



第一章 超声检查基础

一、超声波的定义

声波以频率划分，可分为次声波、声波和超声波三大类。频率小于 20 Hz 的声波为次声波，频率范围 20 ~ 20 000 Hz 的声波为正常人耳能听到的声波，频率大于人耳听觉上限（20 000 Hz）的声波定义为超声波。超声诊断通常所用频率范围为 2 ~ 12 MHz。

二、超声波的物理学参数

超声波有 3 个基本物理量，即波长 (λ)、频率 (f) 和声速 (c)。传播超声波的媒介物质叫作介质。

(1) 波长是声波在介质中传播时，介质中质点在一个周期时间内所通过的距离，单位为 mm。

(2) 频率是单位时间内任一给定点上通过的声波或声源振动的次数，单位为 Hz。

(3) 声速是超声波在介质中的传播速度，即单位时间内超声波传播的距离，单位为 m/s。声速与介质的弹性系数和密度有关，而不受超声波频率的影响，即不同频率的超声波在同一介质中传播时，声速是相同的。超声波在不同介质中传播时声速是不同的，在固体中最高，在气体中最慢。超声波在人体不同软组织中传播时速度也不完全相同，但是相差较小，可忽略不计，所以对于不同的软组织，假定了一个相对的平均传播速度，即 1 540 m/s。临床常见超声波诊断相关介质物理学参数各不相同（表 1-0-1）。

波长、频率和声速间的关系为：



$$c = \lambda f$$

因此，当声速一定时，波长与频率成反比，频率越高，则波长越短，图像分辨力越好，反之亦然。所以，在实际超声检查中，应尽可能使用较高频率的超声探头，以提高图像分辨力。

表 1-0-1 临床常见超声波诊断相关介质物理参数

介质名称	ρ (g/cm ³)	c (m/s)	Z [$\times 10^5$ rayl, g / (cm ² · s)]
空气	0.001 29	332	0.000 428
石蜡油	0.835	1 420	1.186
脂肪	0.955	1 476	1.410
羊水	1.013	1 474	1.493
人体软组织	1.016	1 500	1.524
生理盐水	1.002	1 534	1.537
肝脏	1.050	1 570	1.648
血液	1.055	1 570	1.656
肌肉	1.074	1 568	1.684
晶状体	1.136	1 650	1.874
颅骨	1.658	3 360	5.570

(4) 声压 (sound pressure)。任何介质不受外力作用时，介质所具有的压强称为静态压强，声波在传播过程中可引起介质质点压强的变化，介质中有声波传播时的压强与没有声波传播时的静态压强之差，称为声压，以 P 表示。

$$P = P_1 - P_0 = \rho cv$$

其中， ρ 为介质密度， c 为声速， v 为质点振动速度。

超声波在介质中的传播（以纵波为例），在稠密区域，压强大于静压强，声压为正值；在稀疏区域，压强小于静压强，声压为负值。声压是单位面积上介质受到的压力，为衡量介质中声波强弱的物理量。

(5) 声强 (sound intensity)。在声波传播方向上单位时间内垂直通过单位面积的超声能量称为声强，用 I 表示。声强和声压的关系可由以下公式表示：

$$I = \frac{P^2}{\rho c}$$

声强是表示超声波强弱的客观物理量，声强与频率的平方成正比，频率越高，超声波的强度越大，质点的振幅也越大，声波传播时介质中的声压变化也越大。由于声强过大可损伤正常组织细胞，所以国际上规定诊断超声安全剂量 $< 20 \text{ mW/cm}^2$ 。

(6) 声阻抗 (acoustic impedance) 是声波重要的物理学参数，用 Z 表示，是



声场中声压与质点振动速度之比，即： $Z = \frac{P}{v}$ ，因 $P = \rho cv$ ，故 $Z = \rho c$ 。

由此可见，介质的声阻抗与其密度密切相关，介质密度越大，声阻抗越大，因此固体的声阻抗最大，液体次之，气体最小。两种介质间声阻抗的差异称为声阻抗差，形成声学界面的两种介质的声阻抗差值 $> 0.1\%$ 时，即可使入射的超声波发生反射，因此声阻抗差越大，界面反射的超声波强度越大，超声仪器所接收的回波信号越强。对于给定的声学界面，界面的反射系数 R 可由下列公式计算得出：

$$R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

气体的声阻抗值为 0.000428 ，软组织的声阻抗值为 1.524 ，故软组织与气体间的界面反射系数特别大，超声波在该界面几乎发生全反射（图 1-0-1）。因此，在进行超声检查时，探头与体表间不能留有空隙，以防超声波在体表大量反射而没有足够的声能到达被检查的部位，这是超声检查时必须使用耦合剂的原因。

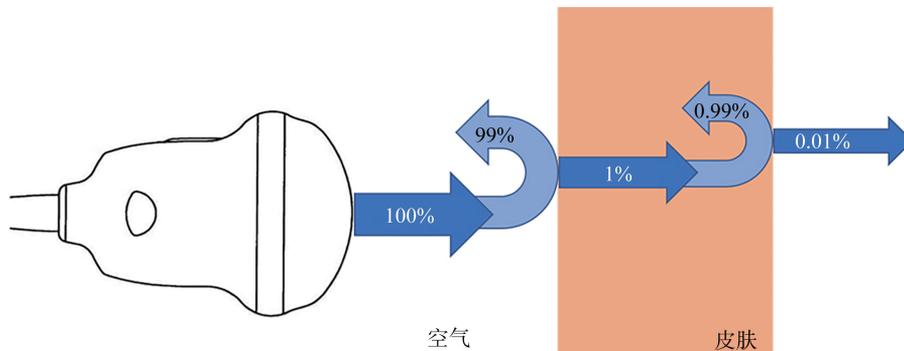


图 1-0-1 空气 - 皮肤界面超声波反射示意图

三、声场 (sound field)

