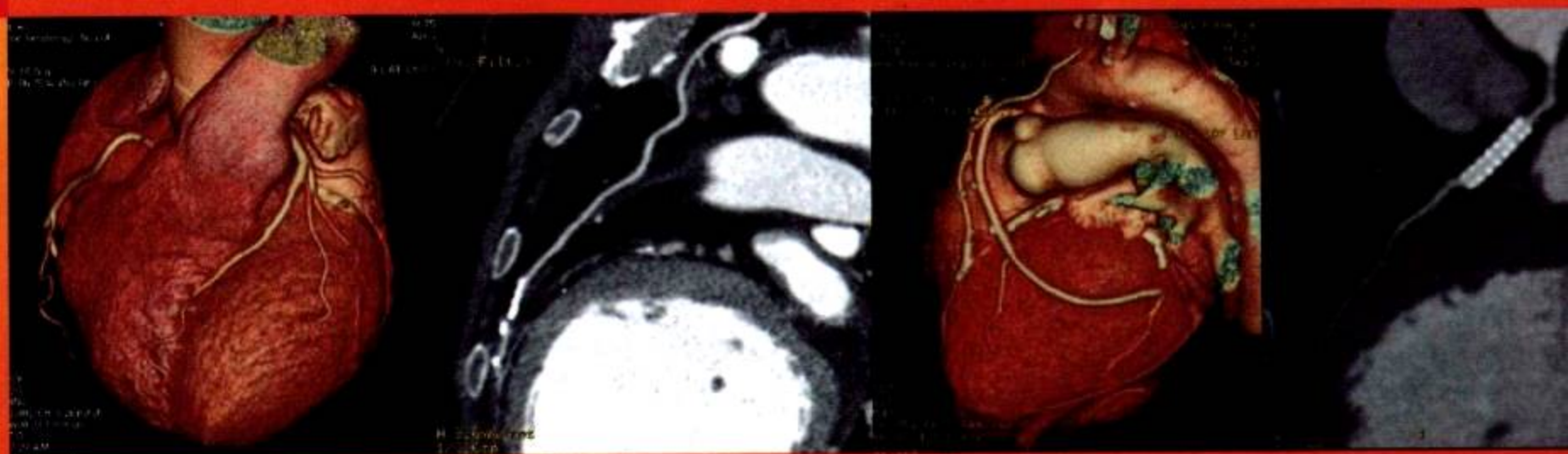


# 冠状动脉多排螺旋 CT 成像

戴汝平 高建华 主编



 科学出版社  
www.sciencep.com



(R-2187.0101)

# 冠状动脉多排螺旋 CT 成像

戴汝平 高建华 主编

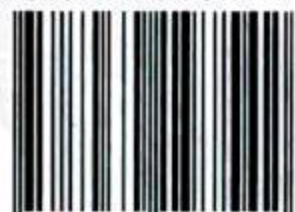
## 内容简介

全书共分 13 章，系统介绍了 MDCT 的工作原理、三维重建原理及检查方法，着重对冠状动脉 MDCT 解剖、冠状动脉粥样硬化 MDCT 的基本征像、心肌灌注研究及临床应用、先天性冠状动脉畸形的 MDCT 诊断做了详尽叙述；并专门邀请临床专家撰写选择性冠状动脉造影与 MDCT 冠状动脉成像、血管内超声在冠状动脉疾病诊断中的应用以及光学相干断层成像在冠状动脉疾病诊断中的应用等新技术。本书是心血管专科医生、影像学医生、相关医技人员及医学生的重要参考书。

## 本书特点

- 根据国内 2600 例多排螺旋 CT (MDCT) 临床应用经验编撰
- 对各种影像学方法与 MDCT 的对照研究的最新成果做了详尽的介绍
- 影像联系临床，理论融入实际，配有 450 余幅精美插图，图文并茂

ISBN 978-7-03-019754-2



9 787030 197542 >

科学出版社 医药卫生出版分社  
E-mail: med-prof@mail.sciencep.com

定 价：128.00 元

# 冠状动脉多排螺旋 CT 成像

主编 戴汝平 高建华

科学出版社

北京



## 内 容 简 介

全书共分13章,对MDCT的工作原理、三维重建原理及检查方法进行了介绍;着重对冠状动脉MDCT解剖、冠状动脉粥样硬化MDCT的基本征象、心肌灌注研究及临床应用、先天性冠状动脉畸形的MDCT诊断做了详尽叙述;并专门邀请临床专家撰写选择性冠状动脉造影与MDCT冠状动脉成像、血管内超声在冠状动脉疾病诊断中的应用以及光学相干断层成像在冠状动脉疾病诊断中的应用等新技术。

本书影像联系临床,理论融入实际,图文并茂,是心血管专科医生、影像学医生、相关医技人员及医学生的重要参考书。

### 图书在版编目(CIP)数据

冠状动脉多排螺旋CT成像/戴汝平,高建华主编. —北京:科学出版社,2007

ISBN 978-7-03-019754-2

I. 冠… II. ①戴…②高… III. 冠状动脉造影—计算机X线扫描体层摄影 IV. R816.2

中国版本图书馆CIP数据核字(2007)第131615号

责任编辑:农芳李君/责任校对:张琪

责任印制:刘士平/封面设计:黄超

版权所有,违者必究。未经本社许可,数字图书馆不得使用

科学出版社出版

北京东黄城根北街16号

邮政编码:100717

<http://www.sciencep.com>

北京中科印刷有限公司印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

\*

2007年8月第一版 开本:787×1092 1/16

2007年8月第一次印刷 印张:12

印数:1—2 500 字数:277 000

定价:128.00元

(如有印装质量问题,我社负责调换〈科印〉)



# 《冠状动脉多排螺旋CT成像》编者名单

---

主 编 戴汝平 高建华

副主编 郑静晨 王贵生

编 者 (按姓氏拼音排序)

陈步星 陈 燕 戴汝平 高建华

韩 玮 李剑颖 李 涛 刘惠亮

孙宪昶 田 婷 王贵生 王红月

郑静晨

# 序

近年来,冠状动脉粥样硬化性疾病(CAD)在我国的发病率迅速上升,受累人群呈年轻化趋势,急性冠脉综合征导致猝死者也日益增多,对人民健康造成很大危害。因此,如何更广泛、更系统、更深入地了解我国CAD的流行病学、各种危险因素、检查和诊断,尤其是对粥样硬化斑块的组成、演变和相关影像学的细致研究,粥样硬化斑块濒临易损性的预警以及各种干预方法的治疗意义评估,就显得十分必要,这也对医学影像学工作者提出了新的课题和迫切要求。由于时间分辨率的限制,直到电子束CT(EBCT)问世之后,CT才得以涉足心脏领域,EBCT以其50~100毫秒的采集速度和前置心电门控技术,在心血管病的临床检查、诊断、研究中取得显著成效,解决了很多实际问题,开创了无创性心血管病检查的先河。但是,由于空间分辨率和密度分辨率的限制,EBCT基本上仍属于血流成像,显示的是血管管腔(luminology),对目前要求的冠状动脉管壁成像、斑块成像(wall imaging, plaque imaging)、斑块的显示、定性定量分析等仍难以满足,EBCT设备在近十余年来也没有实质性进展。由于医学工程和物理学领域诸多学者的共同不懈努力,促进多排螺旋CT(MDCT)的问世及飞速发展,尤其是容积CT(volumetric CT, VCT)成功地应用于临床,可在5~7秒内完成心脏扫描,是近年来CT技术发展史上最令人瞩目的事件。VCT以其更高的空间和时间分辨率,能更好地观察管壁的斑块,且剂量降低到几个毫希沃特(mSv),从而把无创性冠状动脉成像技术推向了一个新的阶段,也为今后的临床应用、进一步研究提出了广泛发展的技术平台。VCT的高技术要求、操作的规范化以及重点分析剂量控制等方面涉及诸多技术,全面了解有关这方面的知识及正确使用这些技术为当务之急。正是有鉴于此,以戴汝平、高建华教授为带头人的学者们,在过去积累的丰富经验的基础上,将引进的VCT应用于临床,通过对2600多例CAD的检查、研究和摸索经验,及时总结撰写了《冠状动脉多排螺旋CT成像》。全书共15万余字,系统全面为其特点之一,涵盖了从MDCT的构造及工作原理、MDCT冠脉造影的检查方法、冠状动脉解剖及MDCT的正常影像学所见、CAD病理及MDCT表现、心肌灌注、手术及介入治疗后的应用等。该书另一特点为介绍了其他冠状动脉检查的最新技术,如血管内超声(IVUS)及光学相干断层成像(optical coherence tomography, OCT),最后还介绍了射线剂量的控制技术。从2600多例实际病例中遴选出450余幅高质量且具有教学意义的图片,更是大大丰富了该书的内容。

全书行文流畅,层次清晰,深入浅出,图像清晰,可谓图文并茂,充分体现了编者的丰富经验。阅之感到受益匪浅,愿推荐给同道们共享。该书是一本很好的教科书和参考书,适合于医学影像学和心脏学专科医生阅读,也十分适合于临床医生参考,深信该书的出版,将对普及无创性多排螺旋CT冠状动脉造影起到积极的推动作用。

徐家兴  
2007年6月



# 前 言

1959年Sone及1961年Judking开创选择性冠状动脉造影,使冠心病冠状动脉血运重建术才成为可能。从此,冠状动脉造影成为冠心病诊断的“金标准”广泛应用。但是,根据国内外统计,临床实行的冠状动脉造影中,约一半或一半以上患者无需冠状动脉血运重建治疗。如何筛选出不需要冠状动脉造影的患者,使有创冠状动脉造影更有针对性,是医学界关注的课题。

近年来,随着计算机技术的发展,医学影像学特别是CT有了突破性进展,自1985年电子束CT(EBCT)面世到2004年64排螺旋CT研制的成功,无创性冠状动脉成像已经达到临床实用阶段,国内外学者经过近年来的临床实践,证明多排螺旋CT(MDCT)对冠状动脉疾病的诊断有重要的临床应用价值,值得推广。但是,目前MDCT的临床应用尚未引起广泛重视或不能给予合理应用,主要原因是尚缺乏按照循证医学原则制定的MDCT临床应用指南,临床医生与影像学医生缺乏有效交流,致使MDCT临床应用与推广受到限制。

有鉴于此,我们根据两年来近2600例MDCT临床应用的经验,进行总结编撰。全书共分13章,约15万余字、450余幅图,分别对MDCT工作原理、三维重建原理及检查方法进行较为详尽的介绍;专门请病理学专家撰写冠状动脉粥样硬化病理;着重对冠状动脉MDCT解剖、冠状动脉粥样硬化MDCT的基本征象、心肌灌注研究及临床应用、先天性冠状动脉畸形的MDCT诊断做详尽叙述;我们遵循循证医学的原则,邀请临床专家为本书撰写选择性冠状动脉造影与MDCT冠状动脉成像、血管内超声在冠状动脉疾病诊断应用以及光学相干断层成像在冠状动脉疾病诊断应用等新技术。对各种影像学方法与MDCT对照研究的最新成果进行详尽地介绍,有助于临床医生、影像学医生参考学习。MDCT冠状动脉检查由于应用连续螺旋扫描、薄层和小螺距,射线剂量大成为关注问题,为此,我们对MDCT低剂量技术进行了系统研究,取得了降低30%~50%射线剂量的效果,依据科研总结撰写“X射线剂量及降低CT剂量的技术”一章,以供读者参考和应用。本书最大特点是根据国人的材料总结,影像联系临床,理论融入实际,图文并茂,有助于心血管专科医生、影像学医生及相关医技人员学习并解决实际工作中的问题。

本书编写中得到各级领导和同道的大力支持和协助,武警总医院CT室叶道斌、崔英、夏庆堂、张如意、杨帆、韩文娟、李娜、高彩宏、石占全、刘娟都对本书的编写做出了贡献,在此表示衷心感谢。由于时间仓促,经验有限,书中难免有不足之处,希望读者批评指正,不胜感谢。

戴汝平 高建华  
2007年5月1日

# 目 录

第 1 章 多排螺旋 CT 机器构造及工作原理 .....	1
第一节 计算机断层成像技术的历史 .....	1
第二节 CT 扫描仪的发展历史 .....	1
第三节 多排 CT 的机器构造和工作原理 .....	3
第四节 多排 CT 的重建原理 .....	7
第五节 心脏 CT 成像技术的要求和特性 .....	8
第 2 章 MDCT 冠状动脉造影检查 .....	14
第一节 MDCT 冠状动脉检查的适应证及禁忌证 .....	14
第二节 MDCT 冠状动脉检查步骤 .....	16
第 3 章 MDCT 心血管三维重建 .....	32
第一节 三维重建原理 .....	32
第二节 心血管 MDCT 三维重建的临床应用 .....	41
第三节 各种三维重建法的评价 .....	49
第 4 章 冠状动脉解剖学与动脉粥样硬化病理学 .....	52
第 5 章 冠状动脉 MDCT 解剖 .....	59
第一节 冠状动脉 MDCT 解剖 .....	59
第二节 MDCT 冠状动脉成像评价 .....	71
第 6 章 冠状动脉粥样硬化 MDCT 的基本征象 .....	76
第一节 概 述 .....	76
第二节 冠状动脉粥样硬化 MDCT 基本征象 .....	77
第 7 章 选择性冠状动脉造影与 MDCT 冠状动脉成像 .....	97
第一节 选择性冠状动脉造影 .....	97
第二节 冠状动脉造影与 MDCT 冠状动脉成像比较 .....	103
第 8 章 心肌血流灌注研究及临床应用 .....	112
第一节 存活心肌的概念及临床价值 .....	112
第二节 心肌存活性及成像方法 .....	113
第 9 章 MDCT 在冠状动脉介入治疗与旁路移植术的应用 .....	124
第一节 MDCT 在冠状动脉内支架术的应用 .....	124



第二节 MDCT 在冠状动脉旁路移植术的应用 .....	134
第 10 章 先天性的冠状动脉畸形的 MDCT 诊断 .....	144
第 11 章 血管内超声在冠状动脉疾病诊断中的应用 .....	157
第 12 章 光学相干断层成像在冠状动脉疾病诊断中的应用 .....	165
第 13 章 X 射线剂量及降低 CT 剂量的技术 .....	172
第一节 X 射线剂量的基本概念 .....	172
第二节 CT X 线辐射剂量的定义 .....	173
第三节 影响 CT 剂量的因素 .....	174
第四节 降低 CT 剂量的方法 .....	174
第五节 心脏 CT 成像中降低剂量的方法 .....	177

# 第 1 章 多排螺旋 CT 机器 构造及工作原理

## 第一节 计算机断层成像技术的历史

物理学家和诺贝尔奖获得者伦琴在1895年发现了X射线,这一伟大的发现从此开始了人类100多年对X射线的认识和应用。而计算机断层扫描仪的出现被认为是继X射线后放射界最伟大的发明,这种横断面成像的技术使放射界能够更好地洞察体内的结构和病变,以增加病人康复的几率。

早在1917年,奥地利数学家Radon就发表了一篇论文,为重建理论建立了基础。文章指出,如果所有通过物体的积分值都已知的话,那么这个物体的分布就能够被计算出来。1956年,放射天文学家Bracewell把这个重建理论首次付诸实践,创造出一种重建天体图像的重建公式。而这种公式以后被广泛地用在CT重建上。物理学家Cormack在20世纪中叶首次独立地在医学应用中得到和Radon相似的结论,尽管他并不知道Radon和Bracewell的工作。而英国的工程师Hounsfield则是首先把这种重建理论运用到现实中去的人。他在不知道前人工作的情况下,于1967年成功地研制出第一台实验室用计算机断层(CT)扫描仪。1971年底,第一台医用CT问世。从此把医学影像推向了一个新的时代。为此,Hounsfield和Cormack分享了1979年的诺贝尔医学奖。

自从第一台临床扫描仪采用以来,CT技术取得了巨大的进展,其中一项很重要的指数就是单层扫描所需的时间,这个时间在过去的三十多年里以每年大体上1.34倍的速度减少。现在覆盖一层的时间是最早CT的1/50 000。这个巨大的变化有一部分是因为机架转速的极大提高,另一部分也是因为探测器排数的突飞猛进。

## 第二节 CT扫描仪的发展历史

1971年问世的第一台CT的类型被称为第一代CT。如图1-1所示,第一代CT使用了笔形束和单一探测器。在每个探测角度,X射线源和探测器沿直线平移来获得单个平面数据。完成每个直线测量后,X射线源和探测器一起旋转 $1^\circ$ 到达下一个角度位置,开始下一套数据测量。这种系统具有非常差的几何效率。在此基础上,第二代CT把探测器的数量进行了增加,如图1-2所示。使用第二代CT时,我们能在任何瞬间从6个不同的角度进行测量。虽然X射线源和探测器仍然需要直线移动,但这个组合可以每次旋转 $6^\circ$ ,大大缩短了



数据收集时间。在 1975 年末，EMI 推出的一台 30 个探测器的第二代 CT 扫描机，能够在 20 秒内完成一个扫描。由于扫描时间已经落入多数病人可以屏住气的范围，所以这对人体扫描是一个重要的里程碑。但是，由于笨重的 X 射线球管和机架的惯性影响以及直线平移和旋转组合引起的复杂性，第二代 CT 存在着很大的局限性。第三代和第四代 CT 的出现打破了这种局限性。

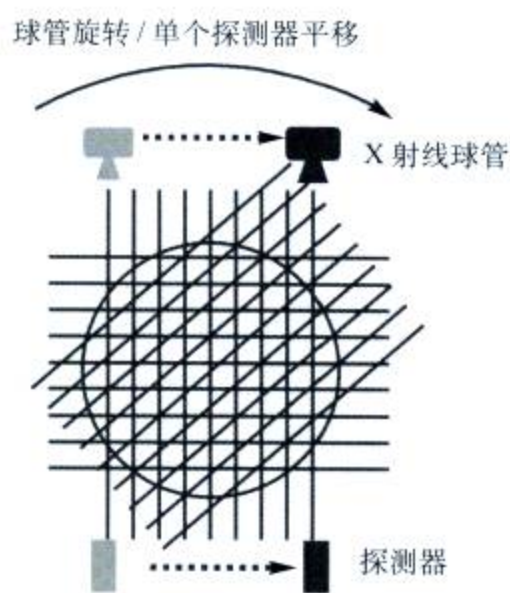


图 1-1 第一代 CT 扫描仪

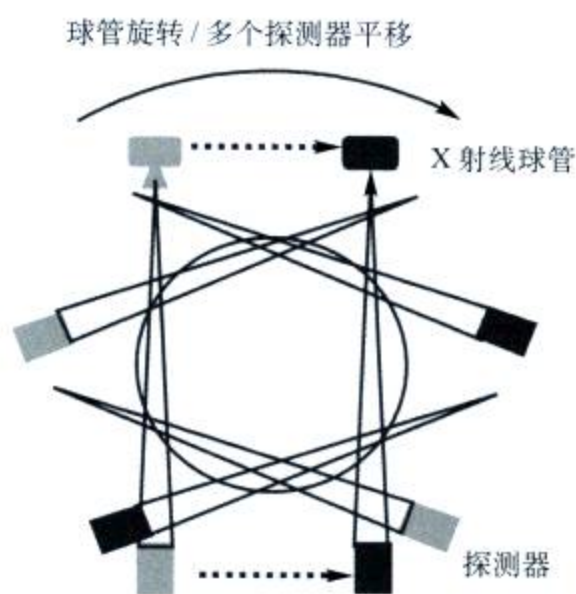


图 1-2 第二代 CT 扫描仪

第三代和第四代 CT 使用了大面积探测器，使得 X 射线源和探测器之间的扇形能覆盖病人的横切面。这样就排除了对 X 射线源和探测器组合的来回平移的需求，大大提高了数据采集的速度。第三代和第四代 CT 的主要区别是在探测器的运动上。在第三代 CT 上（图 1-3），X 射线源和探测器被分别装在以病人为中心的系统的两相反端。X 射线源和探测器围绕病人一起旋转。在任何瞬间，X 射线源和探测器是保持相对静止的。而第四代 CT 中，探测器是静止的（图 1-4），利用球管的旋转来产生一个扇形的覆盖区。

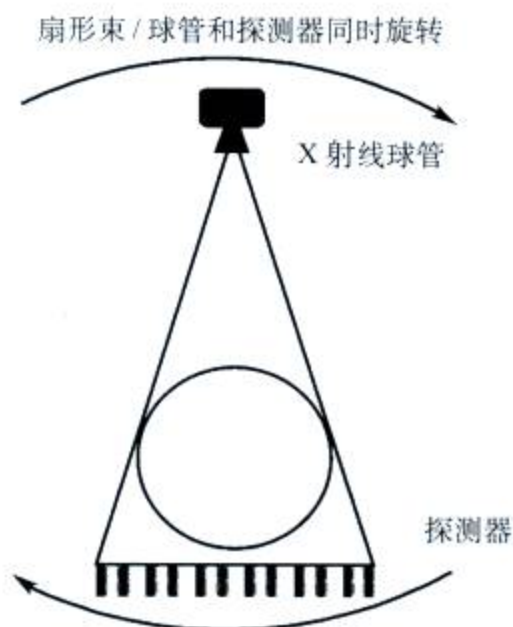


图 1-3 第三代 CT 扫描仪



图 1-4 第四代 CT 扫描仪

目前最常用的是第三代CT。早期的第三代CT, X射线源的电源及探测器的信号都是经过电缆传输的,这就决定了早期CT不能进行连续扫描,而只能进行轴位扫描。这种扫描模式在只有单排探测器的情况下显然很费时,特别是在需要对器官进行大面积覆盖的情况下。近代的机型使用了滑环传输技术来传输电源和数据,使得机架转速得以提高,同时也使螺旋CT的引进得以实现。螺旋扫描模式在1986年被首次提出,到1989年得到临床应用。螺旋CT扩展了传统的单排CT的能力,使之能在一次屏气内完成对整个大器官的扫描,从而把面向切片的成像方式带入了面向器官的成像方式。

### 第三节 多排CT的机器构造和工作原理

到目前为止,我们所讨论的内容还是关于单层探测器的情况。尽管螺旋扫描的出现已经使体积覆盖能力大幅度提高了,但是在单层探测器的使用中,存在着切片厚度和体积覆盖能力之间的相互影响和折中问题,越来越多的临床应用要求亚毫米的各向同性的分辨率以实现三维观察和诊断。而在层厚减少的同时,人们对扫描覆盖范围的要求却在不断增加,如在胸腹大动脉研究中,感兴趣区包括整个胸部和腹部,需要覆盖45~60cm,这种应用需要在造影剂增强的稳定阶段快速获取体积图像,希望能在20~40秒之内完成全部检查,尽量减少病人的呼吸运动影响。如果所希望的层厚是2.5mm,机器转速是0.5秒,螺距是1:1,那么使用单排探测器则需要 $600 / (2.5 \times 1.0 / 0.5) = 120$ (秒)才能覆盖60cm。这显然限制了单排CT在临床上的应用。另外,人们对冠状动脉成像的向往和这种成像中对薄的层厚,高的图像质量和扫描时间分辨率的要求(见下文详细讨论)使得单排探测器中层厚和覆盖率的矛盾更突出。所有这些都大大促进了多排CT的发展。

图1-5显示了多排与单排CT探测器结构上的区别。从很高的层次上看,除了Z轴(病人长轴)方向特殊的结构外,多排CT系统的系统配制与单排大致一样。当然,先进的多排CT在所有的硬件软件的性能上都有了比单排非常大的改进。但是,单排和多排CT在层厚的决定上有着非常大的区别,如图1-6所示,单排(包括1989年出现的双排)探测器的切片厚度是由前准直器确定的,而多排探测器的切片厚度是由探测器单元尺寸决定的,这是为什么我们认为真正的多排CT是从1998年通用电气在美国芝加哥的北美放射学会年会上推出的4排CT(GE Light Speed QX/i)开始的。目前最先进的多排CT,比如通用电气生产的Light Speed VCT,具有64个独立的探测器通道,0.35秒的机架速度,0.625mm的切片厚度和40mm的探测器覆盖范围。这就意味着系统能用亚毫米的分辨率在5秒之内完成冠状动脉的扫描,能够在10秒左右覆盖全身血管。

从1998年多排CT出现以来,探测器的排列设计经历了几次变革,层厚的选择上也在不断地变化。最早的4排探测器设计包括等距矩阵型、自适应矩阵型和混合矩阵型,探测器的探测单元从8~34个不等,但是,探测器的实际输出排数受探测器数据收集系统(DAS)的影响被限制在4排。等距矩阵型的设计比较简单,也很有实用性。在等距矩阵探测器设计中,探测器沿Z轴方向切割成等距的探测器单元。如GE的Light Speed QX/i 4排探测器具有均匀分布的16个探测单元,在成像中心的单元宽度为1.2mm,通过合并探测器单元的





图 1-5 单排与多排 CT 探测器结构上的区别

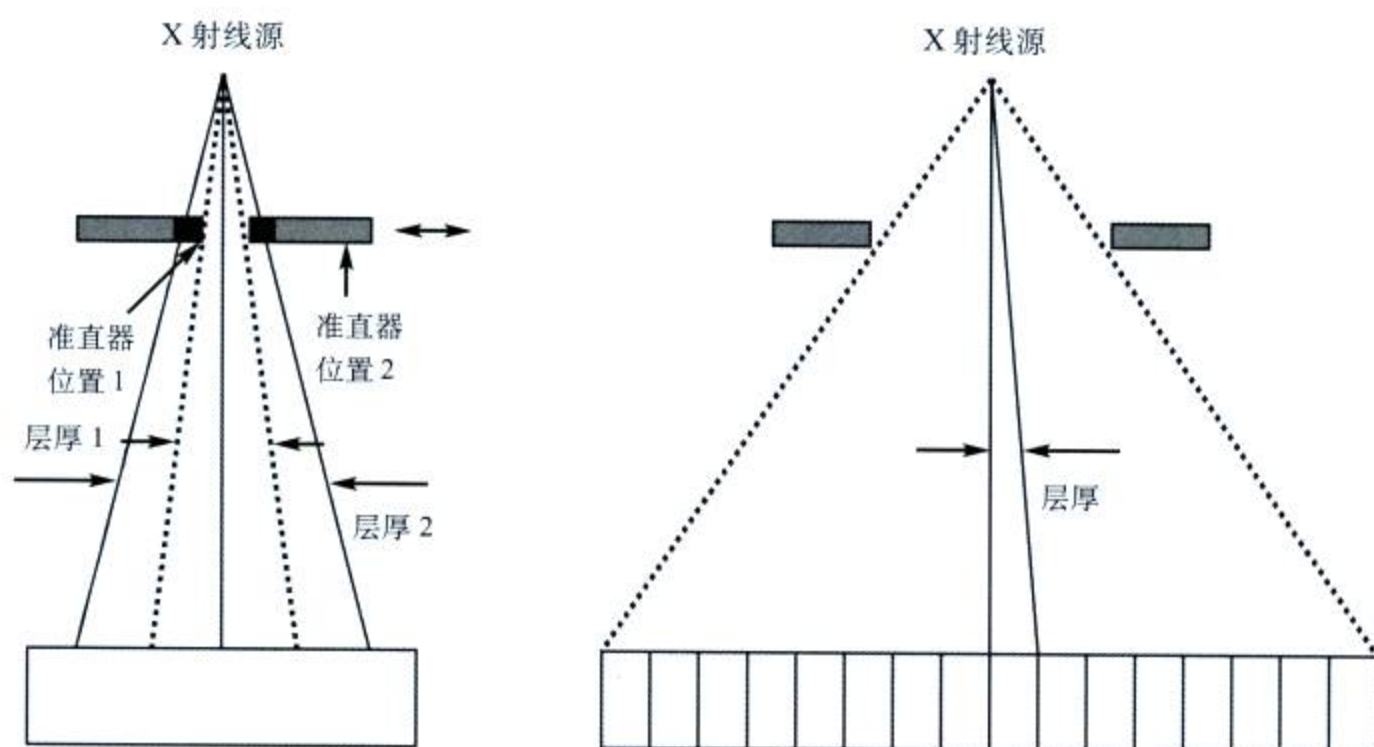


图 1-6 多排与单排 CT 决定切片层厚的不同方法

方式来获取不同的层厚,如 $4 \times 1.25\text{mm}$ 、 $4 \times 2.5\text{mm}$ 、 $4 \times 3.75\text{mm}$ 、 $4 \times 5\text{mm}$  (图 1-7A)。Toshiba 的 4 排探测器使用了混合矩阵型 (图 1-7B), 它的中心 4 排探测器单元为  $0.5\text{mm}$ , 在两边各排列了 15 排  $1\text{mm}$  的探测单元, 虽然总共有 34 排探测单元, 但每次仅有 4 个通道信号可以读出。切片层厚的选择是通过几排探测器单元组成来实现, 这和等距矩阵探测器的方法相似。Siemens 和 Philips 的 4 排探测器是属于自适应矩阵型。如图 1-7C 所示, 不仅探测器单元具有不同的尺寸, 而且有些切片层厚由前准直器和探测器单元共同决定。自适应矩阵探测器在厚切片模式中, 由于外侧探测器单元之间的间隙没有了, 而具有更好的剂量利用率, 但这种排列方式缺少灵活性, 不便重叠, 不利于探测器排数的进一步增加。因此, 到了 16 排 CT 时, 所有厂家都使用了混合矩阵型, 例如, GE 使用了  $4 \times 1.25\text{mm} + 16 \times 0.625\text{mm} + 4 \times 1.25\text{mm}$  排列, Toshiba 使用了  $12 \times 1\text{mm} + 16 \times 0.5\text{mm} + 12 \times 1.0\text{mm}$  排列, 而 Siemens 和 Philips 则使用了  $4 \times 1.5\text{mm} + 16 \times 0.75\text{mm} + 4 \times 1.5\text{mm}$  的探测器排列方式。而不同层厚的实现沿用了最早 4 排中探测器单元的组合方式。随着薄层 CT 应用的不断深入, 探测器的设计又逐渐回到等距矩阵型的设计上, 如 GE、Philips、Toshiba 的 64 排探测器都使用了等距矩阵排列, Siemens 的薄层也利用了  $32 \times 0.6\text{mm}$  的设计, 另外, Siemens 和 Philips 也把切片层厚从  $0.75\text{mm}$  调到  $0.6\text{mm}$  左右, 以得到探测器和球管的最佳匹配。



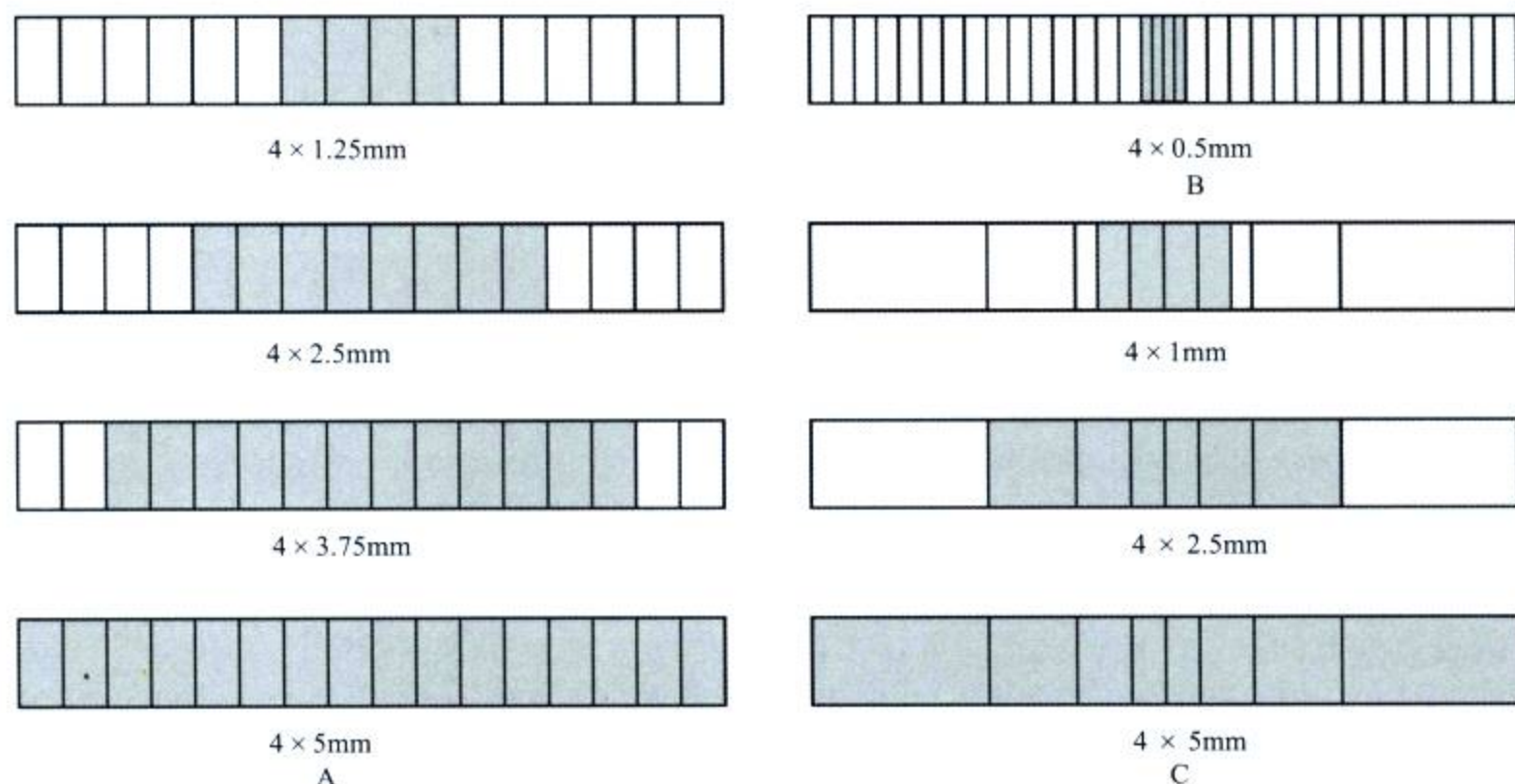


图 1-7 不同探测器的排列设计  
A.等距矩阵型；B.混合矩阵型；C.自适应矩阵型

多排CT和单排CT在系统的配制上是非常相似的，当然随着薄层和快速扫描的应用越来越广泛，人们对机器的精度、球管的强度和重建的速度要求越来越高。总的来说，多排CT由扫描单元、扫描床、数据处理和图像重建以及操作控制和图像显示器组成。而扫描单元则由X射线发生器、准直器和滤线器、探测系统以及把这些系统联系在一起的机架组成。

## 一、X射线发生器

X射线发生器是CT中最重要的部件之一，随着空间和时间分辨率应用的不断深入，人们对球管的要求越来越高，目前高档CT机架的转速已经小于0.4秒，为了能在亚秒内对亚毫米成像提供足够的光子数，X射线发生器不仅需要极高的瞬间功率（kW），同时还需要较小的焦点尺寸以匹配亚毫米的层厚。另外，许多临床应用还要求球管的高压发生器能在扫描过程中改变电流的大小甚至电压的高低，目前球管的最大功率可以达到100kW，小焦点的功率也能达到约50kW，大大提高了高分辨率在临床上的应用。

## 二、X射线准直器和滤线器

X射线准直器起两个作用：①减少对病人不必要的辐射剂量；②保证良好的图像质量。由于多排探测器的切片厚度是由探测器单元尺寸决定的，所以，多排探测器中的准直器主要用来限制X射线的范围，以减少对病人不必要的辐射剂量。从球管中发射的X射线具有从0到峰值电压的连续能谱，但临床中低能量的X射线无法穿透皮肤，只能产生皮肤剂量，而对成像不提供任何帮助。因此，大多数CT上都使用了平板滤线器，来去除低能X射线以



减低对病人的不必要的剂量。有些CT制造商在此基础上还使用了领结式滤线器,根据病人的体型和临床应用的特殊性来制造和选择不同形状的滤线器,以改变X线束流的强度,进一步优化成像条件,减少对病人的剂量。

### 三、X射线探测器

X射线探测系统是CT中另一个非常重要的部件。CT探测器从最早的高压惰性气体发展到目前的固体稀土元素探测器,量子探测效率从60%上升到99%。多排探测器的应用使CT的探测器覆盖率从10mm增加到目前的40mm,同时最小切片厚度也从10mm减少为0.6mm左右,从而真正实现了“各向同性”体素采集的信息模式。这种趋势还在继续朝着更薄更宽的方向发展,这种发展的可行性在很大程度上取决于探测器设计上的改进:即从前向信号输出改为背向信号输出(backlite™)。这种背向信号输出的设计成功地解决了光电二极管物理空间排列的问题,为探测器覆盖率的进一步发展提供了可靠的技术基础。另外,人们并没有停留在探测器量的改变上,能够直接把X射线转换成电信号的探测器研究也得到了很大关注,使用这种技术人们能够真正得到能谱CT图像,从而对物质进行组织分类。我们期待着它在临床应用上的早日实现。

X射线探测系统中的另一个重要部分是数据采集系统(DAS)。高转速低信号的CT系统对DAS提出了更高的要求。每圈小于0.4秒的机架转速要求DAS具有极高的取样频率。通常情况下,我们需要约1000个角取样以满足重建的要求,这就意味着如果机架转速为0.4秒时,DAS的取样频率必须在2500Hz左右。

新一代的DAS不仅朝着更高的取样发展,同时还在降低电子噪声上进行努力。最新的DAS是过去DAS电子噪音的1/2还不到。由于图像中的噪声是由X射线的统计涨落(量子噪声)和信号中的电子噪声共同决定,而电子噪声的相对影响在低X射线情况下显得更突出。因而在低信号成像中,低电子噪声的DAS就具有很大的优越性,这就为多排CT在低剂量临床应用提供了可靠的保障。

### 四、机架和滑环

机架和滑环是CT系统的骨架和能量信号传输的桥梁。随着扫描速度的不断加快和切片层厚的不断变薄,对机架性能的要求也不断提高,机架必须在巨大离心力的情况下保持非常高的角度和位置精度。为了确保三维亚毫米成像分辨率,机架在所有投影角的最大偏差必须小于亚毫米的几分之一。滑环是CT系统能量和信号传输的桥梁,滑环的使用使螺旋扫描成为现实,X射线光源所需的能量和数据信号通过滑环上的电和光的或者射频的连接,得到在连续旋转的机架和静止的CT部件之间传输。随着机架转速的不断增加和探测器排数的增加,需要传输的数据量成倍增加。用目前最先进的64排CT做例子,如果每排探测器为1000个通道,每转一圈产生1000个角投影数据,那么在机架转速为0.4秒的情况下,所需的传输率 $R = 1000 \times 1000 \times 64 / 0.4 = 1.6 \times 10^8$  (数据/秒)。如果每个采样数据用浮点格



式 (32bits)。那么滑环的带宽必须为 5G baud, 而随着机架转速的进一步提高和排数的增加, 这个带宽必然还会增加。

## 五、扫描床和螺距

扫描床是常规CT中并不引人瞩目的部件。但随着多排CT朝着更薄的层厚发展和临床应用不断深入, 人们对扫描床的要求越来越高, 首先是薄层对扫描床的精度要求有了很大的提高, 另外, 为了满足新的临床应用, 对扫描床的实时控制也越来越变成一种需要, 例如, GE公司的VCT, 使用了最先进的扫描床设计, 扫描床能够在扫描过程中实现加速和减速, 并能把扫描床的准确位置实时反馈给计算机系统, 使变速中的数据能够用于重建, 为很多适应性CT技术的实现提供了保障。

在临床应用中我们非常关心覆盖一个器官或一段范围所需的时间, 各种扫描时间的选择往往可以通过螺距和层厚的组合来控制。在多排CT中螺距 $p$ 可以用以下公式来定义:

$$p = d/M \times T \quad (1)$$

其中,  $d$ 是扫描床每旋转一圈的进床距离,  $T$ 是探测器的切片厚度 (mm),  $M$ 是实际应用的探测器排数。

如果我们使用机架旋转速度  $s$  和螺距  $p$ , 那么覆盖一个范围为  $R$  的区域则需要  $t$  的时间。

$$t = (R/d) \times s = (R \times s) / (p \times M \times T) \quad (2)$$

如果我们回到最早使用过的覆盖 600mm ( $R$ ) 部位的例子, 如果其他条件都不变的话, 使用 64 排CT则只需要 2 秒, 这比原来单排CT所需的 120 秒有了极大的提高。当然, 使用多排CT的另一个优越性在于我们可以在更短的时间内使用更薄的层厚来提高空间分辨率。如果我们把同一例子中的层厚减少为 0.625mm ( $T$ ) 以提高空间分辨率, 则使用 64 排覆盖 600mm 仍只需要 8 秒。

## 第四节 多排CT的重建原理

如上所述, 根据奥地利数学家 Radon 的重建原理: 要重建某一平面的图像, 对平面上的任意一点, 必须要有全部角度的数据。轴位扫描基本上符合这个要求。二维反投影重建法 (2DBP) 主要用于轴位扫描的重建。

对于多排螺旋CT (multi-detector CT, MDCT) 探测器中心附近的内侧的探测器, 因为没有锥形的影响, 使用这个技术我们可以得到较高质量的图像。而外侧的探测器却因为受到锥形角度的影响, 重建得到的图像质量就可能有所下降。对于锥形伪影不是非常明显的多排CT轴扫的数据重建, 我们也基本上采用 X-Y 轴的 2DBP 来进行图像重建。16 排以下的 MDCT 的轴位扫描重建的原理为取出 MDCT 的某一排的投影数据, 使用 2DBP 重建法来



进行重建,从而得到这一排的图像,例如,4排的MDCT,从不同的探测器得到不同的4枚图像。随着64排探测器的出现,Z轴宽度越来越宽,而层厚越来越薄,锥形伪影的影响也显得越发突出。为了减少锥形伪影的影响对图像的影响,对于Z轴覆盖面较大的容积数据,人们采用了以FDK(Feldkamp-Davis-Kress)为基础的3D锥形束反投影重建法来进行图像重建(3D FDK CBBP)。3D FDK CBBP的原理为对于标准层面的每一个点,都使用X-Y(channel)、Z轴(row)上不同的探测器单元的容积数据来进行插值处理,然后再使用3D反投影法来重建图像,从而大大减少锥形伪影。2DBP重建法使用独立的探测器重建独立的不同排的CT图像。而3D容积重建技术是先设立要重建的标准层面,然后使用容积数据来插值及反投影,而标准层面在容积数据(X、Y、Z)上,可以任意设立,故原理上可以得到任意层面的重建图像,比如,对于 $64 \times 0.625\text{mm}$ 的40mm的容积数据,如果在Z轴方向上设立0.31mm的重建间隔,就可以产生128层轴位图像。

螺旋扫描方式带来了高速、连续性等优点,但因扫描时床在运动,在重建平面上,原则上只有一个数据,故不符合Radon的重建原理,若对这样的原始数据进行重建,图像上就产生不可接受的严重的运动性伪影和层面错位。所以,要对原始数据的相邻点用内插法(interpolation)进行逐点修正,得到与轴位扫描方式同等的数据,然后再用2DBP或3DBP重建法来进行重建。MDCT中的螺旋重建原理是标准层面多通道探测器数据采集,传统的螺旋插值法为若在某Z轴位置重建图像,此重建位置同一投影角的Z轴向两相邻检测器列数据被用于插值重建平面内的投影数据,比如16排MDCT时,使用16排的原始数据来重建设定的标准层面的一个图像。在这种方法中,相邻探测器排之间的投影估算采用了线性插值,故常被称为排间插值。该算法的优点是简单和灵活,由于线性插值是排与排之间进行的,每个视角下的插值系数仅需要计算一次。此外,该算法对于任意螺距下采集的投影都是适用的。不足的是产生图像的层厚(Z轴分辨力)和图像伪影的抑制不是很理想。由于Z轴空间分辨力对临床诊断来说和平面内(X-Y)空间分辨力同等重要的,因此,提高Z轴空间分辨力也是重建中非常受关注的一个方面。目前至少有两种方法能提高Z轴方向的空间分辨力:一是飞焦采集技术,另一种是共轭采集技术。这两种方法可以说是异曲同工,同样能达到增加数据采集率来提高Z轴方向分辨率的目的。共轭数据是相差 $180^\circ$ 的数据,由于在螺旋取样中探测器在不停地旋转,病人在不停地运动,因此,在通常情况下,物体中的任何一点是由探测器中同一投影角( $0^\circ$ 或 $360^\circ$ )的Z轴方向的两个相邻的探测器位置来定位的。有了共轭数据以后,我们可以把这些数据和 $180^\circ$ 的数据集合起来,这样物体中同样的一点就有四点来定位。这样就把定位的数据加倍了,或者说把取样的间隔减小了,从而提高了Z轴方向的分辨率。因此,使用了共轭采集技术以后,我们有效地把数据采集率提高了一倍。

