

超声诊断学

宋树良 王正滨 主编

5.1

中国医药科技出版社

19
H445.1

29

7

超声诊断学

主 编:宋树良 王正滨
副主编:姜士坤 祝德军
主 审:袁孟彪

XAP-24



3 0147 0138 1

中国医药科技出版社

1994·北京·



C

153131

(京)登记证号:075 号

内 容 提 要

本书共分二十章,43.68万字,插图二百余幅。包括超声诊断学基础、超声诊断学方法以及头、颈、心血管、腹部、妇产科等常见疾病的超声诊断方法、声象图表现、诊断价值及介入性超声检查等内容,并附有常用英语缩写符号、超声检查正常参考值、超声诊断名词等资料。可供超声诊断医生、临床医生参考,并适合在医学院校教学中应用。

超声诊断学

主 编:宋树良 王正滨

责任编辑:董 晔

*

中国医药科技出版社 出版
(北京西直门外北礼士路甲 38 号)

天津远东印刷厂 印刷
新华书店北京发行所 发行

*

开本 787×1092mm/印张 16.5
字数 436.8 千字 印数 1—3 000
1994 年 1 月第 1 版 1994 年 1 月第一次印刷
ISBN 7—5067—1056—O/R • 0939

定价:9.80 元(平装)

11.60 元(精装)

主 编： 宋树良 王正滨

副主编： 姜士绅 祝德军

主 审： 袁孟彪

编 委 （以汉语拼音为序）

白 明	陈玉荣	丁继莲	杜召云	段建寿	付月英
高英俊	郭新全	胡世平	姜士坤	刘松亭	宋明云
宋树良	王苏云	王正滨	肖爱芹	曾利民	祝德军

序

随着现代科学技术的迅速发展,人体医学成像精密仪器日趋先进和完善。一门包含有X线、核素扫描、电子计算机、核磁共振、数字减影、热图及超声等医学检测技术的新型医学影像学,已悄然兴起,极大地丰富和提高了诊断学的实用性和科学性,促使整个临床医学正在发生着具有划时代的革命变化。

在多种医学影像学技术中,超声诊断技术独具优越。由于其对受检者无痛苦、显象清晰、诊断率高、方法简便、经济实用等优点,已成为影像诊断中首选的方法。近年来,超声医学更有长足进步,已相继开发应用了多普勒超声、腔内超声、术中超声、三维成像超声、介入性超声等诊断技术,超声医学蓬勃发展,前景广阔。

当前,超声诊断技术已普及到城乡各级医院,深入到临床各科室。如何尽快地配备精通超声医学基础理论、熟练掌握超声检查技术、又具有较广泛的基础及临床医学知识的高级超声学科专业人才,确是医学教育的当务之急。自1985年以来,我国多所医学院校已相继创建“医学影像专业”,大力培养、造就了一批超声医学诊断、技术人员,为我国超声医学发展起了重大的作用。

正是顺应了这一迅速发展而又广泛普及的超声影像诊断技术,泰山医学院附属医院副主任医师宋树良、青岛医学院附属医院副主任医师王正滨汇集山东各医学院校专家、教授和多年从事超声医学临床及教学工作的医生、教师,共同编写了这本《超声诊断学》,系统地介绍了超声影像诊断基础理论知识及临床应用技术,内容丰富新颖、文字简练顺通,重点突出、层次分明,是一部超声学科各级医师理想的参考书和超声诊断学教学的理想教材。相信本书的出版发行,必定会促进超声影像诊断技术应用和教学的发展,为我国超声医学的普及和提高作出贡献。

袁孟彪

1993年12月于泉城

前 言

研究和应用超声波的物理特性诊断人体疾病的科学称为超声诊断学(ultrasonic diagnosis)。

运用超声波的原理对人体软组织的物理特性、形态结构与功能状态作出判定的方法称为超声诊断法(ultrasonic diagnostic method)。当探头将超声波发射到人体时,遇到由不同声阻特性的两种组织形成的声学界面时就会发生反射,反射声波仍由探头接收并以不同的方式显示于屏幕上。通过对反射声波的分析,可以获得正常或病变组织的位置、物理特性与功能状态的信息,从而对疾病作出诊断。

