

ChaoSheng YiXue

JiChu yu LinChuang YingYong ZhiNan

伍于添 主编

超声医学基础与 临床应用指南



 科学技术文献出版社

超声医学基础与临床 应用指南

主 编 伍于添

副主编 徐政新 李安华 王莎莎 柳建华 邱少东

编著者 (以姓氏笔画为序)

于明华	广州市儿童医院	郑 洁	广州医学院第二附属医院
王 悦	中山大学肿瘤医院	林 僖	中山大学肿瘤医院
王莎莎	广州军区广州总医院	周建华	中山大学肿瘤医院
文华轩	深圳市妇幼保健院	罗国新	广州军区广州总医院
伍于添	中山大学生物医学工程系	柳建华	广州市第一人民医院
朱贤胜	广州军区广州总医院	徐政新	解放军第 458 医院
刘特长	广州市儿童医院	钱明阳	广东省人民医院
刘隆忠	中山大学肿瘤医院	袁彬彬	广州军区广州总医院
李安华	中山大学肿瘤医院	符柳江	广州市儿童医院
李叶阔	广州军区广州总医院	曾功君	广州市第一人民医院
李胜利	深圳市妇幼保健院	曾碧丹	广州医学院第二附属医院
张 晶	解放军总医院第一附属医院	韩 峰	中山大学肿瘤医院
邱少东	广州医学院第二附属医院	裴小青	中山大学肿瘤医院
苏玲俐	广州市儿童医院	熊永红	中山大学肿瘤医院
邹如海	中山大学肿瘤医院	魏 艳	广州市儿童医院
郑 玮	中山大学肿瘤医院		

图文整理 马晓梅 广州市第一人民医院
区文财 广州市第一人民医院

肖洁冰 广州市多普乐电子科技有限公司
程 琦 广州军区广州总医院

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

超声医学基础与临床应用指南/伍于添主编. -北京: 科学技术文献出版社, 2008.5
ISBN 978-7-5023-5869-3

I. 超… II. 伍… III. ①超声波诊断-指南 ②超声波治疗-指南 IV. R445.1 -62

中国版本图书馆CIP数据核字 (2007) 第175192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)51501739
图书发行部电话 (010)51501720, (010)51501722(传真)
邮 购 部 电 话 (010)51501729
网 址 <http://www.stdph.com>
E-mail: stdph@istic.ac.cn
策 划 编 辑 张金水
责 任 编 辑 张金水
责 任 校 对 赵文珍
责 任 出 版 王杰馨
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 北京地大彩印厂
版 (印) 次 2008年5月第1版第1次印刷
开 本 889×1194 16开
字 数 913千
印 张 33.5
印 数 1~5000册
定 价 218.00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。

(京)新登字130号

内 容 简 介

本书分为超声医学基础与临床应用两篇,共13章。

第一篇系统地阐述了超声医学的物理基础、超声诊断技术(含新技术)和设备、超声临床诊断基础,并概要介绍超声治疗的技术与设备。

第二篇分别对心脏、腹部、妇科、产科、外周血管和小器官等的超声检查的适应证、检查技术、基本断面、疾病的主要超声表现、诊断与鉴别诊断、临床意义及报告描述的要求,进行了较全面地介绍。最后还对介入性超声诊断的应用进行了阐述及讨论。

全书90多万字,860余幅图;内容简明扼要、图文并茂、系统全面、深入浅出,强调适用性和可操作性。本书是从事超声医学的专业人员,特别是“彩超”操作人员必读之基础著作,也适合有关临床各科医师、大专院校医学影像专业和生物医学工程专业的师生查阅和参考。此外,还可作为超声医学工作人员以及从事超声仪器研制、生产、管理销售的工程技术人员培训的教材。

前言

超声医学是以超声波作为信息的载体或能量源,以超声生物物理学、超声学、电子学、计算机技术和图像处理技术为依托,来解决生物学和医学中的有关问题,是理工医相互结合、相互渗透的综合性学科。超声医学包括超声诊断与超声治疗两方面。

随着声学、电子学、计算机技术和图像处理技术等相关技术的进步,超声医学设备取得了迅速发展,并在临床各个领域的应用日趋广泛。进入 21 世纪后,不仅在超声诊断方面而且在超声治疗方面也取得了令人瞩目的发展。

我国卫生院及以上医疗机构和计划生育指导站合计超过 10 万家,他们都配备了实时灰阶超声诊断仪(即 B 超),而且大部分还装备了彩超。目前,我国超声医学工作者有几十万人之多。近年,临床医学单位和计生部门对超声诊断迫切需要和急促发展,超声诊断设备数量迅速增加,而且大量更新换代,购置不少拥有新技术的高档设备。突显超声诊断专业人材的匮乏以及水平不相适应。此外,超声诊断与放射、CT 以及 MRI 等影像诊断相比,缺少统一规范。也就是对超声的应用范围、适应证、检查手法、基本断面、报告描述等,没有统一标准。而且,不少超声诊断工作者基础知识掌握不够深,特别是缺乏超声物理基础和超声诊断设备知识。明显影响了我国超声诊断水平的提高以及超声诊断设备潜力的发挥。

