

国际经典快读系列

超声物理基础必读

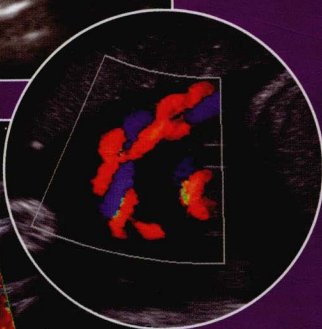
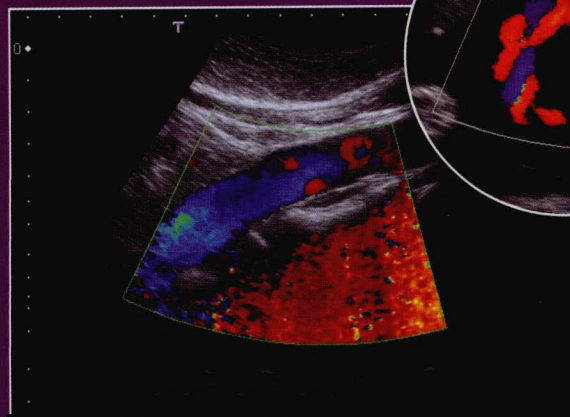
Ultrasound Physics and Technology

HOW, WHY AND WHEN



■ 著 者 Vivien Gibbs
David Cole
Antonio Sassano

■ 主 译 戴 晴 孟 华



人民军医出版社

PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

国际经典快读系列

超声物理基础必读

Ultrasound Physics and Technology
HOW, WHY AND WHEN

著 者 Vivien Gibbs

David Cole

Antonio Sassano

主 译 戴 晴 孟 华

译 者 (以姓氏笔画为序)

王 亮 武玺宁 孟 华 戴 晴

主译单位 北京协和医院超声科



人民军医出版社

PEOPLE'S MILITARY MEDICAL PRESS

北 京

图书在版编目(CIP)数据

超声物理基础必读/(美)吉布斯(Gibbs, V.), (美)科尔(Cole, D.), (美)萨萨诺(Sassano, A.)著者;戴晴,孟华主译. —3版. —北京:人民军医出版社, 2013.1

(国际经典快读系列)

ISBN 978-7-5091-6277-4

I. ①超… II. ①吉… ②科… ③萨… ④戴… ⑤孟… III. ①超声波诊断 IV. ①R445.1

中国版本图书馆CIP数据核字(2012)第282750号

策划编辑:郭威 孟凡辉 文字编辑:邵伶俐 赵晶辉 责任编辑:陈晓平

出版发行:人民军医出版社

经销:新华书店

通信地址:北京市100036信箱188分箱

邮编:100036

质量反馈电话:(010)51927290;(010)51927283

邮购电话:(010)51927252

策划编辑电话:(010)51927300—8037

网址:www.pmmp.com.cn

印、装:三河市春园印刷有限公司

开本:787mm×1092mm 1/16

印张:7 字数:186千字

版、印次:2013年1月第3版第1次印刷

印数:0001—2500

定价:58.00元

版权所有 侵权必究

购买本社图书,凡有缺、倒、脱页者,本社负责调换

Ultrasound Physics and Technology: How, Why and When, 1/E

Vivien Gibbs, David Cole, Antonio Sassano

ISBN-13: 978-0-7020-3041-3

ISBN-10: 0-7020-3041-4

Copyright © 2009 by Elsevier. All rights reserved.

Authorized Simplified Chinese translation from English language edition published by the Proprietor.

Copyright © 2012 by Elsevier (Singapore) Pte Ltd. All rights reserved.

Elsevier (Singapore) Pte Ltd.

3 Killiney Road

#08-01 Winsland House I

Singapore 239519

Tel: (65) 6349-0200

Fax: (65) 6733-1817

First Published 2012

2012 年初版

Printed in China by People's Military Medical Press under special arrangement with Elsevier (Singapore) Pte Ltd. This edition is authorized for sale in China only, excluding Hong Kong SAR, Macao SAR and Taiwan. Unauthorized export of this edition is a violation of the Copyright Act. Violation of this Law is subject to Civil and Criminal Penalties.

