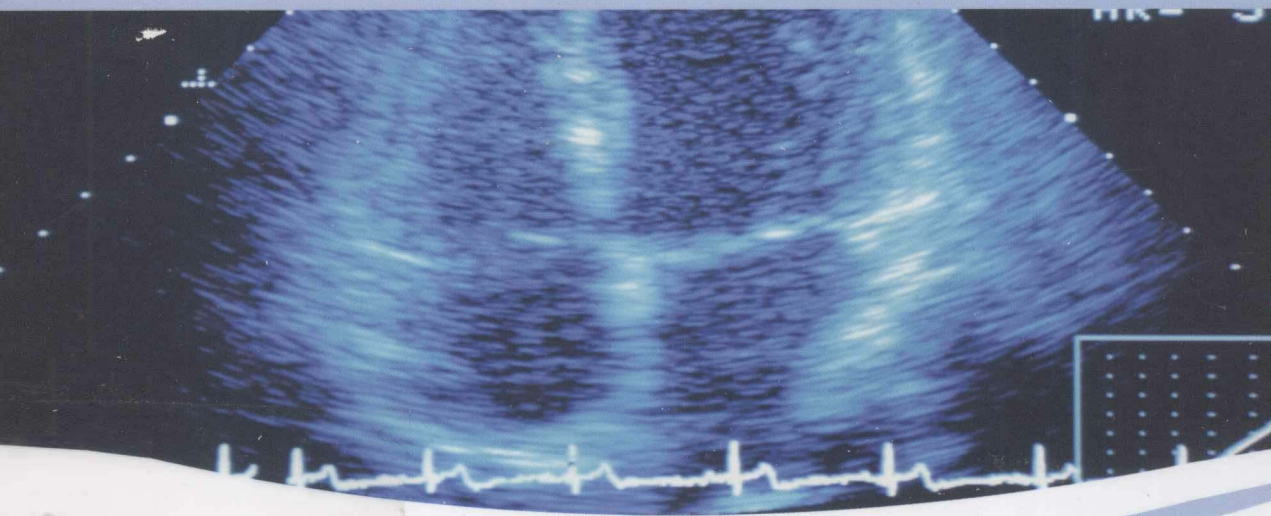


医学超声及应用

吴水才 杨春兰 白燕萍◎编著

YIXUE CHAOSHENG JI YINGYONG



北京工业大学出版社

医学超声及应用

吴水才 杨春兰 白燕萍 编著

北京工业大学出版社

内 容 简 介

本书系统介绍了生物医学超声物理基础、生物组织超声参数的测量原理及方法、超声诊断原理及仪器、超声治疗原理及仪器、医学超声图像处理技术。本书可作为普通高等院校生物医学工程和医学影像等相关专业教学使用,也可作为工程技术人员的参考资料。

图书在版编目(CIP)数据

医学超声及应用 / 吴水才, 杨春兰, 白燕萍编著. —北京: 北京工业大学出版社, 2012. 7

ISBN 978 - 7 - 5639 - 3049 - 4

I. ①医… II. ①吴… ②杨… ③白… III. ①生物工程 - 医学工程 - 超声学 IV. ①R318②R312

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2012) 第 136209 号

医学超声及应用

编 著: 吴水才 杨春兰 白燕萍

责任编辑: 孙 澍

出版发行: 北京工业大学出版社

(北京市朝阳区平乐园 100 号 100124)

010 - 67391722 (传真) bgdcbs@sina. com

出 版 人: 郝 勇

经销单位: 全国各地新华书店

承印单位: 徐水宏远印刷有限公司

开 本: 710 mm × 1000 mm 1/16

印 张: 11

字 数: 175 千字

版 次: 2012 年 8 月第 1 版

印 次: 2012 年 8 月第 1 次印刷

标准书号: ISBN 978 - 7 - 5639 - 3049 - 4

定 价: 19.00 元

版权所有 翻印必究

(如发现印装质量问题, 请寄本社发行部调换 010 - 67391106)

前 言

超声以无创、廉价等优点在临床诊断和治疗过程中得到广泛应用，特别是基于超声成像技术的 B 型超声诊断仪已普及到基层乡镇医院。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，作者组织编写了本书，以方便读者系统学习医学超声原理和应用技术。

