

支气管腔内超声

——图解指南

Endobronchial Ultrasound

An Atlas and
Practical Guide

主编 [美] 阿曼·恩斯特
[德] 菲力克斯·赫斯
主译 李 强 武 宁



天津科技翻译出版公司

支气管腔内超声 ——图解指南 Endobronchial Ultrasound

Text Atlas and
Practical Guide

Edited by
J. J. van den Broek
and
J. M. van't Hof-Grootenboer



Springer
www.springer.com

Endobronchial Ultrasound

An Atlas and Practical Guide

支气管腔内超声

——图解指南

主编 [美]阿曼·恩斯特

[德]菲力克斯·赫斯

主译 李 强 武 宁

译者 姚小鹏 张景熙 周国武 邬盛昌



天津科技翻译出版公司

著作权合同登记号:图字:02-2012-138

图书在版编目(CIP)数据

支气管腔内超声:图解指南/(美)恩斯特(Ernst,A),(德)赫斯(Herth,F.J.F.)主编;李强等译.—天津:天津科技翻译出版公司,2012.6

书名原文:Endobronchial Ultrasound:An Atlas and Practical Guide

ISBN 978-7-5433-3036-8

I. ①支… II. ①恩… ②赫… ③李… III. ①支气管疾病-超声波诊断-图谱 IV. ①R562.04-64

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2012)第 100768 号

Translation from English language edition:

Endobronchial Ultrasound: An Atlas and Practical Guide by Armin Ernst and Felix J.F. Herth(Eds.)

Copyright © 2009 Springer New York

Springer New York is a part of Springer Science+Business Media

All Rights Reserved

中文简体字版权属天津科技翻译出版公司。

授权单位:Springer-Verlag GmbH

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 8 印张 150 千字

2012 年 6 月第 1 版 2012 年 6 月第 1 次印刷

定价:88.00 元

(如发现印装问题,可与出版社调换)

编者名单

- HEINRICH D. BECKER • *Department of Interdisciplinary Endoscopy, Thoraxklinik, University of Heidelberg, D-69190 Heidelberg, Germany*
- RALF EBERHARDT • *Department of Pneumology and Critical Care Medicine, Thoraxklinik, University of Heidelberg, D-69190 Heidelberg, Germany*
- ARMIN ERNST • *Chief, Section of Interventional Pulmonology; Director, Clinical, Sponsored, and Translational Research, Interventional Pulmonology/Thoracic Surgery, Beth Israel Deaconess Medical Center; Associate Professor of Medicine, Harvard Medical School, Boston, MA 02215, USA*
- DAVID FELLER-KOPMAN • *Director, Interventional Pulmonology, Johns Hopkins University Hospital, Baltimore, MD 21205, USA*
- SIDHU P. GANGADHARAN • *Staff Surgeon, Section of Thoracic Surgery, Beth Israel Deaconess Medical Center; Instructor in Surgery, Harvard Medical School, Boston, MA 02215, USA*
- JED A. GORDEN • *Director, Interventional Pulmonology, Swedish Cancer Institute, Thoracic Surgery Clinic, Seattle, WA 98104, USA*
- FELIX J.F. HERTH • *Professor of Medicine, Chief, Department of Pneumology and Critical Care Medicine, Thoraxklinik, University of Heidelberg, D-69190 Heidelberg, Germany*
- MARK KRASNIK • *Chief Surgeon, Department of Thoracic and Cardiovascular Surgery, University of Copenhagen, Gentofte University Hospital, Copenhagen DK 2100, Denmark*
- GAETANE C. MICHAUD • *Staff Physician, Interventional Pulmonology, Beth Israel Deaconess Medical Center/Harvard University, Boston, MA 02215, USA*
- MANDEEP S. SAWHNEY • *Assistant Professor of Medicine, Division of Gastroenterology, Beth Israel Deaconess Medical Center/Harvard University, Boston, MA, 02215 USA*
- KAZUHIRO YASUFUKU • *Assistant Professor, Department of Thoracic Surgery, Graduate School of Medicine, Chiba University, Chiba 260-8670, Japan*

前 言

自从日本医生池田发明了可弯曲支气管镜以来,常规支气管镜检查术一直被局限于对支气管腔内黏膜表面的观察。然而,临床上对于气道壁及支气管旁结构(如淋巴结等)的检查有时至关重要,但我们却无法对其进行观察和评估。在常规支气管镜检查应用于临床的数十年后,随着支气管腔内超声(EBUS)在临床的应用,极大地提高了内镜医师的诊治能力,使人们可以对纵隔内的结构进行观察、评估并引导实施组织学活检。

本书的编委成员从EBUS问世伊始即从事这方面的工作,已先后指导了数百位医师开展EBUS操作,积累了丰富的经验,并对EBUS的研究与应用有较为深刻的认识。鉴于目前关于EBUS的临床指导用书还是空白,故编撰了本书。与单纯的理论讲解及文献评析不同,本书简单易学,为临床医师提供了EBUS的技术指导以及应用介绍。此外,本书中还涵盖了基本的分期原则,可以为纵隔活检及肿瘤分期提供指导。