因此,超声医学工作者需要加深了解和掌握超声医学基础,透彻地理解物理学概念、熟悉新技术,正确、合理地将各种超声技术在临床上应用。本书作者参照《彩色多普勒技术考试大纲》和结合近年超声医学的发展,编撰了一本适合各级超声医学工作者阅读的《超声医学基础与临床应用指南》。全书分为两篇十三章。第一篇为超声医学基础,重点介绍了超声医学的物理基础、超声诊断技术(包括新技术)和设备、超声临床诊断基础,并简要介绍了超声治疗技术和设备;第二篇为超声诊断临床应用指南,介绍了超声诊断应用在全身各系统疾病的检查,包括适应证、检查方法、基本断面、疾病的主要超声表现、诊断及鉴别诊断、临床意义以及报告描述的要求等,最后特别对介入超声诊断进行了较全面地阐述及讨论。

超声医学涉及面广、发展迅速。作者水平有限,不足或错误之处难免,诚希专家、读者不吝指教!

伍于添

2007-7-28

目 录

第一篇 超声医学基础

第一章 超声医学的物理基础	伍于添 (3)
第一节 超声波的基本概念	(3)
第二节 超声多普勒技术	(10)
第二章 超声诊断仪	伍于添 (17)
第一节 超声诊断仪基本组成及其工作原理	(17)
第二节 超声诊断法与超声诊断仪的类型	(20)
第三节 超声诊断仪的调节使用	(22)
第四节 超声诊断仪的维护	(23)
第五节 超声诊断的新技术	(24)
第三章 超声治疗仪	伍于添 (32)
第一节 超声生物效应	(32)
第二节 超声治疗仪	(33)
第四章 超声临床诊断基础	伍于添 (37)
第一节 人体组织的回声强度	(37)
第二节 人体组织声衰减的一般规律	(38)
第三节 声像图基本断面及声像图分析	(38)
第四节 超声伪像	(41)

第二篇 超声临床应用

第五章 心血管病超声诊断	(47)
第一节 总论	徐政新 (47)
第二节 心脏瓣膜病	袁彬彬 王莎莎 (77)
第三节 先天性心脏病	于明华 刘特长 苏伶俐 姚 艳 (95)

第四节	冠心病	徐政新	(125)
第五节	高血压性心脏病	徐政新	(137)
第六节	心肌病	徐政新	(139)
第七节	心包病	徐政新	(150)
第八节	心脏肿瘤	徐政新	(153)
第九节	慢性肺源性心脏病	徐政新	(155)
第十节	超声心动图在先天性心脏病介入治疗中的应用	钱明阳	(157)
第六章	胸部疾病超声诊断	李安华 郑 玮	(175)
第一节	概述		(175)
第二节	胸部疾病		(176)
第七章	腹部疾病超声诊断		(179)
第一节	肝脏疾病	王莎莎 李叶阔	(179)
第二节	胆道系统疾病	李叶阔 王莎莎	(214)
第三节	胰腺疾病	朱贤胜 王莎莎	(231)
第四节	脾脏疾病	朱贤胜 王莎莎	(241)
第五节	胃肠疾病	罗国新 王莎莎	(253)
第六节	肾脏疾病	曾功君 柳建华	(260)
第七节	输尿管疾病	曾功君 柳建华	(285)
第八节	膀胱疾病	曾功君 柳建华	(290)
第九节	前列腺和精囊疾病	曾功君 柳建华	(297)
第十节	肾上腺疾病	曾功君 柳建华	(307)
第十一节	腹膜腔和腹膜后间隙疾病	曾功君 柳建华	(313)
第十二节	腹膜后血管疾病	曾功君 柳建华	(323)
第八章	妇科疾病超声检查	张 晶	(330)
第一节	概述		(330)
第二节	子宫疾病		(335)
第三节	附件疾病		(348)
第九章	产科超声检查	李胜利 文华轩	(362)
第一节	适应证		(362)
第二节	检查方法		(362)
第三节	检查内容		(363)
第四节	超声判断胎位		(370)
第五节	多胎妊娠及其特有畸形		(371)
第六节	葡萄胎(水泡状胎块)		(375)
第七节	异位妊娠		(376)
第八节	前置胎盘		(378)
第九节	胎盘早期剥离		(379)
第十节	胎盘绒毛血管瘤		(380)