本书简体中文版由人民军医出版社与 Elsevier (Singapore) Pte Ltd. 在中国境内（不包括香港及澳门特别行政区和台湾）合作出版。本版仅限在中国境内（不包括香港及澳门特别行政区和台湾）出版及标价销售。未经许可之出口，视为违反著作权法，将受法律之制裁。

著作权合同登记号：图字 军 — 2011 — 038 号

全书共分为 15 章，内容围绕超声医师需要掌握的超声设备物理基础和技术知识展开，分别阐述了超声波的概念、超声物理基础方面的常用术语、压电效应、声阻抗、超声波束、超声换能器、分辨力、超声波的物理效应与衰减、伪像、仪器与调节、多普勒超声的物理学原理、超声安全、质量保证与性能检测、超声成像新技术与进展，并配有相关测试题及答案。本书全方位地介绍了与医用超声设备有关的物理学原理，为超声医师更好地掌握超声设备工作原理打下了物理学基础，是超声医师必备的参考书。

译者前言

随着医学影像学技术的飞速发展，超声检查因无创、便捷、价廉和高效等优点而广泛应于临床诊疗过程中。彩色多普勒超声、三维四维超声、声学造影、弹性成像等多种新技术的开发和应用，大大拓展了超声影像学在临床医疗中的应用范围。目前，我国超声医学已成为相对独立的综合型学科，在临床影像学诊断中发挥着越来越重要的作用。

为了提高超声医师的超声理论知识水平，我们组织翻译了本书，以图文并茂的形式，全面、详尽地阐述了超声物理学方面的基础知识，并配以测试题和答案，便于读者提高理论水平，无论对于初学者还是已有工作经验的超声医师都有很好的参考价值，是超声医生业务水平进一步提高的必备工具书之一。

译者

2012年9月

第1章 超声波简介	1
一、可闻声波	1
二、超声波	1
(一) 超声发展史	2
(二) 超声检查的安全性	3
(三) 超声仪器	3
(四) 超声图像	3
第2章 超声成像原理及物理基础——常用术语解析	4
第3章 压电效应	9
一、压电效应	9
二、压电材料	10
三、压电晶体的发射声波功能	10
四、压电晶体的接收声波功能	11
五、脉冲声波的产生	11
六、共振	11
七、波长或频率的影响因素	11
八、压电材料的重要特性	12
(一) 声阻抗	12
(二) 能量转换效率	12
第4章 声阻抗	13
一、声阻抗与反射	14
二、强度反射系数	14
三、强度反射公式	15
四、声阻抗与超声成像	15
第5章 超声波束	16
一、声束形态	16
二、声束强度	16
三、旁瓣	17
四、声束宽度	17
五、层厚	18
六、声束聚焦	18

七、声束形成器	18
第6章 超声换能器	19
一、介绍	19
二、换能器	20
(一) 标准超声换能器的组件与构造	20
(二) 空间脉冲长度与带宽间的关系	22
三、电子多阵换能器	22
四、超声图像的形成	23
五、电子声束聚焦及导向	24
(一) 电子声束聚焦	24
(二) 电子声束导向	25
六、电子阵列换能器的类型	26
第7章 分辨力	28
一、空间分辨力	28
(一) 轴向分辨力	28
(二) 侧向分辨力	29
二、对比分辨力	30
三、时间分辨力	30
四、分辨力的优化	31
第8章 超声波的物理效应与衰减	32
衰减	32
(一) 吸收	32
(二) 反射	33
(三) 散射	34
(四) 折射	34
(五) 分散	35
第9章 伪像	36
一、超声仪器的成像假设	36
二、混响伪像	37
三、声影	38
四、回声增强	39
五、边缘声影	39
六、声束宽度伪像	40
七、层厚伪像	41
八、旁瓣伪像	41
九、镜面伪像	42
十、重复成像伪像	43
十一、仪器性伪像	43

