

冠状动脉 血管内超声的 临床应用与实践

主编 周玉杰 William K. Hau
赵迎新 霍 勇



人民卫生出版社
PEOPLE'S MEDICAL PUBLISHING HOUSE

冠状动脉血管内超声的 临床应用与实践

主 编 周玉杰 William K. Hau 赵迎新 霍勇

副主编 李治安 钱 杰

编 者 (以汉语拼音为序)

卜聪亚	曹 政	陈 艺	成万钧	傅向华
高 霏	葛海龙	郭永和	胡 宾	霍 勇
贾德安	李国忠	李艳芳	李月平	李云芝
李治安	梁 静	刘宇扬	马涵英	聂 斌
聂绍平	聂晓敏	钱 杰	钱菊英	史冬梅
王建龙	王志坚	William K. Hau	吴小凡	
谢 英	闫振娴	杨丽霞	杨 清	杨士伟
杨 娅	于 淼	张琳琳	张维君	赵迎新
周玉杰	周志明			

人 民 卫 生 出 版 社

图书在版编目(CIP)数据

冠状动脉血管内超声的临床应用与实践/周玉杰等
主编. —北京:人民卫生出版社,2008. 10

ISBN 978-7-117-10551-4

I. 冠… II. 周… III. 冠状血管-动脉疾病-超
声波诊断 IV. R543.304

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2008)第 133600 号

冠状动脉血管内超声的临床应用与实践

主 编:周玉杰 William K. Hau 赵迎新 霍勇

出版发行:人民卫生出版社(中继线 010-67616688)

地 址:北京市丰台区方庄芳群园 3 区 3 号楼

邮 编:100078

网 址:<http://www.pmph.com>

E-mail: pmph@pmph.com

购书热线:010-67605754 010-65264830

印 刷:北京人卫印刷厂

经 销:新华书店

开 本:787×1092 1/16 印张:8.25

字 数:196 千字

版 次:2008 年 10 月第 1 版 2008 年 10 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号:ISBN 978-7-117-10551-4/R·10552

定 价:50.00 元

版权所有,侵权必究,打击盗版举报电话:010-87613394

(凡属印装质量问题请与本社销售部联系退换)



前 言

这是一本介入医生写给介入医生的书，书中内容更侧重于实用性，力求能够有助于临床医师缩短学习曲线、克服学习困难，在最短时间内掌握血管内超声的基本知识及理论，且能快速应用于临床实践。

血管内超声显像技术已经从一种专业研究技术转变成为冠状动脉介入医生的必备手段。长期以来，作为诊断冠脉疾病“金标准”的冠状动脉造影反应的是血管管腔内的情况，而血管内超声显像技术则可通过对血管横截面上管壁和管腔的定量和定性分析，使介入医生能够对冠状动脉病变做出更全面和准确的评价，并指导介入治疗。

本书以血管内超声显像技术的基本知识为主，包括血管内超声的基本测量技术、对冠状动脉病变的诊断作用、在冠状动脉病变介入治疗中的应用、冠状动脉生理功能评价及虚拟组织学五个部分，同时对有关血管内超声显像技术的最新进展做了适当介绍。本书中绝大部分图片是我们从临床收集的典型资料，可以提高临床医生快速理解、快速掌握及快速使用的能力。本书图文并茂，深入浅出，既有理论，又很实用，把血管内超声的独特之处呈现给读者，真诚地希望本书能为指导及拓展血管内超声显像技术的实践起到有力的推动作用。

由于本书编写时间仓促，文中难免有偏颇乃至错漏之处，诚请广大读者惠予指正、不吝赐教。

编 者

2008 年 7 月

目 录

第一章 血管内超声的基本测量技术·····	1
第一节 血管内超声的基本概念与基本原理·····	1
第二节 血管内超声仪器·····	3
第三节 血管内超声基本技术·····	7
第四节 影响血管内超声图像质量的因素·····	9
第五节 血管内超声伪像 ·····	10
第六节 正常冠状动脉的超声结构 ·····	13
第七节 血管内超声的测量 ·····	15
第二章 血管内超声对冠状动脉病变的诊断作用 ·····	29
第一节 不同斑块形态的 IVUS 表现 ·····	29
第二节 特殊冠状动脉病变的 IVUS 影像学表现 ·····	44
第三节 IVUS 在冠状动脉临界病变中的应用价值 ·····	64
第三章 IVUS 在冠状动脉病变介入治疗中的应用 ·····	77
第一节 IVUS 在冠状动脉介入治疗中的应用价值 ·····	77
第二节 IVUS 在支架内再狭窄病变中的应用 ·····	82
第三节 IVUS 在左主干病变冠状动脉介入治疗中的应用 ·····	87
第四节 IVUS 在其他冠状动脉病变中的临床应用 ·····	93
第四章 冠状动脉生理功能评价 ·····	98
第一节 多普勒技术评价冠状动脉生理功能 ·····	98
第二节 血流储备分数·····	100
第五章 虚拟组织学·····	111
第一节 虚拟组织学的原理与操作方法·····	111
第二节 虚拟组织学的临床应用·····	113
第三节 虚拟组织学的问题及发展方向·····	120
英中文对照表·····	124