第十一节	脐带绕颈			(381)
第十二节	羊水过多和羊水过少			(382)
第十三节	胎儿先天性畸形和其他异常			(382)
第十章	周围血管疾病超声诊断	郑 洁	邱少东	(402)
第一节	颈部血管疾病			(402)
第二节	四肢血管疾病			(413)
第十一章	表浅器官疾病超声诊断			(423)
第一节	眼部疾病	李安华	郑 玮	(423)
第二节	涎腺疾病	熊永红	李安华	(429)
第三节	甲状腺及甲状旁腺疾病	熊永红	李安华	(432)
第四节	乳腺疾病	林 僖	李安华	(436)
第五节	浅表淋巴结疾病	韩 峰	李安华	(440)
第六节	阴囊及其内容物疾病	邱少东	曾碧丹	(446)
第七节	骨骼肌和关节疾病	周建华	李安华	(459)
第十二章	颅脑疾病超声诊断			(472)
第一节	新生儿及小儿颅脑疾病		符柳江	(472)
第二节	成人颅脑超声	王莎莎	朱贤胜	(477)
第十三章	介入性超声诊断			(494)
第一节	腔内超声(经胃镜、经阴道、经直肠)	王 悦	李安华	(494)
第二节	超声引导穿刺	邹如海	李安华	(498)
第三节	超声引导介入治疗	刘隆忠	李安华	(503)
第四节	超声造影	裴小青	李安华	(510)
参考文献				(522)

第一篇

超声医学基础

超声医学的物理基础

第一节 超声波的基本概念

一、超声波的定义

振动在空间传播成为波。波有机械波和电磁波两大类。

物体在平衡位置附近来回往复的运动称为机械振动,产生振动的系统是振源(波源或声源)。机械振动通过介质以一定的速度向各个方向传播出去,这种能量的传播方式称为机械波。频率高于可听声频率范围(20 000 Hz)的机械波称为超声波(ultrasonic wave),有时简称为超声(ultrasound)。

研究超声与人体相互作用的规律,并用于诊断、保健、康复和治疗等目的的学科,称为超声医学。

二、波的传播及波动过程

气体、液体和固体都是传播机械振动的媒介物,称为介质。机械波必须在介质中传播,所以在真空中不存在机械波(包括次声波、声波和超声波)。

(一)横波与纵波

在波动中,波的振动方向和波的传播方向相互垂直时,这种波属于横波(transverse wave)。而波的振动方向和波的传播方向互相平行时,这种波属于纵波(longitudinal wave)。在液体和气体内部只能传播纵波,所以在人体软组织中传播的超声波都是纵波。

(二)波动方程

声波在绝热条件下传播(即传播过程中无热量交换),且不考虑介质吸收时,对于声强不是太大的纵波(在生物软组织或水等剪切弹性模量极小的介

质中存在)可以导出关于声压 p 的一维波动方程:

$$\frac{\partial^2 p}{\partial Z^2} - \rho_0 K \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0 \quad (1-1-1)$$

以及关于质点运动速度 u 的一维波动方程:

$$\frac{\partial^2 u}{\partial Z^2} - \rho_0 K \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = 0 \quad (1-1-2)$$

式中 p 代表声压, Z 是水平位置, ρ_0 是介质的平均密度, K 是介质的压缩系数, t 时间, u 质点运动速度。

简单正弦波的波动过程示意图如图1-1-1所示。

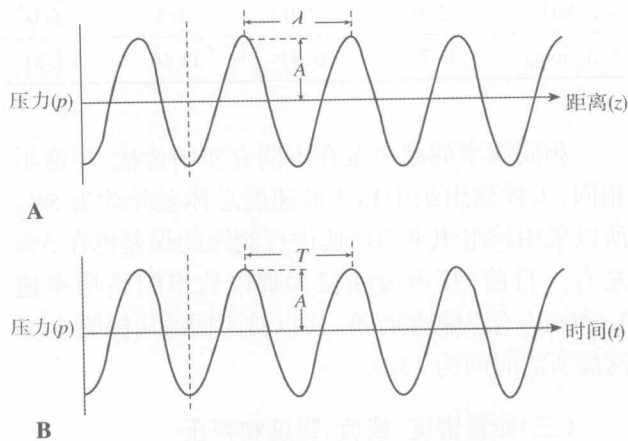


图 1-1-1

三、超声波的基本物理量

(一)振幅(A)

质点从平衡位置到最大位移的距离称为振幅或幅度,如图1-1-1中所示的 A 。

(二)频率、波长、声速及三者的关系

频率(f):单位时间内质点振动的次数。单位是赫兹(Hz)、千赫(kHz)和兆赫(MHz)。频率的倒数($1/f$)为周期(T),即一个完整的波通过某点所需的时间。如图 1-1-1 中所示的 T 。

波长(λ):声波在介质中传播时,两个相邻的周期质点之间的距离。如图 1-1-1 中所示的 λ 。单位是厘米(cm)、毫米(mm)和微米(μm)。

声速(c):声波在介质中传播的速度。在数值上等于一个振动相单位时间内在介质中传播的距离,单位为米/秒(m/s)。在软组织中传播的平面波的速度与介质的弹性(K)和密度(ρ)有关,即 $c = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$, 其与频率无关,或称无色(频)散。

