

彩阶超声图谱

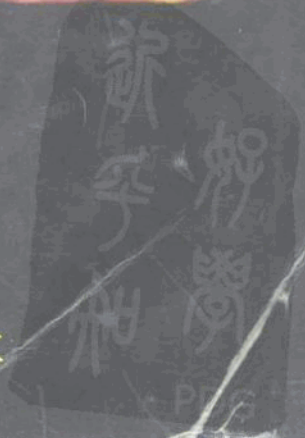
金震东
周子文
许国铭

编著

东南大学出版社



550054768



彩阶超声图谱

金震东 周子文 许国铭 编著

徐智章 王威琪 审

东南大学出版社

(苏)新登字第 012 号

内 容 提 要

彩阶超声是医学图象处理的一个分支,它将超声灰阶图象经编码处理后转换为人类视觉更为灵敏的彩色图象,从而提高了医学超声诊断水平。本书共 5 章,从视觉特性及色度学理论出发,详细阐述了灰阶图象彩色显示技术、彩序的设计和实现方法及临床应用。书中精选了腹部、心血管、小器官及腔内超声各种典型彩阶图象 170 余幅,并对图象特点加以详尽说明。本书是国内第一部有关彩阶超声的专著,其内容详实而新颖,精要而实用。

读者对象:医务人员、医学院校师生及超声厂家技术人员。

责任编辑:朱经邦

封面设计:顾晓阳

2674/08

彩 阶 超 声 图 谱

金震东 周子文 许国铭 编著
徐智章 王威琪 审

*

东南大学出版社出版发行
(南京四牌楼 2 号 邮编 210018)

江苏省新华书店经销 外贸无锡彩印厂印刷

*

开本 787×1092 毫米 1/16 印张 8.5 字数 155 千
1994 年 7 月第 1 版 1994 年 7 月第 1 次印刷
印数:1—4000 册

ISBN-7-81023-917-1/R·89

定价:20.00 元

(凡因印装质量问题,可直接向承印厂调换)

序

超声医学是一门新兴学科,近年来,超声图象后处理技术得到较大发展,出现了多种与此相关的仪器与软件。

彩阶超声是超声医学图象后处理的一个分支。自70年代初期出现,历经20余年,终被临床医师所接受。目前,国内外均有较多单位研究和生产彩阶超声仪。至今国内外有关彩阶超声临床应用的论文达数百篇之多,但国内外尚无介绍这方面知识的专著。

第二军医大学附属长海医院是国内较早将彩阶超声应用于临床的单位之一,并对此作了深入研究。尤其在应用彩阶超声与先进的超声内镜相结合、诊断消化系统疾病方面,取得较好的效果。他们与江苏捷士达高校科技开发(集团)公司合作,走医工结合的道路,在彩阶超声的基础研究与临床应用中获得成功。历经努力,许国铭教授、金震东副教授和周子文高级工程师撰写了《彩阶超声图谱》一书。全书共5章,170余幅彩阶图,既概括了超声成象的声学基础和彩色扫描技术,又对彩阶超声在各系统的临床应用作了系统的介绍,并配以精美的彩阶图。其内容详实而新颖,精要而实用。