第一章

血管内超声的基本测量技术

第一节 血管内超声的基本概念与基本原理

一、概 述

正常人耳可以听到的声波频率范围为 $16 \sim 20\,000$ 赫兹 (Hertz, Hz), 高于 $20\,000\text{Hz}$ 的声波无法听到, 称为超声 (ultrasound)^[1]。医用超声的频率通常为 $1 \sim 100$ 兆赫兹 (MHz)。

1880 年, Curie 兄弟 (Pierre Curie 和 Jacques Curie)^[2] 通过实验发现, 某些晶体如石英在不同方向的机械力 (如加压和拉伸) 作用下, 表面将会出现符号相反的电荷, 这种现象被称为压电效应 (piezoelectric effect) 或正压电效应 (direct piezoelectric effect), 通过正压电效应可以将机械能转化为电能 (图 1-1)。能够产生压电效应的晶体称为压电晶体 (piezoelectric crystal)。次年, Lippmann^[3] 通过数学公式推算出了逆压电效应 (converse piezoelectric effect), 即压电晶体在交变电场的作用下可以产生振动, 将电能转化为机械能。Curie 兄弟^[4] 再次通过实验证实了逆压电效应。压电效应及压电晶体的发现为超声的应用奠定了现实基础。在交变电场的作用下, 含有压电晶体的超声换

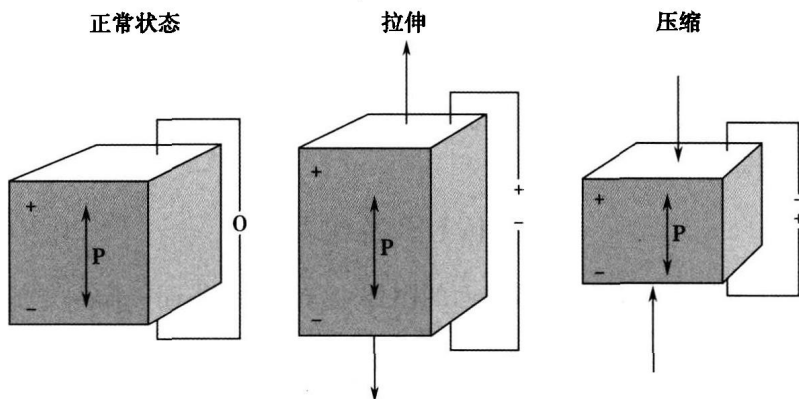


图 1-1 压电效应示意图

对某些非对称结晶材料进行一定方向的加压或拉伸时其表面将会出现符号相反的电荷

能器 (ultrasound transducer) 通过逆压电效应将电能转变为声能, 发射超声波信号; 而超声波遇到不同介质的界面时发生反射, 反射波的压力变化使压电晶体两端的电极发生正负电位交替, 将声能转变为电能, 接收超声波信号, 经过处理而以灰阶 (gray scale) 图像的形式呈现出来。1937 年 Dussik 兄弟^[5]将超声用于诊断脑肿瘤, 这是超声在医学领域应用的开始。但直至 20 世纪 70 年代, 超声医学才真正成为一门成熟的科学。血管内超声 (intravascular ultrasound, IVUS) 作为医学超声的一个分支, 是利用超声原理探测血管内、血管壁及其周围组织的结构, 指导疾病诊断和治疗的有创性断层显像技术^[6~8]。1971 年, Bom^[9]发明了 32 晶体、3.2mm 直径的电子相控阵型超声换能器, 该换能器与 9F 导管相结合可以提供实时的心脏切面图像。IVUS 技术的广泛应用是在 20 世纪 80 年代末^[10]。随着超声显像和介入性心脏技术的迅猛发展, 冠状动脉造影 (coronary angiography, CAG) 已不能满足临床需要, 这也大大推动了 IVUS 显像技术的发展和普及。

二、IVUS 的基本原理^[6,7,11~13]

IVUS 导管顶端带有微型化的压电晶体超声换能器, 即探头 (probe), 当受到交变电场激发时快速振动发出超声波。超声波在超声介质中呈束状传播, 当遇到具有不同声阻抗 (acoustic impedance) 的两种介质的界面时它会产生散射 (scattering) 和反射 (reflection), 反射的超声波碰击压电晶体时产生电信号, 传递到图像处理系统。

根据超声波在探头与界面之间的往返时间和在介质中的传播速度可以计算出探头与反射界面的距离。由于组织的性质不同, 对超声的吸收和反射不同, 因此可以根据接收到的超声信号的强弱以不同灰阶的形式显示出来, 据此判断病变的性质和程度, 这是 IVUS 二维超声显像的基本原理。由于单一的换能器发出的超声呈扇形, 因此需要多个环形排列的换能器才能进行 360° 的图像成像; 此外, 利用旋转换能器或旋转导管顶端的反射镜 (图 1-2), 也能获得全方位的图像。

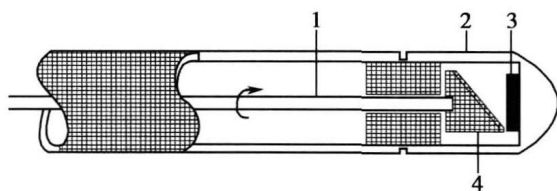


图 1-2 旋转导管顶端的反射镜

1. 旋转杆; 2. 声窗; 3. 压电晶体换能器; 4. 反射镜

血管内超声多普勒检查则是利用多普勒原理计算超声波回声的频率变化 (即频移) 来探测移动物体如血流的速度^[14]。

三、IVUS 显像模式

标准二维超声呈现的是血管横切面的图像 (cross-sectional image), 这是临床最常采用的显示模式, 但无法显示病变的长度和分布。通过血管重建技术进行血管长轴切面显像 (longitudinal-mode image, L-模式) 弥补了这一不足 (图 1-3), 但 L-模式只能显示一个长轴切面, 不能显示具体的病变影像; 而且, 随着心脏收缩与舒张, 血管直径发生变化, 导致特征性的伪像——锯齿现象 (saw-tooth appearance), 采用心电图触发技术在同—个心脏周期采集图像, 则可以避免此类现象^[15]。在此基础上发展起

