



CHAOSHENG
XINDONGTU DE
LINCHUANG YINGYONG

超声心动图的 临床应用

杨志杰 尚兰英 编著



甘肃文化出版社

图书在版编目 (C I P) 数据

超声心动图的临床应用 / 杨志杰, 尚兰英编著 —
兰州: 甘肃文化出版社, 2012.7

ISBN 978 - 7 - 5490 - 0332 - 7

I. ①超… II. ①杨… ②尚… III. ①超声心动图—
诊断 IV. ①R540.4

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2012) 第 168825 号

超声心动图的临床应用

杨志杰 尚兰英 编著

责任编辑 / 周桂珍

封面设计 / 苏金虎

出版发行 / 甘肃文化出版社

地 址 / 兰州市城关区曹家巷 1 号

邮政编码 / 730030

电 话 / 0931 - 8454870

印 刷 / 兰州中正印刷有限责任公司

地 址 / 兰州市城关区和平路 81 号

开 本 / 880mm × 1230mm 32 开

字 数 / 226 千

印 张 / 9.25

版 次 / 2012 年 7 月第 1 版

印 次 / 2012 年 7 月第 1 次

印 数 / 1 ~ 1000 册

书 号 / ISBN 978 - 7 - 5490 - 0332 - 7

定 价 / 23.00 元

本书如存在印装质量问题,请与印刷厂联系调换

版权所有 违者必究

目 录

绪论

第一章 超声波的产生原理

第一节 超声波的物理原理

第二节 多普勒超声

第二章 正常心脏解剖及血流动力学基础

第一节 心脏及大血管的胚胎发育

第二节 心脏及大血管的应用解剖

第三节 血流动力学

第四节 应变与应变率显像

第三章 超声心动图正常图像

第一节 M型超声心动图

第二节 二维超声心动图

第三节 多普勒超声心动图

第四节 声学造影

第四章 仪器调节与检查方法

第一节 仪器调节

第二节 检查方法

第三节 音频输出与频谱显示

第四节 彩色多普勒血流显像

第五章 心脏病超声血流动力学

第六章 二尖瓣疾病的超声诊断

第一节 二尖瓣狭窄

第二节 二尖瓣关闭不全

第三节 二尖瓣脱垂综合征

第四节 二尖瓣腱索断裂

第七章 主动脉和主动脉瓣病变

第一节 主动脉瓣狭窄

第二节 主动脉瓣关闭不全

第三节 主动脉瓣畸形一二叶式主动脉瓣

第四节 主动脉瘤

第五节 主动脉夹层动脉瘤

第六节 主动脉窦瘤

第七节 马凡综合征

第八节 主动脉缩窄

第八章 冠状动脉粥样硬化性心脏病

第一节 冠心病的临床资料

第二节 冠状动脉解剖和心脏供血关系

第三节 心室壁的节段划分与运动分析

第四节 冠心病的表现及诊断分析

第五节 冠心病并发症的超声心动图诊断

第九章 高血压性心脏病

第十章 肺源性心脏病

第十一章 心肌病

- 第一节 扩张型心肌病
- 第二节 肥厚型心肌病
- 第三节 限制型心肌病
- 第四节 心律失常型右心室心肌病
- 第五节 心肌致密化不全
- 第六节 糖尿病性心肌病
- 第十二章 心包疾病**
 - 第一节 心包积液
 - 第二节 缩窄性心包炎
 - 第三节 心包肿瘤
- 第十三章 心脏肿瘤及血栓**
 - 第一节 原发性心脏肿瘤
 - 第二节 继发性心脏肿瘤
 - 第三节 心脏血栓
- 第十四章 先天性心脏病**
 - 第一节 胎儿的心血管早期胚胎发育
 - 第二节 胎儿的心血管变化
 - 第三节 胎儿时期血液循环及出生后的变化
 - 第四节 心内膜垫缺损
 - 第五节 房间隔缺损
 - 第六节 室间隔缺损
 - 第七节 左心室—右心房交通
 - 第八节 动脉导管未闭