## 第五节 心脏CT成像技术的要求和特性

自从1971年第一台计算机断层扫描仪(CT)发明以来,CT在临床医学上的应用在过去的三十几年有了突飞猛进的发展。用CT对冠状动脉进行成像是人们梦寐以求的目标,也



是推动CT不断进步的原动力。多排CT的出现，特别是亚毫秒扫描速度的出现，使得人们能够对心脏进行初步的研究；16排CT的推出，首次实现了亚毫米各向同性的分辨率，CT在心脏上的临床应用也因此有了长足的发展。64排CT的开发使得高质量的冠状动脉成像、胸痛三联诊的一次实现以及大器官灌注的研究都成为日常临床应用的现实。这些先进的临床应用来源于CT技术，包括硬件、软件和重建技术的革命性进步。

心脏由于其细小的血管结构和搏动特性对CT成像提出了至高的要求。它不仅需要很高的空间分辨力和密度分辨力，还需要极好的时间分辨力。同时由于心脏CT成像使用小螺距，减少对病人X射线剂量也是备受关注的问题，本节将对心脏CT成像技术的要求和特性进行介绍。

## 一、5秒心脏成像——心脏成像成功率的保障

心脏是一个搏动的器官，而且搏动的频率受多种因素影响。CT冠状动脉成像时，通常要使用造影剂并要求病人屏住呼吸。医学界的研究表明，由于受造影剂和屏气的影响，病人的心率会有较大的波动。如图1-8所示，人的心率稳定期只有大约5~7秒。而稳定的心率对CT成像质量是至关重要的。因此，要想得到完美的冠状动脉的图像，CT必须具备两种不同的高时间分辨力：图像时间分辨力和扫描时间分辨力。心脏图像时间分辨力是由机架的转速和图像重建算法来决定的。机架的转速越快，可获得的图像时间分辨力越高。同时心脏成像的图像时间分辨力还直接受心脏扫描重建方法的影响。心脏扫描重建方法主要可分为单扇区和多扇区重建法。单扇区重建法是利用回顾性心电门控得到的多排CT的螺旋扫描原始投影数据，利用半重建技术进行影像重建（图1-9）；多扇区重建法是利用心电门控的同期信息，从不同的心率周期和不同列的检测器信息，采集同一期相不同角度的半重建所需的原始数据来进行影像重建（图1-10，图1-11）。使用常规的单扇区心脏重建法获得的时间分辨力是X线管旋转速度的一半，使用多扇区重建法我们可以进一步提高极限图像时间分辨力。如在0.35秒机架的转速的情况下，使用单扇区重建法可获得的175毫秒的图像

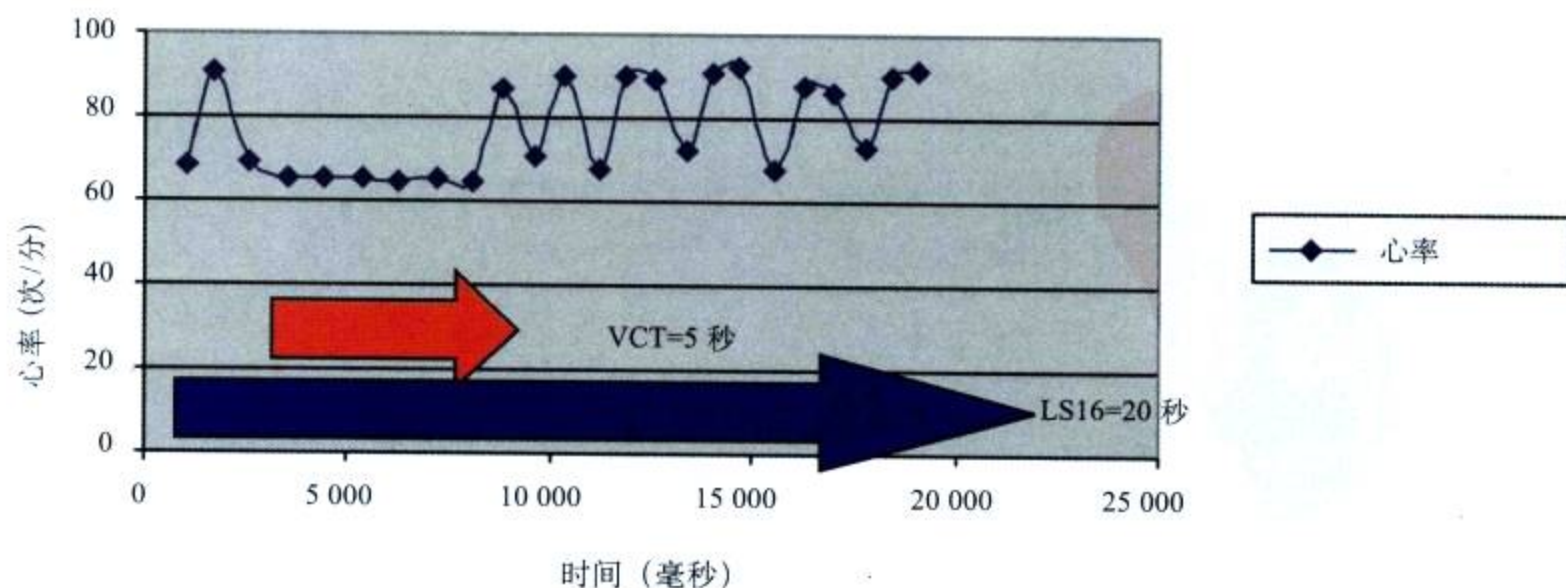


图 1-8 心率波动随屏气时间变化的示意图



时间分辨力，而使用4扇区重建我们可以得到44毫秒极限图像时间分辨力。单扇区和多扇区重建的最大区别在于，单扇区重建的时间分辨力仅由X线管的旋转速度所决定，而多扇区重建的时间分辨力不仅受X线管的旋转速度的影响，同时也受到心率的影响。因而早在多排CT的心脏重建技术开发初期，用于多扇区重建算法的变速扫描技术就被提了出来。变速扫描技术，即扫描速度与心率自动匹配，根据病人的心动周期，调节扫描速度的方式，借之提供最佳的时间分辨力。如GE公司的VCT就具有0.35、0.375、0.40、0.42、0.5秒等机架扫描速度，机器可根据病人不同的心率自动选择扫描速度来达到最佳的图像时间分辨力。

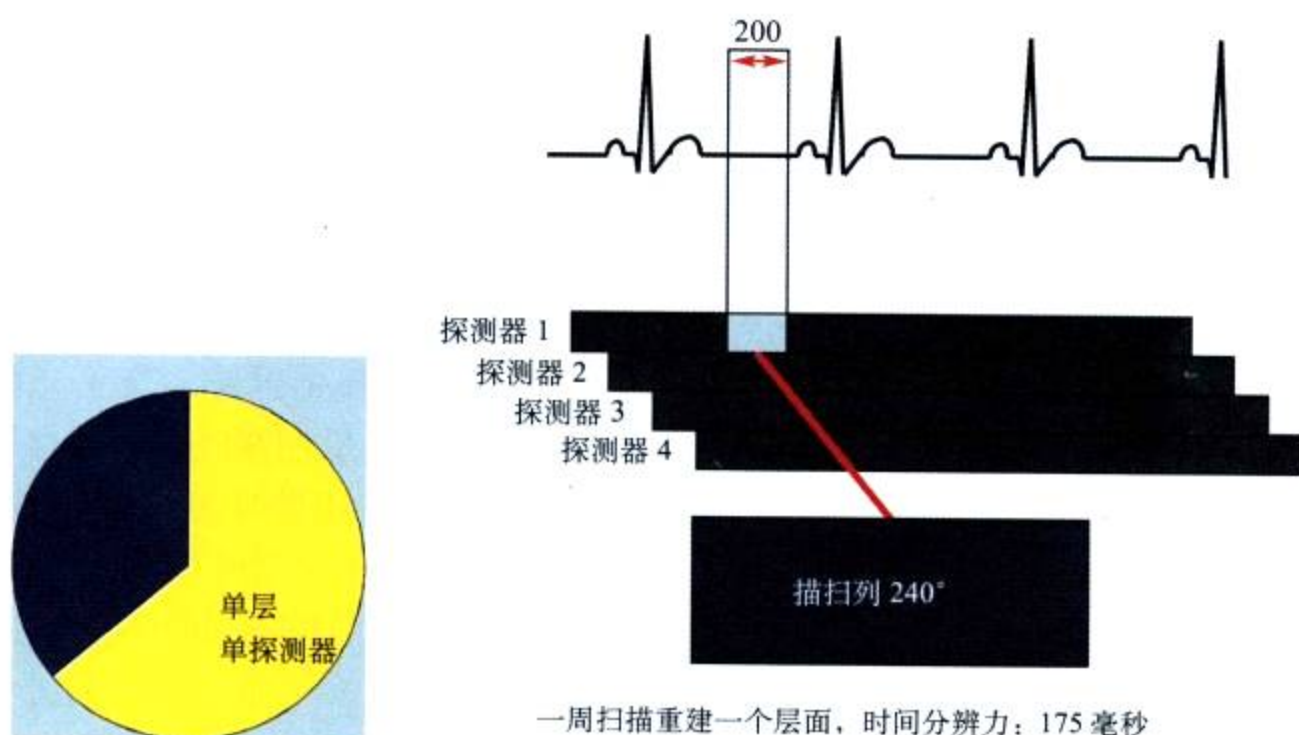


图 1-9 心率 40~75 次 / 分，一周扫描单扇重建方法

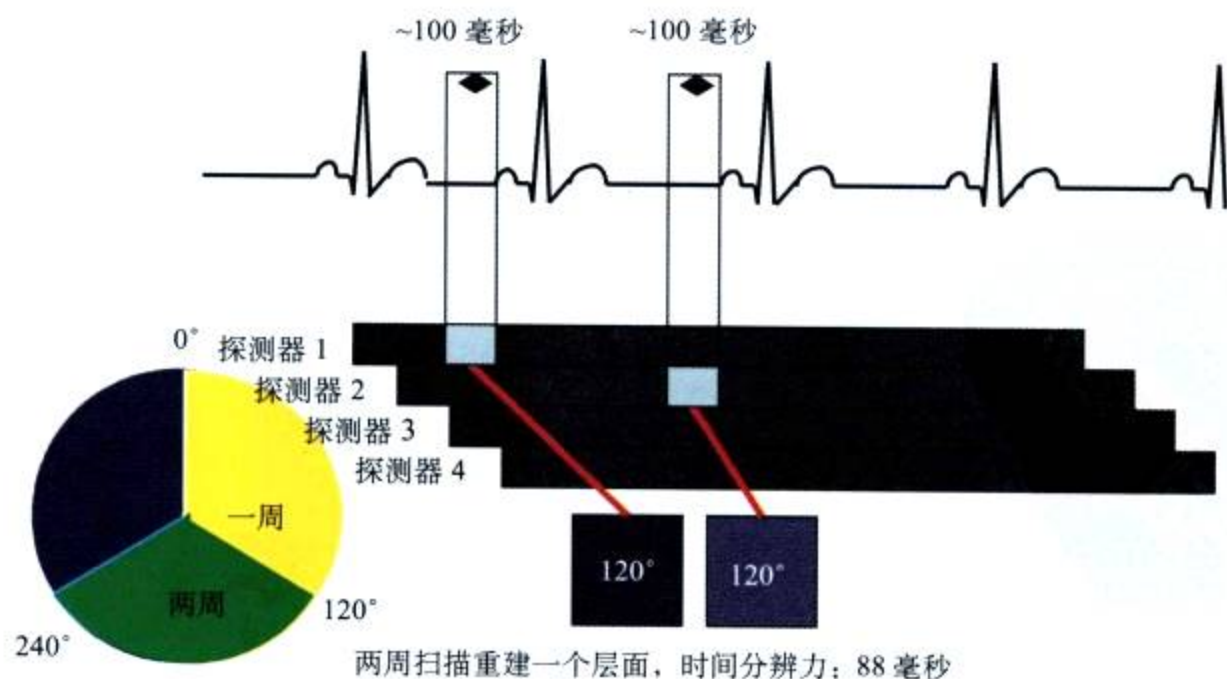


图 1-10 心率 75~113 次 / 分，两周扫描双扇重建方法



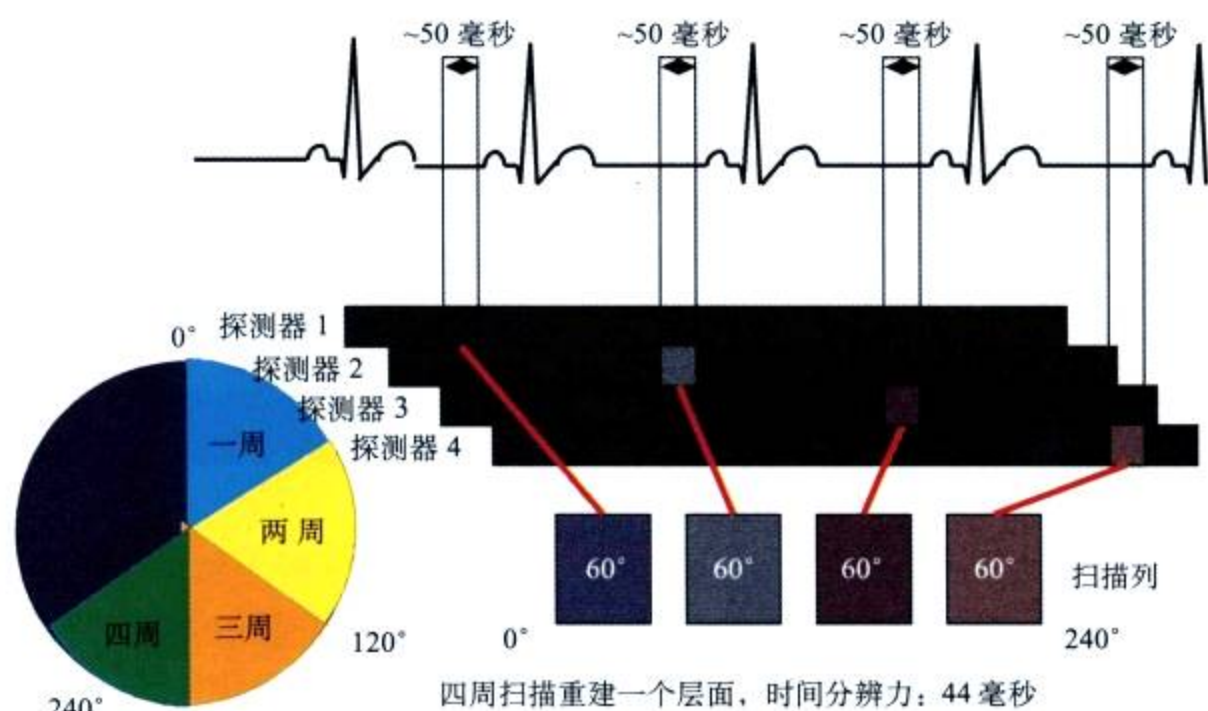


图 1-11 心率&gt;113 次/分, 四周扫描四扇重建方法

而心脏的扫描时间分辨力 $r_t$ , 则不仅与机架转速 $s$ 有关, 还和扫描螺距 $p$ 和探测器宽度 $w$ 有关系。我们可以用以下的公式来表达心脏的扫描时间分辨力:

$$r_t = \frac{R+pw}{pw} \cdot s \quad (3)$$

其中,  $R$  是所需覆盖的心脏宽度,  $p$  是扫描螺距,  $w$  是探测器宽度, 而  $s$  是机架转速。对 CT 心脏成像进行仔细分析后发现虽然公式 (3) 中的扫描时间分辨力与扫描螺距和机架转速都有关系, 但由于这两个参数是相互关联的: 即转速越快则扫描螺距越小; 而且扫描螺距还受限于病人心率: 即心率越慢则所需扫描螺距越小。所以, 真正决定扫描时间分辨力的参数是探测器宽度。通常情况下在 0.35 秒的机架转速下, 用于心脏成像的螺距为 0.20~0.28。如果我们用 40mm 的探测器, 0.26 的螺距和 0.35 秒的机架转速, 那么覆盖 140mm 的心脏则需约 5 秒; 相反如果我们用 20mm 的探测器, 那么覆盖同样范围的心脏则需 10 秒, 心率波动将大大增加, 心脏图像质量将会下降。

## 二、高空间分辨率和密度分辨率——冠状动脉成像 与病变诊断的保证

CT 冠状动脉成像很重要的方面是对细小的心脏冠脉进行三维重建和重现, 以及对斑块进行确定。这些就决定了 CT 需要有高对比度 (低噪声) 和很高的各向同性的空间分辨率。高的空间分辨率保证我们能对细小的冠脉进行成像, 对冠脉的狭窄进行测量, 对冠脉支架和支架内再狭窄进行评估。各向同性空间分辨率确保小的结构体在所有方向 ( $X$ 、 $Y$  和  $Z$ ) 看起来一样大小, 这在图像三维重建和重现方面尤为重要。而高对比度允许结构体在 CT 值



和周围物体相似时能被识别出来，这是识别和确定软斑块的关键。

要实现高空间分辨力和对比度的一个关键设计因素是球管焦点尺寸和探测器单元尺寸的优化选择。在保证 X 射线输出功率的前提下，尽可能小的焦点尺寸（如 GE 公司在  $0.7\text{mm} \times 0.6\text{mm}$  小焦点尺寸的状况下获得  $335\text{mA}$  的球管电流）是获得高空间分辨力的前提。但是仅仅有小的焦点尺寸还不够，因为空间分辨力是由焦点尺寸和探测器单元尺寸共同决定的。随着探测器单元的不断减少，焦点和层厚的匹配显得更加重要。目前多数 CT 生产厂家是通过在 ISO 中心选择  $0.625\text{mm}$  探测器层厚来实现空间分辨力、对比度和剂量之间的平衡。在较大的焦点尺寸情况下，过低地降低探测器层厚达不到获取更高空间分辨力的效果，只会无效地损失探测效率从而增加对病人的剂量。

对心脏软斑块进行定性和定量分析的关键是良好的密度分辨力和信噪比。由于在心脏扫描中通常使用亚毫秒（ $<0.4$  秒）机架转速，所以，要想在单位时间内获得足够的 X 射线，必须有较高功率的球管。对于一些肥胖病人，要想在亚毫米分辨力的情况下得到高质量的冠状动脉的图像，通常需要大约  $200\sim 230\text{mA}$  的电流。这就意味着如果使用的机架转速是  $0.33$  秒，球管的最大电流必须达到  $700\text{mA}$ ，或者球管的功率必须大于  $84\text{kW}$ 。

当然，提高球管功率只是获得良好的密度分辨力和信噪比的一部分。CT 冠状动脉成像由于其高空间分辨力和快速的机架转速的特性还是属于低信号成像。另外，应用 X 射线球管焦点在 Z 方面跳动来提高数据采样率，从而提高空间分辨力的飞焦采集方法，使得原本就短暂的单位取样时间又缩小了一倍。由于图像中的噪声是由 X 射线噪声和来自于数据采集系统（DAS）的电子噪声共同决定，采集时间缩短则信号强度下降，但是电子噪声一般不受信号采集时间影响，因此，电子噪声对图像噪声的影响在低信号成像条件下显得更为突出。充分地降低 DAS 的电子噪声将有效地降低心脏图像的噪声。GE 公司在 64 排探测器 Light Speed VCT 以及随后推出的 Bright Speed CT 系列中使用最新的 Valara DAS，有效地把电子噪声降低了  $50\%$ ，充分体现出它们在心脏和其他低信号 CT 中的优越性。

### 三、心脏成像中 X 射线辐射剂量的控制——CT 心脏广泛应用的前提

心脏成像中由于使用小螺距扫描模式，X 射线辐射剂量（简称剂量）一直是大家关注的问题。因此，人们在心脏成像中提出了一系列方法来降低病人剂量。其中包括使用 ECG 电流调制、心脏前置过滤器、软件过滤以及心脏轴位成像来降低心脏成像的剂量。其具体方法及原理详见本书第 11 章。

上述对 MDCT 心脏成像技术的要求和特性进行了介绍。心脏由于其细小的血管结构和搏动特性对 CT 成像提出了至高和全面的要求：用最小的剂量来获得最好的空间分辨力、扫描和图像时间分辨力以及密度分辨力。64 排探测器 CT 的出现使得我们在 CT 心脏成像道路上迈出了革命性的一大步。但是要得到完美的心脏图像，特别是对血管内支架本身和支架内血管通畅程度的准确评估以及对软斑块进行确定，我们还必须进一步提高



各类分辨力。新的特异造影剂和能量分辨探测器的研发也将使我们在CT心脏成像上有更大的突破。

(李剑颖 高建华)

## 参考文献

- Barcewell RN. 1956. Strip Integration in Radio Astronomy. Australian J Phys, 9: 198~217
- Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. 1984. Practical cone-beam algorithm. J Opt Soc Am, 1 (6):612~619
- Hsieh J, Li J, Londt J et al. 2005. Complimentary Reconstruction Algorithm for Low-dose CT Cardiac Imaging. Conference Record of Fully 3D Medical Imaging Conference
- Hsieh J, Londt J, Li J. 2005. Low-Dose Cardiac Imaging with Volumetric CT. Abstract to ECR
- Hu H. 1999. Multi-slice Helical CT: Scan and Reconstruction. Med Phys, 26:1~18
- Kachelriebe M, Knaup M, Penbel C et al. 2004. Flying Focal Spot (FF.S) in Cone-Beam CT. Proc IEEE MIC
- Kalender WA, Seissler W, Vock P. 1989. Single-breath-hold Spiral Volumetric CT by Continuous Patient Translation and Scanner Rotation. Radiology, 173P, 414
- Li J, Hsieh J. 2004. An Adaptive Filtering Algorithm for Cardiac CT with EKG-modulated Tube Current. Conference Record of 2004 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference
- Li J, Mohr K, Okerlund D. 2004. Dose reduction for CT Coronary Artery Imaging using a Special Bowtie. Med Phys, 31:1841
- Mori I. 1986. Computerized tomographic apparatus utilizing a radiation source. US Patent (4), 630:202
- Radon J. 1917. Uber die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte langs gewisser mannigfaltigkeiten. Ber Verh Sachs Akad, 69: 262~277
- Sablajrolles JL, Cesmeli E, Mintandjian L. 2005. Wide Coverage by Volume CT: Benefits for cardiac imaging. Proc SPIE Physics of Medical Imaging



## 第 2 章 MDCT 冠状动脉造影检查

多排螺旋CT (MDCT) 主要是应用于心脏—冠状动脉的诊断检查。凡是临床涉及冠状动脉的诊断问题,均是MDCT冠状动脉检查的适应证,其中绝大部分是用于冠心病的诊断检查。

当前,冠心病发病率在不断增加,根据流行病学统计,在我国年冠心病死亡率已经达到 244/10 万人(城市)和 193/10 万(农村),成为死亡第一病因。冠心病的预防、诊断与治疗受到广泛注意。

有创的冠状动脉造影是冠心病诊断的“金标准”,随着造影技术的提高,造影并发症 <1.5%,死亡率 <0.1%,明显降低,已广泛普及应用。但是,对有创检查的认识及应用也存在误区,美国每年有 100 多万例冠状动脉造影,只有 50% 需要血运再通术 [经皮冠状动脉腔内成形术 (PTCA) 或冠状动脉旁路移植术 (CABG)]; 1995~2000 年,德国冠状动脉检查总数增加了 45%,其中约 40% 受检者没有发现有明确病变或不需冠状动脉介入治疗。我国某大医院 2004 年约 6000 例冠状动脉造影,介入治疗及搭桥手术约 3000 例。根据一组心脏瓣膜病冠状动脉造影研究,在 50 岁以上瓣膜病患者合并冠心病约占 15%,为此,50 岁以上瓣膜病患者心脏外科手术前行冠状动脉造影检查已成为常规。很显然,80% 以上患者是不需要做有创冠状动脉造影检查的。

如何使有创冠状动脉造影更有针对性、尽量筛选出不需要做有创冠状动脉造影者,是当前医学界关注的课题。为此,一组研究 208 例成年人瓣膜病患者,平均年龄 56.4 岁 (42~75 岁),术前行冠状动脉造影与 CT [电子束 CT (EBCT)] 冠脉钙化检查对照研究,发现冠脉钙化阴性者 114 例中 95.6% 无冠心病 ( $P < 0.005$ )。提示如果术前行 CT (包括 MDCT、EBCT) 冠脉钙化检查,可以初步筛选出不需要做冠状动脉造影的部分患者,减少对有创的冠状动脉造影的应用。这提示我们可以找到可行的无创筛查方法,用以评价冠状动脉,以减少对选择性冠状动脉造影的过度应用和依赖。

近年来,随着计算机技术的发展,医学影像学特别是无创或少创性心血管成像技术——主要是 CT 有了突破性进展。冠状动脉成像自电子束 CT (EBCT) 之后多排螺旋 CT (MDCT) 成像质量更加提高,成功实现无创性冠状动脉造影;三维重建技术开发,大大推动了 CT 冠状动脉成像技术的临床应用。

### 第一节 MDCT 冠状动脉检查的适应证及禁忌证

MDCT 对于冠状动脉检查主要用于冠状动脉病诊断,凡是临床涉及冠状动脉的诊断问题,原则上讲,除碘过敏者外,均是 MDCT 冠状动脉检查的适应证,其中绝大部分是用于



冠心病的诊断检查。MDCT 冠状动脉检查的适应证及禁忌证基本与有创性冠状动脉造影相同。但是，作为筛选手段，MDCT 在应用中，适应证掌握可能更宽些，禁忌证相对也少。

## 一、适应证

(1) 冠心病诊断：

- 1) 中年以上原因不明胸痛或劳力后心绞痛者。
- 2) 中年以上静息心电图 ST-T 改变，考虑心肌缺血者。
- 3) 中年以上心电图、超声心动图或核素心肌灌注并负荷试验阳性或可疑阳性者。
- 4) 中年以上原因不明心脏扩大、心电图异常或心力衰竭者。

(2) 无症状冠心病筛查：

- 1) 中年以上存在多项冠心病危险因素者。
- 2) 中年以上无症状而心电图异常者，负荷试验阳性或可疑阳性者。
- 3) 中年以上超声心动图检查怀疑心肌缺血者。
- 4) CT 平扫发现冠状动脉钙化，分值超过年龄组预计分值者。

(3) 高龄 (65 岁以上)，原因不明心脏扩大，心电图异常，心力衰竭，待除外冠心病者。

(4) 冠状动脉插管困难：如外周血管病变、怀疑冠状动脉开口异常导管不到位；患者过度紧张拒绝有创检查者。

(5) 选择性冠状动脉造影并发症，如夹层、壁内血肿的诊断与复查。

(6) 冠状动脉支架或搭桥手术后的随访手术。

(7) 先天性冠状动脉异常：

- 1) 心脏/大血管手术前除外冠状动脉病变者。
- 2) 各年龄组先心病治疗前除外并存冠状动脉起源、走行、分布异常者。
- 3) 小儿心肌梗死、心脏扩大、左心功能衰竭怀疑冠状动脉先天性畸形者。

(8) 小儿川崎病临床怀疑冠状动脉受累者。

(9) 急诊患者急性胸痛鉴别诊断：主要考虑三大类主要疾患：冠心病（急性心肌梗死、不稳定心绞痛等）、主动脉夹层及肺动脉栓塞。MDCT 是及时、准确、有价值的检查方法。

(10) 心脏外科术前、血管病外科术前除外冠心病。

(11) 心脏电生理检查前后：除外冠状动脉病、观察肺静脉解剖，MDCT 是有价值的无创检查手段。

## 二、禁忌证

(1) 碘过敏者为绝对禁忌证。

(2) 严重肾、心、肺功能异常者为相对禁忌证。

(3) 心律不齐患者。MDCT 对心率与心律有严格要求，特别是心律不齐者直接影响采像，导致重建失败，一些厂家称有智能采像程序，自动剔除异常对相数据，保证冠状动脉





成像的成功，其可靠性尚待进一步实践加以证实。64排与16排MDCT对心率的要求，16排MDCT要求在65次/分以下为最佳选择；64排MDCT在75次/分以下冠状动脉重建效果最佳。根据GE公司64排探测器Light Speed VCT，如果在0.35秒的机器转速情况下，使用单扇区重建法，可获得175毫秒的时间分辨率，对于心率小于75次/分的患者，可以获得优良的重建效果。应用双扇区重建法可以获得88毫秒的时间分辨率，对于心率为75~113次/分的患者可以获得良好的重建效果。目前的设计可以达到应用4扇区重建法，获得44毫秒的极限图像时间分辨率，对心率的要求几乎变得不重要。但是根据我们一组临床对照研究，心率小于75次/分组优等片率明显高于心率大于75次/分组 ( $P < 0.05$ )。因此，我们推荐MDCT冠状动脉造影，患者心率仍以控制在75次/分以下最为理想，心率过快者必要时仍需要给予适量的 $\beta$ 受体阻滞剂。

## 第二节 MDCT 冠状动脉检查步骤

### 一、患者准备

患者的检查前准备对CT冠状动脉成像的成败至关重要，在进行扫描之前应做到如下准备：

(1) 嘱患者扫描前1~2小时内不要过多饮用含咖啡因类物品，如茶、咖啡等，从而避免引起心率过快或控制困难。

(2) 患者应提前至少半小时到达检查室，静坐以稳定心率；对于心率过快的病人可给予 $\beta$ 受体阻滞剂降低心率（有传导阻滞的患者禁用），对于心率较低且相对稳定的患者，可在冠脉造影扫描开始前1~2分钟予以舌下含化硝酸甘油使冠状动脉扩张，从而达到最好的检查效果（通常是在进行了循环时间测定完成后，造影扫描开始前，不要过早地给予硝酸甘油）。对于因心功能导致心率快且波动较大的患者，除必要的药物外应静坐（卧）保持平静，适当给予纯氧吸入，流量为2~4 L/min。重症患者应有心内科经管医生在场。

(3) 患者应去除身上饰物及紧身内衣，使患者处于较舒适的状态，同时也可避免内衣对电极的摩擦。

### 二、对比剂

对比剂的选择和准备将直接影响CT冠状动脉造影的效果，恰当选择对比剂类型和注射方式是确保造影成功的有一个重要因素。

1. **对比剂种类的选择** 目前有两种碘对比剂，离子型（泛影葡胺）和非离子型（如碘帕醇、碘海醇等）。由于离子型造影剂高渗透压，而有一定的毒副作用，包括：透过血脑屏障产生神经系统毒副作用；心肌毒副作用；肾脏毒副作用；红细胞皱缩、聚集，加重肺动脉高压；一过性血容量增加，加重心力衰竭；末梢血管扩张引起一过性低血压。因此，CT



冠状动脉造影不宜应用离子型碘对比剂，以用非离子型碘对比剂最为安全，以避免离子型碘对比剂高渗透压带来的毒副反应，减少增强检查的并发症。

**2. 对比剂浓度的选择** 目前常用的CT对比剂浓度分为270mgI/ml、300mgI/ml、320 mgI/ml、350 mgI/ml、370 mgI/ml，由于冠状动脉细长曲折的解剖特点，低浓度碘对比剂不利于冠状动脉远端和小分支的显示，同时，由于管腔浓度不高而降低了与软斑块的密度差，不利于斑块的观察和测量；320mgI/ml、350mgI/ml和370 mgI/ml均能提供对冠状动脉远端和细小分支的显示，但是在对比剂首次经肘静脉回流至右心房时，在上腔静脉和右心房产产生强的高密度伪影，以370 mgI/ml尤为明显，特别是在使用单筒高压注射不用盐水续灌注的情况下，这种伪影会影响对右冠状动脉的观察。小儿可用低浓度对比剂及降低流速，以尽量减少对比剂的注入；超体重患者可用高浓度对比剂（370mgI/ml或400mgI/ml）及提高流速，以保证冠状动脉对比度，提高信噪比，提高重建图像质量。

**3. 对比剂的用量** 对比剂的用量包括几个因素：①延迟时间；②注射速率；③扫描时间；④循环时间；⑤扫描部位、范围；⑥高压注射器类型；⑦年龄；⑧体重。应用64排MDCT心脏-冠脉扫描约在5秒左右即可完成，因此，对比剂的用量为70~80ml即可，但是为了使设定造影的扫描延迟时间更有把握，对比剂总量约为100ml（包括循环时测定）为宜，具体如下：

（1）单筒高压注射器：吸入100ml对比剂，其中20ml用于测定循环时间，80ml用于冠状动脉造影；也有人建议先吸入90ml对比剂，再缓慢吸入30ml生理盐水，可降低上腔静脉和右心房的伪影，但操作稍显复杂，有时造成对比剂被生理盐水稀释，并不可取。

（2）双筒高压注射器：一个筒中吸入100ml对比剂，另一个筒中吸入40ml生理盐水。

**4. 对比剂的注射速率** 由于扫描时间缩短（约5秒），使我们有机会使用较高的注射速率以增强对比剂的团注效果，通常使用4.5~5ml/s。小儿适当降低注射速率，相应降低对比剂总量；超体重患者适当提高注射速率，相应增加对比剂用量。

对比剂注射反应的告知：①告知对比剂注射过程中的一些正常反应，如注射时的前臂发热感。②如果发生手臂剧烈疼痛，可能发生对比剂外溢，应停止检查。③注入对比剂检查完毕后应适当观察一定时间，并询问患者有无不适（如痒：荨麻疹出现；咽喉发紧；哮喘：气管痉挛），将结果告知主管检查医生，无任何异常情况时，患者方可离去。

## 三、扫描准备

**1. 患者体位** 患者仰卧于检查床上，双臂上举。

**2. 静脉穿刺针与穿刺部位** 由于注射速率相对较高，成人采用18G的静脉留置针（套管针），实践证明静脉留置针与头皮针相比，明显减少对比剂外漏的风险。对于静脉穿刺位置，建议使用肘正中静脉，比手背或前臂的浅静脉穿刺有流量大、少外漏的优点，也减少穿刺时的疼痛。

**3. 安装心电监护仪电极** 心电门控必须在患者前胸安装电极，保证扫描与心动周期同步，为确保电极与皮肤连接能有效，患者放置电极处的皮肤应保持干燥、清洁，粘贴好



电极 (如图2-1) 后。应避免手臂移动时导致电极移位。心电监护仪默认显示 II 导联的信号, 有时 II 导联的信号可能会较弱, 除调整监护仪的设置外, 也可改用 I 导联或 III 导联的信号。

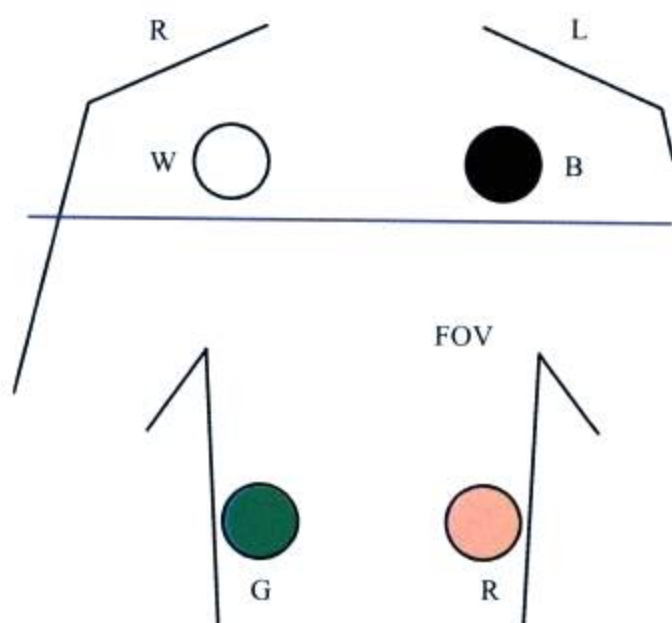


图 2-1 心电图安装示意图

**4. 呼吸训练** 连接心电图导线后对患者进行屏气训练, 通常为平静吸气后屏气, 虽然冠脉的扫描时间为 5 秒左右, 但为了获得稳定的心律和心率, 通常在患者屏气后 5 秒开始扫描, 这样患者的实际屏气时间为 10 秒左右。因此, 在进行呼吸训练时要对患者进行超过 10 秒的屏气训练, 在训练时注意观察患者的心律及心率变化, 如果患者的心率变化在 10 秒内超过 5 次, 会影响扫描与重建, 此时患者可以进行纯氧吸入 (2~4L/min), 5 秒后进行同样的训练, 心率常可维持稳定。没有吸氧设备时, 可采用深度换气法, 即让患者深吸气, 然后深呼气, 重复两次后屏住气, 此法亦能有效减少患者扫描中的心率波动。

应该注意有的患者过度深吸气后用力憋气, 增加胸腔内压力, 如同作 Valsalva 试验, 可以减少回心血量, 会导致循环时间延长, 升主动脉对比剂充盈差, 大大影响冠状动脉显影。因此, 操作技师或医生应该教会患者, 避免发生类似情况。

值得注意患者在屏气前后心率有时可能会有较大的差别, 或者是心率变化较大较快, 由于系统会将屏气前或者扫描启动前的心率作为后门控的处理依据, 而患者在扫描启动后的心率可能与此差距较大, 从而产生了配位不准, 造成图像质量不佳, 这时可以通过呼吸训练时观察, 手动设置一个患者在启动扫描后可能的心率, 对这种心率变动进行改善, 这种方法称为心率覆盖 (over ride)。

**5. 通话器的检查** 测试通话器是否正常。同时将音量调至适当的大小, 既能让患者清楚的听到, 又避免声音过大而造成患者烦躁或紧张。

## 四、扫 描

检查一旦要开始, 应尽可能保证操作过程的流畅, 以便减少患者在检查台上的等候时间, 以避免患者因情绪引起的心率波动。



### 1. 扫描模式 有两种扫描模式。

(1) 心脏扫描: 目的是观察冠状动脉、心腔、瓣膜、心肌和心包; 扫描范围120~150mm, 采集5~6秒, 640mA, 120kV, 球管转速为0.35秒/周, 螺距=0.2~0.26或0.16~0.26, 层厚0.625mm。

(2) “胸痛三联征”扫描模式: 目的是观察冠状动脉、肺动脉栓塞、主动脉夹层以及冠状动脉搭桥(CAGB)血管等。扫描范围240~280mm, 采集时间10~12秒, 640mA, 120kV, 球管转速为0.35秒/周, 螺距=0.2~0.26, 层厚0.625mm。

以上采集均采用心电门控。

### 2. 扫描程序 心脏扫描程序包括。

(1) 定位像: 非门控低剂量扫描(平扫)是一个可选程序, 扫描范围从主动脉弓至心尖, 层厚、间隔均为5mm, 管电流为80mA, 球管转速为0.5秒/周。其目的是为冠脉造影扫描和测定峰值时间的同层动态扫描提供断层定位。

(2) 冠状动脉钙化积分扫描(smartscore): 钙化积分扫描也是一个可选程序, 扫描范围自气管隆突下1cm至心尖部, 间隔、层厚均为2.5mm, 需要注意的是显示野(DFOV)为固定值25cm, 不要调整。

(3) 峰值时间测定扫描(timing bolus): 测峰值时间(又称循环时间)从肘静脉注射15~20ml对比剂, 注射速率为5ml/s, 同时对同一层面(一般选择主动脉根部左主干开口处)行电影扫描(图2-2、图2-3), 可以记录完整的时间密度曲线, 能提供准确的峰值时间, 用以决定增强扫描的延迟时间; 同时可以根据对比剂从注射点(肘静脉)到达主动脉的时间, 而决定对比剂的最佳用量, 保证图像采集和对比剂增强的同步化。



图 2-2 峰值时间测定扫描定位

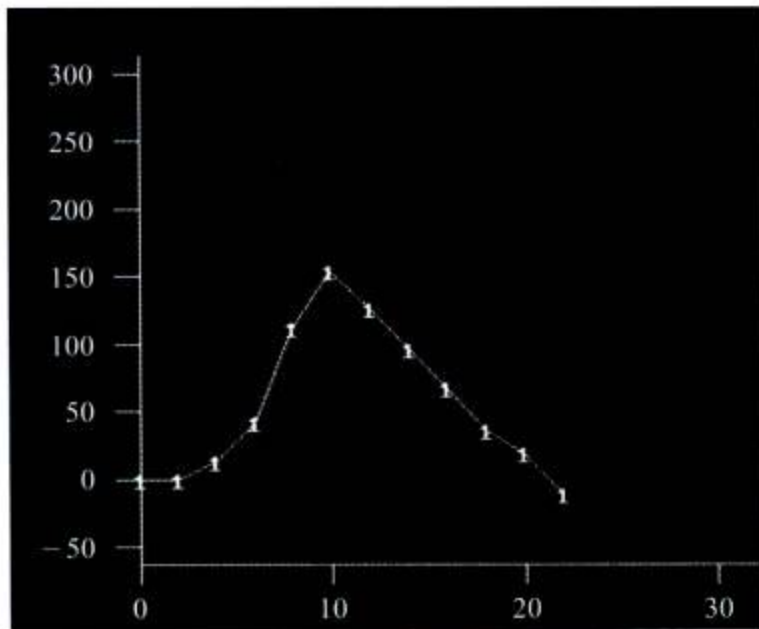


图 2-3 时间密度曲线, 提供准确的峰值时间

扫描设备: 对比剂跟踪技术(Smart Prep)替代峰值测量程序, 虽然对比剂跟踪技术可以节省少量对比剂, 但是由于不能观察到完整的时间密度曲线, 很难准确地在团注峰值区间内触发扫描, 保证图像采集和对比剂增强的同步化。特别是在冠脉扫描时对比剂的注射速率快, 而对比剂的总量相对少, 其平台期相对较短, 就更容易错过冠脉的最佳强化期。



(4) 冠状动脉造影扫描程序：该扫描程序完成对心脏—冠脉的扫描及数据采集。扫描类型为 Cardiac Helical，由于目前  $360^\circ$  扫描时间为 0.35 秒，采用回顾性心电门控多时相采集与重建。GE Light Speed 64VCT 后门控模式：心率为 50~75 次/分时，采用 snapshot segment 方式，单扇区采集与重建，一周扫描完成  $240^\circ$ ，时间分辨力为 175 毫秒。心率为 76~113 次/分时，采用 snapshot segment+burst 方式二扇区采集与重建，一周扫描完成  $120^\circ$ ，时间分辨力为 88 毫秒。心率  $\geq 114$  次/分时，采用 snapshot segment+burst+plus 方式四扇区采集与重建，一周扫描完成  $60^\circ$ ，时间分辨力为 44 毫秒。

基于定位像确定扫描范围，通常为 12cm，层厚为 0.625mm，间距为 0.625mm（因心脏扫描为特殊的后门控螺旋扫描方式，不要对图像进行重叠重建，否则会出现伪影），螺距值由系统根据患者的心率自动设定，一般为 0.2~0.26，其匹配关系见表 2-1、表 2-2。

表 2-1 心率与后门控采集方式及螺距的关系

心率范围 (次/分)	转速 (秒)	后门控采集模式	螺距
30~39	0.35	snapshot segment (SSEG)	0.20
40~49	0.35	snapshot segment (SSEG)	0.20
50~59	0.35	snapshot segment (SSEG)	0.23
60~74	0.35	snapshot segment (SSEG)	0.26
75~85	0.35	snapshot burst (SSB)	0.20
86~95	0.35	snapshot burst (SSB)	0.22
96~105	0.35	snapshot burst (SSB)	0.24
106+	0.35	snapshot burst (SSB)	0.20
114+	0.35	snapshot burst plus (SSB+)	0.20

表 2-2 采集方式、心率、螺距比和扫描时间的对照关系

采集方式	心率 (次/分)	转速 (秒)	螺距比	扫描时间 (秒)
segment	30~39	0.35	0.20	5.25
segment	40~49	0.35	0.20	5.25
segment	50~59	0.35	0.23	4.60
segment	60~74	0.35	0.26	4.60
burst	75~85	0.35	0.20	5.25
burst	86~95	0.35	0.22	4.80
burst	96~105	0.35	0.24	4.50
burst	106+	0.35	0.20	4.00
burst plus	114+	0.35	0.20	5.25