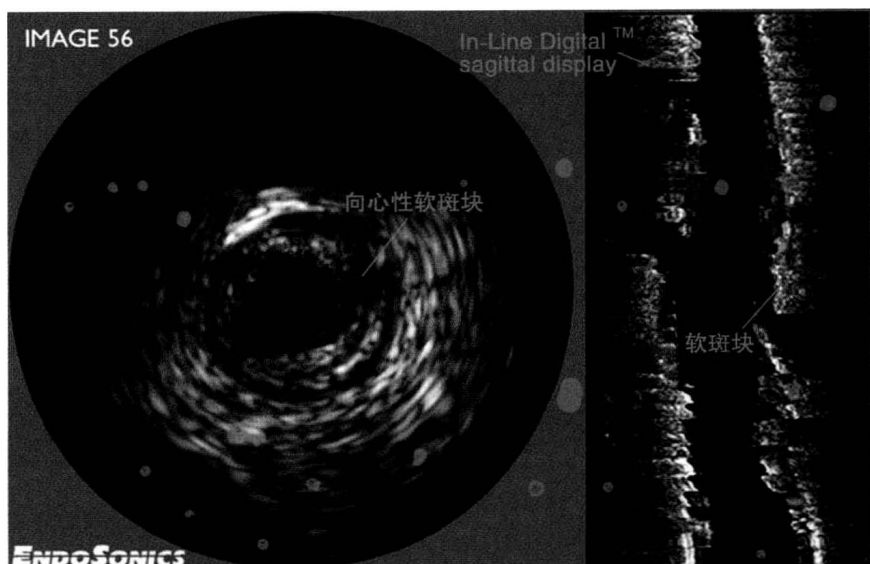


图 1-3 IVUS 显像横切面与长轴切面
左侧为横切面，右侧为长轴切面

来的血管三维重建 (three-dimensional reconstruction) 技术可以完整地显示整个血管的结构^[15,16] (图 1-4)。此外,近年来还发展起来一些新的技术如射频分析 (radiofrequency analysis)、背向散射分析 (backscatter analysis) 和弹性图 (elastography) 等,有助于区分管壁结构和斑块的不同组成成分,但目前主要还停留在研究阶段^[17~19]。

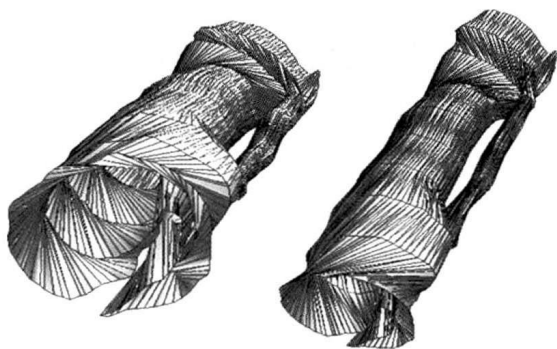


图 1-4 IVUS 三维血管重建示意图

第二节 血管内超声仪器

目前所用的 IVUS 仪器基本结构相似,由 IVUS 超声导管 (ultrasound catheter)、导管回撤系统 (pullback system) 和超声主机 (imaging console) 三部分构成^[6,7,11,13]。

一、超声导管

IVUS 导管的种类很多,一般可以根据靶血管来选择超声导管的外径和频率。IVUS 导管的外径 2.6~9F (0.87~2.97mm) 不等,适合于冠状动脉或周围血管 (如腹主动脉) 的成像需要,用于冠状动脉内的超声导管直径多为 2.6~3.5F (0.87~1.17mm)。超声导管的核心部件是安装于导管顶端的压电晶体换能器。一般来说,换能器发放的超声频率越高,其分辨力 (resolution) 越高,但穿透力 (penetration) 就越低。用于冠状动脉内显像的超声探头的频率较高 (20~45MHz),适合于近距离成像。轴向 (axial)

和侧向 (lateral) 的分辨力 (resolution) 分别约为 $100 \sim 120 \mu\text{m}$ 和 $200 \sim 250 \mu\text{m}$, 探测深度为 $8 \sim 20\text{mm}$, 其分辨力和穿透力取得较好的平衡, 能对冠状动脉病变提供高质量的图像。频率过高时, 血液中红细胞的大量散射可能产生较多的伪差, 同时声束的穿透力减低; 而频率较低的晶体其分辨力随之下降, 一般只用于心腔内和主动脉内的超声显像。

根据超声导管晶体换能器的构成不同, IVUS 导管主要分为两种: 机械旋转型 (mechanically rotating transducer) 和电子相控阵型 (electronically switched multi-element array transducer) (图 1-5)。

