

实用超声诊断临床指南

总主编 吴世秀

CLINICAL GUIDELINES OF
PRACTICAL ULTRASONIC DIAGNOSIS



西安交通大学出版社
XI'AN JIAOTONG UNIVERSITY PRESS

实用超声诊断临床指南

总主编 吴世秀



西安交通大学出版社
XI'AN JIAOTONG UNIVERSITY PRESS

图书在版编目(CIP)数据

实用超声诊断临床指南 / 吴世秀等编著. —西安:
西安交通大学出版社, 2014. 7 (2015. 5重印)

ISBN 978-7-5605-6488-3

I. ①实… II. ①吴… III. ①超声波诊断-指南
IV. ①R445. 1-62

中国版本图书馆CIP数据核字(2014)第157770号

书 名 实用超声诊断临床指南

总 主 编 吴世秀

责任编辑 赵文娟 石 益

文字编辑 戴晓庆

出版发行 西安交通大学出版社

(西安市兴庆南路10号 邮政编码710049)

网 址 <http://www.xjtupress.com>

电 话 (029) 82668805 82668502 (医学分社)

(029) 82668315 (总编办)

传 真 (029) 82668280

印 刷 北京京华虎彩印刷有限公司

开 本 880mm×1230mm 1/16 印张 26. 625 字数 803千字

版次印次 2014年7月第1版 2015年5月第2次印刷

书 号 ISBN 978-7-5605-6488-3/R • 548

定 价 198. 00元

读者购书、书店填货、如发现印装质量问题, 请通过以下方式联系、调换。

订购热线: (029) 82668805

读者信箱: medpress@126.com

版权所有 侵权必究

编 委 会

总主编 吴世秀

主 编 吴世秀 段廷旺 刘 浩
闫 卫 曲红培

副主编 (按姓氏笔画排序)

仁青草 吴晓云 张宏莉 周建英
胡 健 胡金钰 贾汇刚 高常峰
曹洪艳 曾凡林 蔡铭姬

编 委 (按姓氏笔画排序)

仁青草 (甘肃省夏河县人民医院)
刘 浩 (湖北省应城市人民医院)
曲红培 (河南科技大学第一附属医院)
闫 卫 (河南省驻马店市中心医院)
吴世秀 (山东省莱钢集团有限公司医院)
吴晓云 (湖北省宜昌市夷陵医院)
张宏莉 (兖矿集团总医院济三分院)
周建英 (湖北省黄石市妇幼保健院)
段廷旺 (四川省攀枝花市中西医结合医院)
胡 健 (河北省唐山市人民医院)
胡金钰 (山东省海阳市人民医院)
贾汇刚 (山东省莱钢集团有限公司医院)
高常峰 (山东省济南市长清区人民医院)
曹洪艳 (解放军第四五六医院)
曾凡林 (湖北省建始县人民医院)
蔡铭姬 (新疆乌鲁木齐市中医医院)

前 言

近二十年来,超声在医学上的应用得到了飞速的发展。超声诊断以其简便易行、无损伤、无痛苦、准确性高、重复性强等特点,日益受到临床医生和患者的欢迎,成为诊断疾病最常用的方法之一。超声技术和超声仪器的发展进步,更使得超声医学拥有了愈加广阔的应用领域。为满足从事超声医学研究和临床应用人员、高年级本科生和研究生学习及科研的需要,我们参考了国内外有关资料,并结合多年来在超声医学教学、科研和医疗工作中的些许体会,编写了《实用超声诊断临床指南》一书。

本书从为临床服务角度出发,以我们从事超声影像学的多年经验为基础,参考各学科专业书精心编写而成。其特点是简明扼要、内容新颖。重点介绍了超声诊断的物理基础、超声诊断检查方法、多普勒血流显像、超声成像技术及伪像、超声心动图以及人体各部位的超声影像特点与常见病的超声诊断。内容全面、图文并茂、实用性强。可供超声专业人员、临床医师学习参考使用。