波长、频率和声速三者的关系有

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (1-1-3)$$

机械波的频段很宽,从 $10^{-4} \sim 10^{14}$ Hz。以频率划

分为次声波、声波和超声波三大类。20 Hz 以下的波动为次声波;20 Hz ~ 20 kHz 的波动为声波;20 kHz 以上的波动称为超声波。由于超声波中的 $10^8 \sim 10^{12}$ Hz 频段对应电磁波的微波频段,因此这个频段的超声为微波超声,也称特超声。声波在介质中的传播速度比电磁波低 5 个数量级,当声电同频率转换时,声波的波长要比电磁波小 5 个数量级。

用于治疗 and 清洗的频率范围在 20 ~ 2 000 kHz。高强度聚焦超声治疗仪采用 1 MHz 左右的频率。

用于临床诊断的频率范围在 1 ~ 60 MHz。其中心脏及腹部成像的频率在 2 ~ 6 MHz 范围;浅表器官成像的频率范围在 7 ~ 12 MHz;皮肤及血管内成像的频率范围在 10 ~ 40 MHz;生物显微镜成像的频率则高达 40 ~ 60 MHz。目前诊断最常用的超声频率是 2 ~ 12 MHz。

以人体软组织平均声速 1 540 m/s 计算,诊断用的波长都小于 1 mm。表 1-1-1 列出几种在人体软组织中传播的超声频率和波长的对应关系。

表 1-1-1 人体软组织中超声波长和频率对应关系

f (MHz)	2.0	3.0	3.5	5.0	7.0	10.0	12.0	20.0	60.0
λ (mm)	0.77	0.51	0.44	0.31	0.22	0.15	0.13	0.08	0.03

相同频率的超声波在不同介质中传播,声速不相同,人体软组织中超声波速度总体差异约为 5%。所以采用软组织平均声速进行测距的误差也在 5% 左右。目前,超声诊断仪大都以软组织平均声速 1 540 m/s 作为测量标准,所以对于回波法探测 1 cm 深度所需时间为 13 μs 。

(三)能量密度、能流、强度和声压

当波在介质中传播时,原来静止的质点开始运动,因而具有动能。同时该质点离开平衡位置,因而还具有势能。波动质点的总能量是动能和势能之和。所以,波的传播过程,也是能量的传输过程。

在密度为 ρ 的体积元 ΔV 中,当波动传播到这个体积元时,该体积元将具有的总能量 W 为动能 W_K 和势能 W_P 之和。

$$W = W_K + W_P = \rho A^2 \omega^2 (\Delta V) \sin^2 \omega \left(t - \frac{x}{c} \right) \quad (1-1-4)$$

式中表示沿 x 轴方向传播的简弦波,其最大位移 A (即振幅),声速 c ,角频率 ω ,在 t 时刻的总能量。

由式 1-1-4 可见,体积元的总能量随时间作周期性变化。说明体积元在不断地接收能量和释放能量。这是波动传播能量的原因。

能量密度 ε 是指单位体积介质中的波动能量,即

$$\varepsilon = \frac{W}{\Delta V} = \rho A^2 \omega^2 \sin^2 \omega \left(t - \frac{x}{c} \right) \quad (1-1-5)$$

其一个周期内的平均值为

$$\varepsilon = \frac{1}{2} \rho A^2 \omega^2 \quad (1-1-6)$$

能流是指单位时间内通过介质中某个面积的能量。声功率是声源在单位时间内发射出的总能量。而通过垂直于波动传播方向的单位面积的能流,称为能流密度或波的强度,即声强 I ,单位为

W/cm^2 或 mW/cm^2 。声强的物理意义还可理解为单位面积上被照射(或发出)的声功率。

$$I = \frac{1}{2} \rho c A^2 \omega^2 \quad (1-1-7)$$

声压 P 是指介质中有声波传播时的压强与没有声波传播时的静压强之差。它随着介质中各质点振动位置的周期性变化也作周期性变化。简弦波传播时,它的声压振幅

$$p_m = \frac{1}{2} \rho c A \omega \quad (1-1-8)$$

由于声场中的超声强度在空间和时间上分布都不均匀,故常采用“空间峰值”(SP)和“空间平均值”(SA),以及“时间峰值”(TP)和“时间平均值”(TA)等概念。如 I_{SPTA} 表示空间峰值时间平均声强, I_{SPPA} 表示空间峰值脉冲平均声强等。

