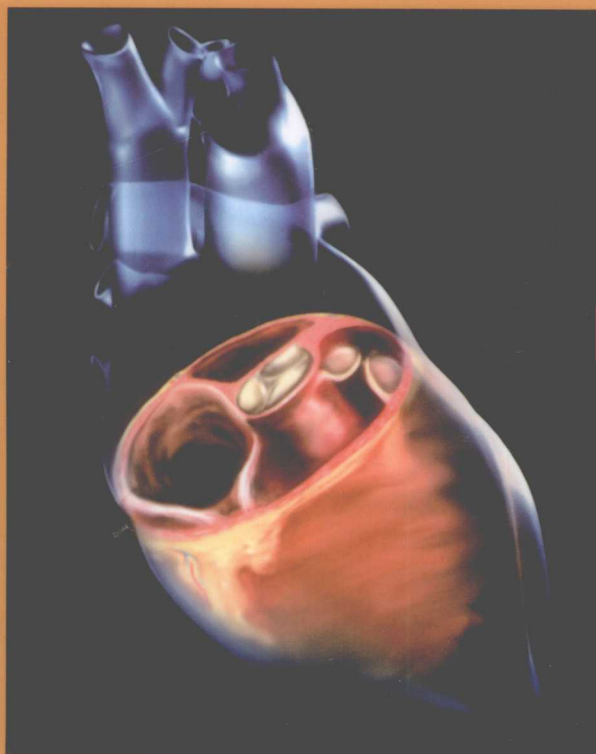


A Practical Approach to
Transesophageal Echocardiography

SECOND EDITION

经食管超声心动图 实用技术

第 2 版



[美] Albert C. Perrino, Jr. 主编
Scott T. Reeves
李治安 主译



天津科技翻译出版公司

A Practical Approach to
Transesophageal Echocardiography

(Second Edition)

经食管超声心动图实用技术

(第2版)



天津科技翻译出版公司

著作权合同登记号:图字 02-2009-171

图书在版编目(CIP)数据

经食管超声心动图实用技术 / (美)皮瑞诺(Perrino, A.C.), (美)李维斯(Reeves, S.T.)主编;李治安等译.—天津:天津科技翻译出版公司, 2011.1

书名原文:A Practical Approach to Transesophageal Echocardiography
ISBN 978-7-5433-2777-1

I.①经… II.①皮… ②李… ③李… III.①超声心动图
IV.①R540.4

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2010)第 171503 号

Copyright © 2009 by Lippincott Williams & Wilkins Inc.

All rights reserved. No reproduction, copy or transmission of this publication may be made without written permission.

Published by arrangement with Lippincott Williams & Wilkins, USA.

Lippincott Williams & Wilkins/Wolters Kluwer Health did not participate in the translation of this title.

This book may not be sold outside the People's Republic of China.

中文简体字版权属天津科技翻译出版公司。

授 权:Lippincott Williams & Wilkins Inc.

出 版:天津科技翻译出版公司

出 版 人:刘 庆

地 址:天津市南开区白堤路 244 号

邮 政 编 码:300192

电 话:022-87894896

传 真:022-87895650

网 址:www.tsttpc.com

印 刷:高等教育出版社印刷厂

发 行:全国新华书店

版本记录:787×1092 16 开本 22 印张 配图 275 幅 300 千字

2011 年 1 月第 1 版 2011 年 1 月第 1 次印刷

定 价:98.00 元

(如发现印装问题,可与出版社调换)

译者名单

主 译 李治安

助 理 韩建成

译 者 (以姓氏拼音排序)

陈 健 山西省人民医院

陈江华 厦门大学附属中山医院

陈 倬 首都医科大学附属北京安贞医院

冯天鹰 首都医科大学附属北京安贞医院

谷孝艳 首都医科大学附属北京安贞医院

韩建成 首都医科大学附属北京安贞医院

何怡华 首都医科大学附属北京安贞医院

李爱莉 北京中日友好医院

刘晓伟 首都医科大学附属北京朝阳医院

马 宁 首都医科大学附属北京安贞医院

孙 琳 首都医科大学附属北京安贞医院

王林林 首都医科大学附属北京安贞医院

杨 娅 首都医科大学附属北京安贞医院

张小杉 内蒙古医学院附属医院

张 焯 首都医科大学附属北京安贞医院

编者名单

John G. Augoustides, MD, FASE

Assistant Professor, Department of Anesthesiology and Critical Care, University of Pennsylvania; Attending Cardiothoracic Anesthesiologist, Department of Anesthesiology and Critical Care, Hospital of the University of Pennsylvania, Philadelphia, Pennsylvania

Albert T. Cheung, MD

Professor, Department of Anesthesiology and Critical Care Medicine, University of Pennsylvania; Faculty, University of Pennsylvania Health System, Department of Anesthesiology and Critical Care, Hospital of the University of Pennsylvania, Presbyterian Medical Center, Philadelphia, Pennsylvania

