



医药学院 610212044528

肛肠

超声诊断与解剖图谱

44 Hz

86 Hz

170 Hz

340 Hz

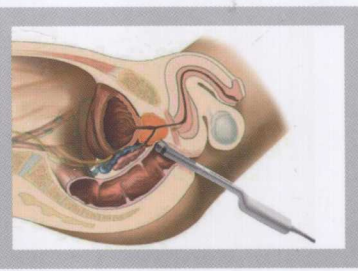
679 Hz

1.3 kHz

2.6 kHz

5.1 kHz

10.1 kHz



人民卫生出版社



医药学院 610212044528

肛肠

超声诊断与解剖图谱

主 编 吴长君

副主编 刘中宏 章 蓓

绘 画 张向光

编 者 (以姓氏笔画为序)

王俊峰 (哈尔滨医科大学附属第一医院)

刘中宏 (哈尔滨医科大学附属第二医院)

刘银龙 (河南省人民医院)

李春光 (哈尔滨市中医医院)

吴长君 (哈尔滨医科大学附属第一医院)

吴国柱 (内蒙古自治区人民医院)

初银珠 (哈尔滨医科大学附属第一医院)

张光晨 (哈尔滨医科大学附属第一医院)

张春梅 (哈尔滨医科大学附属第一医院)

金黑鹰 (南京中医药大学第三附属医院)

章 蓓 (南京中医药大学第三附属医院)

梁德森 (哈尔滨医科大学附属第一医院)

人民卫生出版社

图书在版编目 (CIP) 数据

肛肠超声诊断与解剖图谱/吴长君主编. —北京:
人民卫生出版社, 2012.8

ISBN 978-7-117-16094-0

I. ①肛… II. ①吴… III. ①肛门疾病-超声波
诊断-图谱②直肠疾病-超声波诊断-图谱

IV. ①R574.04-64

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2012) 第 125315 号

门户网: www.pmph.com	出版物查询、网上书店
卫人网: www.ipmph.com	护士、医师、药师、中医 师、卫生资格考试培训

版权所有, 侵权必究!

肛肠超声诊断与解剖图谱

主 编: 吴长君

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: 010-67605754 010-65264830

010-59787586 010-59787592

印 刷: 北京汇林印务有限公司

经 销: 新华书店

开 本: 889×1194 1/16 印张: 11

字 数: 348 千字

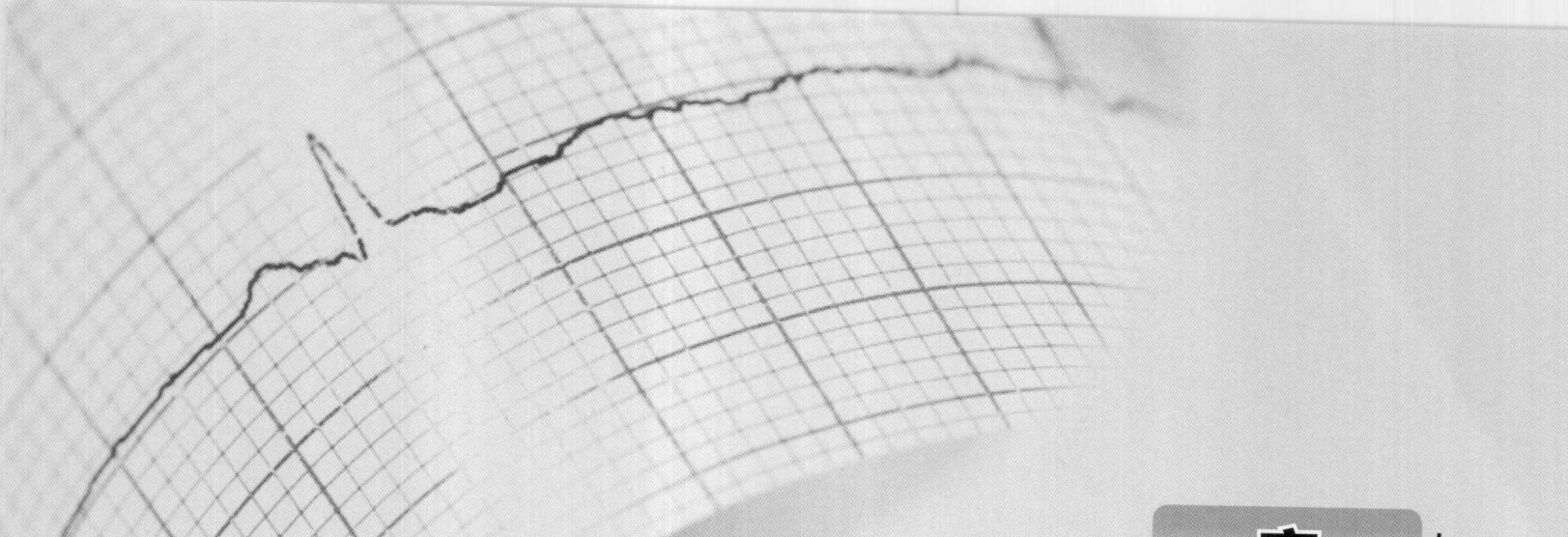
版 次: 2012 年 8 月第 1 版 2012 年 8 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号: ISBN 978-7-117-16094-0/R·16095

定 价: 88.00 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销售中心联系退换)



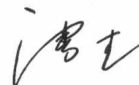
序

当前,随着超声影像诊断成像技术的进步和超声影像高精尖仪器的推出,超声影像医学的诊疗手段和诊疗技术水平不断提高,超声检查已成为现代影像医学的主要诊断手段之一,成为临床医学诊断及治疗的重要支柱手段。随着研究的不断深入,超声医学领域呈现出耳目一新的景象,在广大临床超声工作者不断研究、努力开拓下,使许多既往认为不适合进行超声检查的领域得到了充分拓展;他们开展了大量的工作,取得了许多有价值的成果,开辟了新的超声诊断领域,为疾病的诊断和治疗提供了有益的帮助。