相信本书的出版,有利于彩阶超声技术的开发与临床应用,并将受到广大超声界欢迎。特为之序。

徐智章

1994年4月

目 录

序	徐智章
1 超声成象的声学基础	(1)
1.1 超声波的基本特性与参数	(1)
1.1.1 声波特征	(1)
1.1.2 超声波基本特性	(2)
1.1.3 超声波物理参数	(3)
1.2 超声波传播特性	(4)
1.2.1 超声波的反射与折射	(4)
1.2.2 超声多普勒效应	(5)
1.2.3 生物组织的超声特性	(8)
2 医学超声灰阶图象	(13)
2.1 医学超声波的发生与接收	(13)
2.1.1 压电效应	(13)
2.1.2 超声换能器的声场特性	(13)
2.1.3 脉冲超声回声定位原理	(14)
2.2 二维声象图	(15)
2.2.1 声象图分辨率	(15)
2.2.2 脉冲超声回波的数据采集与处理	(17)
2.2.3 超声成象中常见的伪差	(19)
3 彩色扫描转换	(21)
3.1 彩阶超声的发展概况	(21)
3.2 人类视觉特性	(22)
3.3 色度学	(24)
3.4 彩色显示技术	(26)
3.4.1 灰阶密度分层法(时域处理)	(27)
3.4.2 滤波法(频域处理)	(29)

3.5 彩阶序列设计	(30)
3.5.1 逻辑性彩阶	(30)
3.5.2 离散性彩阶	(30)
3.5.3 组合式彩阶	(31)
4 彩阶超声在医学上的应用	(32)
4.1 概述	(32)
4.1.1 彩阶B超的应用价值	(32)
4.1.2 常用彩阶序列的应用	(33)
4.1.3 色量级的应用	(34)
4.1.4 彩阶超声的图象显示	(36)
4.1.5 彩阶超声对诊断准确率的影响	(37)
4.1.6 彩阶超声的临床意义	(38)
4.2 彩阶在消化系疾病中的应用	(38)
4.2.1 肝硬化	(39)
4.2.2 血吸虫性肝纤维化	(40)
4.2.3 脂肪肝	(40)
4.2.4 肝囊肿	(41)
4.2.5 肝脓肿	(42)
4.2.6 肝血管瘤	(42)
4.2.7 肝内胆管结石与肝内钙化灶	(42)
4.2.8 原发性肝癌	(43)
4.2.9 胆系结石	(43)
4.2.10 胆囊隆起性病变	(44)
4.2.11 胆囊癌	(45)
4.2.12 胆管癌	(45)
4.2.13 胆道蛔虫病	(46)
4.2.14 慢性胰腺炎	(46)
4.2.15 胰腺癌	(47)
4.2.16 胃癌	(47)
4.2.17 消化道粘膜下肿瘤	(48)

4.2.18	腹腔积液	(49)
4.2.19	胃胆运动功能测定	(49)
4.2.20	胰腺功能测定	(50)
4.3	彩阶在妇产科中的应用	(50)
4.3.1	子宫肌瘤	(51)
4.3.2	子宫腺肌病	(52)
4.3.3	子宫腺肌瘤	(53)
4.3.4	卵巢肿瘤	(53)
4.3.5	盆腔炎性肿块	(54)
4.3.6	宫内节育器	(54)
4.3.7	早孕	(55)
4.3.8	异位妊娠	(56)
4.3.9	不孕症	(56)
4.3.10	羊水	(56)
4.3.11	脐血管穿刺术	(57)
4.4	彩阶在心血管疾病中的应用	(57)
4.4.1	正常心脏	(59)
4.4.2	冠心病	(59)
4.4.3	心脏瓣膜病	(60)
4.4.4	心肌病	(60)
4.4.5	心脏肿瘤	(61)
4.4.6	先天性心脏病	(61)
4.4.7	左室假腱索	(61)
4.4.8	心包疾病	(62)
4.4.9	主动脉夹层动脉瘤	(62)
4.4.10	其它	(62)
4.5	彩阶在小器官疾病中的应用	(62)
4.5.1	眼科疾病	(63)
4.5.2	颌下腺疾病	(66)
4.5.3	甲状腺疾病	(66)

4.5.4 软组织肿块	(67)
4.6 彩阶在泌尿及男性生殖系疾病中的应用	(68)
4.6.1 泌尿系结石	(69)
4.6.2 肾囊肿	(70)
4.6.3 肾肿瘤	(70)
4.6.4 膀胱疾病	(71)
4.6.5 前列腺增生	(71)
4.6.6 睾丸疾病	(72)
5 彩阶图谱	(73)
5.0 彩阶图谱目录	(73)
5.1 消化系疾病彩阶图	(73)
5.2 妇产科疾病彩阶图	(74)
5.3 心血管疾病彩阶图	(75)
5.4 小器官疾病彩阶图	(75)
5.5 泌尿及男性生殖系疾病彩阶图	(75)
参考文献	(121)
编后记	(126)