由于时间比较仓促,又加之我们的知识水平有限,书中如有失误与不足之处,请广大读者批评指正。

《实用超声诊断临床指南》编委会

2014年2月

目 录

第一章 超声诊断的物理基础	(1)
第一节 超声成像的物理基础	(1)
第二节 人体组织超声成像	(13)
第二章 超声诊断检查方法	(20)
第一节 二维超声	(20)
第二节 M 型超声	(21)
第三节 多普勒超声	(21)
第四节 超声造影技术	(22)
第五节 腔内超声技术	(25)
第六节 三维超声技术	(28)
第三章 多普勒血流显像	(33)
第一节 人体血流动力学特性	(33)
第二节 多普勒技术原理与多普勒血流信号显示方式	(37)
第三节 超声多普勒技术分类	(39)
第四章 超声成像技术和伪像	(45)
第一节 超声成像中的基本要求	(45)
第二节 超声显示方式及其意义	(46)
第三节 图形伪差	(50)
第五章 超声心动图	(55)
第一节 M 型超声心动图	(55)
第二节 二维超声心动图	(61)
第三节 三维超声心动图	(64)
第四节 心脏声学造影	(68)
第五节 多普勒超声心动图	(72)
第六节 经食管超声心动图	(84)
第六章 胸壁、胸膜腔超声诊断	(91)
第一节 胸壁、胸膜腔解剖及声像图	(91)
第二节 检查方法	(91)
第三节 胸壁肿瘤及其他病变	(92)
第四节 胸膜肿瘤及其他病变	(93)
第五节 胸腔积液	(94)
第七章 心脏超声诊断	(95)
第一节 解剖概要	(95)
第二节 检查方法	(100)

第三节	正常超声心动图	(102)
第四节	心脏瓣膜病	(108)
第五节	先天性心脏病	(117)
第六节	原发性心肌病	(122)
第七节	冠状动脉粥样硬化性心脏病	(124)
第八章	胃肠道超声诊断	(131)
第一节	解剖概要	(131)
第二节	检查方法	(132)
第三节	正常声像图	(133)
第四节	胃癌	(135)
第五节	胃平滑肌瘤	(136)
第六节	胃十二指肠溃疡	(137)
第七节	肠套叠	(138)
第八节	肠梗阻	(139)
第九节	急性阑尾炎	(141)
第十节	大肠癌	(142)
第九章	肝脏超声诊断	(144)
第一节	解剖概要	(144)
第二节	检查方法	(148)
第三节	正常声像图	(151)
第四节	原发性肝癌	(158)
第五节	肝血管瘤	(163)
第六节	肝脏囊性病变	(165)
第七节	病毒性肝炎	(169)
第八节	肝硬化	(171)
第九节	黄疸的鉴别诊断	(175)
第十章	胆囊和胆管超声诊断	(177)
第一节	解剖概要	(177)
第二节	检查方法	(180)
第三节	正常声像图	(182)
第四节	胆囊肿瘤	(183)
第五节	胆囊炎	(186)
第六节	胆囊结石	(189)
第七节	肝外胆管癌	(191)
第八节	胆管结石	(194)
第九节	胆管蛔虫病	(197)
第十一章	胰腺超声诊断	(198)
第一节	解剖概要	(198)
第二节	检查方法	(200)
第三节	正常声像图	(201)

第四节	胰腺囊性病变	(202)
第五节	胰腺癌	(204)
第六节	慢性胰腺炎	(207)
第十二章	脾脏超声诊断	(210)
第一节	解剖概要	(210)
第二节	检查方法	(214)
第三节	正常声像图	(216)
第四节	脾弥漫性肿大	(219)
第五节	脾囊性病变	(220)
第六节	脾实质性病变	(222)
第十三章	腹膜及腹膜腔超声诊断	(227)
第一节	腹膜及腹膜腔超声解剖概要	(227)
第二节	腹膜及腹膜腔超声扫查技术	(231)
第三节	正常腹膜及腹膜腔声像图	(232)
第四节	腹膜及腹膜腔疾病	(234)
第十四章	腹膜后间隙超声诊断	(241)
第一节	腹膜后间隙超声解剖概要	(241)
第二节	腹膜后间隙超声探测方法	(241)
第三节	正常腹膜后大血管	(243)
第四节	腹膜后间隙大血管疾病	(251)
第五节	腹膜后间隙其他疾病	(265)
第十五章	泌尿及男性生殖系统超声诊断	(277)
第一节	肾肿瘤	(277)
第二节	肾结石	(279)
第三节	肾积水	(279)
第四节	肾囊性病变	(281)
第五节	肾上腺疾病	(283)
第六节	输尿管疾病	(288)
第七节	膀胱疾病	(289)
第八节	前列腺和精囊疾病	(292)
第九节	阴囊疾病	(299)
第十六章	妇科超声诊断	(307)
第一节	解剖概要	(307)
第二节	子宫、附件的检查方法	(310)
第三节	正常子宫及卵巢声像图和正常值	(313)
第四节	子宫肌瘤	(316)
第五节	子宫腺肌症	(320)
第六节	妊娠滋养细胞肿瘤	(321)
第七节	子宫内膜癌	(322)
第八节	卵巢肿瘤	(325)

第十七章 产科超声诊断..... (329)

 第一节 正常早期妊娠声像图..... (329)

 第二节 正常中晚期妊娠声像图..... (331)

 第三节 异常妊娠声像图..... (337)

 第四节 胎盘异常声像图..... (351)

 第五节 胎儿畸形的超声诊断..... (355)

第十八章 血管超声诊断..... (372)

 第一节 多发性大动脉炎..... (372)

 第二节 主动脉瘤..... (375)