全书内容共分五章，第一章介绍生物医学超声基础，包括超声波的基本概念与特性、生物组织的超声特性、多普勒效应和超声生物效应。第二章介绍生物组织各种超声参数的测量原理和方法，包括超声速度的测量、超声衰减系数的测量、超声背向散射积分的计算、超声非线性参数的测量、超声背向散射能量的计算、超声回波时移和频移的测量。第三章介绍超声诊断原理及相应仪器，包括 A 型及 M 型超声诊断仪、B 型超声诊断仪、超声多普勒血流测量仪、彩超和三维超声诊断仪。第四章主要介绍各种超声治疗仪原理及应用，包括超声针刺治疗仪、超声穴位治疗仪、超声-电疗法、超声雾化吸入疗法、超声碎石、超声美容和减肥、高强度聚焦超声（HIFU）治疗原理及仪器。第五章介绍常用医学超声图像处理技术，主要包括超声图像增强、超声图像分割、B 超图像纹理特征分析、超声图像模式识别和超声图像三维重建与可视化。

本书编者均为北京工业大学生物医学工程专业的教师和研究生，在编写过程中结合自身的科研工作并参考了国内外相关领域的研究成果和论著。在此，谨对本书所引用的文献和教材资料的原作者表示衷心的感谢，特别要感谢参与本书编写的研究生们（尹立松、李鹏、沈燕妮、石涛、薛艳青）的辛勤工作。

由于我们的知识水平和专业能力有限，不妥之处在所难免，敬请广大读者不吝指正。

编 者

目 录

第一章 生物医学超声基础	(1)
第一节 超声波基础知识	(1)
第二节 超声波的反射和透射	(11)
第三节 生物组织的超声特性	(16)
第四节 多普勒效应	(19)
第五节 超声生物效应	(20)
第二章 生物组织超声参数的检测	(24)
第一节 超声速度的测量	(24)
第二节 超声衰减系数的测量	(27)
第三节 超声背向散射积分的计算	(33)
第四节 超声非线性参数的测量	(36)
第五节 超声背向散射(功率谱)能量的计算	(41)
第六节 超声回波时移的测量	(45)
第七节 超声回波频移的测量	(50)
第三章 超声诊断原理及仪器	(55)
第一节 概述	(55)
第二节 A型及M型超声诊断仪	(56)
第三节 B型超声诊断仪	(60)
第四节 超声多普勒血流测量仪	(64)
第五节 彩超	(69)
第六节 三维超声诊断仪	(72)

第四章 超声治疗原理及仪器	(76)
第一节 超声治疗概述	(76)
第二节 超声针刺治疗仪和超声穴位治疗仪	(79)
第三节 超声-电疗法	(80)
第四节 超声雾化吸入疗法	(81)
第五节 超声碎石	(83)
第六节 超声美容和超声减肥	(88)
第七节 高强度聚焦超声 (HIFU)	(89)
第五章 医学超声图像处理	(97)
第一节 超声图像增强	(98)
第二节 超声图像分割	(109)
第三节 B 超图像纹理特征分析	(118)
第四节 超声图像模式识别	(128)
第五节 超声图像三维重建与可视化	(144)
参考文献	(167)

第一章 生物医学超声基础

生物医学超声学是一门将超声学与医学应用结合起来，涉及材料科学、电子技术、信息处理技术、计算机技术、制造工艺等多领域的学科，其研究涉及超声波在生物组织中的传播特性及规律（医学超声物理），应用生物组织中超声传播的规律设计制造用于医学诊断和治疗的超声设备（医学超声工程）。医学超声主要应用于超声诊断和超声治疗，开展相关超声研究。超声成像（US）与断层成像（X-CT）、放射性同位素扫描成像（PET、SPECT）及核磁共振成像（MRI）并称为现代医学四大影像技术。

第一节 超声波基础知识

超声波是生物医学超声的应用基础，它是一种机械波，机械振动和波动是医学超声的物理基础。

一、超声的定义

机械振动在弹性介质中传播形成机械波，超声波是一种机械波，是机械能量的一种波动形式。同机械波一样，超声波的产生也需两个条件：第一，要有做机械振动的波源（超声声源）；第二，要有能传播机械振动的弹性介质（如人体组织）。

声波的频率范围很宽，可依次划分为次声波、可听声波和超声波、特超声波，如图 1-1 所示。通常将低于人听觉阈频率（20Hz）的声波称为次声波，将

频率在 $20 \sim 20\,000\text{Hz}$ 的声波称为可听声波，高于人听觉阈频率（ $20\,000\text{Hz}$ ）的声波称为超声波，频率高于 100MHz 的声波称为特超声波。由此可见，超声波是声波频谱中的一部分。