Ira S. Cohen, MD, FACC

Clinical Professor, Department of Cardiology, Thomas Jefferson Medical College, Jefferson Heart Institute; Director of Echocardiography, Department of Cardiology, Thomas Jefferson University Hospital, Philadelphia, Pennsylvania

Herbert W. Dyal II, BHS, RDMS, RDMS

Eastern Region Applications Manager, Department of Cardiovascular Ultrasound, General Electric Healthcare, Wauwatosa, Wisconsin

Michael D. Frith, BS, RDMS, RDMS

Account Executive, Cardiovascular Ultrasound, General Electric Company, Milwaukee, Wisconsin

Susan Garwood, MB, Ch B

Associate Professor, Department of Anesthesiology, Yale University School of Medicine New Haven, Connecticut

Zak Hillel, MD

Professor, Department of Anesthesiology, Columbia University College of Physicians and Surgeons; Director of Cardiac Anesthesia, Department of Anesthesiology, St. Lukes-Roosevelt Hospital, New York, New York

Gregory M. Hirsch, MD, FRCPS

Associate Professor, Department of Surgery, Dalhousie University; Head, Division of Cardiac Surgery, Queen Elizabeth II Health Sciences Centre, Halifax, Nova Scotia, Canada

Kristine Johnson Hirsch, MD, FRCP

Assistant Professor, Department of Anesthesia, Dalhousie University; Staff Anesthesiologist, Director of Perioperative Transesophageal Echocardiography, Department of Anesthesia, Queen Elizabeth II Health Sciences Centre, Halifax, Nova Scotia, Canada

John S. Ikonomidis, MD, PhD

Associate Professor, CT Surgery, Department of Surgery, Medical University of South Carolina, Charleston, South Carolina

Farid Jadbabaie, MD

Assistant Professor, Department of Internal Medicine and Section of Cardiology and Administration, Yale University School of Medicine, New Haven, Connecticut

Colleen Gorman Koch, MD, MS

Staff Anesthesiologist, Department of Cardiothoracic Anesthesia (G-3), The Cleveland Clinic Foundation, Cleveland, Ohio

A. Stephane Lambert, MD, FRCPC

Assistant Professor, Department of Anesthesia, University of Ottawa, Ottawa, Ontario, Canada; Attending Anesthesiologist, Division of Cardiac Anesthesia, University of Ottawa Heart Institute, Ottawa, Ontario, Canada

Emilio B. Lobato, MD

Professor, Department of Anesthesiology, University of Florida College of Medicine, Gainesville, Florida

Martin J. London, MD

Professor of Clinical Anesthesia, Department of Anesthesia and Perioperative Care, University of California, Attending Anesthesiologist, San Francisco Veterans Affairs Medical Center, San Francisco, California

Jonathan B. Mark, MD

Professor and Vice Chairman, Department of Anesthesiology, Duke University Medical Center, Chief, Anesthesiology Service, Veterans Affairs Medical Center, Durham, North Carolina

Andrew Maslow, MD

Associate Professor, Department of Anesthesiology, Brown Medical School; Department of Anesthesiology, Rhode Island Hospital, Providence, Rhode Island

Joseph P. Miller, MD

Assistant Professor, Department of Anesthesiology, Uniformed Services University, Bethesda, Maryland; Staff Anesthesiologist, Department of Anesthesia and Operative Services Madigan Army Medical Center, Tacoma, Washington

Wanda C. Miller-Hance, MD

Associate Professor, Pediatrics and Anesthesiology, Baylor College of Medicine; Attending Physician in Anesthesiology and Pediatric Cardiology, Department of Pediatrics and Anesthesiology, Texas Children's Hospital, Houston, Texas

Jochen D. Muehlschlegel, MD

Fellow in Cardiothoracic Anesthesiology, Department of Anesthesiology, Perioperative and Pain Medicine, Brigham and Women's Hospital, Harvard Medical School, Boston, Massachusetts

Kim J. Payne, MD

Assistant Professor, Department of Anesthesiology and Perioperative Medicine, Medical University of South Carolina, Charleston, South Carolina

Albert C. Perrino, Jr., MD

Professor, Department of Anesthesiology, Yale University School of Medicine, New Haven, Connecticut

Scott T. Reeves, MD, MBA, FACC

Professor and Chair, Department of Anesthesiology and Perioperative Medicine, Medical University of South Carolina, Charleston, South Carolina

Kathryn Rouine-Rapp, MD

Professor of Clinical Anesthesia, Department of Anesthesia, University of California, San Francisco, California

Rebecca A. Schroeder, MD

Associate Professor, Department of Anesthesiology, Duke University Medical Center, Assistant Chief for Anesthesia Research Administration, Veterans Affairs Medical Center, Durham, North Carolina

Stanton K. Shernan, MD

Associate Professor of Anesthesia, Chief, Division of Cardiac Anesthesia, Brigham and Women's Hospital, Harvard Medical School, Boston, Massachusetts