(四)声特性阻抗

平面声波场中声压(p)与质点振动速度(u)之比,是介质的两个固有常数之积,即

$$\frac{p}{u} = \rho c \quad (1-1-9)$$

ρc 称为介质的声特性阻抗(acoustic characteristic impedance) Z 。以纵波而言,

$$Z = \sqrt{K\rho} \quad (1-1-10)$$

它由介质的密度和弹性决定。不同的介质有不同的密度和弹性,因而有不同的声特性阻抗。

声特性阻抗、声压和声强三者的关系,有

$$I = \frac{p^2}{Z} = \frac{p^2}{\rho c} \quad (1-1-11)$$

四、超声波的传播特性

(一)声波的形式(波形)

声波最基本的波形有平面波、球面波和柱面波三种。任何复杂的波,都能表现为这些波的合成。

1. 平面波(plane wave) 波阵面平行于与传播方向垂直的平面的波。

2. 球面波(spherical wave) 波阵面为同心球面的波。

3. 柱面波 波阵面是以声源的轴线为轴,以不同 r 为半径的一系列同轴圆柱面的波。

(二)反射和折射

声波入射到两个声特性阻抗不相同的介质组成的分界面上,如果界面的线度远远大于波长,则入射声波的能量有一部分返回到同一介质中,另一部分则进入到下一层介质中。前者称为反射,后者称为透射。若透过的声波改变方向传播时,称为折射。

当平面波从介质 I ($\rho_1 c_1$) 入射到介质 II ($\rho_2 c_2$) 时,入射角 θ_i 、反射角 θ_r 和折射角 θ_t 满足下述关系:

$$\theta_r = \theta_i \quad (1-1-12)$$

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{c_1}{c_2} \quad (1-1-13)$$

声压反射系数

$$r_p = \frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t} \quad (1-1-14)$$

声压折射系数

$$\tau_p = \frac{2Z_2 \cos \theta_i}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t} \quad (1-1-15)$$

当声波垂直入射时,即 $\theta_i = \theta_t = 0$

$$r_p = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (1-1-16)$$

$$\tau_p = \frac{2Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (1-1-17)$$

当考虑垂直界面的入射波的能量在反射波和透射波之间分配时,声能反射系数 R_1 和声能透射系数 T_1 分别为

$$R_1 = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (1-1-18)$$

$$T_1 = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (1-1-19)$$

从上述公式分析可见:

1. 不垂直入射界面时,声束的折射角由该两种介质声速(c_1 和 c_2)的比值决定(式 1-1-13)。
2. 声束垂直入射界面时,反射效果最佳。
3. 当 $Z_2 = Z_1$ 时,为均匀介质,则 $R_1 = 0, T_1 = 1$,无反射,全部传播。
4. 当 Z_1 和 Z_2 相当接近时,即声学特性阻抗差异小的界面, R_1 很小, T_1 近似 1,表示反射很小,基本透过。
5. 当 $Z_1 \ll Z_2$ 时(如水和气),即声学特性阻抗差异很大的界面, $R_1 \approx 1, T_1 \approx 0$,产生强反射。

表 1-1-2 列出主要人体组织间的声压反射系数。

表 1-1-2 主要人体组织间的声压反射系数

	水	脂肪	肌肉	皮肤	脑	肝	血液	颅脑
水	0	0.047	0.020	0.029	0.007	0.035	0.007	0.570
脂肪		0	0.067	0.076	0.054	0.049	0.047	0.610
肌肉			0	0.0009	0.013	0.015	0.020	0.560
皮肤				0	0.022	0.006	0.029	0.560
脑					0	0.028	0.000	0.570
肝						0	0.028	0.550
血液							0	0.570
颅脑								0

界面反射是回波法超声波的检测基础,虽然人体软组织声特性阻抗差异很小,但只要有 1‰ 的差异,所产生的回波便可以检测到,所以超声波对软组织分辨力很高,远高于 X 射线。

(三)衍射和散射

1. 衍射和散射的形成 当声波通过一个线度为 1~2 个波长的障碍物,声波的传播方向将偏离原来方向产生衍射。

当声波传播过程中遇到线度大大小于波长的粒子,粒子吸收声波能量后再向四周各个方向辐射,这种现象称为散射。介质声学特性阻抗不连续性的粗糙表面、小障碍物都会产生散射。许多人体组织的表面并不规则,声波入射到它们表面会产生散射。其中由入射途径返回(如回到超声换能器)的称为背向散射或后散射。

2. 红细胞散射 红细胞的线度为 5~8μm。频率为 MHz(即波长为 mm)数量级的超声遇到红细胞后将产生散射。散射强度与入射强度成正比,与频率的 4 次方成正比,与距离的平方成反比。

血流中有大量红细胞。超声入射到血流中形成的散射信号是一个随机窄带信号。此外血管中血流速度存在速度剖面,血管处于不同深度,组织的反射回波大于血流的散射回波。这些都是血流超声多普勒信号的特点。

3. 背向散射系数 μ_b 是标志背向散射的定量参数,有

$$\mu_b = \frac{\text{背向散射的能量}}{\text{参考能量} \times \text{立体角} \times \text{距离}} \quad (1-1-20)$$