1 超声成象的声学基础

1.1 超声波的基本特性与参数

1.1.1 声波特征

声波是一种机械波，它是由介质中的质点受到机械力的作用引起周期性振动而形成的弹性波。声波必须在弹性介质中才能传播。若将振动着的铃铛放入一透明的玻璃罩内，我们不但能看到铃铛的振动，并且能听到铃声。如果将玻璃罩内空气抽掉使其成真空，我们仍能看到铃铛的振动，但是却听不到铃声。这一现象说明：声波是弹性波，当作为弹性介质的空气不存在时，声波在真空中不能传播，故听不到铃声；光波是电磁波，它的传播不需要弹性介质而能在真空中传播，故仍能看到铃铛的振动。

显然，机械振动源和弹性介质是声波形成的基本条件。弹性介质可以由气体、液体、固体构成。根据质点振动方式与声波传播方式的关系，声波可分为两种最基本的形式：

(1) 纵波 如图 1.1(a) 所示：弹性介质中的质点受到拉应力和压应力的作用而振动，以质点疏密相间的形式传递能量，其特点为质点振动方向与声波传播方向一致。纵波又称疏密波或压缩波，可以在气体、液体和固体中传播。

(2) 横波 如图 1.1(b) 所示，弹性介质中质点受到剪切力的作用而振动，以质点产生相对横向位移而出现波峰和波谷的形式传递能量，其特点为质点振动方向与声波传播方向垂直。横波又称切变波，只能在具有剪切弹性的固体中传播。

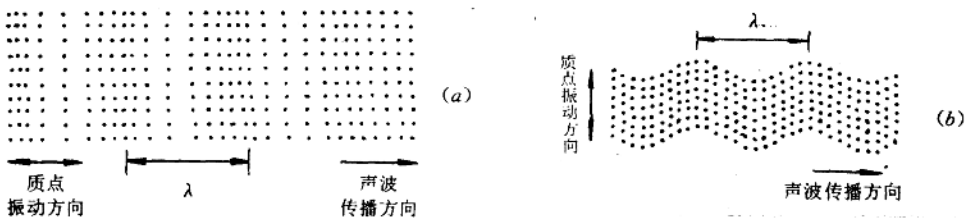


图 1.1 声波传播的两种主要形式

(a) 纵波；(b) 横波

医用超声波的传播介质主要是人体软组织。人体软组织的声学特性接近于水,横波在软组织中衰减很大,因而声能主要是以纵波的形式在人体内传播。

1.1.2 超声波基本特性

(1) 波长 以纵波为例,质点之间的分布被压缩时,声压为正值;反之,则为负值。任何两个相邻的声压极大点或声压极小点之间的距离称为一个波长,示以 λ ,单位为米(m)。声波波长在超声成象中是一个很重要的概念。它犹如一把“声学标尺”,讨论与声波相互作用的客体的大小时,总是与声波波长相比较,在物理上才有意义。

(2) 周期 质点在其平衡位置来回振动一次所需要的时间。这也是声波从一个波峰(或波谷)传到相邻的一个波峰(或波谷)的时间。因此,周期是波动移动一个波长距离所需的时间,示以 T ,单位是秒(s)。