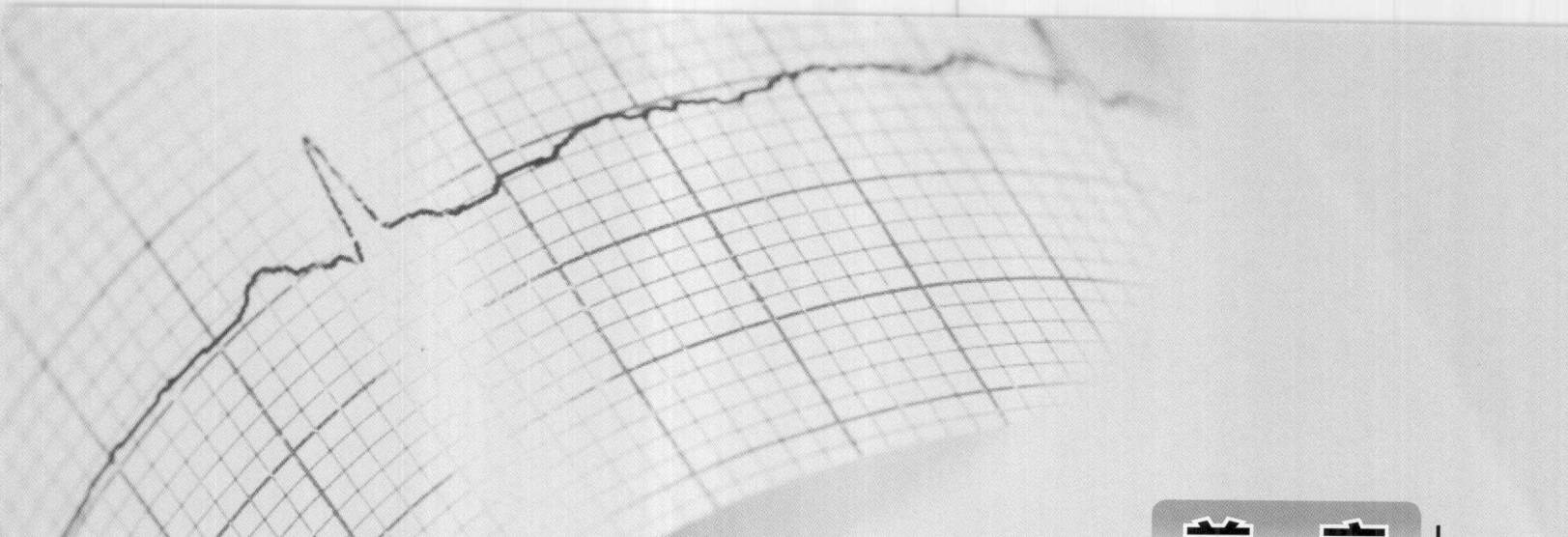
直肠肛管系统疾病是临床较为常见的多发病,常因检查方法限制不能准确和及时诊断,从而延误治疗。经直肠腔内超声为该部位疾病的临床诊断提供了简便高效的影像检查方法。既往曾有为数不多的直肠肛管系统疾病的超声影像诊断报道,但因其原是一个较生僻的超声影像诊断领域,并未引起大多数超声影像学同仁的关注,因而未进行系统的诊断方法和诊断标准的探讨和制定。哈尔滨医科大学附属第一医院超声科主任吴长君教授在应用经直肠双平面超声探头研究前列腺及盆底疾病的过程中,发现利用该探头可清晰地显示直肠及肛周的组织解剖结构,由此开始深入系统地研究直肠肛管疾病的超声影像诊断,并陆续发表了肛周脓肿的超声诊断特点、肛瘘的超声诊断分型以及直肠肛管肿瘤超声诊断分期等相关的文章;在临床医生的支持合作下,她及她所率领的团队在该领域诊断经验不断累积,诊断水平不断提升,经直肠腔内超声影像诊断这一手段为临床直肠肛管疾病的诊断和治疗提供了重要支撑,得到了临床医生的认同。

随着病例的逐步积累和诊断经验的不断丰富,吴长君教授认为有必要将以往工作进行系统总结。经过三年的辛苦耕耘,她及她的团队为广大超声工作者奉献了这本很有学术价值的专著,填补了此领域超声专著的空白,因此有了本书的付梓。本书不但系统地总结了直肠肛管疾病的超声影像检查方法及其多普勒声像图特点,而且还有详尽的超声影像学的诊断基础知识和直肠肛管疾病的解剖及病理学知识,呈现了吴长君教授及她的团队多年的辛苦努力,是一本很好的直肠肛管疾病超声影像学诊断方面的教材。本书值得超声影像工作者一读,从而使更多的超声界同仁加入到这一刚刚开垦的处女地。同时,本书还值得向肛肠外科及消化内科医生推荐,使他们充分了解超声影像在直肠肛管疾病检查上的优势和特点,以便使其与超声诊断医生更好地合作,给直肠肛管疾病患者带来更多的福祉。

中国人民解放军总医院超声科



2011年12月



前言

现代超声影像医学发展到今天,超声影像诊断已成为临床不可或缺的重要影像学检查技术,深受临床医生和广大患者的欢迎。特别是近年来随着超声影像诊断新技术的层出不穷,超声影像诊断设备的不断更新和功能改进,使得超声诊断水平不断提高,为疾病的诊断提供了极有价值的信息,并同时在疾病治疗方面成为新兴的技术领域。

直肠肛管周围疾病因其位置隐秘,检查方法受限,患者不能得到及时准确的诊治,贻误病情,使其遭受许多痛苦。经直肠腔内超声影像诊断技术的发展,使这方面疾病的诊断有了全新的视角,特别是对肛周脓肿、肛瘘、直肠肿瘤及异物等疾病的诊断具有准确、无创、操作简便、快捷等优点,为临床手术定位和术式的选择及正确处理、减少损伤和副损伤提供有力的影像学依据和指导,极大地提高了临床手术治愈率,缩短疗程,减少患者痛苦,具有良好的推广和应用前景。

尽管近年来人们逐渐认识到腔内超声对检查直肠肛管周围疾病的价值,然而迄今为止,经直肠腔内超声的开展仍然较少。我们通过三年来的不断实践,在经直肠超声影像诊断直肠肛管周围疾病方面做了一些工作,积累了一些经验,取得了一点成果。之所以编写这本书只是希望起到抛砖引玉的作用,能够与同仁们相互交流经验,让更多的人认识到直肠肛管周围疾病超声诊断的重要性,引领更多的同仁投入到此领域进行实践和研究,共同推动直肠肛管超声影像诊断在超声学科领域的发展,让超声影像诊断为直肠肛管周围疾病的诊疗提供新的和更好的支持,这同时也是我们编写此书的初衷。