我们由衷地希望本书能够为临床医师的诊疗工作提供帮助和指导。

菲力克斯·赫斯

阿曼·恩斯特

中文版前言

自上世纪90年代初支气管腔内超声(EBUS)技术问世以来,迄今已有20余年的历程。然而,EBUS真正引起人们广泛的关注,却是由于其被应用于肺癌的诊断和分期以后,尤其是EBUS与传统TBNA技术融合而形成的EBUS-TBNA技术,使得在外科手术之前对肺癌进行病理分期成为可能,这一技术的问世不仅大大降低了纵隔镜检查的临床需要,同时也大大减轻了对患者的创伤程度,该技术也已逐渐成为肺癌外科术前分期的金标准。

目前EBUS的成像扫描主要分为360°的“环形扫描”和“扇形扫描”两种。随着EBUS扫描探头的微型化,EBUS的检查范围已由气管及主支气管周围的纵隔和肺门区域逐渐向肺外周拓展,并且可以对肺外结节进行支气管腔内的超声扫描,在对病灶形态、性状进行观察的同时,引导对病灶的活检及治疗。与此同时,EBUS还有可能在支气管腔内的介入治疗以及肺血管病等的诊断中发挥重要作用。总之,EBUS作为一项新技术正在不断改进我们对一些呼吸系统疾病的临床诊治模式,其在临床上的应用价值不容低估。

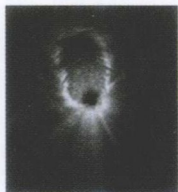
近年来,我国EBUS技术的临床普及程度不断提高,但教材的编写及人员培训方面则相对滞后。天津科技翻译出版公司所引进的《支气管腔内超声——图解指南》,是一部实用性较强的EBUS技术的临床教程。本书的两位主编,阿曼·恩斯特(Armin Ernst)和菲力克斯·赫斯(Felix J.F. Herth)均为EBUS临床应用方面的权威专家,且每一章节的作者也都是长期从事本领域临床工作的知名专家,因此,确保了本教程的编写质量。相信其中文版的问世,定会对提升我国EBUS的临床应用水平乃至整个介入肺脏病学水平起到积极的推动作用。在此,我谨代表本书的译者,向原版书的全体作者表示敬意和感谢!同时,也向为本书中文版顺利问世而付出辛勤劳动的天津科技翻译出版公司的全体编职人员表示由衷的感谢!

为了配合中国支气管病及介入肺脏病学会(Chinese Association for Bronchology and Interventional Pulmonology, CABIP)首届年会的召开,我们从接受本书的翻译任务到定稿的时间仅仅只有2个月,加之译者的水平有限,故译文中难免有不当之处,敬请读者批评、指正。

2012年5月10日

目 录

第 1 章	超声成像的物理原理	1
	David Feller-Kopman	
第 2 章	胸部解剖学	7
	Jed A. Gorden	
第 3 章	TBNA 的基本原则	15
	Gaetane C. Michaud	
第 4 章	肺癌的分期	29
	Sidhu P. Gangadharan	
第 5 章	放射状超声的技术、结构和应用	41
	Heinrich D. Becker	
第 6 章	支气管腔内超声在治疗性支气管镜中的应用	61
	Felix J.F. Herth	
第 7 章	支气管腔内超声在肺外周病变中的应用	71
	Ralf Eberhardt	
第 8 章	EBUS-TBNA 支气管镜检查术	83
	Kazuhiro Yasufuku	
第 9 章	EBUS-TBNA 和 EUS 引导下针吸活检的比较	101
	Armin Ernst , Mandeep S. Sawhney	
第 10 章	超声在治疗中的应用	107
	Mark Krasnik	
索引		115



第 1 章

超声成像的物理原理

为了帮助我们更准确地理解超声检查时显示器中所显示的图像,在此对超声成像的物理原理作简要介绍。皇家放射医师学会^[1]、美国急诊医师学会^[2]及美国外科学会^[3]公布的指南中均推荐有必要将超声的相关原理融于床旁实践中。下面将介绍这些核心原理。

1. 超声波的性质

超声是通过机械波在组织界面间进行传导和反射来产生视频和音频信号的。超声波的波长是指相邻压缩区与稀疏区的长度,单位为米,用 λ 表示。超声波的频率(f)是指一秒钟内波长的数量,用 Hz 表示(图 1.1)。人耳所及的声波频率范围为 20~20 000 Hz,而超声波的定义为频率>20 000 Hz,即 20 千赫兹(kHz)的声波。医学上常用的超声波频率为 2~20 兆赫兹(MHz)。波长与频率间有个重要的联系等式,即传播速度(c)等于波长与频率的乘积($c=f \times \lambda$)。声源决定了频率,与传播介质无关,而对于医用超声,换能器中压电晶体材料的厚度决定了其频率。这种换能器通常是由锆钛酸铅陶瓷的合成材料制成的。传播速度依赖于传播介质,正如我们在高中物理书上所学的,声波在固体中的传播速度比在液体及气体中都快。相比于声波在空气中 330 m/s 的传播速度,其在类似于人体组织等无法被压缩的介质中的传播速度大约为 1540 m/s(不同组织传播速度略有不同)。因为 $c=f \times \lambda$,所以波长与传播速度成反比。声波在组织界面上传播速度的差异导致了波长发生改变,从而决定了图像的对比度和分辨率。