(3) 频率 单位时间内质点振动的次数,示以 f ,单位为赫(Hz)。显然,频率越高者,周期越短,即

$$f = \frac{1}{T} \quad (1.1)$$

根据声波振动频率的高低和人耳对声波的感受能力,一般把声波分为次声、可闻声、超声和特超声四个频段。它们所占的频率范围如图 1.2 所示。

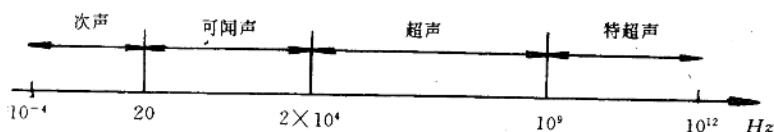


图 1.2 声波的频段划分

超声波的频率高于 20kHz,是一种人耳听不到的高频声波。声波的能量与振幅和频率有关。超声波传递给介质的能量,由于频率较高要比同样振幅的可闻声波大得多。故超声波不仅用作医学诊断,而且可用作医学治疗的手段。

(4) 声速 声波的传播过程实质上是能量的传递过程。单位时间内压力传播的距离,称为声速,示以 c ,单位为米·秒⁻¹($m \cdot s^{-1}$)。声波在常温静止水中的声速是 $1500m \cdot s^{-1}$ 左右。超声波在大多数软组织中传播的速度相差不大,平均声速约为 $1540m \cdot s^{-1}$ 。有时为方便起见,以声速 $1500m \cdot s^{-1}$ 来估算。需要强调的是,声速 c 是声波能量的传播速度或相位移动的速度,却不是弹性媒介质点的振动速度。

上述几种参数之间存在以下关系:

$$\lambda = \frac{c}{f} = cT \quad (1.2)$$

在人体软组织中传播时,超声波频率与波长之间的关系示于表 1.1。

表 1.1 超声波的频率与波长对照表($c = 1500\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)

频率(MHz)	1.25	2.5	3.0	5.0	7.5	10.0	15.0
波长(mm)	1.20	0.6	0.5	0.3	0.2	0.15	0.1

1.1.3 超声波物理参数

(1) 声压 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,导致了波在传播路径上介质质点压强值的周期变化。这种压强的变化量称为声压 p , 即

$$p = P - P_0 \quad (1.3)$$

式中, P_0 是无声场时介质的压强,如无声场时空气中的标准大气压; P 是介质的实际压强值。声压 p 的单位是 Pa($1\text{Pa} = 1\text{N} \cdot \text{m}^{-2}$)。

(2) 声强 声波在单位时间内,沿传播方向通过某一波阵面所传递的能量称为声功率,单位为瓦(W)。垂直通过单位面积的声功率称为声功率密度或声强 I ,其值正比于任意给定处的声压的平方,单位为瓦·厘米⁻²($\text{W} \cdot \text{cm}^{-2}$)。

$$I = \frac{1}{2} \frac{p^2}{\rho c} \quad (1.4)$$

式中, ρ 为介质密度, c 为声速, p 为声压。

(3) 声特性阻抗 弹性介质中某一点上的声压 p 与该质点振动速度 v 的比值被定义为声阻抗率。一般情况下,该值为复数,即

$$Z_s = \frac{p}{v} = R + jX \quad (1.5)$$

式中, R 为声阻率,是消耗声能量的有功分量; X 为声抗率,是无功分量。

平面行波的声阻抗率又称为声特性阻抗 Z_c , 即

$$Z_c = \rho_0 c_0 \quad (1.6)$$

这是一实数,它完全由介质的自身特性决定,其负值表示相反方向传播的波。应注意,声特性阻 R 表示声能传输的辐射阻,而不是损耗的阻尼阻。声特性抗 X 表示介质对声波的惯性作用。声特性阻抗的单位是 $\text{Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$

1.2 超声波传播特性

1.2.1 超声波的反射与折射

当一束超声波入射至具有不同声特性阻抗的两个介质的交界面,且该界面的几何尺寸远大于超声波波长时,超声波就会象光波一样在交界面发生反射和折射。反射波仍回到第一种介质中,传播速度值不变。超声波的其余部分传入第二种介质中,传播速度值亦随之变为第二种介质中的声速。