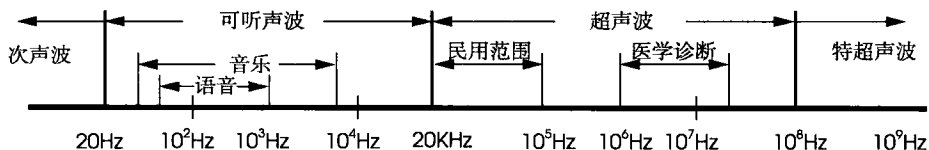


图 1-1 声波频谱

二、超声波的特性

超声波在医学中占有举足轻重的地位，原因主要在于超声波波长很短、频率很高，且具有方向性好、能量高、穿透能力强，在传播过程中有规律的变化等特性。

1. 方向性好

声波频率越高，方向性就越好。医学中使用波长为毫米级的超声波，由于其频率很高，因此具有良好的束射性，可定向发射。

2. 能量高

声波作用于物质时，可使其中分子也跟着振动，且振动的频率和声波频率一致。而在相同振幅条件下，分子振动的频率又决定了分子振动的速度，因而声波频率间接影响了受作用物质获得的能量。已知声波能量与频率平方成正比，所以超声波能量远远高于普通声波能量。

3. 传播特性

超声波具有几何光学的特点，如在介质中直线传播、遇界面产生反射或折射，遇到几何尺寸小于或等于波长的媒质时产生散射或衍射等，同时这些传播特性均遵从几何光学定律。

4. 具有穿透能力

虽然超声波在生物介质中传播时会因扩散、散射、反射或吸收等因素而衰

减,但是只要有合适的工作频率和发射功率,超声波仍可进入人体。超声医学工程正是应用超声波在组织中的穿透力来获得人体内部的生物信息。

三、超声波的类型

常见的超声波分类如下:

1. 根据质点振动方向分

(1) 横波:介质中质点的振动方向与波的传播方向互相垂直的波称为横波(又称切变波,用 S 或 T 表示)。横波只能在固体介质中传播,不能在液体和气体中传播,如图1-2(a)所示。

(2) 纵波:介质中质点的振动方向与波的传播方向相同的波称为纵波(又称压缩波或疏密波,用 L 表示)。纵波可以在固、液、气三相介质中传播,如图1-2(b)所示。

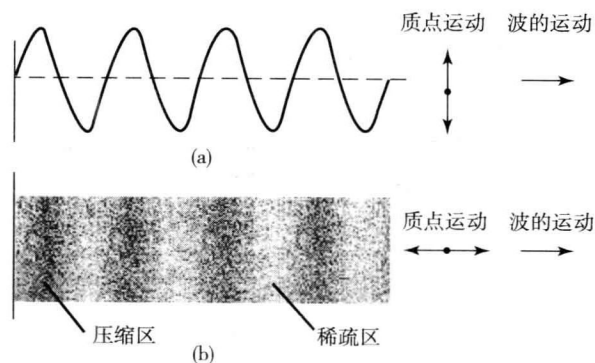


图1-2 横波与纵波

(3) 表面波:当介质表面受到交变应力作用时,产生沿介质表面传播的波,称为表面波(又称瑞利波,用 R 表示)。表面波传播时,介质表面质点做椭圆运动,椭圆长轴垂直于波的传播方向,短轴平行于波的传播方向,故表面波可视为横波与纵波的合成。因为横波只能在固体介质中传播,所以表面波也只能在固体介质中传播,如图1-3所示。

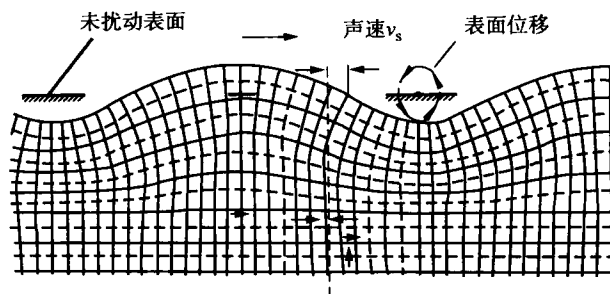


图 1-3 表面波

2. 根据波阵面的形状分

首先引入若干基本概念。同一时刻介质中振动相位相同的所有质点连成的面称为波阵面；某特定时刻，波动到达空间各点连成的面为波前，是最前面的波阵面；波的传播方向称为波线，波线恒垂直于波阵面或波前。