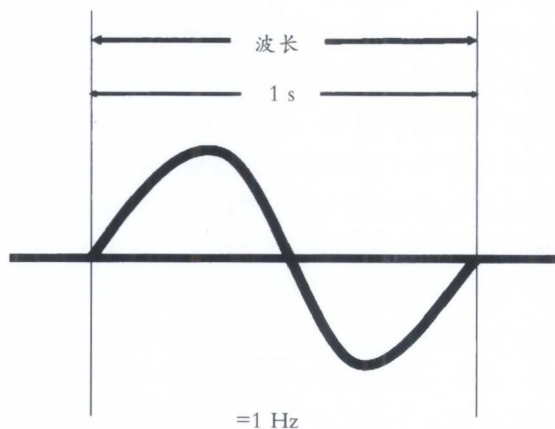


图 1.1 超声波的波长和频率。波长(λ)是相邻压缩区与稀疏区的长度(计量单位为米),频率是每秒钟的循环个数,用赫兹(Hz)表示。

功率和声强是衡量超声波“强度”的两个指标。功率是指单位时间内通过组织的能量总和(单位是瓦特)。声强是指单位面积内单位时间里通过组织的能量总和(单位是瓦特/厘米²)。大部分手持式超声设备和支气管镜超声波设备的功率是固定的。然而,更先进的治疗超声设备可以调节功率,使超声能量高强度聚集,以便有效地破坏病灶组织。对于大部分用于诊断的超声,其反射脉冲与发射脉冲绝对声强的比值比发射脉冲绝对声强更重要。因为声束能量的衰减(见下文),使得超声波的声强会出现很大的变化,所以需用相对声强来衡量其强度,单位为分贝(dB),1dB 等于 $10 \log$ (发射声强/入射声强)^[4]。

医用超声是利用脉冲反射波原理来产生图像的。换能器可以将一种能量形式转换为另

一种能量形式。压电换能器可以将电能转换为引起其头部铁电体材料震动的机械能。这些震动在组织中传播,并在具有不同声阻抗(Z)组织间的界面发生反射,然后将接收到的反射波再次转换为电信号。因此,换能器同时扮演着超声波发射器及接收器的角色,其用于传播的时间百分比,称为“占空系数”,一般 $<1\%$ ^[5]。声阻抗等于传播速度乘以组织密度(ρ)($Z=\rho \times c$)。当两层组织间的界面存在高声阻抗时,大部分超声波会被反射回换能器。而通常超声波脉冲仅有一小部分会被反射回来,大部分脉冲可以继续向前散射、折射或透射。如果两侧组织的声阻抗相同,在两者之间的界面就不会产生反射。

因为反射角等于入射角,所以发射波百分比(即反射回的声波能量)取决于声波的入射角度。此外,正如 Snell's Law 所说,声波脉冲的传播深度取决于声束在任一界面的传播速度^[6],折射角度与声波在两介质中的传播速度有关,即入射角度的 $\sin$ 值与折射角度的 $\sin$ 值的比值等于相邻两介质中传播速度之比,与折射率(n)成反比:

$$\frac{\sin\theta_1}{\sin\theta_2} = \frac{v_1}{v_2} = \frac{n_2}{n_1}$$

当超声脉冲波(或反射波)通过组织时,声束中的能量会发生衰减或逐渐消失。这是由于能量被吸收,转换为热能散失,或声束发生散射的结果。衰减的总量取决于频率和超声声束传播的介质。在软组织中,超声波能量被吸收及散射,衰减的总量与频率成正比。尽管液体不会显著吸收或散射超声波能量,但是衰减仍然存在,并与频率的平方成正比^[6]。因此,对机体深部组织进行超声成像时,需要使用低频率的换能器。然而,高频率声波有更好的轴向分辨率,即区分在声束传播方向上的两物体的能力(图 1.2A)。侧向分辨率取决于声束的宽度及换能器的聚焦区域(见下文)(图 1.2B)。轴向分辨率常在 2~4 个波长间,侧向分辨率常在 3~10 个波长间。对换能器最理想的使用是指在能达到预期深度前提下,用尽可能最高的频率(最高分辨率)对组织进行成像(图 1.3)。

超声波束不是持续平行穿透组织的,而是类似照相机般有一定的聚焦区,使得声束形状从换能器附近的圆柱形变成“转变区域”的圆锥形。此外,一些位于超声波主波边缘的低声强的声束,称为旁瓣,会影响侧向分辨率^[7]。为补偿这些损失,将超声声束进行聚集,聚焦区域可以被超声换能器上的声透镜进行机械或电动调整。将换能器与聚焦区之间的区域称为