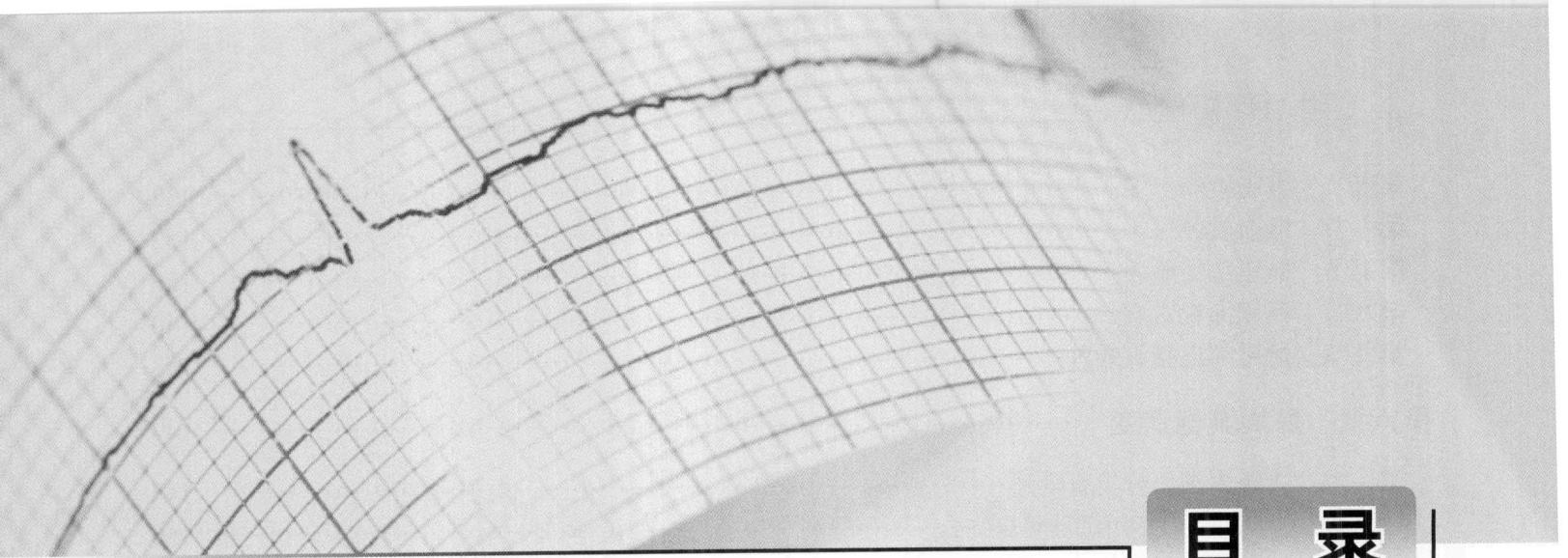
本书共分六个章节,涵盖了病因、病理、临床表现等多学科知识,详细介绍了直肠肛管常见病和少见病及罕见病的超声多普勒声像图表现及鉴别诊断要点,书中精选了近 500 幅典型图像,总结了编者的诊查经验及操作体会,注重超声影像与临床诊疗以及其他检查方法的结合,可很大程度地提高超声诊断医师诊查直肠肛管及盆底常见疾病的能力,具有较强的实际应用性和学界推广价值。

本书编写过程中,有幸得到中国医师协会超声分会会长、中国人民解放军总医院超声科唐杰主任的高度赞许,给予耐心细致指导,亲自执笔书写序言;同时得到意大利百胜公司的大力支持,在此表示衷心的感谢!

本书源于我们工作实践和进一步研究,但限于开展工作和研究时间较短,难免有疏漏和不当之处,祈请批评斧正;尚存疑惑问题,期待共同探讨!

编者

2011 年 12 月



目 录

第一章 超声诊断基础	1
第一节 超声波的基本概念	1
第二节 超声诊断技术与设备	7
第三节 常见超声伪像	20
第二章 直肠肛管应用解剖	30
第三章 直肠肛管疾病的检查方法	40
第一节 X线检查	40
第二节 CT及三维重建	41
第三节 MRI	42
第四节 超声检查	46
第五节 直肠肛管疾病的其他检查方法	67
第四章 直肠肛管及周围炎性病变	72
第一节 肛周脓肿	72
第二节 肛瘘	85
第三节 直肠阴道瘘	97
第四节 直肠尿道瘘	100
第五节 直肠 Crohn 病	101
第六节 骶尾部藏毛窦	107
第七节 肛周大汗腺炎	109
第八节 坏死性筋膜炎	110
第五章 直肠肛管及周围占位性病变	113
第一节 肛管癌	113
第二节 直肠息肉	117
第三节 直肠间质瘤	122
第四节 直肠癌	126

第五节 直肠类癌	132
第六节 骶前囊肿	133
第七节 骶尾部畸胎瘤	136
第八节 骶尾部脊索瘤	140
第九节 骶尾部皮脂腺囊肿	143
第六章 肛周其他病变	147
第一节 直肠周围血管发育畸形	147
第二节 会阴直肠子宫内脱位症	150
第三节 肛肠异物及损伤	151
参考文献	157

第一章

超声诊断基础

第一节 超声波的基本概念

一、机械波与声波

超声波的本质和声波一样,都属于机械波,是由物体的机械振动产生的。

机械振动 物体在平衡位置附近往复运动(周期性或非周期性)称为机械振动。

机械波 机械振动在弹性介质中传播,称为机械波,这里简称“波”。

声波 能够为听觉器官所感知的机械波称为声波,频率范围 20~20 000Hz。

次声波 振动频率低于 20Hz 的机械波,称为次声波。

超声波 振动频率超过 20 000Hz 的机械波,超过人耳听觉的上限,称为超声波(ultrasonic wave)。

1. 声波形成的条件

声源 作机械振动的物体能够向周围物体发出弹性波,称为声源。

介质 声波借以传播的弹性媒介物质。所谓弹性介质是由无穷多个相互间有弹性作用力的质元组成的连续介质。

只有声源而没有介质,(超)声波是不会产生的。在同一介质中声波的传播速率是相同的,在不同介质中声波传播速率不同。

2. 声波的形成过程 弹性介质中相邻质点间存在相互作用的弹力,某质点振动时会带动邻近质点也产生振动,这些质点同样又带动其周边质点振动,最终导致振动在介质中传播开来。

在声波的传播过程中,介质中的每一个质点只是做上下(左右)简谐振动运动,质点本身并不会随声波的传播而前进。因此,声波的物理本质是振动形式、能量和信息的传播。

3. 声波传播过程 为了更形象地描述声波在介质空间的传播,我们引入波线和波面的概念。

波线 有方向的线段,用以表示声波传播的途径和方向。

波面 介质中振动相位相同的质点构成的面。

波前(波阵面) 最前面的那个波面。

在各向同性的均匀介质当中,波线总是垂直于波面(图 1-1-1)。

二、超声波的分类

超声波可分为两种类型:纵波和横波。

1. 纵波 介质中质点振动的方向与振动的传播方向相同的波称为纵波(图 1-1-2)。纵波在介质中传

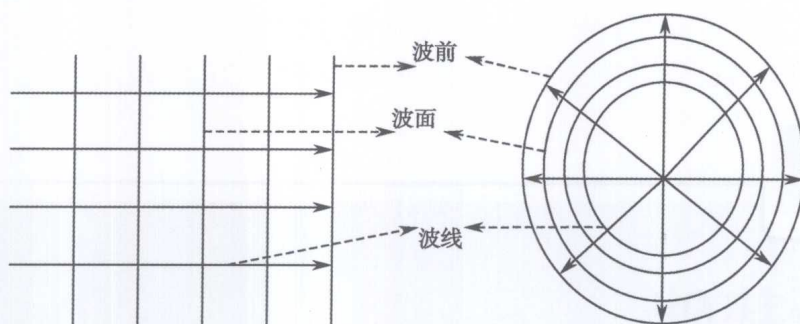


图 1-1-1 波前、波面与波线

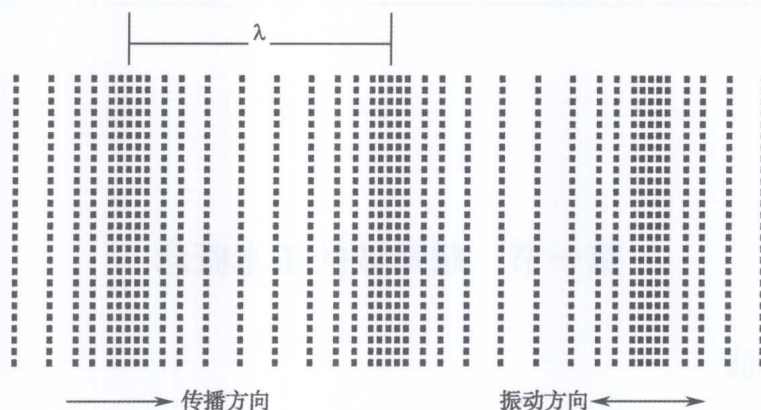


图 1-1-2 纵波的传播

播时,介质产生体积容变,能够在固体、液体和气体中传播。介质中质点分布最密集的部分称为“密部”,质点分布最稀疏的部分称为“疏部”。纵波也称疏密波。

2. 横波 介质中质点振动的方向与振动的传播方向垂直的波,称为横波(图 1-1-3)。横波在介质中传播时,介质中产生切变,只能在固体中传播。横波凸起的最高点称为波峰,凹下的最低点称为波谷。

