声频率成正比, 其最大理论值为 $1/2\lambda$, 但实际上纵向分辨力还受到超声脉冲宽度, 即, 发射的声脉冲持续时间等的影响, 所以, 实际分辨力较理论分辨力差, 实际分辨力为理论值的 5 ~ 8 倍, 不同频率超声的理论纵向分辨力见表 1-2-1。

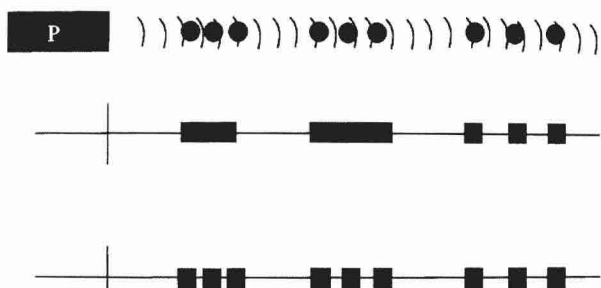


图 1-2-8 超声频率对纵向分辨力影响示意图。上图示不同间距的三组目标, 中图为低频超声的纵向分辨力, 下图为高频超声的纵向分辨力

表 1-2-1 不同频率超声的理论纵向分辨力

频率 (MHz)	波长 (mm)	理论纵向分辨力 (mm)
2.0	0.75	0.375
3.0	0.50	0.25
5.0	0.30	0.15

注: 设定超声声速为 1 540 m/s

(2) 横向分辨力与侧向分辨力 横向分辨力是指在超声束扫查平面的垂直方向上, 可分辨的两个

目标点之间的最小距离, 即扫查平面厚度方向的分辨力; 侧向分辨力是指在超声束扫查平面内, 垂直于声束方向的两个目标点能够被分辨的最小距离(图 1-2-9)。侧向或横向分辨力主要与超声束的宽窄(粗细)有关。近场的超声束为狭窄的圆柱形, 远场超声束因扩散而变宽, 因此, 近场的横向分辨力高于远场。通过声束聚焦技术使声束变细, 可提高横向分辨力和侧向分辨力。声束宽度会造成超声厚度伪像, 是临床做某些小目标穿刺时, 显示穿刺针位于病灶内, 而实际上并未命中目标的主要原因。

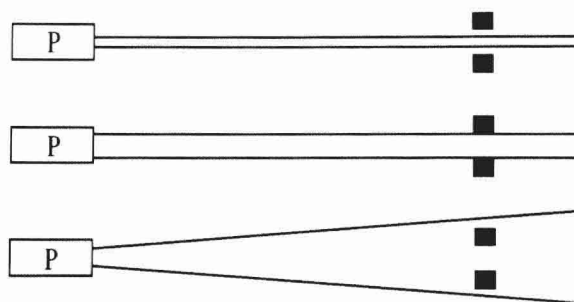


图 1-2-9 不同声束宽度对侧向分辨力影响示意图

2. 对比分辨力 是声像图中两个相邻结构能够加以区分的量度。对比度即反差, 主要取决于介质的反射特性即声阻抗特性, 声阻抗差越大, 反射强度越大, 对比度越好; 反之亦然。

3. 时间分辨力 指单位时间成像的幅数, 即帧频, 表示成像速度的快慢。检测活动的器官组织的生理变化时, 要求有较高的时间分辨力, 但时间分辨力是有极限的, 帧频的提高会使图像帧扫描线数和探测深度下降, 前者使图像分辨力下降。

(四) 多普勒效应

多普勒效应(参见本章第四节)。

第三节 超声诊断仪基本成像原理及声像图分析

(一) 超声诊断仪的类型

按照超声诊断仪的工作原理, 医用超声诊断仪主要分类为: A 型、M 型、B 型和 D 型等。

1. A 型 A 型(A-mode)是超声诊断仪最基本的一种成像类型, 产生于 20 世纪 40 年代。利用超声在人体组织中传播时, 遇到声阻抗不同的组织界

面会产生反射的特性。当界面声阻抗差异愈大,反射回波愈强、波幅越高;均匀组织的声阻抗差为零,没有界面反射,呈无回声的平段。A型显示为振幅调制型(Amplitude modulation)一维波形图显示,以纵坐标表示脉冲回波的强度,以横坐标表示超声的传播距离,即检测深度。A型显示主要用于病灶的测距及定位,最有代表性的应用是进行脑中线及胸水的测量定位,因波形不直观,操作者不易掌握,现已很少使用。

2. M型 M型(M-mode)出现于20世纪50年代,是沿声束传播方向上的各目标位移随时间变化的一种显示方式,Y轴表示探测深度,X轴表示时间,以反射波的亮度显示目标回波信号的幅度,显示模式为辉度调制曲线。当探测搏动的脏器时,脏器各结构的回声展开,呈随时间变化的活动曲线,即M型超声心动图(UCG)。在二维超声心动图问世以前,M型超声心动图曾经是诊断心血管疾病的重要工具,在现代心血管疾病的超声诊断中,一般不再单独使用,仅作为二维超声心动图仪的一种显示模式设置于仪器上,但仍是一种被广泛使用的重要辅助性诊断方法。