近年来,随着电子计算机技术的发展,超声仪器的研制也得到飞速发展,超声诊断技术不断提高,应用范围不断拓宽,已与X线、放射性核素扫描、电子计算机体层扫描和核磁共振共同成为现代医学的五大影像诊断方法,且由于超声检查操作简便、重复性强,能及时、迅速地获得检查结果,无特殊禁忌症而成为广泛应用的检查手段。

纵观国内多种有关超声诊断的书籍,或简或繁,不能满足超声诊断医生、临床医生的需要及医学院校教学的要求。为此,由泰山医学院附属医院、青岛医学院附属医院牵头,由滨州医学院、菏泽医学专科学校、济宁医学院、青岛医学院、山东中医学院、泰山医学院、潍坊医学院等院校及其附属医院、教学医院多年从事临床、教学工作的医生、教师共同编写了这本超声诊断学。书中第十二~十六章插图由王正滨副主任医师完成,余由宋树良副主任医师完成,图中英文缩写意义统一收入附录一;书内及附录中英文名词校对分别由丁继莲、肖爱芹讲师完成。考虑到应用范围并为了节省篇幅,各有关章节均省去了对正常解剖的叙述。

由于水平所限,书中错误及不当之处在所难免,敬请读者及各医学院校在使用中指正。

本书在编写过程中得到了各有关院校、教研室、科室领导的关怀和支持;山东医科大学袁孟彪教授审阅了全书并作序;泰山医学院附属医院科教科晁储璋同志在本书的出版、印刷中提供了很大的帮助,在此一并致谢。

宋树良 王正滨

1993年12月

目 次

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 超声波的物理特性.....	3
第三节 生物组织的声学性质.....	8
第四节 超声波的分辨能力	10
第五节 超声诊断在医学中的作用	15
第六节 超声波的生物效应与安全性	16
第二章 超声诊断方法	19
第一节 A 型诊断法	19
第二节 B 型诊断法	21
第三节 M 型诊断法	29
第四节 多普勒诊断法	32
第三章 颅脑疾病超声检查	36
第一节 检查方法及正常声象图	36
第二节 常见疾病的声像图诊断	39
第三节 颅脑介入性超声检查	43
第四章 眼部疾病超声检查	45
第一节 检查方法及正常声象图	45
第二节 常见疾病的超声诊断	47
第三节 眼外伤	51
第四节 眼部介入性超声检查	52
第五章 甲状腺疾病超声检查	54
第一节 检查方法及正常声象图	54
第二节 常见疾病的超声显象	55
第三节 甲状腺介入性超声检查	59
第六章 乳房疾病超声显象	60
第一节 检查方法及正常声象图	60
第二节 常见疾病的超声显象诊断	61
第三节 乳房介入性超声检查	63
第七章 心脏疾病超声检查	64
第一节 M 型超声心动图	64
第二节 B 型超声心动图	68

第三节	多普勒超声心动图	72
第四节	常见疾病的超声诊断	79
第五节	心脏声学造影	100
第六节	心脏功能的超声测定	103
第七节	心脏的介入性超声检查	105
第八章	肝脏疾病超声检查	107
第一节	检查方法及正常声象图	107
第二节	常见疾病的超声检查	109
第三节	肝脏介入性超声检查	117
第九章	胆系疾病超声显象检查	119
第一节	检查方法及正常声象图	119
第二节	常见疾病的超声诊断	120
第三节	胆道系统介入性超声检查	129
第十章	胰腺疾病超声检查	131
第一节	检查方法及正常声象图	131
第二节	常见疾病的超声诊断	132
第三节	胰腺介入性超声检查	135
第十一章	脾脏疾病超声检查	137
第一节	检查方法及正常声象图	137
第二节	脾脏疾病超声显象检查	138
第三节	脾脏介入性超声检查	141
第十二章	肾上腺疾病超声显象	142
第一节	检查方法及正常声象图	142
第二节	常见疾病的超声诊断	143
第十三章	肾脏疾病超声显象	147
第一节	检查方法及正常声象图	147
第二节	常见疾病的超声诊断	149
第三节	肾脏介入性超声检查	155
第十四章	输尿管疾病超声显象	157
第一节	检查方法及正常声象图	157
第二节	常见疾病的超声诊断	158
第十五章	膀胱疾病超声显象	161
第一节	检查方法及正常声象图	161
第二节	常见疾病的超声诊断	162
第三节	膀胱介入性超声检查	166
第十六章	前列腺疾病超声显象	167
第一节	检查方法及正常声象图	167
第二节	常见疾病的超声诊断	168
第三节	前列腺介入性检查	171
第十七章	妇科疾病超声检查	173