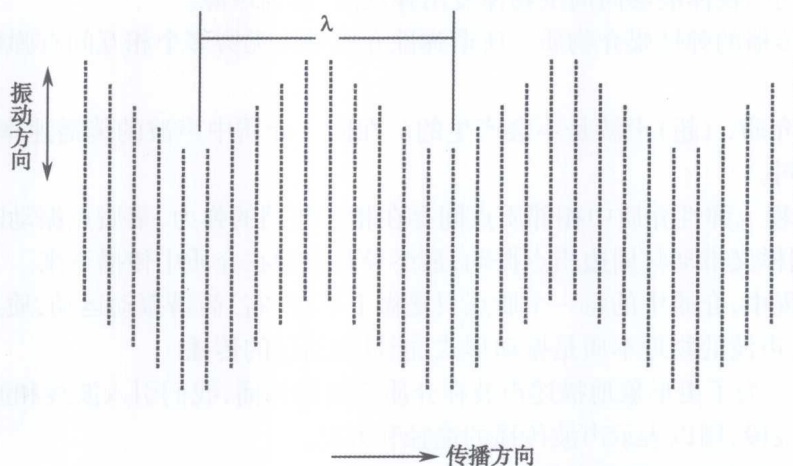


图 1-1-3 横波的传播

三、声波的物理学参数

声速 声波在传播介质中的运行速度,通常用 C 表示。

波长 振动相位相同的两个相邻波阵面之间的距离是一个波长。或在一次完全的振动时间内声波所行进的距离,通常用 λ 表示。

频率 介质内的质点在单位时间内振动的次数,通常用 f 表示。

周期 介质内的质点在平衡位置完成一次往复振动的时间,用 T 表示。

声波各物理参数的关系

$$C = \lambda/T \quad \text{或} \quad C = \lambda f$$

声波在介质中的传播速度是由介质决定的,可以证明:

在固体中,横波波速 $C = \sqrt{G/\rho}$

纵波波速 $C = \sqrt{Y/\rho}$

其中, G 代表介质的切变模量, Y 是杨氏模量, ρ 代表介质密度。

在液体和气体中, $C = \sqrt{B/\rho}$

其中, B 代表介质的容变弹性模量, ρ 代表介质密度。

由上可知,液体和气体介质只能产生容积变形,故液体和气体内只能传播纵波;固体介质既能产生容变也能产生切变,故既能传播纵波也能传播横波。

四、振动方程与波动方程的物理意义

$x = A \cos(\omega t + \varphi)$, 振动方程是时间 t 的函数,描述的是一个质点在任意时刻偏离平衡位置的位移。

$$y = A \cos \left[\omega t - \frac{2\pi x}{\lambda} + \varphi \right]$$

波动方程是位置坐标 x 和时间 t 的函数,描述的是任意一个质点在任意时刻偏离平衡位置的位移。

如果波动方程中的 t 给定,那么位移 y 将只是 x 的周期函数,这时方程给出的是 t 时刻波线上各个不同质点的位移。如果 x 给定(即考察该处的质点),那么位移 y 就只是 t 的周期函数,这时这个方程表示 x 处质点在各不同时刻的位移,也就是该质点的振动方程,方程的曲线就是该质点的振动曲线。

五、超声波的声场

充满超声波的空间或超声振动所波及的部分介质叫做超声场。超声场具有一定的空间和形状,只有当缺陷位于超声场内时,才有可能被发现。描述超声场的特征值(即物理量)主要有声压、声强和声阻抗。

超声波的声强(acoustic intensity) 定义为通过垂直于超声波传播方向上的单位截面积的能流,也称为能流密度或波的强度。用 I 表示,单位是 W/cm^2 。声强是表示超声波强弱的客观物理量,声强与声源的振幅有关,振幅越大声强越大。声强 I 的大小与声速 C 成正比,与声波角频率 ω 和振幅 A 的平方成正比。由于声强过大会损伤人体正常组织细胞,因此国际上规定诊断超声安全剂量小于 $20mW/cm^2$ 。

超声波的声压(acoustic pressure) 超声波在介质中传播时,介质中有声场时的压强与无声场时的静压强之差,称为声压。超声波在弹性介质中以质点位移周期性交替变化的方式传播,导致了声波传播路径上,介质质点压强值的周期性变化,这种压强的变化量即为声压。单位为 Pa (帕斯卡)或 N/m^2 (牛/平方米)。声压也是反映超声波强弱的物理量。

超声波的声压和声强有密切的关系,在自由声场中,测得声压和已知测点到声源的距离,就可计算出该测点之声强和声源的声功率。

超声波的特性阻抗 简称为声阻抗(acoustic characteristic impedance),定义为弹性介质的密度与介质中超声波的传播速度的乘积,即:

$$Z = \rho C$$

声阻抗表示的是介质对声波传递的阻尼和抵抗作用,反映了弹性介质的弹性和密度。

声阻抗 Z 与声压 P 和声强 I 的物理关系:

$$I = P^2/Z = P^2/(\rho C)$$

六、超声波的传播

折射和反射 超声波在均匀介质当中沿传播方向呈直线传播。当遇到两种声阻抗不同的介质界面上

时,如果界面的尺寸远远大于波长,则会产生反射、折射和透射现象。

反射(reflection) 当超声波在介质中传播,遇到另一介质分界面时,仍有部分在原有介质中传播的现象。反射现象也适用于光波、电磁波等。

折射(refraction) 当超声波从一种介质进入另一种介质时,由于两种介质的密度不同(传播速度不同),因而遇到两种介质的分界面进入第二种介质后其传播方向会发生改变,这种现象称为折射。折射现象同样适用于光波及电磁波等。

透射(transmission) 当超声波在介质中传播,遇到另一介质分界面时,除一部分能量反射回原介质内,另一部分通过界面进入第二介质中继续传播的现象称为透射。发生透射后,超声波的频率不变,但声速和波长可能会发生变化。

折射和反射定律:

超声波在多种介质内传播,遇到两种介质分界面时,其发生的折射和反射的规律与几何光学的反射和折射定律相同,均遵守斯奈尔(Snell)定律(图 1-1-4)。

斯奈尔反射定律(Snell)