管电压一般比较恒定为 120kV，根据患者的体重指数也可以适当做调整。管电流可根据患者的情况而定，通常为 550~710mA，也可以采用 ECG 自动调节毫安。

(5) 胸痛三联征检查程序：

1) “胸痛三联征”扫描模式 (triple rule out)，目的是观察冠状动脉、肺动脉栓塞、主动脉夹层以及冠状动脉搭桥 (CABG) 血管等。

2) 技术参数：电流 650 mA，电压 120 kV，球管旋转时间 0.35 秒/周，螺距 = 0.2~0.26，层厚 0.625mm，其他扫描参数与常规冠状动脉检查相同，采集时采用心电门控。



3) 延迟时间测定: 经肘静脉高压注射 15ml 非离子型造影剂 (安射力, 碘浓度为 350 mg/100 ml), 注射速率 4.5 ml/s, 采取团注测试 (test bolus) 技术测定肺动脉造影剂浓度达峰值时间。心功能正常者延迟时间约 17 秒左右。

4) 造影剂总量: 造影剂注射速度 4.5~5ml/s, 总量约 80 ml。

5) 扫描范围: 扫描从主动脉弓顶至心脏膈面约 240~280mm, 从头向足侧方向, 采集时间约 10~12 秒; 从足向头侧方向, 有助于那些只能在较短时间里屏气的病人, 减少移动伪影。对使用呼吸机病人做扫描时, 应在呼吸落差最小值时或被动呼吸暂停期间扫描。在 1 次屏气的时间从主动脉弓到心室中部水平或膈肌, 至少扫描 15 cm 的长度, 以包括主肺动脉, 上中下叶和段的肺动脉, 平均采集时间为 5 秒左右。

6) 图像后处理: 采取 0.625 mm 重建, 常用的重建方法有最大密度投影 (MIP)、曲面重建 (CPR)、容积重建 (VR) 等三维重建技术对动脉血管进行重建, 均可获得较满意的肺动脉、冠状动脉及主动脉图像 (图 2-4)。

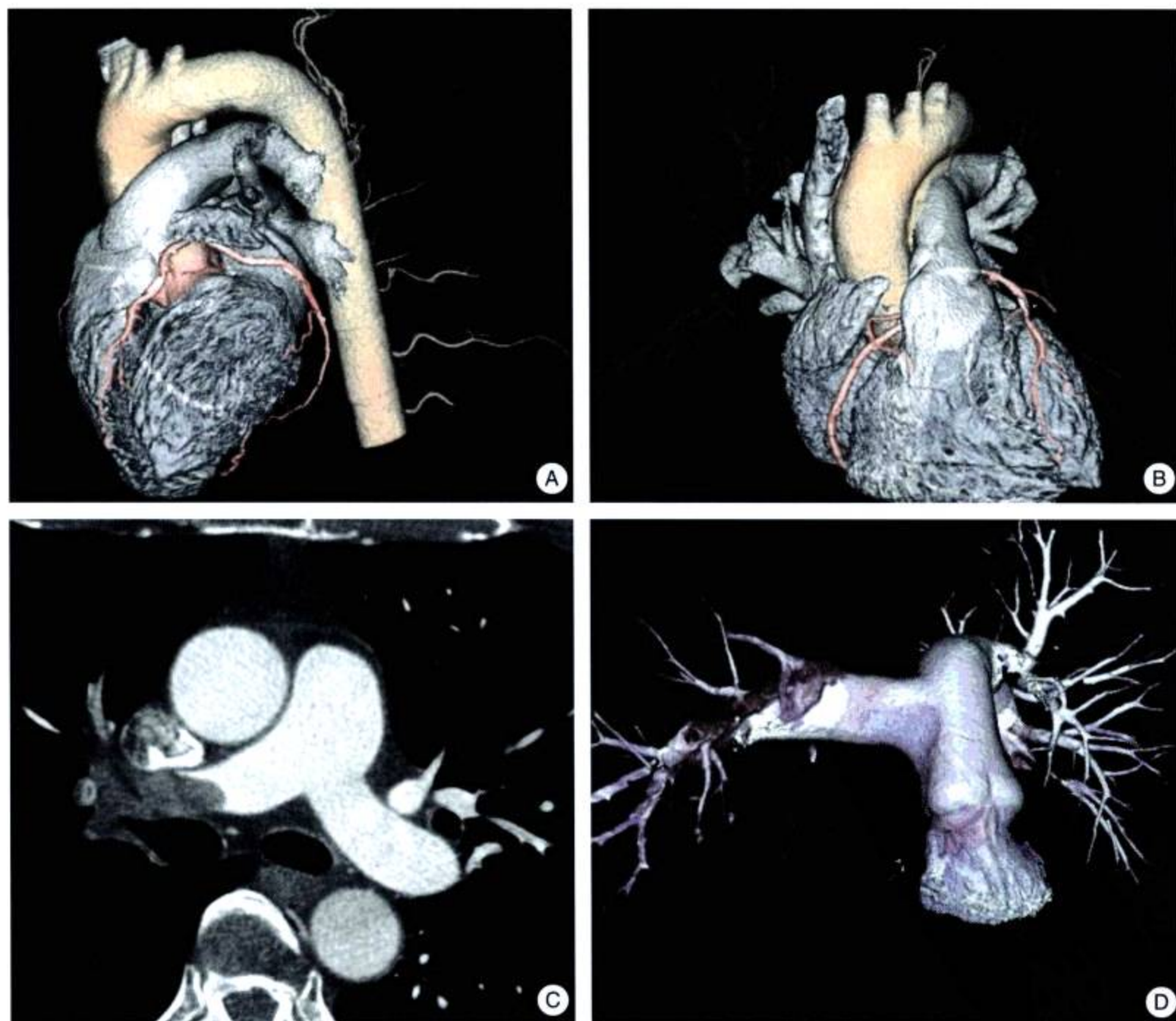


图 2-4 胸痛三联征 MDCT 检查示肺栓塞



## 五、扫描后的数据处理（多期相重建）

64排MDCT扫描是连续数据采集，因此，可以在扫描后对原始数据进行多期相挑选和处理以获得更好的图像质量。根据研究心动周期与冠状动脉运动轨迹以右冠状动脉及左回旋支运动幅度最大，发现较慢心率（ $<75$ 次/分）以等容舒张期（图2-5，75% R-R间期左右）有较长的相对运动幅度最小期，最有利于冠状动脉重建，该时间段对图像重建来说又称为“有效时间段”。而较快心率（ $<75$ 次/分）“有效时间段”较短，约在40% R-R间期左右。

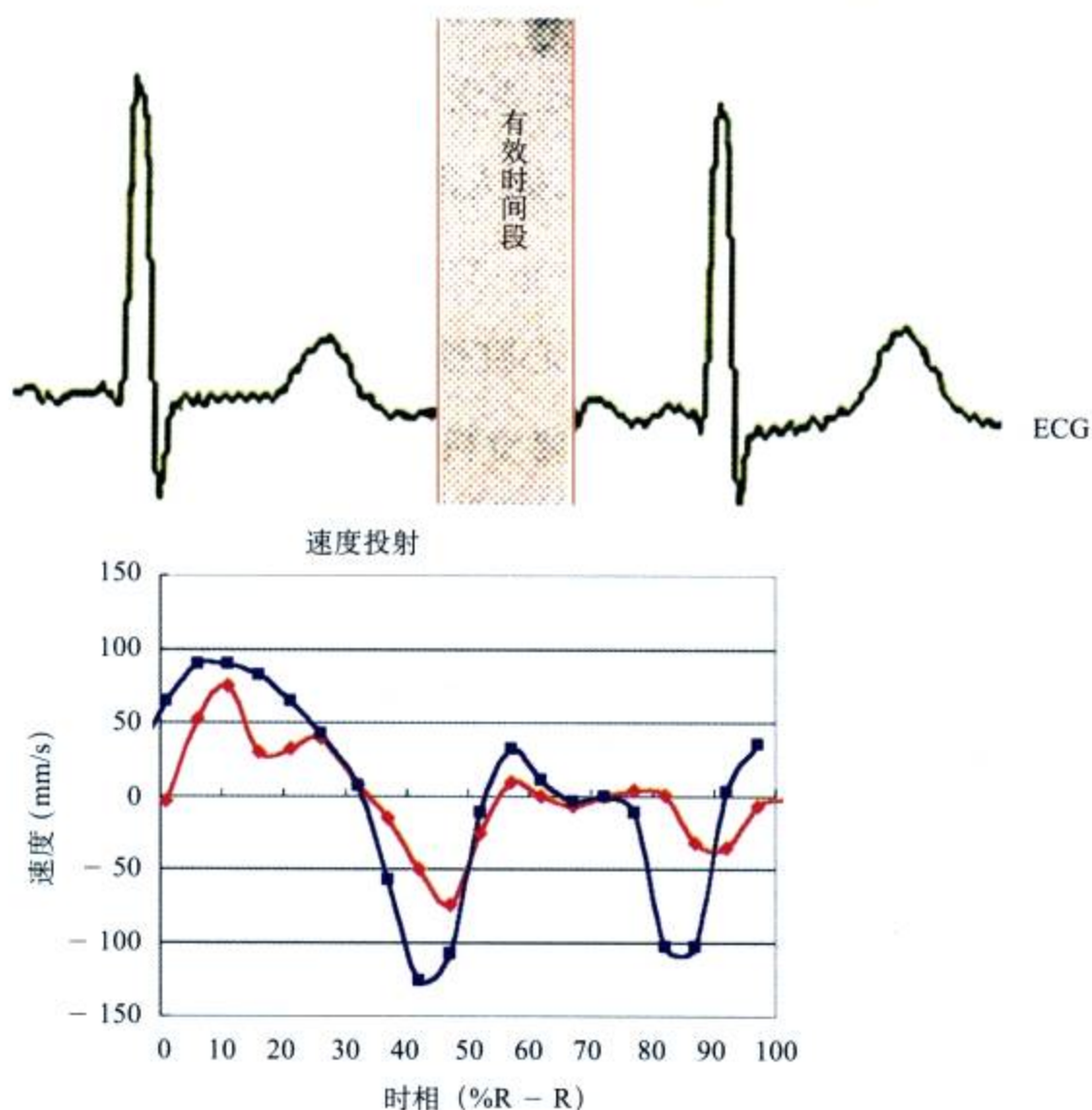


图2-5 心动周期与冠状动脉移动关系示意图（心率65次/分）

红线：右冠状动脉运动轨迹；蓝线：左回旋支运动轨迹

**多期相重建：**64排MDCT在扫描时心率多控制在 $<75$ 次/分，所以，扫描程序默认的后门控取样期相为75% R-R间期，但扫描本身是一个连续采集的过程，所有期相的图像均可以重建出来，因此在扫描结束后，可以在原始数据后重建（retro recon）菜单中，将从0~99%的期相的图像全部重建出来，但是这样使图像可能会达到10 000幅以上，所以，通常可以按照从5%~95%期相，以10%的间隔进行重建，可以对各个期相的图像进行观察，也可以通过电影回放的形式来观察心脏的运动情况。根据心脏运动周期实践经验，通常在75%R-R间期图像上左右冠状动脉均能很好的显示出来，约50%的右冠状动脉和10%的左冠状动脉在40%~50%的期相显示较好，并且在一定的心率范围内，心率越快这种趋势越明显。因此，为了节约时间又能充分选择理想的期相显示冠状动脉，根据我们对数千名冠



状动脉 CT 成像的经验，可以依照下述原则对原始数据进行冠状动脉重建：

1) 如果患者心率 $<75$ 次/分者，首先选择 $75\%R-R$ 时相重建，约 $90\%$ 病例可以成功得到理想重建图像；如果图像不满意，可以以 $\pm 5\%R-R$ 间期的间隔重建，可以得到理想重建图像。

2) 如果患者心率 $>75$ 次/分者，首先选择 $75\%R-R$ 时相重建，约 $50\%$ 病例可以成功得到理想重建图像，如果图像对位不满意，可以选择 $40\% \sim 50\%$ 重建，如果图像对位仍不满意，可以以 $\pm 5\%$ 的间隔重建，可以得到理想重建图像。这样有针对性重建，既不会浪费时间，又能保证得到理想的重建图像质量。

3) 有时，左冠状动脉与右冠状动脉可以分别以不同时相重建。

当测量、计算心室容积及射血分数时，原设备设定的 $R-R$ 间期时相程序不一定合适，应重新选择 $20\% \sim 40\%$ 及 $75\% \sim 90\%$ 的 $R-R$ 间期重建心室图像，用肉眼选择左室最大收缩容积及最大舒张容积，用以计算左心射血分数。

观察心室壁运动或瓣膜运动，可以选 $5\% \sim 95\%R-R$ 间期，以 $10\%$ 的间隔重建 $10$ 幅图像，然后以电影连续回放，可以获得心室壁或瓣膜运动电影图像。

## 六、放射线辐射剂量的控制

心脏成像中由于使用小螺距扫描模式，X线辐射剂量（简称剂量）一直是大家关注的问题。因此，人们在心脏成像中提出了一系列方法来降低病人剂量。其中包括使用ECG电流调制，心脏前置滤线器、软件过滤以及心脏轴位成像来降低心脏成像的剂量（详见第11章）。在我们的工作中对以下几方面做了深入研究工作：

**1. 心脏前置滤线器应用价值初步研究** 我们通过对一组 $60$ 例随机应用GE Light Speed VCT机完成冠状动脉检查，选用不同前置滤线器模式所得到的图像质量和放射剂量的对照研究。将病人分为L组：选用体部滤线器模式；C组：选用心脏滤线器模式（图2-6），每组 $30$ 例。两组病人在性别比例、年龄、身高、体重及心率五个方面无差异显著性（ $P > 0.05$ ）。扫描中采用相同的参数： $120\text{kV}$ ， $640\text{mA}$ ， $0.35\text{s/r}$ ，层厚 $0.625\text{mm}$ ，螺距 $0.20 \sim 0.26$ 。以双盲法分别对L、C组图像进行质量评分，测量各组图像噪声值，并比较L组和C组平均CT剂量指数（CTDI）、剂量长度乘积（DLP）和有效剂量（ED）的差值。结果经统计学处理。

1) L、C两组图像质量评分分别为 $(3.72 \pm 0.29)$ 分、 $(3.73 \pm 0.34)$ 分，两组间差异行 $t$ 检验， $P > 0.05$ ，无差异显著性。

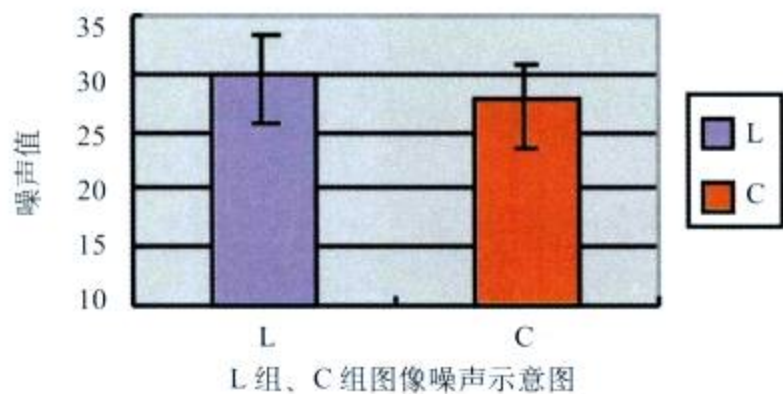
2) L、C两组图像噪声值均值分别为 $30.05 \pm 3.18$ 、 $27.80 \pm 4.33$ ，C组图像噪声明显低于L组（降低约 $7.5\%$ ），两组间有显著性差异， $P = 0.025$ 。

3) L、C两组平均CTDI、DLP、ED对照分别为 $(83.97 \pm 7.60)$  mGy/cm和 $(77.66 \pm 6.97)$  mGy/cm； $1007.64\text{mGy} \cdot \text{cm}$ 和 $931.92\text{mGy} \cdot \text{cm}$ ； $17.13\text{mSv}$ 和 $15.84\text{mSv}$ 。C组CTDI、DLP、ED明显低于L组（降低约 $7.5\%$ ），组间差异有显著性， $P = 0.0015$ 。研究证明，在 $64\text{MDCT}$ 冠状动脉成像时使用心脏前置滤线器模式可以有效地减少受检者接受的X射线剂量，同时可以得到高质量的诊断图像（图2-6～图2-9，表2-3）。



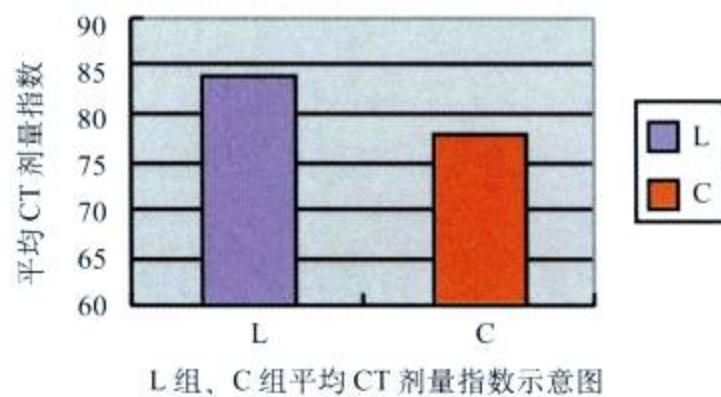


图 2-6 体部滤线器和心脏滤线器形状示意图



L 组、C 组图像噪声示意图

图 2-7 不同前置滤线器模式图像噪声示意图



L 组、C 组平均 CT 剂量指数示意图

图 2-8 不同前置滤线器模式 CTDI 示意图

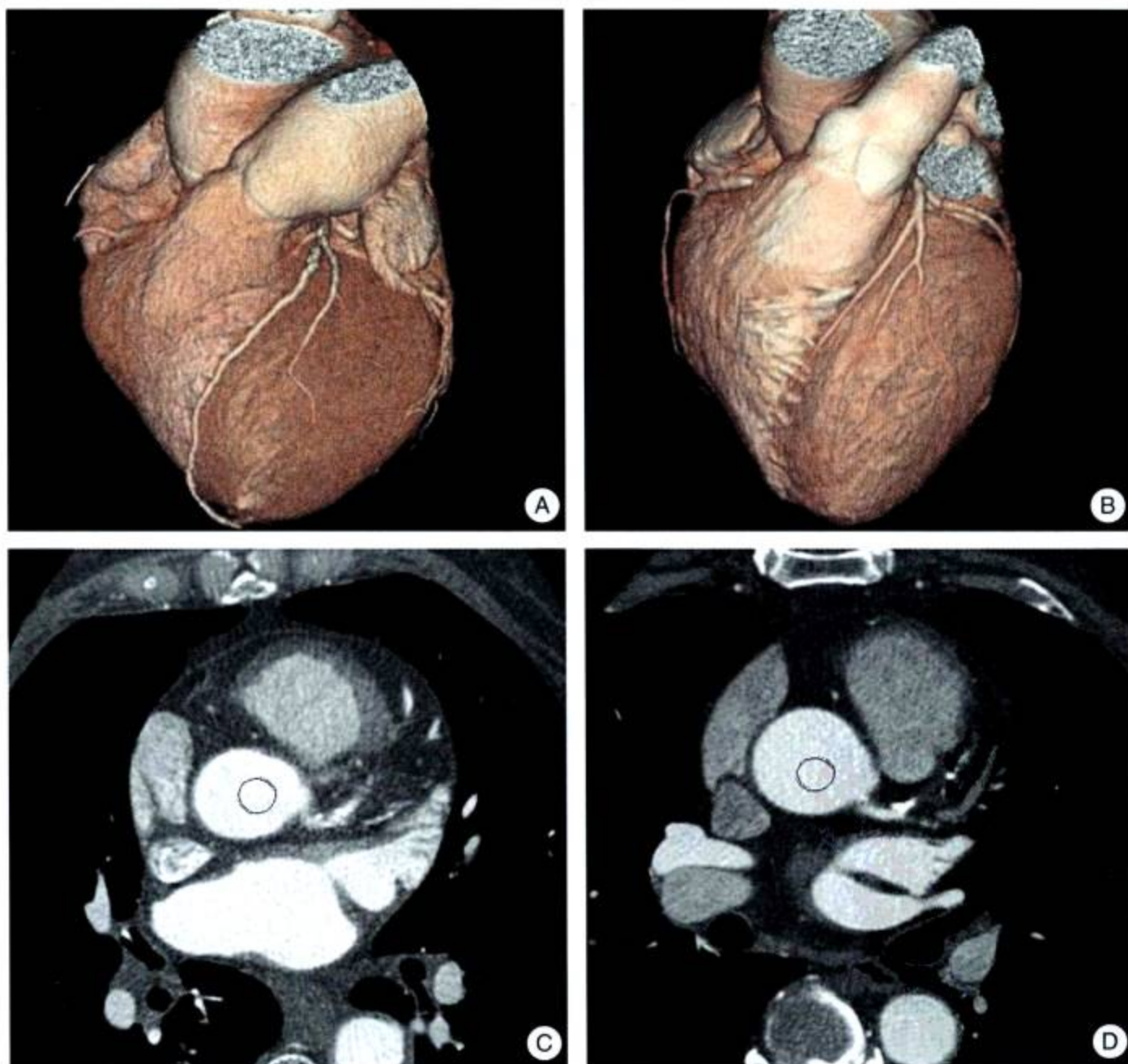


图 2-9 心脏及冠脉 VR 图像

A、B 分别为采用体部滤线器和心脏滤线器得到的心脏及冠脉 VR 图像。其图像质量及冠脉分支显示情况无差异，均能满足诊断需求。C. 使用体部滤线器得到的横断图像，图像噪声值为 31.45。D. 使用心脏滤线器得到的横断图像，图像噪声值为 24.75，噪声低于图 C



表 2-3 不同前置滤线器模式的图像质量和放射剂量的对照研究

	L 组	C 组	P
图像质量	3.72 ± 0.29	3.73 ± 0.34	>0.05
噪声均值	30.05 ± 3.18	27.80 ± 4.33	0.025
CTDI 均值	83.97 ± 7.60 (mGy)	77.66 ± 6.97 (mGy)	0.0015
DLP 均值	1007.64 (mGy · cm)	931.92 (mGy · cm)	0.0015
ED 均值	17.13 (mSv)	15.84 (mSv)	0.0015

注：CTDI：平均 CT 剂量指数；DLP：剂量长度乘积；ED：有效剂量。

## 2. 应用后过滤重建降低射线剂量价值初步研究

(1) 我们的实验分两步进行：

1) 连续选取 30 例拟行 64MDCT 冠状动脉成像的患者 (A 组)，使用 GE Light Speed VCT 机完成心脏扫描。采用 640mA，120kV，0.35s/r，层厚 0.625mm，螺距 0.22~0.24，滤线器选用体部滤线器模式。采像后对同一病人分别进行使用后过滤 C<sub>2</sub> 和不使用 C<sub>2</sub> 的重建，得到有或无 C<sub>2</sub> 后处理的两亚组 (C<sub>2</sub> 组和 NC<sub>2</sub> 组) 图像，以双盲法对 C<sub>2</sub> 组、NC<sub>2</sub> 组图像进行质量评分，测量各组图像噪声值，并经统计学处理。

2) 连续选取 30 例 (B 组) 患者进行 CT 冠状动脉成像，B 组与 A 组在性别比例、平均年龄、身高、体重四方面均无差异显著性 ( $P > 0.05$ )。根据第一步实验的结果，将球管电流降为 450mA，其他技术参数不变，采像后均使用后过滤 C<sub>2</sub> 重建，得到 2C<sub>2</sub> 组图像。以双盲法对 2C<sub>2</sub> 组图像进行质量评分，测量图像噪声值，进行统计学处理。

3) 将 2C<sub>2</sub> 组、NC<sub>2</sub> 组 (C<sub>2</sub> 组) 检查时计算机自动计算得出的平均容积 CT 剂量指数 (CTDI<sub>vol</sub>) 换算成有效剂量 (ED)，并进行统计学处理。

(2) 结果显示：

1) C<sub>2</sub> 组和 NC<sub>2</sub> 组图像质量评分分别为 (3.71 ± 0.31) 分、(3.72 ± 0.29) 分， $P > 0.05$ ，两组间无显著性差异。C<sub>2</sub> 组和 NC<sub>2</sub> 组噪声均值分别为 22.13 ± 4.21、27.08 ± 4.74，C<sub>2</sub> 组较 NC<sub>2</sub> 组的图像噪声下降约 18%， $P < 0.01$ ，两组间有显著性差异。

2) 2C<sub>2</sub> 组、NC<sub>2</sub> 组图像质量评分分别为 (3.67 ± 0.34) 分、(3.72 ± 0.29) 分， $P > 0.05$ ，两组间无显著性差异。2C<sub>2</sub> 组、NC<sub>2</sub> 组图像噪声分别为 25.71 ± 3.05、27.08 ± 4.74， $P > 0.05$ ，两组间无显著性差异。

3) 2C<sub>2</sub> 组、NC<sub>2</sub> 组 (C<sub>2</sub> 组) CTDI<sub>vol</sub> 均值分别为 60.05 ± 5.12、87.87 ± 9.51 mGy；ED 均值分别为 12.28 ± 1.03、17.95 ± 1.95mSv，2C<sub>2</sub> 组 CTDI<sub>vol</sub> 和 ED 均值明显低于 NC<sub>2</sub> 组 (约 32%)， $P < 0.01$ ，两组间有显著性差异。

研究证明在 64MDCT 心脏成像时应用后过滤重建可在保证图像质量不变的前提下降低约 30% 的管电流，从而有效减少了检查中的射线剂量 (图 2-10~图 2-13)。

### 3. ECG 电流调控技术对冠状动脉成像质量及射线剂量影响研究

心脏成像中由于使用薄层、小螺距扫描模式、连续曝光扫描，放射线剂量大，一直是大家关注的问题。通过对冠状动脉时间运动轨迹的研究，当心率 ≤ 75 次/分时，右冠状动脉及左回旋支在 R-R 间期的 60%~80% 相位有一段相对运动幅度小的平稳期；而当心率 ≥ 76 次/分时，则在 R-R 间期的 40%~50% 相位有一段相对运动幅度小的平稳期，此时冠状动脉运动较弱，最利于采像



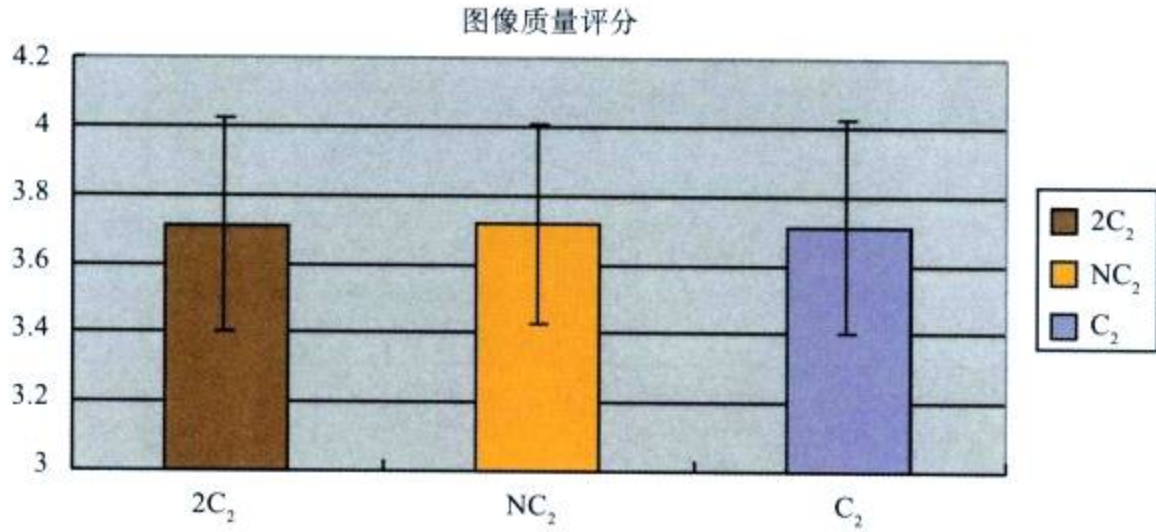


图 2-10 2C<sub>2</sub> 组、NC<sub>2</sub> 组、C<sub>2</sub> 组图像质量评分比较 ( $P > 0.05$ )

C<sub>2</sub> 组：后过滤重建组；NC<sub>2</sub> 组：不使用后过滤重建组；2C<sub>2</sub> 组：降低球管电流 (450mA) 组

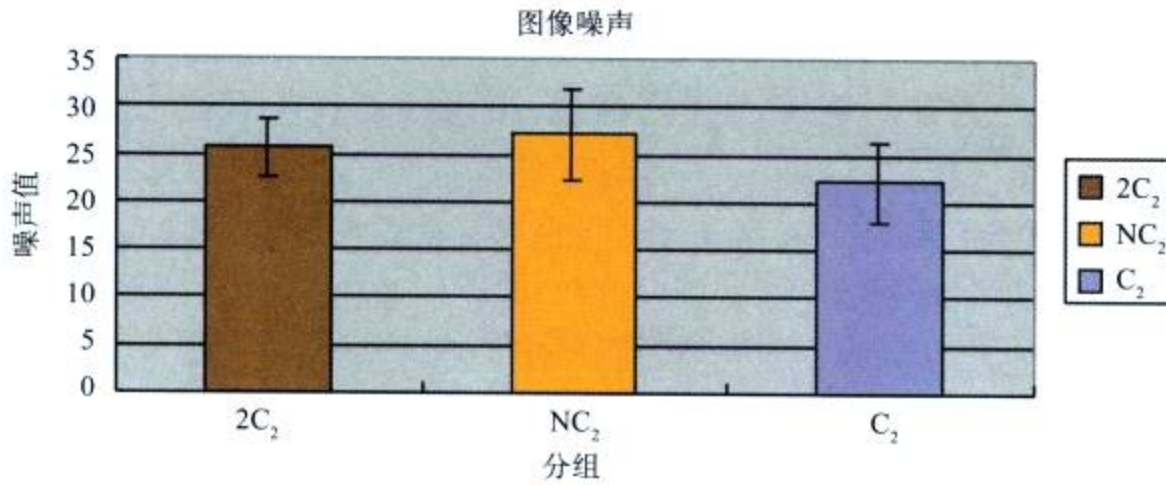


图 2-11 2C<sub>2</sub> 组、NC<sub>2</sub> 组、C<sub>2</sub> 组图像噪声均值比较 ( $P = 0.205$ )

C<sub>2</sub> 组：后过滤重建组；NC<sub>2</sub> 组：不使用后过滤重建组；2C<sub>2</sub> 组：降低球管电流 (450mA) 组

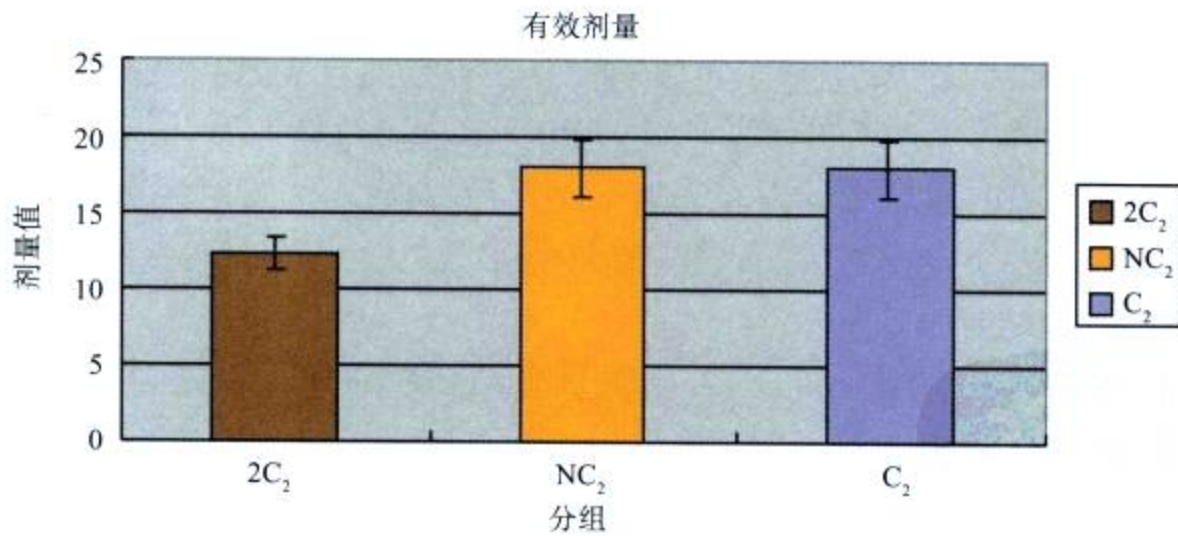


图 2-12 2C<sub>2</sub> 组、NC<sub>2</sub> 组、C<sub>2</sub> 组有效剂量均值比较 ( $P < 0.01$ )

C<sub>2</sub> 组：后过滤重建组；NC<sub>2</sub> 组：不使用后过滤重建组；2C<sub>2</sub> 组：降低球管电流 (450mA) 组

及重建。也就是说，40%~80%R-R 间期相位图像基本可满足所有心率下冠状动脉成像的需求。因此，本实验中设定 R-R 间期 40%~80% 为高毫安 (640mA) 输出，其他相位为低毫安 (130mA) 输出，并将开启与关闭 ECG 电流调控获得的两组重建图像，进行 ECG 电流调控技术对冠状动脉成像质量及射线剂量影响对照研究。方法采用连续选取 100 例患者



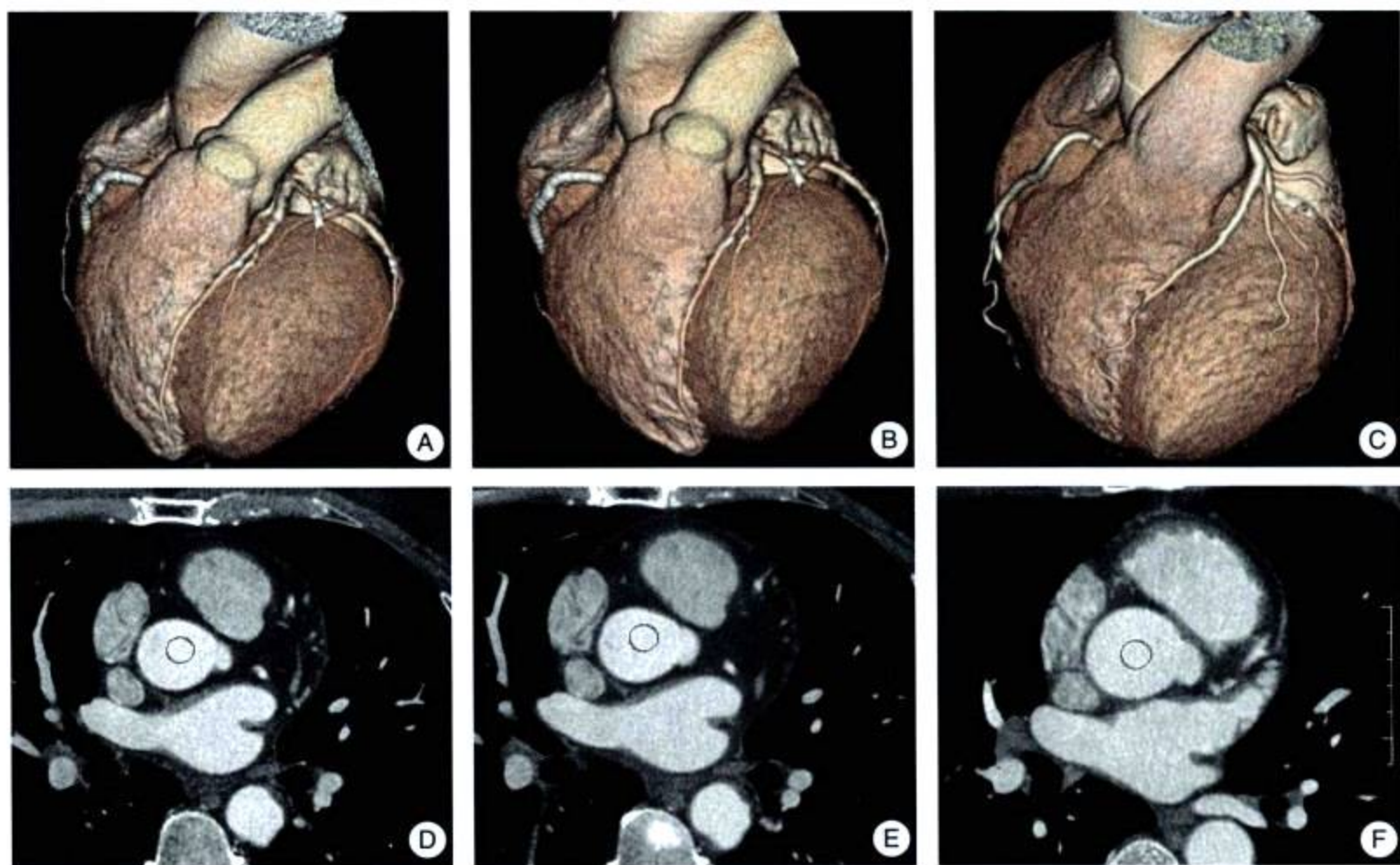


图 2-13 心脏及冠脉 VR 图像

A、B 分别为同一患者采用 640mA 扫描之后，不使用  $C_2$  (A) 及使用  $C_2$  (B) 重建后得到的心脏及冠脉 VR 图像。其图像质量及冠脉分支显示情况无差异，均能满足诊断需求；C 为另一患者采用 450mA 扫描之后使用  $C_2$  重建得到的心脏及冠脉 VR 图像，其图像质量及冠脉分支显示效果与图 2-1、图 2-2 无差异；D、E 分别为同一患者采用 640mA 扫描之后，不使用  $C_2$  (A) 及使用  $C_2$  (B) 重建后得到的横断图像，其噪声值分别为 27.66、21.60，使用  $C_2$  重建后的图像噪声明显低于不使用  $C_2$  的图像噪声；F 为另一患者采用 450mA 扫描之后使用  $C_2$  重建得到的横断图像，其噪声值为 23.24

(平均年龄 58.9 岁)，使用 GE Light Speed VCT 机完成冠状动脉检查。将病人分为应用 ECG 电流调控 (UE) 及未应用 ECG 电流调控 (NE) 两组，每组 50 例。两组在性别比例、年龄、身高、体重及心率五个方面无显著性差异 ( $P > 0.05$ )。其他扫描参数相同：120kV，0.35s/r，层厚 0.625mm，螺距 0.20~0.26。

(1) 以双盲法对两组冠状动脉节段的显示数目、细小分支显示率、血管边缘锐利度、血管内对比剂清晰度四个方面以 1~4 分 (4 分为优) 进行图像质量评分。

(2) 分别选取两组图像中面积相等的感兴趣区 (ROI)，比较两组图像噪声。

(3) 记录关闭或开启 ECG 电流调控扫描产生的容积 CT 剂量指数 (CTDIvol) 和剂量长度乘积 (DLP)，根据  $ED = DLP \times C$  公式换算成有效剂量 (ED)，其中 C 为 0.017 [欧洲 CT 质量标准指南 (European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography) 提出的胸部平均值]。

对结果进行统计学处理。结果显示：

1) 图像质量评分：NE 组  $3.56 \pm 0.54$ ，UE 组  $3.68 \pm 0.4$ ，两组间无显著性差异 ( $P > 0.05$ )。

2) 图像噪声：NE 组  $27.54 \pm 4.52$ ，UE 组  $28.09 \pm 4.85$ ，两组间无显著性差异 ( $P > 0.05$ )。

3) CT 剂量指数均值 (CTDIvol)：NE 组 ( $87.91 \pm 8.38$ ) mGy/cm，UE 组 ( $72.07 \pm 3.9$ )



mGy/cm；有效剂量 (ED)：NE 组 ( $19.43 \pm 1.86$ ) mSv；UE 组 ( $15.92 \pm 0.88$ ) mSv。两组间有显著性差异 ( $P < 0.01$ )。本组应用 ECG 电流调控比关闭 ECG 电流调控时扫描放射剂量减少约 18%。证明 64MDCT 冠状动脉成像时采用 ECG 电流调控技术可在满足诊断需求的前提下有效降低放射剂量。值得在临床推广应用 (图 2-14, 图 2-15)。

4. 64 排螺旋 CT 冠状动脉成像低剂量技术应用价值的研究 根据上述三种低剂量技术应用的实验结果, 我们连续选取了 100 例患者, 随机分成 C 组 (常规组) 和 L 组 (低剂量组), 每组 50 例。C 组选用体部前置滤线器模式, 扫描时关闭 ECG 电流调控, 其他技术参数为: 电压 120 kV, 电流 640 mA, 转速 0.35s/r, 层厚 0.625 mm, 螺距 0.20~0.24; L 组选用心脏前置滤线器模式, 扫描时开启 ECG 电流调控, 设定 40%~80% 期相最高电流输出为 450mA, 其他期相最低电流输出为 90mA, 采像后对每例原始图像使用后置过滤器  $C_2$  重建, 其他技术参数不变。

- 1) 以双盲法分别对 C、L 组图像进行图像质量评分。
- 2) 分别测量 C、L 组图像噪声值。

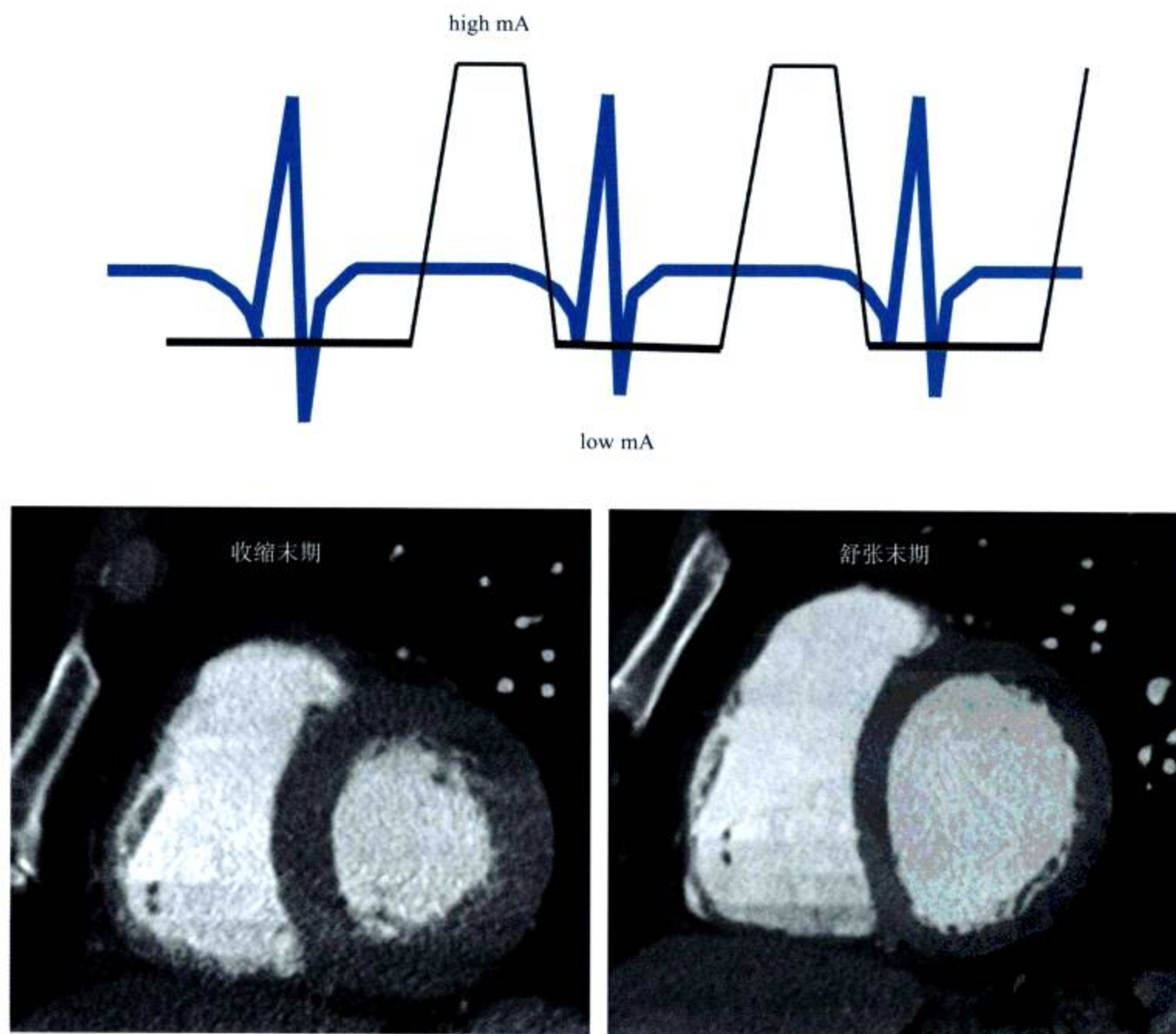


图 2-14 心脏成像中使用 ECG 电流调控技术示意图和收缩期、舒张期心脏图像  
high mA: 高毫安 (640mA) 输出; low mA: 低毫安 (130mA) 输出