式中,参考能量等于声脉冲的总能量。

(四)超声波的声场特性

1. 声场分布

声场(sound field):介质中有声波存在的区域,即有声能占据的空间,也就是发射超声在介质传播时其能量所达到的空间,称为声场。

声束(sound beam):换能器发出的声波,由于有指向性而在某个方向上形成集中传播的束状超声波。这种声场也称为声束。

在稳定发射超声时,根据惠更斯(Huygens)原理,其发射源的表面可以看成由无数个小源组成,每个小源都发出一个均匀的球面子波(spherical wave),它们互相干涉(interference)构成声束。假设 I_0 是半径为 a 的换能器表面的声强, I_x 是沿中心轴上距换能器 x 处的声强,则此式常用来表达声场。

$$\frac{I_x}{I_0} = \sin^2 \left\{ \frac{\pi}{\lambda} \left[(a^2 + x^2)^{\frac{1}{2}} - x \right] \right\} \quad (1-1-21)$$

2. 干涉 当两个或两个以上的声源同时传播时,介质内有些质点因为两个声波的叠加,使振动幅度增加;而有些质点则相互减弱,使振动幅度减少,这种现象称声的干涉。

3. 主瓣和旁瓣

主瓣(main lobe):在换能器的方向图中,离声束轴线最近的两极小方向间的声束为主瓣。极大部分的声能都集中在主瓣中,主瓣的形状代表了声束在空间的扩散情况。主瓣越尖锐,表示声束在空间的扩散越小。通常将声强下降到极大值的一半(-3dB)处作为主瓣或声束的宽度。

旁瓣(side lobe):主瓣外出现极大值形成的声

束均为旁瓣,离旁瓣最近的为第一旁瓣,依次为第二旁瓣、第三旁瓣……旁瓣也称副瓣。副瓣是产生伪像的重要原因之一。所以要求尽量增强主瓣、克服副瓣,才能提高仪器性能。

4. 近场与远场 对于圆形单晶片探头的声场,其近场声束集中,呈圆柱形,直径接近于探头直径,而长度即近场长度 L 则取决于超声频率 f 、探头的半径 r 和声速 c ,有

$$L=2rf/c \quad (1-1-22)$$

近场虽呈规则的圆柱形,但由于旁瓣的相干扰作用,其横断面上的声能分布很不均匀,会影响诊断。

远场声束扩散,呈喇叭形。其扩散快慢由扩散角 θ 决定,有

$$\sin\theta = \frac{\lambda}{r} \quad (1-1-23)$$

频率越高、半径越大、扩散角越小,指向性越好。远场横断面上的能量分布比较均匀。在超声装置中,一般都采用聚焦探头或聚焦技术来提高

分辨力。

(五) 超声波的衰减特性

声衰减(acoustic attenuation):是指声波在介质中传播时,由于介质的黏滞性、热传导性、分子吸收及散射等原因导致声能减少,而产生声强减弱的现象。广义地讲,因声束扩散而使声强减弱的现象也包括在内。

声衰减系数(acoustic attenuation coefficient):声强为 I_0 的声波在介质中传播过程中,声能随距离增加而减弱的现象称为衰减。声波在介质传播了 x 距离的声波声强 I_x 与其传播距离 x 的关系,符合

$$I_x = I_0 e^{-2\alpha x} \quad (1-1-24)$$

式中 e 为自然对数之底,等于 2.71; α 称为声衰减系数,是吸收衰减 α_a 和散射衰减 α_s 之和,即 $\alpha = \alpha_a + \alpha_s$ 。 α 几乎随频率呈线性增加。人体软组织平均衰减系数为 $1\text{dB}/(\text{cm} \cdot \text{MHz})$ 。

表 1-1-3 是水和一些人体组织的声衰减系数 α 。

表 1-1-3 人体组织的声衰减系数 α [单位 $\text{dB}/(\text{cm} \cdot \text{MHz})$]

介质	水	血液	脂肪	肝	肾	平行肌肉	横断肌肉	颅骨	肺	空气
α	0.002	0.18	0.63	0.94	1.0	1.3	3.3	2.0	40.0	12.0

组织中蛋白成分尤其胶原蛋白成分越高,衰减越显著。组织中钙质成分越多,衰减也越多。组织中水分含量越多,衰减越少。水几乎可视为无衰减或透声(echolucent)。

(六) 超声的多普勒效应

超声的多普勒效应见第二节。

五、超声波的分辨力和穿透力

(一) 超声波的分辨力

分辨力是指超声检查时,显示屏上能区分两个细小目标的能力,即这两个目标的最小距离,空间分辨力依方向不同可分为轴(纵)向分辨力、横向分辨力和侧向分辨力。

1. 纵向分辨力(longitudinal resolution) 是指在声束传播方向(即声束轴向)上区分两个目标的

能力。它与超声波的频率成正比。其最大理论分辨力为 $\lambda/2$ 。由于受到发射脉冲持续时间(T ,即脉冲包络宽度)的影响,实际纵向分辨力是发射脉冲宽度的一半,即 $T/2$,是理论值的 2~8 倍,由仪器的性能决定。

