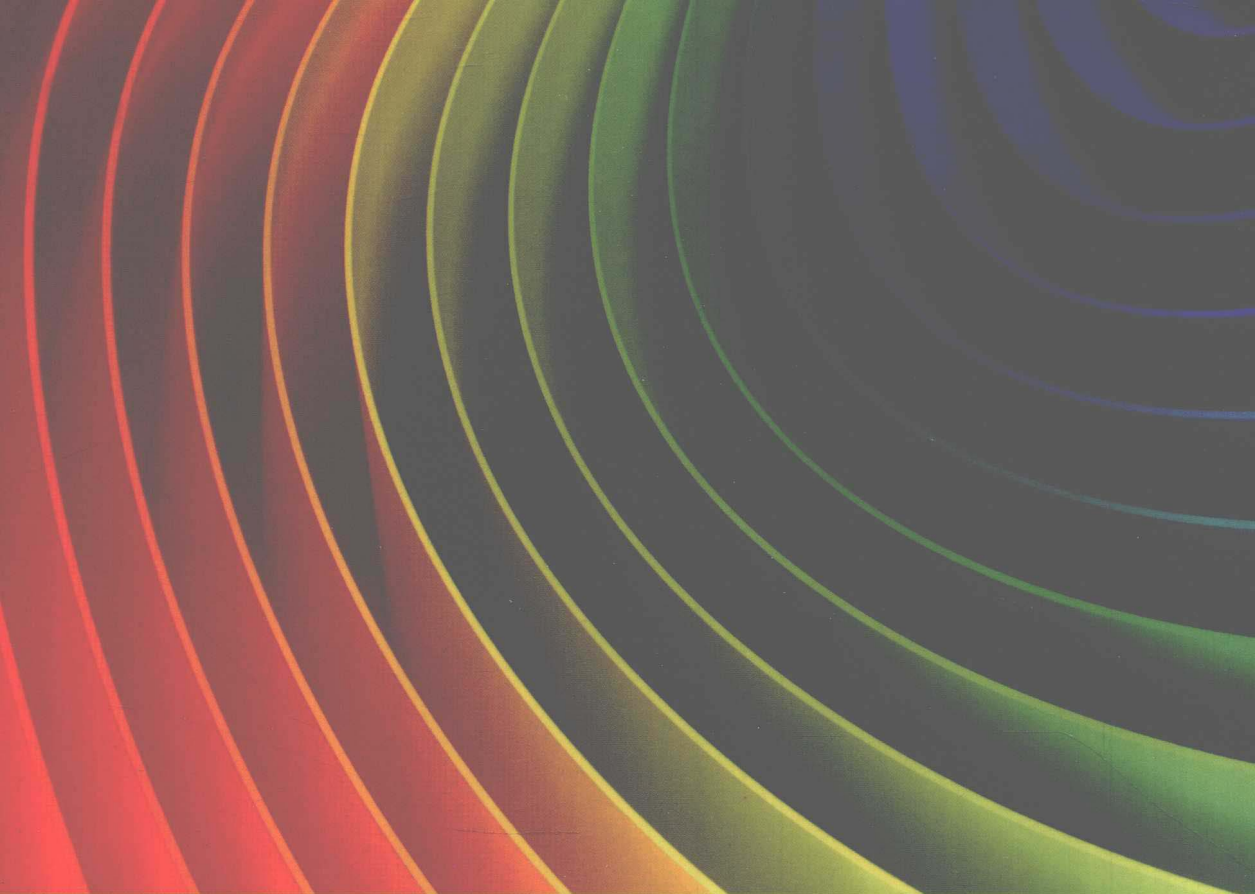




Manual of Neurosonology

神经超声指南

主编 László Csiba
Claudio Baracchini

主译 邢英琦

主审 杨 弋

神经超声指南

Manual of Neurosonology

主 编 László Csiba
Claudio Baracchini

主 译 邢英琦

主 审 杨 弋

副主译 韩 珂 王丽娟

人民卫生出版社

Manual of Neurosonology(978-1107659155) by László Csiba, Claudio Baracchini, first published by Cambridge University Press 2016

All rights reserved.

This simplified Chinese edition for the People's Republic of China is published by arrangement with the Press Syndicate of the University of Cambridge, Cambridge, United Kingdom.

© Cambridge University Press & People's Medical Publishing House 2018

This book is in copyright. No reproduction of any part may take place without the written permission of Cambridge University Press and People's Medical Publishing House.

This edition is for sale in the People's Republic of China Mainland (excluding Hong Kong SAR, Macau SAR and Taiwan Province) only.

此版本仅限在中华人民共和国大陆地区(不包括香港、澳门特别行政区及台湾地区)销售。

图书在版编目(CIP)数据

神经超声指南/(匈)拉斯洛·奇鲍主编;邢英琦译.—北京:人民卫生出版社,2018
ISBN 978-7-117-26520-1

I. ①神… II. ①拉…②邢… III. ①神经系统疾病-超声波诊断-指南
IV. ①R741.04-62

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2018)第 082176 号

人卫智网	www.ipmph.com	医学教育、学术、考试、健康, 购书智慧智能综合服务平台
人卫官网	www.pmph.com	人卫官方资讯发布平台

版权所有,侵权必究!

图字:01-2018-0676

神经超声指南

主 译:邢英琦

出版发行:人民卫生出版社(中继线 010-59780011)

地 址:北京市朝阳区潘家园南里 19 号

邮 编:100021

E-mail: pmph@pmph.com

购书热线:010-59787592 010-59787584 010-65264830

印 刷:三河市潮河印业有限公司

经 销:新华书店

开 本:787×1092 1/16 印张:21 字数:498 千字

版 次:2018 年 5 月第 1 版 2018 年 5 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号:ISBN 978-7-117-26520-1/R·26521

定 价:148.00 元

打击盗版举报电话:010-59787491 E-mail: WQ@pmph.com

(凡属印装质量问题请与本社市场营销中心联系退换)

译者名录

主 译 邢英琦 吉林大学白求恩第一医院

主 审 杨 弋 吉林大学白求恩第一医院

副主译 韩 珂 王丽娟

译 者 (以姓氏笔画为序)