 第三节 主动脉夹层..... (376)

 第四节 血栓闭塞性脉管炎..... (376)

 第五节 急性动脉栓塞..... (377)

 第六节 下肢静脉曲张..... (378)

 第七节 胸主动脉瘤..... (380)

 第八节 椎动脉闭塞性疾病..... (381)

第十九章 浅表器官超声诊断..... (382)

 第一节 浅表淋巴结超声诊断..... (382)

 第二节 甲状腺超声诊断..... (392)

 第三节 乳腺超声诊断..... (402)

第二十章 肌肉、骨骼系统超声诊断 (409)

参考文献..... (414)

第一章 超声诊断的物理基础

第一节 超声成像的物理基础

一、超声波的一般性质

超声波其本质为高频变化的压力波,其频率超过成人听觉阈值的上限,以波动形式在物质(介质)内传播而不能在真空内传播。超声波携带能量(声能)并可转至传播物质(体),回声(反射声)及穿透声波中包含传播物质中的声学物理信息,声能亦可对活体组织产生生物效应。超声波中的主要物理特性如下。

(一) 波形

波形指介质内质点振动与波传播方向的关系,可分为纵波、横波及表面波(图 1-1)。

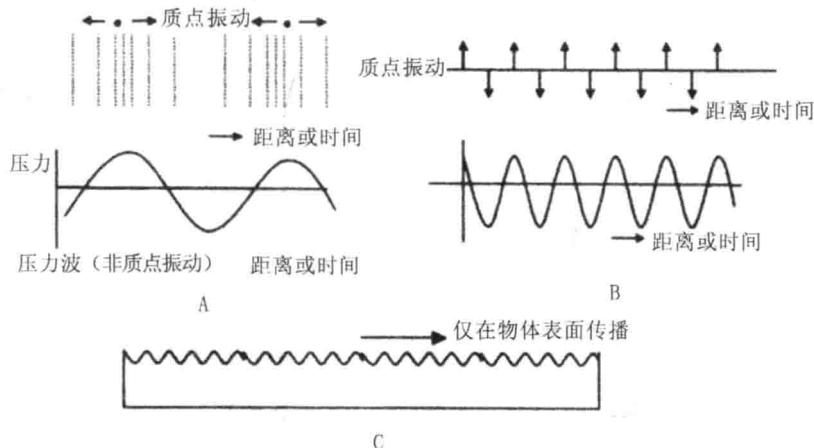


图 1-1 几种波形示意图

A. 纵波; B. 横波; C. 表面波

1. 纵波

介质中质点方向与波传播方向平行(或一致)者称为纵波。人体软组织(包括血液、体液)中均以纵波形式传播。

2. 横波

介质中质点振动方向与波传播方向垂直者称为横波。在声束斜射至骨骼时,可出现部分横波形式。

3. 表面波

介质中质点振动方向与波(可为纵波或横波)传播方向与入射声束基本垂直,但波动仅在物体表面传播者。

(二) 频率

每秒振动(压力变化)的次数称为频率(frequency, f),频率单位为赫兹(Hz, $1\text{ Hz}=1\text{ 周}$)。超声波频率在 $20\text{ kHz}(20\,000\text{ Hz})$ 以上,最高达 $5\text{ GHz}(5\times 10^9\text{ Hz})$ 或更高。诊断用超声波频率在 $1\sim 20\text{ MHz}$,少数场合已用至 $80\sim 100\text{ MHz}$ 。

(三) 周期

周期(period, T)为一次完整的压力波变化(或振动)所需的时间。单位为秒(s)、毫秒(ms)或微秒(μs)。

周期与频率间互为倒数。即：

$T(s)=1/f(Hz), f(Hz)=1/T(s)$

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

(四) 声传播速度

超声波在不同介质中的传播速度(propagation speed,c)不同,同一介质中温度高低不同时亦具差别。声传播速度简称声速(sound velocity),声速的单位常用 m/s、cm/s、cm/ μ s、mm/ μ s 等。c 与体膨胀系数(Ka)、介质密度(ρ)、杨氏模量(E)等关系如下：