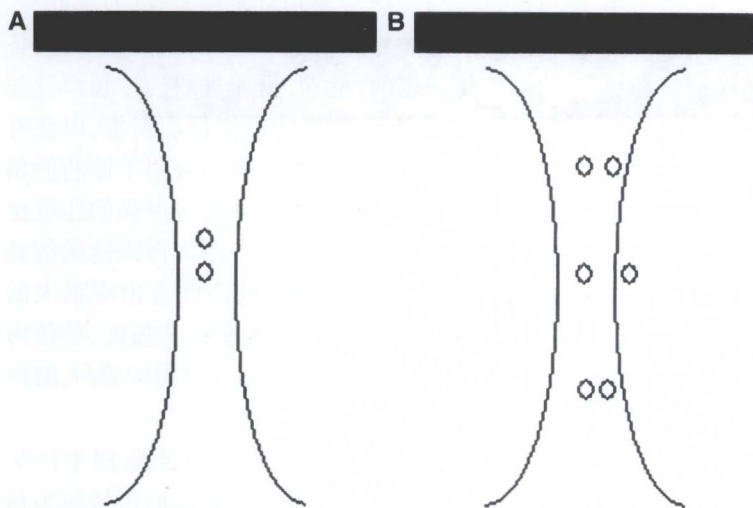


图 1.2 (A)轴向分辨率是指区分沿着声束传播方向两点的能力;这取决于超声波的频率。(B)侧向分辨率取决于声束的宽度和聚焦区域。最上和最下两点会被认为同一个点,而中间点因为其侧向位置的不同可以被区分开来。

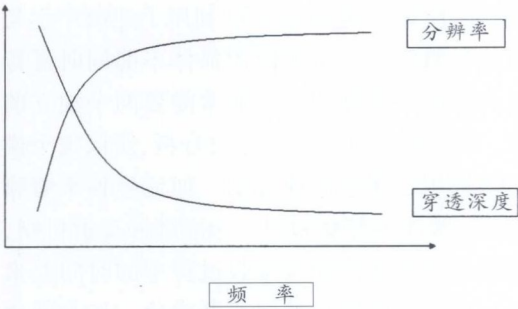


图 1.3 频率、分辨率和穿透深度之间的大致关系。

“near”或“Fresnel”区域,而将聚焦区远端的区域称为“far”或“Fraunhofer”区域^[5]。几乎所有现代超声设备的换能器都可以对从深部结构反射回来的声波进行连续变焦,从而保证声束的持续聚焦。

将反射信号图像化,就是灰度模式(B 型超

声)(图 1.4 上半部分)或动态模式(M 型超声)(图 1.4 下半部分)。M 型超声反映的是在 B 超图像上随着时间变化(X 轴)的反射波运动(γ 轴);可用于准确测量大小与距离,尤其适用于观察快速运动的结构,如心脏瓣膜。在 B 型和 M 型超声中,反射信号的振幅(用分贝衡量)决定了显示器上成像的亮度,而总量反映了靶目标的密度、性质及反射声波的角度。B 型超声图像是超声波沿着声束垂直方向进行扫描生成的,当以每秒 20~40 帧的速率生成图像时^[8],人们便可看到一幅连续的画面。

除了控制反射波的前置放大器外,操作者还能通过调整增益或接收声波的振幅,使得图像更加黑白分明。这就类似于调整收音机接收器的音量一样——将信号传给扬声器之前将其放大。唯一增加图像亮度的方法是提高换能器的输出功率或者调整增益。因为提高功率会