Gautam M. Sreeram, MD

Assistant Professor, Department of Anesthesiology, Emory University School of Medicine; Anesthesiologist, Department of Anesthesiology, Emory University Hospital, Atlanta, Georgia

Stuart J. Weiss, MD, PhD

Associate Professor, Department of Anesthesia, University of Pennsylvania, Philadelphia, Pennsylvania

中文版前言

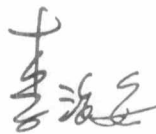
金秋时节是收获的季节。对于《经食管超声心动图实用技术》第2版中译本一书的全体译者而言,收获的同时也带有一丝沁人的喜悦,因为经过全体译者的不懈努力,本书即将与读者们见面了。

我国关于经食管超声心动图的第一部专著由本人主编,出版于1997年,为推动我国经食管超声心动图的发展发挥了积极作用。非常荣幸的是,受天津科技翻译出版公司的邀请和委托翻译 Albert C. Perrino, Jr. 和 Scott T. Reeves 教授主编的 *A Practical Approach to Transesophageal Echocardiography* 一书。他山之石可以攻玉,在医学科学前进的道路上,我们更应该与时俱进,学他人之长为我所用。

本书原著的主编 Albert C. Perrino, Jr. 和 Scott T. Reeves 教授以及他们的同道们具有丰富的经食管超声心动图的临床经验。全书涵盖内容广泛、实用,从经食管超声心动图的基本成像原理到对各种常见疾病的诊断策略,从疾病的术前诊断到术中实时监测,无不体现了经食管超声心动图在临床上的广泛应用;同时每章节后面的问答题,更有助于读者掌握本书的核心内容。希望通过此书,使各位读者在掌握经食管超声心动图这门技术的同时,更能领略到国外同道们的诊断思维与技巧。

时至今日,经食管超声心动图已经成为心脏外科术中不可缺少的监测工具,已然成为心脏外科医生术中观察心脏状态或即刻判断手术效果的慧眼,是术中心脏外科医生的“护航使者”。本书的亮点不仅在于全书图文并茂、通俗易懂,而且对经食管超声心动图的术中应用做了较为详细的阐述。此书不仅适用于超声心动图诊断医生,同时也是心脏内、外科医生和麻醉科医生的良师益友。

本书即将出版印刷之际,衷心感谢全体译者为本书所付出的艰辛!感谢天津科技翻译出版公司为本书的问世所做的努力!由于时间仓促,编译过程中的疏漏之处在所难免,恳请诸位同行和读者批评、指正。最后,我衷心地希望此书能够开阔各位读者的视野,促进我国经食管超声心动图的长足发展。



2010年9月1日

前 言

经食管超声心动图(Transesophageal echocardiography, TEE)是第一个进入术中患者监测主流的影像技术。实时二维以及多普勒技术对心脏解剖和生理的生动展示,迅速使怀疑论者相信 TEE 的应用能优化患者治疗方案。对于熟悉利用有创技术监测血流动力学的临床医生来说,正确解读 TEE 图像及多普勒技术着实是一种挑战。多变的角度和多种成像切面要求我们重新调整心脏解剖定位。对心功能的定量评估,尤其是通过血流速度分析的心功能变化,需要习惯于压力测定的临床医生有新的视角。因此,《经食管超声心动图实用技术》(第2版)通过技术精湛的术中超声心动图医生快速获得资料及信息,使医生在术中监测方面获得更新的资源。

我们邀请了许多国际知名的、具有特殊贡献及非凡教学能力的学者撰写此书。诚请这些作者编写这部具有高度可读性,并与临床密切相关的术中超声心动图学。他们的热情以及出版商的极大支持,成就了本书的再版。

尽管这一领域有大量的参考书目以及病例图集,但本书依然成为临床医生掌握 TEE 技术精华的最好范本。第2版添加了许多更新的章节,包括了大量彩色插图以及超声心动图图像。这本图文并茂令人称道的书籍有助于尽快理解 TEE 的应用基础,尤其是在临床实践方面。

读者将从二维及多普勒模式的物理学、原理和应用来评估瓣膜疾病的心室功能和临床重要性。特别强调了 TEE 在瓣膜修复以及瓣膜置换手术中的应用。其中有一章节专门用来叙述超声心动图假象和易犯的错误,这些会导致误诊。并且增添了一个完整的章节阐述心脏肿瘤以及栓子的来源。本书亦包括了一些技术方面以及超声心动图机器操作的相关知识,旨在使读者对成像获得模式理解之后,对某种程度上枯燥但又最基本的概念能更好地理解。每一章节都有自我测试进一步强调重点。

诚然,要想成为专业的超声心动图专家仅仅通过书本知识是远远不够的。大量的临床训练以及术中的实践才是最重要的。此外,我们推荐由美国超声心动图学会、心血管麻醉学会和美国麻醉学会赞助的优秀的术中 TEE 教育项目。我们希望这本书成为指导超声心动图实践最有价值的工具书。