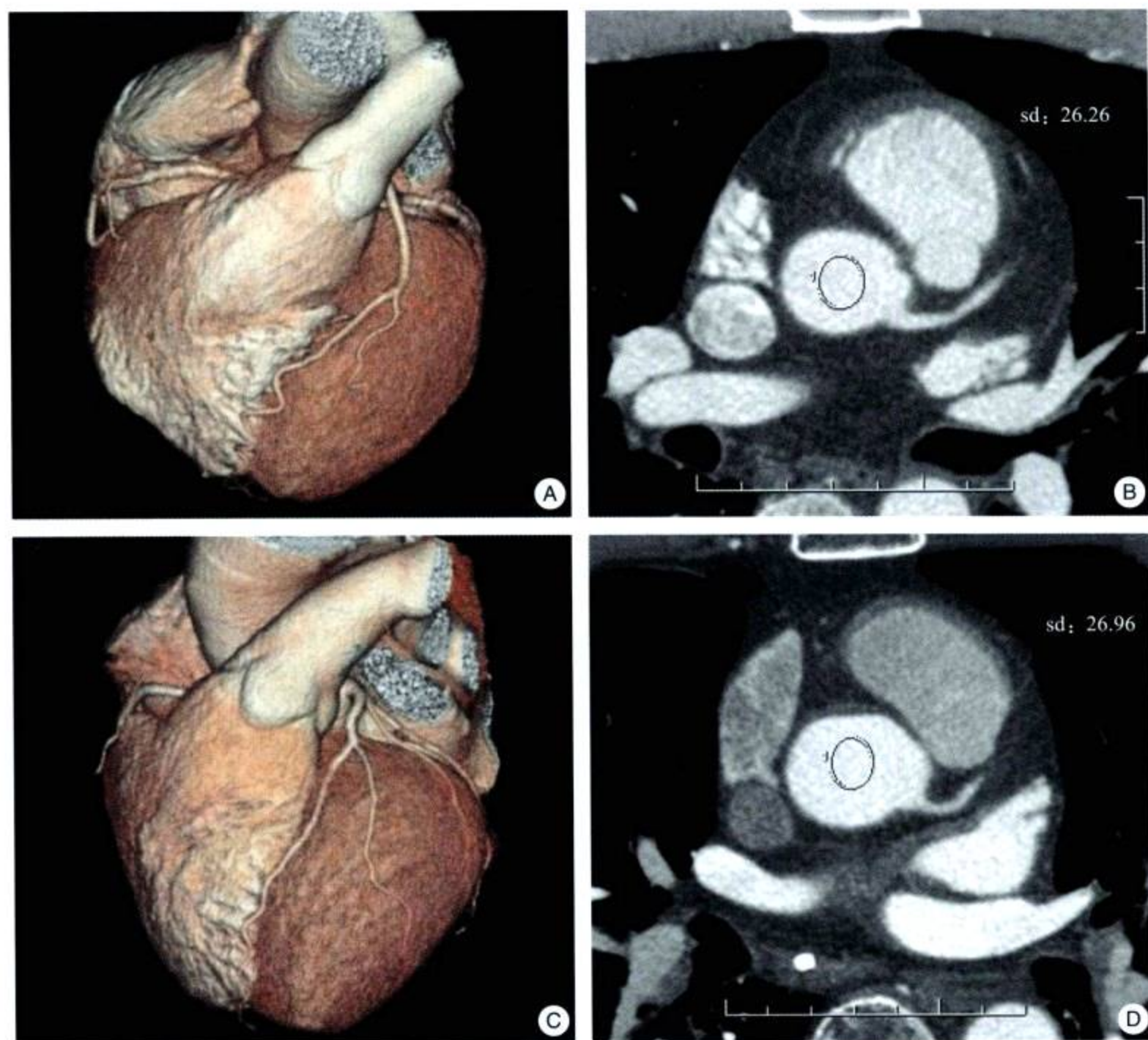


图 2-15 关闭和开启 ECG 电流调控获得的心脏图像

A、B 为关闭 ECG 电流调控获得的心脏图像；C、D 为开启 ECG 电流调控获得的心脏图像。两种方式扫描后重建的图像质量、冠脉分支显示情况及图像噪声无差异，均能满足诊断需求

3) 记录并计算 C、L 组 CTDIvol、DLP 和 ED 均值。

4) 对 C、L 组间图像质量评分、图像噪声、CTDIvol、ED 均值进行配对 *t* 检验， $P < 0.05$  视为有统计学意义。

结果显示：

1) C、L 组图像质量评分分别为  $(3.56 \pm 0.54)$  分、 $(3.62 \pm 0.57)$  分，两组间差异无统计学意义 ( $P > 0.05$ )。

2) C、L 组图像噪声分别为  $27.54 \pm 4.52$ 、 $27.30 \pm 6.15$ ，两组间差异无统计学意义 ( $P > 0.05$ )。

3) C、L 组 CTDIvol 分别为  $(87.91 \pm 8.38)$  mGy/cm、 $(43.11 \pm 4.38)$  mGy/cm；ED 分别为  $(17.96 \pm 1.71)$  mSv、 $(8.75 \pm 0.83)$  mSv，L 组 CTDIvol 和 ED 均值明显低于 C 组



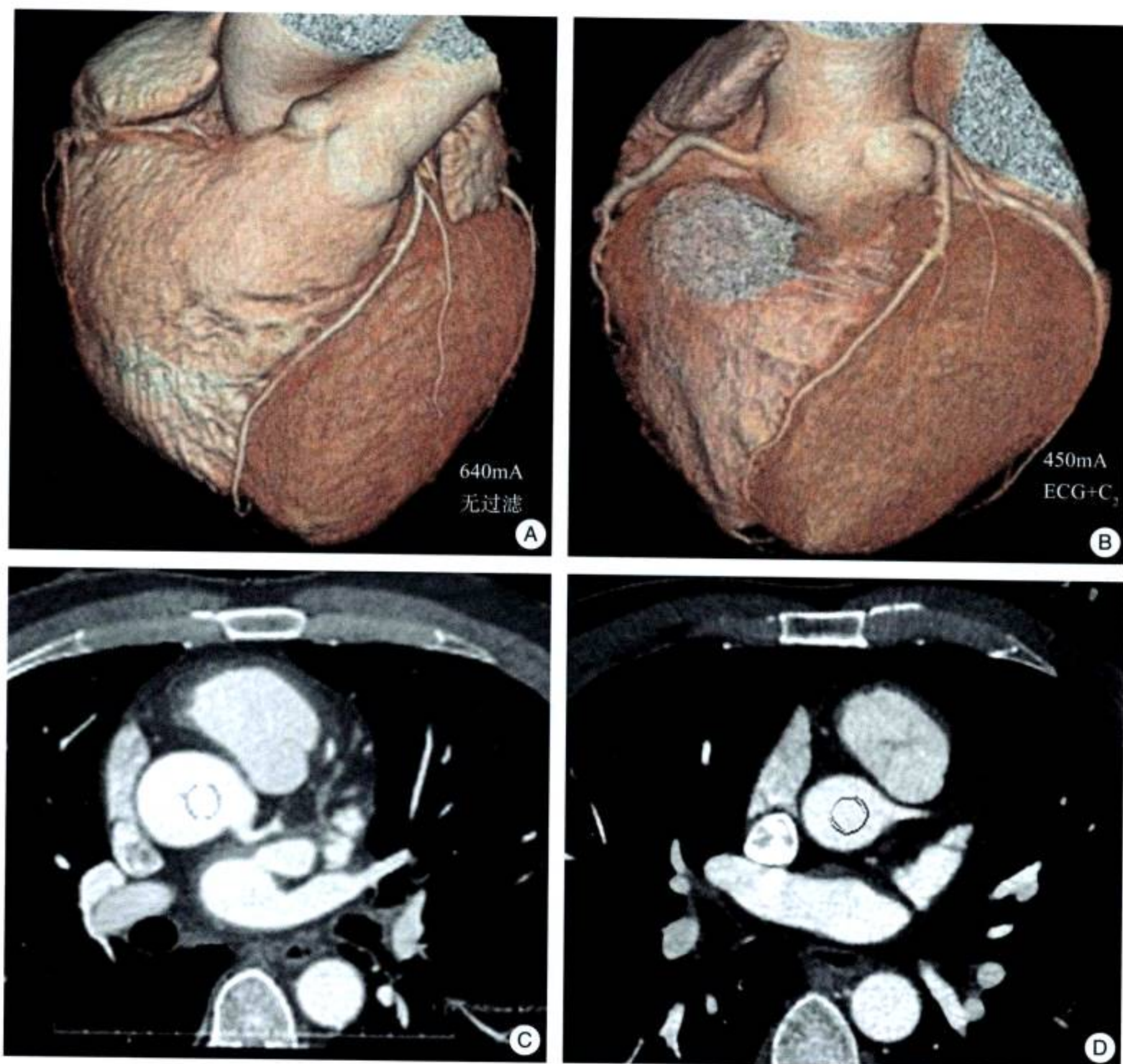


图 2-16 心脏及冠状动脉 VR 图像和轴面图像

A、B 分别为 C、L 组心脏及冠状动脉 VR 图像，其图像质量及冠状动脉分支显示情况无差异，均能满足诊断需求；  
C、D 分别为 C、L 组左冠状动脉起始部轴面图像，其噪声值为 26.03、26.08，两组图像噪声无差异

(约 51%)。证明在 64 排螺旋 CT 冠状动脉成像中，通过采用心脏前置滤线器、开启 ECG 电流调控和应用后置滤过器  $C_2$  重建的方法优化扫描方案，可明显降低受检者的射线剂量，同时保证获得可满足诊断需求的高质量图像（图 2-16）。

综合以上研究结果，证明在 MDCT 临床检查中，如果能够认真应用心脏前置滤线器技术、后过滤重建技术以及 ECG 电流调控技术，对冠状动脉成像可在保证图像质量前提下降低射线剂量约 30%~50%，值得进一步深入研究及推广应用。

(孙宪昶 高建华 戴汝平)



## 参考文献

- 戴汝平.2000.心血管病 CT 诊断学.北京:人民卫生出版社
- 高建华,戴汝平,李剑颖等.2007.应用后过滤重建降低 64 MDCT 心脏检查射线剂量的初步研究,中华放射学杂志(待发表)
- 高建华,孙宪昶,李剑颖等.2007.不同前置滤线器对 64MDCT 冠状动脉成像质量及放射剂量影响的对照研究.中华放射学杂志, 41 (8): 1~4
- 凌坚,戴汝平,蒋世良等.1997.成人瓣膜病合并冠心病的伴发情况分析.中华心血管病杂志, 25: 337~339
- 韦云青,戴汝平,崔炜.2003.成人瓣膜病患者电子束 CT 检出冠状动脉钙化.中国动脉硬化杂志, 11 (1): 50~52
- Bae KT.2003.Technical aspects of contrast delivery in advanced CT.App Radiol, 32:12~19
- Hoeg JM. 1997. Grand Rounds at the Clinical Center of the National Institutes of Health; Evaluating Coronary Heart Disease Risk-tiles in the Mosaic. JAMA, 277:1387~1390
- Keiyy DM, Hasageva I, Borders R et al.2004.High-resolution CT using MDCT: comparison of degree of motion artifact between volumetric and axial method, AJR, 182: 757~759
- Kopp AF, Kuttner A, Schroder S et al. 2001.New Developments in Cardiac Imaging: the Role of MDCT. J Clin Basic Cardiol, 4: 253~260
- Marchal G, Vogl TJ, Heiken JP et al.2005.Multidetector-Row Computed Tomography, Springer
- Sha He, Ruping Dai, Yao Chen et al.2001.Optimal ECG Triggering Phase to Reduce Motion Artifact in Electron Beam Tomography Coronary Artery Scans. Acad Radiol, 8:48~56



## 第 3 章 MDCT 心血管三维重建

CT 血管造影 (CTA) 技术包括三方面: ①对比剂的应用; ②容积数据采集; ③图像重建。

对比剂: 应用碘含量 300~370mg/ml 的非离子型碘对比剂, 以避免离子型碘对比剂高渗透压带来的毒副反应, 减少增强检查的并发症。注射流速 4~5ml/s, 小儿用量 3~4ml/kg, 注射流速 1.5~3ml/s。理想的条件是通过外周静脉注入, 应用双管高压注射器, 注入造影剂后, 继续注入生理盐水。延迟时间依目标器官循环时间而定。

容积数据采集:

层厚: 应用 0.5~0.625mm 进行采集重建, 可以保证高空间分辨力。

扫描时间: 目前多排螺旋 CT 可以达到 350 毫秒。

图像矩阵: 512 × 512。

重建圆 (FOV): 应选择恰当, 以提高空间分辨力。例如, 成人冠状动脉扫描 SFOV: 50.0cm; 重建 DFOV: 25.0cm。容积数据重建层面重叠能保证对较小血管的重建。

64 排 MDCT 采用回顾性心电门控多时相采集与重建, 解决了目前 MDCT 扫描速度慢产生移动伪影问题; 亚毫米超薄层扫描, 保证有较高空间分辨力, 达到 X、Y、Z 三轴同一性 (0.3mm × 0.3mm × 0.3mm), 提高了心血管三维重建的图像质量, 保证三维重建的可靠性, 解决了 CT 多角度成像的限制, 实现了不同角度、不同方位、不同层厚 CT 心血管造影, 使得临床 CT 阅片有了革命性进步。

### 第一节 三维重建原理

CT 采集的是二维数据 (X-Y 轴数据) 得到横断面图像, 为得到三维图像, 由计算机将横断面的二维数据 (X-Y 轴数据) 应用线性插值法重建纵轴 (Z 轴) 数据, 得到三维数据 (X-Y-Z 轴) 重建立体图像。供诊断、指导手术和教学使用。

临床常用的三维重建技术包括:

(1) 容积再现 (volume rendering, VR)。

(2) 最大密度投影 (maximum intensity projection, MIP)。

(3) 多层面重组 (multi-planer reconstruction, MPR) 及曲面重组 (curved planner reconstruction, CPR)。

(4) CT 仿真内镜 (CT virtual endoscopy, CTVE)。



## 一、MDCT 获取断层图像

高质量的多层CT图像是三维重建成功的基础。为了避免整个容积数据内的运动伪影，三维重建对扫描时间有更高要求。64排螺旋CT (MDCT) 用于心脏-冠状动脉检查时，不能像电子束CT那样做到超高速、前电门控、一个心动周期完成一周 $360^{\circ}$ 扫描。为此，MDCT采用回顾性心电门控多时相采集与重建。根据患者检查时心率，确定扫描重建方式，以GE Light Speed 64 VCT为例，心率为50~75次/分时，采用snapshot segment方式；76~113次/分时，采用snapshot segment+burst方式； $\geq 114$ 次/分时，采用snapshot segment+burst+plus方式。多扇区重建，其理论时间分辨力为实际扫描时间除以2倍的心动周期数，如0.35秒扫描时间，四扇区重建， $350\text{ms} \div (2 \times 4) \approx 44\text{ms}$ ，它的时间分辨力约为44ms；二扇区重建， $350\text{ms} \div (2 \times 2) \approx 88\text{ms}$ ，时间分辨率为88ms；单扇区重建， $350\text{ms} \div (2 \times 1) \approx 175\text{ms}$ ，时间分辨力为175ms。此外，MDCT容积扫描持续时间短，适合心血管系统数据采集，以心脏扫描为例，一次屏气5秒可以完成扫描，短时间屏气可消除呼吸带来的层间运动伪差；短的曝光时间可以减少心率变化，避免重建图像层内不连续，并使心电门控采像和电影扫描成为可能。层厚0.625mm保证了较高空间分辨力，达到X、Y、Z三轴同一性，提高了心脏-冠状动脉三维重建的图像质量，保证三维重建的可靠性。这些是电子束CT所不及的。

应用GE Light Speed VCT, milwaukee来完成CT图像的采集和重建，CT图像的信号采集和断层重建经由数字通道megalink实时传送给三维影像工作站。应用advantage workstation 4.2通用医学影像工作站进行三维重建，其流程如图3-1。

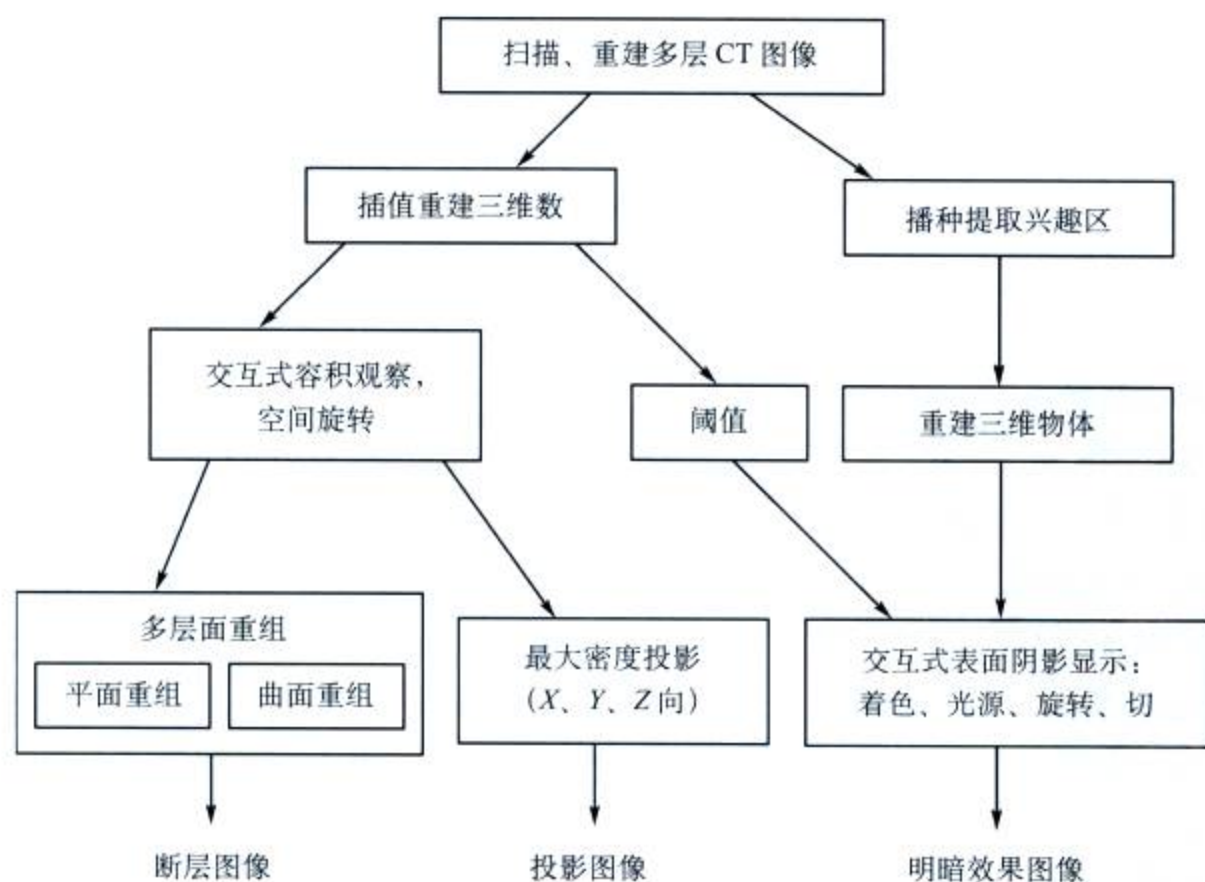


图3-1 三维重建流程图

包括多层面重组法、最大密度投影法和表面阴影显示法



## 二、三维重建方法

1. 容积重现法 (volume rendering, VR) 容积重现过程可以分为以下五个步骤 (图 3-2):

- (1) 数据获取: CT 数据 (尚包括 MRI、SPECT、遥感等应用数据以及几何造型)。
- (2) 数据处理: 数据滤波、几何滤波、图像滤波。
- (3) 视见变换: 数据坐标系 - 世界坐标系 - 屏幕坐标系。
- (4) 体素绘制和累加: 根据体素的灰度值、梯度值和梯度方向计算体素颜色、不透明度, 并且按图像空间或对象空间进行累加。
- (5) 显示: 经视见变换剪辑得到最终图像。

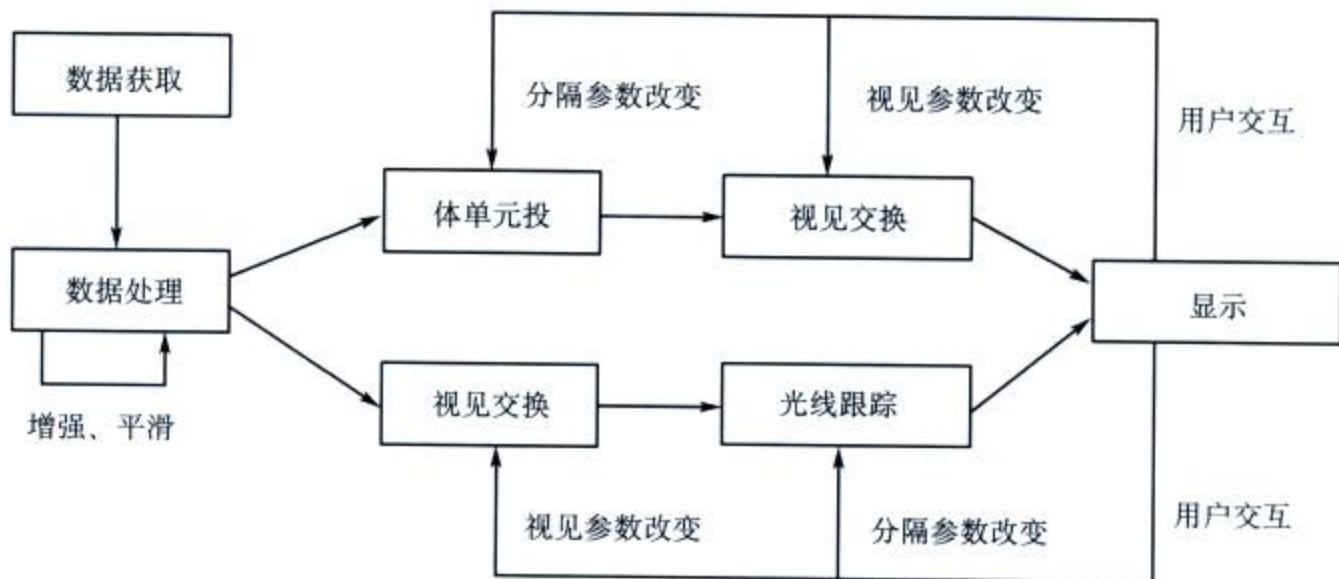


图 3-2 容积重现过程

容积重现法是一种能生成极其直观真实的图像的三维重建法。与其他几种面向体元数据的方法不同, 这种方法面向三维物体, 用光线跟踪法给它们的表面加阴影, 展现在屏幕上。容积再现的一个明显特点就在于放弃了传统图形学中体由面构造的这一约束, 而采用体绘制光照模型直接从三维数据场中绘制出各类物理量的分布情况。等值面、等势面、等数据场的几何面表示方法是研究者们为了适应图形显示, 人为地提出的一种数据场表示形式。体绘制的根本点就在于放弃了这一做法, 直接研究光线穿过三维体数据场时的变化, 得到最终的绘制结果, 所以, 有时体绘制也被称作直接体绘制。由于体绘制的这种直接性, 非常符合人的视见过程, 因此, 保留了大量的细节信息, 大大地提高了图像的保真度, 这时图像质量的好坏主要集中在光照模型、绘制过程上。

其基本原理是: 从屏幕上的每一个像素点出发, 根据设定的视线方向, 发出一条射线, 这条射线穿过三维数据场的体素矩阵, 沿这条射线选择  $K$  个等间距的采样点, 由距离某一采样点最近的 8 个体素的色值及不透明度值做三次线性插值, 求出该采样点的不透明度值及色值。在求出该条射线上的所有采样点的色值和不透明度值以后, 可采用由后到前或由前到后的两种不同方式将每一采样点的色值和不透明度进行组合, 从而计算出屏幕上该像素点处的最终色值。



前面用到的三维体元数据，空间中的每个体元都有 4096 种可能的取值（CT 值），具有 12 bit 的信息量。这里将要用到的三维物体是二值化的，不包含 CT 值信息，空间中的每个点只具有 1 bit 的信息量——“有”或“没有”，所有标记为“有”的点的集合构成一个三维物体。于是要想重建出三维物体，操作者必须提取出想要显示的组织、器官，剔除不想要显示的部分。这一步或者从重建好的三维体元数据出发，或者直接从原始 CT 图像出发（图 3-3）。

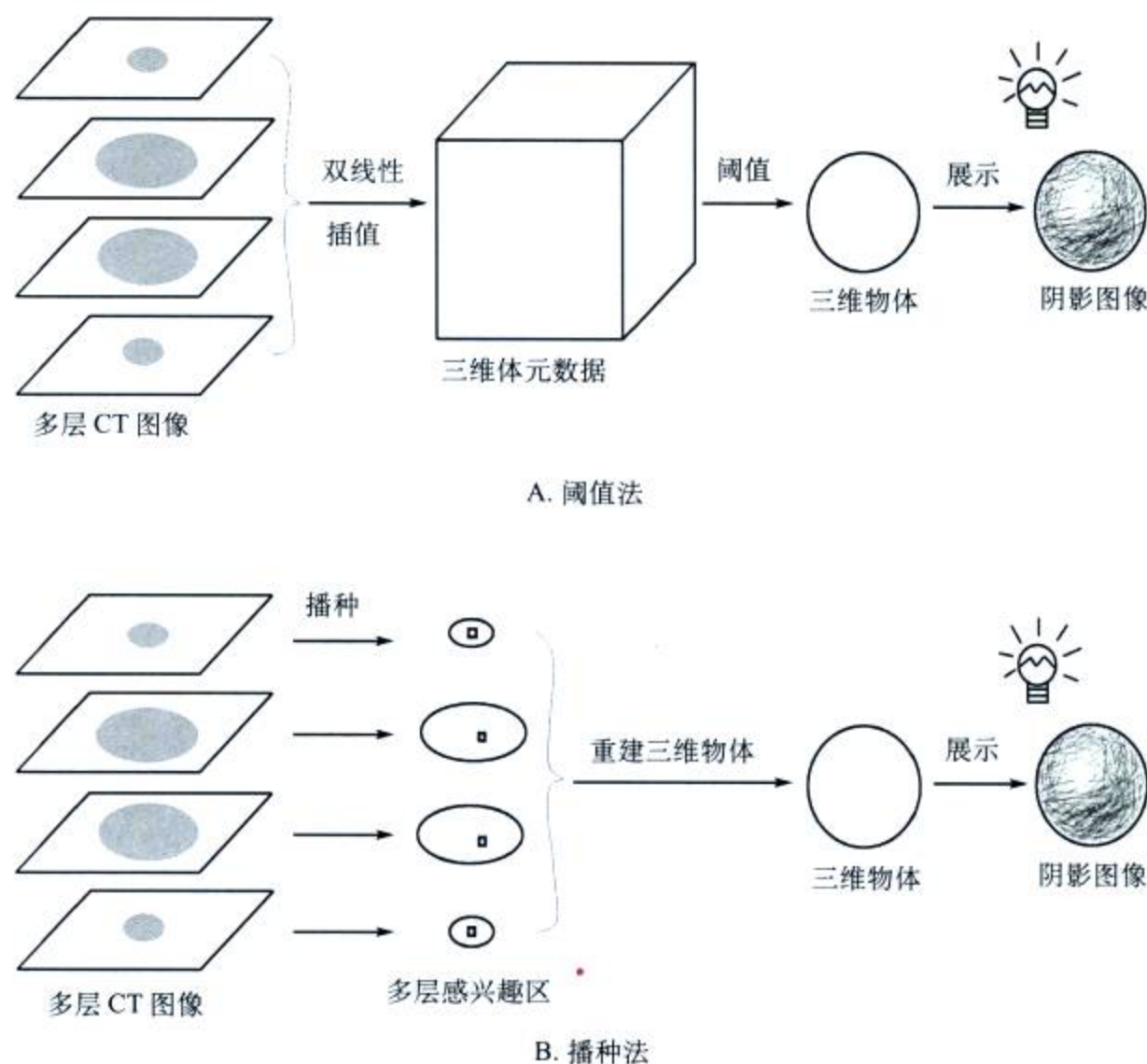


图 3-3 容积重现法三维物体重建过程

A.从三维体元数据出发的三维物体重建（阈值法）；B.从原始 CT 图像出发的三维物体重建（播种法）

阈值法是一种不需要预处理的提取方法。从三维体元数据出发，操作者规定一个 CT 值下限和一个 CT 值上限，凡是 CT 值在这两个阈值之间的体元都被选中作为兴趣器官，也就完成了三维物体的重建。阈值法特别适用于兴趣器官与周围组织密度差异显著的情况，并能大范围快速提取。

从阈值法又派生出许多需要预处理的提取方法，允许人工干预提取过程。实际工作中由于 CT 图像上存在噪声、由于部分容积效应、由于造影剂分布不均匀等，很难简单地用一对阈值来准确提取兴趣器官，而预处理允许操作者介入提取过程，所以做得更加精致。

播种法是一种很好的预处理提取法。在 CT 图像上，先规定好阈值上下限，再向兴趣器官上播一枚“种子”，计算机自动找出和种子相连通并满足阈值的区域，这一般就是满意



的兴趣区。尽管有其他器官和图像噪声也满足阈值,但由于它们大多不和种子相连通,所以不会被选中。偶尔有其他器官和种子相连通而被选中了,还可以人工将它们切除。每层 CT 图像都如此提取感兴趣区,然后由多层感兴趣区重建三维物体——显然,这一步需用到适当的插值算法。

各种提取方法中,不论是否进行预处理,阈值的恰当选取都是很重要的,阈值过高过低都对容积再现所显示的图像效果影响很大。

重建出来的三维物体需要经过一系列编码、裁剪、表面消隐、加阴影等算法,以人眼习惯的形式呈现在二维屏幕上。加伪彩是根据光线跟踪法,模拟物理的光照环境,允许操作者指定假想光源的位置、强度、深度,指定物体的表面粗糙度以控制漫反射,指定物体的高光点系数以控制镜面反射,给多个物体指定不同的伪彩色。这一呈现过程(rendering)在工作站的显示硬件支持下可以做得很快,达到人机交互。操作者可以随意平移、旋转、缩放、切割三维物体,实时看到效果,对解剖结构进行了解。

**2. 最大密度投影法(maximum intensity projection, MIP)** 最大密度投影法的规则简单、实用。针对三维体元数据,沿着 $X$ 方向或者 $Y$ 、 $Z$ 方向进行投影,每条投射射线经过的所有体元值取最大的一个作为结果的像素值(图3-7),这样得到的投影图像叫最大密度投影图像。之所以取最大值,是因为通常扫描时注射造影剂使目标器官增强,其密度高于周围组织。在投影之前,可以先使三维数据绕 $X$ 、 $Y$ 、 $Z$ 轴旋转合适的角度,这样就能向任意方向做投影。

最大密度投影法可以用来帮助做曲面重组。在对血管做曲面重组时,理想情况是沿着血管的轴线准确地做出曲面,这样就能反映整段血管的直径变化了。实际在交互式容积观察的三个断面上,有时很难准确估计血管的轴线。然而有了最大密度投影法,我们就能先做一个最大密度投影,再在整段血管的投影图像上准确地画出所需的曲面(图3-4)。这样得到的曲面重组图像真实反映管径,同时真实反映血管的长度。

一幅最大密度投影图像是从全部三维体元数据提取出来的,不会遗漏被增强器官高密度部分,特别适于认识器官形态的全貌。但由于是投影,前后影像是重叠的,密度特别高的组织(如骨)会完全挡住其他组织,所以在选择投影方向时应注意避开它们,或手工把它们选出并屏蔽掉(图3-5)。

和最大密度投影法近似地可以再定义很多种投影法。有一种平均密度投影,它将投射射线上的体元值平均,得到的图像效果和普通 $X$ 线透视相当。

**3. 多层面重组法(multi-planer reconstruction, MPR)** CT扫描的缺点之一是不能按任意角度断面扫描。从诊断要求,横断面并不总是最佳方案,很多时候医生希望沿着器官的长轴做一组断面,或者沿着血管弯曲的走形去截取。多层面重组满足了这一要求,补偿了CT只提供横断面的缺憾。

容积扫描得到的一组断层图像,相邻层间的尺寸一般比层内像素的尺寸大许多,也就是说,容积扫描获得的数据在 $X$ 和 $Y$ 方向上的分辨力高,而在 $Z$ 方向上的分辨力低。为了弥补这一不足,在三维影像工作站,容积扫描的多层图像被重叠起来,层与层之间做了插值,使 $Z$ 方向的采样点距与 $X$ 、 $Y$ 方向一致,于是以像素为单位的图像被重建成了以立方的体元(voxel)为单位的三维数据。



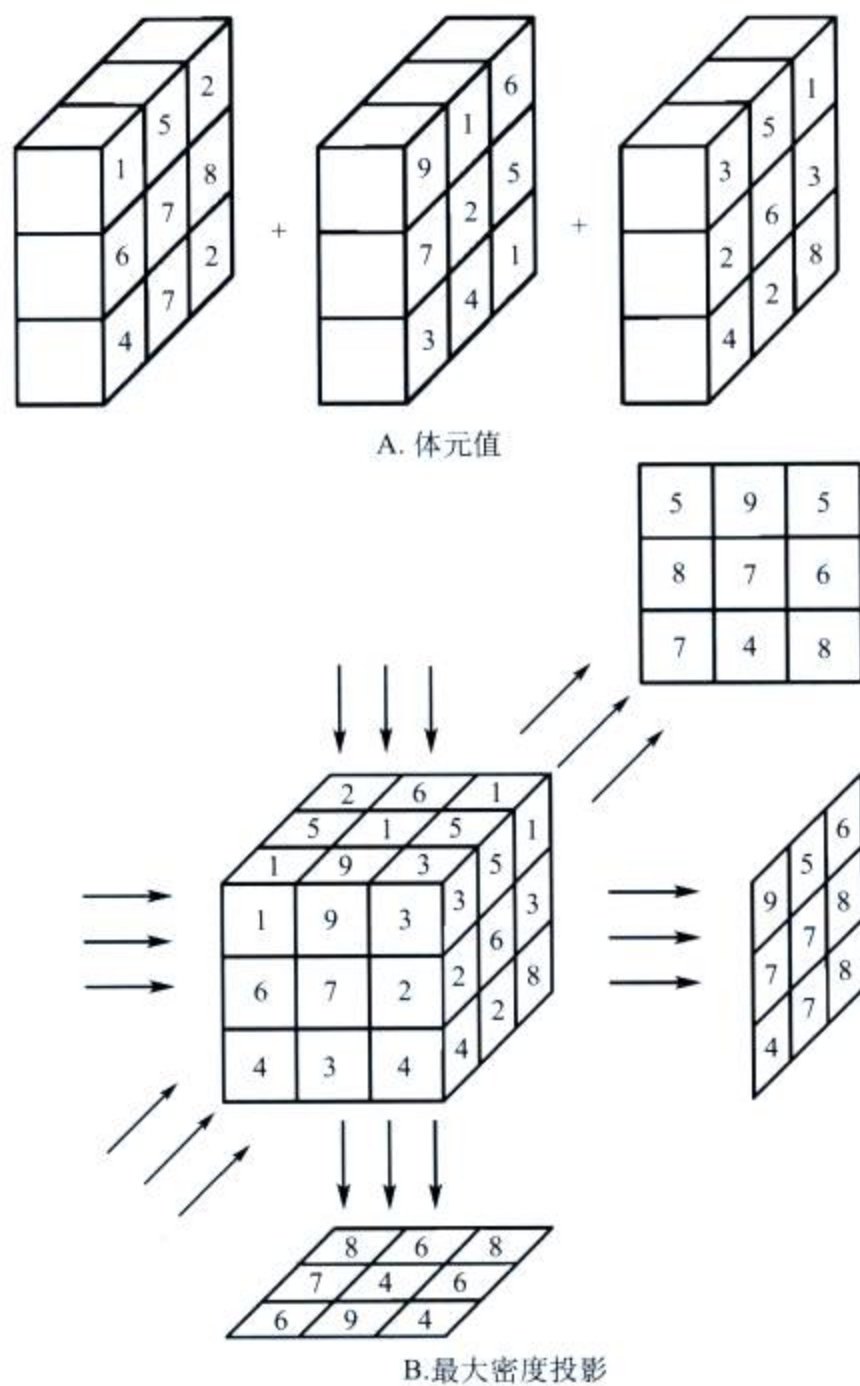


图 3-4 最大密度投影法原理

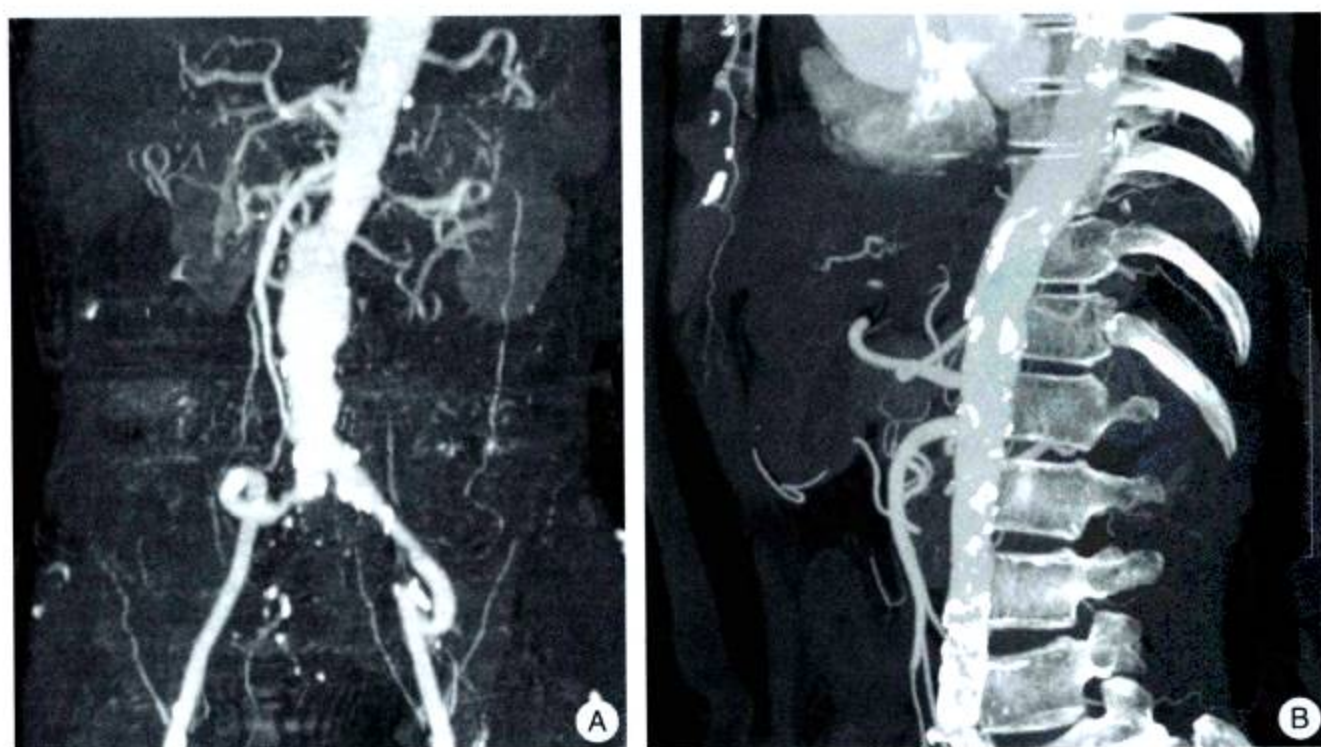


图 3-5 腹主动脉最大密度投影  
A. 可见动脉壁钙化；B. 腹主动脉高密度骨骼重叠



三维数据重建出来以后，能用交互式容积观察法直接观看。方法是用正交的三个平面——冠状面、矢状面、横断面，去截取三维数据，截到的体元值作为像素值，同时生成三幅二维图像（图3-6）。操作者通过移动三个平面的位置，使三幅图像随之平滑地变化，如此人机交互式地轻松观察，很容易对器官、组织的立体解剖结构进行了解。

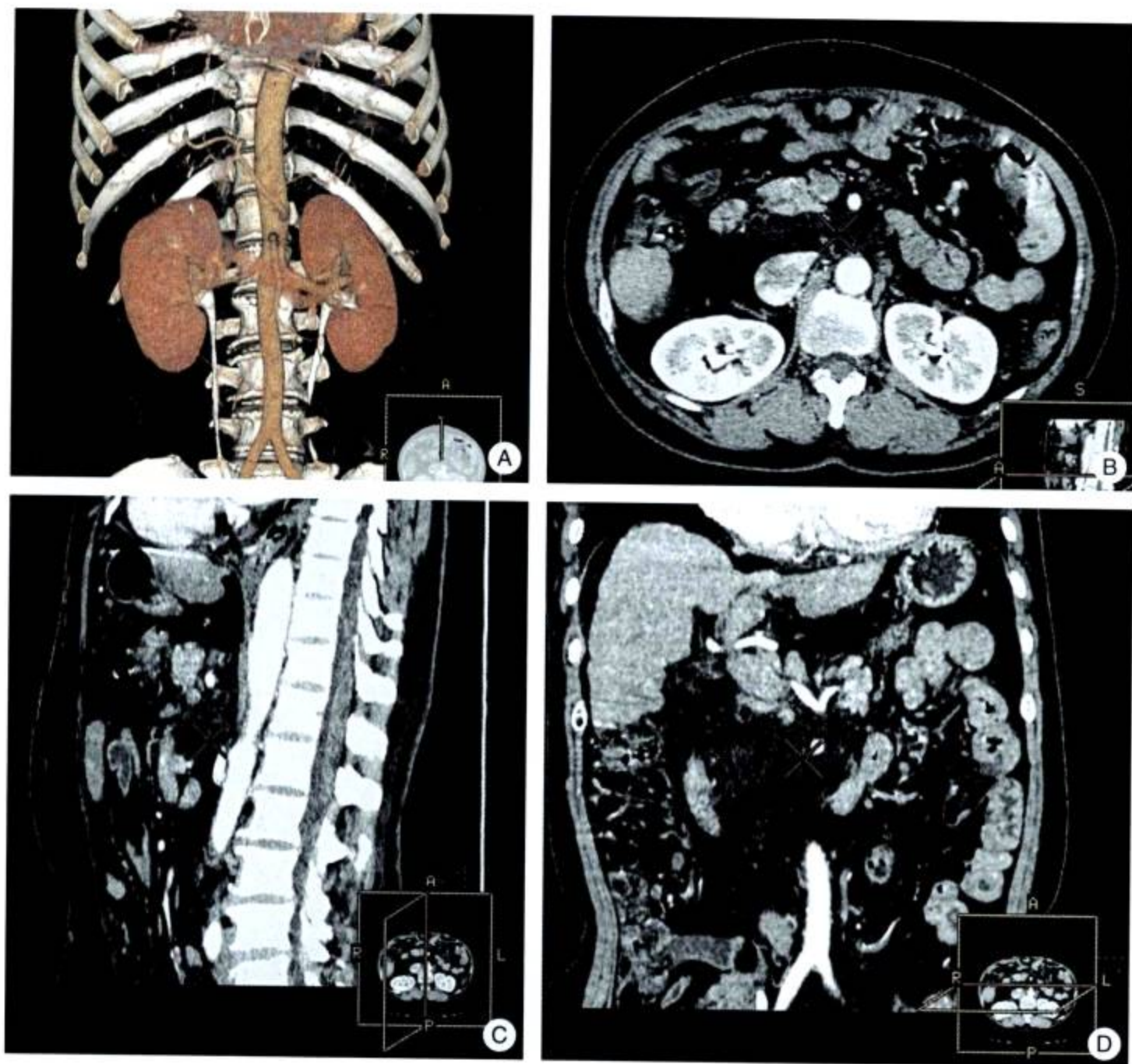


图 3-6 交互式容积观察  
A. 三维重建图像；B. 横断面；C. 矢状面；D. 冠状面

多层面重组是交互式容积观察的延续。让三维体元数据分别绕 $X$ 、 $Y$ 、 $Z$ 轴旋转任意角度，再移动三个平面截取，或者用斜面截取，实现了用任意角度的平面截取三维空间。可以任意规定层厚，令层厚范围内的体元值平均，得到新断层的像素值。层数、层间距可以任意规定，层厚大能降低图像噪声，我们以任意的角度、层厚、层间距重新做了一组扫描，这就是平面重组。