第九节 单心室

第十节 法洛四联症

第十一节 肺动脉狭窄

第十二节 完全性大动脉转位

第十三节 右心室双出口

第十四节 永存动脉干

第十五节 三房心

第十五章 胎儿心律失常的超声心动图检查

第十六章 超声心动图对糖尿病早期心脏功能的评价

第十七章 组织多普勒超声显像对川崎病患儿心脏功能的评价

第十八章 超声心动图对慢性肾功能不全患者

心脏结构及功能的观察

附录 1

附录 2

参考文献

绪 论

自 1880 年居里兄弟发现石英具有压电效应以来,利用压电效应来发射和接收超声的应用越来越广泛,超声应用领域由最初的军事应用扩展到现在的工业、农业、林业和医学行业。随着材料学、微电子、计算机、数字信号处理等技术的蓬勃发展,医学超声作为一个综合性学科,日益发展成熟壮大,成为重要的医学诊断和治疗手段。超声影像诊断与核医学、X 线、磁共振并称为四大影像技术,为人类健康提供了重要的保障。

超声发展史

1917 年法国科学家保罗·朗之万首次应用石英材料研制成功了超声换能器并发明了用超声探测水下目标的声呐,到 20 世纪 30 年代,超声被用于医学治疗和工业探伤,从而使超声治疗成为医学超声最先发展的方向。到了 40 年代,Dussik 和 Firestone 率先将工业探伤原理应用于医学诊断,用连续波超声诊断颅脑疾病。1946 年 Firestone 等人研究应用反射波方法进行超声诊断,提出了 A 型超声诊断技术原理。1958 年,Hertz 首先应用脉冲回声法诊断心脏疾病,开始出现了超声心动图描记法,现被称为 M 型超声心动图描记法。同期出现了二维 B 型超声显示原理的报道。60 年代初期,B 型实时成像被广泛研究应用。70 年代是二维 B 型成像蓬勃发展的年代,超声成像设备不仅跻身于主要医学成像领域,且成为使用最广泛的诊断工具。进入 80 年代后期,超声医学成像设备向综合化、自动化、定量化和多功能的方向发展,同时在超声 CT、超声生物显微镜方面得到进步的发展,超声组织定征的成像研究也取得了一定的进展。20 世纪 90 年代至 21 世纪初,超声仪器已经向超小型化便携式和全数字化发展,并取

得卓越的成就,高端超声诊断仪器可以提供分辨力达 0.1mm,穿透深度达 28cm,实时显示帧频高达 300Hz 的图像,并行数据处理物理通道数 1024 个,能和各种数字设备进行兼容,便携式超声诊断仪也可小到和一台笔记本电脑的大小和重量相当,而图像质量丝毫不亚于中档大型设备。

在人们关注组织界面脉冲反射式 B 型超声成像的同时,运动脏器的运动信息和组织内血流动力学变化情况也受到了广泛的关注。利用多普勒效应进行血流成像称为超声多普勒显像,有一维的速度波形显像和二维的彩色多普勒血流成像。1983 年日本 ALOKA 公司推出了世界上第一台商用的彩色血流显像装置。目前,彩色血流显像仪已经能够完美整合 B 型成像和 M 型成像以及血流成像,能满足临床诊断的各种需求。它可以观测组织内几何结构和相邻组织的关系、观测界面的运动及管腔内血流动力学变化情况。超声医学在临床应用的范围已经涉及心脏、泌尿系、消化系、妇产科、颅脑、头颈和四肢血管以及眼、甲状腺、乳腺等全身脏器。

超声诊断仪经历了 A 超、M 超、B 超和 D 超(多普勒,Doppler)的发展历程,图像信息从一维(A 超、M 超和 D 超)发展到二维(B 超、彩色多普勒超声),超声仪器可以无创、快速、经济和反复多次地为临床提供更多的组织内部信息。仅从目前每个孕妇从怀孕到分娩过程的超声监护就可推知超声诊断对疾病诊断所起的举足轻重的作用。

超声医学随着科学技术的发展,不断完善,不断有新的成像技术推出,为超声诊断提供更明确的诊断依据和特定性参数。如具有很宽响应频带的压电换能器的实现(宽频探头)、提高软组织图像对比度的组织谐波成像技术、利用超声造影剂增强软组织与微细血管对比度的超声造影技术、显示极低速血流的能量多普勒显像技术、观测低速高能的心肌等运动脏器的组织多普勒技术,以及目前观测运动脏器形变与运动之间关系的超声应变及应变率成像等,极大地改善了超声图像