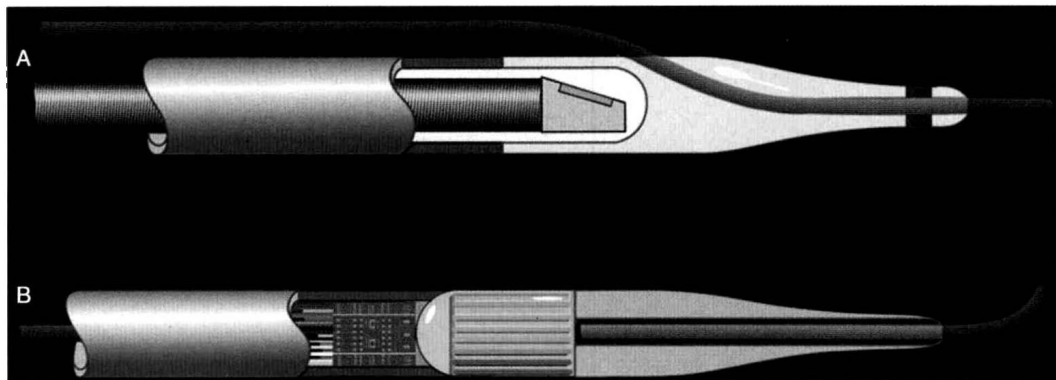


图 1-5 IVUS 导管模式图
A. 机械旋转型; B. 电子相控阵型

1. 机械旋转型 机械旋转探头利用外置的马达和驱动轴旋转安装于导管顶端的单一压电晶体换能器, 旋转速度通常为 1800 转/分, 可以每秒 30 帧的速度成像。目前所应用的机械旋转型超声仪器主要为美国波士顿科学 (Boston Scientific) 公司的 ClearView 和 GALAXY 2 系统, 及最新推出的 iLAB 系统, 操作更方便 (图 1-6 ~ 图 1-8)。带有超声换能器的导管在保护鞘内旋转, 可避免对血管的损伤, 进行检查时, 保护鞘保留在血管腔内, 启动马达旋转和回撤保护鞘内的超声导管。在将机械旋转型导管送入体内之前, 一定要排除导管保护鞘内的空气, 否则空气会影响声波的传导而导致图像质量的明显下降, 甚至图像无法产生。目前所用的导管均采用单轨形式, 经 0.014 英寸的导引导丝送入需要成像的节段。导管前端的单轨部分较短, 导管也较柔软, 因此通过扭曲和严重狭窄病变的能力相对较差, 此时可因导管的不均匀旋转而产生图像的变形, 即不均匀旋转伪像 (non-uniform rotational distortion, NURD); 位于超声探头周围的导丝也可被成



图 1-6 波科 IVUS 导管 (Atlantis SR Pro) 外形图
(引自 Boston Scientific 官方网站 <http://www.bostonscientific.com>)



图 1-7 波科 IVUS 导管 (Atlantis SR Pro) 顶端放大图
(引自 Boston Scientific 官方网站 <http://www.bostonscientific.com>)

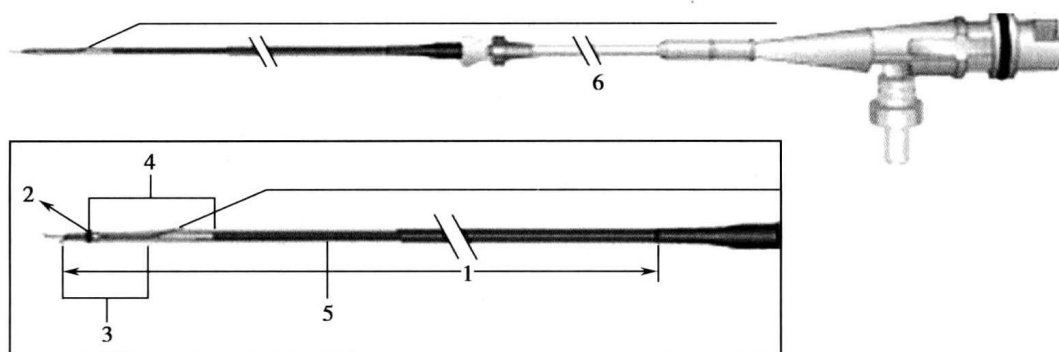


图 1-8 波科 IVUS 导管结构示意图

1. 可用长度 (135cm); 2. Marker; 3. 导丝轨道; 4. 换能器至 Marker 的长度 (2.1cm); 5. 声窗 (3.2F); 6. 回撤轴长度 (15cm)
(引自 Boston Scientific 官方网站 <http://www.bostonscientific.com>)

像，即导丝伪像 (guide-wire artifact)，对这两种情况应加以识别^[20]。

2. 电子相控阵型 电子相控阵型探头采用环行安置于导管顶端的 64 个换能器，导引导丝的轨道作用较好，导管的推送能力较优。目前由美国 VOLCANO 公司 (原为 Endosonics 公司) 生产 (图 1-9)。由于没有活动的部分，电子相控阵型超声导管不会产生 NURD，但可能产生明显的环晕伪像 (ring-down artifact)，因此，需在导管探头送出导引导管，且刚进入冠状动脉时，即刻去除此伪像。新一代的电子相控阵型血管内超声图像质量已有明显的提高，与机械旋转型无显著的差别。利用相控阵型 IVUS 成像系统，还可以根据病变回声性质的不同，标上各种颜色，分别代表不同性质的病变，即虚拟组