丁希艳 北华大学附属医院

于 晓 吉林大学中日联谊医院

马虹印 吉林大学白求恩第一医院

王 媛 山东省立医院

王丽娟 吉林大学白求恩第一医院

王筱毅 深圳市德力凯医疗设备股份有限公司

王慧琴 吉林大学白求恩第一医院

刘 影 吉林大学白求恩第一医院

刘宋云 潍坊医学院附属医院

刘继双 吉林大学白求恩第一医院

安立渐 吉林省电力医院

许 平 吉林大学第二医院

李雅杰 吉林市中心医院

宋 歌 吉林大学白求恩第一医院

张 洁 吉林大学白求恩第一医院

陈 盈 吉林大学白求恩第一医院

陈丽敏 吉林大学白求恩第一医院

苟显娜 四川大学华西医院

林 攀 福建省龙岩市第二医院

周杨杨 吉林大学白求恩第一医院

郑海宁 北京大学国际医院

房亚兰 山西医科大学第一医院

荣春书 长春中医药大学附属医院

胡鸣一 中山大学附属第七医院

柳 琳 山东中医药大学附属医院

姜晓晗 吉林大学白求恩第一医院

娄 喆 中国医科大学附属第一医院

徐桂兴 中山大学附属第一医院

郭 蓉 辽宁省人民医院

韩 珂 中山大学附属第七医院

鲁艺花 延边第二人民医院

游 咏 南华大学附属第一医院

前言

超声是一种安全可靠且价廉的成像技术，在脑血管病的评估中有着不可替代的作用。由于其时间分辨率高和成像立体，超声可以显示颅内、外动脉及大脑的结构，为脑血管病的诊断提供了独特的视角。因此，与传统的计算机断层扫描、磁共振和血管造影方法相比，超声有其独特的诊断视角和重要的优势。

颈动脉超声通过监测颈动脉不稳定斑块的形态变化，能够发现早期无症状的动脉粥样硬化的演变过程。超声能直观显示动脉和静脉的血流特征、脑灌注、血管壁结构和血栓形成。超声还可以明确诊断和监测来源于不稳定的动脉硬化斑块的栓子，或者有创性心血管检查和手术过程中脱落的栓子。

脑血管超声在随访中也占有重要的一席之地。不论是流行病学还是干预性的研究，脑血管超声已经成为前瞻性随机临床试验中不可替代的部分。对于护理（包括脑卒中的预防）及急性脑卒中治疗（包括超声溶栓、介入和外科治疗）技术的发展和检查流程的标准化，超声也做出了重要的贡献。

本书由欧洲神经超声及脑血流学会（ESNCH）编写，编者是来自于世界各国的经验丰富的专家，主要供脑血管病医生及超声医生学习，用于评估及治疗脑血管病。除此之外，眼部超声、脑实质成像和周围神经超声在诊疗中的作用也日益增强。

本书是一本关于神经超声原理、实践及未来发展的全面而权威的著作，可以作为临床医生和临床神经科学家了解神经超声的重要的参考书。

David Russell

欧洲神经超声及脑血流学会创会会长

序

长久以来，我一直希望有一本书，不仅专注于超声技术本身，更应该从“超声能为临床工作解决什么问题”的角度去阐述，有理有据，娓娓道来，有思考、有探索。这样就可以做到，既可以供神经内外科临床医生学习，又可以供超声操作医生学习。临床医生通过这样一本书，可开阔视野，知道如何利用超声、超声对临床工作以及临床研究有什么帮助。超声医生通过这样一本书，可以全面接触国际上神经超声的发展前沿，学习技术的操作要点，了解还有哪些不足。

此书正是这样一本书。从最初看到书名，拿到这本书并翻看目录时，我就感觉被深深地吸引。详细翻看书的内容之后，更是感觉受益匪浅，爱不释手，欣喜地希望与大家分享此书。

这本《神经超声指南》不仅包括日常工作中最基本也是最重要的操作规范，如 TCD、TCCS、颈动脉超声和椎动脉超声的检查方案，也介绍了国内已经开展应用的项目，包括微栓子监测、右向左分流、脑血流自动调节、脑血管反应性、脑实质超声，并且还描述了国内开展比较少的领域，包括颈动脉壁成像、内皮功能检测、颅内外静脉超声、神经-眼超声以及神经系统疾病的神经超声，相信读者阅读后，会和我一样感到受益匪浅。

此外，为了方便读者理解，在此对本书中“彩超”名词的翻译进行说明。双功成像（duplex image）将灰阶超声显像与脉冲多普勒超声功能相结合，可称为双功超声（duplex sonography）。彩色多普勒成像（color Doppler flow imaging）基于脉冲多普勒技术，彩色编码速度信息，将彩色血流图叠加在二维灰阶图上，也可以称为彩色编码双功超声（color-coded duplex sonography）。原著中作者仍然习惯性地使用“双功超声”、“彩色编码双功超声”等名字，可以理解为当前临床常用的“彩超”，但为了尊重原著，尽量做到翻译的原汁原味，我们按照原作者的用词进行了翻译。

为了保证此书的翻译质量，我们在组建译者团队的时候，选择的译者均是从事神经超声临床工作，并在自己擅长领域有一定研究成绩的一线医生，并进行了严格的审阅工作，尽力保证了本书的翻译质量。

受资历、经验、水平的限制，本书难免有缺点与不足之处，请前辈和同行们多指教与批评指正。

邢英琦

2018年3月 于长春

目 录

第1章 超声原理	1	第11章 颅内外侧支通路	168
第2章 颈动脉超声	15	第12章 急性缺血性脑卒中	172
2A 颈动脉检查方案	15	第13章 颅脑灌注成像	184
2B 椎动脉检查方案	23	第14章 超声溶栓	195
第3章 颈动脉壁成像	34	第15章 微栓子信号检测	200
第4章 内皮功能检测	48	第16章 右向左分流的检测	213
第5章 颈动脉粥样硬化性疾病	58	第17章 脑血流自动调节	222
5A 颈动脉超声成像	58	第18章 血管运动反应性	236
5B 颈动脉超声造影及易损斑块	65	第19章 功能 TCD	247
5C 颈动脉狭窄程度分级	80	第20章 应用 TCD 对重症监护者进行 神经功能监测	267
第6章 椎动脉粥样硬化性疾病	88	第21章 脑循环停止	271
第7章 颈动脉夹层	101	第22章 颅内静脉超声	278
第8章 颈部血管炎	113	第23章 颈静脉超声	288
第9章 经颅超声	120	第24章 脑实质成像	298
9A TCCS 方案	120	第25章 神经-眼部超声	311
9B TCCS 颅内动脉检测方案	131	第26章 神经超声	318
9C TCD 规范化操作	142		
第10章 颅内动脉狭窄或闭塞	156		