图 1.3 中,若介质 I 和介质 II 的密度分别为 ρ_1 和 ρ_2 ,超声波在各介质中的声速分别为 c_1 和 c_2 ,则在平面超声波的情况下,入射角 θ_i 与反射角 θ_r 和折射角 θ_t 的关系为

$$\theta_r = \theta_i \quad (1.7)$$

$$\frac{\sin \theta_t}{\sin \theta_i} = \frac{c_2}{c_1} \quad (1.8)$$

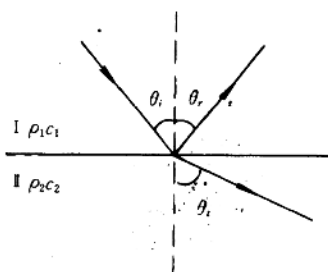


图 1.3 超声波的反射和折射($c_1 < c_2$ 的情况)

对于任何 c_1/c_2 比值,折射角 θ_t 将随入射角 θ_i 的增大而增大。图 1.3 所示的情况对应于 $c_2 > c_1$,这意味着当 θ_i 增大尚不到 $\pi/2$ 时, θ_t 即可先达到 $\pi/2$, 此时的折射波将沿界面传播而不进入介质 II。这种现象称为全反射。在全反射条件下, $\theta_t = \pi/2$, $\sin \theta_t = 1$, 此时的入射角 $\theta_i = \arcsin(c_1/c_2)$ 称为临界角。

若从平面超声波能量传递角度分析,可以得到声压反射系数 R_r ,

$$R_r = \frac{\text{反射波声压}}{\text{入射波声压}} = \frac{\rho_2 c_2 \cos \theta_i - \rho_1 c_1 \cos \theta_i}{\rho_2 c_2 \cos \theta_i + \rho_1 c_1 \cos \theta_i} \quad (1.9)$$

声压透射系数 T_r ,

$$T_r = \frac{\text{透射波声压}}{\text{入射波声压}} = \frac{2\rho_2 c_2 \cos \theta_i}{\rho_2 c_2 \cos \theta_i + \rho_1 c_1 \cos \theta_i} \quad (1.10)$$

声强反射系数 R_I 等于声压反射系数 R_p 的平方

$$R_I = \frac{\text{反射波声强}}{\text{入射波声强}} = (R_p)^2 \quad (1.11)$$

声强透射系数 T_I 等于 $1 - (R_p)^2$

$$T_I = \frac{\text{透射波声强}}{\text{入射波声强}} = \frac{4\rho_1c_1\rho_2c_2\cos^2\theta_i}{(\rho_2c_2\cos\theta_t + \rho_1c_1\cos\theta_i)^2} \quad (1.12)$$

当超声波垂直入射时, $\theta_i = \theta_r = \theta_t = 0$, 则得到

$$R_p = \frac{\rho_2c_2 - \rho_1c_1}{\rho_2c_2 + \rho_1c_1} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (1.13)$$

$$T_p = \frac{2\rho_2c_2}{\rho_2c_2 + \rho_1c_1} = \frac{2Z_2}{Z_2 + Z_1} \quad (1.14)$$

$$R_I = \left(\frac{\rho_2c_2 - \rho_1c_1}{\rho_2c_2 + \rho_1c_1} \right)^2 = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (1.15)$$

$$T_I = \frac{4\rho_1c_1\rho_2c_2}{(\rho_2c_2 + \rho_1c_1)^2} = \frac{4Z_2Z_1}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (1.16)$$

由式(1.13)可见, 如果 $Z_2 > Z_1$, 则 $R_p > 0$, 即反射波与入射波同相位; 反之, 如 $Z_2 < Z_1$, 则 $R_p < 0$, 即反射波相位较入射波超前 180° 。

如果 $Z_2 \gg Z_1$, 或者 $Z_1 \gg Z_2$, 即两介质的声特性阻抗值相差悬殊, 则超声波在界面上将发生全反射。所以我们在进行 B 超检查时, 需在超声探头与受检人体表面之间涂敷一层耦合媒质, 以保证实现良好的声学接触。否则, 超声波在探头表面空气层上发生全反射而不能辐射到人体内。