第一节	检查方法及正常声象图.....	173
第二节	常见疾病的超声显象.....	175
第三节	排卵的超声监测.....	185
第四节	妇科介入性超声检查.....	186
第十八章	产科超声显象检查.....	189
第一节	检查方法.....	189
第二节	正常妊娠子宫的超声显象.....	190
第三节	异常妊娠子宫的超声显象.....	200
第四节	妊娠子宫的介入性超声检查.....	209
第十九章	胃肠道疾病超声检查.....	211
第一节	检查方法和正常声象图.....	211
第二节	常见疾病的超声诊断.....	212
第三节	介入性超声检查.....	215
第二十章	腹膜腔疾病及腹膜后大血管超声检查.....	217
第一节	检查方法及正常显象图.....	217
第二节	常见疾病超声检查.....	219
第三节	介入性超声检查.....	223
附录一	本书插图英语缩写.....	225
附录二	正常成人 M 超声心动图参考值	228
附录三	正常成人超声显像参考值.....	230
附录四	超声医学术语.....	237

第一章 超声诊断基础

第一节 超声波的基本概念

一、超声波的定义

每秒以 16~20000 次的频率振动的声波,可引起人耳的听觉反应,我们称之为声音(sound)或可闻声波(audible sound);每秒振动频率小于 16 次的声波称为次声波(subaudible wave);每秒钟振动频率大于 20000 次的声波,超过了人耳的听觉阈值,称为超声波(ultrasonic wave)。在人体内超声波以纵波的形式向传播(图 1-1)。

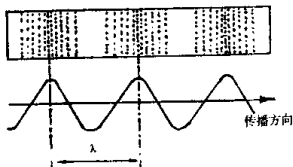


图 1-1 纵波传播示意图

二、超声波的常用物理量

(一) 频率

单位时间内声波振动的次数称为频率(frequency; f),单位为赫(hertz, Hz)。1 赫即为每秒钟振动一次(周/秒);当振动频率为百万次时即为兆赫(megahertz, MHz)。应用于临床诊断用超声波频率多为 2~10 兆赫,血管内超声检查已用到 20~40 兆赫。

(二) 波长

声波完成一次振动(周)所通过的距离称为波长(wave length; λ), (图 1-1)。波长和频率有关。表 1-1 列举了不同频率的声波在人体内传播时对应的波长(声速=1500 米/秒)。

表 1-1 人体软组织内波长与频率的关系

$f(\text{MHz})$	2.5	3.0	3.5	5.0	7.5	10.0	15
$\lambda(\text{mm})$	0.60	0.50	0.43	0.30	0.20	0.15	0.1

(三) 声速

声波在介质中单位时间内传播的距离称为声速(sound velocity; C)。声速的大小与介质的密度(ρ)和弹性模量(k)有关

$$C = \sqrt{\frac{k}{\rho}}$$

而与声波的频率无关。

一般说来,声波在固体介质中的传播速度最快,液体中次之,气体中更次。例如,在金属铅中声速为6260米/秒,在生理盐水中为1534米/秒(37℃),在空气中为332米/秒(3℃)。表1-2列举了几种人体组织的声速。

表1-2 几种人体组织的声速

组织名称	密度(克/立方厘米)	声速(米/秒)
颅 骨	1.658	3860
血 液	1.055	1570
肝 脏	1.050	1570
肌肉(平均)	1.074	1568
大 脑	1.038	1540
脑脊液	1.000	1522
软组织(平均)	1.016	1500
脂 肪	0.955	1476
小 脑	1.030	1470