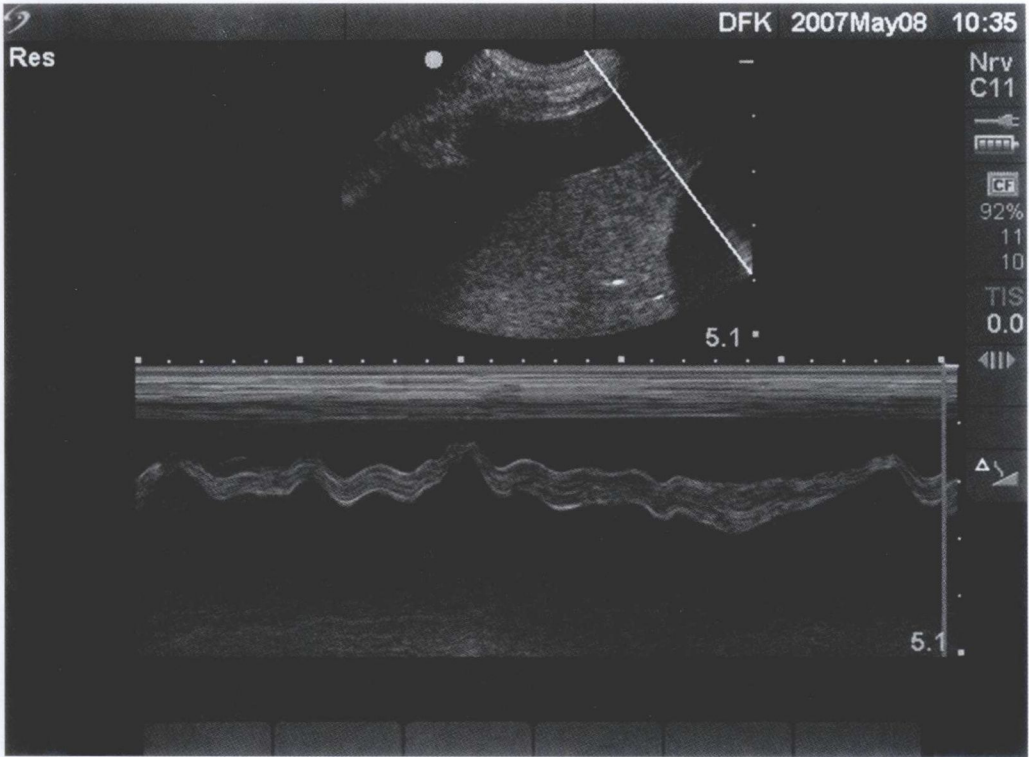


图 1.4 胸腔积液的 B 型超声(图上半部分)和 M 型超声图像。胸部超声中,头侧在显示器左侧,足侧在右侧,深部组织靠近显示器下方,而浅表组织靠近显示器上方。图示 B 超图像为低回声胸腔积液中的正常肺组织。产生“信号波”的信号,在 M 型超声中也可以被观察到,从而明确有使得肺“漂浮”的低回声区域的存在。

导致组织的损伤,所以许多设备不允许操作者调整功率,从而只能依赖调整增益。因为深部结构的反射波会出现更多的衰减,时间-增益补偿机制能对不同深度的图像进行增益调整,使各结构都呈现出相似的亮度。

回声反射性是指组织反射回声脉冲的能力。它主要取决于组织的密度及声阻抗。通常认为,肝、肾等组织为等回声组织。能将更多超声波反射回换能器的组织为高回声组织,然而像脂肪、血液及其他体液等可吸收更多超声波能量的组织称为低回声组织。B超成像灰度是指连续黑白等级的反射强度范围。骨骼可显著吸收和散射超声波能量(见下文)。因为气体会反射近99%的超声波,所以需将超声换能器贴紧组织以使声波穿透更深。这可通过在体外使用凝胶或在支气管腔内使用水囊来完成。但是,即便如此,对骨膜(骨骼的组成部分)或者充满气体的结构(如肺)进行超声成像仍较为困难。

所有频率都由相应谐波,即基础频率整数倍波所组成。例如,第二谐波是第一谐波频率(基础频率)的2倍。当超声波穿透组织时,会从正弦波波形成轻微变形成锯齿样波形,后者主要由高阶谐波组成^[8]。谐波比基础波有更高的频率,从而衰减更快。组织谐波成像(tissue harmonic imaging, THI)就是利用这些特性,将带有基础频率的表面结构产生的反射和散射最小化,从而提高侧向分辨率。

多普勒效应是指当接收器与声源出现相对运动时,声波的频率及波长会发生相应改变,它是以19世纪奥地利数学家多普勒命名的。当声源靠近接收器时,波长会被压缩。同样,当声源远离接收器时,波长会被延长。因为波长和频率成反比(速度恒定时),所以当相对速度为零时,接收器就可以区分不同频率的声源。医用超声是利用了脉冲反射机制,当超声波束正中靶目标并反射回来时,就会出现多普勒效应^[9]。

许多超声模式均利用了多普勒效应,包括连续多普勒,脉冲多普勒,彩色多普勒以及能量

多普勒超声等^[7,9]。连续多普勒利用了连续产生与感应的反射波。一个换能器晶体不能同时进行发射和接收多普勒信号,通常需要两个独立的晶体。因为信号可以进行连续分析,所以这个模式主要被用于观察高速运动,如流经狭窄瓣膜的血流。脉冲多普勒利用了标准脉冲反射机制,能够通过声波在传播及接收过程中的时间差来分析一个运动区域内的多普勒成分,称为脉冲重复频率(the pulse repetition frequency, PRF)。当这个目标区域靠近换能器时,PRF变短;反之,PRF变长。这个特性使得脉冲多普勒可以理想地观察到某一特定质点的流向及速度。因为发射与接收间存在间歇,所以需要有速度限制。当超过这个限制时,超声将会失去对血流速度和方向的准确判断。术语“失真”是指由于相对的低采样率,出现方向判断错误。