$c\approx(Ka/\rho)^{1/2}$ 或 $c\approx(E/\rho)^{1/2}$

人体软组织中的密度声速参见表 1-1。

表 1-1 人体正常组织的密度、声速、声特性阻抗

介质名称	$\rho(103\text{ kg/m}^3)$	c(m/s)	Z($10^6\text{ Pa}\times\text{s/m}$)	f 测试(MHz)
空气(22℃)	0.001 18	334. 8	0. 000 407	
水(20℃)		1 483	1. 493	
羊水	1. 013	1 474	1. 493	
血浆	1. 027	1 571		1
血液	1. 055	1 571	1. 656	1
大脑	1. 038	1 540	1. 599	1
小脑	1. 030	1 470	1. 514	
脂肪	0. 955	1 476	1. 410	1
软组织(平均值)	1. 016	1 500	1. 524	1
肌肉(平均值)	1. 074	1 568	1. 684	1
肝	1. 050	1 570	1. 648	1
脾		1 520~1 591		1
肾		1 560		1
心		1 572		1
脑脊液	1. 000	1 522	1. 522	
颅骨	1. 658	3 860	5. 571	1
甲状腺			1. 620~1. 660	
胎体	1. 023	1 505	1. 540	
胎盘		1 541		
角膜		1 550		
房水	0. 994~1. 012	1 495	1. 486~1. 513	
晶体	1. 136	1 650	1. 874	
玻璃体	0. 992~1. 010	1 495	1. 483	1. 510
巩膜		1 630		
皮肤		1 498		
软骨		1 665		
肌腱		1 750		
子宫(活体、非孕妇,37℃)		1 633±2		5
子宫(活体、孕妇,37℃)		1 625±1. 63		5
乳房(活体,30℃)		1 510±5		2
乳房(甲醛液浸泡,23℃)		1 450~1 570		7

(五) 波长

波长(wave length, λ)为超声波在介质中传播时,一次完整周期所占的空间长度。可从一个压力周期的开始上升点至下一个压力周期的开始上升点间距离测定;或从相邻两个压力波的最高点或谷点测定(图 1-2)。波长以 mm 为单位,高频超声中则以 μm 为单位。

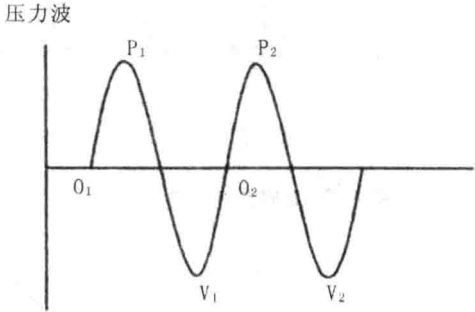


图 1-2 波长测量示意图

$$\lambda = O_2 - O_1 = P_2 - P_1 = V_2 - V_1$$

(六) 波长、频率与声速间的关系

波长、频率与声速间有确切的关系,即波长与频率的乘积等于声速。从诊断超声分析,如所用频率固定,则在声速高的介质中其波长亦大;如在相同声速的同一介质中,所用频率愈高,则波长愈小。

$$\lambda(\text{mm}) = c(\text{mm/s}) / f(\text{Hz}), \text{ 或 } \lambda(\text{mm}) = c(\text{m/s}) / f(\text{MHz}) \times 10^3$$

为简化计算公式,在人体软组织中($c \approx 1500\text{m/s}$),上述公式变为: $\lambda(\text{mm}) = 1.5 / f(\text{MHz})$,或 $\lambda(\text{mm}) \times f(\text{MHz}) = 1.5$ 。

二、超声波的发生

诊断用超声波一般应用压电元件所产生的压电效应,即电能与机械能的相互转换而发生。压电元件可为天然晶体(石英)、压电陶瓷(钛酸钡、钛酸铅、锆钛酸铅)或有机压电薄膜(PVDF, PVDF₂)等。

(一) 压电效应

压电效应指在力的作用下(压力或负压力),压电元件的一对面上产生电场,其符号(正、负)相反。所加的力愈大,电场强度亦愈大;反之则小。或者在电场的作用下,压电元件产生如同外力作用下的改变,或增厚,亦可减薄(电场反向时)。所加的电场强度愈大,厚薄的变化亦愈大(图 1-3)。