上述三个物理量的关系是

$$C=f \times \lambda$$

在弹性介质中,每完成一次振动声波就向前移动了一个波长的距离。假如在一秒中振动了 f 次,波动便向前推进了 f 个波长的距离,即 $f \times \lambda$,这就是声速。

由于介质的声速是一定的,因此提高声波的频率可获得较短的波长。

在超声诊断仪设制中,采用人体组织声速1500米/秒作为统一标准进行距离测量,实质上是假设了人体各种组织器官的声速是相等的。由于这种假设,加之人体组织器官所处的位置、血流状况以及由此引起的温度不同,便可引起超声测距出现一定的误差。

(四)周期

声波完成一次振动(周)所需要的时间称为周期(periodicity; T)。

$$T = \frac{1}{f}$$

三、超声波的产生和接收

在超声诊断中,必须首先向人体内发射声波。声波在体内声学界面上产生反射,反射的声波信息被仪器接收下来并在屏幕上显示,变成人们能够识别的信号,从而达到诊断疾病的目的。

(一)压电晶体与压电效应

自然界有一种晶体具有特殊的性能,如石英晶体等,在其两端施加压力或拉力时,晶体的两端即出现异名电荷;反之将晶体置于交变电场内,晶体将产生与交变电场频率相同的厚薄变化,即产生机械振动(图1-2)。这种电能与机械能互相转换的物理现象总称为压电效应(piezoelectric effect)。前者将机械能转变为电能,称为正压电效应(图1-2②、③);后者将电能转变为机械能,称为逆压电效应(图1-2④、⑤)。能产生电效应的晶体称为压电晶体(piezoelectric crystal;图1-2①)。

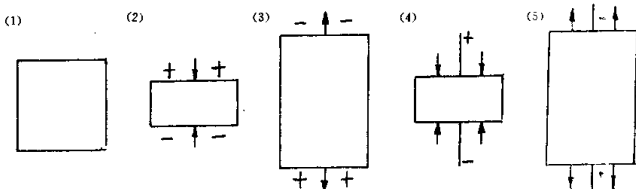


图 1—2 压电效应示意图

①：晶体无外力影响

②、③：晶体受挤压及拉伸时两端出现异名电荷

④、⑤：晶体置于电场内出现厚薄变化

由于石英晶体价格昂贵，加工不便，人们多使用极化过的压电陶瓷(piezoelectric ceramics)晶体。

(二)逆压电效应与超声波的产生

已于上述，将压电晶体置于交变电场内会产生厚薄的变化，即产生振动。振动在弹性介质中传播便产生波。人们用压电晶体制造超声仪器的换能器(transducer)或称探头(probe)。当仪器内产生的高频振荡波，即高频交流电压讯号经过导线传给换能器时，根据逆压电效应的原理，换能器产生机械振动，推动周围的介质振动，形成疏密波。由于仪器产生的交流电压讯号频率高达 2MHz，甚至高达 20MHz，便产生了 2MHz 以至 20MHz 的超声波。

(三)正压电效应与超声波的接收

由换能器产生的超声波在介质中传播，当遇到声阻抗不同的介质形成的声学界面时，部分声能会反射回来。反射的声波对换能器又产生压力。根据正压电效应的原理，换能器将受到的压力转变为电讯号，由导线传回仪器，经过处理、放大后，以不同的方式在显示于屏幕上，从而，形成了人们能看到的不同形式的回声图。

第二节 超声波的物理特性

一、方向性

超声波在介质内依靠其质点的压缩和伸张，即以纵波的方式传播。由于声波频率高，波长短，在传播时集中于一个方向，有直线传播的特性。超声波的这个特性称为方向性(directionality)。由于超声波传播的方向性很强，在一定的范围内呈束状，故又有声束(sound beam)之称。在声束的经路上，介质受到声波振动的明显影响，该区域称为声场(acoustic field)。