第 10 章 仪器与调节	45
一、介绍	45
二、标准超声仪器的构成	45
(一) 换能器	45
(二) 脉冲发生器	45
(三) 声束形成器	46
(四) 接收器	47
(五) 处理器	47
(六) 显示器	48
(七) 硬拷贝与软拷贝储存	48
三、系统配置——预设条件的使用	48
四、超声仪器调节按键的功能——图像调节	48
(一) 输出功率	48
(二) 总增益	48
(三) 时间增益补偿 (TGC)	49
(四) 深度	49
(五) 聚焦	50
(六) 冻结与回放	50
(七) 扇区宽度	50
(八) 放大	51
(九) 动态范围或对数压缩	51
五、测量	51
附录	52
第 11 章 多普勒超声的物理学原理	53
一、简介	53
二、多普勒原理	53
三、多普勒效应在超声诊断中的应用	54
四、多普勒公式	55
(一) 多普勒频移 (F_d) 与血流速度 (V) 之间的关系	55
(二) 多普勒角度的意义 (θ)	56
(三) 血流的典型多普勒频移信号	57
五、用于诊断成像的多普勒仪器类型	57
(一) 连续波多普勒设备	57
(二) 多普勒成像	58
(三) 彩色血流成像	58
(四) 能量多普勒	61
(五) 频谱或脉冲波多普勒	62
六、多普勒伪像	65
(一) 混叠	65
(二) 多普勒镜面图像	65
(三) 闪烁伪像	65

第 12 章 超声安全	67
一、简介	67
二、我们为什么要关注	67
三、操作模式和潜在的危險	69
(一) B 型	69
(二) 脉冲多普勒	69
(三) 彩色血流成像和能量多普勒成像模式	69
四、谁规定了超声波的声输出限度	69
五、输出显示标准	70
六、超声生物学效应的物理机制	70
(一) 热效应	70
(二) 空化效应	71
七、谨慎使用——ALARA 原则	72
八、一般准则	72
九、影响危险度的仪器控制	72
(一) 初始能量设置或输出	72
(二) 操作模式	72
(三) 暴露时间	73
(四) 固定换能器	73
(五) 其他仪器控制	73
十、流行病学证据	73
第 13 章 质量保证和性能检测	75
一、简介	75
二、质量保证	75
三、质量保证检测	76
(一) 设备运行检测	76
(二) 成像性能检测的设备要求	76
四、可以测量什么参数	78
(一) 检测测量的精确度	78
(二) 检测成像参数	79
(三) 检测穿透深度 (敏感性)	80
(四) 评估动态范围	80
五、电子和机械安全	81
六、超声质量保证检测的局限性	81
第 14 章 超声成像的新技术与进展	83
一、数字声束形式	83
二、高频成像	83
三、宽幅成像	84
四、复合成像	84

五、三维成像·····	85
3-D 成像技术 ·····	85
六、谐波成像·····	86
七、造影剂·····	87
(一) 靶向微泡 ·····	87
(二) 造影剂谐波成像 ·····	87
八、脉冲反转成像·····	87
九、弹性成像·····	88
十、组织定征·····	88
十一、组织运动·····	89
十二、便携式超声仪器·····	89
第 15 章 测试题及答案 ·····	90
一、测试题·····	90
(一) 超声声束 ·····	90
(二) 换能器 ·····	92
(三) 仪器操作 ·····	93
(四) 多普勒 ·····	94
(五) 安全 ·····	94
二、测试题答案·····	94
(一) 超声声束 ·····	94
(二) 换能器 ·····	97
(三) 仪器操作 ·····	98
(四) 多普勒 ·····	99
(五) 安全 ·····	99

第1章 超声波简介

近年来诊断性超声影像学发展迅速。30年前超声检查在临床中还十分罕见，如今已成为一种常规的诊断检查手段，并占全部疾病影像学诊断检查总量的25%。促成这一成就的因素很多，便捷性是其中十分重要的一点。

现在，众多医疗领域都将超声检查作为疾病诊断的一项工具。但是，对于超声检查的实施者，我们应了解声波及回声产生的基本原理，以便能够根据所获得的超声信息得出正确的疾病诊断。因此，本书作者希望能够以一种通俗易懂的方式，加强读者对超声检查的理解。

一、可闻声波

声波是一种机械能，可以使传播介质中的分子产生振动。声波的传播需要非真空的介质，而声波的产生则需要物体振动。如音叉，其被敲击后，会造成邻近空气分子的振动，并依次将这一振动向周边传递。这种声波的传递方式属于纵波，即声波的传播方向与声源的振动方向一致。此外传播过程中不同区域的波相存在差异，振动分子相互聚集的地方称为密部，而相互分离的地方称为疏部。