声波是在介质中传播的具有幅度、频率和波长特性的机械纵向压力波（图 1.1）。人耳能听到的声波频率在 20~20 000Hz 之间。高于 20 000Hz 的声波称为超声，人耳听不到。

1880 年，居里兄弟通过对石英的研究描述了压电效应。某些晶状体（例如：石英、陶瓷和锆钛酸铅）在机械压力下其表面会产生电压的改变，反之，电脉冲作用在这些特殊材料上会导致震动^[1]。超声探头包含多个压电晶状体，随着快速变化的电场而震动产生超声。发送一串超声短脉冲进入人体组织，部分声波反射回到探头（回波），由压电晶状体转换为电信号^[2]。因而，超声探头有双重功能：发射（发出）并接收超声。脉冲波（PW）多普勒模式，发射超声波后，同一晶状体切换到接收模式去检测反射波，同一晶状体用于发射和接收超声波。然而在连续波（CW）多普勒模式，发射和接收晶状体是分开的，一个晶状体连续发射，同时另一个晶状体连续接收超声信号（图 1.2）。

超声的速度

超声在组织中的传播速度取决于该组织

的压缩系数和密度。介质的分子距离越近，声波的传播速度越快。除了空气（ $c = 330$ 米/秒）和骨头（ $c = 3500$ 米/秒），声波在不同生物组织中的传播速度很接近（ $c = 1450 \sim 1570$ 米/秒），因而在生物体中常用 1540 米/秒的平均值来用于运算。声波在骨头中的传播速度相当快，故在声波穿透很厚的骨头时，会引起注意。为了计算探头与被探测目标的距离，我们必须知道超声传播的速度和发射、接收超声脉冲的时间间隔（图 1.3）。

声阻抗

物体的介质密度和超声在介质中的速度决定了物质的一个内在特性，叫声阻抗^[4]。不同组织相邻界面的超声反射强度与界面两边组织声阻抗的差异成正比。水和大多数软组织（血液、脂肪、肌肉）的声阻抗相近，不过，空气声阻抗很低而骨头的声阻抗很高（物质密度越大声阻抗越大）。空气的声阻抗相对于皮肤的低很多，使得几乎所有的能量都从皮肤和空气交界面上反射回来。这是不能在空气中成像的原因，也是必须使用耦合剂来排除探头和皮肤之间的空气的原因^[5]。

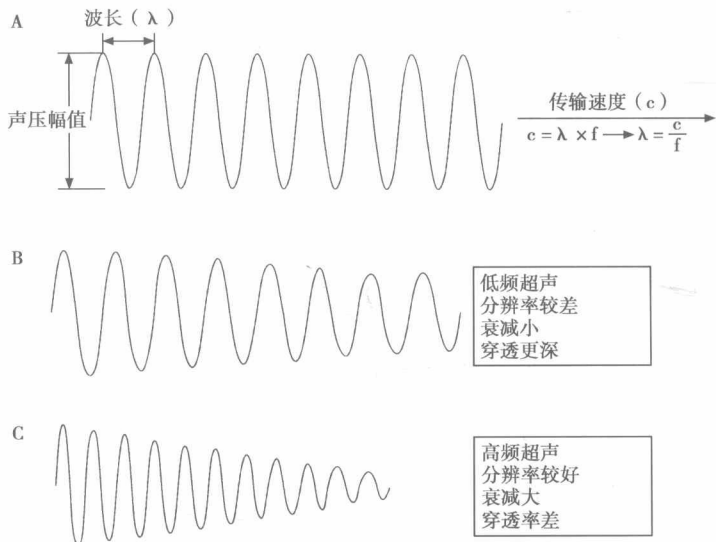


图 1.1 超声的幅度、频率和波长 (A)；幅度是压力变化的振幅，与超声的能量相关，以 dB 来计量。频率是一秒内波形重复的次数 ($1/s = 1\text{Hz}$)。波长是波在一个周期内的传播距离。下一个等式描述了在介质中超声的频率 (f)、波长 (λ) 和速度 (c) 的关系： $c = \lambda \times f \rightarrow \lambda = c/f$ 。根据这个等式，5MHz (5 000 000 Hz) 的超声波在软组织中传播，软组织中的声速是 1540m/s，超声波的波长为： $\lambda = 1540\text{m}/(\text{s} \cdot 5\text{MHz}) = 0.000308\text{m} = 308\mu\text{m}$ ，超声在介质中传播，幅度会衰减但频率保持恒定 (B, C)。虽然高频超声分辨率更好，但其在介质中的强度衰减比低频超声的更快 (B, C)，因而穿透深度低

声界面的超声特性

超声进入人体会穿越不同的组织。声波传到更深的组织（传输），反射回到探头（反射），散射，或部分吸收并转化为热量（图 1.4）。当然，反射波（回波）最重要，因为这些回波提供图像信息。超声波在声界面的性能取决于超声波长和目标的相对大小^[3,5,6]。

当超声波到达一个大目标时，部分声波继续传输到更深的组织，剩余的部分从不同声特性的组织界面反射回来（图 1.4A, B）。反射和传输的声波比例取决于声界面两侧物质的声阻抗。两侧的声阻抗差异越大，反射回来的超声波越多。穿过组织界面的声波会稍微改变方向（折射），折射的程度取决于声界面两边声速的差异。

差异越大，折射越明显（图 1.4B）。由于声速在骨头中的传输速度远大于在软组织中的速度，在软组织/骨头的交界界面就要考虑折射（如经颅检查）。折射是导致组织超声图像定位误差的一个重要原因，而且也会带来多重伪影。