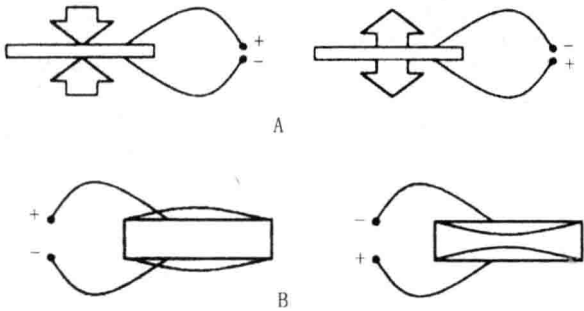


图 1-3 压电效应

A. 正压电效应; B. 逆压电效应

凡加力后产生电场的变化,称正压电效应;而加电场后产生厚度的变化,称逆压电效应。

在逆压电效应情况下,加以高频($>1\text{ MHz}$)的交变电场,则压电元件产生厚、薄间的高频变化,即高频机械振动而产生超声波(图 1-4)。

回声撞击至压电元件时,产生正压电效应而呈现电压变化,电压变化与回声强弱成正比,故同样地反映体内信息。输入超声诊断仪经信号放大、处理等过程而形成声像图。

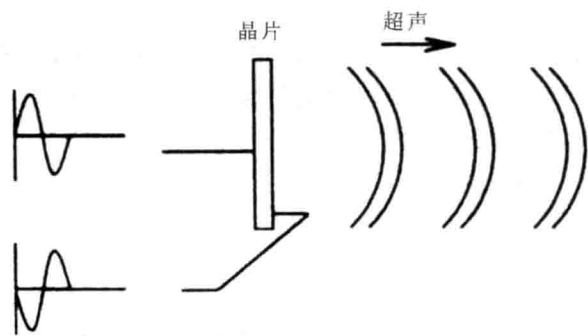


图 1-4 高频电场产生超声波

(二)压电材料

1. 压电晶体

(1)天然压电晶体:石英又名二氧化硅(SiO_2),X 切割的石英晶体具有压电性能,其发射频率单纯,带宽窄,Q 值高,但要求激励电压高,常需数千伏(kV)。

(2)压电陶瓷晶体:为铁电体的化合混合物,采用人工配方、烧结、磨粉、混合、压模、再烧结、磨片、涂银、极化、切割等一系列工艺制成,可掺杂微量化学元素以改变其压电和介电性能,为目前绝大多数商品超声诊断仪所采用。

2. 压电有机材料

聚偏氟乙烯(poly vinylidene fluoride,PVDF)具有压电性能。PVDF(或 PVDF_2)薄膜经延展使其分子链轴规则排列,并外加电场使之极化,即获得压电高分子薄膜,易制成宽带探头,具有质柔软、可弯曲、易加工等优点。

三、超声场

探头向前方辐射超声能量所到达的空间,称超声场。超声场随探头的形状、阵元数、触发扫描方式、工作频率、聚焦设置等具有很大变化。为简化认识,对圆片单平面型探头作介绍分析。

在非聚焦平面圆片被连续等幅高频电压激励时,超声场的分布如(图 1-5)所示。

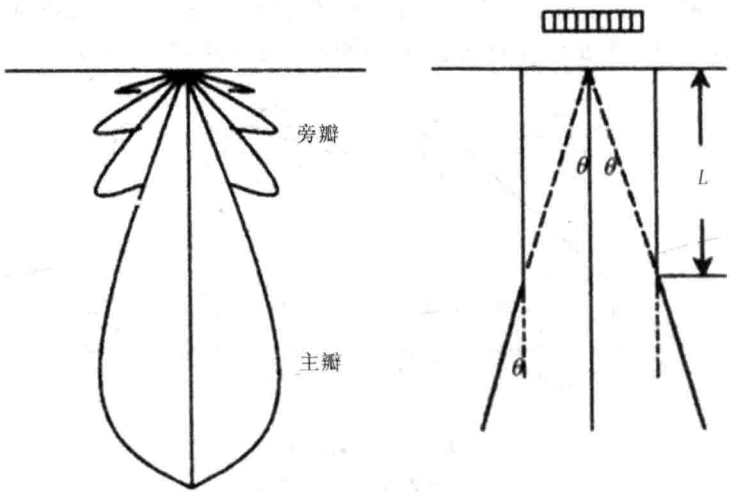


图 1-5 单平面圆片非聚焦型声场图

θ . 半扩散角;L. 近场距离

图 1-5 所示为典型的超声场分布,由于超声照射而形成超声场,故此场又可称为声束。在平面上,发出声束的主方向称为声轴;声束两侧的范围称为束宽。从图中可见,离探头直径(2 r)处向远方发出的声束中,其起始段平行;到达某一点后开始向两侧扩散,即声束逐渐增宽。此点与探头发射面的距离(L)与

晶片发射时的半径(r)及介质中波长(λ)有关:

$$L(\text{mm}) = r^2(\text{mm}^2) / \lambda(\text{mm}), \text{或在人体软组织中, 上述公式变化为: } L(\text{mm}) = f(\text{MHz}) \times r^2(\text{mm}^2) / 1.5.$$