- (1) 入射声束、反射声束与法线在同一平面内。
- (2) 入射声束与反射声束分别位于法线的两侧。
- (3) 入射角等于反射角($\alpha = \alpha'$)。

斯奈尔折射定律

- (1) 入射声束、折射声束与法线在同一平面内。
- (2) 入射声束与折射声束分别位于法线的两侧。
- (3) 入射角的正弦与折射角正弦的比值等于入射声速与折射声速的比值。

$$\sin\alpha/\sin\beta = C_1/C_2 = \text{折射率(常数)}$$

反射系数(reflection coefficient) 超声波在多种介质内传播过程中,在两种介质分界面上产生反射和折射现象时,反射波声能的大小取决于两种介质的特性声阻抗差异,以及入射角和折射角度的大小:

$$R_p = \frac{Z_2 \cos\alpha - Z_1 \cos\beta}{Z_2 \cos\alpha + Z_1 \cos\beta}$$

上面的公式反映的是界面上的超声波反射系数与两种介质的特性声阻抗以及入射角和折射角之间的关系。由此可见,如果声束垂直入射界面,即入射角、反射角和折射角均为 0° 时,公式可简化为:

$$R_p = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

从上式可知,声波在两种介质中传播,若介质的声阻抗差距越大,则声反射越强;若介质的声阻抗差距越小,则声反射越弱;如果声阻抗差相等,则没有反射发生,即不产生回波信号。

全反射(total reflection) 超声波在传播过程中遇到两种介质的分界面,如果第二介质的声速大于第一介质,则折射角大于入射角。当入射角增大到某一角度时,可使折射角等于 90° ,即折射声束与介质分界面平行。此时入射角称为“临界角”。而当入射角大于临界角时,折射声束完全返回到第一介质当中,称为“全反射”。全反射不遵守 Snell 定律的第三条。全反射发生时,声束不能进入第二介质,因而该区域会发射“失照射”从而产生“折射声影”(图 1-1-5)。

散射(scatter) 超声波在介质中传播遇到远小于入射超声波波长的小界面(微小粒子,如红细胞、心肌细胞)时,微粒吸收入射超声波能量后再向各个方向辐射超声波,形成球面波,由此产生散射现象。散射使入射的超声能量一部分向各

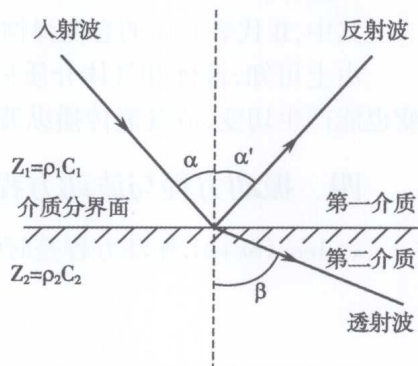


图 1-1-4 超声波的折射与反射

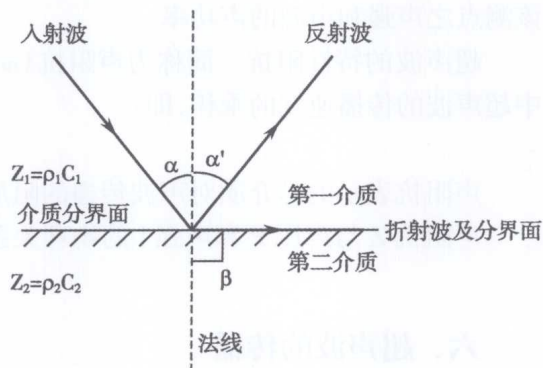


图 1-1-5 全反射(入射角达到临界角)

个空间方向辐射。散射无方向性,因此返回到超声波声源的回声能量非常低。在超声波发生散射现象时,生物软组织内的微细结构成为超声波的散射体。超声散射是朝向空间各个方向的,其中与入射超声波方向相反的,即朝向超声探头方向的散射信号称为“背向散射”(back-scatter)信号,也称“后散射”(图 1-1-6)。

衍射(Diffraction) 又称绕射,当超声波传播过程中遇到障碍物边缘或孔隙时,传播方向发生弯曲,即超声波绕过障碍物继续前进的现象。所有的波都可以发生衍射现象,衍射现象总是存在的,只有明显和不明显的差异。但要看到明显的衍射必须满足一定的条件:只有当孔隙的宽度或障碍物的大小跟超声波的波长相差不多,或比波长更小时才能观察到明显的衍射现象(图 1-1-7)。

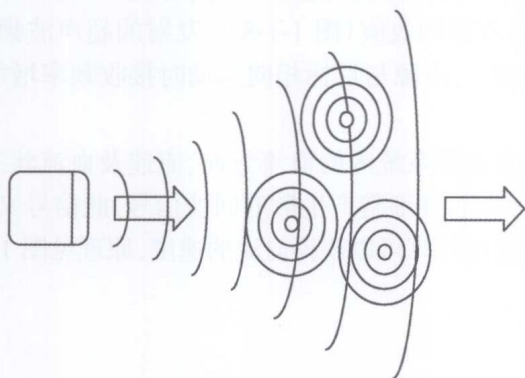


图 1-1-6 超声波散射示意图

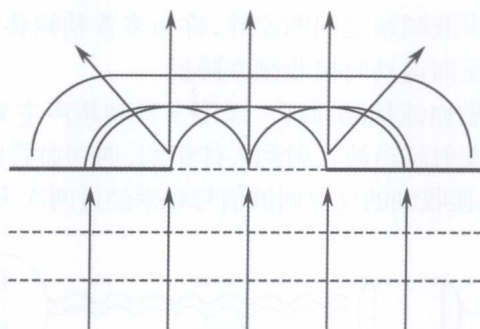


图 1-1-7 波的衍射(惠更斯原理可以解释衍射现象)

衰减(attenuation) 是指超声波在传播过程中,随着传播距离的增加,超声波的能量(声强)减小的现象。造成超声波衰减的原因很多,包括大界面的反射、小界面的散射、声束的扩散以及软组织对超声能量的吸收等。

(1) 扩散衰减:由于声束的扩散,随着传播距离的增加,声束的截面积逐渐增大,从而造成单位面积上超声能量逐渐减少,此种衰减称为扩散衰减。

(2) 散射衰减:超声波传播过程中,遇到不同声阻抗介质组成的界面时,发生散射(也包括反射、折射和波形转换),从而使原来传播方向上的声波能量减少,这种衰减称为散射衰减。

(3) 吸收衰减:超声波在介质传播过程中,由于介质质点间的内摩擦(黏滞性)和热传导性,使得声能转化成其他形式的能量(热量),这种形式的衰减称为吸收衰减,也称黏滞衰减。人体软组织一般衰减规律:骨(钙化)>肌腱(或软骨)>肝脏>脂肪>血液>尿液(或胆汁)。散射衰减和吸收衰减均与介质的性质有关,故也统称为材质衰减。另外,组织的衰减不仅与组织的厚度有关,而且与超声波的频率密切相关。超声波的衰减系数与频率成正比,频率越高衰减越严重。