在接近探头的一段声场内，声束直径以声源直径的 0.96 倍呈束状向前传播，叫做近场(near field；图 1—3)。

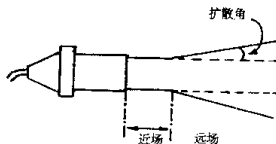


图 1—3 超声波的近场及其扩散角示意图

近场的距离与探头的大小、声速及声波的频率有关,当近场为 L 、探头半径为 r 时

$$L = \frac{r^2 f}{C}$$

由于仪器设制时已将人体声速设定为 1500 米/秒,当探头直径为 12mm 时,不同频率的声波近场值如表 1-3。

表 1-3 不同频率的超声波近场范围

频率(MHz)	2.0	3.0	3.5	5.0	7.5	10.0
近场(mm)	48	72	84	120	180	240

近场内声束平行,失真度小,声强大,但由于声波的干扰,多层反射等影响,可使其开始的一段显示不清,给声象图的分析与诊断带来一定的困难。

超过近场后,声束开始发散,称为远场(far field; 图 1-3)。在达到近场两倍的距离时,声束宽度增加为声源直径的 1.35 倍,呈圆锥状向前传播。声束宽度增加的程度与波长呈正比关系,与探头直径呈反比。扩散角(angle of divergence; 图 1-3)) θ 可通过下式获得:

$$\sin\theta = \frac{1.22\lambda}{D}$$

(D 为探头直径)

当探头直径为 12mm 时,不同频率声波的扩散角如表 1-4。

表 1-4 不同频率声波的扩散角

频率(MHz)	2.0	3.0	3.5	5.0	7.5	10.0
扩散角(度)	4.38	2.92	2.5	1.75	1.17	0.88

远场区内声波较弱,声束较宽,失真度高,横向分辨率差。采用声束聚焦法可部分地解决这个问题。常用的聚焦方法有透镜聚焦、曲面聚焦和电子聚焦等。

二、反射与透射

超声波在传播过程中,当经过由不同声阻抗(acoustic impedance)的两种介质形成的界面时,如果界面大于波长,部分声能将由界面处返回到第一介质中,此即为反射(reflection; 图 1-4 左);另一部分声能则穿过界面,进入到第二介质中去,此即透射(transmission; 图 1-4 左)。

理论上,当两种介质的声阻差异超过 0.1%,界面直径大于二分之一波长时即可引起声波反射。

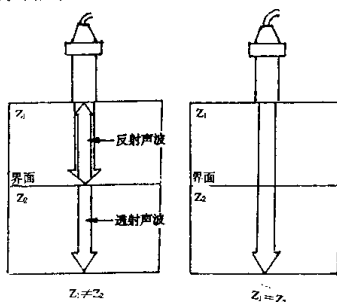


图 1-4 声波垂直于界面入射示意图

(一) 声波垂直于界面的入射

当一束平面超声波入射一个大于声束直径的界面时,反射声波的振幅与界面两侧的声阻差异有关。

声压反射系数

$$R_p = \frac{\text{反射波声压}}{\text{入射波声压}} = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}$$

声强反射系数

$$R_i = \frac{\text{反射波声强}}{\text{入射波声强}} = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$$

式中 Z_1 为第一介质声阻, Z_2 为第二介质声阻。当介质密度为 P 时

$$Z = P \times C$$

另一部分声波透过界面进入到第二介质中,形成透射。透射系数

$$T = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

两种介质的声阻抗差异越大,声波反射越多;差异越小,反射越少;在同一种介质中, $Z_1 = Z_2$, 反射为 0, 即无反射发生。例如,在水中,其声阻抗是相同的,无回声发生(图 1-4 右)。

反射越多透射越少。反之亦反(图 1-4)。

表 1-5 列举了不同界面的声压反射系数。

表 1-5 不同界面的声压反射系数(%)

	水	血液	脑	肝	脂肪	肌肉	皮肤
水	0.0						
血液	0.7	0.0					
脑	0.7	0.0	0.0				
肝	3.5	2.8	2.8	0.0			
脂肪	4.7	4.7	5.4	4.9	0.0		
肌肉	2.0	2.0	1.3	1.5	6.7	0.0	
皮肤	2.9	2.9	2.2	0.6	7.6	0.9	0.0