(一) 近场

在声束的平行区至扩散区交点 L 以内的范围称为近场。该区从其边缘考虑属平行声束,但在整段近场区内的声轴线上声场不断起伏,形成多处极大值和极小值(图 1-6A)。

如以离轴声强考虑,在声场内不同距离处作垂直于声轴的圆截面,则在声轴上极大值与极小值处其离轴声强分布不同(图 1-6B)。因此,近场区又名复瓣区。

近场或近场区具物理学上的严格定义,近场长度随探头频率变化成正比,又与探头半径平方成正比。临床超声诊断人员将图像的浅部称作“近场”不正确,为误用术语。

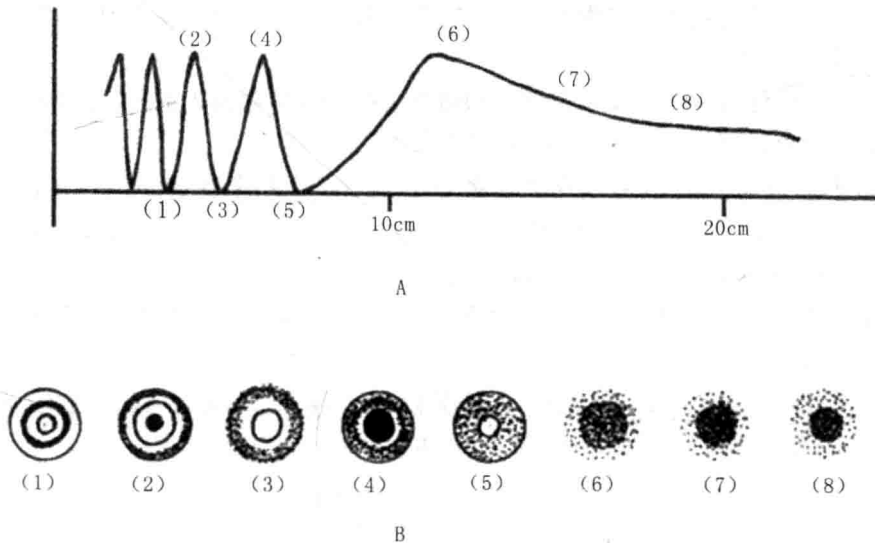


图 1-6 声场分布

A. 轴向声场分布; B. 离轴声场分布

(二) 远场

从声束的扩散点开始,即为远场。该区内声场分布均匀,但向周围空间扩散(图 1-5)。

扩散声束边缘连线可相交至探头发射面,而形成扩散角(2θ),其在每一边缘与近场声束边缘的延长线间角度称半扩散角(θ)。半扩散角用下列公式计算: $\sin\theta = 0.61\lambda(\text{mm})/r(\text{mm})$ 或人体软组织中, $\sin\theta = 0.61 \times 1.5/[f(\text{MHz}) \times r(\text{mm})]$ 。

半扩散角为衡量声束指向性的重要指标,半扩散角愈小,指向性愈好。一般探头的半径 $r \geq 5\lambda$ 时声束指向性较好; $r \geq 10\lambda$ 时指向性良好;而 $r < 5\lambda$ 时,指向性差。

注意:远场是指声学物理空间,而非二维图像的深部,不可将二者混淆。

四、超声波的传播

从探头发出的超声波以波动形式向人体(介质)内部行进并带入声能,称为超声波的传播。超声波在传播过程中,随人体组织的各种声学特性而产生相应的变化。

(一) 声特性阻抗

声特性阻抗(specific acoustic impedance, Z)这一参数在现今超声诊断中起最主要的作用。

1. 定义

声特性阻抗又称声阻抗率,指某点的声压和质点速度的复数比,它等于介质中声速(c)和其密度(ρ)的乘积。 $Z(\text{Pa} \times \text{s}/\text{m}) = \rho(10^3 \text{ kg}/\text{m}^3) \times c(\text{m}/\text{s})$,部分人体组织声阻抗测定数据参见表 1-1。

2. 界面

两种声阻抗不同的物体(组织)的相接触处称界面。界面的存在说明该界面两侧具声阻抗差别。小界

面和大界面不是从界面的绝对尺寸,而是用界面尺寸与入射声束的波长之间作比较确定。界面小于声束波长者称为小界面;大于声束波长者称为大界面。由于变换不同频率的超声探头,在某些条件下,同一界面尺寸有时可为小界面,而在另一状态下却成为大界面。例如,一个 0.3 mm 尺寸的人体软组织界面,在 3 MHz 超声($\lambda=0.5$ mm)时为小界面;而在 10 MHz 超声($\lambda=0.15$ mm)时为大界面。

3. 散射

小界面对入射声束呈散射象,散射是小界面接受声能后,作为二次声源向周围立体空间所作的二次超声发射(图 1-7A),散射体可称作散射子。当散射向 $4\pi r^2$ 立体角散发二次超声(可称回声)时,总有若干弧度中的回声返回探头面而获得信息。因此,散射现象无方向依赖反回声失落。

4. 反射

大界面对入射声束呈反射现象。平滑的大界面称为镜面。声束入射至镜面时,声能从界面反射回原介质;余下声能穿越界面进入第二介质。

与镜面所作的垂直线称为法线。入射声束的声轴与法线间角度称为入射角;反射声束(回声)的声轴与法线间角度称为反射角,反射角与入射角相等(图 1-7B)。

反射声束中超声能量(声强)与声强反射系数(R_I)有关,以下式表示: $R_I = (Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t)^2 / (Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t)^2$,略去 $\cos \theta_i$ 、 $\cos \theta_t$,可得: $R_I = (Z_2 - Z_1)^2 / (Z_2 + Z_1)^2$,式中, Z_1 、 Z_2 分别为第一介质与第二介质的声特性阻抗, θ_i 为入射角, θ_t 为穿透角。