衰减系数(attenuation coefficient) 超声波的强度与传播距离之间的关系可表示为:

$$I_x = I_0 e^{-2\alpha x}$$

其中 I_x 表示与声源距离为 x 的点的超声声强, x 为测定点与声源的距离。 $e=2.71$, 为自然对数的底。 I_0 是 $x=0$ 处(即声源处)的声强。 α 称为振幅衰减系数,是吸收和散射衰减系数之和。

$$\alpha = \frac{-\ln(I_x/I_0)}{2x}$$

由于衰减现象的普遍存在,因此在超声设备的设计中需要使用“时间增益补偿(TGC)”调节,使图像前后场深浅均匀。表 1-1-1 为正常人体组织内声速、组织密度与声阻抗及声衰减系数之间的关系。

表 1-1-1 正常人体组织声速、密度、声阻抗及衰减

人体组织	声速(m/s)	密度(g/cm ³)	声阻抗(g/cm ² /s)	衰减系数(dB/cm MHz)	
脂肪	1476	0.955	1410	0.63	0.8~7.0
大脑	1530	1.038	1588	0.95	0.9~3.4
脑脊液	1523	1.000	1523		

续表

人体组织	声速 (m/s)	密度 (g/cm ³)	声阻抗 (g/cm ² /s)	衰减系数 (dB/cm MHz)	
血液	1570	1.055	1656	0.18	1.0
肝	1570	1.050	1638	0.94	0.3~3.4
水 (37°)	1523	0.993	1513		
颅骨	3360	1.658	5570	20	1.6
空气	332	0.00129	0.428		

多普勒效应 (Doppler effect) 当超声波声源与目标物体(界面)之间发生相对运动时,接收到的超声波回波信号的频率会发生相应的变化,这种现象称为超声波的多普勒效应(图 1-1-8)。发射的超声波频率与接收的超声波频率之间的差异,称为多普勒频移 (Doppler shift)。声源与目标相向运动时接收频率增加,声源与目标反向运动时接收频率降低。

多普勒血流检测原理 医用多普勒超声主要检测的是心血管系统内的血流方向、流速及血流状态等。超声探头发射超声波入射到人体组织,遇到血管内运动的红细胞,红细胞产生散射回波信号,此信号又被探头所接收,接收到的反射回波信号频率经过两次多普勒效应,通过计算可以获得血流的速度,原理见图 1-1-9。

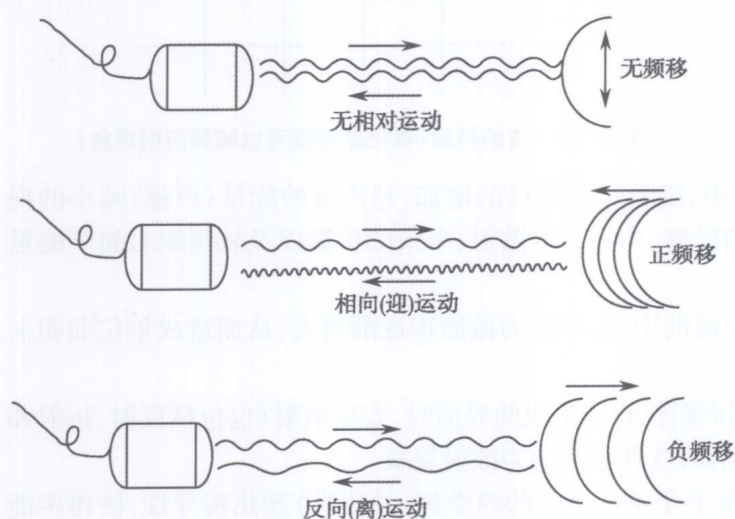


图 1-1-8 多普勒效应示意图

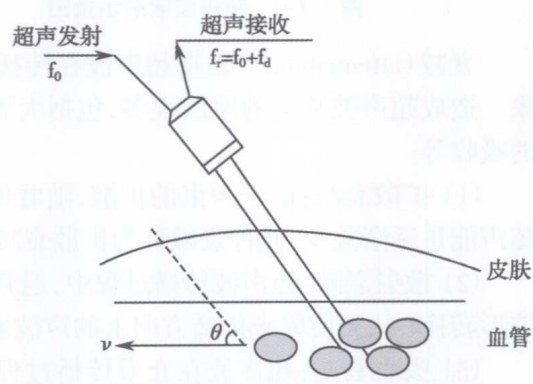


图 1-1-9 多普勒血流检测示意图

由图 1-1-9 可知,假设血流方向与入射声束的夹角为 θ ,则多普勒方程式表达为:

$$f_d = f_r - f_0 = \pm \frac{2v \cos \theta}{C} f_0$$

由上式变换可得:

$$v = \frac{C (\pm f_d)}{2 f_0 \cos \theta}$$

式中,

f_d = 多普勒频移

f_0 = 探头发射的多普勒频率

v = 血流的速度

C = 声波的速度 (1540m/s)

θ = 声束和血流方向之间的夹角

上式为多普勒测量速度的基本公式。其中 f_d 和 θ 角均可通过超声波仪器检测出来。

二次谐波 超声波在生物体内传播过程中主要遵循的是线性规律,通常传统超声成像也是基于线性运算处理规则实现的。但实际上,由于生物软组织内部是不均匀的、黏弹性的和各向异性的,因此超声波在生物体内传播必然会产生波形的畸变,即超声波在传播过程中产生非线性现象。由于声波在人体组织

内传播过程产生的非线性以及组织界面入射 / 反射关系的非线性,使得当发射的声波频率为 f_0 时,回波(由于反射或散射)频率中除有 f_0 (亦称基波)外,还有 $2f_0, 3f_0 \dots$ (称为谐波),其中以二次谐波($2f_0$)的能量最大。二次谐波的强弱和传播距离与入射波能量大小有关。

在医用超声波领域,二次谐波非线性成像包含两种模式:组织谐波成像(tissue harmonic imaging, THI)和造影谐波成像(contrast harmonic imaging, CHI)。

组织谐波成像 从人体内部反射回来的超声波信号中通常都具有一定的非线性回波信号,但与基波信号强度比较相对较弱。普通超声波成像主要利用线性超声能量,并滤掉非线性的成分。组织谐波成像则相反,利用超宽频探头发射基波信号,但将接收超声波频率设定在二次谐波频率,接收组织回波的二次谐波信号,滤除纯粹的基波信号,并将二次谐波信号放大处理后进行成像。由于接收频率的提高,对较深组织的分辨力也有较大提高,明显增强了对细微病变的显现力。另外,由于去除了基波频段的噪声干扰,组织谐波成像较基波成像所含有的干扰较小,提高了信噪比,对病灶具有较高的检测灵敏性。

造影谐波成像 也称对比谐波成像,是利用超声造影剂的微气泡产生强烈的非线性散射信号进行超声成像。超声造影剂的微气泡直径很小,通常在 $1\sim 10\mu\text{m}$ 。造影剂的微泡在超声波的作用下会产生振动,增强回波的散射信号。理论上,接收到的超声强度是入射波强度和反射体散射截面的函数。散射截面与频率 f^4 和散射体半径 r^6 成正比,这对所有的造影剂介质都适用。通过计算可知,造影剂微气泡的散射截面比同样大小的固体粒子(如红细胞)大1亿倍,这就是微气泡造影剂造影效果明显优于其他散射体的原因。另外,造影剂微气泡还有另一个声学特性,即气泡共振,当入射超声波频率与微泡的共振频率一致时,入射波声能全部被微气泡共振吸收,并形成共振散射,此时散射截面比上述计算值还要大。因此,当在人体内注入超声造影剂时,造影剂通过血液循环进入人体的各个组织器官的微循环毛细血管床,通过谐波造影成像技术,可以显示正常组织器官、病变组织器官或新生物(肿瘤)组织内血流灌注和分布情况,为临床提供了以往无法观察到的诊断信息。