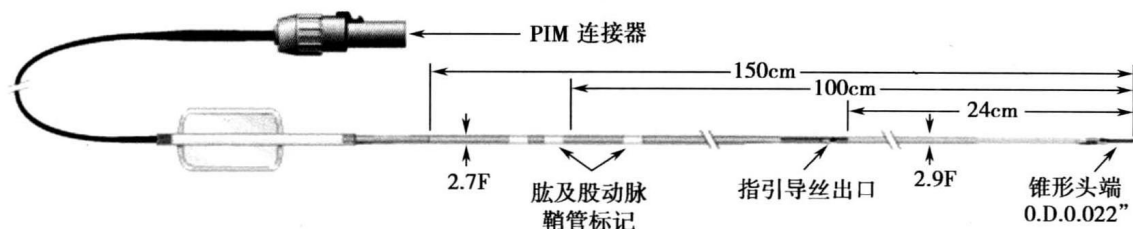


图 1-9 VOLCANO IVUS 导管结构示意图

(引自 VOLCANO 官方网站 <http://www.volcanocorp.com>)

织学成像 (virtual histology, VH), 可进一步明确斑块的组织学成分, 帮助识别不稳定的病变^[21]。图像处理系统负责将接收到的超声信号处理后在荧光屏上实时显示图像, 随着技术的改进, 目前所用的图像处理系统均有血管实时三维重建功能。要实现此功能, 需要采用经马达控制的自动回撤系统, 以 0.5 ~ 1.0mm/s 速度匀速回撤导管以采集系列的图像, 图像处理系统可进行不同矢状面的血管纵轴成像, 用于判断病变的长度、累及范围和与分支血管的关系。

二、回撤系统

随着技术的改进, 目前所用的图像处理系统均可以使用自动回撤系统^[22,23] (图 1-10)。设置基准点 (如边支、静脉、钙化或纤维化沉积物) 后自动回撤, 其优势体现在: ①有助于日后回顾时能够清楚地知道探头所在位置; ②便于序列研究时的前后对比; ③使用 IVUS 测量病变长度指导介入治疗时, 自动回撤系统是唯一准确和可重复的方法。但自动回撤系统也有其局限性, 尤其是冠状动脉开口和分叉病变, 狭窄最严重的部位往往只有 0.5 ~ 2mm。这种情况下, 进行机械自动回撤以后还需要对严重狭窄部位进行手工回撤检查, 以便仔细观察。通过恒速马达匀速回撤导管, 行进速度可控制在 0.5 ~ 1.0mm/s 之间, 多数使用 0.5mm/s。对采集到的系列图像进行处理, 并实时进行血管三维重建^[24 ~ 26]。



图 1-10 VOLCANO IVUS 自动回撤装置
(引自 VOLCANO 官方网站 <http://www.volcanocorp.com>)

三、超声主机

通过电子线路控制超声导管顶端的晶体发射和接收超声信号，并对接收到的超声信号进行处理，在荧光屏上实时显示血管的横断面超声图像（图 1-11、图 1-12）。通过成像主机可以选择超声导管的类型、频率和测量深度，并由键盘输入患者的有关信息，还可以进行二维图像定量分析，测量血管的直径和面积。所有图像可采用录像带和数字化光盘进行记录和保存，以便回放分析，均配备打印设备。



图 1-11 波科 IVUS 超声主机
(iLAB 系统)

(引自 Boston Scientific 官方网站 <http://www.bostonscientific.com>)



图 1-12 VOLCANO IVUS 超声主机
(s5 cart)

第三节 血管内超声基本技术

一、操作前处理

用于冠状动脉的 IVUS 导管直径多为 2.6 ~ 3.5F (0.87 ~ 1.17mm)，通常选用 5F/6F 或以上的导引导管 (guiding catheter)。操作前经导引导管向靶血管内注射硝酸甘油或维拉帕米 100 ~ 300 μ g，普通肝素 3000 ~ 5000U，可预防血管痉挛和血栓栓塞^[22,27]。在将机械旋转型 IVUS 导管送入体内之前，一定要排除导管保护鞘内的空气，否则会影响声波的传导而导致图像质量明显下降甚至图像无法产生。

二、操作过程

(一) IVUS 导管推送过程

通过 0.014 英寸的导引导丝 (guidewire) 将 IVUS 导管送至靶病变部位的远端, 操作方法与快速交换经皮冠状动脉内血管成形术 (percutaneous transluminal coronary angioplasty, PTCA) 球囊导管基本相同。但应注意以下几个方面的问题:

1. IVUS 导管外径比多数 PTCA 球囊导管大, 对扭曲和严重狭窄病变的通过能力较差, 因此在操作过程中导引导管需要保持相对固定, 以提供较好的支撑力。
2. 导引导丝的尖端需置于靶病变远端, 而 IVUS 导管不能载于导引导丝软垂的尖端向前推送, 而且为便于 IVUS 导管通过扭曲和狭窄病变, 应选用支撑力强的导丝。
3. 为了避免血管损伤, IVUS 导管应该尽量避免送入细小血管的远端。
4. 进行支架测量时动作需轻柔, 避免损伤支架。