如果超声脉冲遇到的目标体积小于超声的波长（如血液中的红细胞），或者反射体的表面粗糙不规则，就会发生散射（图 1.4C）。这种情况下，声波从不同角度反射回来。虽然散射会导致图像声能的大量损失，但一些入射角度不同的声波也会返回探头。这意味着散射导致回波相对减弱，但是对超声波束角度的依赖性也相对降低。因为大多数生物组织都充满了小的散射结构，散射使得血流和人体器官的实质能够呈现出来。

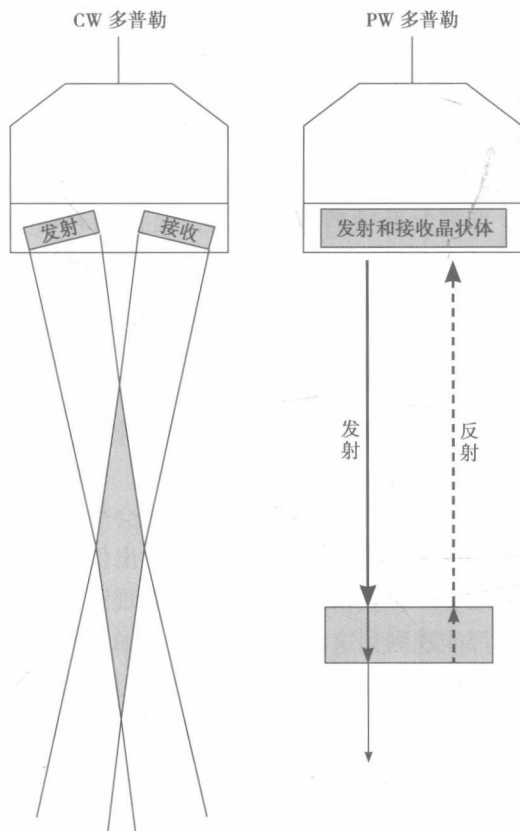
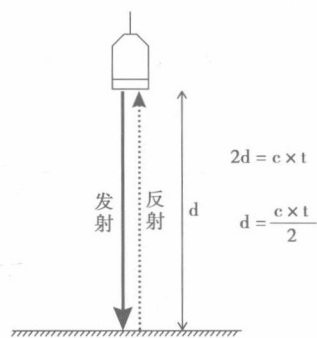


图 1.2 连续波 (CW) 和脉冲波 (PW) 多普勒。CW 模式, 发射和接收晶状体是不同的 (发射晶状体只发射超声波, 接收晶状体只检测回波); PW 模式, 同一个晶状体发射和接收超声波。CW 多普勒检测超声波束上的每个目标点, PW 多普勒能区分特定深度的信号 (图 1.6)



如果:
 $c=1540\text{m/s}$, 时延 $=52\text{ms}$ ($=0.000052\text{s}$)
 $\rightarrow d=1540\text{m/s} \times 0.000052\text{s} / 2 = 0.04\text{m}(4\text{cm})$

图 1.3 知道了超声传播的速度 c 和超声脉冲发射和接收的时间间隔 t , 就能计算出探头和靶点间的距离 d : $2d=t \times c \rightarrow d=t \times c/2$ 。注意超声要抵达靶点, 回波要返回探头, 因此距离必须考虑两次

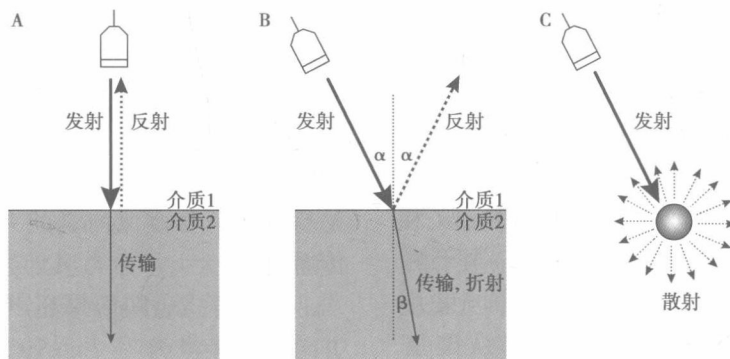


图 1.4 声界面的超声表现: 反射 (A, B), 透射 (A, B), 折射 (B) 和散射 (C)。当入射超声脉冲抵达一个声阻抗不同的较大平坦的组织交界面时, 明显会有大量声能会被反射回去。这种反射叫镜样或镜面反射。如果发射超声波是垂直于界面 (A), 反射波会回到波源 (探头); 然而, 如果发射波和反射平面的角度不是 90° 度时, 反射波回不到探头, 因为反射波会有一个与入射波同样的反射角 (B)。这是与发射超声波束不垂直的较大平面图像难以获取的原因

超声的衰减

超声在人体组织中传输时其能量会逐步降低。能量衰减的原因部分来源于声波的反射和散射，但大多数情况下，衰减的主要原因是超声的机械能转换为热能（吸收）。声能的衰减取决于几个主要因素：超声波的频率、传播路径长度和介质的衰减系数。

衰减系数，表述为通过 1cm 距离时，超声的压力幅度以 dB 表示减少的值，随组织的不同而不同。在生物组织中，骨头的衰减系数最高，这就是为什么检测骨头结构后面很困难的原因。因为声能随路径的长度衰减，而高频超声比低频超声的能量衰减更大（图 1.1B, C），衰减导致深部区域的图像变差，特别是采用高频超声时。

为了增强深部即衰减较大区域的图像，可以采用时间增益补偿。时间增益补偿通过增加深部组织区域的增益来选择性放大衰减波。

虽然高频超声能获得更好的分辨率，但在短距离内就会有明显的衰减，从而限制了有效穿透深度。实际操作中深部组织采用衰减小些的低频超声来取图，低频的扫描深度更大（图 1.1B）。

轴向和侧向分辨率

轴向分辨率指区分在超声波束方向相邻两个点的能力，侧向分辨率指区分垂直于超声波束方向的相邻两个反射体的能力。因为波长短能有更好的轴向分辨率，故为了获得更好的图像建议使用高频。至于侧向分辨率，应该注意到发射的超声波束并不是线状，超声波束是中间窄，从聚焦（近场）到发散（远场）。聚焦到发散区域中间的最狭窄处称为焦点，这也是侧向分辨率最好的地方。通过增大探头表面积可以改善侧向分辨率，同时通过动态电子聚