Albert C. Perrino, Jr., MD

Scot T. Reeves, MD, MBA, FACC, FASE

目 录

第1部分 二维超声成像基础	
第1章 二维超声心动图的原理与技术	3
第2章 二维超声检查	17
第3章 左室收缩性能及病理	39
第4章 心肌缺血诊断	63
第2部分 多普勒超声心动图基础	
第5章 多普勒技术及操作技巧	79
第6章 定量多普勒和血流动力学	91
第7章 超声心动图评价心室舒张功能的实用方法	104
第3部分 经食管超声心动图在瓣膜疾病及外科手术中的应用	
第8章 二尖瓣反流	123
第9章 二尖瓣狭窄	135
第10章 二尖瓣修复术	143
第11章 主动脉瓣关闭不全	157
第12章 主动脉瓣狭窄	166
第13章 人工瓣膜	176
第14章 右心室、右心房、三尖瓣和肺动脉瓣	191
第4部分 临床应用面临的挑战	
第15章 冠状动脉重建术的经食管超声心动图	203
第16章 胸主动脉经食管超声心动图成像	217
第17章 经食管超声心动图在重症监护病房中的应用	234
第18章 经食管超声心动图在成人先天性心脏病中的应用	245
第19章 心脏肿瘤与栓子来源	267
第5部分 人员与机器装置	
第20章 临床超声心动图常见的伪像和缺陷	277
第21章 优化经食管超声心动图图像的技术和技巧	286
附录	
附录1 经食管超声心动图解剖学	295
附录2 心脏大小测量	298
附录3 血流动力学测算	299
附录4 人工瓣膜	300
附录5 瓣膜病变程度分级	308
附录6 答案	312

第 1 部分

二维超声成像基础

第 1 章 二维超声心动图的原理与技术

Andrew Maslow , Albert C. Perrino

二维超声心动图是通过超声反射产生心脏的动态图像。超声心动图成像系统发射简短的脉冲超声波经过心脏组织结构并反射回来。反射声波记录了延迟时间,并返回探头。因为心脏组织的声速恒定,所以通过时间延迟可以精确计算心脏结构的位置,从而产生心脏的图像。毫无疑问,成功地获得心脏成像需要确切理解组织和声波之间的相互作用。该章节回顾了超声的基本原理,在组织中的传播,以及产生心脏动态图像的技术。

声波的物理特性

振动

声波是物理介质的振动。在临床超声心动图检查中,探头是机械振动源,可以直接放置于

食管[经食管超声心动图(TEE)]、皮肤(经胸超声心动图)或者心脏(心外膜超声心动图)使组织产生振动。组织振动或者声波包括压缩(作用部位的分子被压缩)和伸拉(作用部位的分子分散)形成类似正弦波形(图 1.1)。

振幅

声波的振幅代表它的峰值压力,可以理解为响度。声波在组织中能量的等级用强度表示。声波信号的强度和振幅的平方成正比,并且是与组织损伤有关的重要因素。例如,震波碎石使用高强度超声信号击碎肾结石。相反,心脏超声采用低强度信号成像,只产生非常有限的生物学效应。由于声波压力数值范围太大,故用对数的单位分贝(dB)表示:

$$\begin{aligned} \text{Decibel(dB)} &= 10 \lg I/I_r = 10 \lg A^2/A_r^2 \\ &= 20 \lg A/A_r \end{aligned} \quad [1]$$

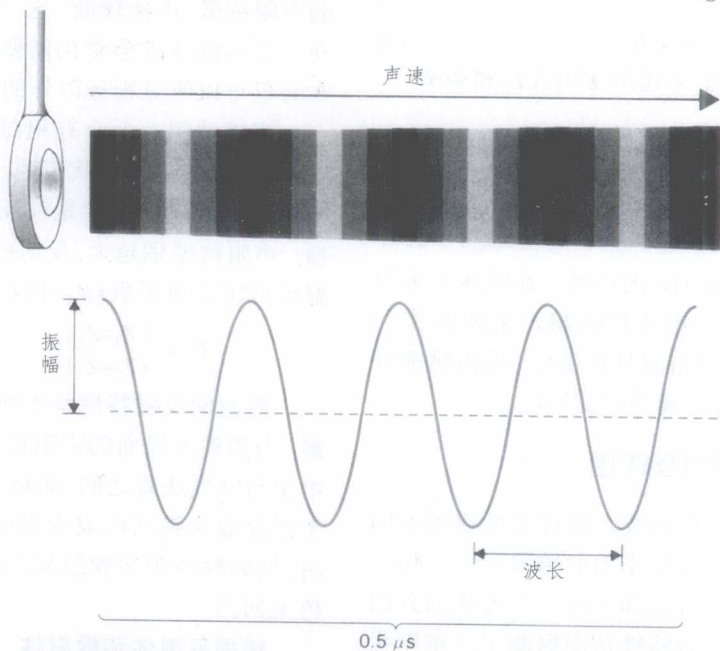


图 1.1 声波。超声探头的振动使邻近组织产生压缩和拉伸。声能的几个物理特性:振幅、波长、频率和声速。图中, $0.5 \mu\text{s}$ 内声波振动 4 次。频率为 4 除以 0.5, 等于 8 MHz。