因此,反射回声的声强主要取决于大界面两侧介质的声特性阻抗差别度,差别愈大,反射声强愈大,穿透声强愈小。认为密度大的反射大,或认为声特性阻抗大者反射大,均不符合声学理论。

如以反射回声的振幅(A)考虑,则振幅反射系数(R_A)以下式表示: $R_A = (Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t) / (Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t)$,同样,如略去 $\cos \theta_i$ 、 $\cos \theta_t$ 项,可得: $R_A = (Z_2 - Z_1) / (Z_2 + Z_1)$ 。

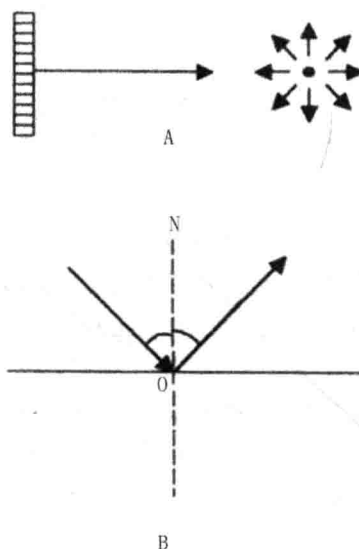


图 1-7 散射与反射

A. 散射;B. 反射

5. 回声失落与粗糙大界面

镜面反射遵守光学上 Snell 定律,即入射角与反射角相等。设如垂直入射时 $\theta=0^\circ$ 回声强度为 100%,则 $\theta_i=6^\circ$ 时回声强度为 10%,而 $\theta_i=12^\circ$ 时,回声强度降至 1%, θ_i 继续增大(约 $\geq 20^\circ$),回声极微而不能检出,如一空间上确实存在大界面但得不到反射回声,称作回声失落(图 1-8A)。薄壁囊肿的两个侧壁常不能显示即为此故。此外,由于 θ_i 的变化而使被测大界面的回声强度明显改变,声学中称为角度依赖。由此可见,用反射信号强度分析界面回声(或声阻抗差)的绝对值,在理论上无任何科学意义。

粗糙大界面等同于平滑大界面的表面镶嵌以众多的小散射子,因而具有散射特性,即无角度依赖,亦无回声失落。感染性囊肿及肝脓肿其侧壁可清晰显示而不出现回声失落,即是此原因(图 1-8B)。

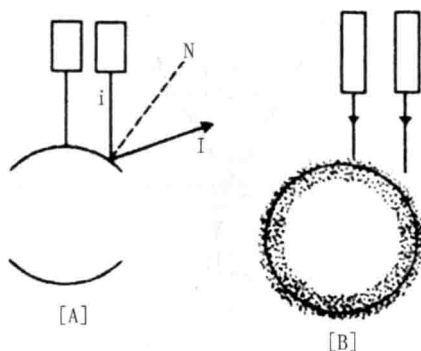


图 1-8 薄壁囊肿和粗糙外壁的镜面反射比较

A. 侧壁回声失落(薄壁包膜); B. 粗糙外壁

6. 微泡和血液(软组织)间声特性阻抗差别

微泡多由空气组成, $Z_a \approx 407 \text{ Pa} \times \text{s/m}$; 血液 $Z_b \approx 1.66 \times 10^6 \text{ Pa} \times \text{s/m}$; 软组织 $Z_s \approx 1.52 \times 10^6 \text{ Pa} \times \text{s/m}$ 。因此,声特性阻抗间差别极大,故在微泡与血液或微泡与软组织界面上(小界面), R_i 在 99.8% 以上, R_A 在 99.9% 以上,使大量声能散射。

(二) 声速差别

声束以 0° 入射角入射至大界面时,即使界面两侧介质中声速不同($c_2 \neq c_1$),声束穿透此界面后仍按原方向前进($\theta_t = 0^\circ$)(图 1-9 A),此时声束产生透射但无折射。

在界面两侧介质中声速相等($c_2 = c_1$)时,如入射角 $> 0^\circ$,则其透射声束仍按原方向传播,即 $\theta_t = \theta_i$ (图 1-9B)。

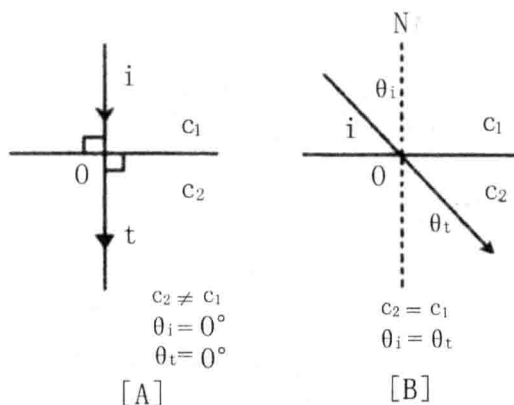


图 1-9 不发生折射的情况

A. 入射角为 0° ; B. 界面两侧介质中声速相等

1. 折射

在界面两侧介质中声速不等($c_2 \neq c_1$),且入射角 $> 0^\circ$ 时,则透射声束偏离入射声束的方向传播,即 $\theta_t \neq \theta_i$,此命名为“折射”(图 1-10)。