(刘中宏)

第二节 超声诊断技术与设备

一、超声波的发生

1. 正压电效应 对于某些电介质,在一定的方向上施加外力作用产生形变,介质材料内部会产生极化现象,从而在它相对的表面上产生正负相反的电荷。当外力去掉后又会恢复到不带电的状态,这种现象称为正压电效应。若作用力方向改变,电荷的极性也随之改变。正压电效应实际是将机械能转换成电能的过程(图 1-2-1)。

2. 逆压电效应 当对压电介质的极化方向上施加电场时,压电介质材料也会产生变形,去掉电场后,形变亦会随之消失,这种现象称为逆压电效应,也可称为电致伸缩效应。逆压电效应实际上是将电能转化为机械能的过程(图 1-2-2)。

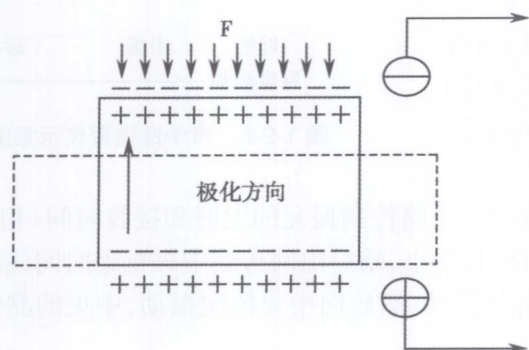


图 1-2-1 正压电效应示意图

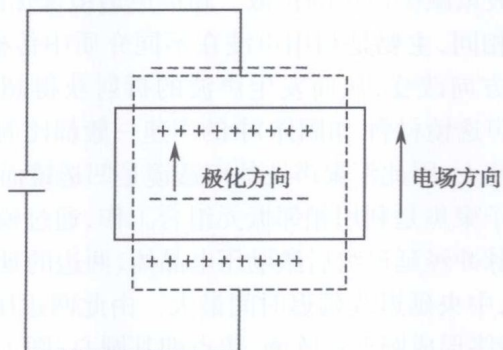


图 1-2-2 逆压电效应示意图

具有压电效应的材料称为压电材料。压电材料产生和接收超声波的过程,实际上是机械能和电能的相互转换过程(图 1-2-3)。

根据电介质的压电效应研制的传感器被称为压电传感器。

二、超声诊断仪的构成

1. 超声波换能器 超声波换能器是利用压电效应将电能转换成超声能,同时也可将超声能转化成电能的一种元器件,通常称为超声探头(图 1-2-4)。

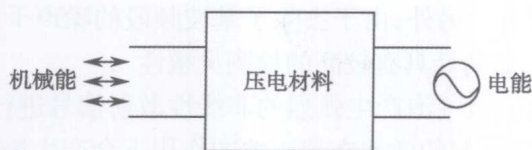


图 1-2-3 压电效应可逆性

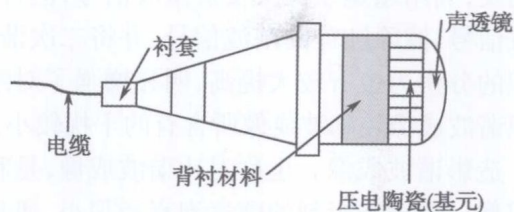


图 1-2-4 超声探头结构示意图

目前应用的压电超声换能器的种类较多,但除了连续波多普勒设备使用连续接收和发射分离的换能器之外,其余都采用的是脉冲式工作方式,接收和发射使用同一换能器结构。

2. 超声波换能器组成

(1) 压电阵子:是超声波换能器的核心部件。早期常用的压电材料是石英晶体。目前主要使用人造压电陶瓷材料,锆钛酸铅(PZT)陶瓷是最常用的压电材料,其优点是电能与机械能转换率高,性能稳定,较易成型,且成本低廉,但缺点是频率不够高。偏铌酸铅是更好的一种压电材料,其频率及频带均好于锆钛酸铅。当前,新型压电阵子更多地使用复合压电材料,一般由压电陶瓷和高分子聚合物复合而成,通过改变复合材料中各种组成成分所占的比例,根据各种成分在三维空间里相互连接方法、内部结构及其空间配置上的对称性调整复合材料的物理特性,根据需要设计制造性能最佳的超声换能器。聚偏氟乙烯薄膜材料(PVDF)频带更宽,是理想的复合压电材料。

(2) 匹配层:位于压电阵子前面的一层或多层声学材料。目的是使高声阻抗的压电振子与低声阻抗的人体组织达到阻抗匹配,提高超声波能量的传输效率。压电晶体与人体表面组织的声阻抗差异很大,因此声波通过体表界面时反射回波很强,远远大于人体表层组织内部的回声强度,严重影响近场区域的图像质量。另外,两层介质之间阻抗严重失匹配,反射系数会增加,导致远场超声波传输系数的降低。因此在探头压电晶体表面加上阻抗匹配层可以增加超声波的穿透力,减少超声波能量的损失。目前,新一代的超声探头多采用多层匹配层技术,每层匹配层的厚度约为波长 λ 的 $1/4$ 。

(3) 聚焦元件:可以是声学透镜或电子聚焦部件,目的是会聚超声波束减少声束的扩散。超声声透镜聚焦的原理与光学聚焦原理相同,主要是利用声波在不同介质中传播速度不同而导致传播方向改变,从而发生声波的折射获得超声波的聚焦(图 1-2-5)。声透镜材料(如固体)中的声速一般都比周围媒质(如液体)中的声速大,因此汇聚声波的声透镜是凹透镜而不是凸透镜。

电子聚焦是利用相邻振元组合工作,通过模拟电路或数字电路控制振元的发射和接收时间(相位),使得激励脉冲经延迟线后激励压电晶体,两边的延迟时间对称并最小,随后由两边到中央延迟时间逐渐对称并变大,中央延迟线延迟时间最大。由此两边压电晶体最早振动,然后向中央依次振动,中央的晶体最晚振动,最终形成圆形波阵面,焦点即其圆心(图 1-2-6)。