支气管腔内超声是利用彩色多普勒或能量多普勒来区分血管与淋巴结的。彩色多普勒是指利用脉冲多普勒反射产生的图像,来显示血流的速度和方向。一般认为,血流向换能器方向运动时显示为橙红色,而远离换能器时显示为蓝色。需谨记的是,初学者常将红色认为是动脉血,将蓝色认为是静脉血,但实际上颜色仅与血流相对于换能器运动方向有关。此外,如果靶目标的运动方向与超声声束相垂直,将不能产生任何多普勒改变^[6]。红细胞是产生多普勒信号的主要声源,且直径比超声声束小很多。因此,当红细胞都向一个方向层流运动时,就会看到单一的颜色信号。当以湍流运动时,会得到一个广谱的频率。彩色多普勒采用的技术很复杂,为了能够准确测量多普勒频率,有时需要一个持续更长的脉冲波,这可能会增加像素大小从而降低空间分辨率。为了克服这一缺陷,许多设备将多普勒成像建立在B超成像基础上,这需要一个合适的帧速度。通过轨迹球或者其他控制装置,多普勒窗口可以被移动到显示器上的任何位置。另一方面,能量多普勒仅与血流速度有关,而与方向无关。它的优点是对较慢血流或较小血管的分辨率比彩色多

普勒更高。显然,所有模式的多普勒图像都可以显示任何血流运动与换能器间相对运动的关系。对于气道内超声,因为正常呼吸和心脏的运动,初学者可能会将低回声的淋巴结影误认为血管影。

2. 基本设备

所有超声设备都由一个电源、一个压电换能器和一个电脑处理系统组成,它们可将接收到的反射波能量转化为视频图像。超声波换能器探头有许多种类,包括筒单一圆盘换能器、环形、线阵、扇形、相控阵和放射状探头。这些探头的不同之处在于声束的聚焦方式、声束模式和电控声束的能力。

每个换能器都可以产生一条“A线”,即沿着超声轴的一条声束或脉冲。B超图像即为声束沿着换能器扫描的A线束所产生的印记,其可以是正方形/长方形、梯形或者圆形,这取决于探头的种类。反射波的振幅决定了像素的亮度,而在显示器上的位置由所接收反射源的深度决定。除了放射状探头外,几乎所有的换能器探头都可以做标记,当操作者沿探头方向看到相关物体时,可以在显示器上做出相应标记。超声设备上有一些把手、按钮及刻度盘,以及一个新的名词术语“knobology”,其是用来形容掌握这些操作的人。熟练的电脑操作者能够将这些功能进行预设或者根据换能器种类进行自动设置。在许多小型设备上并没有控制功率和聚焦的系统,但缺乏控制增益、深度和对比度的缺陷已经被校正。大部分超声设备可以输入患者的相关数据(名字,医疗号等),并可控制深度、对比度、增益,以及提供一些基础测量(如长度)或更为复杂的测量(如孕龄、体积和心输出量)。超声设备还有存储照片及视频的能力。

3. 重要的超声伪像

对B超图像的解读有赖于对超声伪像的精

确解释,尤其是当其被用于胸部成像时。如上所述,液体不会明显衰减超声能量。因此,液体深部的组织会表现出相对超声增强,即其会比同样深度及特性的组织更亮。采用这一原理用于临床,可证实靠近增强区域附近的低回声物质实际上是液体。声影是指与增强相反的一种效应,当干扰结构强烈衰减超声波能量时就会被观察到。它常被用于描述肋骨、胆结石和许多实体瘤。需要注意的是,不是所有强反射体都会产生阴影,与超声声束宽度相似的小钙化灶可以反射和投下阴影。而比声束宽度小很多的钙化灶则不能产生阴影,只能看到高密度点。

当接收到强回声,如扫描骨骼、空气、横膈或穿刺针时,即便超声换能器侧向扫描,反射体仍可以继续产生反射波。这就产生了一条长的弯曲低回声线,叫做旁瓣伪像,其弯曲半径就是换能器与强反射体间的距离^[6]。镜面伪像也来源于超声声束遇到强反射体,如横膈,此时在与强反射体相同距离的更深处会产生一个伪像。当细微调整换能器的位置时,这个伪像就会消失^[10]。

多重伪像表现为规律间隔的明亮平行线,常见于胸部超声检查时^[11]。“A”线是可见于肋骨间的强回声水平线,其宽度相当于皮肤-胸膜间距离。“B”线或称彗尾伪像,产生于胸膜表面,并且不衰减地垂直延伸到显示器边界,可掩盖“A”线并随着呼吸运动。“E”线与“B”线类似,由皮下气肿所产生,因此,其可见于皮下^[11]。

折射声影是声束以一定倾斜角度入射到两侧不同声阻抗的界面时产生的。当声束从高传播介质(软组织)进入低传播介质(液体)时,会出现汇聚,反之,会出现发散^[10]。如果超声声束比成像的靶目标宽,那么一些声束就会与周围液体或相邻软组织发生相互作用。这种束-宽效应伪像可以在靶目标上产生假回声。