折射角与入射角有关,与界面两侧介质中的声速比有关。以下式表示: $\sin \theta_t / \sin \theta_i = c_1 / c_2$,简化取近似值则为: $\theta_t / \theta_i = c_1 / c_2$ 。

2. 会聚及发散

平行声束通过圆球形病灶,如病灶内声速与其周围不等,则在病灶后方产生声束的会聚或发散。如圆球形病灶内部声速小于周围组织,则声束经二次折射后会聚(图 1-11A);相反,病灶内部声速大于周围组织,则声束经二次折射后在病灶后方呈扩散现象(图 1-11B);如病灶内部声速与周围组织相等,则通过病

灶后声束无会聚或扩散改变(图 1-11C)。

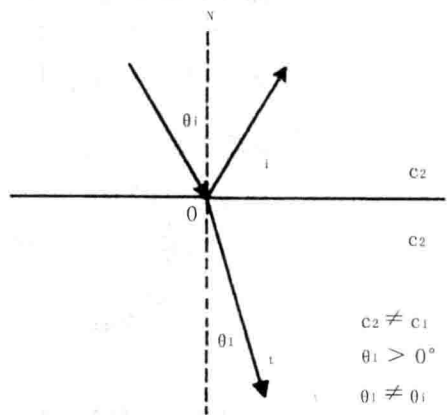


图 1-10 折射

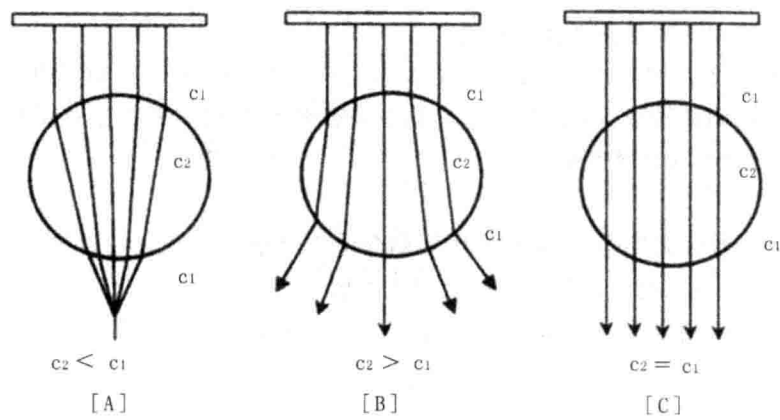


图 1-11 会聚及发散

A. 折射后会聚;B. 折射后扩散;C. 声束无折射

3. 临界角与全反射

在第二介质中声速大于第一介质时,成角入射必然使 $\theta_t > \theta_i$,逐渐加大入射角 θ_i , θ_t 增大更快。在 θ_i 至直角时,折射声束与大界面平行,此时的 θ_i 称为临界角(图 1-12A)。

再增大临界角的度数,则 $\theta_i > 90^\circ$,此时声束从平行于界面状态转入第一介质,称全反射(图 1-12B),全反射出现在 θ_i 大于临界角时。在全反射界面的下方,出现无超声进入区,称侧后声影或折射声影(图 1-12C)。有人误将超声波传至肺泡或胃肠道空气界面产生的强力反射称作全反射,则不符合物理原理。

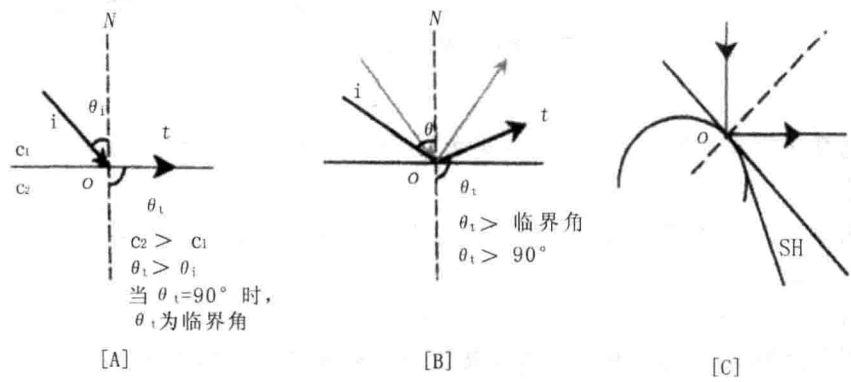


图 1-12 临界角与全反射

A. 临界角;B. 全反射;C. 折射声影