焦和多超声波束可以形成多个聚焦点^[7]。

临床上，总是希望有最佳的分辨率和更大的穿透深度。然而，由于超声的物理特性，这两个需求无法同时满足。好的轴向分辨率需要采用高频超声，大的穿透深度需要低频超声。因而，最佳的超声频率是用尽量好的分辨率来呈现所关注的区域。

多普勒超声

1842 年，奥地利数学和物理学教授 Christian Andreas Doppler 描述，在地球的某一固定位置观察星星时，星星会呈现不同的颜色，提出星星的运动导致发出信号频率的改变^[8]。任何波形当波源相对观测者运动时都能观测到这种频率的改变。如果波源远离观测者，频率变低；然而，当超声波源与观测者靠近时，频率会变得比发射频率高（图 1.5A, B）。这个现象以 Christian Doppler 的名字命名为多普勒（Doppler）效应。

发射和接收频率的差异（频偏或多普勒频移）直接与波源相对观测者的运动速度成正比。根据多普勒效应，运动的红细胞改变了超声的频率。既然频移（发射和接收到的超声信号的频率差）与移动的红细胞速度成正比，临床上就可以采用多普勒效应来测量血流速度。频移 df 和血流速度 v 可以通过以下公式计算：

$$df = 2 \times f(t) \times v \times \cos\theta / c \rightarrow v = df \times c / 2 \times f(t) \times v \times \cos\theta$$

df 是频移， $f(t)$ 是超声发射频率， v 是靶点的流速， θ （多普勒角，或入射角）是超声波束与血流向量的夹角， c 是超声传播速度。

这个等式表明如果超声波垂直于血流方向，频移将为零（ $\cos 90^\circ = 0$ ），因而此时测量不到流速。为了较好地测量流速，超声束和血流方向的角度应该小于 60° 。因为大于 60° 后， $\cos\theta$ 的变化很快，微小的角度误差就会导致测量值明显的偏差^[9]。

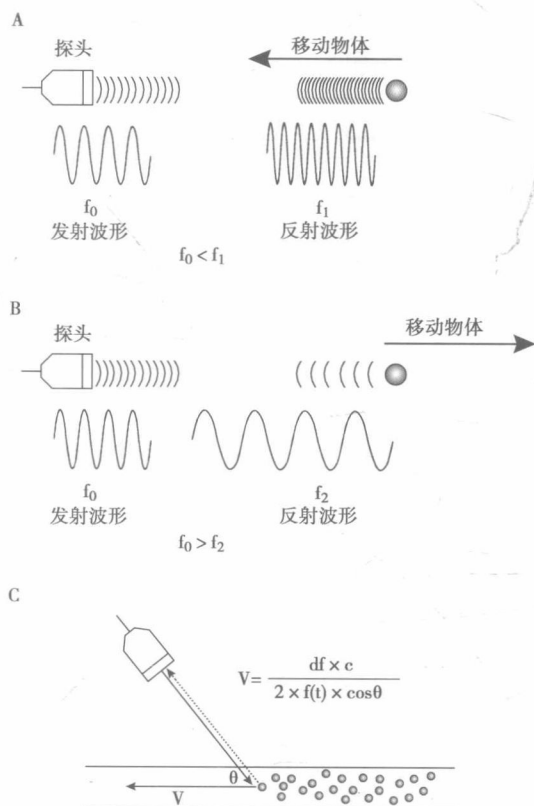


图 1.5 多普勒效应。朝向声源运动的物体，超声回波信号的频率增高 (A)；离开声源运动的物体，超声回波信号的频率降低 (B)；根据多普勒效应，血流速度 v 能根据已知或测量到的频移 df 、超声发射频率 $f(t)$ 、超声传播速度 c 和超声波束与血流运动方向的夹角 θ 计算获得

基于时间门控的脉冲波多普勒模式 (Pulsed Wave Doppler, PW)

如前所述，在脉冲波模式，一个陶瓷晶片既发射又接收超声信号。发射超声脉冲后，陶瓷晶片切换到接收模式探测回波信号。然而，接收器是在受控的一段时间延迟后打开，只持续特定时间。因为发射和接收信号的时间间隔决定了探测深度，接收的持续时间决定了采样容积，回波的时间-门控就能调节预定反射位置的深度和

采样容积^[9]。

脉冲重复频率、探测深度和流速的关系

超声波通常是由包含同样频率的两三个周期波形成的脉冲产生。每秒发射的脉冲波数量叫脉冲重复频率 (pulse repetition frequency, PRF)。因为超声波必须到达我们感兴趣的靶点，回波要在下一个脉冲发出之前返回探头，故 PRF 的值不能增加高过某一特定值 (图 1.6A)。容易理解的是在同样的采样容积时，最大的 PRF 随着深度的不同而不同，因为信号从更深组织返回的时间更长，需要的时间延迟也更大。

在 PW 模式，不仅是 PRF 有限制，而且能探测的最大血流速度也是有限度的。由奈奎斯特极限 (Nyquist limit) 可以理解这个限度。根据多普勒方程，高流速对应大的频移，该频移基本上是个声波，可以用正弦波表示。要探测正弦波的频率，在一个周期内至少需要测量两次。这意味着血流速度及频移 (df) 越高，对应于超声系统 PRF 的采样频率也要增大到至少是频移的两倍才能测出正确的值。

$$PRF \geq 2 \times df \rightarrow PRF/2 \geq df \text{ (奈奎斯特极限)}$$

如前所述，PRF 受限只是在 PW 模式，因为要等到回波信号返回后才能发射下一个脉冲波。故与血流速度成正比的频移如果大于最大 PRF 的一半 (奈奎斯特频率)，就不能有效测量到该频移而出现混叠。此时，血流的速度和方向不能正确显示，超出奈奎斯特极限的频谱显示在不跨越基线的反方向。

检测更深的组织与最大 PRF 即奈奎斯特极限相关，也使得出现混叠位差的可能性增加^[10]。混叠可以通过降低深度 (如可能)、降低基线和降低 PRF (PRF 对应超声设备的标尺) 来控制。