最后,虽然伪像不是真实存在的,但是操作者需要知道图像质量较差是因为贴合不充分,或者解剖结构限制,如肥胖或者外科敷料的存在等。此时,需将患者置于一个合适的体位,使

得换能器尽可能地靠近靶目标,通过多层面扫描来获得满意的图像。

4. 小结

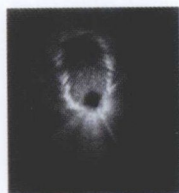
将超声的使用融于日常实践前,熟悉超声成像的物理原理是很关键的。为了得到最好的图像,我们需要将靶目标组织的位置尽可能地靠近换能器,并用可穿透到理想深度的最高频率。超声成像的“金标准”包括:“(1)不能仅凭单个图像作出解释……(2)不能因为某特征存在就表示……(3)不能因为某特征不存在就排除。”^[9]只有通过实践和反复成像,才能提高操作技巧,从而最大程度利用超声成像的优势。

David Feller-Kopman 著

邬盛昌 李强 译

参考文献

1. Board of the Faculty of Clinical Radiology TRCoR. Ultrasound Training Recommendations for Medical and Surgical Specialties. Royal College of Radiology. 2004. 11-6-2006. Ref Type: Electronic Citation.
2. American College of Emergency Physicians. Use of ultrasound imaging by emergency physicians. Ann Emerg Med 2001; 38(4): 469-470.
3. American College of Surgeons. Ultrasound Examinations by Surgeons. http://www.facs.org/fellows_info/statements/st-31.html. 1998. 3-15-0006. Ref Type: Electronic Citation.
4. Aldrich JE. Basic physics of ultrasound imaging. Crit Care Med 2007; 35(5 Suppl): S131-S137.
5. Smith RS, Fry WR. Ultrasound instrumentation. Surg Clin North Am 2004; 84(4): 953-971.
6. Kossoff G. Basic physics and imaging characteristics of ultrasound. World J Surg 2000; 24(2):134-142.
7. Lawrence JP. Physics and instrumentation of ultrasound. Crit Care Med 2007; 35(8 Suppl):S314-S322.
8. Hangiandreou NJ. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in US: B-mode US: Basic Concepts and New Technology Radiographics 2003; 23(4):1019-1033.
9. Boote EJ. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in US: Doppler US Techniques: Concepts of Blood Flow Detection and Flow Dynamics. Radiographics 2003; 23(5):1315-1327.
10. Scanlan KA. Sonographic artifacts and their origins. Am J Roentgenol 1991; 156(6): 1267-1272.
11. Lichtenstein DA, Meziere G, Lascols N et al. Ultrasound diagnosis of occult pneumothorax. Crit Care Med 2005; 33(6): 1231-1238.



第2章 胸部解剖学

1. 中央气道解剖

本章节介绍支气管树的基本解剖,包括长度和横径(图2.1)。掌握气道结构对更好地进行支气管镜操作极为重要。了解气道解剖使得支

气管镜操作者能够将影像学图像与腔内解剖结构相结合,从而确保活检及灌洗取样的准确性。除了标本采集,准确的解剖知识对于支气管镜医师与外科、肿瘤科、肿瘤放疗科医师进行交流沟通也是十分重要的。此外,合适的支气管镜下解剖标志可以避免支气管镜医师在