(二) 图像方位的确定

进行序列检查 (serial studies), 轴向标志物的选择非常重要, 轴向标志物可以选择在血管内, 也可以选择在血管周围 (如边支、静脉、钙化或纤维化沉积物)。Hausmann 等人^[28]通过对 2207 例 IVUS 检查的分析认为, IVUS 导管经由左主干 (LM) 进入前降支 (LAD) 或回旋支 (LCX) 之前就应确定图像的方位。进入 LAD、LCX 应位于 9 点的位置; 进入 LCX、LAD 应位于 3 点的位置。根据这个定位, 进入 LAD, 对角支应位于图像左边 8~12 点之间, 间隔支应位于图像下方 2~8 点的位置; 进入 LCX, 钝缘支应位于图像右边 12~6 点的位置。

图像方位确定以后将 IVUS 导管送入靶病变远端, 图像质量调整到最佳, 然后开始录像。

(三) IVUS 导管回撤过程

一般采用从远端往近端以一定的速度连续回撤 (手动或自动) 的方法进行检查, 然后对感兴趣的部位再进行手动重点检查, 尤其是在使用自动回撤装置时中间不要随意停顿, 否则会影响重建的图像的准确性, 将图像记录在光盘或录像带上, 可供事后分析。通过自动回撤 (速度一般为 0.5~1 mm/s) 装置, 可计算测量观察血管段的长度。

通过上述操作过程可以观察到血管内及血管壁的情况, 进行一系列的定性和定量分析, 明确冠状动脉硬化斑块的特性, 测量血管和斑块的径线, 计算血管狭窄程度和观察血管段长度。

三、常见并发症及处理

总体上, IVUS 检查是一种较为安全的操作, 在经验丰富的介入医师, 并发症的发生率很低^[28~30]。常见的并发症包括:

1. 冠状动脉痉挛 发生率约为 1%~3%。推送和回撤 IVUS 导管过程中动作轻柔是预防冠状动脉痉挛的关键。一旦发生痉挛, 需停止操作, 经指引导管注射扩血管药物 (如硝酸甘油或维拉帕米), 待痉挛解除后方可继续操作。
2. 冠状动脉夹层和急性闭塞 发生率 <0.5%, 且主要发生在介入治疗过程中, 而

非 IVUS 诊断检查过程中。避免粗暴操作、确定导引导丝的位置,是避免冠状动脉夹层和急性闭塞的关键。并发症一旦发生,其处理原则与介入治疗过程中发生的并发症相同。

此外,IVUS 导管通过小血管或严重狭窄病变时,还可能导致一过性的冠状动脉缺血。正确的操作技术和战术、简洁轻柔的操作手法是避免并发症的关键。

第四节 影响血管内超声图像质量的因素

图像质量是血管内超声检查质量的基本保证,在对每一位患者进行检查时应选择或调节仪器的条件,使超声图像达到最佳^[6,7]。

一、IVUS 导管性能

超声换能器发出的声束在一定距离内保持平行,即为近场 (near field),超出这一距离光束开始发散,即为远场 (far field)。与远场相比,近场范围内超声波声束窄而平行,来自组织的反射信号强,成像质量好,图像的分辨力较高。近场的范围可根据以下公式计算:

$$L = r^2 / \lambda$$

(L 表示近场的长度, r 表示超声换能器的辐射半径, λ 表示超声波波长)

血管内超声图像质量主要取决于 IVUS 导管的空间分辨力 (spatial resolution) 和对比分辨力 (contrast resolution)。

空间分辨力是指超声图像区分微小目标的能力,包括轴向分辨力 (axial resolution) 和侧向分辨力 (lateral resolution)。轴向分辨力与声束方向平行,主要由波长决定;侧向分辨力与声束方向垂直,由波长和换能器的辐射半径共同决定。

二、仪器设置

除了 IVUS 导管的性能因素以外,超声仪的设置同样重要。

1. 增益 (gain) 增益是对超声信号的补偿放大 (amplification) 作用。增益可以弥补 IVUS 导管敏感性不足的问题,但以增加噪声 (noise) 和降低灰阶图像的信息量为代价。由于人体组织对超声波的衰减作用 (attenuation),造成超声波在传播过程中必然损失能量,使得深部组织器官 (远场) 的回声信号比表浅 (近场) 的要小。为了获得良好的补偿,往往采用使浅部组织的回声信号放大较小甚至衰减,而深部组织回声信号又能得到较大的放大,使不同深度的组织回声信号都得到充分的显示,这一作用即时间增益补偿 (time gain compensation, TGC),也称为深度增益补偿 (depth gain compensation, DGC)。调整时间增益补偿可以统一整个视野的明亮程度和对比色。某些情况下,富有诊断价值的信息可能处在某个低回声区,此时可加大此区增益,使信息显示清楚;反之,富有诊断价值的信息也可能处在某些强回声区,此时则需减小该区的增益,才能看到有用信息的细节。但是,通过时间增益补偿的调节,也会人为地使图像失真。例如减小近场增益可用于校正伪像或红细胞的过度散射,

但也可能导致微小组织如支架内膜增生反射信号的衰减。在使用时，必须注意到这一点，才能合理使用时间增益补偿。时间增益补偿调节主要用于某些机械旋转型 IVUS。

2. 压缩与抑制 (compression and rejection) 压缩与抑制调节没有统一的标准，以使图像的灰度更加平滑为目的，过高或过低均可导致伪像。压缩与抑制调节也主要用于某些机械旋转型 IVUS。