2. 横向分辨力(transverse resolution) 是探头厚度方向的分辨力,其由探头厚度方向上声束的宽度决定。目前主要采用声透镜聚焦来改善横向分辨力,只有少数采用二维线阵探头进行短轴方向电子聚焦。

3. 侧向分辨力(lateral resolution) 是指声束扫描方向的分辨力,由声束扫描方向的声束宽度决定,通常采用电子(即相控)聚焦来提高侧向分辨力。

目前,3.5 MHz 探头的纵向分辨力为 1.0mm 左右,横向分辨力在 2.0mm 左右,侧向分辨力在 1.5mm 左右。这里所指的横向与侧向分辨力均指在聚焦区。

此外,还有对比分辨力(即灰阶分辨能力,与灰阶级数有关);时间分辨力(与帧频,即成像速度有关);细微分辨力(与频带宽度、信息量有关)。

(二) 超声波的穿透力

超声波的穿透力是指能检测的最大深度。影响它的因素包括衰减系数、发射声功率、仪器的声噪比、动态范围和增益等。而衰减系数又与组织的特性、形状及发射超声的频率等有关。

通常用提高频率来增加分辨力的方式是以减少穿透力为代价。所以检测深部组织要用较低的频率,而表浅组织可用较高的频率。

可以通过适当增加声功率来提高穿透力,但声功率的增加必须注意安全性。特别在检测胎儿和眼睛时,必须将声功率减少到安全水平。

(三) 分辨力与穿透力的测试

通常采用生物模块来测试。

六、超声的生物学效应

超声通过介质时,与介质产生相互作用。一方面,不同的介质对超声都会产生作用,这些作用会使超声特性产生不同的改变。人们正是利用某些特性的改变来作为超声诊断的基础。另一方面,超声同样会对介质产生作用;而对生物组织的作用会引起生物效应。

所谓超声生物效应,即一定能量的超声(由辐照的声强和时间两个因素决定)在生物组织中传播时,导致生物组织的功能和结构发生变化的现象。这些作用机制包括热效应、空化作用和化学作用。

(一) 热效应

生物组织在超声机械能的作用下,由于黏滞吸收效应导致部分机械能转换为热能,产生局部温度升高。诊断用超声因声强低(mW/cm^2 级),不会引起明显温升。治疗超声的声强较高(W/cm^2 级),可引起局部组织明显温升,而起到治疗效果。高强度聚焦超声(HIFU)聚焦区声强达到 kW/cm^2 级,导致聚焦区组织温度上升到 65°C 以上,产生凝固性坏死,达到灭活病灶(癌)组织的目的。

(二) 空化作用

当强超声在介质(生物组织)传播时,会出现一种类似雾状的气泡,这种现象称为超声空化作用。因为在强超声作用时,由于产生巨大的压力变化,使液体“断裂”而引起气体微泡的形成。诊断用超声尚未证实能发生此作用。

(三) 化学作用

空化作用和热作用与化学作用是有关联的。化学作用主要是氧化还原作用。在高强度超声作用时,化学作用会破坏蛋白质。

诊断用超声对细胞畸变、染色体、组织器官的影响仍在深入研究,目前仍未发现有明显影响。由于超声的生物效应关键在于超声的强度。所以,在对胎儿、眼睛等敏感目标的检测时,应尽量减少诊断超声的强度。为了便于调节和控制诊断超声的强度(剂量),近年采用热指数和机械指数两个可显示的参数。

(四) 热效应指数和机械指数

热效应指数(thermal index, TI):指超声实际照射到某声学介质的时间平均输出功率(W_p)与使介质温升 1°C 所需的时间平均功率(W_{deg})的比值,即 $TI = W_p / W_{\text{deg}}$ 。它指示超声能量的吸收效应导致人体组织产生的温升。诊断超声的TI值应小于1.0,胎儿应小于0.4,眼球应小于0.2。由此可见, W_p 为标准规定的声功率参数,而 W_{deg} 为设定模型估计的使靶组织升高 1°C 所需的声功率。

对于不同的介质可分别使用TIS、TIB或TIC。其中TIS是软组织热效应指数;TIB是聚焦区骨热效应指数;TIC是浅表骨热效应指数(颅骨热效应指数)。

机械指数(mechanical index, MI):定义为 $MI = P_{r-3} / (f_0^{\frac{1}{2}} \cdot C_M)$ 。式中 P_{r-3} 为衰减后的峰值负声压(MPa), f_0 为超声工作频率(MHz), $C_M = 1 \text{ MPa} \cdot \text{MHz}^{-\frac{1}{2}}$, P_{r-3} 的折减是按衰减为 $0.3 \text{ dB} \cdot \text{MHz}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ 计算的。