中固有的高斑点噪音影响,提升了图像质量,针对不同疾病组织提供相应的图像表现力。

但是,超声在不断改进的同时,也注意到一个不争的事实:超声图像还仅仅是二维切面图像,虽然不用剖开组织就可进行内部结构的显像,但由于组织形态的多变性和不规则性,即便是经验丰富、熟练的超声医生,面对有些复杂结构或畸形所表现的二维超声图像,仍难以解释,以致影响诊断结论的准确性;同时,由于超声诊断切面的获取无严格的参照物,针对相同的病变,因操作医生手法和经验不同所观察的切面图像也不同,缺乏统一性。其实超声医生在实际工作中就在不断移动旋转探头来连续扫描观察区,通过观察一系列二维图像来想象构建立体三维图像,去进行判断,单凭几个二维切面图像就能下结论是不可能的。由于二维切面图像缺乏空间立体感,难以准确阐明复杂结构的形态和不同结构之间的关系,操作者需经过长期培训才能掌握超声诊断技能,并且和临床医生难以针对图像进行沟通,另外,对于常规的二维超声影像来说,操作者在图像获取和解释方面均需要较高的技巧和经验水平,这些因素都制约着超声的发展。

因此,当二维切面超声被广泛成功应用于临床诊断和治疗的同时,超声三维成像也在不断发展,从数据采集需要庞大复杂的机械驱动装置,到较灵活自由的自由臂采集,在探头上附加小的定位装置,从线性扫描到扇形扫描到容积扫描,从静态多角度观察,到动态显示,直至实时显像,三维超声已经从早期的仿体、模型、在体动物研究进入到临床人体研究中,开展三维超声成像观察,将是超声平面成像的重要补充方法。其实,早在 1961 年 Baum 和 Greenwood 就提出了三维超声成像的概念。Dekeer 在 1974 年完成了首例心脏三维重建。1986 年 Martin 利用 TEE 超声探头获得静态的三维图像。1990 年, Wollschlge 用 TEE 探头重建了动态心脏三维超声图像。1989 年奥地利的 KretztechnikAG 公司第一台真正商用的三维超声仪器 Volu-

son330 问世。1995 年推出的一体化超声三维成像诊断仪 Voluson530,主要应用于血管和腹部脏器。2001 年 6 月 PHILIPS 公司在美国西雅图超声心动图年会上推出了第一台实时心脏超声三维成像仪及实时矩阵三维探头,实现了三维超声图像的实时显示,可以进行运动脏器如心脏的实时三维成像,具有划时代的意义。2002 年 10 月在我国武汉协和医院获得首先试用。同年年底 GE 公司也推出一基于 Kretztechnik 的 Voluson530 的 Voluson730,具有实时四维超声技术(Realtimefourdimension,4D)空间三维+时间,其拥有突出的每秒 25 帧容积图像的实时扫描处理能力。实时三维/4D 使超声立体显像技术不再停留在基础和体外实验研究上,成功运用于临床并将成为未来超声的主流。

实时三维超声心动图成像技术

Baun 和 GreeWood 早在 20 世纪 60 年代就提出了 3D 超声成像,随着计算机和微电子技术的不断发展,3D 超声从最初的单探头手动扫查来获得多个 ZD 超声切面,计算机重建腹部静止脏器的立体三维图像,到动态 3D、四维超声成像,发展了机械臂、磁场空间自由定位等扫描方式,同时配合心电图触发,获得腹部静止脏器和运动心脏的 3D 图像,直至较先进的用 TEE 探头重建动态心脏 3D 超声图像,自由手动扫查表面容积 3D 成像,但都无法突破心脏三维成像数据采集量大和重建速度慢的瓶颈,只有可以实现相控扫描的矩阵三维探头的出现,才实现了真正意义的实时三维心脏显示。

如奥地利 Kretz 公司的 Voluson530 三维超声仪器,应用三维容积探头对腹部脏器进行表面三维和透明成像,数据采集时间为 5~10 秒,该探头是将常规探头置于一扇形体腔内,用内部马达驱动探头扫描;应用呼吸和心动图门控技术来展示心脏一个心动周期的运动,也称为“动态三维超声”,如惠普公司的 SONOS2500 型超声仪器配置一机械扫描臂,进行旋转式空间体元扫描,在 1800 角度内扫描,扫描间