3. 噪声 (noise) 噪声是各种随机干扰在图像中的表现。比如在图像中随机出现的亮度或灰度。噪声在图像中的具体表现就是图像中的斑点、细粒、雪花和网纹等。噪声对图像的影响就好比给图像蒙上一层纱布，从而使图像的对比度下降。噪声越大，信噪比 (signal-to-noise ratio) 越低，图像的质量越差。图像噪声的主要来源有以下三个方面。一是电子噪声。超声成像系统中某些电子元件可能成为电子噪声源。噪声的产生是由于设备内的热骚动所致。图像信号越弱，噪声就愈显著。超声成像系统中的放大电路会使电子噪声与有用信号一起被放大，增益越大，噪声也就越大。二是来自周围环境电磁的或机械的干扰，以及电源的波动和干扰。这些干扰都是随机的，都会在图像中形成噪声。三是来自人体内部。超声在人体内部产生的除有用的反射信号外，还有散射、折射和衍射等，这些信号大部分会被体内组织衰减吸收，但有时也会随机地到达探头，形成噪声。探测深度越深，这种机会就越多，噪声越大。由于探测深度深，使有用信号更弱，信噪比下降。另外，由于时控增益的补偿，也相当于增大了噪声。噪声无法避免，只有尽量减小噪声，尽量提高有用信号强度，即提高信噪比，从而改善图像的质量。控制对策一是增加超声频率，聚焦改善超声束的形状，使分辨力提高。对策二是在超声安全剂量内适当增加超声强度，使回声信号强度增加。对策三是改进电子线路，降低电子噪声。

4. γ 曲线 (gamma curves) γ 曲线调节真实灰度与显示灰度的差异，使图像更加美观，但可能影响动态范围和测量结果。

总之，在使用 IVUS 检查过程中，熟悉影响图像质量的因素及其调节和控制，对于获得高质量的 IVUS 图像具有十分重要的意义。

第五节 血管内超声伪像

血管内超声伪像会对图像质量带来不良的影响，干扰图像的判断，减低定量测定的准确性。识别伪像和理解如何纠正是 IVUS 图像判断中非常重要的方面。

(一) 环晕伪像 (ring-down artifact)

环晕伪像的产生主要与换能器的声波振荡引起的高幅信号干扰近场图像的显像有关，典型的表现是围绕超声导管周围的白色环状影像，这些环形白色影像是干扰信号产生的，而非导管本身的“影像” (图 1-13 ~ 图 1-15)。由于环晕伪像的产生会妨碍近场图像的显像，因此会对导管周围病变的判断带来不利的影响，超声导管换能器的改进以及过滤器的应用有助于减少环晕伪像的发生。

(二) 导丝伪像 (guide wire artifact)

常见于机械旋转型 IVUS 导管，机械探头使用的侧面导丝有可能在血管内超声图像

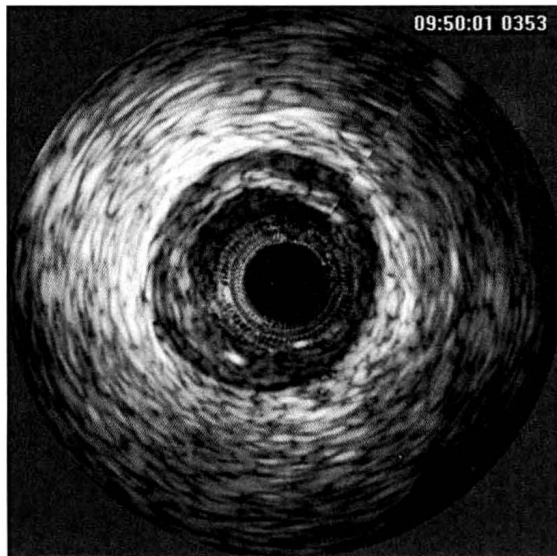


图 1-13 环晕伪像



图 1-14 环晕伪像

上呈现为亮的回声信号，在管腔内可见到导丝强回声点状影，在导丝后方是声影（图 1-16 ~ 图 1-18），容易与钙化病变所产生的声影相混淆，但导丝伪像其点状影多靠近导管，且与血管壁互不相连，有助于两者的鉴别。



图 1-15 环晕伪像

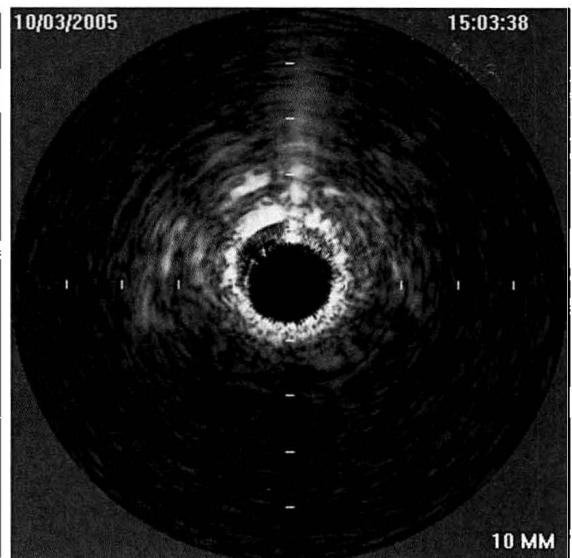


图 1-16 导丝伪像

12 点位置强回声点状影即为导丝伪像，
在导丝后方是声影

（三）不均匀旋转伪像（non-uniform rotational distortion, NURD）

机械旋转型 IVUS 导管的旋转探头由于受到驱动轴与导管之间摩擦力的影响而产生不均匀的转动，可以引起图像的变形，表现为部分区域图像的“拉伸”和对侧血管壁的压缩（图 1-19、图 1-20）。导致 NURD 产生的常见原因有冠脉扭曲或成角、病变严重狭窄等。