在交互式容积观察的基础上，让三维体元数据分别绕 $X$ 、 $Y$ 、 $Z$ 轴旋转合适的角度后，操作者可以在冠状面或者矢状面、横断面上画任意的曲线，此曲线所确定的柱面截得一幅二维图像。这就是曲面重组（CPR），它实现了用任意柱面从任意方向截取体元数据



(图 3-7)。对于弯曲的器官（如血管），用平面重组法往往无法在一幅图像里显示足够大的范围，而曲面重组常会令人满意。我们可以顺着血管的走形用合适的曲面截取它，得到的效果好比把血管沿着一个方向展平了（图 3-8）。

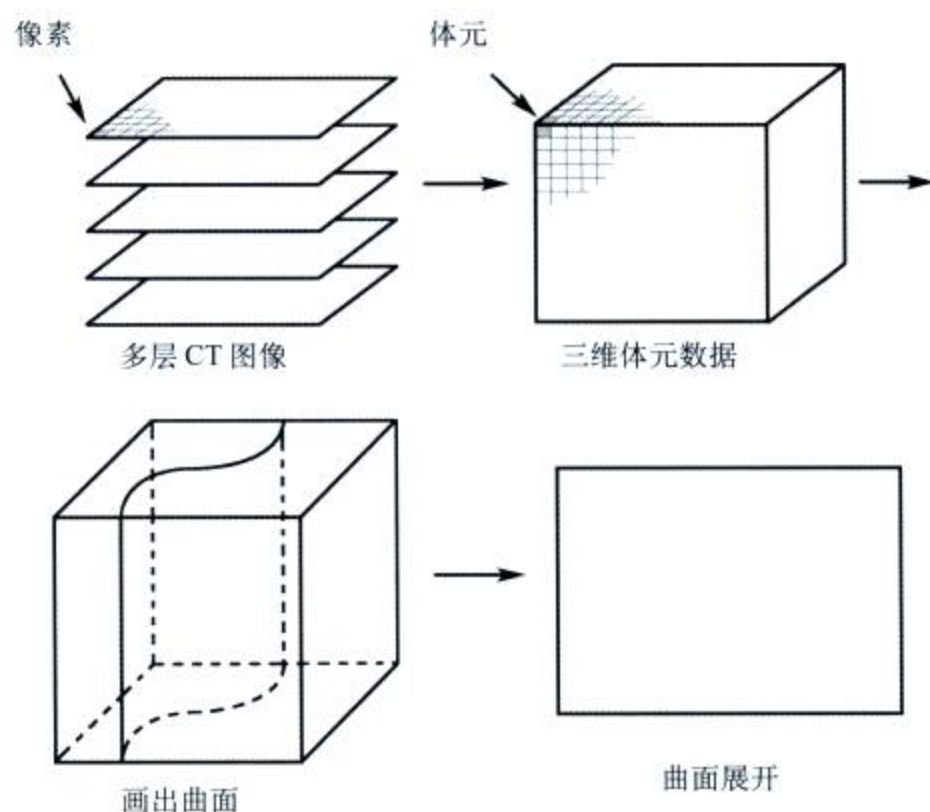


图 3-7 多层面重组（曲面重组）原理

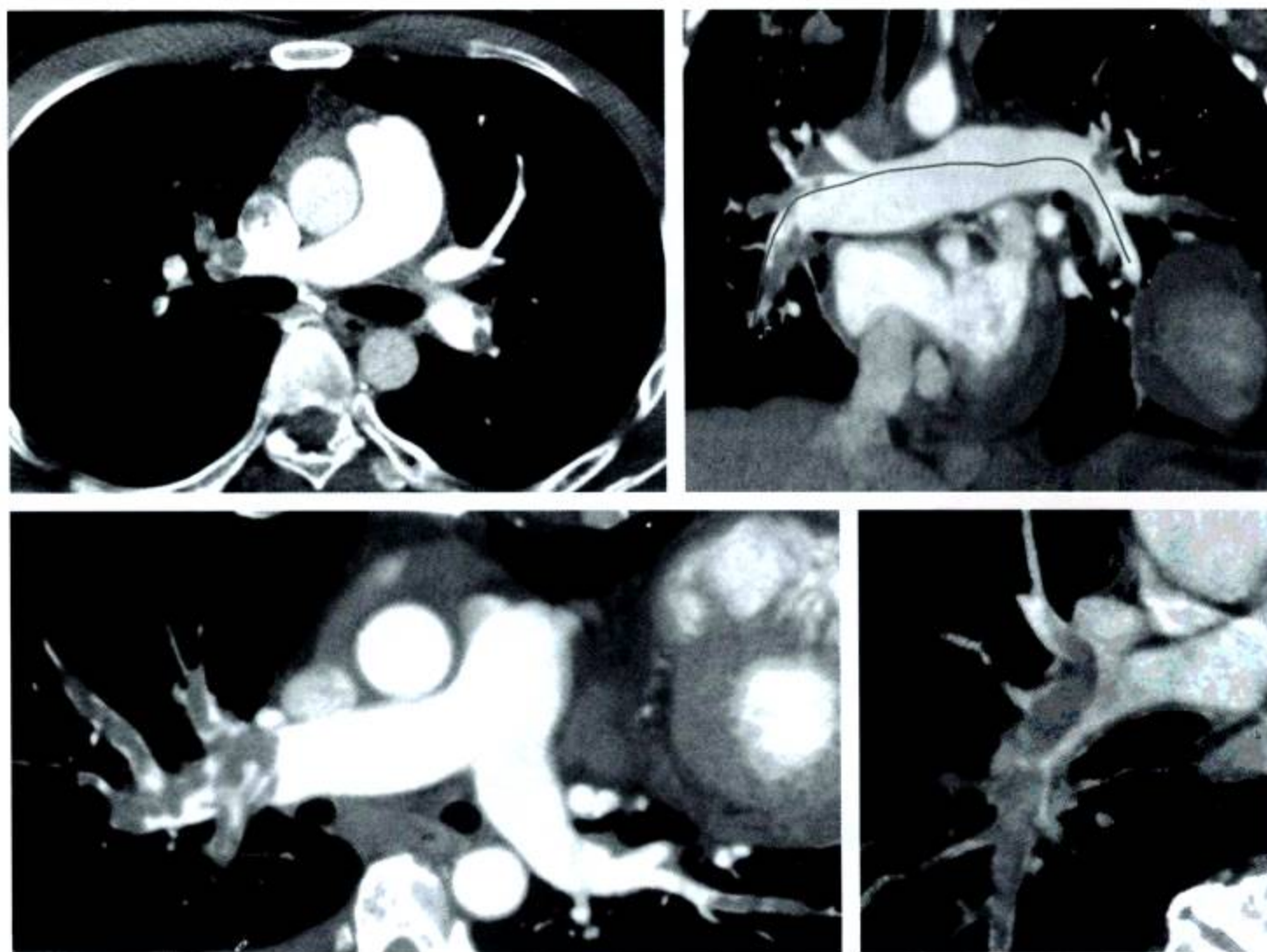


图 3-8 肺动脉曲面重组（MPR、CPR）展平肺动脉清楚显示肺动脉栓塞



4. CT 仿真内镜 (CT virtual endoscopy, CTVE) CT 仿真内镜技术在容积重现时使用了透视算法,使三维物体看上去有近大远小的效果,操作者可以“飞进”物体的腔内,如同使用内镜。此方法交互式应用的实时性尚不尽如人意,所以一般采用预先规定路线,计算并保存图像,然后连续演示。

CT 仿真内镜的成像原理:是利用计算机软件功能,将多层螺旋CT容积扫描得到的原始图像传送到工作站进行图像后处理,重建出各种空腔器官内表面的立体图像,类似纤维内镜所见。多层螺旋CT连续扫描所获得的容积数据是成像的基础,在此基础上通过计算机软件识别空腔器官内壁与中空区域(多为空气,有时为高浓度的造影剂)之间的密度差,提取管壁组织的CT值作为成像的像素,形成中空的管腔图像,然后调整CT值阈值及透明度,使不需要观察的组织透明度为100%(即消除其影像),而需要观察的组织透明度为0,从而保留其图像,再调节人工伪彩,即可获得类似纤维内镜观察的仿真色彩。利用计算机远景投影软件功能调整视屏距、物屏距、视角、透视方向及灯光,以管道内径为中心,不断缩短观察物(荧)屏距(调整Z轴),产生目标物体不断靠近观察者和逐渐放大的多幅图像,连续快速重显这些图像,达到电影回放的速度,即可产生类似纤维内镜腔内动态观察效果的三维图像。

CT 仿真内镜技术作为一种非侵入式、无接触的辅助医学检查技术,是通过接口直接连接到CT设备上,直接把病人体数据作为输入,通过体数据重建和器官结构的区域提取,不仅可以把三维体数据作为一种虚拟环境,而且在这个虚拟环境的内部。使用者可以交互地在器官结构内部进行漫游和观察。此外,由于体数据操作上的任意性,VE可以观察到传统内镜无法观察到的地方,图3-9所示气管分歧部传统内镜和CT仿真内镜的效果对比。

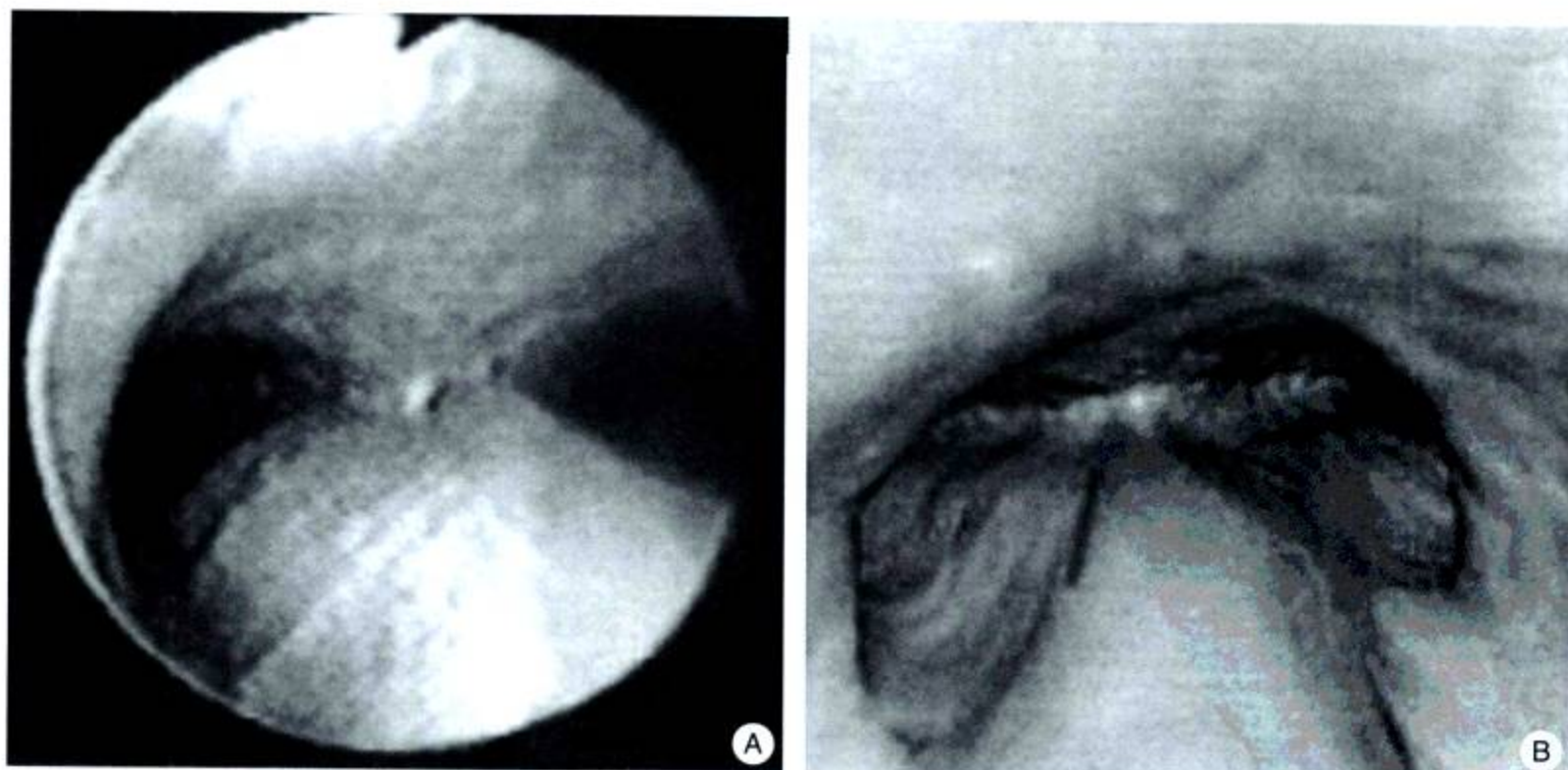


图 3-9 气管分歧部传统内镜和 CT 仿真内镜效果对比图  
A.气管分歧部传统内镜所见; B.气管分歧部CT 仿真内镜所见



## 第二节 心血管 MDCT 三维重建的临床应用

### 一、胸主动脉三维重建

胸主动脉受心脏搏动影响大，特别是其根部及升部，心脏收缩、舒张运动使其位移可达1cm。64MDCT在回顾性心电门控下完成对胸主动脉CT扫描，技术参数：电压120kV，电流640mA，层厚0.625mm，层距0.625mm，螺距0.22~0.26，转速0.35s/360°。经肘前静脉先以4.5ml/s注入造影剂（350mgI/ml）70ml，随后以同样的速度注入50ml生理盐水，延迟20~23秒扫描。

图3-10显示了VR和CPR两种方法三维重建的效果。仔细调整阈值上下限，VR能以空腔形式显示夹层动脉瘤，但往往需要费时的人工修正（图3-11A、B）；用CPR能很容易地显示夹层动脉瘤的内膜片（图3-11C）。对于动脉瘤、缩窄等，VR可以直观地显示全貌。可见，VR特点显示血管的立体形态，CPR能剖开腔内显示诸如内膜片、血栓等信息。MIP由于肋骨及其他高密度器官的重叠，应用中需要去除骨骼影像。

MDCT扫描方式由于后心电门控和短的曝光时间，解决了心脏搏动对三维重建的影响。没有阶梯样错位，管壁光滑连续，可以准确地诊断主动脉瘤、主动脉夹层及其累及头臂动脉的情况，对非动脉瘤样病变（如主动脉缩窄等），定位及定量诊断均有重要价值。

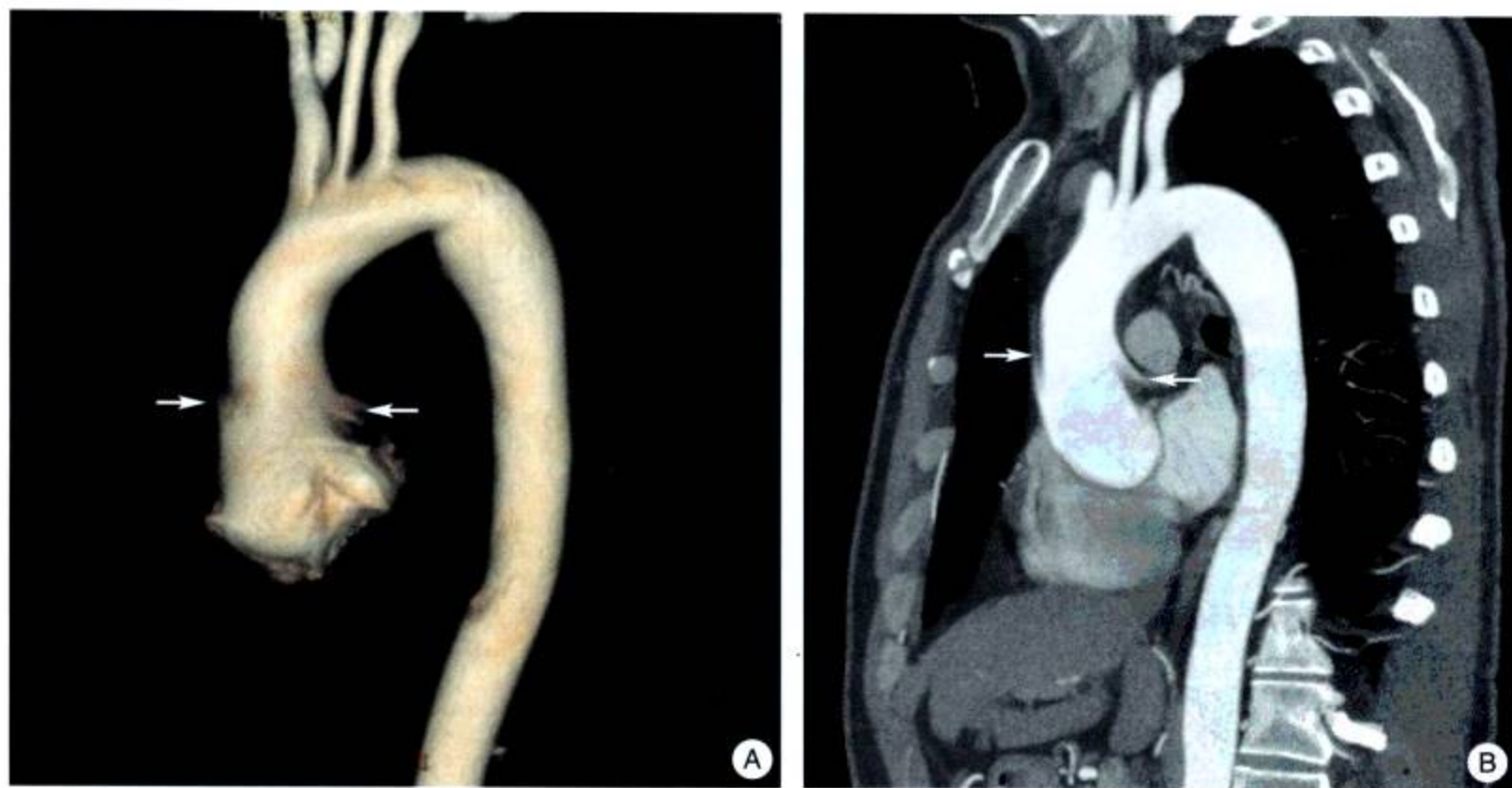


图3-10 正常胸主动脉

A.胸主动脉VR重建；B.胸主动脉CPR重建，两者均可见升主动脉及根部的移动伪影（↑）



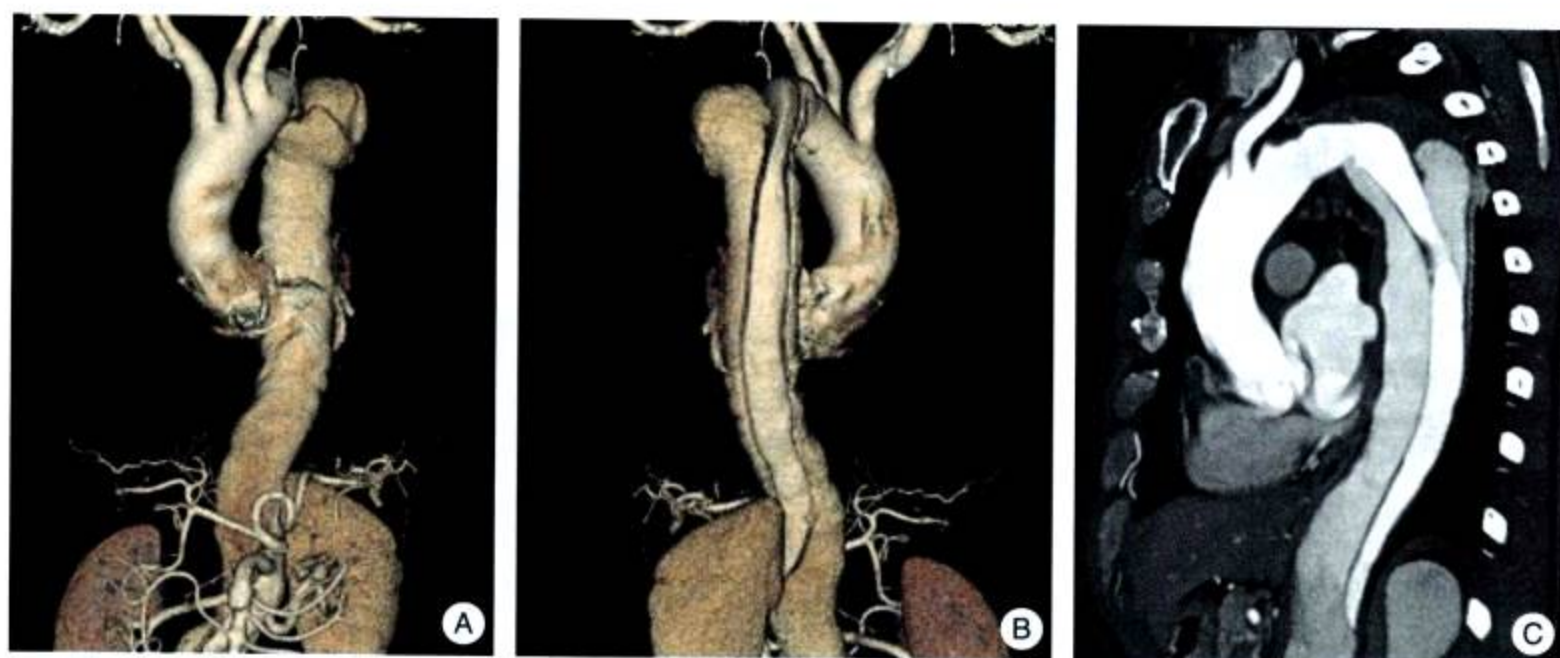


图 3-11 主动脉夹层 (Ⅲ型)

A.为前后位 VR 重建; B.为后前位 VR 重建; C.为 CPR 重组可以清楚显示内膜片

## 二、腹主动脉三维重建

腹主动脉远离心脏,受搏动性位移的影响小,因此,扫描方式采用连续容积扫描。技术参数:电压 120kV,电流 640mA,层厚 0.625mm,层距 0.625mm,螺距 0.22~0.26,转速 0.35s/360°。100ml 造影剂 (350mgI/ml) 流速 5ml/s,随后以同样的速度注入 50ml 生理盐水,延迟 22~25 秒扫描。

腹主动脉 CTA 可以一次性概括腹主动脉至髂总动脉。可以清晰显示扩张性(瘤)、狭窄性及动脉夹层病变,可以清楚地观察内脏动脉受累情况。当有支架或管壁有大量钙化,MIP 不能显示内腔;VR 需指定阈值上限以去除高密度金属或钙化以单独重建管腔;CPR 则可以切过管壁,显示内腔和内膜增生(图 3-12)。

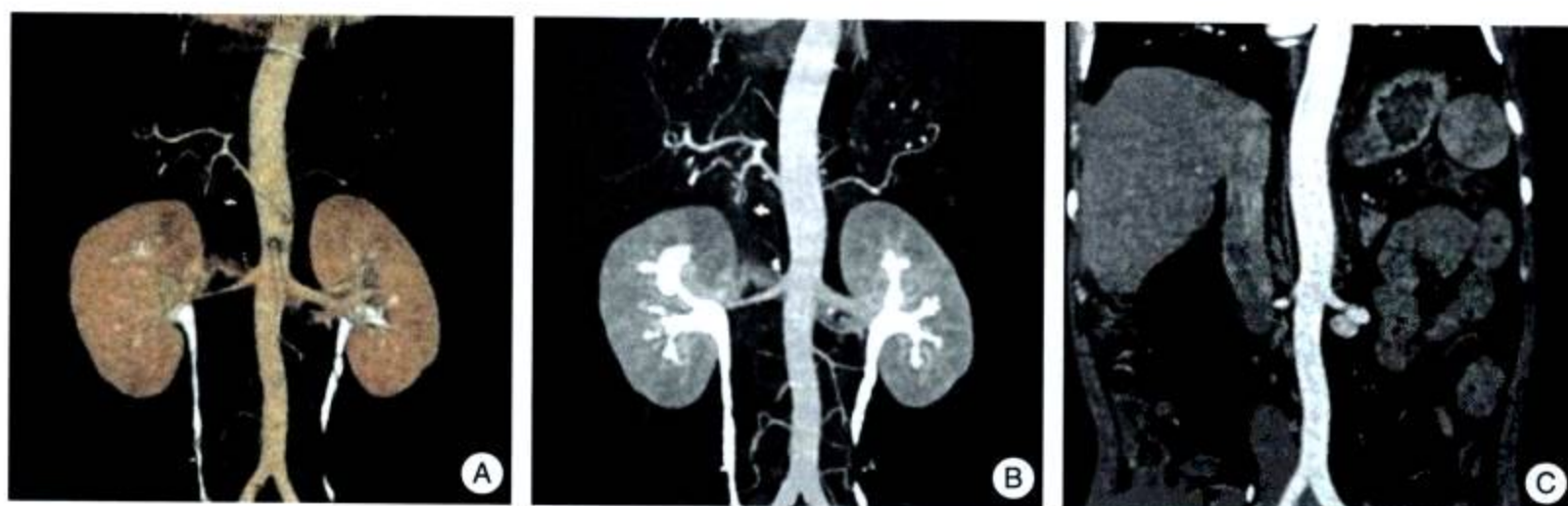


图 3-12 腹主动脉的三维重建

A.VR; B.MIP; C.CPR

## 三、肺动脉三维重建

用心电门控连续容积扫描,技术参数:电压 120kV,电流 640mA,层厚 0.625mm,层



距0.625mm,螺距0.22~0.26,转速0.35s/360°。经肘前静脉先以4.5ml/s注入造影剂(350mgI/ml) 80ml,随后以同样的速度注入50ml生理盐水,延迟18~22秒扫描。如果有肺动脉高压、右心衰竭应相应延长。

VR可以形象地显示肺动脉造影剂充盈情况的三维立体结构,但是直接显示血栓的分布及程度有一定困难,缺支与狭窄可以清楚显示;CPR可以切开弯曲走行的血管直至肺段分支来展示血栓的程度,由于难以直接从CPR图像上辨认体位,所以,操作时应及时标注分支的名称;MIP由于丢失了低密度的血栓信息并且高密度影像重叠,一般较少用于肺动脉(图3-8,图3-13)。

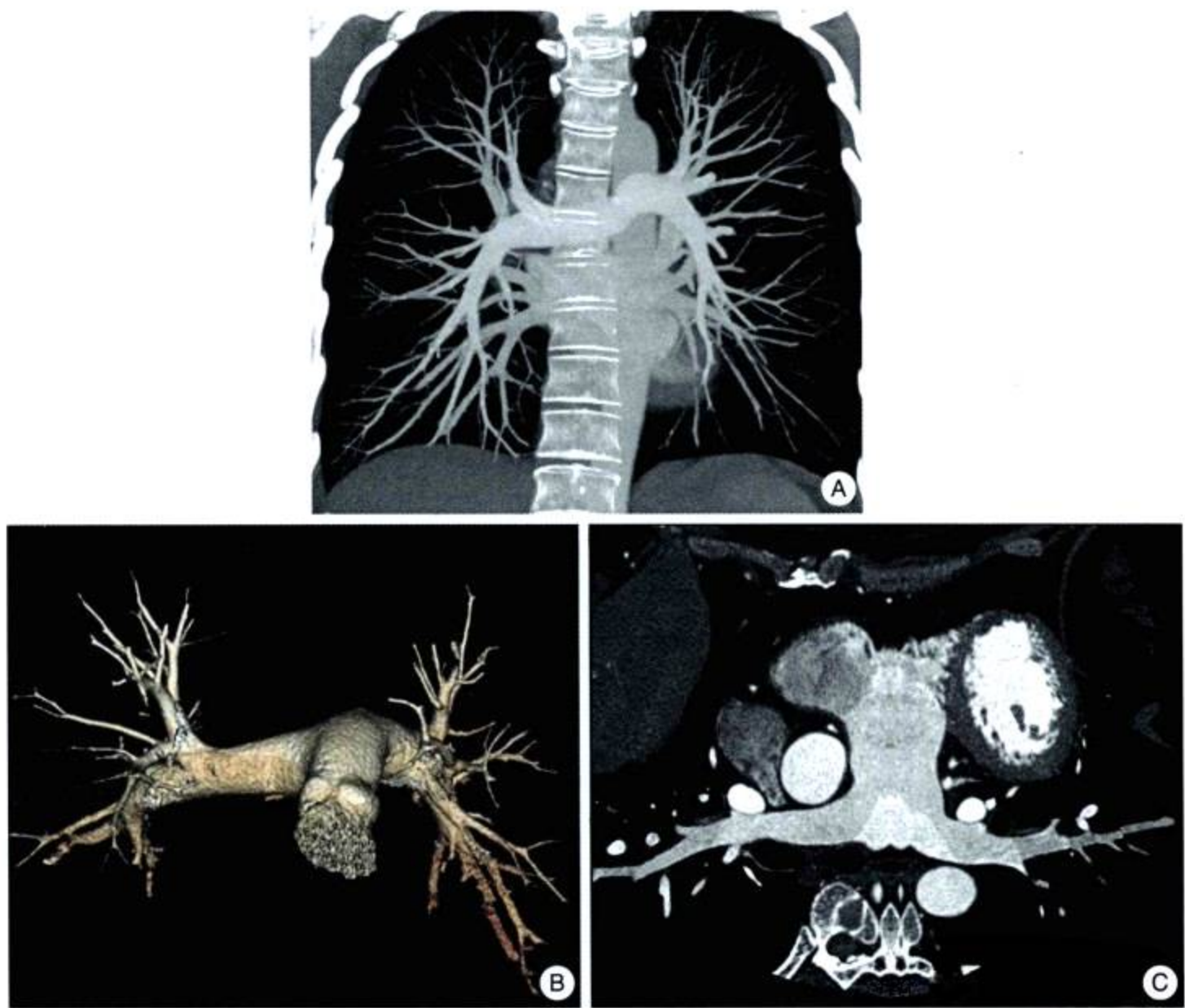


图3-13 肺动脉的三维重建

A.MIP(冠状位)肺动静脉与骨骼同时显影,可以显示亚分段;B.肺动脉VR;C.肺动脉CPR

肺动脉三维重建的主要困难一方面在于心脏搏动,另一方面在于区分肺动脉和肺静脉。采用连续容积扫描由于持续时间极短,能抓住肺动脉期,甚至在肺静脉充分增强之前完成扫描,就很容易区分肺静脉。

肺动脉CTA是诊断肺动脉血栓的主要方法,可以显示主肺动脉、肺叶动脉及肺段动脉的血栓,三维重建为肺动脉内膜血栓切除术及术后评价提供重要诊断依据。



## 四、颈部动脉三维重建

头臂动脉距离心脏较远，扫描方式选用连续容积扫描，虽然三维图像在主动脉弓处局部会有些搏动伪影，但一般不致影响诊断。扫描范围从主动脉弓到颈总动脉分叉。造影剂(350mgI/ml)总量70ml，流速4ml/s，延迟18~20秒扫描。

用VR在骨骼的衬托下能清楚地显示各支血管迂曲、狭窄、扩张病变的位置、程度。用CPR逐支剖开颈总动脉、锁骨下动脉，能显示管壁的增厚、钙化等病变。颈部的骨骼密集，静脉与动脉并行(图3-14)。此外，造影剂非常集中的锁骨下静脉产生高密度伪影降低了附近血管的CT值，这些使得MIP方法不适用。



图3-14 颈总动脉的三维重建  
A、B. VR、CPR显示正常颈动脉

## 五、肾动脉三维重建

扫描方式选用连续容积扫描，扫描参数同腹主动脉的CT扫描。

三种重建方法都可应用，以判断肾动脉狭窄等病变。CPR能很容易地将弯曲走行的肾动脉完全展开；MIP在去除脊椎影像后，能从任何方向观察；VR可以形象地显示三维解剖结构，可观察至肾内分支，如要表示双肾动脉或多发肾动脉，VR是最好的方法(图3-15)。

## 六、冠状动脉三维重建

在回顾性心电门控下完成对冠脉的CT扫描，扫描范围自气管隆突下至心脏膈面，层厚0.625mm，层距0.625mm，螺距0.22~0.26。经肘前静脉先以4.5~5ml/s注入造影剂70~80ml，随后以同样的速度注入50ml生理盐水，由以确定好的延迟时间触发扫描，根据患者检查时心率的的不同，确定不同的扫描重建方式，心率为30~75次/分区间时，采用snapshot segment



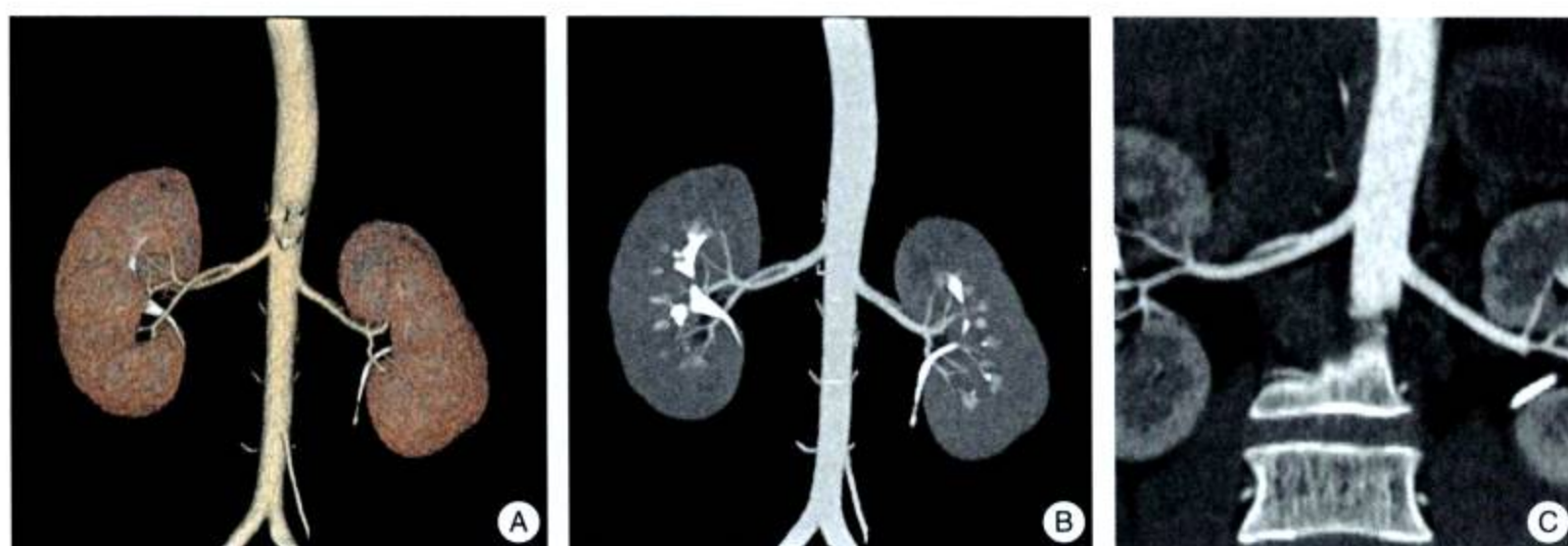


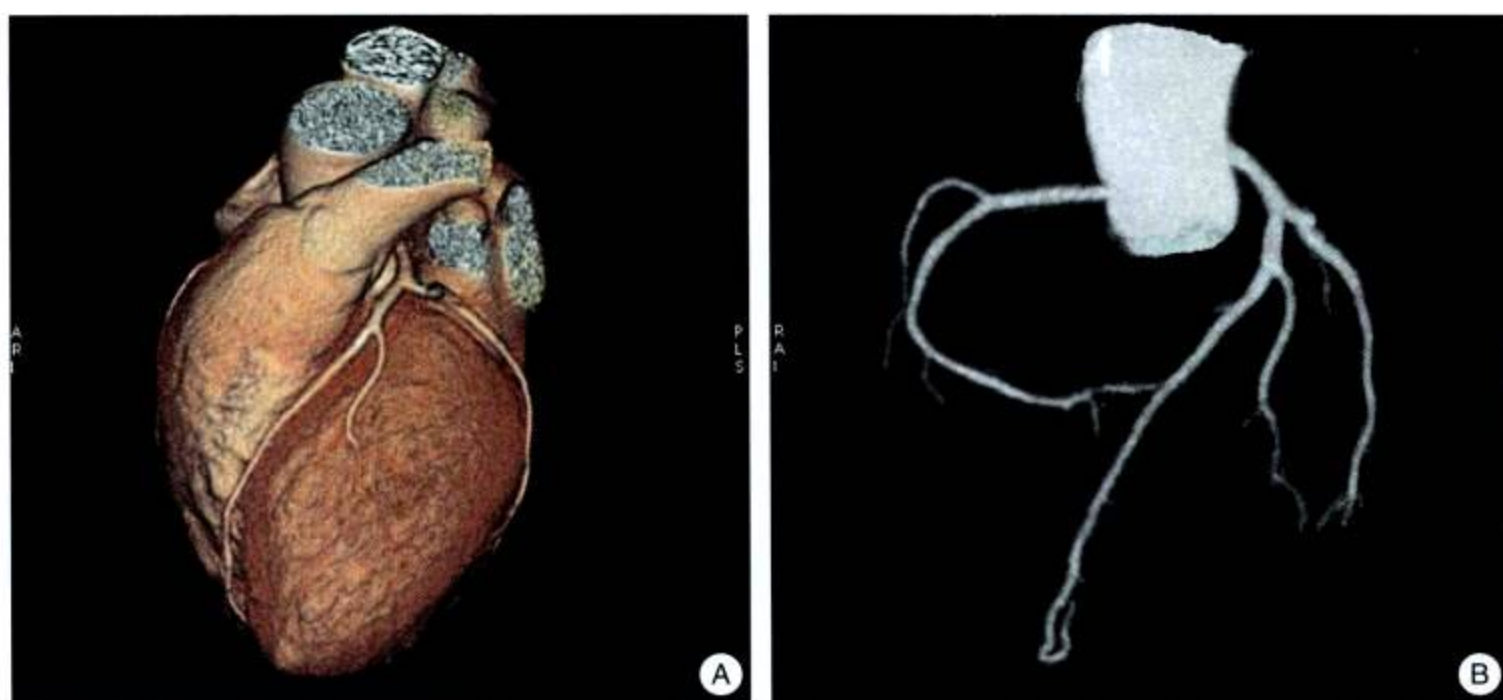
图 3-15 肾动脉的三维重建

A. VR; B.MIP; C.CPR

方式，位于 76~113 次/分区间时使用 snapshot segment+burst 方式，高于 114 次/分时，采用 snapshot segment+burst+plus 方式，同时三种扫描方式均使用噪声过滤器，用以减少较小的伪影。

三维重建可用容积再现 (VR) 方案完成心脏及冠脉的 3D 成像，用以了解心脏冠脉解剖的总体概念。使用 RCA 和 LAD 系统确定最佳 R-R 间期；用 VR 冠脉树、MIP、CPR 及横断重建等软件取得不同角度的冠状动脉影像。MIP 的窗宽、窗位应不同于断层图像，要适当调节。尤其是窗位，过低会把周围心肌影包括进来，过高则会夸大冠状动脉的狭窄程度。

有时扫描过程中造影剂密度有变化，有时有轻微的移动 (呼吸或心率不齐)，这些检查中的缺陷会在冠状动脉 MIP 图像上造成假阳性。CPR 是必要的，CPR 反映真实的 CT 值，不但有冠状动脉，而且有周围组织、器官。造影剂密度的变化或是移动，周围组织、器官也应有相应的变化 (图 3-16)。





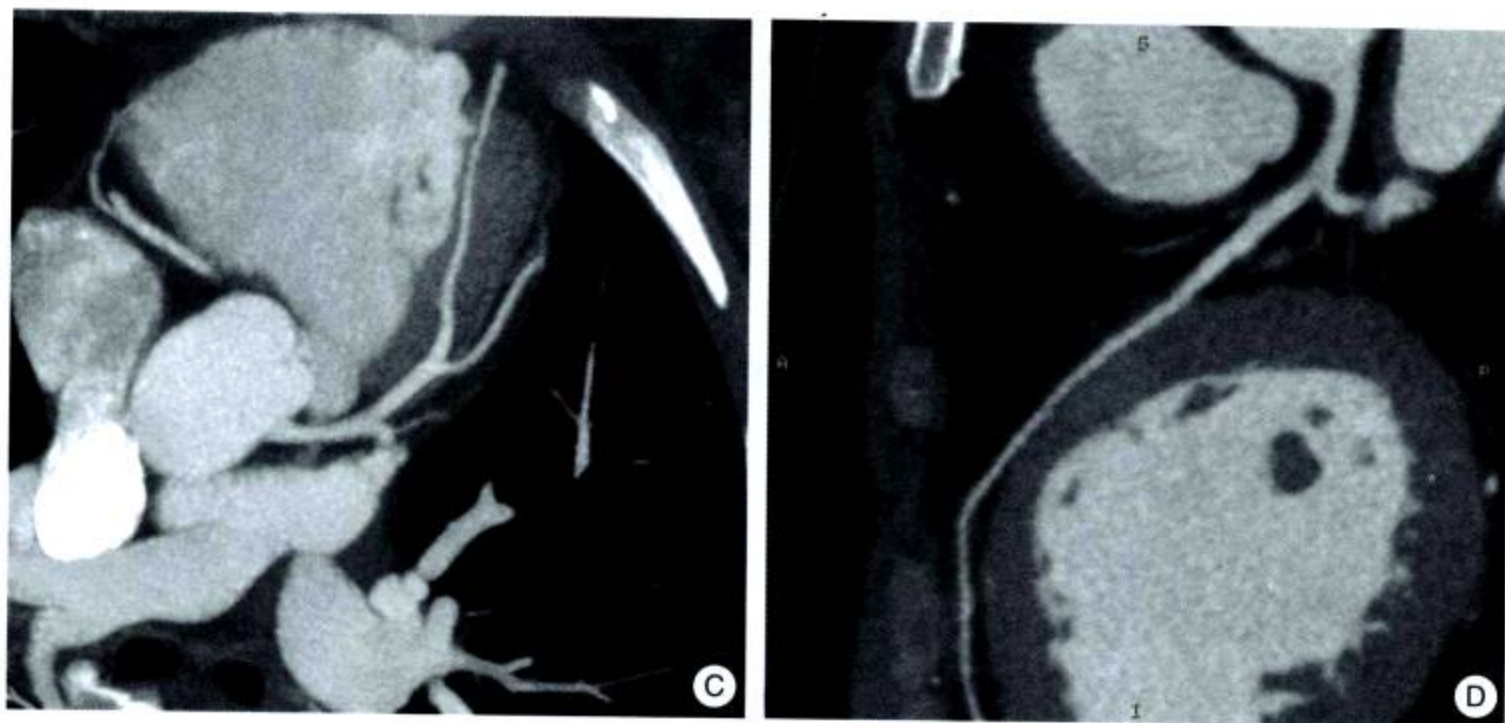


图 3-16 冠状动脉的三维重建

A.VR 心脏冠脉解剖的总体概念；B.VR 冠脉树显示冠状动脉的总体情况；C.MIP 显示冠状动脉的细小分支；D.CPR 一次显示一支血管，图中显示前降支

## 七、心脏的三维重建

为了在心脏的运动中捕捉其形态，扫描方式采用心电门控连续容积扫描或非心电门控连续容积扫描两种方式均可，扫描参数同冠状动脉的CT扫描。心脏的三维重建常用于先天性心脏病，这类病人一般为婴幼儿，需根据病人的体型大小确定扫描方式。造影剂总量、流速根据病人体重和扫描持续时间来计算，总量每公斤体重不宜超过1.5ml。扫描在一次屏气中完成，对于能够屏气且心率相对较慢的患者，扫描方式采用心电门控连续容积扫描，若患儿较小不会屏气或者心率过快或心律不齐的患者，则宜采用非心电门控连续容积扫描。

三维重建可用容积再现（VR）和多层重组MPR。而最大密度投影MIP由于其影像重叠，不适用于观察心脏。VR可有两种方案：其一是以铸型形式显示心脏总体结构；其二是以空腔形式显示心脏并切开观察内部结构。MPR能以任意角度做心脏的断面，观察心腔一般用平面重组而不用曲面重组（图3-17）。