二、超 声 波

超声波是指高于人耳听阈的高频声波。诊断用超声波的传播方式与可闻声波相似，其是由在人体内部传播的短暂机械振动所组成（超声脉冲）。当超声波在人体内传播时，它会造成传播介质分子的局部位移。图1-1显示了声波在介质中传播时所发生的改变。

在传播过程中，声波会遇到不同密度的组织（物质内部分子堆积的紧密程度不同），其传播速度也随之不断发生变化，物质的这一特性被称为声阻抗。介质越致密，其声阻抗越大，同时传播速度越快，因此超声波在骨骼中的传播速度就要快于其在脂肪中的传播。

组织类型改变的地方（界面），也就是声阻抗发生变化的地方（声波传播速度发生改变），会造成部分声波脉冲被反射，形成所谓的回声，而剩余的声波将继续在人体中传播（图1-2）。两种组织间的声阻抗差异愈大，被反射回超声换能器的声波愈多，可继续传播的剩余声波则愈少，这些回声将被转化为可视信号，并最终用于断层成像，这一过程被称为脉冲-回声原理。

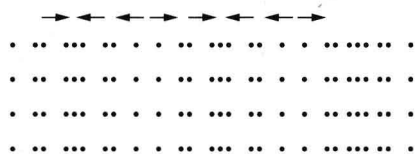


图1-1 传播介质内部分子位移所形成的疏部与密部区域

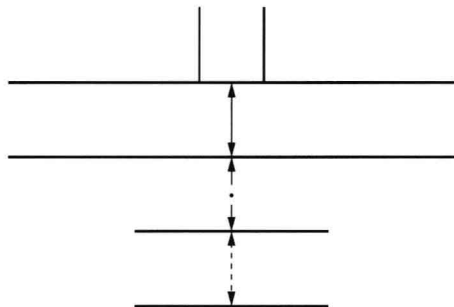


图1-2 声波遇到两种密度不同的组织间的界面时所产生的回声

虽然诊断性超声波也是一种放射性能量波，但是其不属于电磁波，不会造成组织电离，因而不会造成X线成像相关的放射性危害。

(一) 超声发展史

直到20世纪早期，人们才证实非可闻高频声波的存在。1916年，第一代海洋声纳系统（声波导航及测距）被应用于第一次世界大战，用以探测敌方的潜水艇。此后，在工业领域又发展出一项新技术，即使用高频脉冲-回声技术来检测金属结构内部的瑕疵。

虽然不断有研究尝试将超声技术应用于医疗，但是直到20世纪50年代早期，首幅临床超声图像的发表才标志着这一目标的实现。由于空气不能有效地传播超声波，超声换能器与患者皮肤间的空气层就成为最先需要解决的问题。早期的检查技术要

求患者浸泡在水槽中，以便超声波能够有效地传入人体（图1-3）。

然而，由于这种检查方法不便于临床应用，人们在20世纪50年代后期研发出了首台接触式复合B型超声扫描仪（使用橄榄油作为润滑剂）（图1-4）。该装置借助安装在关节臂末端的单晶体换能器（图1-5），进行静态图像的扫描检查。每次扫描所需的时间较长，因为使用者需要移动换能器在检查区域内进行人工的线性扫查，方能获取足够的断层信息用于诊断。

早期超声仪器的显示设备使用的是存储示波器，其可以显示双稳态（黑与白）图像（图1-6）。直到20世纪70年代灰阶显像的引入，才实现了回声振幅的宽尺度显像。这些图像可以显示组织密度间更为细微的差别，因而可以对更多的疾病作出诊断。