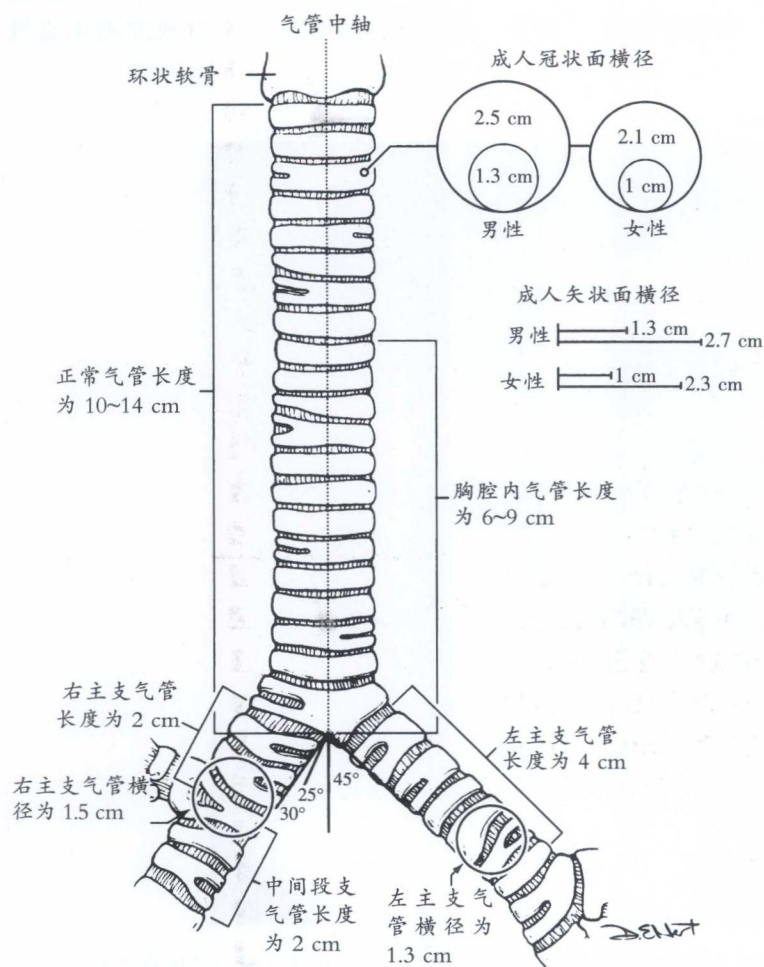


图 2.1 气管支气管树基本解剖。
(Reprinted with permission from Gordon JA, Wood DE. Rigid bronchoscopy. In: Simoff MJ, et al. (eds). Thoracic Endoscopy. Oxford: Wiley-Blackwell; 2006: 121-133.)

操作时迷失方向,使他们在多种位置,包括站在患者床头、与患者面对面或者在其他位置时均可进行支气管镜操作,从而增加了操作的灵活性。本章节的目的在于,使读者熟悉常见支气管镜下解剖标志,从而提高操作及获取样本的准确性,并利于各专业医师间的交流。

2. 上气道

支气管镜通过鼻腔及口腔均可进入中央气道,这两种途径都有其各自的解剖结构,均可作为通往下方中央气道的通道。

支气管镜可以通过任一侧鼻孔进入。鼻腔途径包括外鼻、鼻腔及鼻咽。鼻腔内侧壁即为鼻中隔,外侧壁为鼻甲,而下壁的硬腭将鼻腔与口腔相隔离^[1]。当通过支气管镜看到喉部时,可见到的最明显结构是会厌。当操作者站

于床头行支气管镜检查时,呈弯曲活瓣样的结构即为会厌,位于图像的前上方并向上突起,图像后方为咽部(图 2.2)。支气管镜向前推进,在会厌下方可见喉部其他结构。食管前最下方的结构是以小角软骨和楔状结节为界的杓间切迹。中间连接前方会厌及后方杓间切迹的是声襞(真声带)和前庭襞(假声带)。当声带开放时,可见到气管上段(图 2.3);当声带向中线合并时,拉伸假声带使之闭合(图 2.4)。

喉部是支气管镜检查的重要部位。任何一侧的声带活动受限,均可提示喉返神经损伤或者下方纵隔中有隐匿肿瘤。

3. 气管

气管起于环状软骨下方相当于第 6、7 颈椎水平,远端于第 5 胸椎水平分成左右主支气



图 2.2 患者取仰卧位时,操作者站于患者床头获得的支气管镜下图像。中央最明显的结构是会厌。

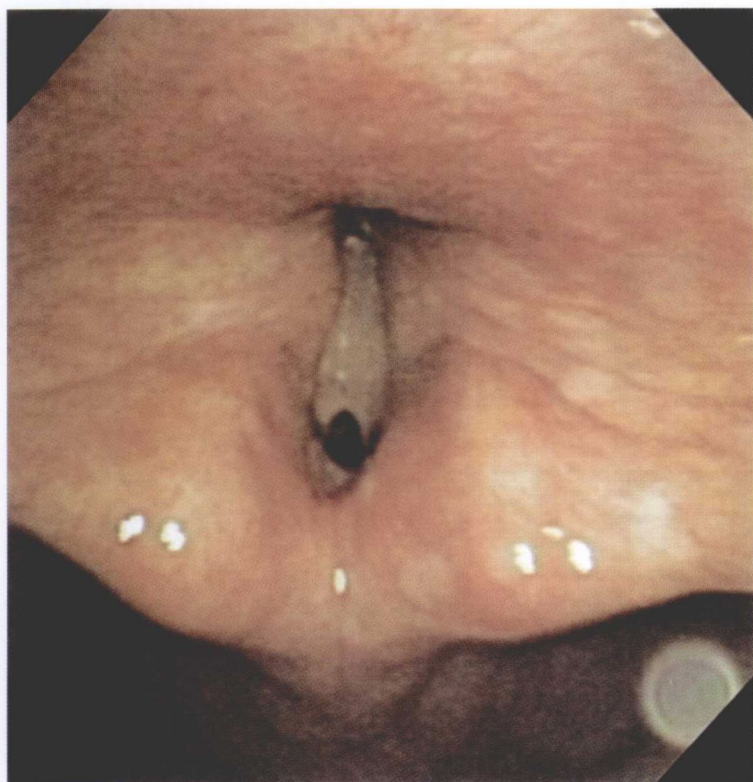


图 2.3 患者取仰卧位时, 操作者站于患者床头获得的支气管镜下图像。声带内收时喉部图像。左右真声带合并时的中央带, 12 点方向为会厌基底部。



图 2.4 患者取仰卧位时, 操作者站于患者床头获得的支气管镜下图像。声带外展时的喉部图像, 其下可见近端气管。