A 是感兴趣区的声波振幅, A_r 是标准参照声波振幅, I 是强度, I_r 是标准参照强度。

更简单地表示, 每次声压加倍等于增加了 6 dB。鉴于机械性损伤(由拉伸引起的空泡或微泡)、热效应造成组织和神经的损害, 美国食品和药品监督管理局 (Food and Drug Administration, FDA) 限制心脏超声最大输出声强应小于 720 W/cm^2 。ALARA 原则建议临床医生在对患者危害最小的前提下获得必需的诊断信息。

频率和波长

频率 f 是声波的一个特征, 或称音调, 为每秒质点振动的次数, 或称赫兹 (Hertz, Hz); 波长 λ 为质点在一次振动传播的距离。它们决定了超声波在组织中的穿透力以及超声成像系统的图像分辨率。

传播速度

声的传播速度 v 仅仅取决于它在何种物质中传播。例如, 在软组织中, 声速约为 1540 m/s 。声速等于波长乘以频率:

$$v = \lambda \times f \quad [2]$$

很显然, v, f 成反比关系:

$$\lambda = v \times 1/f \quad [3]$$

$$\lambda = (1500 \text{ m/s})/f \quad [4]$$

表 1.1 列举了临床超声常用波长和频率。

超声的特殊性

超声的一些良好的物理性质解释了其应用于临床成像的原因。超声是一种频率高于人耳可听声范围 ($20\,000 \text{ Hz}$) 的声波。在临床上采用 $2\sim 10 \text{ MHz}$, 高频率、短波长的超声束使操作和聚焦更容易, 并且可指向具体部位。提高频率可以获得更好的图像分辨率(见后文)。

声波与组织相互作用

声波在身体的传播或者通过受所遇到不同组织的影响。这些相互作用的结果产生了超声信号的反射、散射、折射和衰减。声波所遇到的不同组织影响了声波特性从而影响了二维图像(图 1.2)。

表 1.1 软组织的波长和频率

频率 (MHz)	波长 (mm)
1.25	1.20
2.5	0.60
5.0	0.30
7.5	0.20
10	0.15

反射

超声心动图成像依赖于传播和再次反射回探头的超声能量。声波在均质的组织中传播直到它到达有不同声特性的另一种组织。在组织界面, 声能量产生了显著的变化, 它可以反射回探头或者传播入下一组织, 方向常常偏离原来的路线。超声声束受产生界面组织的声特性及声束与界面之间的角度的影响。

组织界面; 声阻抗

组织的一个重要声特性是其传播声波的能力, 称之为声阻抗 (Z)。这一特性和物质的密度 (ρ) 以及声速 (v) 有很大关系:

$$Z = \rho \times v \quad [5]$$

从表 1.2 可以看出, 密度大的物质(比如骨和液体)可以更快地传播声波, 而气体和肺组织的声阻抗低, 声速较低。这一特性解释了为什么在一个小的演讲会堂仍需要扩音系统, 而鲸鱼在海里可以听见很远以外的声音。

当声波到达两个有相似声阻抗的组织界面时, 声束可以保持原状传播。当组织声阻抗不同时, 一定比例的声能量被反射, 剩余的继续传播。声阻抗差别越大, 反射的声能量就越多。反射可以用反射系数 (R) 计算:

$$R = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad [6]$$

界面的反射特性是影响组织显像的关键因素。当两种大界面的声阻抗差别很大时, 例如软组织与空气或骨之间, 能量大多反射回探头。这个界面成为强回声或者强信号。当声阻抗很小时, 例如软组织与软组织之间, 回声弱或者为黑色无回声。

镜面反射体和散射体

声波的反射很大程度受组织的大小和表面

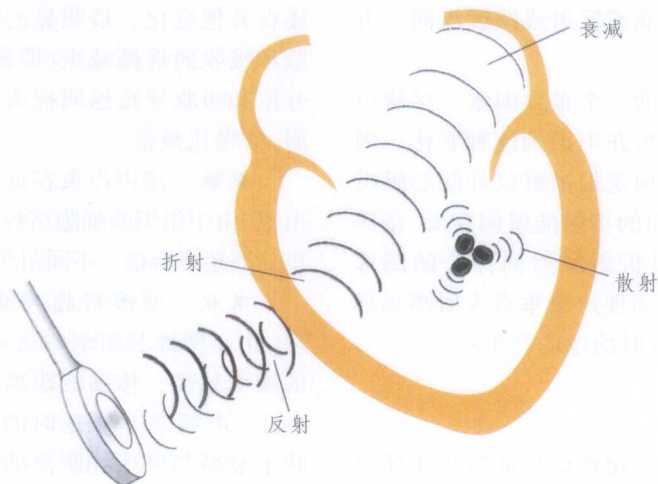


图 1.2 声波与组织的相互作用。在通过不同组织时,声能量受四个因素的影响。反射通过直接返回探头产生强回声。折射改变声束路线。当声束向深部组织传播时,衰减减小了声能量,转化为热能。从小物体例如红细胞产生的散射在各个方向分散了声能量。