(1) 平面波：波阵面为互相平行平面的波称为平面波。平面波的波源为尺寸远大于波长的刚性平面，理想状况下其波束不会扩散，各质点的振幅为常数，不随距离变化而变化，如图 1-4 (a) 所示。

(2) 柱面波：波阵面为同轴圆柱面的波称为柱面波。柱面波的波源为长度远大于波长的线状体，波束向四周扩散，各质点的振幅与距离的平方根成反比，如图 1-4 (b) 所示。

(3) 球面波：波阵面为同心球面的波称为球面波。球面波的波源为尺寸远小于波长的点状体，波束向周围扩散，各质点的振幅与距离成反比，如图 1-4 (c) 所示。

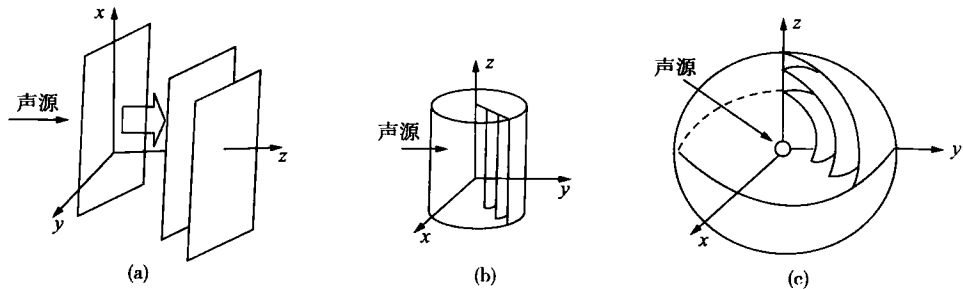


图 1-4 平面波、柱面波和球面波

3. 根据波源振动持续时间长短分

(1) 连续波：波源持续振动所辐射形成的波称为连续波。超声诊断中使用的连续波一般为正弦等幅波，如图 1-5 (a) 所示。

(2) 脉冲波：波源间歇振动所辐射形成的波称为脉冲波。超声诊断中使用的脉冲波一般为阻尼衰减振荡波，如图 1-5 (b) 所示。脉冲波有如下几个特征量：脉冲宽度，即振动持续时间，通常为 $1.5 \sim 5 \mu\text{s}$ ；脉冲重复周期，即两个相邻脉冲前沿相隔时间；脉冲重复频率，即每秒脉冲出现的次数，一般为 $50 \sim 2\,000\text{Hz}$ ；间歇期（静止期），即超声发射相邻脉冲之间的间歇时间；占空因子，即脉冲宽度与间歇期之比，通常在 $0.0075\% \sim 1\%$ ；峰值功率，即脉冲发射期间的最大输出功率；平均功率，即单位时间内输出的功率。

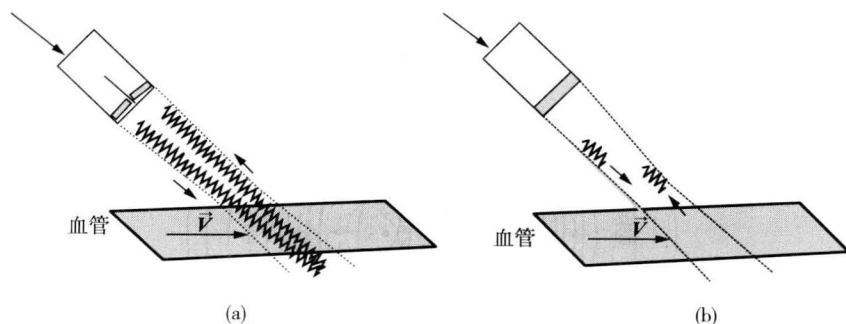


图 1-5 连续波与脉冲波

四、超声波的应用

1. 波的叠加

波的叠加原理表明超声波的传播具有独立性，主要包括以下两点：

(1) 当几列波在同一介质中传播并相遇时，相遇处质点的振动是各波引起的分振动的合成，任一时刻该质点的位移是各波引起的分位移的矢量和。

(2) 相遇后的各波仍保持它们各自原有的特性（频率、波长、振幅、振动方向、传播方向等）不变。

2. 波的干涉

波的干涉现象基于波的叠加原理。两列频率相同、振动方向相同、相位相同或相位差恒定的波相遇时，由于波叠加的结果，会使某些地方的振动始终加强，而另一些地方的振动始终减弱，这种现象称为波的干涉现象。产生干涉现象的波称为相干波，产生干涉现象的波源称为相干波源。