1.2.2 超声多普勒效应

早在 1842 年奥地利物理学家 Christian Doppler 发现, 当固定频率的声发射器与声接收器在连续介质中作相对运动时, 接收器收到声波频率将不同于声发射器辐射的频率, 其频差与相对运动的速度有关。如果接收器和发射器之间的距离随时间缩短, 则接收到的声波频率高于固定频率发射器辐射出来的频率; 如果距离随时间增大, 则接收到的频率低于发射频率。这种现象称为多普勒效应。多普勒效应在声波、电磁波中都存在, 并首先在无线电雷达技术中得到广泛应用。目前, 根据超声波多普勒效应的原理, 可对心脏、血管壁、横膈、胎心等可动体进行探查, 可对血压、血流速度及流向等进行测量。

现对超声多普勒效应的基本原理作一简单介绍。设声源发射频率为 f_s , 波长为 λ , 周期为 T , 声速为 c , 声源相对于静止介质的运动速度为 v_s , 接收器相对于静止介质的运动

速度为 v ，接收器收到的信号频率为 f_r 。先讨论声源和接收器的相对运动仅发生在两者的连线上的几种情况。

(1) 声源静止，接收器迎着声源运动

图 1.4 中声源与声接收器相对静止，当声源发出声波的频率为 f_s ，由于声波以速度 c 向前传播，声接收器在单位时间内所收到波的个数正好是个 f_s ，即收到的声波频率仍然是 f_s 。图 1.5 中声接收器迎着声源作相对运动，原先处在接收器处的波阵面离开声源在单位时间内传播了 c 的距离。与此同时，接收器向着声源方向移动了 v_r 的距离。这相当于单位时间内波通过接收器的总距离为 $c + v_r$ 。因此，单位时间内接收器的波数为

$$f_r = \frac{c + v_r}{\lambda} = \frac{c + v_r}{cT} = \left(1 + \frac{v_r}{c}\right) f_s \quad (1.17)$$

上式表明，接收频率高于发射频率，其频差与相对运动速度有关。

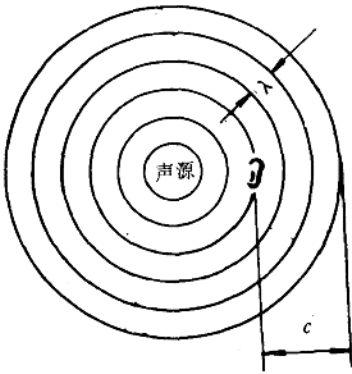


图 1.4 声源与接收器相对静止时波前传播情况

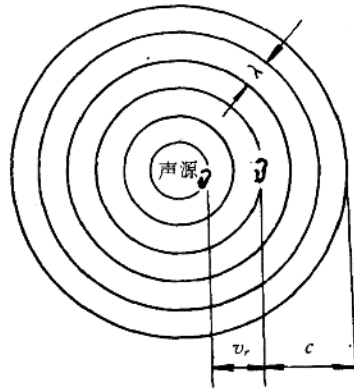


图 1.5 接收器运动产生多普勒效应

(2) 声源静止，接收器背着声源运动

由于接收器相对运动方向与声源发出的波阵面传播方向一致，故单位时间内通过接收器的波数为

$$f_r = \frac{c - v_r}{\lambda} = \frac{c - v_r}{cT} = \left(1 - \frac{v_r}{c}\right) f_s \quad (1.18)$$