的影响。两种反射(镜面反射和散射)很常见。

镜面反射 当声波遇到大的表面平滑的物体就会发生镜面反射。这种表面类似于声反射镜,可以产生强反射,反射角度相当于入射角度的相反方向。当角度等于 90° 时反射最大,也就是说超声束和物体相互垂直。当角度不等于 90° 时,反射回探头的能量会较小。由于镜面反射对成像质量对图像质量具有重要影响,超声心动图检查者调整 TEE 探头的位置从而使声束方向垂直入射感兴趣区的心脏组织。

散射 当超声声束遇到小的或者不规则形状表面时就会发生漫反射。例如红细胞这种小物体,散射朝向各个方向,因此反射回探头的能量远远少于镜面反射中的情况。这种反射是多普勒分析红细胞活动的理论基础。

两种类型的反射均有助于二维成像。尽管

最强的信号和最好的图像是通过与声束垂直的界面反射获得的,但心脏组织形态非常不规则,因此小的不规则组织的散射成为反射能量的重要组成部分。例如经食管声窗产生左室侧壁和室间隔图像。虽然心室壁与声束平行,但心肌的不规则表面可以产生镜面反射和散射从而产生图像。但当返回探头的超声总量很少时,就会造成图像质量欠佳,常产生黑斑,称作回声失落。调节探头的角度或采用不同声窗使声束方向与组织更加垂直,可以显著提高图像质量。

折射

声束的一部分没有从界面反射,而是改变方向,称为折射。折射通常产生于声速差别较大并且入射角为锐角时的两种组织间。当入射角为 90° ,或者声阻抗差别很小时,则几乎不会产

表 1.2 不同组织的声特性

组织/介质	声速 (m/s)	声阻抗 ($\text{kg}/\text{m}^2 \times 10^6$)	衰减系数 ($\text{cm}^{-1}/\text{MHz}$)	能量减半距离 ($\text{cm}/2.5 \text{ MHz}$)
空气	330	0.000 04	-	0.08
肺	600	0.26	-	0.05
脂肪	1460	1.35	0.04~0.09	-
水	1480	1.52	0.0003	380
血液	1560	1.62	0.02	15
肌肉	1600	1.7	0.25~0.35	0.6~1
骨	4080	7.80	-	0.7~0.8

生折射, 因为此时声能或反射或继续沿同一方向继续传播。

折射是产生伪像的一个重要因素。尽管声束改变了角度, 但探头并不识别这种变化。因此, 折射能可能会在预定扫描野以外的心脏组织产生界面。来自界面的折射能返回探头, 错误地示出以原角度通过折射反射回探头的图像(图 1.3)。改变角度从而使声束垂直入射感兴趣区, 可以减少折射及折射伪像的产生。

衰减

除了反射和折射, 超声信号通过均质体时

还有其他变化, 最明显的是由于发射强度被分散和吸收而逐渐减少(即衰减)。超声能量由于分散和吸收导致返回探头的能量减少, 信号减弱, 信噪比减低。

分散 超声声束在远场向更大范围离散时出现。由于组织的细胞结构是不规则的, 散射进一步分散超声能量。不同组织散射的多少也不同。

吸收 摩擦将超声能量转化为热能时出现。由于摩擦与组织的运动程度有关, 所以信号的频率越高, 传播的距离越远, 吸收越多(图 1.4)。声频率 1 MHz 时的衰减系数(dB/cm)反映了衰减与频率和距离的关系, 使不同组织声

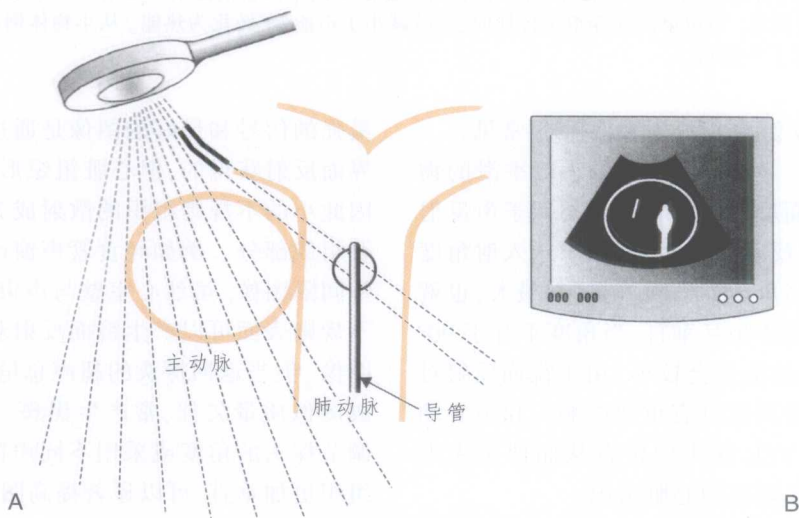


图 1.3 折射伪像。(A) 声束在遇到强反射体(肺动脉导管)时, 在近场(实线)向侧方偏转。(B) 探头不能识别折射的产生, 仍然认为声束从原路反射回来。因此, 产生肺动脉内导管出现在主动脉里的图像。