在超声检查过程中,探头与人体之间也形成了声学界面。为了使探头发出的声能尽可能多的进入体内,在探头制造过程中,晶体表面加了一层匹配层(图 1-5)。

理论计算可以得出结论,当匹配层的厚度为四分之一波长的奇数倍时,如果匹配层两侧的介质声阻相等,则声能可以全部透过匹配层。在设制了匹配层的厚度以后,人们又将匹配层的声阻设制为晶体与皮肤声阻乘积的平方,以满足匹配的要求,因此,在临床应用选择耦合剂时,也应考虑到其声阻抗及涂抹层的厚度。

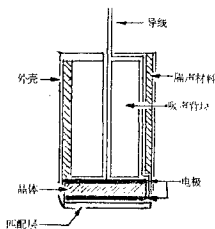


图 1-5 探头结构示意图

(二)入射声波与界面有一定角度

当入射声波与界面存在一定角度时,发生透射、反射和折射(图1—6)。同光学折射定律一样,入射角 θ_1 =反射角 θ_2 ,当 θ_1 增大到一定的角度时,声不能透过界面进入到第二介质中去,这个角度称为全反射的临界角(critical angle),以 θ 表示

$$\sin\theta = \frac{C_1}{C_2}$$

(C_1 :第一介质声速, C_2 :第二介质声速)

由于入射声波与界面存在一定的角度,透入到第二界质中去的声波方向也会发生改变,这种现象称为折射(refraction,图1—6)。折射角 θ_3 除与入射角 θ_1 有关外,还和两种介质的声速有关。

$$\sin\theta_3 = \frac{\sin\theta_1 \times C_2}{C_1}$$

故在应用超声波检查病变部位时,除多普勒检查外,应尽量使声束与靶器官垂直。有时尽管我们将探头与体表成一定的夹角进行检查,但由于皮肤有一定的变形能力(图1—7),仍不会使入射角超过全反射的临界角。

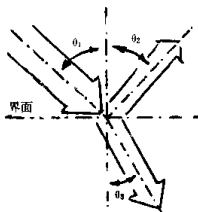


图1—6 声波非垂直于界面入射示意图



图1—7 超声检查中皮肤变形示意图

(三)散射与绕射

超声在传播过程中,当界面的直径小于1/2波长时,声束则绕过界面继续向前传播而无反射产生,这种现象称为绕射(diffraction)。如果界面大大的小于波长,形成界面的微粒则吸收声能后向四周产生球状辐射;如果界面不规则,声波可向许多方向发生不规则的反射、折射或绕射,这统称为散射(scattering;图1—8)。

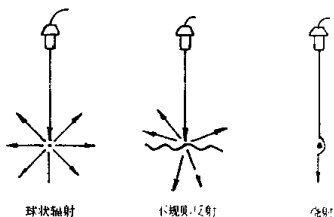


图1—8 超声波的散射示意图

三、吸收与衰减

声波在介质中传播,由于介质的作用,声波的能量会逐渐减小。介质对声波的这种作用称为吸收(absorption);声能由大变小的过程称为衰减(attenuation)。

介质的作用主要有以下几种:

(一)声强的分散

声波在传播过程中会发生反射、折射、散射等现象,随着声波的传播,声能由大变小,这种现象我们称为声强(acoustic intensity)的分散。

(二)吸收

超声波在介质中以纵波的方式传播。在传播过程中介质的质点在平衡位置上来回移动,由于质点间摩擦力的存在,声波必须克服这种摩擦力向前传播;同时,在质点摩擦过程中,产生一定的热能,并向周围辐射。这些作用都可使声能变小,我们称为吸收。

声波的频率不同,其引起介质内质点运动的距离与速度不同,克服质点间摩擦力需要的能量不同,故衰减程度不同。很明显,在同一种介质中,频率高的声波使质点平衡位移的速度比频率低的声波所致的质点位移速度要快的多,故衰减也增大。

在临床检查中,不同的组织器官及不同的病变有不同的吸收特性,声波的衰减程度不同。根据组织的吸收特性和声波的衰减程度,作出不同的临床诊断。人们常用半值层(half-value layer; HVL)来表示生物组织的声衰减程度。所谓半值层是指声波能量减弱到原来一半时所传播的距离。表1-6列出了不同组织的半值层。