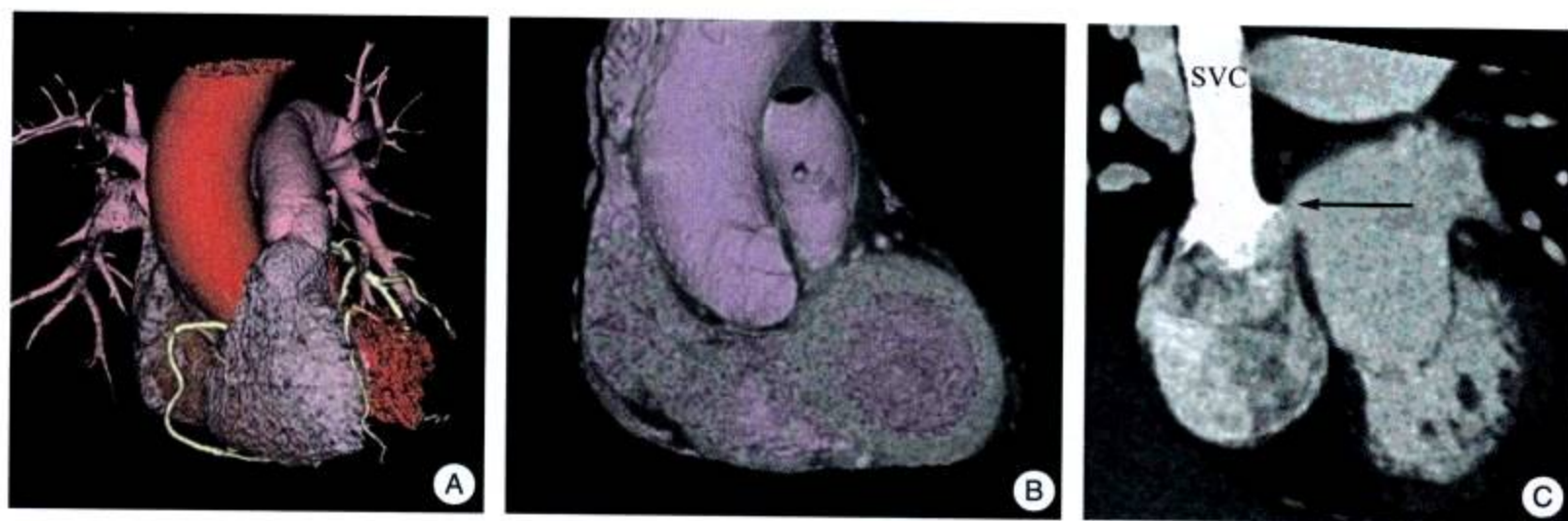


图 3-17 心脏的三维重建

A.用 VR 以铸型形式显示心脏结构；B.用 VR 以空腔形式显示心脏并切开观察；C. MPR 能以任意角度做心脏的断面，示上腔型房间隔缺损（↑）



## 八、CT 仿真内镜

目前，CT 仿真内镜 (CTVE) 可用于鼻腔、副鼻窦、气管支气管、膀胱、胃肠等中空器官病变的显示及诊断，心血管中主要用于显示血管管腔内结构，是否存在狭窄及附壁血栓等 (图 3-18)。

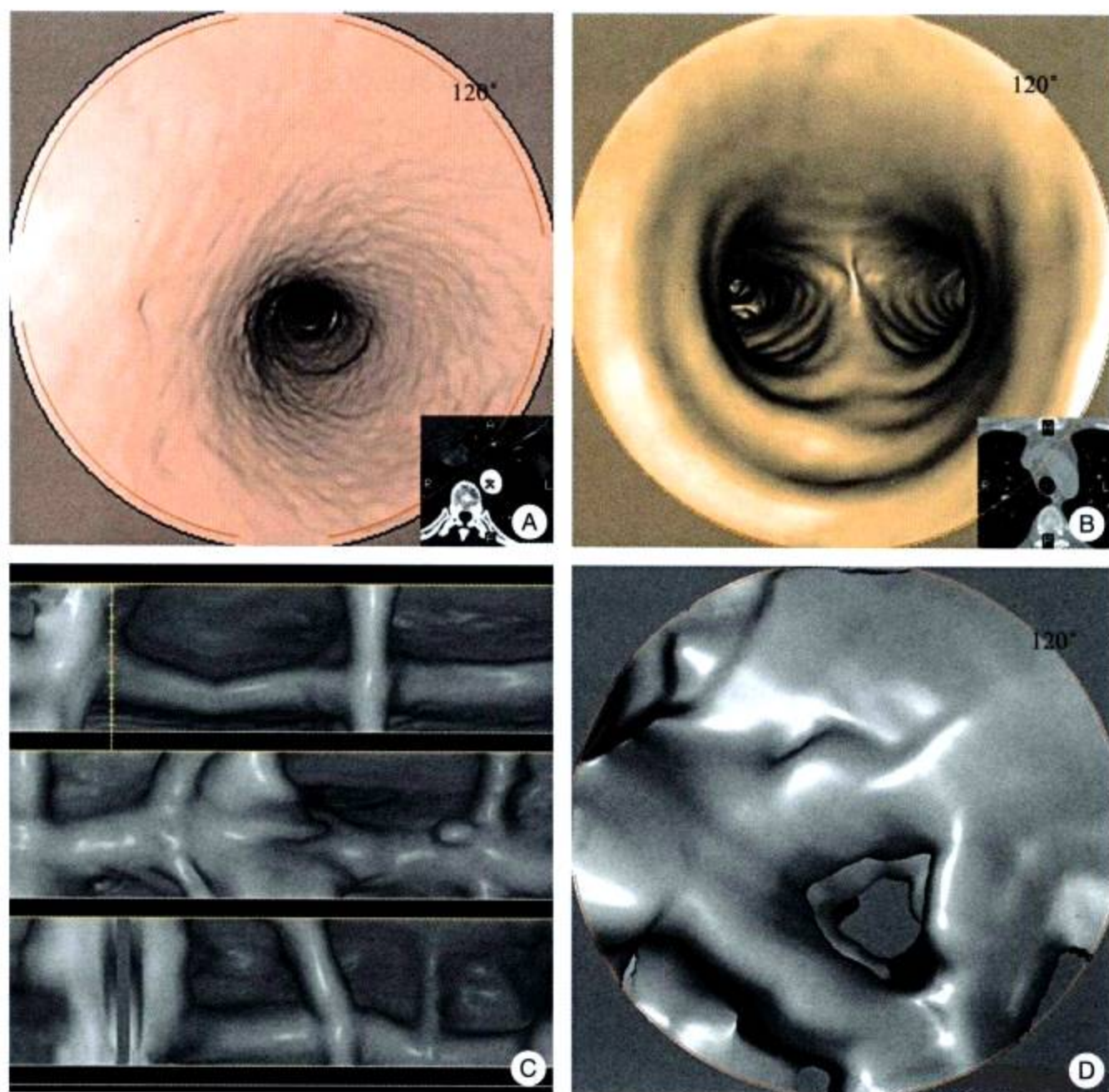


图 3-18 CTVE

A.降主动脉; B.气管分歧部; C.结肠黏膜; D.结肠内腔

### 1. 受检者检查前的准备 根据检查的部位及目的不同而异。

(1) 胃的 CTVE 检查: 检查前的准备基本和胃的钡餐造影相同, 检查前 1 天晚上服用流质或半流质饮食, 当日上午禁食早餐, 检查前 10~15 分钟肌内注射 20mg 654-2, 检查前口服产气粉 1~2 袋。先仰卧位扫描定位像观察胃部充气情况, 如充气不满意, 应补充产气粉直到胃膨胀充气满意方进行 CT 扫描。

(2) 大肠 CTVE 检查: 检查前采用常规口服泻药清洁肠道, 否则肠道内的粪便及残留物会造成假象, 以致误诊。常用番泻叶 30mg, 约 1000ml 开水浸泡后饮用或用 20% 甘露



醇注射液 250ml, 加水 500~1000ml 饮用。检查前 1 天晚餐后约 3~4h 服用。也可以在检查当日进行清洁灌肠, 清洁灌肠后 1 小时后方能进行检查, 以免肠道内残留水分遮盖病灶影响观察。扫描前无需口服造影剂, 扫描前 10 分钟肌内注射平滑肌松弛剂 654-220mg, 嘱患者左侧卧位, 经肛门注入适量 (约 1000ml) 空气, 以患者感觉腹胀为度。仰卧位扫描定位片, 从定位片观察肠道内充气满意后再进行螺旋 CT 扫描。如果充气不满意, 适量追加气体, 注意一定要充气适度, 因为充气不足, 萎缩的肠管无法进行肠道 CTVE 检查, 所以肠腔充气尽可能足够, 以克服肠管萎陷。避免过量充气, 过量的气体进入小肠同样影响 CTVE 的检查效果。

(3) 膀胱 CTVE 检查: 患者扫描前口服约 1000~1500ml 清水, 留尿至感觉下腹部胀满时扫描, 无需口服造影剂。首先进行平扫加增强扫描, 然后让患者迅速排部分尿, 目的是提高膀胱内对比剂的浓度, 等待膀胱再次充盈后进行扫描。利用膀胱高密度造影剂、黑底白影阈值的方法进行 CTVE 检查。

(4) 血管的 CTVE 检查: 同于前述 CT 血管造影。检查前空腹 5~6 小时, 避免患者呕吐, 检查时无需口服造影剂, 以免造成对观察靶血管的干扰。检查前训练病人, 在扫描时屏住呼吸, 一般在 10 秒之内即可完成扫描。配合高压注射器快速团注碘对比剂, 经肘静脉注入造影剂, 总量为 1.5~2.5ml/kg, 注射速率为 4~5ml/s。采用实时强化监视功能设定主动脉强化峰值, 造影剂跟踪技术。

(5) 鼻腔、副鼻窦、气管及喉部 CTVE 检查: 鼻窦及鼻腔的检查无需特殊的准备, 气管及支气管检查时嘱病人屏气。喉部扫描时应嘱病人平静呼吸, 不做吞咽动作, 无需屏气, 因为屏气使声道闭拢, 不利于 CTVE 检查。

**2. 扫描条件** MDCT 扫描是根据检查部位及临床诊断需要, 选择合理的扫描参数, 完成目标器官容积数据的采集过程, 得到的容积数据, 再以合适的重建参数重建, 才会获得最佳质量的图像。扫描方式为连续容积扫描。

## 九、扫描参数的优化

三维重建对断层图像质量有更高的要求。Z 方向上的空间分辨力和层间的准确重叠对保证重建图像的正确性有重要意义。CT 容积扫描在 X、Y 方向上的分辨力高, 但在 Z 方向的分辨力低。Z 方向分辨力取决于扫描层厚和床进距离。层厚造成所谓部分容积效应, 即 CT 值实际上是层内物质的密度在 Z 方向上平均化的结果。应用中与扫描平面夹角小的细小血管的密度被降低, 三维图像容易产生狭窄、中断的伪像。所以, 虽然人们都倾向于选用薄层以降低部分容积效应, 但需考虑层愈薄, 图像噪音也愈大, 需综合考虑。

三维重建要求相邻的层与层之间影像准确重叠, 理想的情况是受检者在扫描从始至终没有任何运动。所以, 胸、腹部的扫描, 我们尽量缩短扫描持续时间使扫描能在一次屏气内完成, 以消除呼吸运动带来的层间移动; 不能屏气的病人, 应嘱其平静呼吸。对于胸部的检查, 64MDCT 采用心电门控使每层图像都在同一心电时相上, 消除了心跳带来的层间移动, 从而能很准确地重叠。扫描中心率的变化、心律不齐的病人, 心脏区域的三维图像会受到影响, 产生错位横纹 (图 3-19)。





图 3-19 心脏—冠状动脉容积再现，由于心率变化及心律不齐导致层间重合不佳，三维重建图像上产生横纹缺陷

## 第三节 各种三维重建法的评价

### 一、容积再现 (VR)

#### 1. 优点

(1) 符合视觉习惯，以很强的真实感效果展示完整的立体形态，当空间解剖结构复杂时此方法具有很大优势。

(2) 在三维加速硬件支持下有丰富的人机交互操作：平移，旋转，缩放，设置光源的位置、深度和宽度，物体表面的平滑和高光点效果，颜色，切割，透明效果。

#### 2. 缺点

(1) 诸条件如重建阈值的选取、造影浓度的变化等，对于三维图像的质量影响很大。

(2) 受部分容积效应的影响明显，细的血管容易产生狭窄、堵塞状的伪像，狭窄程度容易被夸大。

(3) 产生的伪像同样具有真实感，伪像的识别有困难，一般需要结合多层面重组进行进一步评价。

(4) 三维重建图不含有 X 线衰减信息。

### 二、最大密度投影 (MIP)

#### 1. 优点

(1) 操作过程简单，不需要阈值，也不需要画曲线，是完全客观的投影。

(2) 在一幅图像里概括整个立体空间的 CT 值信息。



(3) 图像上的灰度体现相对密度,高密度的物体(如钙化、金属支架)显示得很突出。

## 2. 缺点

(1) 投影线前后物体的影像重叠,目标血管会和投影线上的其他血管重叠,高密度的骨骼会完全挡住其他组织,因而在投影前必须屏蔽它们。

(2) 低密度的物体(如血栓)被遮盖而遗漏。

(3) CT 图像上的噪音对投影结果影响较大。

(4) 从单独一幅投影图像不能了解空间结构,最好旋转角度做一系列投影图以电影方式观察。

## 三、多层面重组 (MPR)、曲面重组 (CPR)

### 1. 优点

(1) 操作快捷方便,通常一组 CT 图像传到工作站后首先做的就是交互式容积观察和多层面重组。

(2) 能以任意方位、角度、层厚、层数自由重组新的断层图像,而不需再次扫描。

(3) 图像上的灰度反映组织的 X 线衰减值 (CT 值)。

(4) 曲面重组能在一幅图像里真实显示血管的展开长度与狭窄情况。

(5) 不仅显示目标器官,而且显示断面上的全部结构,因而病人身体移动造成的伪影容易辨认。

### 2. 缺点

(1) 一次一般只能显示一支目标血管,当物体空间结构复杂时,难以用一幅图像表达,而需要做一系列重组图像。

(2) 曲面重组必须准确沿着血管轴线做出曲面才能正确表达管径,对于细的血管难以做到(但如果事先能做出最大密度投影,可以修正中心线的不正确)。

(3) 曲面重组由于把曲面展开观察,非目标器官存在变形,有时从重组图像难以辨认体位,因而建议附以作曲面的原图。

## 四、CT 仿真内镜 (VE)

### 1. 优点

(1) 无创性检查,不会给病人带来不舒服感,极大地减少了病人的痛苦。检查过程中不会产生穿孔、感染或出血等副作用。

(2) 可以在计算机屏幕上从任意的角度和方位对病灶进行观察,并能同时提供病灶腔内、腔外的情况。这种动态的显示可以让医生对解剖对象的整体结构和相互关系留下深刻印象。

(3) 可以检查光学内镜接触不到或不能检查的人体许多重要器官,如动脉血管、心脏等。

(4) 可以针对不同的漫游计划,只经过一次数据采集,医生或检查人员就可以任意地重复检查过程。



(5) 降低了医疗检查的复杂性、危险性和医疗成本。采集后的数据可以长久地保存在计算机里, 既方便日后医生和病人的查阅, 又易于保存, 不易丢失。

(6) 可以用于教学目的, 作为辅助的教学工具, 它为学生提供了漫游人体器官的“虚拟之旅”, 既真实又生动, 而且学生可以在任何时候反复观看。

## 2. 缺点

(1) 不能对发现的病变进行活组织检查, 这是 CTVE 检查的最大缺点。

(2) 不能进行病灶切除等治疗。

(3) CTVE 检查由于受呼吸、移动伪影、空腔器官残留内容物以及充气程度等多种因素的影响, 有时会产生假阴性或假阳性改变。所以, 它并不能完全取代纤维内镜, 只能作为一种无创性的病变普查手段或辅助手段。

上述几种重建方法各有不同特点, 临床应用中根据需要选择做三维重建, 能为诊断提供更多有用信息。各种方法各有优、缺点, 但是, 能做到相互弥补。

(孙宪昶 高建华 戴汝平)

## 参考文献

戴汝平. 2000. 心血管病 CT 诊断学. 北京: 人民卫生出版社

Bae KT. 2003. Technical aspects of contrast delivery in advanced CT. *App Radiol (supp)*, 32:12~19

Catalano C, Fraioli F, Laghi A et al. 2004. Infra-renal aortic and lower-extremity arterial disease: diagnostic performance of multi-detector row CT angiography. *Radiology*, 321:555~563

Keiyy DM, Hasageva I, Borders R et al. 2004. High-resolution CT using MDCT: comparison of degree of motion artifact between volumetric and axial method. *AJR*, 182:757~759

Marchal G, Vogl TJ, Heiken JP et al. 2005. *Multidetector-Row Computed Tomography*. New York: Springer



# 第 4 章 冠状动脉解剖学与动脉粥样硬化病理学

## 一、冠状动脉解剖学

冠状动脉解剖示意图见图 4-1。

### (一) 心表冠状动脉主要分支

冠状动脉有左、右两支，均起自升主动脉根部的主动脉窦（图 4-1）。

左冠状动脉起自左后窦，其主干（左主干）直行于肺动脉干与左心耳之间的房肺沟内。

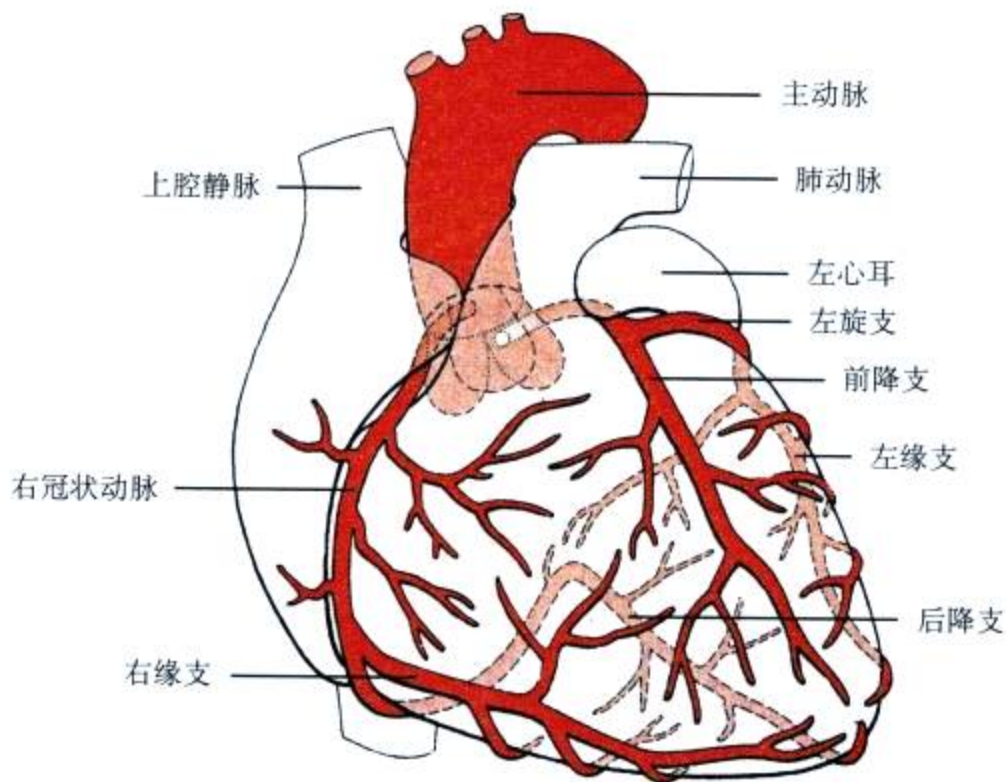


图 4-1 冠状动脉解剖示意图

实线血管为心脏胸肋面心表冠状动脉主要分支，虚线血管为心脏膈面冠状动脉分支

它在发出不远即到达左冠状沟时分为前降支和左旋支。偶尔可见第三支即对角支，从前降支和左旋支分叉处发出，分布于左室前侧壁。前降支，又称前室间支，为左冠状动脉主干的直接延续，在前室间沟中走行，下达左室心尖部，终止于后室间沟的下端。前降支沿途发出分支供应前室间沟旁的左室前壁者称左室前支，分布到右室前壁者称右室前支，分布到室间隔前 2/3 部者称前室间隔支。左旋支又称回旋支，从左主干钝角发出，并沿左冠状沟



左行，在心室左缘转向膈面，终止于左室后壁。它沿途发出分支分布到左心房、近心底部的左室前壁、左室侧壁和后壁的外侧部，其中在心室左缘发出并分布左室侧壁的一支较粗大称左缘支，又称钝缘支。

右冠状动脉起自主动脉前窦，先向前、再向右走行于肺动脉与右心耳之间。然后沿右冠状沟右行，在位于心脏前面与下面交界处（右缘）转向心脏膈面。它再左行到房室交界区处再转向下，走行于后室间沟内，一般终止于后室间沟的下2/3处。右冠状动脉走行于右冠状沟部分又称右旋支，沿途发出心房支到右房，发出圆锥支到右室漏斗部，发出右室前支分布到右室前壁，并通过较粗大的右缘支又称锐缘支供应右室前壁和下壁。右冠主动脉还发出右室后支和左室后支分布到心脏膈面的左、右室后壁。右冠主动脉走行于后室间沟的部分称为后降支，它分支到两旁的左、右室后壁和室间隔后1/3部，其中分布到室间隔的分支又称后室间隔支，后降支在心尖附近与左冠状动脉的前降支吻合。

## （二）冠状动脉分布分型

心脏膈面冠状动脉的分布有较大变异，一般依据后降支或后室间隔的血供的来源人为分为右优势型、左优势型和均衡型。右优势型占65.7%，后降支来自右冠主动脉主干延续，并有分支分布左室后壁。左旋支终止于左室侧壁和左室后壁外侧部分；左优势型占5.6%，后降支来自左冠主动脉左旋支，近后室间沟的部分右室后壁有左旋支的远端分支分布，右冠主动脉末端终止于右室后壁；均衡型占28.7%，无突出的后降支，室间隔后2/3部分同时接收右冠主动脉和左旋支的分支分布。在冠状动脉梗阻时，不同分布型别的心肌梗死范围有差异。

## （三）冠状动脉侧支循环

左、右冠状动脉及其分支的远侧端之间有少数侧支血管相连。右冠后降支与左前降支在室间隔心尖部吻合，右冠还与左旋支在左室后壁吻合，左、右冠状动脉在室间沟形成吻合，来自前降支和右冠状动脉的圆锥支在右室漏斗部有时吻合成环，称为Vieussens环。不过，在正常生理情况下，这种血管吻合不发育或部分发育但不开放，一般认为小冠状动脉为功能上的终动脉。虽然左右冠状动脉具有一定的侧支循环潜力，但在较大支冠状动脉梗阻时，这种小的血管吻合不足以维持足够的侧支循环。

## （四）心脏传导组织的血液供应

心脏传导组织的血液供应随冠状动脉的分布而异，窦房结动脉起源于右冠状动脉者占55%，起源于左冠状动脉回旋支者占45%。有少数同时来源于左、右冠状动脉。极少数变异可发自右室锐缘支和左室钝缘支。窦房结动脉是已知的最大的心房动脉，所以，它是右冠或左旋支梗阻时最主要的侧支循环通路。窦房结动脉的脉动还与窦房结电脉冲的发生和同步化过程有关。

房室结动脉起源于心脏膈面房室交界处的冠状动脉，后者在房室交叉处形成一个U形弯曲，在下腔静脉瓣和冠状窦口下方穿行。从U形弯曲的顶点向前发出一小支动脉特别供



应房室结。U形弯曲的动脉90%来自右冠状动脉，10%来自左回旋支。此U形弯曲动脉可在冠脉造影时显影，常被临床用作一种独立的标志来定位房室结等结构。

### （五）冠状静脉的特点

心脏的静脉与冠状动脉不同名，且不与冠状动脉伴行。心脏静脉大多汇集到位于心脏膈面左心房与左心室房室沟内的冠状静脉窦，最后注入右心房。冠状静脉窦长2~3cm，开口与右房底部，紧邻房间隔。它的主要来源有心大静脉、心中静脉和心小静脉、左室后静脉、左缘静脉和左房斜静脉等，其中左房斜静脉生后退化，仅在左上腔静脉永存时扩张。另外，右心壁有许多小静脉不经冠状静脉窦，直接注入右心房和右心室。

### （六）冠状动脉变异及先天畸形

冠状动脉起源于主动脉的畸形有三种类型：

(1) 冠状动脉异位起源：包括冠脉开口过高和开口于错误的主动脉窦。前者指冠脉开口高于主动脉窦管嵴，冠状动脉呈锐角离开主动脉，两支血管壁局部形成翼片，舒张期可引起开口狭窄。而开口错误有左旋支开口于右窦或右冠主动脉、前降支开口于左窦、少见的右冠主动脉开口于左窦或左冠状动脉。这时，相应冠状动脉也与主动脉呈锐角，且走行发生改变。运动性猝死病例常可见到冠脉起源异常，尤其左冠起源异常更易导致猝死。

(2) 单冠状动脉：指整个冠状动脉系统与主动脉相连并且主动脉上仅有一个冠状动脉开口。单一冠状动脉的分支分布形式多样，常见为一支走行正常，而缺如的一支起自前者。例如，缺如的左冠状动脉起自右冠，跨越右室漏斗部心外膜，到达左室相应位置。

(3) 冠状动脉瘘：包括冠状动脉-冠状静脉窦瘘、冠状动脉-肺动脉干瘘和冠状动脉-心腔瘘。受累血管段扭曲扩张，可形成动脉瘤，动脉中层受损时还可形成假性动脉瘤。

冠状动脉起源于肺动脉时有如下类型：

左冠状动脉起自肺动脉干为最常见类型，偶见起自右肺动脉和前降支来自肺动脉而左旋支来自主动脉的畸形。在胚胎期，左冠状动脉的流量和血流方向无异常，生后因肺动脉压下降，致左右冠状动脉吻合血管开放，血管扩张，右冠的血流经左冠状动脉系统逆向回流到肺动脉，形成短路，左室心肌缺血。右冠主动脉起自肺动脉干的情形要少得多，是一种相对良性的变异，均与年轻人猝死有关。而两支冠状动脉均起自肺动脉的畸形罕见，一般生后即死亡，偶有合并室间隔缺损的患儿可存活。

## 二、动脉粥样硬化病理学

动脉粥样硬化是发生在主动脉、冠状动脉、颈动脉、髂动脉等大中型动脉的慢性疾病。基本病变为动脉内膜脂质沉积、单核巨噬细胞浸润、平滑肌细胞增生和细胞外基质增多的病变，可继发钙化、出血、血栓形成。病变发展可引起管腔狭窄和闭塞，导致组织供



血不足及梗死。动脉粥样硬化的血管可代偿性扩张，中膜常萎缩，外膜可伴反应性淋巴细胞性炎。

### （一）冠状动脉的组织学特点

心表冠状动脉属中等大小的肌性动脉，组织学上分为内膜、中膜和外膜三层。内膜表面被覆单层内皮细胞，下界为内弹力板。成人冠脉内膜可见三层，即内皮下结缔组织层、弹力增生层和肌弹力层。内膜层的主要细胞为平滑肌细胞。中层居于内、外弹力板之间，为多层环形的平滑肌细胞，细胞间有少量弹力和胶原纤维。外膜为胶原和少量弹力纤维，含滋养血管、淋巴管和神经纤维末梢。

冠状动脉有适应性内膜增厚的改变。新生儿的冠脉内膜仅有少量疏松结缔组织，生后随着年龄的增长，内膜逐渐增厚。这种增生增厚不引起管腔梗阻，是对局部血流动力学的适应性改变，称适应性内膜增厚。适应性内膜增厚分偏心性和弥漫性。偏心性内膜增厚又称内膜垫、局灶性内膜增生等，多见于血管分支部位。弥漫性内膜增厚又称肌弹力性内膜增厚、内膜增生，较偏心性内膜增厚更多见、更广泛。

### （二）动脉粥样硬化基本病变及传统分期（分型）

冠状动脉粥样硬化按其病变性质及演变进程分为以下几期或型，但各型间可有过渡，且不同型别或不同期的病变可同时见于一条血管的不同部位。

1. **脂斑脂纹期** 脂斑和脂纹是早期的粥样硬化病变，肉眼为黄色圆形斑点或长行条纹，略高于内膜表面。镜下主要成分是泡沫细胞，且主要来自血液中的单核细胞（进入组织后称巨噬细胞），部分是动脉壁平滑肌细胞吞噬脂质而形成。脂斑、脂纹中偶尔可见少量淋巴细胞。

2. **纤维斑块期** 内膜中的平滑肌细胞受脂质和生长因子刺激大量增生，同时分泌大量胶原纤维和细胞外基质如蛋白聚糖等，增厚的纤维包被少量脂质灶，并发生玻璃样变性。纤维斑块肉眼呈珠白色，质地较硬。

3. **粥样斑块期** 斑块中央蓄积的泡沫细胞崩解坏死，细胞内脂质释放到细胞外，并与因营养不良而变性坏死的内膜纤维和基质成分混合，形成所谓的粥样瘤。镜下表现为无定形半透明物质，有针隙状的胆固醇结晶析出，因其位于斑块中央且主要含脂质成分，常称脂质核心。病变质地变软。粥样斑块表面可见厚薄不一的纤维帽。

4. **复合病变期** 粥样斑块属不稳定斑块，其表面的纤维帽常发生破溃，形成粥样溃疡。溃疡基础上可继发血栓形成。陈旧的粥样斑块常因钙盐沉积而发生钙化。斑块内的小血管常因坏死组织的腐蚀而发生斑块内出血。受累血管壁在血压的影像下可出现动脉瘤改变。

### （三）动脉粥样硬化病变国际分型

1995年，美国心脏协会（AHA）动脉硬化理事会血管病变委员会推荐了一个组织学分



型方案，2000年又做了更新。AHA认为这个方案较准确，优于传统的分期分型方法，它为研究动脉粥样硬化的病理生物学、分析各种临床显像技术测量病变组分的相关性及认识各种介入治疗对病变进展、稳定或消退的影响提供了形态学基础。AHA 2000年将动脉粥样硬化病变分为八型，采用罗马数字表示，其顺序反映病变的发展进程。

AHA I型 为初始病变，是早期病变之一，散在或孤立的巨噬细胞源性泡沫细胞。

AHA II型 也是早期病变之一，旧称脂斑和脂纹，含多层巨噬细胞源性和平滑肌源性泡沫细胞。

AHA III型 是II型和IV型的中间型病变，又称前粥样瘤。除II型病变中的泡沫细胞外，含有散在的细胞外脂质和内膜平滑肌细胞坏死碎片，可形成孤立的细胞外脂质湖。AHA I型~III型病变属早期病变，可消退。

AHA IV型 又称粥样瘤，旧称粥样斑块，为进展期病变。大片细胞外脂质融合，形成脂质核心。由于管壁的代偿性向外扩张，此型病变一般不引起管腔梗阻（图4-2）。

AHA V型 又称纤维粥样瘤，旧称纤维脂质斑块，也为进展期病变。脂质表面的纤维结缔组织和平滑肌细胞明显增生，呈帽状覆盖脂质核心。此型病变常引起管腔梗阻。

AHA VI型 旧称复合病变或复合斑块，也为进展期病变。斑块出现表面缺损或溃破、血肿或出血、血栓形成。此型可快速造成管腔梗阻。

AHA VII型 钙化性病变，旧称钙化斑块，病灶内钙化显著（图4-3）。

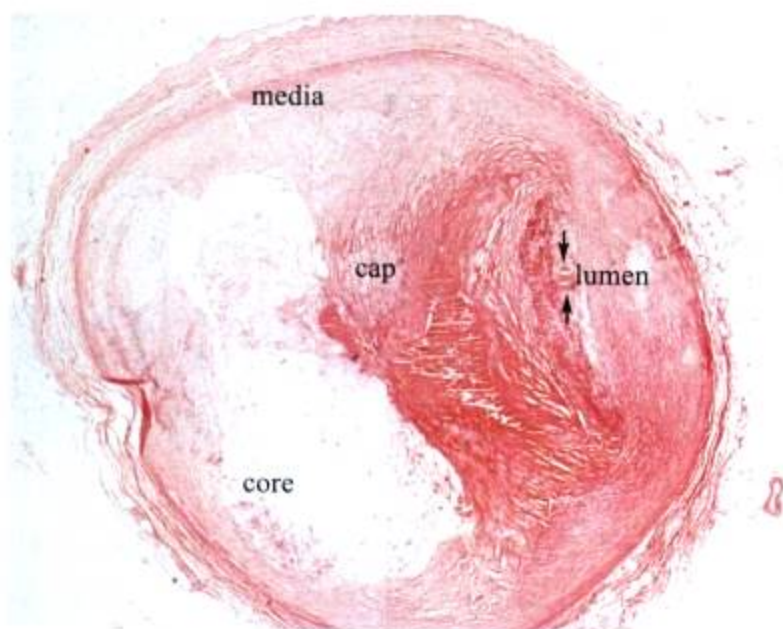


图4-2 纤维粥样斑块，AHA V型  
动脉内膜高度增生增厚，可见脂质核心（core）和较厚的纤维帽（cap），管腔几乎闭塞（lumen及黑箭头所指），动脉中膜萎缩（media及白箭头所示）。HE染色，放大40倍

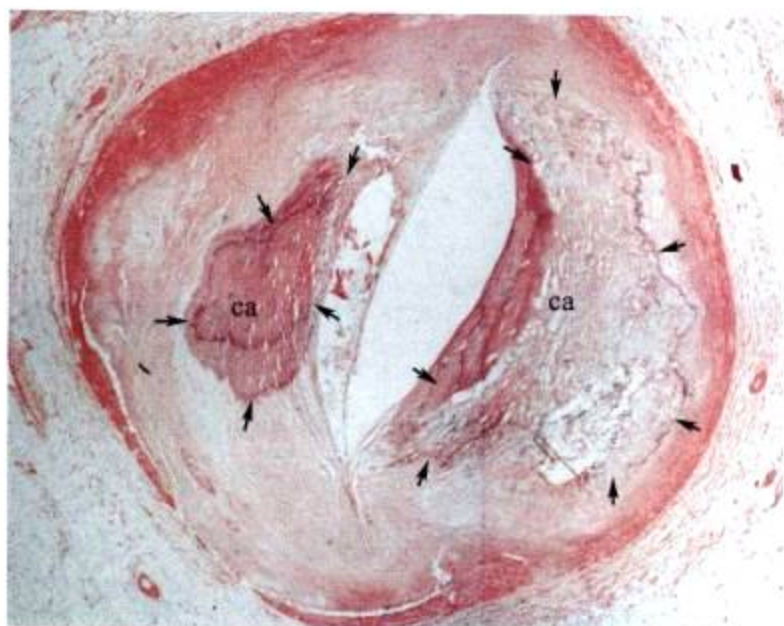


图4-3 钙化斑块，AHA VII型  
纤维性增厚的内膜中大片钙化（ca），箭头示意钙化的范围。脱钙后切片，HE染色，放大40倍

AHA VIII型 纤维性病变，旧称纤维斑块，病灶内纤维结缔组织突出。

其中，AHA VII型和VIII型病变可以由IV型病变内脂质消退或变化而来。而粥样硬化性动脉瘤是AHA IV型及更晚期的病变引起的血管局限性扩张。



#### (四) 管腔狭窄程度病理分级

病理学是以肉眼观血管横断面管腔面积减少的程度来判断其狭窄程度的。病理检查一般仅限于心表冠状动脉，以0.2~0.5cm间隔连续横切，以最窄处记为该支血管的狭窄程度。狭窄程度分四级，在25%及以下为Ⅰ级，25%~50%（含50%）为Ⅱ级，50%~75%为Ⅲ级，75%及以上为Ⅳ级。它不同于血管造影的测量方法，但有平行关系。狭窄程度的病理测量易受血管塌陷和血管痉挛等假象的影响，应注意鉴别。管腔狭窄达Ⅲ级以上时往往出现冠心病症状和体征。狭窄在50%以上为病理诊断冠心病的指标之一。

#### (五) 冠状动脉狭窄好发部位

我国冠状动脉粥样硬化的好发部位与国外研究结果相似，前降支居首位，其次为右冠状动脉，再其次为左旋支，左主干检出较少。伴左主干狭窄者，绝大多数是冠状动脉粥样硬化的晚期，且多半是多支受累。严重的狭窄斑块可以位于冠状动脉三条主干的任何部位，但以前降支、左旋支起始段的前2cm以及右冠状动脉近端1/3和远端1/3最多见。有时主要的二级分支亦可受累，如前降支的对角支、左旋支的钝缘支、右冠主动脉发出的后降支等。

#### (六) 斑块形态与冠心病临床

冠状动脉腔内急性血栓形成是多数以不稳定心绞痛、急性心肌梗死和冠心病猝死为主要表现的急性冠脉综合症的病理基础。血栓形成主要见于三种病理情形，即斑块破裂、侵蚀和钙化结节。斑块破裂最常见，斑块表层薄层纤维帽破裂，深层高度促凝性的坏死核心或称脂质核心暴露，从而导致管腔血栓形成。斑块侵蚀次之，其腔面血栓形成，斑块富于蛋白聚糖和平滑肌细胞，而炎细胞稀少，无坏死核心或有坏死核心但因厚层纤维帽而不与管腔相通。钙化结节诱发血栓形成少见，斑块钙化板及骨样结节可导致纤维帽连续性中断和内皮细胞脱落、血栓附壁。一般认为，有厚层纤维帽和无或小脂质核心的斑块不易继发血栓形成，又称稳定斑块。而薄层纤维帽和大脂质核心的斑块，在一定的诱因下易继发斑块破裂和血栓形成，称不稳定斑块或易损斑块。

#### (七) 动脉粥样硬化病变的临床显像

目前，动脉粥样硬化的临床评价还限于对动脉瘤的评估和狭窄程度的估算，但已开始寻找各种病变的影像学特征。因为复合病变（AHA V型病变）预防的重要性日渐突出，病变的早期检出和病变程度及重要组分的评价已成为当今临床影像检查的目标。血管造影这一传统方法可精确评价血管腔的改变，但不能显示血管壁，所以，对动脉粥样硬化早期检测和病变体积的估算不敏感。血管造影不能检出AHA I型、II型和III型病变。一些AHA IV型病变甚至一些AHA V型病变因其表面光滑和管腔圆形且通畅，也不能检出。那些引起管腔变形的AHA IV型和AHA V型病变可被检出，且血管造影因检出AHA VI型病变即复



合病变而著称。血管内超声可获得血管壁及细节的横断面图像,可分析病变组分和管腔轮廓。超高速 CT 则是检测冠脉钙化的最敏感方法。抗血小板、抗 LDL 和抗巨噬细胞抗体的分子显像已开始监测病变的进展和消退,我们相信,分子显像与病理形态的对照研究必将确定和促进其临床应用。

(王红月)

## 参 考 文 献

- Sary HC, Chandler AB, Dinsmore RE et al. 1995. A definition of advanced types of atherosclerotic lesions and a histological classification of atherosclerosis. *Arterioscler Thromb Vasc Biol*, 15: 1512~1531
- Sary HC. 2000. Natural history and histological classification of atherosclerotic Lesions, An Update. *Arterioscler Thromb Vasc Biol*, 20: 1177~1178
- Virmani R, Burke AP, Farb A et al. 2006. Pathology of the vulnerable plaque. *J Am Coll Cardiol*, 47: C13~18
- Warwick R, Willians PL. 1973. *Grey's Anatomy*. Longman: Edinburgh, 618



## 第5章 冠状动脉 MDCT 解剖

### 第一节 冠状动脉 MDCT 解剖

#### 一、冠状动脉开口位置

正常冠状动脉分左、右两支，起于主动脉窦，主动脉窦的上界呈弧形隆起，称为主动脉嵴。主动脉在左、右窦有冠状动脉的开口，位于嵴下方者为窦内，位于嵴上方者为窦外。左、右冠状动脉开口绝大多数位于窦内，并且左冠状动脉开口稍高于右冠状动脉开口（图 5-1A）。常见大支冠状动脉及右圆锥支异常开口于主动脉壁（图 5-1B）。

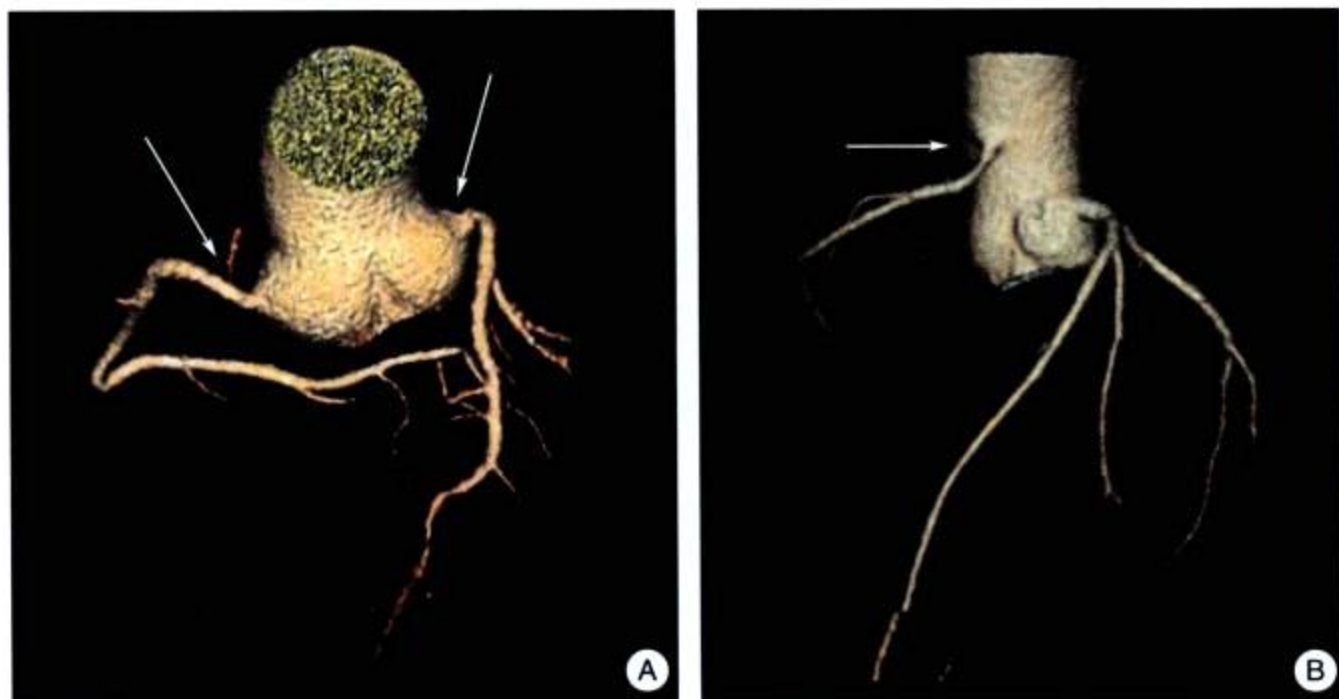


图 5-1 正常冠状动脉分别起源于主动脉左、右窦内（A ↑）；右冠状动脉开口于主动脉窦嵴上方主动脉壁（B ↑）

#### 二、冠状动脉类型

冠状动脉在心脏的分布因左、右冠状动脉的发育程度不同而存在差异。依据左、右冠状动脉对膈面左室后壁及室间隔（下部）分布供血分为三型：

1. **右优势型** 右冠状动脉在心室膈面的分布范围较大，发出后降支供给室间隔后 1/3，跨过十字交叉达左侧房室沟，发出 1~4 支不等的左室后支，并向上发出房室结支；约占 65.7%~85% 左右（图 5-2，图 5-3）。