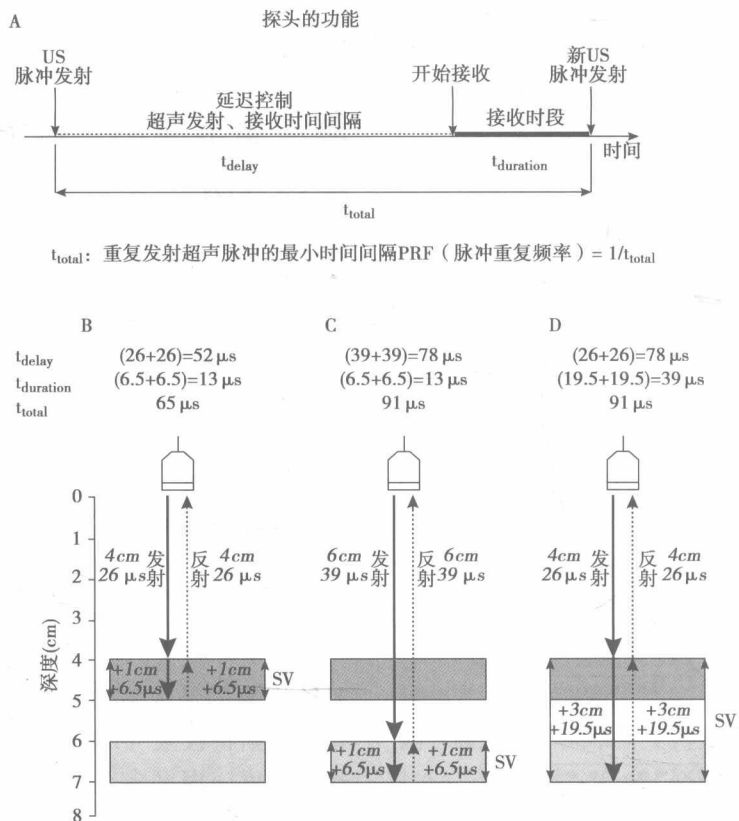


图 1.6 基于时间门控的 PW 多普勒模式。在 PW 模式，时间门控 (A) 是指发射超声 (US) 脉冲后，晶状体的接收功能只在控制的延迟时间 (t_{delay}) 后打开，并且有特定长的持续时间 (t_{duration})。由于需要信号在发射下一个超声脉冲前返回，最大脉冲发射速率 (脉冲重复频率，PRF) 与超声波抵达特定深度并返回到探头的时间 (t_{total}) 负相关 (A)；用超声在软组织中的传播速度 ($c = 1540\text{m/s}$) 和发射超声到接收回波的时间间隔，就能算出来回波抵达的深度。已知超声在软组织中每传输 1cm (0.01m) 的距离需要 6.5 μs ($0.01\text{m}/(1540\text{m} \cdot \text{s}) = 0.0000065\text{s} = 6.5\mu\text{s}$)。如果探测的采样容积在更深的区域，压电陶瓷晶状体接收回波会有更大的时间延迟 (t_{delay}) (B, C)。如果采样容积 (SV) 调大，接收回波的持续时间 (t_{duration}) 也增加 (B, D)

连续波多普勒 (Continuous Wave Doppler, CW)

连续波多普勒 (Continuous Wave Doppler, CW 多普勒) 采用一个含两个晶片的探头：一个连续发射超声信号，另一个连续接收反射和散射信号。因为 PRF 没有限制 (下一个超声脉冲可以在回波到来前发射)，因而

CW 模式不受奈奎斯特极限的影响，可以检测高速血流而没有混叠伪差。然而，这种方式的主要不足是没有时间门控技术，CW 多普勒不能进行超声波束方向的深度定位，采样容积也不能调控。所以，CW 多普勒会探测超声波束上所有血流细胞的速度。由于 CW 多普勒不能区分目标的深

度位置,这种方式现在很少使用。

超声图像

如今的现代医疗超声设备采用脉冲波方式,亦即发射一个超声短脉冲后,探头切换到接收模式,采集从组织来的回波和散射波。如果已知声速和发射脉冲、接收的回波的间隔时间,就能确定产生回波的靶点位置(图1.3)。

超声图像有不同的模式(图1.7)。

A超(幅度模式)是最简单的一种。A型超声模式,探头发射超声脉冲后即刻切换到接收模式去探测不同组织界面的回波。回波幅度在屏幕上按时间轴(x轴)以连线展开。回波越强,在y轴上每点的幅度越高。根据超声在组织中的传播速度,不同点的时间差代表了超声传输的不同距离。A型超声的主要功能是测量不同生物样本中的体积、距离等值。

二维灰阶(亮度模式)是最常用的超声图像。在二维灰阶图像中,回波强度作为一个亮点而不是连线来呈现。每个点的灰阶明亮程度代表回波的强度。当然,从组织深部靶点的回波比浅表靶点回波所需时间更长,代表离探头表面更远。因而不同灰阶点的位置与靶点深度相关,每个点的亮度与回波强度相关(图1.7A)。通过顺序激活不同超声发射阵元,获得多条扫描线,组合在一起就形成二维图像(一帧)。因为超声在生物组织中的传播速度很快,图像处理也很迅速,使得每秒钟可以多次扫描目标区域并绘制相应图像。1秒内生成多幅图像(多帧)产生成为连续图像的感觉(如可以看见心跳和颈动脉搏动)。帧频,即每秒更新图像的次数,决定了系统可能到达的时间分辨率,对评估运动界面很重要。对缓慢运动的组织,帧频还不重要,但对捕捉心脏和血流的运动是