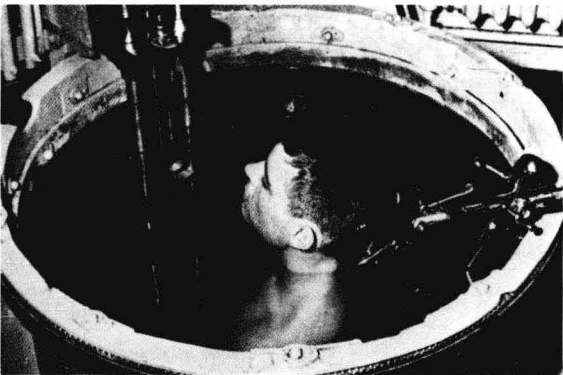


图1-3 1954年一名患者正在水槽中接受扫描（引自 Shirley等，1978年）

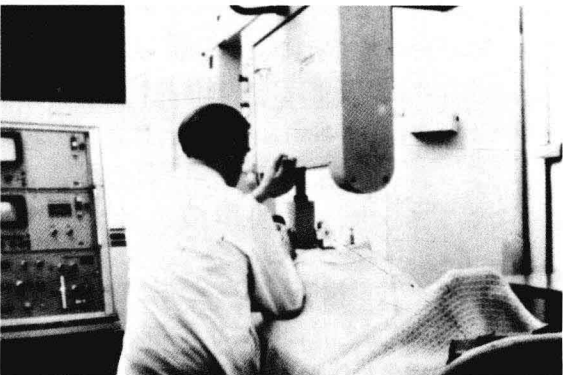


图1-4 接触式复合B型超声扫描仪（引自 Shirley等，1978年）

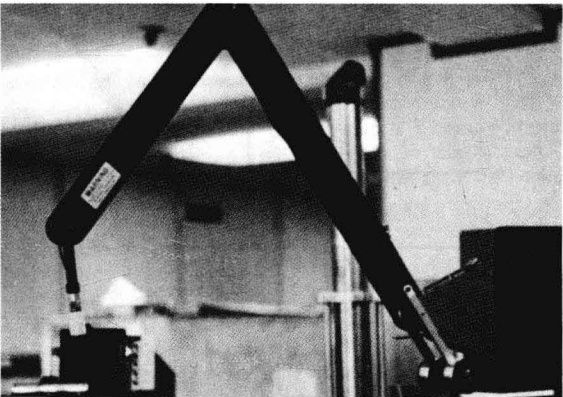


图1-5 安装于关节臂上的单晶体超声换能器（引自 Shirley等，1978年）

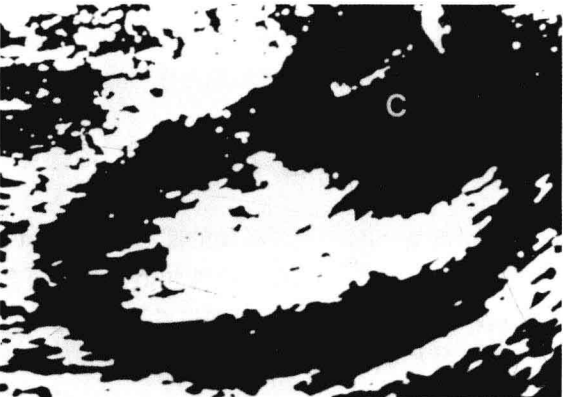


图1-6 一例肾囊肿的双稳态图像（引自 Shirley等，1978年）

20世纪70年代中期被引入超声显像中的实时扫描系统,不仅可以实现对动态结构的显像,更大缩短了超声检查的时间。动态超声信息的首次出现极大地增强了超声作为一种诊断工具的临床应用价值。

在此期间,人们同时进行了多年的多普勒技术的应用性研究,并于20世纪80年代将这一技术成功地应用于血流的检出与测定。除此之外,微气泡型超声造影剂的使用,更进一步拓展了超声检查的应用前景。

(二) 超声检查的安全性

超声波束对患者有潜在的危害,其在人体内穿行时会与周围组织发生相互作用,若连续照射且强度足够大时,有可能会造成持续性的生物效应。虽然这其中很多效应的意义目前还不完全清楚,但是热效应与机械效应是2个已经明确的生物效应。热效应是指部分超声波能转化为热能,并造成局部组织温度的升高。而机械效应的出现是源于软组织内气体成分的存在,超声波束的作用会使气泡膨胀并造成邻近细胞的损伤(详见第12章超声检查的安全性)。