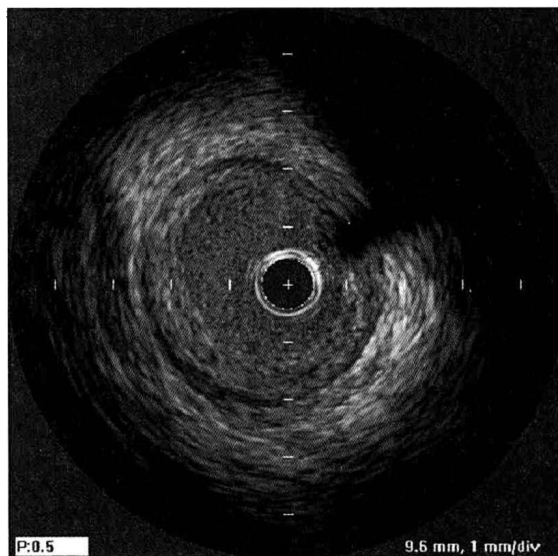


图 1-17 导丝伪像

管腔内 2 点位置处的回声影为导丝伪像

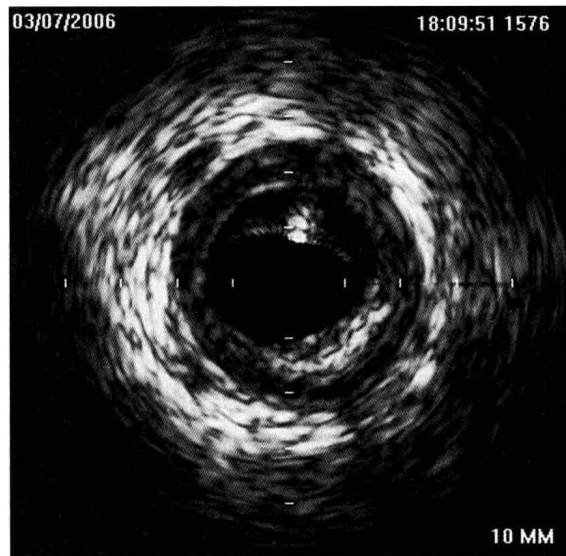


图 1-18 导丝伪像

1 点位置强回声影为导丝伪像

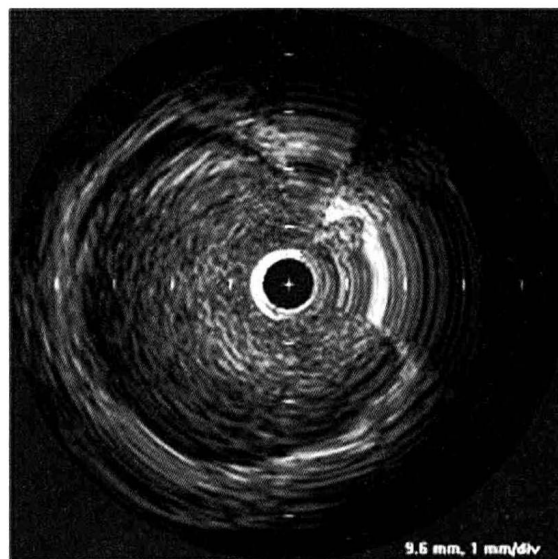


图 1-19 NURD 伪像

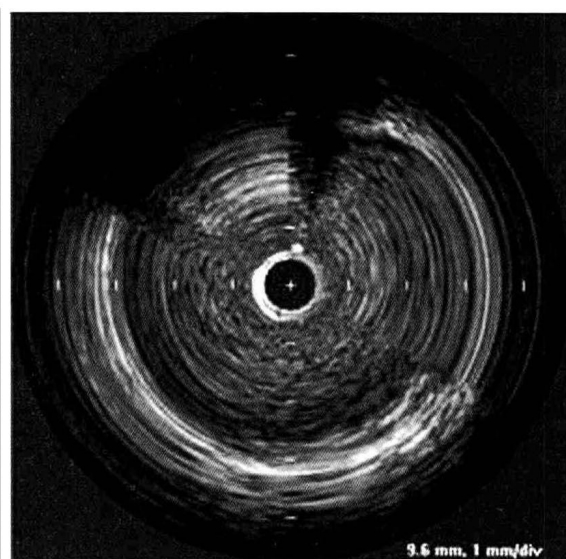


图 1-20 NURD 伪像

(四) 声影 (acoustic shadowing)

常见于钙化病变的 IVUS 图像中，主要表现为钙化病变后方呈扇形的低回声区域，能够影响到钙化病变后方的组织显像，其范围与钙化病变的弧度有关，如图 1-21 所示为钙化病变的弧度接近 180° ，其后方的声影范围较大，而图 1-22 所示为 90° 钙化病变，其声影范围较小。

(五) 血液回声

血液回声的强弱取决于超声频率和血流速度的大小，当超声频率超过 25MHz ，管腔内的血液就可表现为微弱的质地纤细的回声（图 1-23）；另外随着血流速度的不同，血液的斑点状表现也不同，血流回声密度可随血流速度的减慢而增强。特别是在严重狭