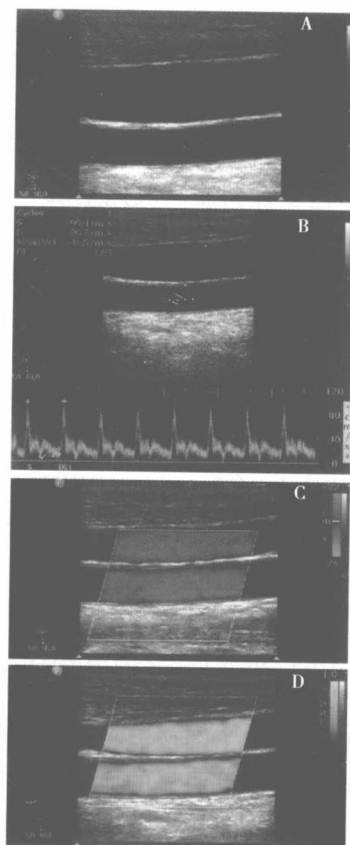


图1.7 超声图像的不同模式。二维灰阶模式(A);双功模式(B);彩色多普勒血流成像(C)和能量多普勒成像(D)的图示。注意二维灰阶图像(A)显示探测区域的解剖形态,双功模式加入了二维灰阶图像上某一感兴趣区域的血流速度测量。在彩色多普勒血流图(C;图中红色为颈动脉,蓝色为静脉)显示了与探头相关的血流方向。然而,在多普勒能量图中没有血流方向信息(D;两条血管都用同样颜色显示)

极其重要的。帧频受深度、彩色取样框大小和低PRF的限制^[4,11]。

双功成像源于二维灰阶图像和PW多普勒血流速度测量的组合。二维灰阶图像提供了血管的解剖位置,显示出放置多普勒采样容积的目标区域和血流速度的测量位置(图1.7B)。假定血流与血管的方向

平行，多普勒角度可以测量得到，就可以使用探测角度的余弦值来校正频移值。

彩色多普勒血流成像模式是基于PW多普勒技术，测量每个采样容积内的平均频移。彩色多普勒血流成像呈现彩色编码速度信息，将彩色血流图叠加在二维灰阶图像上（图1.7C）。在每个彩色取样框中，彩色反映了半定量的血流速度，同时显示了相对探头的血流方向。朝向和离开探头的血流方向用不同的颜色显示（红色和蓝色），另外，高速血流用明亮的色调，低速血流用深沉的色调。彩色血流图能显示血管的位置和走向，同时显示出血流紊乱和狭窄。

因为彩色血流图是基于PW技术的血流速度测量，如果频移大于PRF的一半就会产生混叠。低PRF和高流速，特别是在较深区域，增加了图像混叠的可能性，这从彩色血流图像里明显的血流反转可以鉴别出来：某一方向最大速度的彩色转为反方向最大速度的颜色而没有跨越基线（图1.8）^[7]。

能量多普勒模式使用多普勒回波信号的强度而不是频移。信号能量（强度）作为彩色图谱叠加在二维灰阶图像上。因为多普勒能量主要由运动红细胞的总量而不是速度决定，能量多普勒图像没有混叠而且探测血流更加敏感，特别对低流速区域^[3]。

组织谐波成像基于超声在组织中传输产生的谐波信号。传统的超声成像，当用某一频率来探测组织时，大部分的超声回波是这个基准频率—发射频率。然而，基准频率倍数的谐波，会随超声在组织中传播时产生。由于谐波的幅度很低，会被很大幅度的基波掩盖。因而要构建谐波图像时，必须滤掉回波中的基波成分，只使用谐波。谐波成像相对于传统超声回波成像的主要优势在于伪差减少。这是由于大多

数超声伪像的干扰来源于小幅度波，其谐波很小或者没有。组织谐波成像其他的好处是有更好的对比分辨率、更好的侧向分辨率、低噪声和更佳的信噪比^[12]。

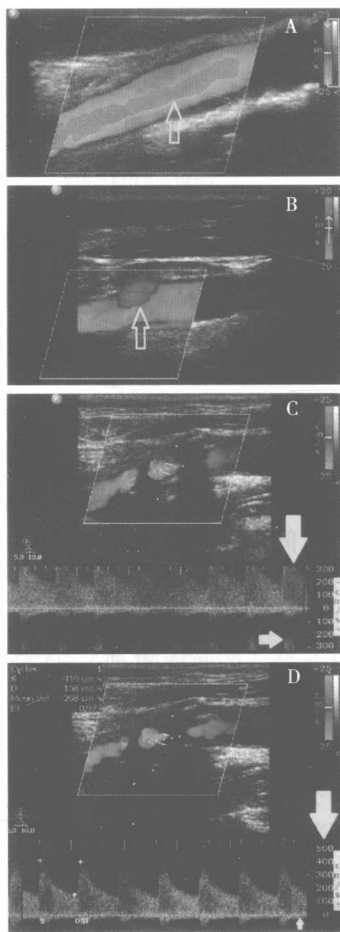


图1.8 混叠现象。注意，在颈总动脉（CCA）的中心红橙色反转蓝绿色而没有跨越色标零基线（A）。这种彩色混叠现象，显示明显的反向血流，是由于设置的脉冲重复频率低（设置彩色标尺小），导致不能正确测量到CCA中间的高流速值。因为靠近血管壁的流速较低，故该区域不会测量到混叠；在下一张图（B），在颈内动脉起始端区域由于有涡流存在，可以看到真正的反向血流。颜色从红到蓝的转换并越过色标零基线，表示有真实的血流方向改变；图像（C）里显示的频谱混叠，即这例子中的伪像，可以通过适当设置标尺（PRF）和基线来避免（D）

超声造影剂

血管内的超声造影剂原先是为了改善传统的超声图像而设计的。然而在过去十余年里，其在治疗方面的应用，已经比其在诊断领域的应用更重要^[13]。

微泡特性

超声造影剂可以分为微泡型和非微泡型造影剂（图 1.9）^[13]。

微泡由气核和外层的液态壳组成，这层壳能防止气体泄漏和气泡聚合（图 1.9A）。气核可以是空气，也可以包含氟化碳、六氟化硫或氮气。因为重气体较少溶于水，含重气体微泡的半衰期比含空气的长很多^[14]。微泡壳常由白蛋白、半乳糖、磷脂或聚合物等组成^[15]。