这些效应所造成的组织损伤程度取决于多种因素,包括检查时长、所检组织类型以及声束能量等。因此,所有超声检查的实施者都应知晓这些潜在的危害,以便将可能对患者造成的伤害降至最低。

(三) 超声仪器

超声仪器中能够发射声波并接收回声信号的装置称为换能器(又称探头),它是能够将能量从一种形式转化为另一种形式的装置。换能器(又称探头)的主要部件是压电晶体,其可以进行电脉冲与机械能(声能)之间的相互转化。目前大多数超声检查仪所采用的是脉冲式声波,即通过间断施加电压于晶体两端而产生超声波脉冲。同时,晶体在不接受电压作用的间期内则可以用来接收回声信号。在检查过程中,大约1%的时间里换能器是在

发射声波,而接收回声信号的工作则占据了剩余99%的时间。

换能器所检测到的回声可以在压电晶体内产生出非常微弱的电压信号,通过测定其返回时间,仪器能够计算出回声信号的来源深度,而后这些信号在扫描转换器内被放大、数字化并被储存起来。每个数字信号对应一个像素,并根据回声的强弱来决定该像素在显示器上的灰度水平。从回声信号到可视化信号,这之间需要大量的处理过程,这些处理过程既存在于信号储存之前(前处理),也存在于之后(后处理)。超声检查人员自身也可以根据需要进行多种调控,这对图像质量的改进有很大的帮助(详见第10章仪器与调节)。相反,操作不当则会导致伪像的出现,或图像信息的误读(详见第9章伪像)。

(四) 超声图像

回声信号经计算机处理并放大后,将被显示为从黑到白不等等级的灰阶图像。大多数显像系统可以在显示器上显示出64级的灰阶图像。强反射体在图像上呈白色,且随着回声变弱亮度变暗,而无回声区域则显示为黑色。

所有超声图像实际上均是由众多的回声数据线所构成的,它们紧密排列在一起,因而图像看起来是连续的。图像中所显示的区域局限于声束所能扫查到的范围。其宽度由换能器的类型决定,而深度则取决于超声脉冲的回声时长。根据使用者的不同需求,可以对扫查深度进行调节,不过通常最深不超过25cm。

超声图像的切面代表着声束所扫查的人体断面,由换能器的位置和取向所决定。扫查过程中,使用者需要移动换能器以得到至少2个切面的图像,并借由这些图像信息在头脑中建立所检查区域的三维影像。

为了理解超声诊断检查的基本原理,需要对声波的基础物理特性及高频声波的生物效应有所了解,此后的章节中将更为细致地介绍这些内容。

第2章 超声成像原理及物理基础 ——常用术语解析

吸收：声波衰减的主要原因。吸收效应主要发生于超声波能在组织中转化为热能的过程中。超声波的频率越高，吸收效应越显著。

声阻抗：所有物质的一种物理特性，等于组织密度与声速的乘积。相比而言，两种物质间的声阻抗差异越大，其“回声”或反射声波的强度越强。声阻抗相异的结构（如胆囊与胆囊结石）较声阻抗相近（如肝与肾）的结构更易辨别。

声能：声束横断面上的能量流速。

声波：换能器快速往返振动所引起的介质振动，以纵波的形式在组织中传播。换能器使传播介质内的分子振动，并形成一系列节律性的密部（高压力区）与疏部（低压压力区）机械能域，这种形式的振动即所谓的声波。

声窗：是指患者体内能够增强超声波的传播并为感兴趣区域提供最佳扫描途径的身体区域。为改善图像质量，超声波的传播应尽可能地均匀一致，并避免传播途径可能造成伪像的区域（如肋骨和肠道气体）。

ALARA：是英文短语“as low as reasonably achievable”的首字母缩写，可译为“在合理范围内尽可能低”。其是指在超声检查中，在获取必要临床信息的同时，应尽可能地降低超声波的能量输出功率及暴露时间。