上式表明，接收频率低于声源发射频率。

(3) 接收器静止，声源迎着接收器运动

波在介质中的传播速度与声源的运动无关。振动自声源发出后,就在介质中以球面波的形式向四周传播,其球心就在发出该振动时声源所处的位置上。当下一个振动自声源发出时,声源已经从原来的位置上移动了 $v_s T$ 的距离。这一振动所形成的波阵面的球心也相应移动了 $v_s T$ 的距离。这相当于通过接收器所在位置上的波的波长比原先的波长缩小了 $v_s T$,如图 1.6(a) 所示。图 1.6(b) 示出了视在波长 λ' ,即

$$\lambda' = \lambda - v_s T = cT - v_s T = (c - v_s)T \quad (1.19)$$

于是,单位时间内通过接收器的波数为

$$f_r = \frac{c}{\lambda'} = \frac{c}{c - v_s} f_s \quad (1.20)$$

上式表明,接收频率高于声源发射频率。

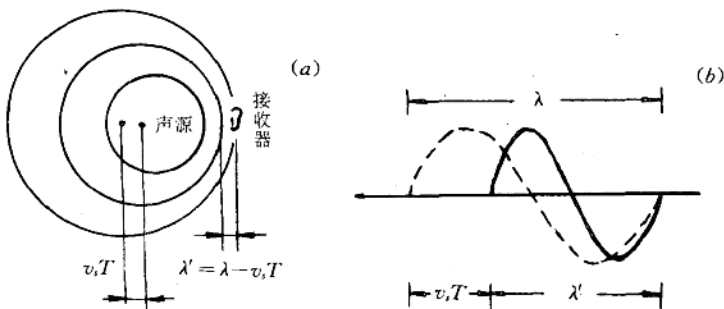


图 1.6 (a) 声源运动产生多普勒效应; (b) 视在波长 λ'

(4) 接收器静止,声源背着接收器运动

与上述情况相反,当振动自声源发生后,声源从原来位置在与接收器连线上背向移动了 $v_s T$ 的距离。也即下一振动所形成的波阵面的球心移动了 $v_s T$ 的距离。这相当于通过接收器所在位置的波长比原先的波长增大了 $v_s T$,即

$$\lambda'' = \lambda + v_s T = cT + v_s T = (c + v_s)T \quad (1.21)$$

于是,单位时间内通过接收器的波数为

$$f_r = \frac{c}{\lambda''} = \frac{c}{c + v_s} f_s \quad (1.22)$$

(5) 声源和接收器同时相对介质运动

引起接收频率改变的因素有两个,一个是声源相对于介质的运动,使波长变为 λ 干

$v_s T$; 另一个是接收器相对于介质的运动, 使波在单位时间内通过接收器的总距离变为 $c \pm v_r$ 。接收器接收到的频率表示为

$$f_r = \frac{c \pm v_r}{\lambda \mp v_s T} = \left(\frac{c \pm v_r}{c \mp v_s} \right) f_s \quad (1.23)$$

当声源和接收器之间相对距离随时间而缩小时, 式(1.23)中加减号取上者; 反之, 则取下者。

如果相对运动方向并不与声源和接收器的连线一致, 而是成一定的角度, 则需将相对运动速度乘以该角度的余弦值, 如下式所示:

$$f_r = \left(\frac{c \pm v_r \cos \theta_r}{c \mp v_s \cos \theta_s} \right) f_s \quad (1.24)$$

式中, θ_r 为接收器运动方向与声源、接收器连线的夹角, θ_s 为声源运动方向的夹角。

医学超声波技术中, 常采用反射工作方式。图 1.7 示出了发、收换能器位于一侧的情况, 由于它们相互靠得很近, 故可认为 $\theta_r = \theta_s = \theta$ 。当发射超声波入射到达血管内的血液红细胞, 红细胞可被看成是运动着的接收体, 这时出现第一次多普勒现象。接收频率为

$$f' = \frac{v + \cos \theta}{c} f_s \quad (1.25)$$

式中, v 为血流速度。

另一方面, 被血液中红细胞散射的超声波返回到接收换能器时, 作为散射体的红细胞相当于运动着的发射源, 于是出现了第二次多普勒现象。接收频率为

$$f_r = \frac{c}{c - u \cos \theta} f' = \frac{c + v \cos \theta}{c - v \cos \theta} f_s \quad (1.26)$$