如图 1-6 所示，在发生干涉的区域中，当波程差等于波长的整数倍时，两列相干波相遇时互相加强，合振幅达到最大值；波程差等于半波长的奇数倍时，两列相干波相遇时互相减弱，合振幅达到最小值。振动加强或减弱的趋势不变，并且振动加强的区域和减弱的区域互相间隔，形成的干涉条纹的位置不随时间发生变化。

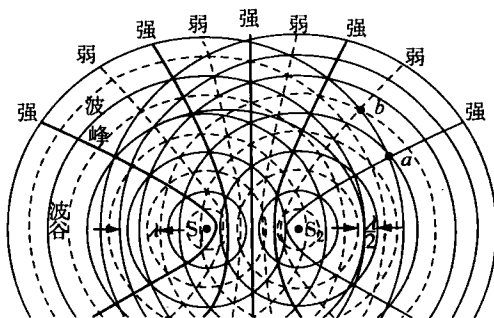


图 1-6 波的干涉

特殊情况下，两列振幅相同的相干波，在同一直线上沿相反方向传播叠加而成的波，称为驻波，其产生条件是介质厚度等于半波长的整数倍。在超声探头的设计中，为了产生驻波，通常压电芯片厚度 $d = \lambda/2$ (λ 为波长)，此时驻波区域没有能量的传播，只有质点的振动，合成振幅达到最大，探头辐射超声的效率最高。

3. 波的衍射

波在传播过程中遇到障碍物时能绕过障碍物的边缘继续前进的现象，称为波的衍射（或绕射），如图 1-7 所示。衍射强弱取决于障碍物直径 D 和波长 λ 的相对大小。一般而言，当 $D \ll \lambda$ 时，可认为超声波只发生衍射；当 $D \gg \lambda$ 时，可认为超声波只发生反射；当 D 与 λ 相当时，可认为超声波既发生衍射又发生反

射。鉴于以上原因，超声波能探测到的最小病灶尺寸为 $\lambda/2$ 。

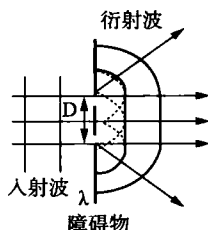


图 1-7 波的衍射

4. 波的散射

当被检体组织结构远小于入射波波长时，微小组织粒子将成为新的波源向四周发射超声波，这种现象称为波的散射，如图 1-8 所示。人体中发生超声散射的小障碍物主要有红细胞和脏器内微小的组织结构。利用超声的反射只能观察到脏器的轮廓，而利用超声的散射则可以了解脏器内部的病变。散射波的强度与障碍物的大小有关，随障碍物直径与波长的比值的增大而加强。一般而言，当散射体线度 $d \ll \lambda$ 时，散射明显，散射场强度均匀，散射声强正比于 $1/\lambda^4$ ；当 $d \gg \lambda$ ，散射不明显；当 d 与 λ 相当时，散射场分布复杂。

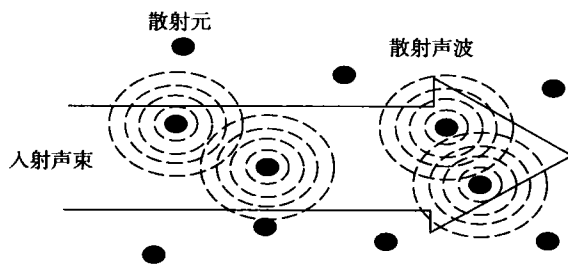


图 1-8 声波在小阻抗界面上的散射

5. 惠更斯原理

波动是振动状态的传播，如果介质是连续分布的，那么波动介质中任何一个质点的振动都将引起邻近质点的振动，邻近质点的振动又引起更远质点的振动。据此，在介质中波动传播到的各点都可以看做是发射子波的波源，在其后任意时刻，这些子波的包络就是新的波阵面，此即惠更斯原理。

惠更斯原理在超声医学中有着重要的应用，它可以用来确定不同波源辐射的超声波传播方向。如图 1-9 所示，在发射超声波时，通过控制超声换能器各压电振子发射超声的顺序，就可达到控制超声波束方向的目的。