振幅：声波的振动幅度。振幅与强度是反映

声波能量大小的参数。振幅或强度越大，声波所蕴含的能量越高。声波功率的提高将同时增加声波的振幅与强度（图2-1）。

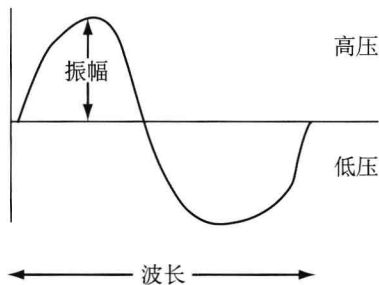


图2-1 声波可表示为正弦波

无回声：图像中缺乏内部回声的区域，常显示为黑色或较暗图像。

伪像：在超声成像中，伪像是指所示位置或亮度与体内实际情况不相符的回声信号。伪像的产生与仪器内部的下列预设条件有关：

1. 声波在所有组织内的传播速度相同。
2. 超声波束沿直线传播。
3. 反射界面的回声时长与其距换能器的深度直接相关。
4. 声波在组织内的衰减程度是均一的。
5. 换能器所探测到的所有回声信号均来源于声束的中轴。
6. 界面的回声直接沿直线返回换能器，并不产生任何次生信号。
7. 回声信号的强度与反射体的密度成正比。

衰减：是指声波在介质中传播时，所出现的

能量丢失、强度与振幅降低的过程。声波衰减的程度与其发射频率及传播距离成正比。声波频率越高、传播越远，其衰减越明显。声波的衰减主要是由吸收、反射与散射3种物理效应造成的。

轴向分辨力：是指对声束轴上反射体的分辨能力。其分辨力的高低取决于声波脉冲的长度，后者等于波长乘以单位脉冲内的波数。轴向分辨力可以区分声轴上间距 $>1/2$ 脉冲长度为2个反射体，相反则会被视为一个反射体。由于波长与其频率呈反比，因而换能器的发射频率越高，其轴向分辨力也越高，所以高频换能器的轴向分辨力更佳。

声束成形器：为各阵元提供脉冲延迟序列（每个阵元包含1个压电晶体及其电子联件），以形成超声波束的聚焦。

空化效应：声波所致的压力振荡可将溶解于组织液内的气体游离出来形成气泡。如果这种压力振荡足够快速且强烈，其会导致气泡的不断收缩，甚至爆裂。空化效应的出现与超声系统内的声压振幅相关。仪器生产商会在操作手册中标出这一振幅的大小。有的超声仪器通过计算某一扫描模式下特定换能器的机械指数（mechanical index, MI），能够对空化效应的潜在风险进行连续性的评估。MI与声波频率的平方根呈倒数关系，因此随着频率的增加，MI会逐渐降低。

接触耦合剂：其既可以是凝胶制剂，也可以是液体制剂。耦合剂是用来确保超声换能器与人体皮肤之间没有空气存在。

冠状面：将人体分为前后两部分的切面，其与矢状面垂直。

深度：深度范围或深度调节按键可用来改变图像中所显示的患者体内深度。最佳深度取决于声束的穿透能力，后者是由换能器的发射频率所决定的。

漫反射体：或称为散射体，可见声波反射至各个方向，其回声强度与入射角无关。

多普勒频移：指反射体相对于声源运动时，其反射声波频率发生改变的现象。频率的改变被称为多普勒频移，是为了纪念奥地利物理学家Christian Doppler而命名，其在1842年首次描述这一现象。在心血管系统内，多普勒频移常被用于分析血流的速度及方向。正向多普勒频移是指接收频率大于发射频率，此时血管内的红细胞是向着换能器移动的；而负向多普勒频移是指接收频率小于发射频率，此时血管内的红细胞是背离换能器移动的。

动态范围：用以减低回声探测范围或显示器所显示的灰度等级，这样可以去除低水平的回声信号，从而提高图像的对比度。

回声：经组织界面垂直反射回换能器的声波。

有回声的：这是一个含义模糊的词语，应尽量避免使用，除非用于比较性描述中，例如回声增加（即反射性增强）。

电击：换能器外壳或其电缆绝缘层破损，所导致的超声检查者或患者的明显电流闪击。对电缆、换能器及电子联件的定期检查和维修能够有效避免这一不良事件的发生。

聚焦：为了提高某一深度的图像分辨力，应聚焦换能器所发射的声束，使其宽度缩窄。通过改变发射和接收阵元的数量以及延迟其他阵元的来源信号来实现，仪器可自动完成这一功能。