3. B型 B型显示是利用A型和M型技术发展起来的,该技术成熟完善于20世纪70年代末80年代初。B型成像是将扫描平面内强弱不等的反射信号,以不同的亮度进行编码并显示在荧光屏上,呈辉度调制型(Brightness modulation)二维图像显示,又由于B型显示的帧频足够高,故可以实时动态地观察组织结构及其运动,因此,B型超声仪又称为实时灰阶二维显像仪。B型显示具有直观、分辨率高、实时显示等优点,目前为临床应用最广的影像检查方法。

4. D型 D型(Doppler-mode)超声仪是B型技术与多普勒技术的融合。现代多普勒超声诊断仪是在B型实时二维灰阶成像基础上,融入了频谱多普勒、彩色多普勒等技术,常被称为“彩超”,彩超于20世纪80年代以后开始普及并臻完善。由于能提供检测目标的血流信息,使超声诊断适用范围不断扩大,诊断水平日益提高,已成为临床首选的无创检查方法。图1-3-1, A型、M型、B型和D型显示心脏。

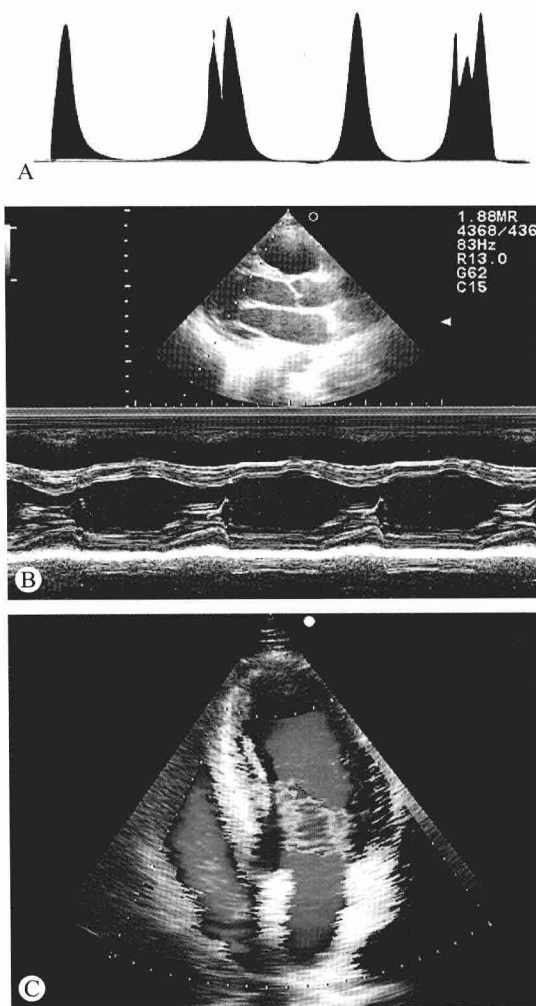


图 1-3-1 A. A型; B. M型和B型; C. D型超声显示心脏

(二) 探头的类型与选择

1. 探头的分类

(1) 根据探头的驱动和扫查方式分类 主要分为机械式和电子式探头两种。目前临床使用的主要是电子式探头,包括扇形扫查(相控阵探头)、凸阵扫查和线阵扫查探头(图1-3-2)。扇形扫查探头的发射面积较小,可以在很小声窗下获得较大的扇形扫查区域,因此适于心脏和肝脏等被肋骨遮挡脏器的扫查,但其近场分辨力低;线阵扫查探头容易受到肋骨的影响,但近场分辨力明显提高,主要用于浅表器官及外周血管的扫查;凸阵探头具有二者的优点,既有较高的近场分辨力,又扩大了扫查范围,主要用于腹部及腔内检查。