考虑到血流速度远小于超声波传播速度, 即 $v \ll c$, 则多普勒频移 f_d 为

$$f_d = f_r - f_s = \frac{2f_s v \cos \theta}{c} \quad (1.27)$$

于是血流速度可写成

$$v = \frac{f_d c}{2f_s \cos \theta} \quad (1.28)$$

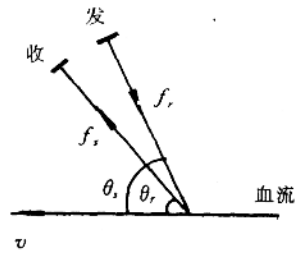


图 1.7 血流产生多普勒效应

1.2.3 生物组织的超声特性

(1) 反射特性

超声波在均匀介质中以匀速直线传播,在传播途径中遇到声特性阻抗不同的界面时,传播速度即发生改变。两个不同介质所形成的界面和几何尺寸大于超声波波长(大界面情况)时,超声波束即发生反射与折射。超声波诊断仪大多以生物组织的反射特性为基础获得医学信息。例如,B型切面显象就是反映人体切面组织界面反射率的图象。

超声波反射率的大小取决于界面毗邻生物组织的声特性阻抗差。声阻抗差值越大,从界面反射的能量就越大。例如,血液的声特性阻抗约为 $1.65 \times 10^5 \text{Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$,而心肌的声特性阻抗约为 $1.67 \times 10^5 \text{Pa} \cdot \text{s} \cdot \text{m}^{-1}$ 。在血液与心肌的界面上只反射入射能量的0.0036%,大于99.9%的能量透过界面到达下方的组织中。在软组织中,反射率一般都低于0.5%。然而,在肌肉与骨头形成的界面上,反射率却相当高,只有极少的能量传过去。因此,在B超图象上出现“声影”,无法对骨后更深部位的组织进行显示。

从生物组织界面反射回来的超声波能量的大小及其空间分布不仅取决于声特性阻抗差,并且也与组织界面的物理尺寸、形状和方位朝向有关。如果界面的法线与入射波夹角为零,探头接收到的反射回波最大。随着夹角的增大,反射波的方向改变,可接收到的回波减少。当夹角较大时,探头可能无法接收到回波而造成失落。

(2) 衍射和散射特性

当超声波在人体内传播时,以超声波波长这把“声学标尺”为标准来看,人体组织内几乎到处都有声学上的不均匀介质。除了上面讨论生物组织反射特性时认为一些器官表面等处表现为大而平的阻抗不连续界面之外,更多的则是尺寸近似等于或小于声波波长的阻抗不连续界面(小界面)。例如组织界面的起伏、微血管等,其尺寸大致与声波波长相当,而血液中的红细胞等,它们的大小要比声波波长小得多。

当超声波在传播途径中遇到这些尺寸可与声波波长相比拟或小于声波波长的阻抗不连续界面时,就会发生一系列不同于简单的镜面反射的新现象,即衍射与散射。

当声波遇到一个线度为一到两个波长的界面时,声波的传播方向将偏离原来方向产生衍射。远离该界面后,声波仍按直线传播。

若介质中粒子的几何尺寸远小于超声波波长,而且其声特性阻抗与周围材料不同,则将发生散射。不同于单一传播方向的反射波,散射使声波向各个方向传播,而且超声频率越高(波长越短),散射回波越强。譬如,2.5MHz的超声波波长 λ 约为0.6mm,血液中红细胞直径D约为 $7\mu\text{m}$ 。由于 $\lambda \gg D$,血红细胞成为一散射源,将入射的超声波能量散射出去。利用超声多普勒原理可将运动着的血红细胞产生的散射波检测出来,用以测量血液的流动速度和方向。