频率：一秒钟内声波的振动周期数。频率的单位是赫兹（Hz）。每秒一个振动周期等于1Hz， 10^6 周期/s等于1兆赫兹（MHz）。可闻声波的频率在20 ~ 20 000Hz，而超过20 000Hz的声波称为超声波。超声诊断显像所使用的声波频率为2 ~ 20MHz。

增益：回声信号的放大程度称为增益。由于回声信号的初始强度过于弱小，为便于显示应对其进行必要的放大。回声信号的增强既可以通过增

加发射信号的强度（即增加信号的输出功率），也可以通过回声信号本身的放大（即增加增益）来完成。具体来说，增益等于放大器前后输入与输出信号的振幅比，其单位为分贝（dB）。如果增益过大，系统内的固有噪声也会被同时放大，从而导致图像质量的降低。

热能：吸收作用表示超声声能向热能的转化。热效应是超声波生物效应的发生机制之一，其与声束的输出功率及暴露时间呈正比。脉冲发射频率即脉冲重复频率（PRF）越高的成像方式，其对患者所施加的能量也越多。目前有多项标准用来限定超声扫描仪的输出功率。不同系统及生产厂家的标准各异，但均在产品使用手册上有所标注。有的超声扫描设备能够通过计算某一扫描模式下特定换能器的热指数（TI）来对热效应的潜在风险进行连续性的评估。为降低这一生物学效应的影响，应尽量降低TI及暴露时间。显然，TI越高，超声检查的暴露时间应越短。

高回声的：较周围组织回声水平更高（更亮）的区域。

低回声的：较周围组织回声水平更低（更暗）的区域。

图像特征：图像特征是由超声波束的“反射体”与“散射体”所决定的。某一区域对超声波束的反射、透射及散射程度，决定了其在图像中的明暗水平。

阻抗匹配层：介于晶体与患者之间，用于缓解患者与换能器间声阻抗差异的装置层。患者与换能器之间的声阻抗差异过大，会造成强烈的混响伪像。

强度：定义为单位面积上所施加的功率，其单位是毫瓦/平方厘米（mW/cm²）。

等回声的：与周围组织回声水平相近的区域。

侧向分辨力：是指对与超声波束垂直的反射

体的分辨能力。其与声束的宽度有关，即声束越宽侧向分辨力越低。声束聚焦点的宽度最窄，此处是侧向分辨力最佳的位置。

总增益调节按键：可增加所有深度位置的回声放大程度，其与增加输出功率的效应相似。

压电效应：压电晶体所能产生的某种特殊物理效应。当对这些晶体施加电压时，其会发生形变和振动。这是超声换能器的主要构成元件。超声换能器最常用的压电晶体物质是钛钽酸铅（PZT）。这些经过特殊处理的晶体，可以使超声换能器在发射信号时将电能转化为声能，而在接收信号时将声能转化为电能。如果加热压电物质，他们将去极化并失去压电转化能力，因此超声换能器不能进行加热消毒！此外，其还对机械撞击较敏感，因而应避免摔落！

功率：增加换能器的输出功率将产生高强度的超声脉冲。这会增加施加于换能器的电信号振幅，从而提高所有反射体的回声强度。与此同时，提高输出功率的缺点是会增加患者的声能暴露量。

预设：在换能器与扫描类型（即腹部、血管或产科等）选取之后，系统将自动匹配特定的成像条件，如输出功率或增益等，这样可以节省每位患者检查前的仪器调节时间；但是预设条件常常并非最佳，因而使用者需要了解成像设置的调节方法，以便获取最佳的图像质量。

传播速度：即声波在介质中传播的速度，其等于波长与频率的乘积。一般来讲，声波速度取决于所传播组织的密度，其在气体中最慢，在液体中稍快，在固体中最快。声波在软组织中的传播速度是1540m/s。

脉冲-回声原理：是指超声波遇到声阻抗不同的2种组织间的界面时所发生的情况。大多数声波将在组织中继续传播，而部分会返回换能器。根据回声信号的强度，产生相应水平的电信号，而回声信号的大小与界面两侧组织声阻抗的差异成正比。超声图像仅依据返回并被换能器接收到的声波信号