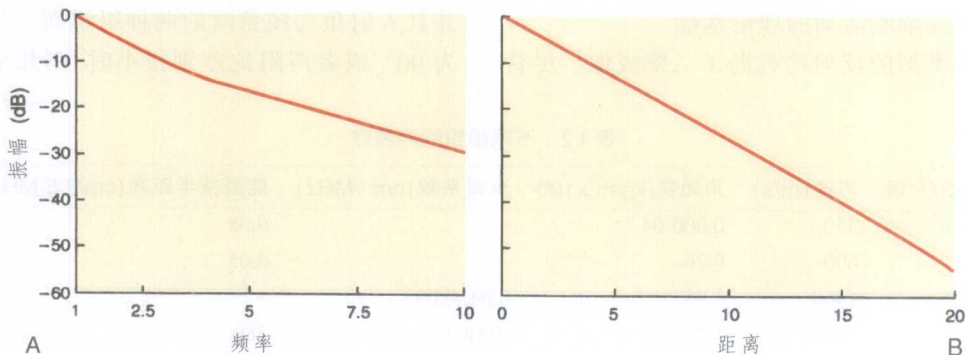


图 1.4 超声的衰减。探头的频率和传播深度与信号强度(分贝表示)见图。(A) 低频率信号衰减。(B) 1 MHz 信号通过心脏组织描记如图。信号到达远区域时, 信号减少可超过 60 dB。通过选择探头频率, 兼顾图像效果并尽量减少衰减。

衰减的程度形成对照。不同组织的超声穿透力也可以用能量减半距离表示,即超声波能量减少一半时传播的距离。不同组织的声特性如表 1.2 所示。

由于这些现象,从深部组织结构返回的声波减少。为了减少衰减对检查的不良影响,超声心动图检查者应选用低频率探头(例如,用 2.5 MHz 而不是 7.5 MHz);使声窗尽可能接近感兴趣区;避免强反射体(如人工瓣膜)的干扰。此外,可以通过调节增益增强反射较弱区域的信号。第 21 章将详细讲述如何调节。

探头设计和声束形成

探头的组成元件

超声成像系统使用的探头产生短脉冲超声,并传播入组织(图 1.5)。为了达到这一目的,多数 TEE 探头设计应用了以下元件。

1. 陶瓷压电晶体:用于超声振动产生与接收。
2. 电极:传导电能,激动压电晶体和记录回

声的电压。

3. 背衬块:快速减缓晶体的振动。
4. 绝缘体:防止不需要的驻波或无关的回波使探头振动。
5. 面板:使压电晶体与食管有良好的声接触。亦包括聚焦声束的声透镜。

以下内容详细介绍现代超声探头的工作原理以及如何传输超声波,产生超声心动图图像。

超声波的形成:压电晶体

心脏探头包括压电晶体,压电晶体含有矩阵块内的极化分子。超声波的产生基于压电效应原理。当交流电激发时,晶体矩阵内的极化粒子发生振动,从而产生超声波。相反,当超声波撞击晶体,极化粒子的振动会产生电流。因此,压电晶体可以产生并且可以接收超声波。这个过程叫做压电现象,也就是说电能转化为机械能;反之,机械能也可以转化为电能。