隔从 0.8~50 之间可调,一般每个切面每个心动周期采集 10~20 帧图像,采集时间为 36~225 个心动周期。虽然已经获得合适的运动脏器图像,但后处理烦琐耗时长无法实时进行观察;而飞利浦的实时三维超声可以最高 28 帧的容积刷新频率进行在 X、Y 平面具有 60。扫描角宽、Z 轴 300 厚类似金字塔形的立体图像实时显示,完全可以解决临床心脏成像的需求,无需屏气配合或呼吸门控,探头可以自由扫描,和进行普通心脏检查相同。其全容积成像模式下也仅需 5~7s(8 个心动周期)时间完成 600×600 大小的图像显示,此方法也较以往心脏 3D 成像速度大大提高。

由于心脏是运动的脏器,超声对心脏的实时成像称为超声心动图成像,切面成像也称为二维超声心动图(2DE,two dimensional echocardiography),因此三维超声心脏成像则称为三维超声心动图(3DE,three dimensional echocardiography)。

Dekker 等人是最先重建心脏三维图像的人之一,他使用机械臂驱动线性扫描经胸超声心动图法获得了静止的心脏三维超声数据,并采用心电图和呼吸门控技术消除心脏运动的影响。心脏作为一个运动脏器,能够观察其整个舒缩过程的变化才能全面评价其功能,某个时相(如舒张末)的心脏难以为临床提供有效的诊断信息。因此能像二维超声心动图一样实时显示心脏立体三维图像的三维超声心动图一直是临床医生所期待的技术。而容积扫描可望成为突破实时三维成像海量数据采集和重建的瓶颈的核心技术。

应用门控技术来展示心脏一个心动周期的运动,也称为“动态三维超声”或“四维超声心动图技术”。如惠普公司的 HPSONOS2500 型超声仪器配置一机械扫描臂,进行旋转式空间体元扫描,已经获得合适的运动脏器图像,但耗时长(采集时间为 36~225 个心动周期)、后处理烦琐,仍制约三维超声在心脏方面的进一步应用。稍晚研制成一体化的内部驱动的旋转式探头,可以获得较清晰的心脏动态图像,

但仍需心动图和呼吸门控。

VonRam 和 Smith 在 1990 年第一个研制成功用于心脏成像的三维超声容积探头,他们采用的是相控阵扫描原理,在 65° 金字塔形的空间内进行 64 条扫描线构成的 64 个扇形切面扫描,各有 256 个发射单元和接送单元,以 30 帧/S 的容积扫描速度采集 $64 \times 64 = 4096$ 条扫描线的信息,目前的探头频率可以为 $2 \sim 10$ MHz。该探头可以获得金字塔形的立体图像,与需避开肋骨从肋间隙中进行心脏成像的要求完全吻合,但其近场图像分辨力差又是其不足。为了扩展矩阵探头在腹部、妇产科、乳腺和小器官等的临床应用,研究者利用矩阵探头进行矩形扫描,获得更大观察视野的三维图像。

1999 年 DUKE 大学的心血管技术急救中心开展实时三维成像技术的研制,Michael 等使用的是 141 mm 大小的矩阵探头,中心频率 2.5 MHz, $0.3 \text{ mm} \times 0.3 \text{ mm}$ 见方的阵元排列成 43×43 ,扫描区间 640×640 ,依据扫描深度容积帧为 $18 \sim 40$ 帧/s,在典型的 16cm 深度成像时可达 20 帧。由此心脏三维的实时成像成为可能,没有繁琐的探头定位,完全自由的体数据采集及显示,成像速度快,和普通实时二维超声心动图检查一样可以实时观察心脏运动。

随着超声诊断技术的发展,超声诊断设备的完善,超声图像对临床的诊断帮助作用越来越大,而且从一维信息到二维信息,直至三维信息,都获得了较好的应用。其中二维切面图像信息技术最成熟,临床应用最广,三维超声的出现,无疑为超声影像提供了新的观察视角,更好地帮助医生理解疾病的超声影像学特征。从三维超声在心脏方面的应用看,由于心脏是内部结构复杂的运动脏器,受三维超声成像技术的影响,从早期的机械臂驱动扫描获得的静态图像重建,到自由臂动态三维重建,使心脏三维图像能够运动起来,但数据采集繁琐、重建时间长、分辨率差,还需心电和呼吸门控,尤其不能在机显示图像,限制了三维超声在心脏的应用。直至晚近二维矩阵探头和一体化容