超声波在介质中传播时，声波所及的区域称为声场，声场可分为近场和远场两部分。接近探头区域，声压与质点振动不同相，声强起伏变化大，称为近场；远离探头区域，声压与质点振动同相，声强起伏变化小，称为远场。近场声能分布不均匀，严重影响诊断。由于远场声束扩散角的存在，逐渐向周围空间扩散，但其横切面上的声能分布比较均匀。

近场长度 (L) 取决于超声频率和声源的半径，公式如下：

$$L = \frac{r^2 f}{c} = \frac{r^2}{\lambda}$$

其中 r 为声源半径。



超声束的传播具有指向性,近场长度和声束的扩散角决定其指向性优劣程度。扩散角是声场主声束与相邻副瓣声束间切线的夹角,以 θ 表示。超声频率越高,波长越短,则近场越长,扩散角越小,声束的指向性越好。

四、超声波的基本物理特性

(一) 反射、透射与折射

超声波在传播过程中,遇到两种不同声阻抗介质所构成的声学界面时,一部分超声波会返回到前一介质中,称为反射(reflection);另一部分超声波穿过界面进入后一介质中并继续传播,称为透射。反射是超声成像的基础。当超声波垂直入射到声学界面时,探头接收到的反射信号最强。当超声波不是垂直入射到声学界面时,透射的声波会偏离入射声波方向而传播,称为折射(refraction)。当超声波垂直入射到声学界面时,透射的声波沿入射声波方向传播,不发生折射。超声波折射的程度取决于声波在两种介质中传播时声速的差值,声速差值越大,折射角也越大。

(二) 散射与绕射

超声波在传播过程中,经过粗糙界面或远小于波长的小界面(如红细胞、超声造影剂微泡等)时,会产生散射(scattering)。散射波为球面波,朝向各个方向,只有朝向探头的散射信号才能被检测到,称为背向散射。利用超声波的散射能显示器官、病变内部的微小结构。

超声波传播过程中遇到障碍物边缘时,传播方向发生弯曲,即超声波绕过障碍物继续前进的现象为绕射(diffraction),又称为衍射。超声波的波长越长,绕射现象越显著;反之亦然。因绕射不产生反射,在临床检查时,应根据靶目标的大小选择适当频率的探头,以提高图像的分辨力。

(三) 吸收与衰减

声波在传播过程中,由于“内摩擦”或黏滞性,声能转换成热能,使总的超声能量逐渐减弱,称为吸收。声波在介质中传播时,声能随传播距离增大而减小的现象,称为衰减。引起声波衰减的原因很多,主要包括超声波的吸收、小界面的散射、大界面的反射及声束的远场扩散等。随声波传播距离增加而产生衰减的比率称为衰减系数。衰减系数取决于组织类型和超声波的频率。组织类型不同,



衰减系数不同,人体组织声衰减的规律是骨>软骨>肌肉>肝脏>脂肪>血液>尿液。超声波的频率也是引起衰减的一个重要因素,高频超声衰减系数比低频超声大,这正是高频超声穿透力低的原因,所以超声检查时,对浅表组织器官如甲状腺、乳腺等,选用较高频率的探头,以提高图像分辨力,而对肝脏、胰腺等深部组织脏器,一般选用较低频率的探头,因为较低频率的超声波有良好的穿透力,有利于观察深部组织结构。

五、超声波的生物学效应

当一定强度的超声波在生物组织内传播时,通过超声波与生物组织的相互作用,引起生物组织的功能和结构发生变化,称为超声波的生物学效应。超声波在生物组织内传播时主要产生3种生物学效应:机械效应、热效应及空化效应。

1. 机械效应

超声振动使组织质点交替压缩和拉伸,形成压力变化,称为机械效应。机械效应会影响生物组织的结构和功能。

2. 热效应

生物组织对超声波具有吸收作用,使部分声能转化为热能,生物组织温度升高,该效应常用于理疗和高强度聚焦超声治疗肿瘤。

3. 空化效应

存在于液体中的微小气泡在超声波的作用下会产生周期性震荡,最终高速崩裂的过程称为超声的空化效应。在此过程中,会产生局部高温高压现象,此外还伴随强大冲击波、高速微射流、自由基的产生,使细胞损伤、破裂、DNA断裂,导致组织损伤。

参考文献

- [1] 姜玉新,张运. 超声医学[M]. 北京:人民卫生出版社,2015.
- [2] 侯秀娟,王洪波. 乳腺疾病超声诊断图谱[M]. 北京:清华大学出版社,2023.
- [3] 曹海根,王金锐. 实用腹部超声诊断学[M]. 北京:人民卫生出版社,2009.
- [4] Aldrich JE. Basic physics of ultrasound imaging[J]. Crit Care Med, 2007, 35(5 Suppl): S131-S137.
- [5] Lawrence JP. Physics and instrumentation of ultrasound[J]. Crit Care Med, 2007, 35(8 suppl): S314-S322.
- [6] Lieu D. Ultrasound physics and instrumentation for pathologists[J]. Arch Pathol Lab Med, 2010, 134(10): 1541-1556.