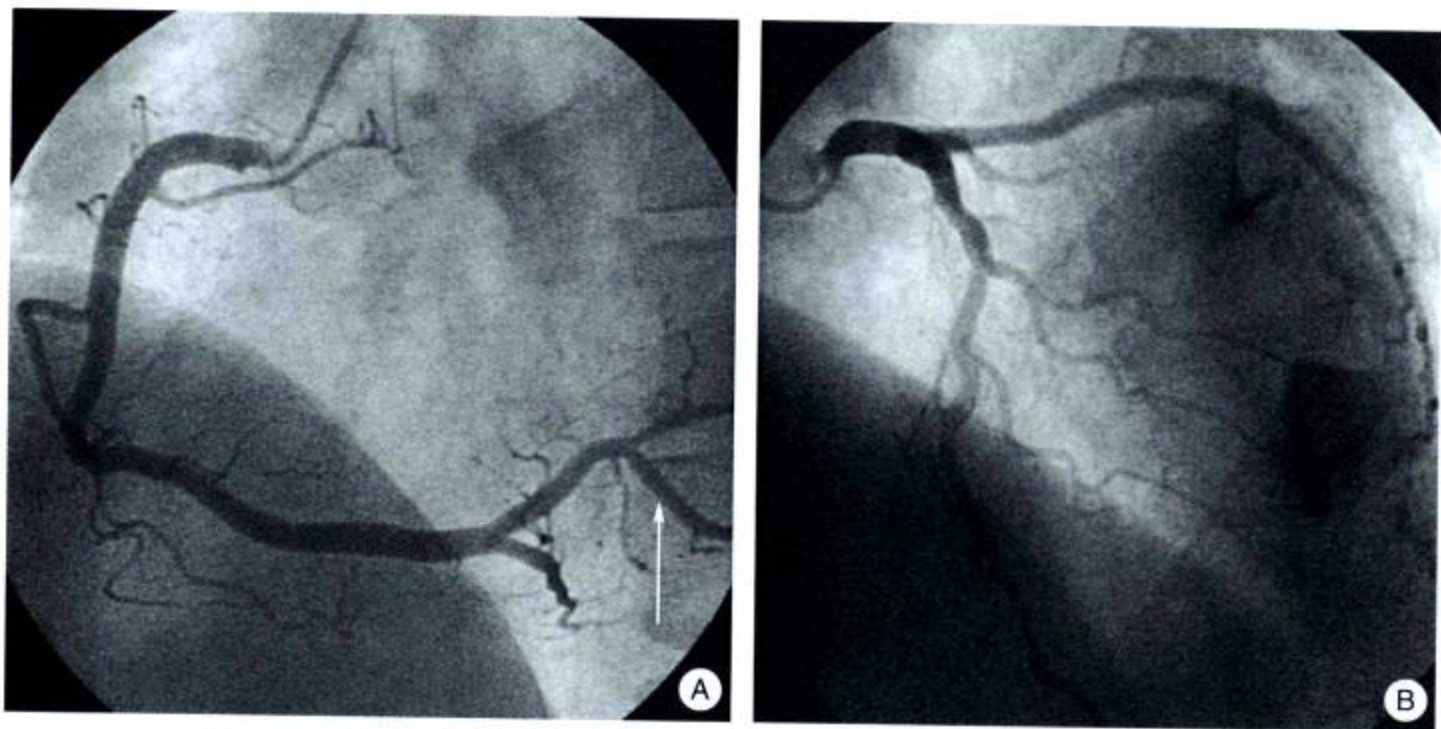


图 5-2 选择性冠状动脉造影示“右优势型”冠状动脉  
右冠状动脉末梢段发出后降支后越过“十字”交叉达左侧房室沟，发出左室后支（↑）

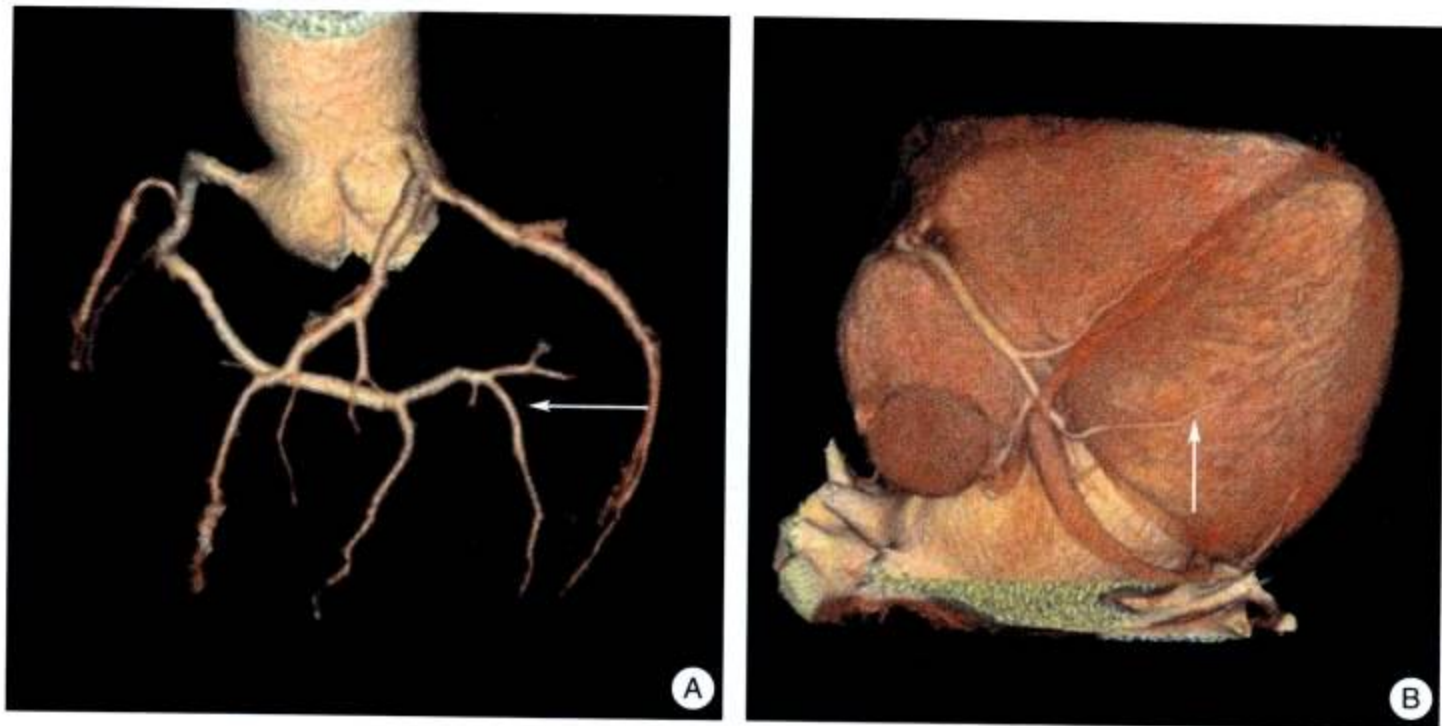


图 5-3 MDCT 冠状动脉成像

右冠状动脉末梢段发出后降支后越过“十字”交叉达左侧房室沟，发出左室后支（↑）

2. **均衡型** 左心室后壁由左回旋支供血；室间隔下 1/3 由右冠状动脉供血（图 5-4）。通常分为两个亚型，a 型：右冠状动脉发出后降支，供给室间隔下部，左回旋支发出左室后支，供给左室后壁（图 5-5）。b 型：右冠状动脉发出后降支后穿过十字交叉有小分支抵左室一侧，而左回旋支仍发出较大的左室后支，供给左室后壁。此型约占 28.7%（图 5-6）。

3. **左优势型** 左冠状动脉有较粗大的回旋支，发出左室后支、后降支、房室结支等，除供应左心室后壁、室间隔下 1/3 外，以至于分支还越过房室交点（又称十字交叉），供应右室膈面的一部分，此型约占 5.6%（图 5-7，图 5-8）。



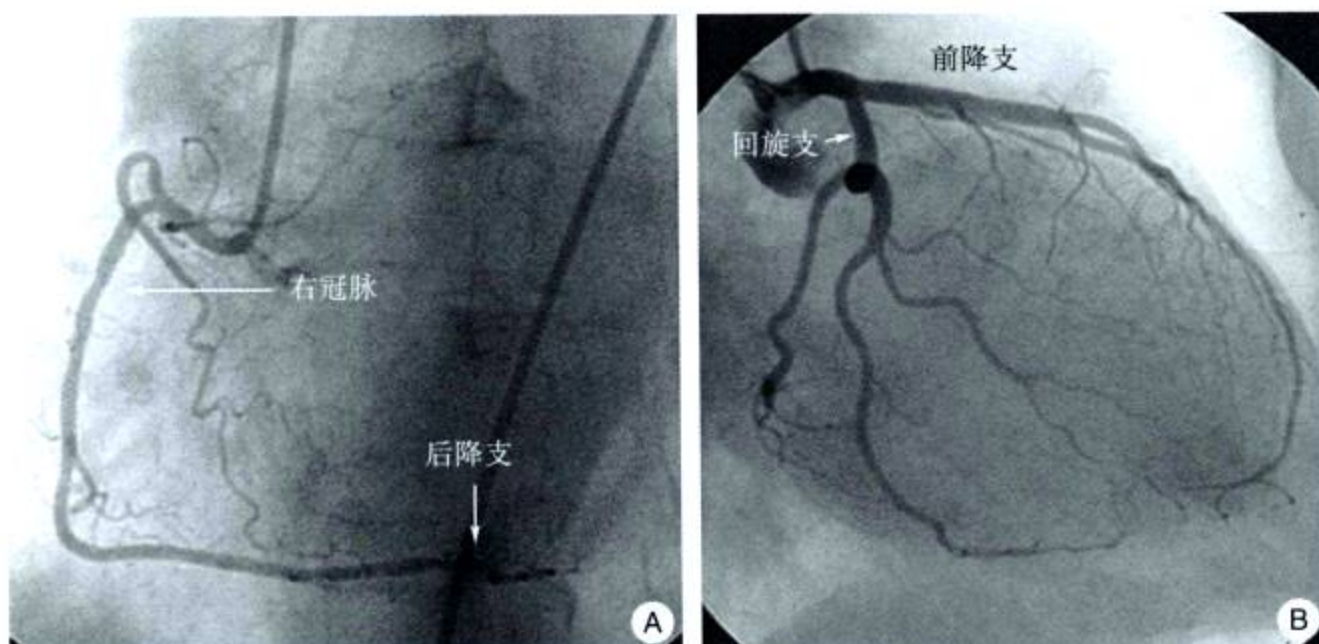


图 5-4 选择性冠状动脉造影示“均衡”型冠状动脉  
右冠状动脉末梢段仅发出后降支；左回旋支发出左室后支

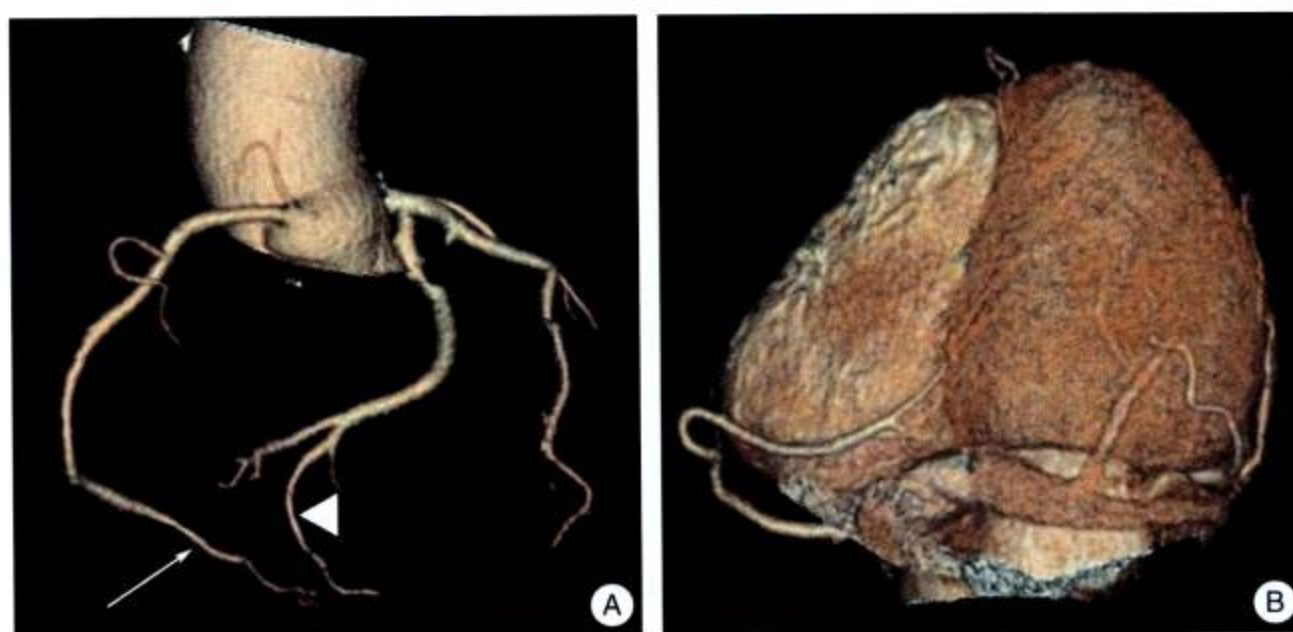


图 5-5 MDCT 冠状动脉成像，a 型“均衡”型  
右冠状动脉发出后降支，供给室间隔下部 (↑)，左回旋支发出左室后支，供给左室后壁 (▲)



图 5-6 MDCT 冠状动脉成像，b 型“均衡”型  
右冠状动脉发出后降支后穿过十字交叉有小分支抵左室一侧 (↑)，而左回旋支仍发出较大的左室后支，供给左室后壁 (▲)



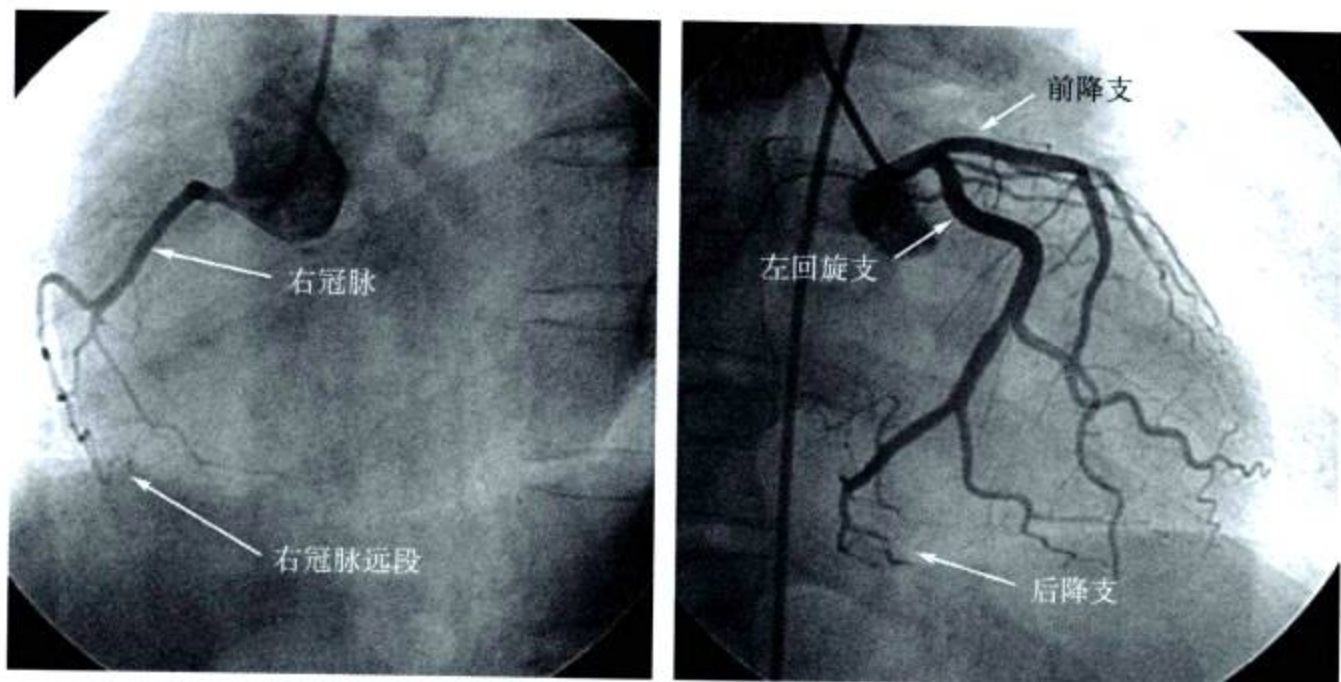


图 5-7 选择性冠状动脉造影示“左优势”型冠状动脉  
左冠状动脉有较粗大的回旋支，发出左室后支、后降支、房室结支等，供应左心室后壁、室间隔下 1/3 (1)

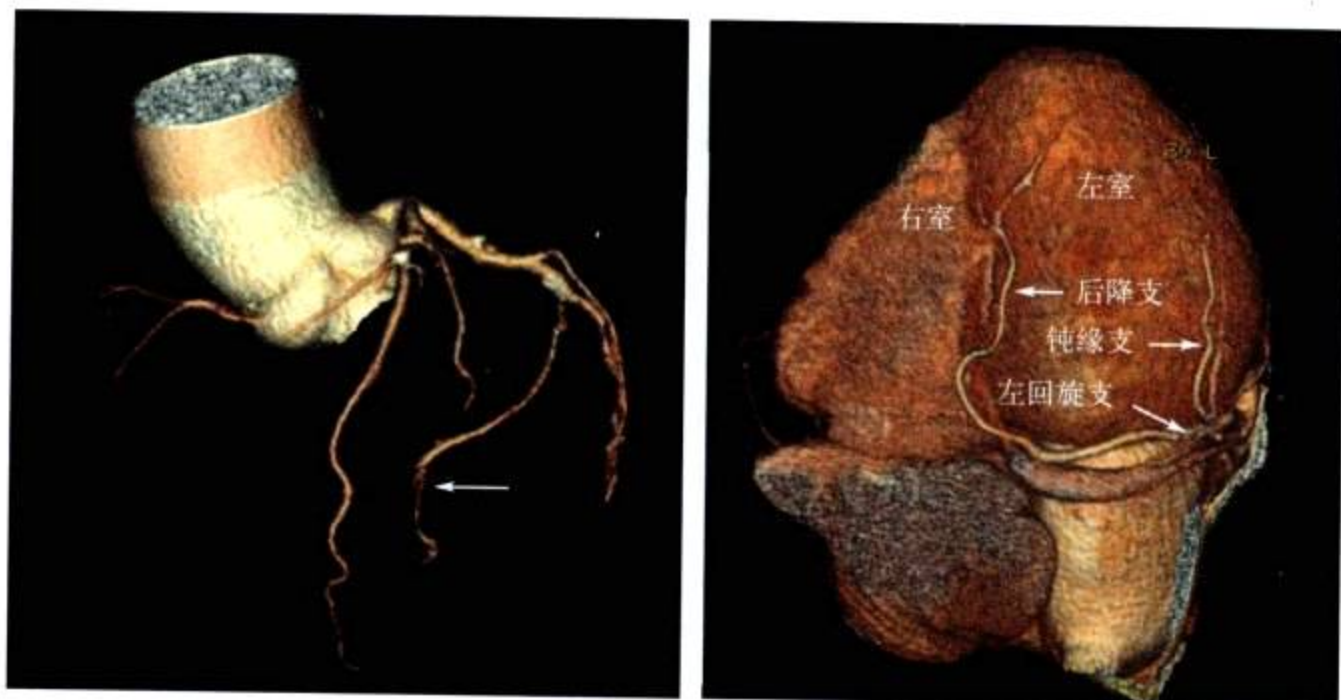


图 5-8 MDCT 冠状动脉成像示“左优势”型冠状动脉  
左冠状动脉有较粗大的回旋支，发出左室后支、后降支、房室结支等，供应左心室后壁、室间隔下 1/3 (1)

### 三、冠状动脉及其分支解剖

冠状动脉解剖模式图见图 5-9。

1. **左冠状动脉主干 (left main coronary artery)** 左冠状动脉主干绝大多数开口于主动脉左窦内的中 1/3。左主干的长度在 2~40mm，变化较大。左冠状动脉主干通常与左窦形成 45° 夹角，发出后向左前下方走行于左心耳与肺动脉干之间，然后分为前降支和回旋支。

2. **前降支 (anterior descending branch)** 前降支是左冠状动脉主干的直接延续，于肺动脉左缘沿心脏的前室间沟下行，止于后室间沟的前 1/3。前降支起始部的外径为 3.0~5.0mm，平均为 4.0mm。前降支供应左心室前壁、前乳头肌、心尖、室间隔的前 2/3 以及心传导系的右束支和左束支的前半部分。



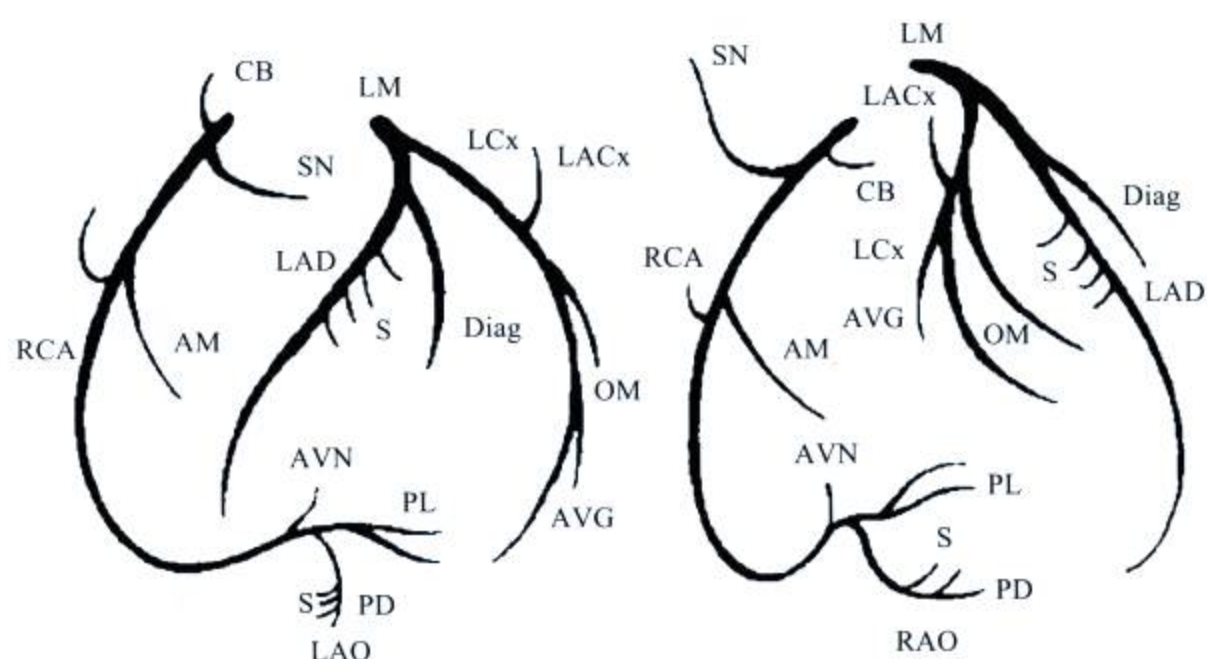


图 5-9 冠状动脉解剖模式图

LM: 左主干; LAD: 前降支; LCx: 左回旋支; RCA: 右冠状动脉; Diag: 对角支; OM: 钝缘支; AM: 锐缘支; AVN: 房室结支; PD: 后降支; PL: 后侧支; S: 间隔支; SN: 窦房结支; CB: 圆锥支; LACx: 左房旋支

前降支的分支如下:

(1) 中间支 (intermidial branch): 起于左冠状动脉主干末端前降支与左旋支之间的夹角内, 向左下斜行, 分布于左心室左前壁, 口径为 1.0~3.5mm, 平均为 2.2mm。

(2) 对角支 (diagonal branch): 以锐角起自前降支, 分布于左心室前侧壁, 可有 2~9 支, 粗细不均。一般近侧分支口径大, 分支长, 远侧分支口径小, 分支短, 向左下行, 分布于左心室前壁、左心室前乳头肌和心尖部。

(3) 左圆锥支 (left conus branch): 常自前降支的近端约平肺动脉瓣水平处起始, 向右绕过动脉圆锥, 分布于肺动脉圆锥, 并与右冠状动脉的同名分支吻合形成 Vieussens 环。

(4) 右室前支 (right anterior ventricular branch): 多为较细小的分支, 起自前降支的上、中 1/3, 向右分布于右室前壁近前室间沟的部分。

(5) 前室间隔支 (anterior septal branches): 起自前降支的深面, 穿入室间隔内, 分布于室间隔的前 2/3, 可有 8~22 支, 但大小、长短不一致, 以第 1、2 间隔支较粗大, 为重要解剖标志。前、后隔支在室间隔内有丰富的吻合, 是左、右冠状动脉吻合的重要途径。

**3. 回旋支 (left circumflex branch)** 回旋支是左冠状动脉的两大终末分支之一, 沿左冠状沟 (左房室沟) 向左行, 绕心左缘至膈面, 大多数止于心左缘与房室交点之间。起始部口径为 2.5~4.5mm, 平均为 3.5mm。回旋支主要有以下分支:

(1) 左室前支 (left anterior ventricular branch): 有 1~3 支, 通常较细小, 多以锐角起于旋支, 分布于左心室前壁的上部。

(2) 钝缘支 (obtuse marginal branch): 于心左缘处起于旋支, 沿钝缘向下斜行至心尖, 分布于钝缘及相邻的左心室壁。可有 1~3 支。

(3) 左室后支 (posterior branch of left branch): 以 1 支多见, 也可有 3 支。分布于左心室膈面的外侧部。



(4) 心房支：是由旋支上缘发出的一些较细小的分支，可分为左房前支、左房中间支和左房后支，分别供应左房前壁、外侧壁和后壁。

**4. 右冠状动脉及其分支** 右冠状动脉绝大多数开口于主动脉右窦内、中 1/3 处，起始处口径 3.0~5.0mm，最粗可达 7.0mm。右冠状动脉分布于右心房、右心室、室间隔的后 1/3 及左室后壁。

右冠状动脉的主要分支如下：

(1) 窦房结支 (branch of sinuatrial node)：约 60% 的人窦房结支起于右冠状动脉起始段 10~20mm 以内，口径 1.2~2.2mm，靠近右心房前壁向内上行，直达上腔静脉口，并包绕上腔静脉口。

(2) 右圆锥支 (right conus branch)：分布于动脉圆锥前方，常为 1 支，并与左圆锥支吻合。其起点多有变化，可独立开口于主动脉右前窦，则属于副冠状动脉，也可起自右室前支。

(3) 右室前支 (right ventricular branches)：以 2~4 支多见，粗细不均，分支与主干约呈直角，并略弓形向上继而向下弯向右心室，主要分布于右心室胸肋面。

(4) 锐缘支 (acute marginal branch)：以 1 支多见，有时可缺如。是右冠状动脉行经右心室锐缘处或锐缘前方的分支，分布到附近心室壁。

(5) 右室后支 (right posterior ventricular branches)：可有 1~4 支，细小，分布于右室后壁。

(6) 后降支 (posterior descending branch)：绝大多数起源于右冠状动脉 (属右优势或均衡型)，少数起于左旋支 (属左优势型)，于房室交点或其右侧起始后，沿后室间沟下行，多止于后室间沟下 1/3 或心尖区，可与前降支的末梢吻合。除分支向邻近的左、右心室供血，还发出多支室间隔后支，穿入室间隔深部，向室间隔后 1/3 供血。

(7) 右旋支 (right circumflex branch)：为右冠状动脉的一个终支，起始后向左行越过房室交点，止于房室交点与左缘之间，可与左旋支吻合。

(8) 左室后支 (posterior branch of left ventricle)：右冠状动脉的左室后支大多为右旋支的延续，向下分布于左心室后壁的后侧部分和后乳头肌。

64排MDCT冠状动脉成像对左主干、前降支近段、回旋支近段及右冠状动脉近段均可以成功；对前降支中段、回旋支远段、右冠状动脉中远段、大对角支、大钝缘支、大锐缘支、左室后支及后降支可以很好显示并能够做出评价。而对于管径较细的前降支远段、房室结支、圆锥支、前间隔支、心房支、左室支、右室支及窦房结支等虽然可以显示，但对管腔评价受一定限制。

## 四、MDCT 各种重建方法冠状动脉解剖

### (一) 容积再现 (VR)

MDCT冠状动脉成像可以参照选择性冠状动脉造影及临床医生阅片习惯，做各种不同角度重建，以利于临床医生应用。



### 1. 左冠状动脉

(1) 正位 (0°): 正位左窦位置在左后方, 左冠状动脉起源开口及左主干近端在 VR 图像常被右窦 (前窦) 遮挡。左主干长约 1~4cm, 水平走行, 几乎呈 90° 发出左回旋支走行于左房室沟; 前降支是左主干的延续向前下走行于前室间沟, 发出 2~4 支对角支 (图 5-10)。

(2) 左前斜位 50° 及左前斜位 50° + 头位 (cranial) 20°: 左前斜位是冠状动脉造影最常用的体位。左主干几乎呈轴位, 不能很好显示 (图 5-11A), 前降支走行于前室间沟内, 左回旋支走行于左房室沟内, 第一对角支发出常与前降支并行不易分开。此体位常使得前降支与回旋支近端分叉部短缩, 影响病变显示。常规造影通常再增加头位 20°, 可以展开短缩的分叉部, 使得对角支近端也能显示良好 (图 5-11B)。

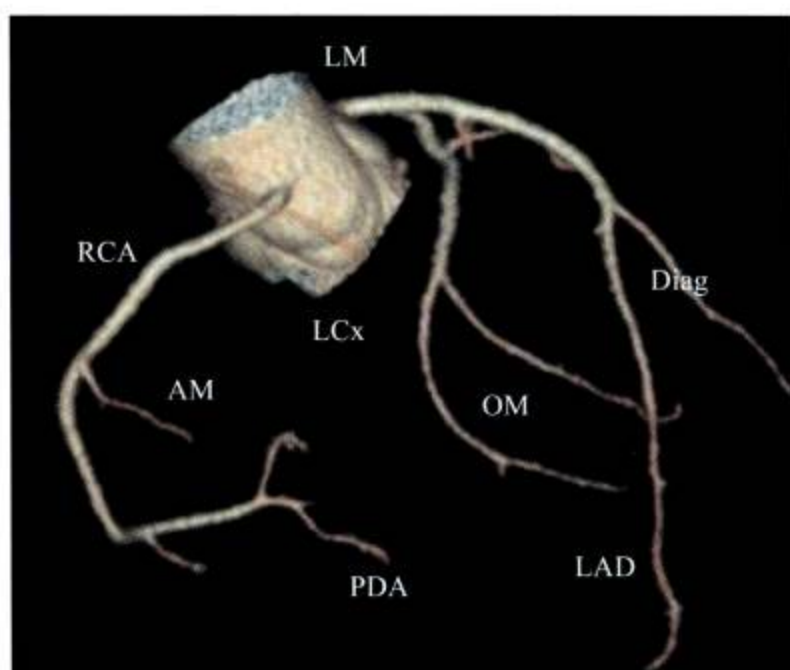


图 5-10 冠状动脉正位

LM: 左主干; LAD: 前降支; RCA: 右冠状动脉; PDA: 后降支; AM: 锐缘支; OM: 钝缘支; Diag: 对角支; LCx: 左回旋支

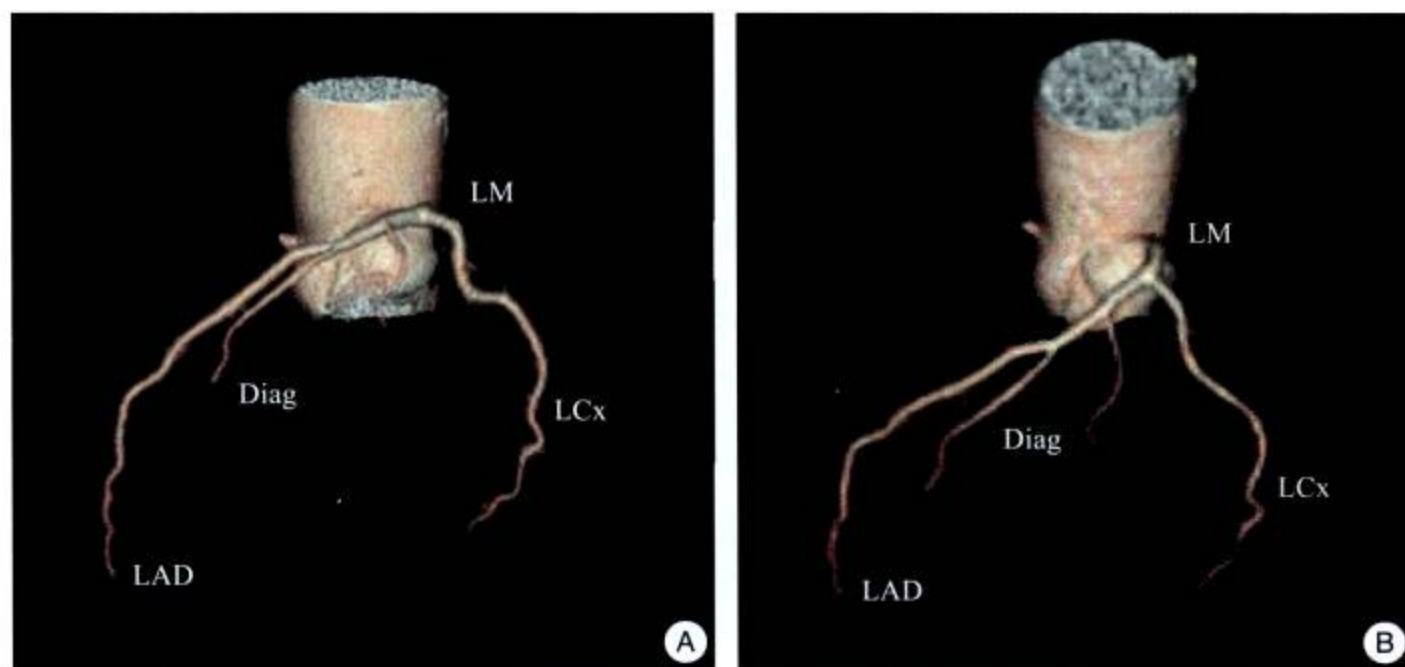


图 5-11 左前斜位 50° (A) 及左前斜位 50° + 头位 (cranial) 20° (B)

LM: 左主干; LAD: 前降支; LCx: 左回旋支; Diag: 对角支



(3) 右前斜位  $30^\circ$  + 头位 (cranial)  $20^\circ$ ：左冠状动脉右前斜位是造影常用的体位，可以显示前降支全貌，为了减少与对角支的重叠，多采用右前斜位  $30^\circ$  + 头位  $20^\circ$ ，可以解决展示前降支及回旋支问题 (图 5-12)。

(4) 侧位 ( $90^\circ$ )：左冠状动脉侧位造影中少用的体位，该体位显示前降支与回旋支近端分叉部无偏差，对诊断中间支 (Inter.B) 有价值 (图 5-13)。

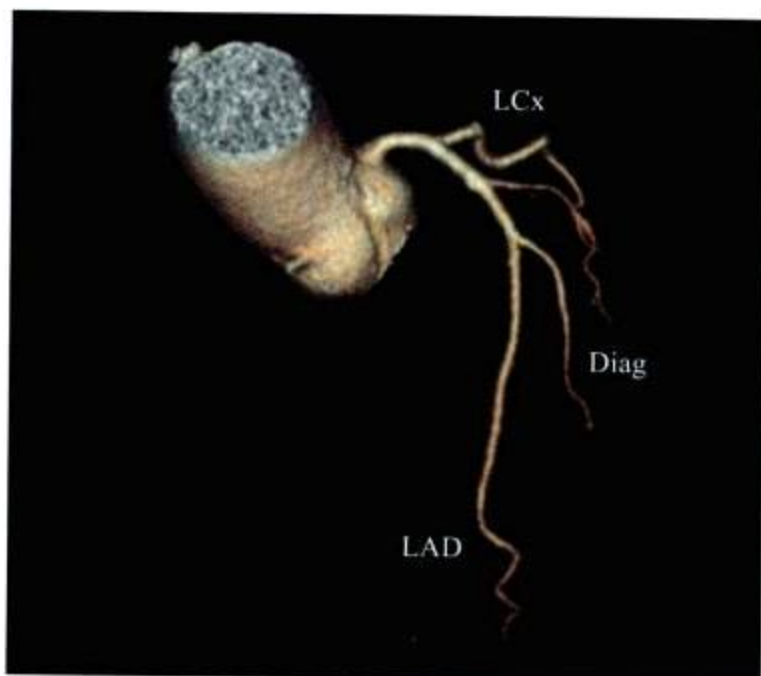


图 5-12 右前斜位  $30^\circ$  + 头位 (cranial)  $20^\circ$   
LAD: 前降支; LCx: 左回旋支; Diag: 对角支

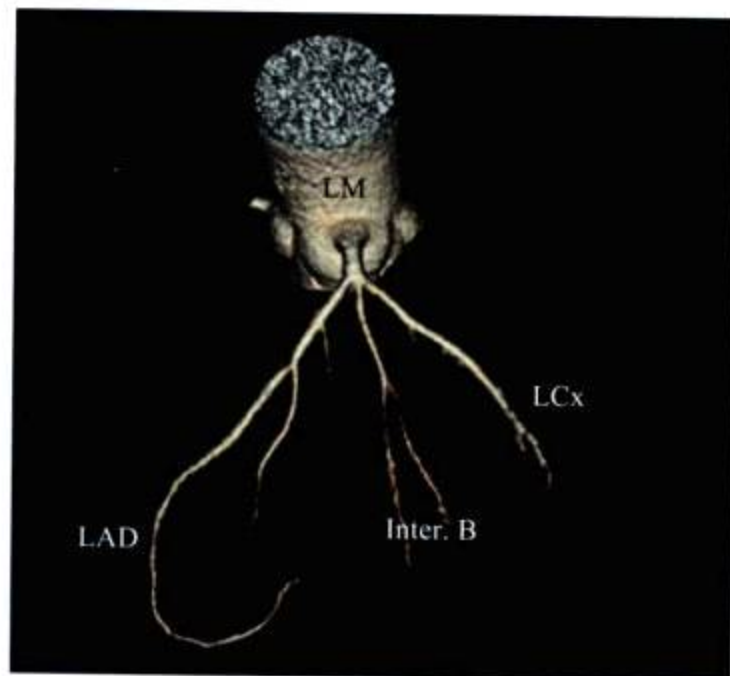


图 5-13 侧位  $90^\circ$   
LAD: 前降支; LM: 左主干; LCx: 左回旋支;  
Inter.B: 中间支

(5) 左前斜位  $50^\circ$  + 足位 (caudal)  $30^\circ$ ，又称“蜘蛛”位 (spider view)：常规冠状动脉造影常采用左前斜位  $50^\circ$  + 足位 (caudal)  $30^\circ$ ，可以展示左主干末端、前降支与回旋支分叉部，观察回旋支及钝缘支。由于形态像蜘蛛，又有称“蜘蛛”位 (spider view)。MDCT 冠状动脉重建呈主动脉窦轴位像，左窦在上方，左主干垂直向上发出，可以形成典型“蜘蛛”位，见图 5-14。

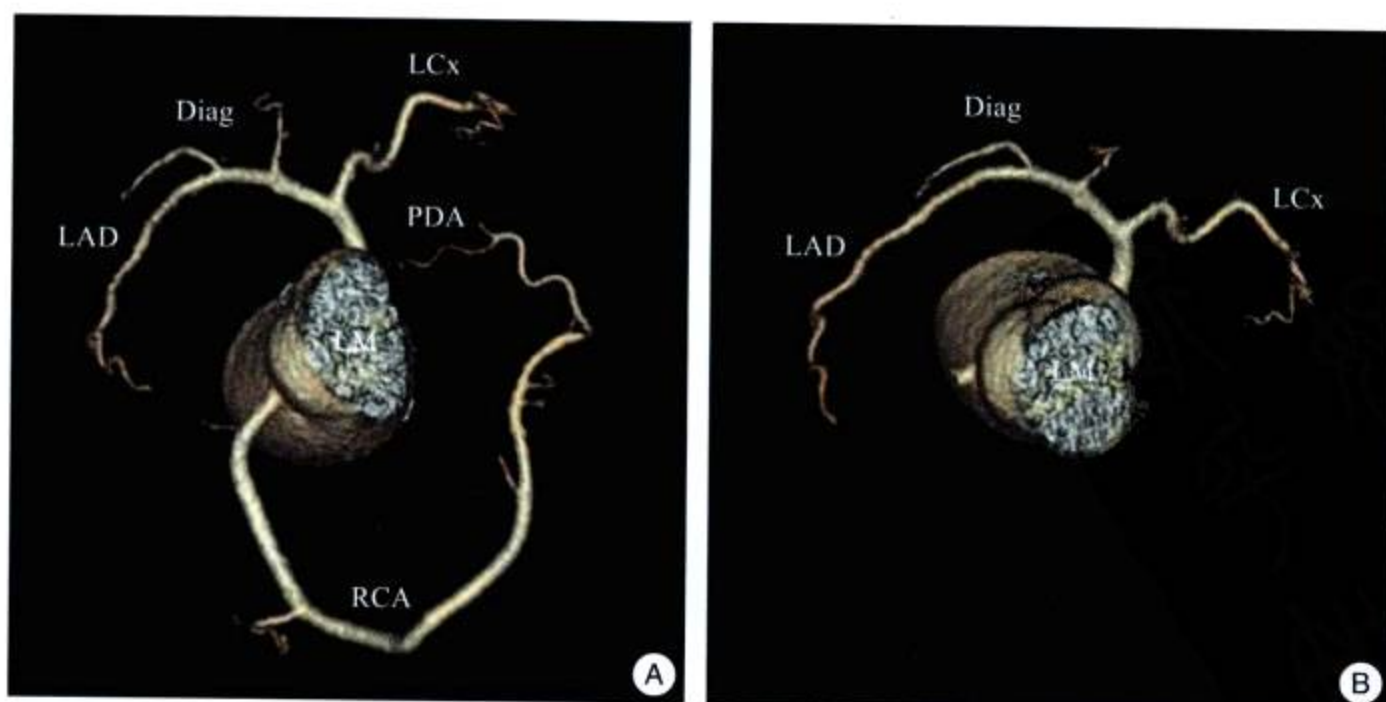


图 5-14 “蜘蛛”位

LM: 左主干; LAD: 前降支; LCx: 左回旋支; RCA: 右冠状动脉; PDA: 后降支; Diag: 对角支



## 2. 右冠状动脉

(1) 正位：常规冠状动脉造影正位可以显示右冠状动脉，但是第一转折前与第二转折后的横行段有短缩，因此应用较少（图 5-15）。

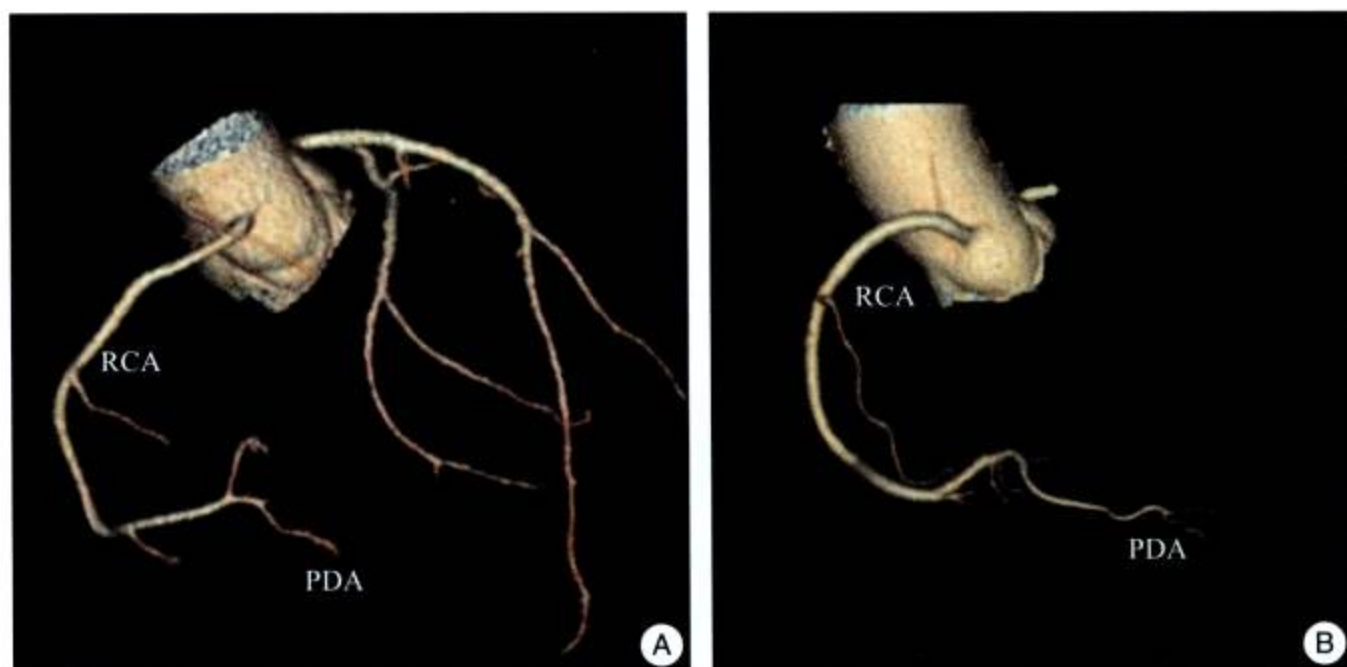


图 5-15 右冠状动脉正位  
RCA：右冠状动脉；PDA：后降支

(2) 左前斜位  $50^\circ$  及左斜  $50^\circ$  + 头位 (cranial)  $30^\circ$ ：常规冠状动脉造影左前斜位可以显示右冠状动脉及其分支全貌，没有短缩，是最常用的体位。但是，后降支及左室后支常被短缩，特别是矮胖型横膈高的患者，短缩尤其明显（图 5-16A）。为此，在左前斜位  $50^\circ$  基础上加头位 (cranial)  $30^\circ$ ，可以很好解决这一问题，展示后降支及左室后支（图 5-16B）。