微泡的对比效应取决于气体和其包围组织的声阻抗差异。因为气体的密度

比血液的少几个数量级，微泡和血液的接触面会产生巨大的回波。造影剂可增强超声反射信号，用于将弱信号增大到可检测的水平^[16]，改善对血流的检测和血管的鉴别。

因为造影剂通常是注射到静脉内，用于动脉检测的微泡要先通过肺循环。这就限定了微泡的体积和特性，因为大于 $5\sim 8\mu\text{m}$ 的微泡或不稳定的微泡会被肺过滤掉，微泡大小通常是 $1\sim 8\mu\text{m}$ ，在正常生理条件下会在血管内循环而不会流出去。它们的代谢性和流动性都不强，故不会对受体带来大的反应，也不会影响血流。微泡几分钟内就会被单核-吞噬细胞系统（RES）清除掉（商用微泡的采图时间是 $2\sim 10$ 分钟），因此只有通过注射泵连续注射才能获得造影剂的持续增强，延长提高信号强度的有效诊断时间^[13]。

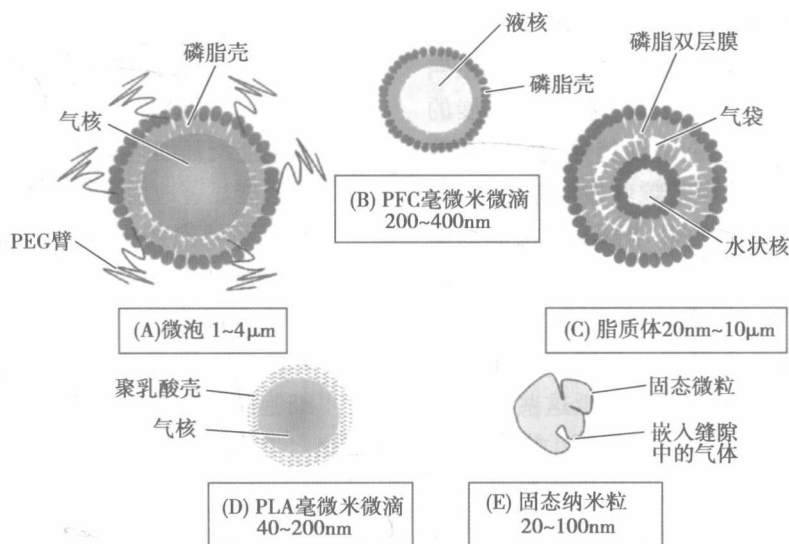


图 1.9 不同类型的超声造影剂。(A) 表面为聚乙二醇（PEG）的气-液浮剂聚合物，可防止聚集。微泡具有高强回声，是分子超声取图最常用的造影剂；(B) 全氟化碳乳剂（PFC）微滴是液-液乳剂，在声能的作用下可以汽化为强回声的气态微泡；(C) 脂质体为磷脂双层结构，可以包裹用于超声取图的气泡；(D) 纳米泡是气-液乳剂，能在靶点变成回声微泡；(E) 固态纳米粒是不规则的固体物质，气体可以嵌入其空隙或缝隙中增强回声^[13]。

声空化

在讨论微泡在不同声场里的特性前，先要简单介绍下声空化现象。声空化是快速变化的声压在液体中形成的气泡。超声具有正负压力波，易在低压区域形成空洞。空化通常分为两类。稳定的空化是指液体中的气泡在声场作用下大小的变化，惯性空化是指液体中的气泡快速破裂，产生冲击波。虽然超声单独也能产生空化，但微泡显著地降低了产生空化的阈值^[17,18]。

声场中微泡的特性

微泡是可压缩的，在超声波压力周期下，微泡体积会震荡，即微泡体积会在压缩期减小，在舒张期扩展。这种震荡产生强回声，形成对比增强^[19-21]。

声压幅度（P）和超声信号频率平方根相除的商为机械指数（Mechanical index, MI），微泡随 MI 值而表现不同。

- MI 非常低时，微泡以发射超声相同的频率做线性或正弦振荡（收缩和扩展的速度相似），因而背向散射信号的频率会等于或非常接近于超声基频（发射频率）。

- 声压增大导致 MI 增高，微泡震荡的频率不再是正弦，而与超声波的压力变化呈非线性关系（压缩比扩展更快）。微泡的非线性震荡产生谐波，其频率是发射超声波频率倍数或次倍数。由于这些谐波与超声从组织来的反射波不相同，谐波成分使得能从组织噪声中区分出微泡信号，使超声系统能检测谐波频率。

- 进一步增加声压导致微泡的震荡不稳定。这种情况下，发射超声波和微泡震荡难于区分，微泡经历几个不稳定、不规则的扩展和压缩周期后，就破灭了。

- 当使用超声高能量短脉冲时，微泡会瞬间分裂破碎，导致微泡立即破坏。微泡的破坏与发射强信号相关。加大声压、

降低超声频率、压缩不动微泡的直径增加了微泡破坏的可能^[18,20,24]。

总之，由低到中 MI 值的超声脉冲使微泡震荡呈线性或非线性，不会导致微泡破坏。这种条件下，微泡震荡频率与发射的超声脉冲一致，产生稳定的空化。然而更高的声压，会使微泡震荡变得不稳定，最终微泡破灭（惯性空化），产生冲击波和喷流。在高能量水平能看到类似过程，超声能量进一步加强，导致微泡的立即破坏^[18,20,24]。

微泡对血管渗透性的生物效应

微泡在声场下的物理改变，会对相邻的内皮细胞和血管壁产生强大的机械压力，增强大分子细胞循环的血管渗透性。通过超声能量可以控制微泡生物效应发生的时间和空间。通过不同的机制可以解释血管渗透性的增强。

- 高声压下，惯性空化伴随微泡破坏，微泡破裂带来的冲击波和喷射流体带来瞬间（20~30 秒）的细胞膜渗透^[26]。（高强度超声单独也能增强细胞膜渗透性，然而在高声压下微泡能显著地增强这种效应^[18]）。

- 震荡微泡的体积变化（稳定空化）增加了细胞缝隙连接的距离，因为微泡的扩展导致血管壁的扩张。

- 微泡空化带来的细胞膜机械扰动改变了细胞膜的电位，促进了循环大分子的细胞内噬作用。

非微泡造影剂

其他类型的超声造影材料是非微泡造影剂^[26]。这些造影材料有：

- 氟化碳乳剂微滴（液-液乳剂，液态氟化碳被包裹在磷脂层中）；

- 脂质回声体（含水核的磷脂双分子层）；

- 纳米气泡（含可生物降解聚合物的