积探头的出现,才使三维超声摆脱了采集繁琐耗时长的限制,尤其是实时三维图像使得操作者像使用二维超声一样,不仅在机显示图像,而且实时显示,同时自由操作探头不影响分辨率,没有呼吸和心电门控的严格要求,对心脏的临床诊断有较大的促进。

第一章 超声波的产生原理

超声心动图诊断是一项综合诊断技术。在应用这一技术前,首先应了解超声心动图诊断所涉及的最基本概念及物理基础,也就是超声波和多普勒的产生原理及物理特性。

第一节 超声波的物理原理

一、声波的定义

能够在听觉器官引起声音感觉的波动称为声波。用于人体诊断的超声波是声源振动在弹性介质中产生的纵波。

二、声波的物理性质

(一)声波的频率、周期和速度

声源振动产生声波。声波有纵波、横波和表面波三种形式。而纵波是一种疏密波,就像一根弹簧上产生的波。在弹簧的一端推拉,弹簧就产生一系列由左向右传播的波。可以看到弹簧的一部分紧密,另一部分稀疏。紧密部分逐渐前移变为稀疏,稀疏部分亦逐渐前移变为紧密,这样紧密与稀疏状态交替前进,形成一系列波动传播开来。声波在介质中传播,介质中质点在平衡位置来回振动一次,就完成一次全振动。纵波完成一次全振动就是一次紧密与稀疏的总和。一次全振动所需要的时间称振动周期(T)。在单位时间内全振动的次数称为频率(f),频率的单位是赫兹(Hz), $1\text{Hz}=1\text{s}^{-1}$,则频率 $f=1/T$ 。

声波既然是一种机械振动,那么必在介质中以一定速度传播。因为质点振动一周,波动就前进 1 个波长(λ)。波长就是在质点振动一周时波动传播的距离,由此得出波速(C), $C=\lambda/T$ 或 $C=f \cdot \lambda$ 。

(二) 声阻抗

声波在媒介中传播,其传播速度与媒质密度有关。在密度较大介质中的声速比密度较小介质中的声速要快。在弹性较大的介质中声速比弹性较小的介质中要快。这样就引出了声阻抗的定义,声阻抗(Z)为介质密度(ρ)和声速(C)的乘积, $Z=\rho \cdot C$ 。声阻抗的单位是瑞利。1瑞利等于 $\text{kg}/(\text{cm}^2 \cdot \text{s})$ 。声阻抗在决定超声波的传播,以及反射回声的大小方面是一个重要因素。

(三) 声强级

人耳对声波反应的主要因素有两个,一是声波的强度,另一个是声波的频率。声强是单位时间内通过垂直于传播方向的单位面积的能量。声强的单位是 W/cm^2 ,声强 $I=P^2/C$ 。式中 P 为声压, C 为声速。上式表明声强与声压的平方成正比。在听觉区域中,声音强度的差别很大。以 1000Hz 为例,最低可闻的强度是 $10^{-12} \text{W}/\text{cm}^2$ 。经验表明,强度每增加 10 倍,主观响度约增加 1 倍。因此在声学上采用对数标度来表示强度的等级,叫做声强级(intensity level)。以 L 表示。声强级的单位用贝尔(bel , B)表示。如果一个声音的强度为 I ,则根据定义,它的声强级是: $L=\lg I/I_0(B)$ 。式中 $I_0=10^{-12} \text{W}/\text{cm}^2$ 是规定的标准参考强度。更常用的声强级单位是贝尔的十分之一,即分贝(decibel , dB)。用 dB 为单位时,上式为 $L=10\lg I/I_0(\text{dB})$ 。例如: 10000Hz 的痛阈强度 $I=1 \text{W}/\text{cm}^2$,它的声强级是 $L=10\lg I/I_0^{-12}=120\text{dB}$ 。声强级和强度一样都是客观物理量。

三、超声波的概念

超声波就是频率大于 20KHz 、人耳感觉不到的声波,它是纵波,可以在固体、液体和气体中传播,并且具有与声波相同的物理性质,但是由于超声波频率高、波长短,因此具有一些自身的特性。

(一) 反射和折射

当一束超声波入射到比自身波长大很多倍的两种介质的交界面

上时,就会发生反射和折射。设物体直径为 d , 超声波长为 λ , 则 $d > \lambda$ 时, 一部分超声能量在界面上被反射回来。另一部分能量进入第二层介质继续传播。