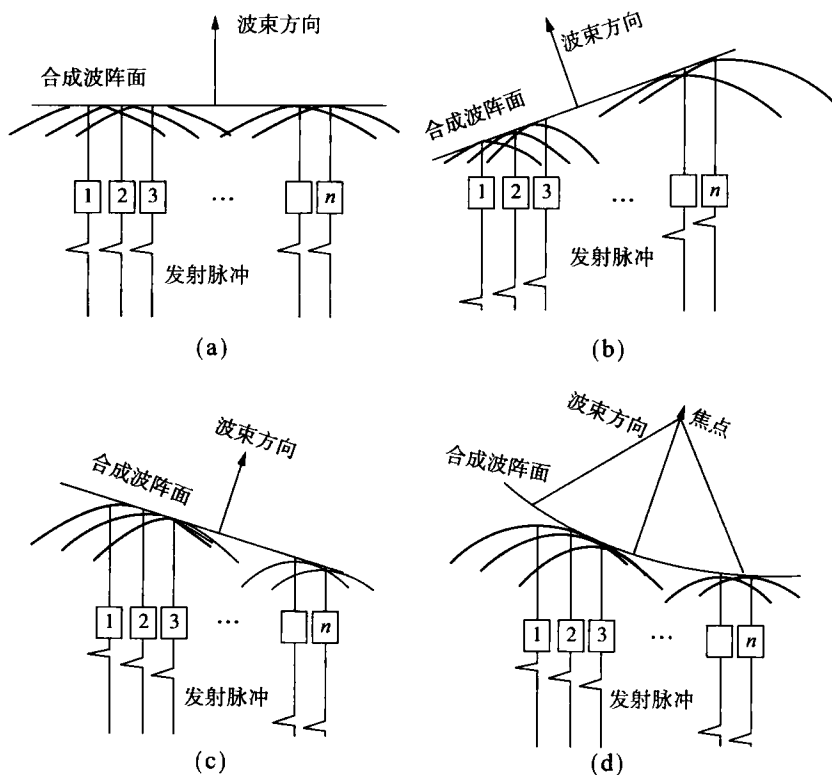


图 1-9 利用惠更斯原理控制超声波传播方向

6. 超声回波测距原理

一束脉冲超声波在穿过不同组织分界面时会发生部分反射，如若将反射波作为时间函数来接收，同时已知超声波在组织中的传播速度，那么就可以获得组织分界面的位置信息，这就是超声回波测距的基本原理，如图 1-10 所示，其中 X 为超声探头与组织界面距离， c 为超声波速， t 为接收回波信号延时时间。

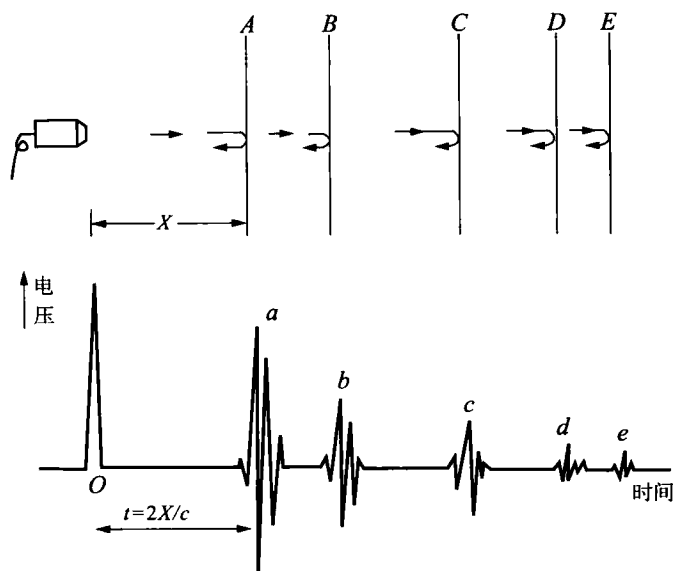


图 1-10 超声回波测距原理

五、常用超声学参量

1. 波速

超声波在介质中的传播速度与介质的弹性模量和介质的密度有关，对于一定的介质，由于弹性模量和密度为常数，则波速也是常数；不同的介质有不同的波速。此外，波速具有温度系数，即温度变化 1°C 时对应于波速变化的数值。温度系数可正可负，若温度升高，波速变大，则温度系数为正；若温度升高，波速变小，则温度系数为负；若温度变化时波速不变，则温度系数为零。温度系数这一特征可用来监测肿瘤热疗过程，还可用于无损测量人体内部的温度。