表1-6 不同组织的半值层

	半值层(cm)	声波频率(MHz)
血液	35	1.0
血浆	100	1.0
肝脏	2.4	1.0
脂肪	6.9	0.8
肌肉*	3.6	0.8
颅骨	0.23	0.8

* 声束顺着肌纤维和垂直肌纤维传播时会有很大差距

当然,同一种组织,所处的温度不同,组织的密度不同,半值层也会有所改变。

假定以上述条件对肝脏进行检查,正常肝右叶前后径在12cm左右,五倍于半值层,在这样的深度上,是不可能显示什么结构的。考虑到这个因素,在仪器中设置了近场回声抑制(near suppression)或称为近场增益(near gain)、远场回声增强(far compensation)或称为远场增益(far gain)的功能,或使用灵敏度时间控制(sensitivity time control; STC)或称时间增益补偿(time gain compensation; TGC),以避免由于近场回声太强、远场回声太弱影响对反射回声的观察。因此正常显示的回声并不是组织衰减程度的直接反映,而是人为地制造的平衡。当这种平衡失常后,也意味着组织有某种病变的存在。

(三)声束的扩散

上面我们讨论了由于声强的分散及介质的吸收导致的声衰减。假设这些情况不存在,由于远场声束扩散,声束呈圆锥状向前传播,在声场内单位面积上具有的声能也会由于传播距离的增加声场截面积的增大而减小,造成声波衰减。但单纯这种衰减不会造成声场内某一截面积上声能总量的降

低。

四、多普勒效应

当声源以固定的频率发出声波并在介质内传播时,如果界面静止不动,则反射声波频率与入射声波频率相同;如果界面相对声源运动,则反射声波频率与入射声波频率有所不同:当界面朝向声源运动时,反射声波频率增加;背离声源运动时,则反射声波频率降低。这种现象称为多普勒效应(Doppler effect)(参阅第二章第四节)。

第三节 生物组织的声学性质

一、生物组织的组成与声衰减、声速

生物体是由一定的物质按严格的规律和方式组合而成的。就物质的种类来讲,生物体又可以认为是由几种简单的物质组成的,其中水份占 55~67%,蛋白质占 15~18%,脂类 10~15%,无机盐占 3~4%,糖类占 1~2%。现就水、蛋白质及脂肪对声衰减、声速的影响分述如下。

(一)水

水是组成生物体的重要成份,是生物体进行代谢的场所。但水的分布是不均匀的。不同的组织中水份含量差异很大,肌肉中水的含量可达 75~80%,而脂肪中水的含量仅有 10~30%。同一种组织中,随着细胞的发育、成熟、衰老,水的含量也逐渐降低。由于水的声波吸收量即致声波衰减的程度要低的多,因此,含水量不同的组织、器官便显示出不同的声学性质。含水量越高,声衰减越小。

(二)蛋白质

蛋白质是生物体进行生命活动的物质基础及其组织细胞结构的重要成份,可占人体干重的 15%。不同组织中蛋白质的含量不同,声速及声衰减的特性也不同。

对生物组织内的声速及声衰减影响较明显的蛋白质是纤维蛋白,其中又以胶原纤维蛋白和弹性纤维蛋白对其影响较大。

胶原蛋白是人体中含量最多的蛋白质,为体重的 6%,占人体总蛋白量的 25~30%。广泛地存在于皮肤、肌肉、肌腱、软骨、骨骼等结缔组织及其他软组织中。胶原组织的弹性模量较其他软组织大,故声速快、声阻大,声衰减明显。

(三)脂肪

脂肪是人体内含量最多的脂类,成年男子的脂类含量可占体重的 10~20%,女子体内含量还要高些,绝大多数脂肪积存于脂肪组织中,而在细胞内主要以油滴状的微粒存在于胞浆中。其主要的功能是氧化供能,同时分布于皮下及内脏周围的脂肪还有热垫和保护垫的作用。

由于脂肪组织的密度较低,且水的含量也低,声速及声衰减较其他组织也小,衰减亦小。而细胞内的脂肪微粒则形成良好的辐射源。

表 1-7 列出了几种不同组织器官声衰减情况的比较。