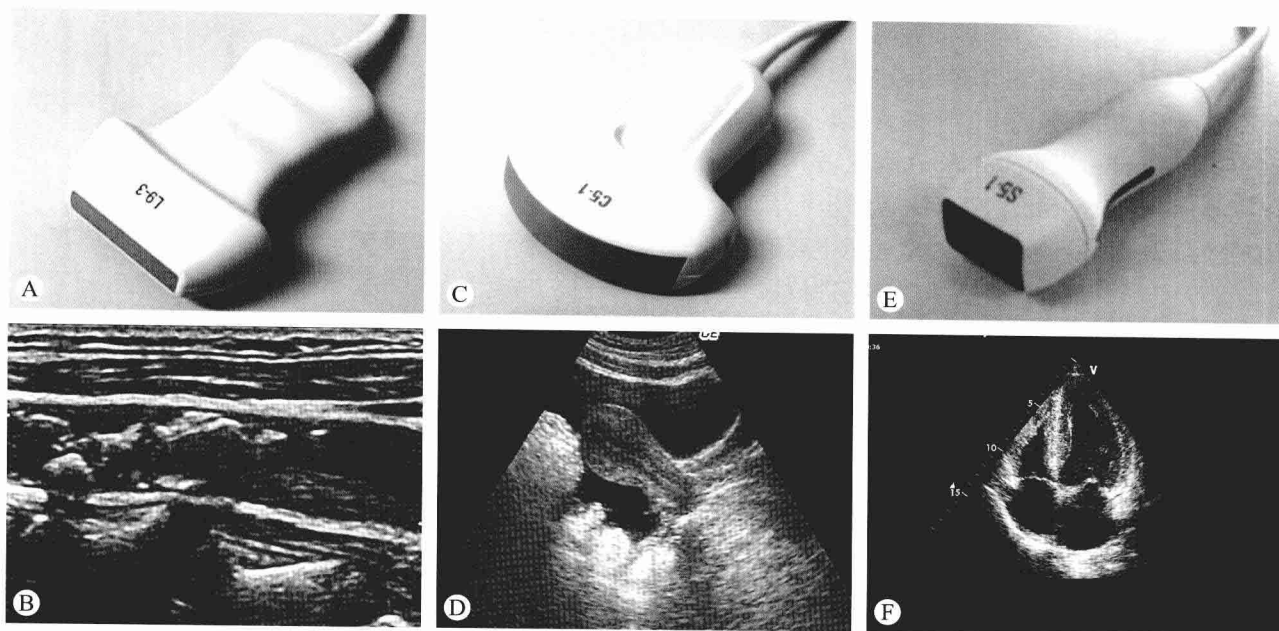


图 1-3-2 电子式探头及其声像图。A, B. 线阵探头显示颈动脉斑块; C, D. 凸阵探头显示盆腔; E, F. 相控阵探头显示心脏心尖四腔切面

(2) 根据超声发射频率能否变换分类 分为单频探头、变频探头、宽频探头、宽频 + 变频探头, 目前高档彩超仪的探头多为后两种。单频探头发射频率只有一种; 同一变频探头则可切换 2 ~ 4 种发射频率, 例如, 2.0 MHz, 2.5 MHz, 3.5 MHz, 4.0 MHz; 宽频探头的发射频带很宽, 例如, 3 ~ 9 MHz。

此外, 还根据临床用途分类: 如体表探头、腔内探头、血管内探头、心腔内探头和术中探头等。

2. 探头频率的选择 如前所述, 超声分辨力的增加会损失穿透力, 因此, 在超声探测时, 探头频率的选择应根据具体探查路径和目标而定, 原则上, 在穿透力可满足的情况下, 尽可能选高频探头以达到高质量成像。

探头频率 3.5 ~ 5 MHz, 穿透组织深度在 15 ~ 20 cm, 通常用于成人心脏及腹部器官的成像; 探头频率 7 ~ 10 MHz, 穿透深度在 4 ~ 5 cm, 常用于浅表器官, 如甲状腺、乳腺等的成像; 为了提高对颅骨的穿透力, 经颅超声检查应选择低频率探头, 且老年人较年轻人使用频率应更低, 神经外科术中超声因不需要穿透头皮或颅骨, 探头频率则可选择 5 ~ 10 MHz, 甚至更高。人体组织中超声频率、分辨力、穿透力之间的关系见表 1-3-1。颅脑超声检查建议使用的探头频率见表 1-3-2。

表 1-3-1 人体组织中声波频率、分辨力、穿透力之间的关系

超声频率 (MHz)	分辨力 (mm)	探查深度 (cm)
3.5	>5	15
5.0	3 ~ 5	10 ~ 12
7.0	2 ~ 3	5 ~ 7
10	1 ~ 2	4 ~ 5
12	<1	3 ~ 3.5

表 1-3-2 颅脑超声检查常用探头频率 (MHz)

经颅超声检查				术中超声检查
新生儿	幼儿	成人	老年人	硬脑膜外及蛛网膜外
5.0 ~ 7.5	3.5	2.5 ~ 3.0	1.5 ~ 2.2	3.8 ~ 8.0

(三) B 型成像基本原理与声像图分析

超声诊断仪向生物组织发射超声, 其在传播过程中遇到各种物理界面会产生不同的反射、散射、折射和吸收衰减的信号差异, 将这些不同的信号差异加以接收、放大等一系列处理, 最终显示在荧光屏上, 即构成了一幅从最亮 (白色) 逐渐转暗 (灰色) 再到最暗 (黑色) 的图像, 勾勒出人体器官的边界及内部结构, 提供给临床逼真的、实时的人体各器官断层图像, 常称为声像图。