2. 声压

超声声场中某处瞬时压强与没有超声波存在时的静态压强之差称为该点的声压 p ，可描述声波的强弱。由于介质中各质点振动位置的周期性变化，声压也作周期性变化。应用中常用声压幅值 p_m 表示声压 p 的大小。常见的正弦波声压幅值 p_m 为

$$p_m = A\rho c\omega \quad (1.1)$$

式中, A 为声振动幅值, ρ 为介质密度, c 为波速, ω 为声波的角频率。

3. 声阻抗

介质中某点的声压幅值 p_m 与该处质点运动速度 V 的比值称为声阻抗 Z , 它表示超声声场中介质对质点振动的阻碍作用, 是声介质的力学特征量, 单位为瑞利。定义式为

$$Z = \frac{p_m}{V} = \rho c \quad (1.2)$$

由此可知, 在同一声压下, 声阻抗越大, 质点的振动速度就越小。一切影响 ρ 和 c 的因素都将影响声阻抗, 如介质的物理状态, 波的类型、温度等。声阻抗是影响超声波在界面上的反射率和透射率的重要参量。

4. 声强

单位时间内通过垂直于波传播方向单位面积的声能称为声强 I 。对于平面余弦波, 声强 I 为

$$I = \frac{\rho c A^2 \omega^2}{2} = \frac{Z V^2}{2} = \frac{p_m^2}{2Z} \quad (1.3)$$

超声声场中, 声强与声压的平方成正比, 与频率的平方成正比。由于超声波的频率很高, 故超声波的声强很大, 这是超声波用于医学诊断的重要依据。

5. 声强级

规定 $f = 1000\text{Hz}$ 时引起人耳听觉的声强最小值 $I_0 = 10^{-12}\text{W/m}^2$ 为声强标准, 则声强级 L_I 的定义为

$$L_I = 10 \lg \frac{I}{I_0} = 20 \lg \frac{p_m}{p_{m0}} \quad (1.4)$$

临床上, 利用声强级的概念表示仪器的探测灵敏度 H , H 为

$$H = 10 \lg \frac{I'}{I} = 20 \lg \frac{U'}{U} = 20 \lg \frac{A'}{A} \quad (1.5)$$

式中, I' 、 I 分别为探头发出的始波强度和仪器可探测到的最小强度; U' 、 U 分别为输入、输出电压; A' 、 A 分别为相应的声压信号幅值。 H 也称为仪器的增益。

6. 辐射压和声功率

超声波在传输过程中, 将造成超声波在传播方向上声强减少的静态声压称为

辐射压, 用 F 表示。全吸收的条件下, F 与声功率 W 的关系为 $F = W/c$; 对于全反射性界面, $F = 2W/c$ 。

第二节 超声波的反射和透射

超声波从一种介质传播到另一种介质时, 若在界面上介质声阻抗突变或界面的线度远大于声波波长和声束直径, 那么在界面上一部分能量反射回来 (形成反射波), 另一部分能量透过界面在另一种介质中传播 (形成透射波), 在界面上, 声能 (声压、声强) 的分配和传播方向遵循一定的变化规律。

一、超声波垂直入射到平面界面上的反射和透射

当超声波垂直入射到足够大的光滑平面时, 将同时发生反射和透射, 如图 1-11 所示。反射波和透射波的声压 (声强) 由声压反射率 (声强反射率) 和声压透射率 (声强透射率) 表示。

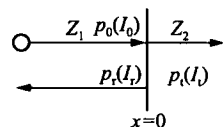


图 1-11 超声波垂直入射到平面界面上的反射和透射

设入射波的声压为 p_0 (声强为 I_0), 反射波的声压为 p_r (声强为 I_r), 透射波的声压为 p_t (声强为 I_t)。界面上反射波的声压 p_r 与入射波声压 p_0 之比为界面的声压反射率, 用 r 表示:

$$r = \frac{p_r}{p_0} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (1.6)$$

式中, Z_1 为介质 1 的声阻抗, Z_2 为介质 2 的声阻抗。

界面上反射波的声强 I_r 与入射波声强 I_0 之比为界面的声强反射率, 用 R 表示:

$$R = \frac{I_r}{I_0} = \frac{\frac{p_r^2}{2Z_1}}{\frac{p_0^2}{2Z_1}} = \frac{p_r^2}{p_0^2} = r^2 = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (1.7)$$