1. 超声波的反射定律: 入射角等于反射角。即 $\theta_1 = \theta_2$ 。 θ_1 和 θ_2 分别为入射角和反射角。超声束反射的强弱与入射角密切相关。当超声束垂直于反射界面入射时, 入射角等于零, 则声束沿入射声束全部返回。随着入射角的增大, 反射角亦增大, 返回声束逐渐偏离探头, 探头接收的回波信号就会逐渐减弱。如果入射声束与界面平行, 入射角等于 90° , 则没有反射回声, 即没有回波信号返回探头。因此超声波探查心脏时, 要求声束尽量与组织界面垂直。

超声波的反射还与界面两边的声阻抗有关。两介质声阻抗差越大, 入射超声束反射越强。声阻抗差越小, 反射越弱。声强的反射系数为 $a = (Z_2 - Z_1)^2 / (Z_2 + Z_1)^2$ 。式中 Z_1 为第一介质的声阻, Z_2 为第二介质的声阻。人体软组织和空气的声阻抗相差 3800 倍, 空气界面上 99.89% 的超声波均被反射回来。因此超声心动图在检查心脏时应尽量避开肺等含气脏器。骨与软组织的声阻抗相差近 3.61 倍。由上式可计算出在骨与软组织界面之间有 32% 的超声波被反射回来。当超声波通过胸骨探查心脏时, 大部分声波将被反射回来, 使心脏图像显示不清晰。由上式还可看到, 当 $Z_1 = Z_2$ 时, 反射系数为零, 表示没有超声波反射, 全部超声波进入下一层介质中, 这就是超声束通过心脏中的血液和均匀心肌组织时呈无回声区的原因。

2. 超声波的折射定律: 入射角正弦和折射角正弦之比等于两种介质中声速之比。即 $\sin\theta_1 / \sin\theta_2 = C_1 / C_2$ 。 C_1 为入射介质中的声速。 C_2 为透射介质中的声速。由超声波折射定律可以看出, 超声波的折射与超声束在两种介质中的传播速度有关, 并与声束由一种介质向另一种介质射入角度有关。

(1)当声束从传播速度快的介质进入传播速度慢的介质时,即 $C_1 > C_2$ 时,折射角 θ_1 比入射角 θ_2 小,声束走向靠近法线;反之,当声束从传播速度慢的介质进入传播速度快的介质时,即 $C_1 < C_2$ 时,折射角 θ_1 比入射角 θ_2 大,于是声束走向偏离法线。

(2)当 $C_2 > C_1$, θ_1 等于某一值时。 $\sin\theta_1 = 1$ 时,则 $\theta_1 = 90^\circ$,由 $\sin\theta_1 = C_1/C_2 \sin\theta_1$ 可看出,此时折射波只沿着两种介质的交界面行进。

(二)散射与衍射

超声波在介质内传播,如果所遇到的物体的界面直径大于超声波的波长则发生反射。如果所遇到的物体的界面直径小于超声波的波长,超声波的传播方向将发生偏离,在绕过物体以后又以原来的方向传播。此时反射回波很少,这种现象叫衍射。物体界面直径小于 $1/2$ 波长即发生衍射。因此,波长越短,超声波的分辨力越好。如果物体是直径大于超声波波长的微粒,在通过这种微粒时,大部分超声波继续向前传播,小部分超声波能量被微粒向四面八方辐射,这种现象称为散射。散射时,物体微粒构成点声源,辐射球面波。超声波的散射对于超声波的诊断甚为重要。人体组织内的细微结构对超声波的散射,正是脏器内部图像形成的依据。血液中红细胞的散射是构成超声多普勒频移信号的主要组成部分。因为红细胞的直径比超声波波长小很多。超声束投射到红细胞上,红细胞就形成一个个散射声源,超声探头接收其中的反向散射信号,就构成了超声多普勒频移信号。

(三)超声波的衰减

超声波在介质中传播时,入射超声能量会随着传播距离的增加而逐渐减小,这种现象称作超声波的衰减。超声波的衰减有以下两个原因:

1. 超声波在介质中传播,质点发生振动产生摩擦而转换成热能,使总的超声能量逐渐减少,这叫做吸收。吸收与超声波的频率、介质