为了成像探头发射简短的超声波。一般来说,二维探头发射 2~4 个波长的超声波。如图 1.6 示出脉冲波的长度越短,轴向分辨率越好。因

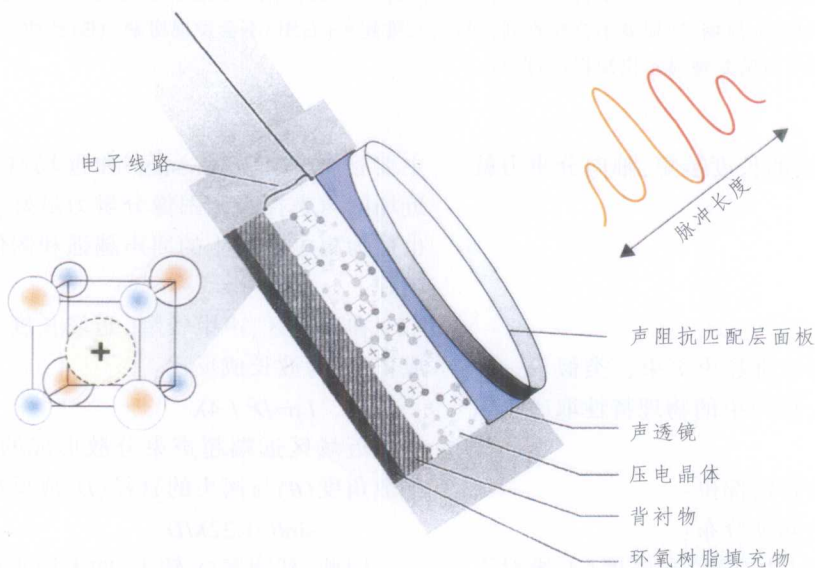


图 1.5 探头元件:产生声脉冲。电子插头产生的交流电短暂传输导致压电晶体矩阵内的带电粒子振动。背衬块缓冲晶体的振动,使脉冲长度变短;此例中,有四个波长范围。声透镜聚焦声能。面板包括食管声阻抗匹配层材料,避免不必要的反射,保证良好的声波传输。环氧树脂填充以固定探头内的元件。

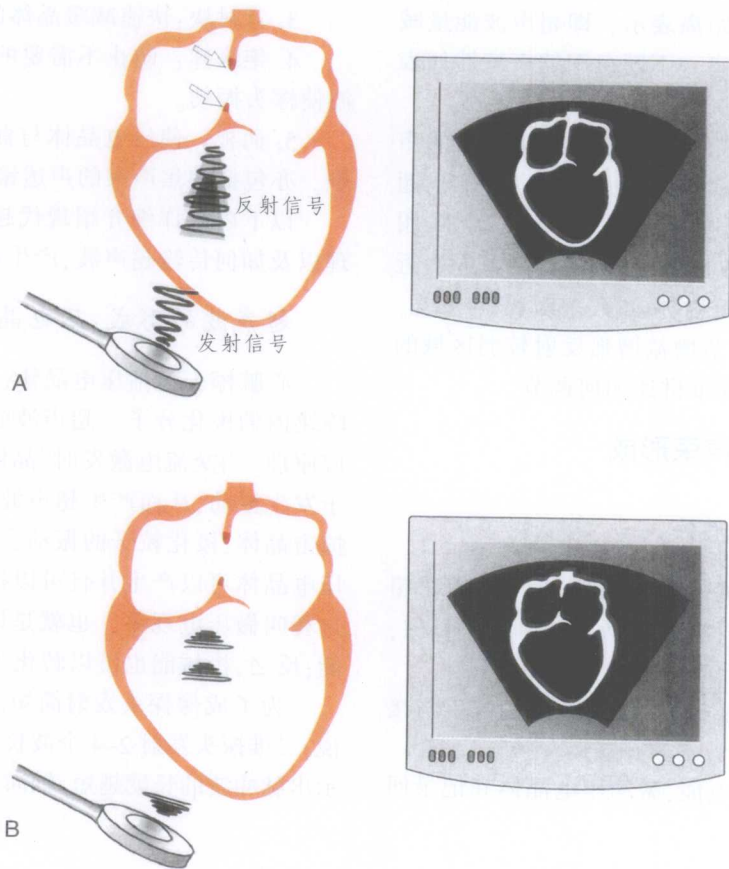


图 1.6 脉冲长度对轴向分辨力的影响。(A) 探头发射长脉冲波。由于脉冲波的长度长于房间隔缺损的长度(箭头), 房间隔缺损两端的反射就会模糊, 缺损就不会探查得到, 因此, 二维超声(右图)不会发现房缺。(B) 脉冲长度较短, 短于房间隔缺损的长度, 则可以清楚地显示出缺损(右图)。

此波长越短, 脉冲波的长度越短, 轴向分辨力就越好。

三维超声

近场和远场

超声探头发射三维超声声束, 类似于一个三维光柱(图 1.7)。该声束的物理特性取决于以下因素:

1. 检查心脏的特定部位;
2. 超声能量的强度分布;
3. 系统的侧向(边对边)和厚度(上缘对下缘)分辨力。

声束细可以提高分辨力, 提高声束反射强度, 减少伪像。一般来说, 声束呈矩形, 包括两个

主要区域: 近场(Fresnel)和远场(Fraunhofer)。近场的声束控制和图像分辨力最好, 而且声能也更为集中, 产生的回声越强和图像的分辨力越好。

在近场区, 声束较窄。近场长度与探头直径成正比, 与波长成反比:

$$L_n = D^2 / 4\lambda \quad [7]$$

近场区远端超声声束分散形成的是远场区, 分散角度(θ)与探头的直径(D)成反比:

$$\sin\theta = 1.22\lambda/D$$

因此, 高频率(λ 较小)的大探头可以产生更好的声束, 即长而窄的近场和较少的远场分散。

聚焦

聚焦能够使声束变窄, 可以通过以下三种