动态电子聚焦:实时动态电子聚焦也是电子聚焦的一种。相对于固定焦点的电子聚焦,多点动态电子

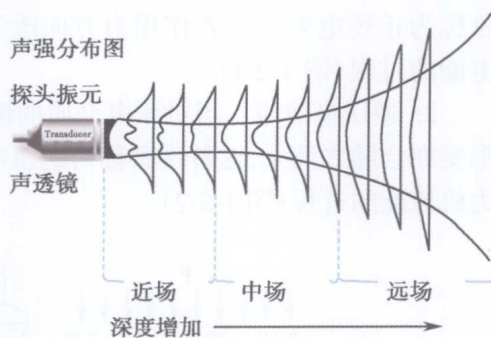


图 1-2-5 声学透镜聚焦示意图

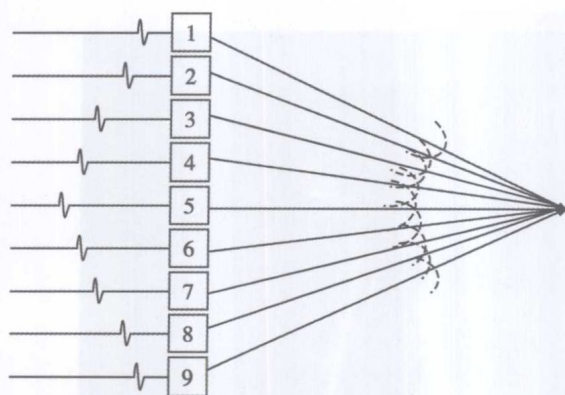


图 1-2-6 电子透镜聚焦示意图

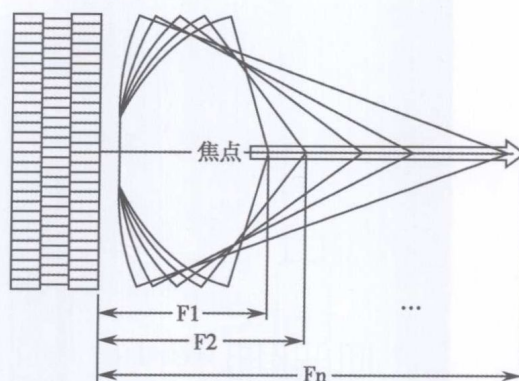


图 1-2-7 动态电子聚焦示意图

聚焦的不同之处是焦点不固定,而通过改变发射激励脉冲的相位延时量,使波束在同一轴线方向上实现多点聚焦发射(图 1-2-7)。

(4) 背衬块:也称为吸声块,位于超声探头压电阵子的背后,能够吸收压电振子产生的背向声波,消耗向背面传播的超声波声能,消除其对后向的干扰。背衬材料一般选用钨粉和环氧树脂组成的强吸声材料。

3. 常用超声探头的种类和应用

(1) 电子相控阵探头:相控阵探头其实也是一种线阵式换能器,只是尺寸较小。而超声相控阵则是指一种超声电子扫描方式,即按照一定的规则和时序激发一组探头晶片,通过调整激发晶片的序列、数量、时间来控制波束的形状、轴线偏转角度及焦点的位置等参数的扫描方式。相控阵方式是通过连续变换延时线,通过延迟电路控制晶片的振动来得到产生超声波束的不同角度偏转,获得声束扇形扫描的目的(图 1-2-8、1-2-9)。

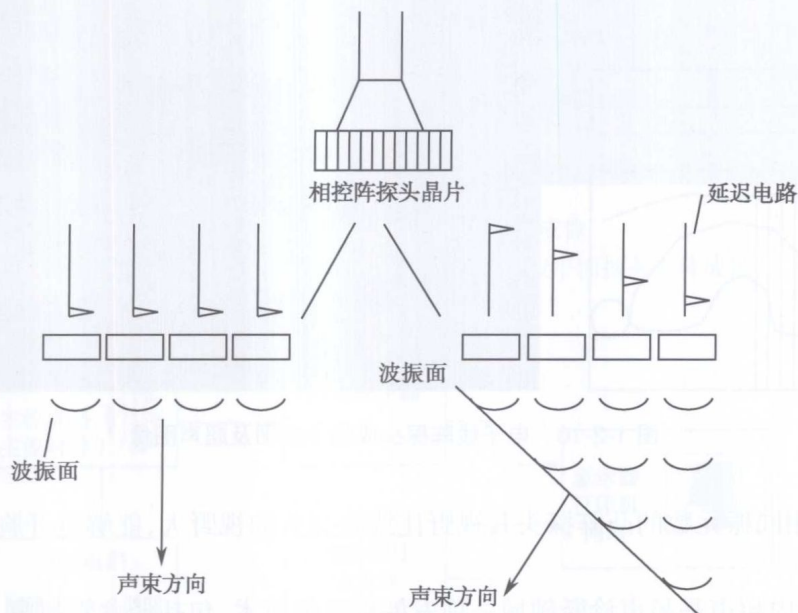


图 1-2-8 相控阵探头扫描延迟示意图

(2) 电子线阵探头:是由若干个小的压电振元按直线排列组成的探头。电子线阵采用的是多阵元(多晶体)直线排列的分时方式,即由电子开关控制探头超声波的发射和接收,即探头的振元是依次工作的。每次只有相邻部分振元参与工作,这部分振元称为子阵,每个子阵包含多少振元由超声设备决定。当超声波子阵中的振元从左向右一次移动一个振元,则超声束将扫描出一个矩形平面,由此可得矩形超声图像(图 1-2-10)。

(3) 电子凸阵探头:凸阵探头与电子线阵探头的结构原理相似,只是振元排列成凸形均匀地分布在探

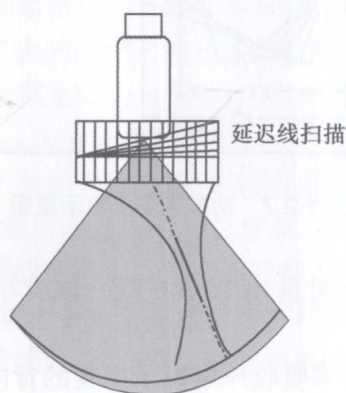


图 1-2-9 相控阵扫描超声图像

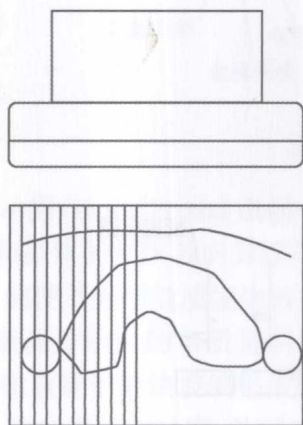


图 1-2-10 电子线阵探头成像示意图及超声图像

头的弧形表面,而且相同振元数的凸阵探头其视野比线阵探头的视野大,能够避开胸骨和肋骨的阻挡(图 1-2-11)。

• (4) 腔内探头:腔内超声是超声诊断领域一项发展较新的技术,包括经食管超声、经阴道超声、经直肠超声及内镜超声等。探头成像模式包括电子扇扫(相控阵)、电子线阵扫查及凸阵扫查等多种形式。其中凸阵/线阵经直肠双平面探头较适合直肠肛管疾病的诊断(图 1-2-12)。

三、超声波成像电路

目前医用超声诊断设备的种类非常多,但大体上基本电路结构是相同的。除连续多普勒超声(continuous wave Doppler, CW)采用的是连续超声波信号之外,其余各成像模式采用的均是脉冲式超声波信号。通常超声诊断仪成像电路主要包括主控电路(中央微处理器)、超声波发射电路、高频信号放大电路、视频放大器和扫描转换器等(图 1-2-13)。