MI也称非热效应指数,包括发散力、声学流和空化效应,因此常用来指示空化作用引起的潜在效应。

诊断用超声的 MI 值应小于 1.0, 胎儿应小于 0.3, 眼球应小于 0.1。声学造影时在观察实时过程中要采用低机械指数, 防止微泡破裂。

(五) 诊断超声的安全性和应用原则

1. 美国医用超声学会 1987 年 12 月的声明指出, 对于 MHz 频段的超声波, 只要非聚焦的超声波 $I_{spta} < 100 \text{ mW/cm}^2$, 就不会对人类活体组织产生明显的生物效应。

2. 美国食品药品监督管理局(FDA)对人体不同部位超声强度的规定如表 1-1-4 所列。

表 1-1-4 FDA 对人体不同部位超声照射强度的规定

部位	$I_{spta} (\text{W/cm}^2)$	$I_{sppa} (\text{mW/cm}^2)$	$I_m (\text{W/cm}^2)$
心脏	190	430	310
脉管	190	720	310
眼球	28	17	50
胎儿	190	94	310

注: I_m 为最大声强。

3. 世界医学生物学超声联合会(WFUMB)1992 年声明摘要

(1) 目前的 B 型超声仪的声功率, 不可能产生有害的温度升高作用。因此, 它在致热方面无禁忌证, 包括经阴道和经腹壁, 以及内镜超声的应用。

(2) 某些多普勒诊断仪在无血流灌注的实验条件下, 可引起有显著生物学作用的温升效应。应将声束照射时间尽可能减少, 以使升温降至最小。输出功率也可调节, 应用最低输出功率。动物实验研究清楚表明, $< 38.5^\circ\text{C}$ 时可以广泛地使用, 包括产科。

4. 1995 年 3 月我国通过了《医用诊断超声设备声输出公布要求》标准(利用 IEC1157-92 标准)对诊断超声声强做出如下规定:

(1) 峰值负压声压 $p_- < 1 \text{ MPa}$ 。

(2) 声束平均声强 $I_{\text{ab}} < 20 \text{ mW/cm}^2$ (它是时间平均输出声功率除以输出波束面积, 即单位时间通过垂直声传播方向的单位面积的平均声能量)。

(3) 空间峰值时间平均声强 $I_{spta} < 100 \text{ mW/cm}^2$ (注意: 眼球视网膜 $< 17 \text{ mW/cm}^2$, 胚胎 $< 50 \text{ mW/cm}^2$)。

5. 临床超声诊断安全应用原则

(1) 尽可能采用低的输出功率;

(2) 尽可能减少超声扫查时间;

(3) 对于眼部和胎儿, 采用多普勒超声检查时尤应严格遵循上述规定。

6. 关于胎儿检查中的超声安全使用建议(2006 年第九届全国超声医学学术会议论文汇编第 248 ~ 249 页)

摘 要

一、妊娠期超声检查的安排和模式选择

1. 在胚胎妊娠龄 10 周以内, 超声检查应慎重使用, 如无特殊的医学指征, 应尽量避免使用频谱和彩色多普勒模式检查。

2. 对于胎儿妊娠龄 10 周之后, B 模式和 M 模式可用于例行检查。对于胎儿的头、脑、脊柱、眼睛等敏感部位, 不推荐使用频谱和彩色多普勒模式; 在具有临床指征需要应用时, 超声仪器的使用者必须对声输出有足够的了解或能获得相关的热指数值。

3. 在空气中温升较高的超声探头, 不可用于经阴道扫查, 遇有孕妇发热时, 应特别注意减少对胚胎或胎儿的辐照声输出和辐照时间。

二、热指数(TI)和机械指数(MI)的应用

具有产科检查功能的仪器, 建议仪器厂家严格按照下述要求设置产科条件, 医师在进行产科检查时, 应使用厂家设置的产科条件进行检查。

屏幕上显示热指数和机械指数的超声设备, 操作者应连续监视 TI、MI 值, 并利用输出控制设置(键或钮), 在尽量低的 TI、MI 值条件下获得有用的诊断结果。

在产科诊断中, 若对妊娠龄 10 周内的超声检查, 应监视软组织热指数(TIS); 后期要监视骨热指数(TIB)。

(1) TI 的阈值选择

$TI > 0.7$ 时, 应按附表 1 中的规定对胚胎或胎儿的总辐照时间加以限制。

$TI > 1.0$ 时, 可对胎儿进行常规检查, 在条件允许的情况下, 尽可能使用 $TI < 1.0$, 但不推荐对眼部进行专项检查。

$TI > 3.0$ 时, 无论时间多短, 都不推荐对胚胎或胎儿做超声检查。

(2) MI 的阈值选择

$MI > 0.3$ 时, 可能对新生儿的肺或肠有轻微损伤。如相关辐照仍有必要进行, 则应尽量减少辐照