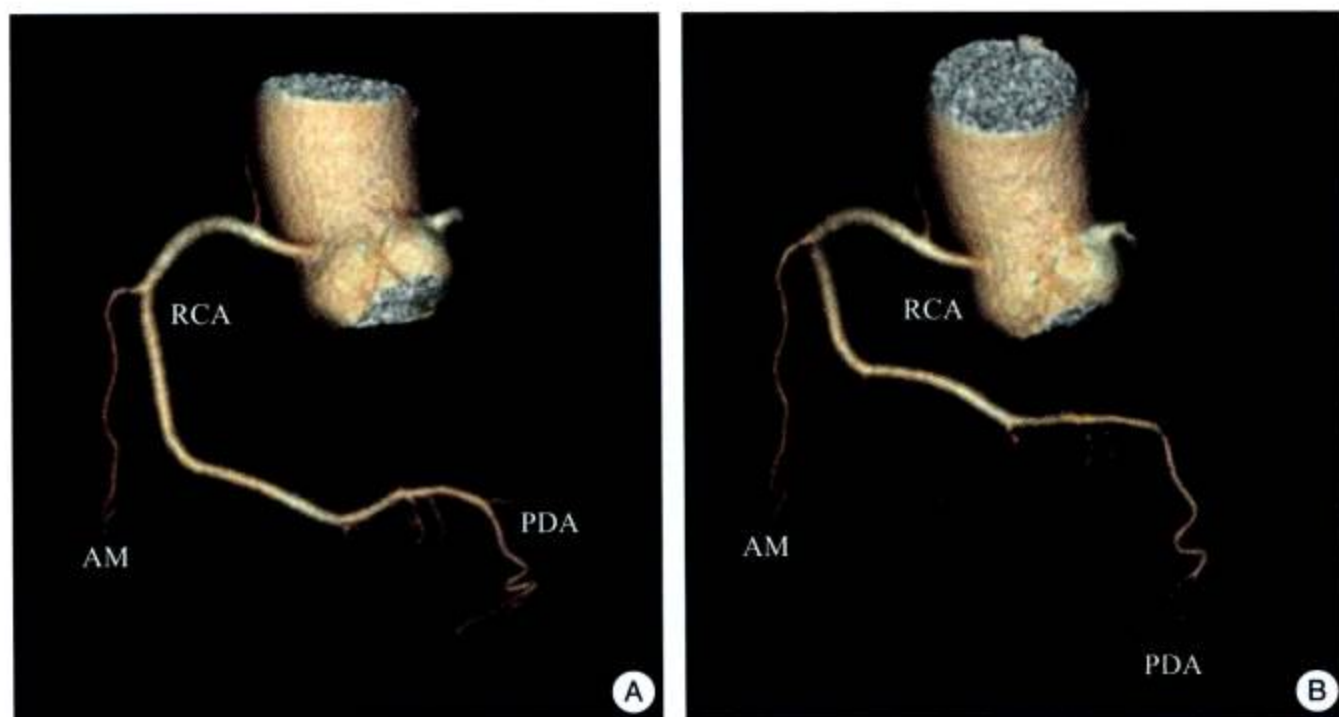


图 5-16 前斜位  $50^\circ$  (A) 及左斜  $50^\circ$  + 头位 (cranial)  $30^\circ$  (B)  
RCA：右冠状动脉；AM：锐缘支；PDA：后降支

(3) 右冠状动脉右前斜位  $60^\circ$ ：可很好显示右冠状动脉中段、锐缘支、后降支及左室后支。为解决重叠问题，角度可以变化，以至为  $90^\circ$ （图 5-17）。



VR冠状动脉血管树可以充分显示冠状动脉,计算机控制任意旋转体位,可以制作成电影360°旋转。因此,较容易模拟常规冠状动脉造影体位,对于诊断、教学以及患者存档都有重要价值。

## (二) 最大密度投影 (MIP)

根据最大密度投影重建原理,造影剂充盈的冠状动脉可以全部显示。可以依据诊断需要展示不同体位。

(1) 正位:可以全面展示左右冠状动脉全貌,对于高密度钙化性斑块及低密度非钙化性斑块的分布及造成的狭窄-梗阻性病变得整体概念(图5-18)。

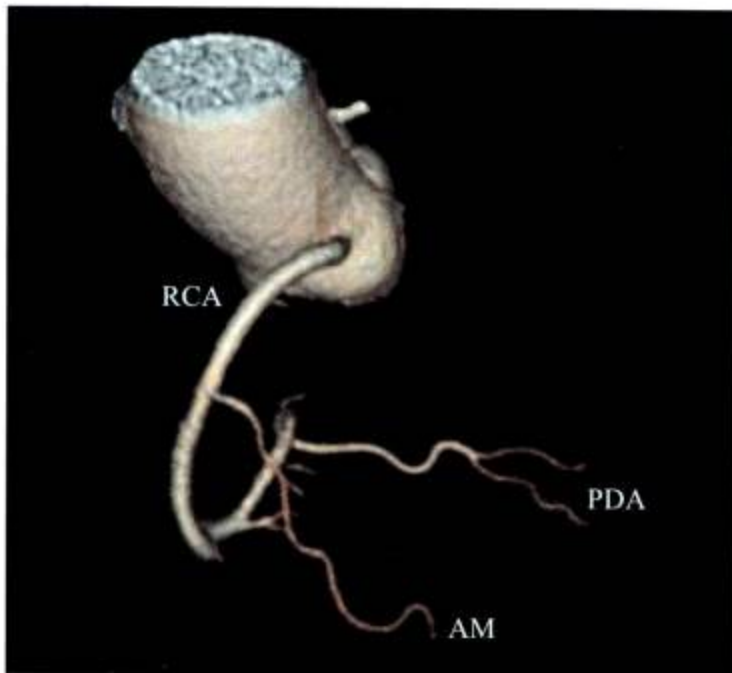


图5-17 右前斜位60°

RCA: 右冠状动脉; PDA: 后降支; AM: 锐缘支

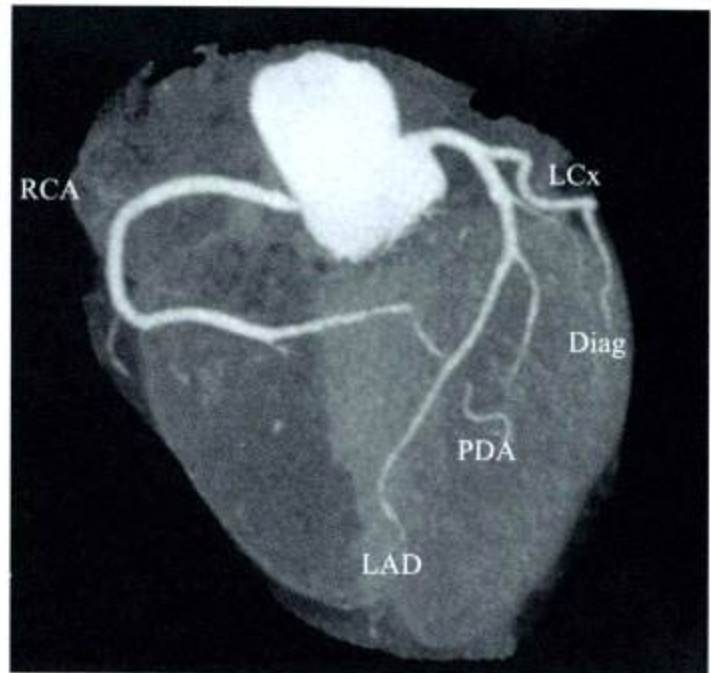


图5-18 最大密度投影(MIP)正位

RCA: 右冠状动脉; LCx: 左回旋支; LAD: 前降支; PDA: 后降支; Diag: 对角支

(2) 顶位观:相当于常规冠状动脉造影的“蜘蛛”位,可以展示左主干末端、前降支与回旋支分叉部,观察回旋支及钝缘支。同时,可以显示右冠状动脉及其分支全貌,展示后降支及左室后支(图5-19)。

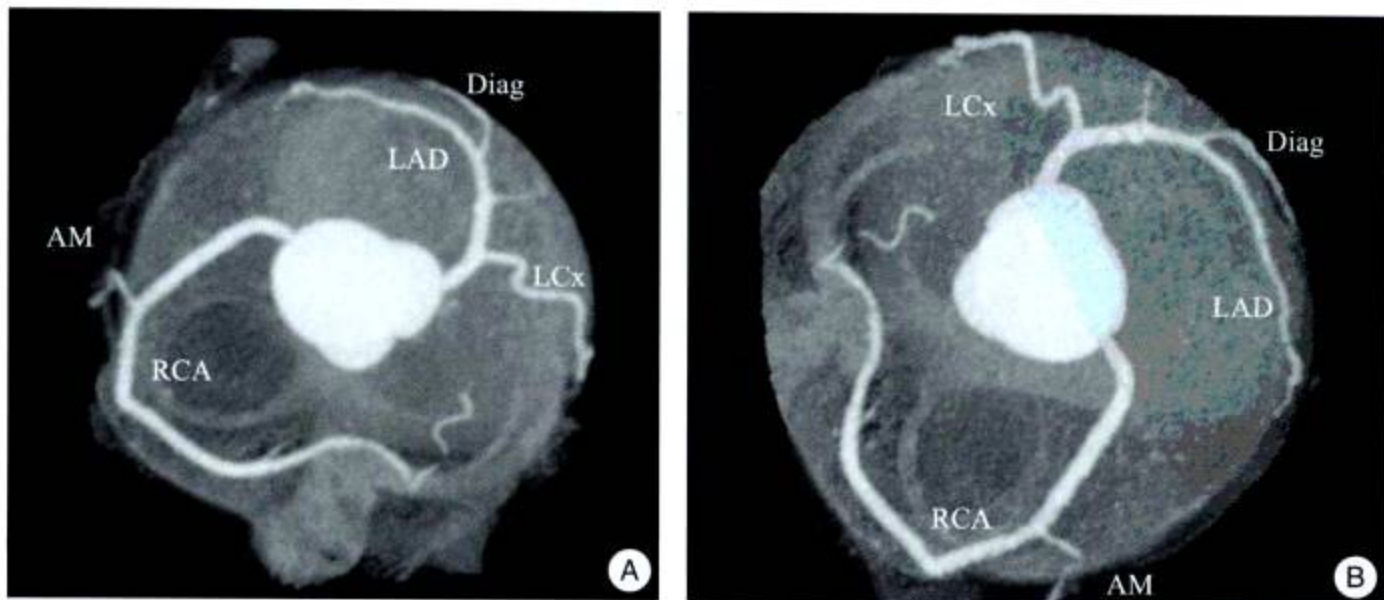


图5-19 多角度观

LAD: 前降支; Diag: 对角支; LCx: 左回旋支; AM: 锐缘支; RCA: 右冠状动脉



由于最大密度投影将所有体元值中取最大的像素值作为最终的像素值,其优点是不丢失任何信息,因此,图像能够真实反映实际情况,给出较为准确的整体概念,是理想的冠状动脉重建方法。缺点是高密度影像重叠,如广泛钙化影响对管腔的评价。应用中多角度投影,是必要的。

### (三) 曲面重组 (CPR)

对于弯曲走行的血管,应用工作站采用自动或半自动方法通过血管中心线对血管三维数据进行不同方位的重组处理,可以得到曲面重组的二维弯曲走行的血管图像。

(1) 前降支:自左主干延续走行于前室间沟达心尖部,有时可见中段走行于浅层心肌下,形成“心肌桥”。可以进行多角度观察,可以发现偏心性斑块造成的偏心性狭窄(图5-20A)。编辑功能,可以进行半自动手工编辑,调整中心线;自动分析功能,自动测量管径及血管截面积(图5-20B)。

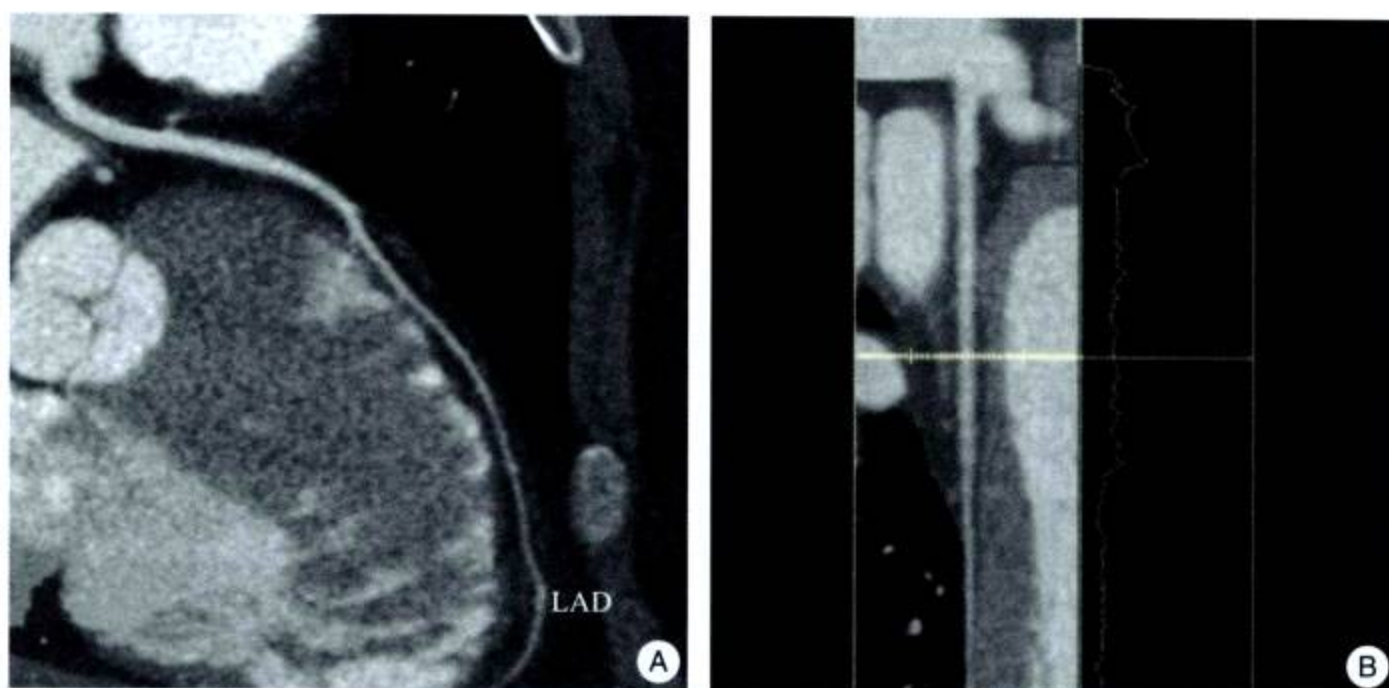


图5-20 前降支曲面重组(A)和自动分析管径(B)

(2) 对角支(图5-21)。

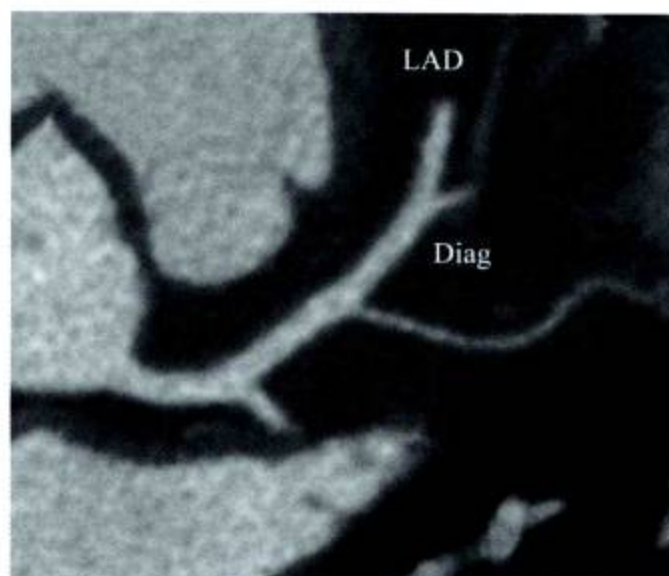


图5-21 对角支

LAD: 前降支; Diag: 对角支



(3) 左回旋支—钝缘支 (图 5-22)。

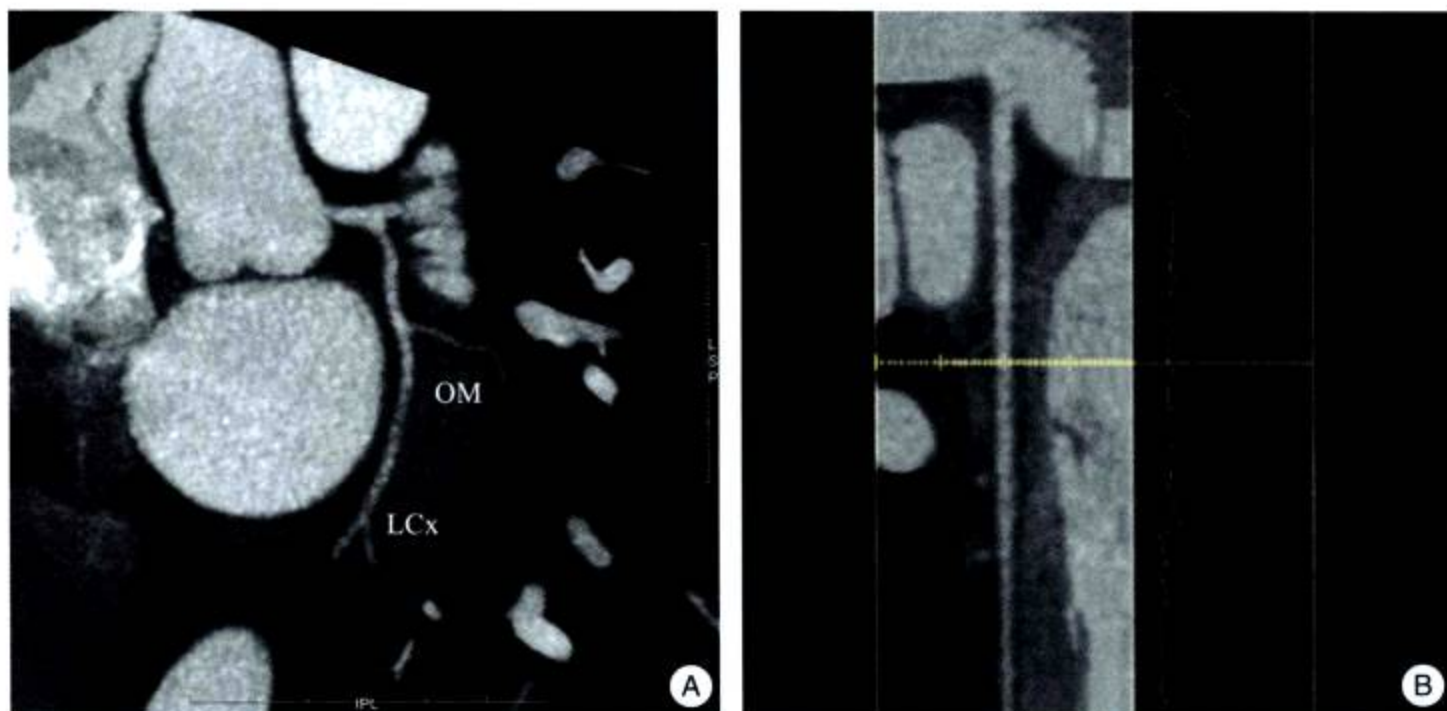


图 5-22 左回旋支—钝缘支 (A) 和自动分析管径 (B)  
OM: 钝缘支; LCx: 左回旋支

(4) 右冠状动脉—后降支 (图 5-23)。

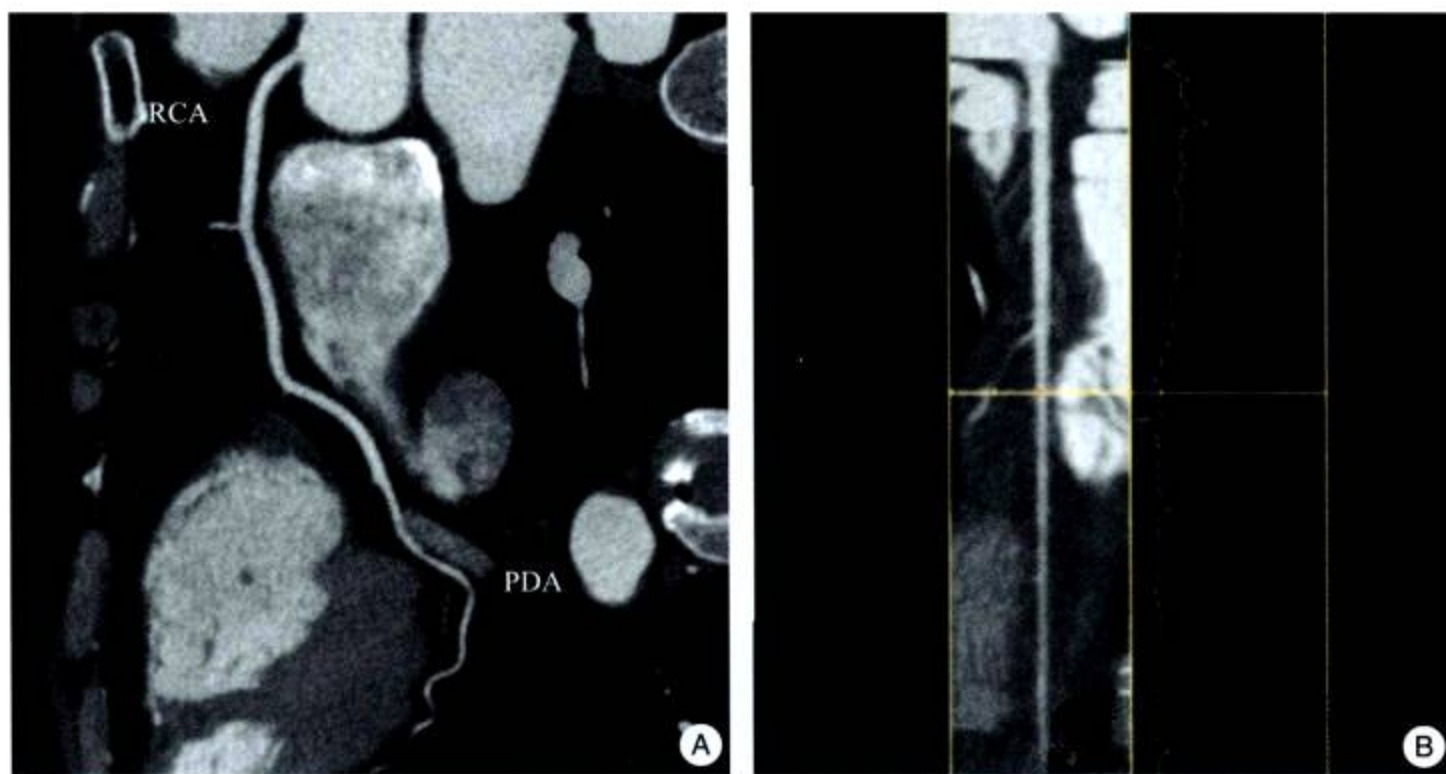


图 5-23 右冠状动脉—后降支 (A) 和自动分析管径 (B)  
RCA: 右冠状动脉; PDA: 后降支

曲面重组 (CPR) 是从二维重建三维数据, 然后对三维数据进行不同方位的重组处理, 得到冠状、矢状、斜位及曲面重组二维图像。其优点是利于观察弯曲走行的血管, 对管腔可以做出准确评价。缺点是后处理技术要求高。

#### (四) 重组横断像

在 MIP 或 CPR 基础上沿血管长轴重组横断像, 用以进一步做血管分析 (图 5-24)。



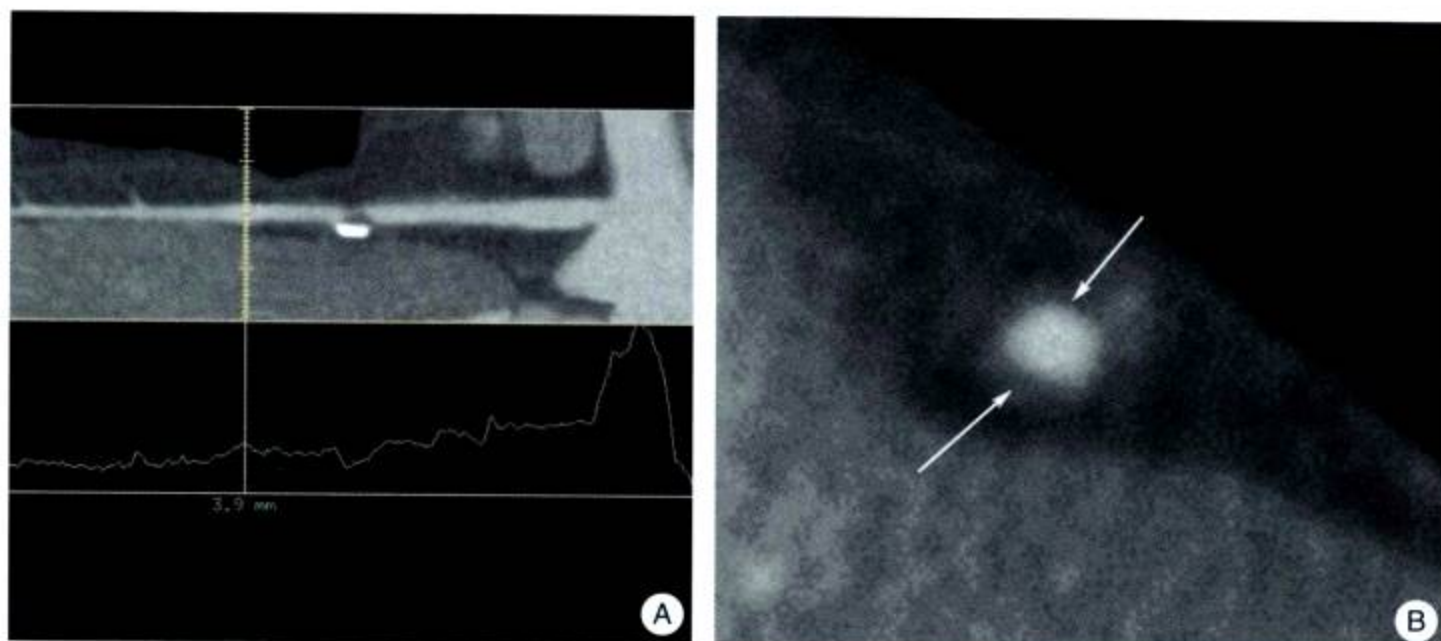


图 5-24 前降支中段重组横断像，可以检出少量偏心性非钙化性斑块（↑）

### （五）仿真内镜（VE）

仿真内镜（VE）是在血管 VR 重建基础上以透视投影沿着管腔中心的路线重建出一系列图像，按电影序列回放，可以实现内镜效果。用以观察血管内腔（图 5-25）。

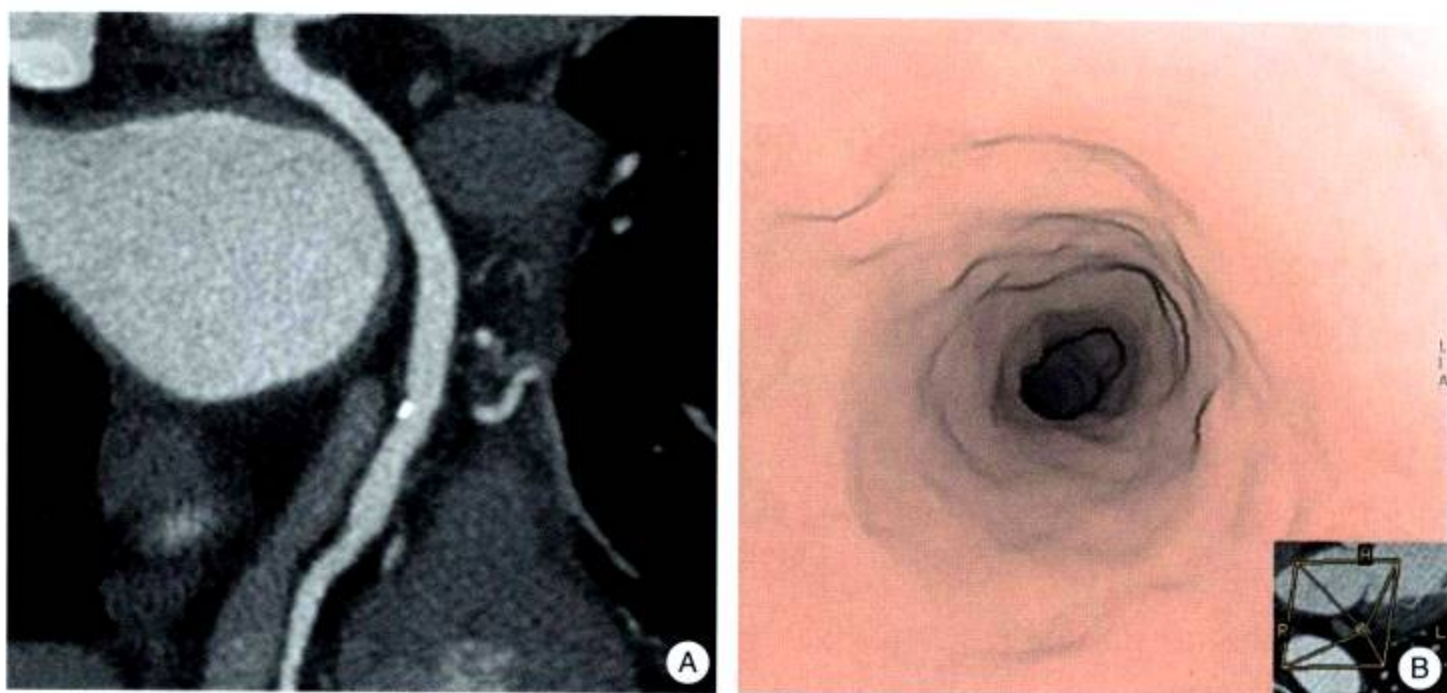


图 5-25 回旋支扩张性病变（A）和仿真内镜显示内腔扩张、通畅（B）

## 第二节 MDCT 冠状动脉成像评价

### 一、常用重建方法临床应用价值

MDCT 薄层容积扫描，保证有较高空间分辨率，达到 X、Y、Z 三轴同一性（ $0.3\text{mm} \times 0.3\text{mm} \times 0.3\text{mm}$ ）提高了血管三维重建的图像质量，保证三维重建的可靠性，使三维重建的冠状动脉达到诊断要求。



(1) VR 冠状动脉血管树以及 MIP 冠状动脉重建可以给出冠状动脉全面概况。MIP 能够不丢失任何血管相关信息，特别是钙化性斑块；沿长轴 $360^\circ$  转动观察，可以准确发现偏心性斑块及对称性狭窄。缺点是高密度钙化灶重叠，影响对低密度斑块的检出或影响对管腔的评价。

(2) CPR 对观察弯曲走行的血管，显示血管内腔有重要价值。沿长轴 $360^\circ$  转动观察，可以从各方位显示血管中心剖面，对迂曲血管腔内观察最为有利；对斑块检出及分析斑块性质有重要价值，是定量诊断血管病变的主要影像依据。编辑功能可以进行半自动手工编辑，调整中心线，保证 CPR 应用准确性。

(3) 长轴横断像可以进一步观察病变的关键血管断面，了解血管重构特点，分析斑块特性、定量分析管腔狭窄，是对上述冠状动脉成像的重要补充。

(4) 仿真内镜可以实现无创性内镜效果，观察内腔不受梗阻的限制，特别是用于对支架置入术后对内腔的评价，是对上述冠状动脉成像的重要补充。

上述血管重建方法对技术参数要求高，如果参数选择不当、位置移动等因素会影响重建图像质量，影响诊断效果。此外，重建技术也直接影响图像效果，要求技术人员应该有相应专业基础，才能保证重建图像的准确性。在临床应用中，几种不同重建方法联合应用，对诊断有重要意义，几种不同重建方法可以互相补充，弥补不足，以得到更全面的诊断信息。

## 二、MDCT 冠状动脉成像评价

MDCT 临床应用研究发现可以很好显示冠状动脉及其主要分支，我国学者对冠状动脉 MDCT 成像的研究证明 MDCT 已能显示冠状动脉至 3~4 级分支水平 (图 5-26)，能对  $\geq 2\text{mm}$  直径的管腔做出准确评价，MDCT 成像显示的冠状动脉与选择性冠状动脉造影比较有较高的一致性。Achenbanch 等用 16 排 MDCT 对 25 例患者进行研究后认为 MDCT 可以准确地重建较长的冠状动脉节段，左主干 ( $9 \pm 4$ ) mm，左前降支 ( $112 \pm 34$ ) mm，左回旋支 ( $80 \pm 29$ ) mm，右主干 ( $116 \pm 33$ ) mm，平均  $78\% \pm 16\%$  的冠状动脉节段无运动伪影，平均对比噪声比 (contrast-to-noise, CNR)  $9.3 \pm 3.3$ 。MDCT 冠状动脉直径与选择性冠状动脉

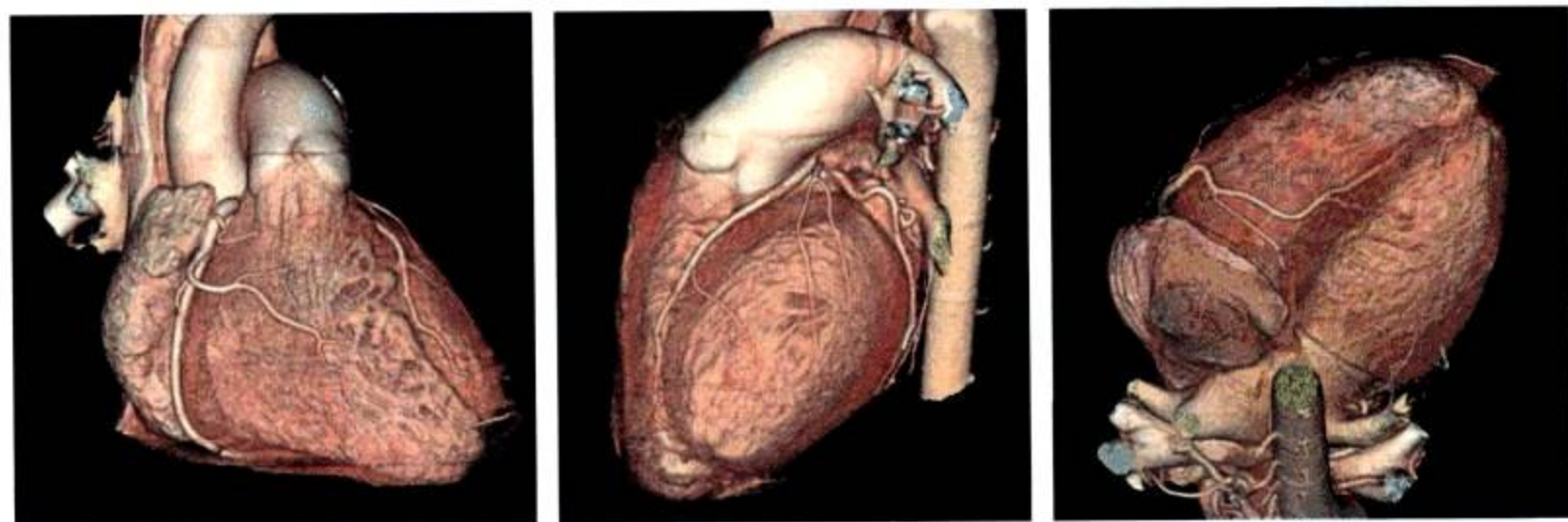


图 5-26 MDCT 冠状动脉分支显示



造影密切相关，MDCT 为  $(3.3 \pm 1.0)$  mm，选择性冠状动脉造影为  $(3.2 \pm 0.9)$  mm，平均差异为 0.38mm， $r = 0.86$ 。

MDCT 左冠状动脉主干、前降支近段、回旋支近段及右冠状动脉近段的显示率为 100%。前降支中段、回旋支远段、右冠状动脉中远段、对角支、钝缘支、锐缘支、左室后支及后降支的显示率可达 70%~90%。而前降支末梢段、房室结支、圆锥支、前间隔支、心房支、左室支、右室支及窦房结支等的显示率仅为 10%~50%。这一缺欠的临床意义尚待进一步评价。

### 三、影响 MDCT 冠状动脉成像的因素

1. **解剖因素** 正如上述，血管管径越大的血管显示率与准确率越高。 $\leq 2$ mm 的血管例如后降支、左室后支以及更加细小的圆锥支、房室结支等虽然可以显示，但是，评价管腔有一定困难（图 5-27）。

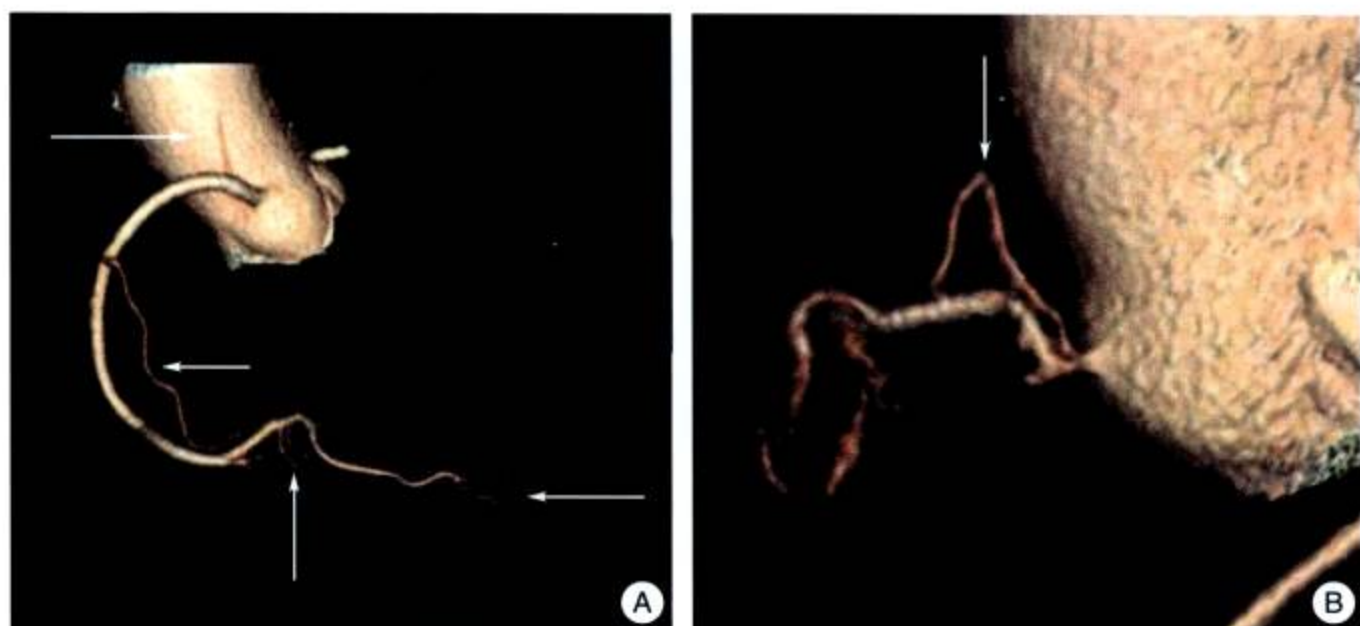


图 5-27 MDCT 冠状动脉成像

房室结支、锐缘支、后降支末端及窦房结支（↑）虽然可以显示，但是细小无法评价

2. **受检者条件** 患者的闭气配合、心律不齐可以使采集及重建失败。采像过程中心率变化超过 2 次/秒，使得不能在同一时相重建图像，形成阶梯状移位（图 5-28A）；根据我们一组 254 例采用 64 排 MDCT “不同心率冠状动脉各节段显示数目及图像质量对照研究”，心率  $\leq 75$  次/分时优良片率为 98.4%； $\geq 75$  时为 95.3% ( $\chi^2=24.47$ ,  $P < 0.05$ )，两组优良片率有明显差异显著性，说明检查前适当控制心率还是必要的（图 5-28B）。冠状动脉搭桥术后金属夹、机械瓣置换术后、心内起搏器等可形成放射状高密度伪影可以影响冠状动脉成像。此外，支架、广泛而严重的冠状动脉钙化可遮蔽管腔，造成对管腔评价发生困难（图 5-29）。

3. **技术因素** 最常见的是延迟时间掌握不佳；造影剂浓度、剂量掌握不佳，不能在冠状动脉造影剂高峰期采像。此外，超体重患者可由于管电流的不足，使信噪比降低，影响图像质量（图 5-30A）。

4. **重建图像时相选择不合理** 可以造成冠状动脉重建失败（图 5-30B）。



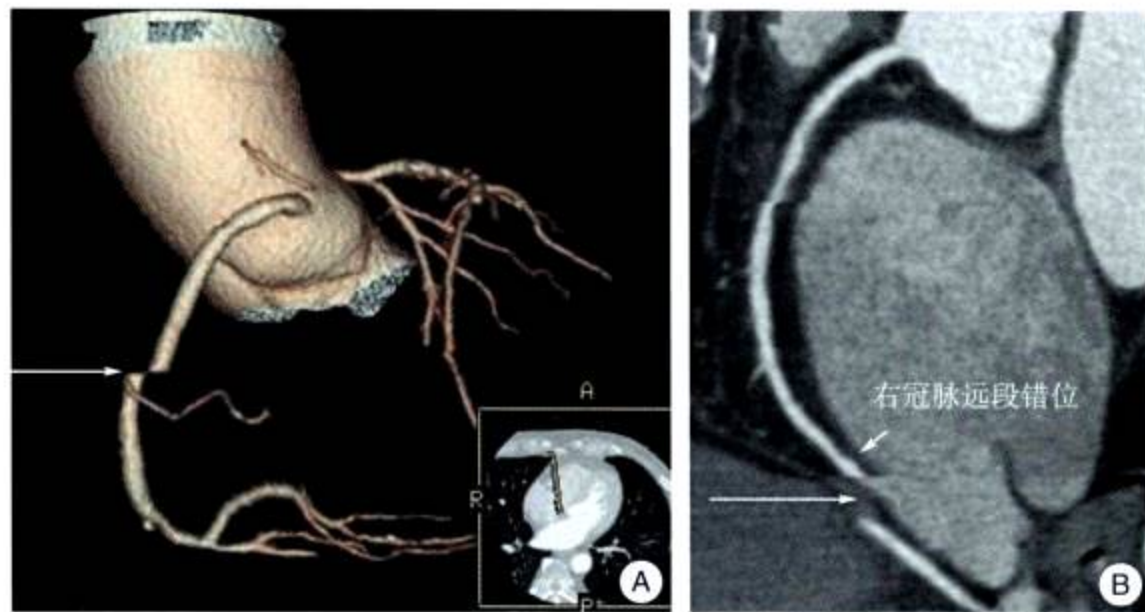


图 5-28 心率对 MDCT 冠状动脉成像的影响

A. 扫描过程中患者心率由 60 次/分变为 68 次/分，重建时形成阶梯状移位；B. 扫描过程中患者心律不齐，重建时严重移位及不连续 (↑)

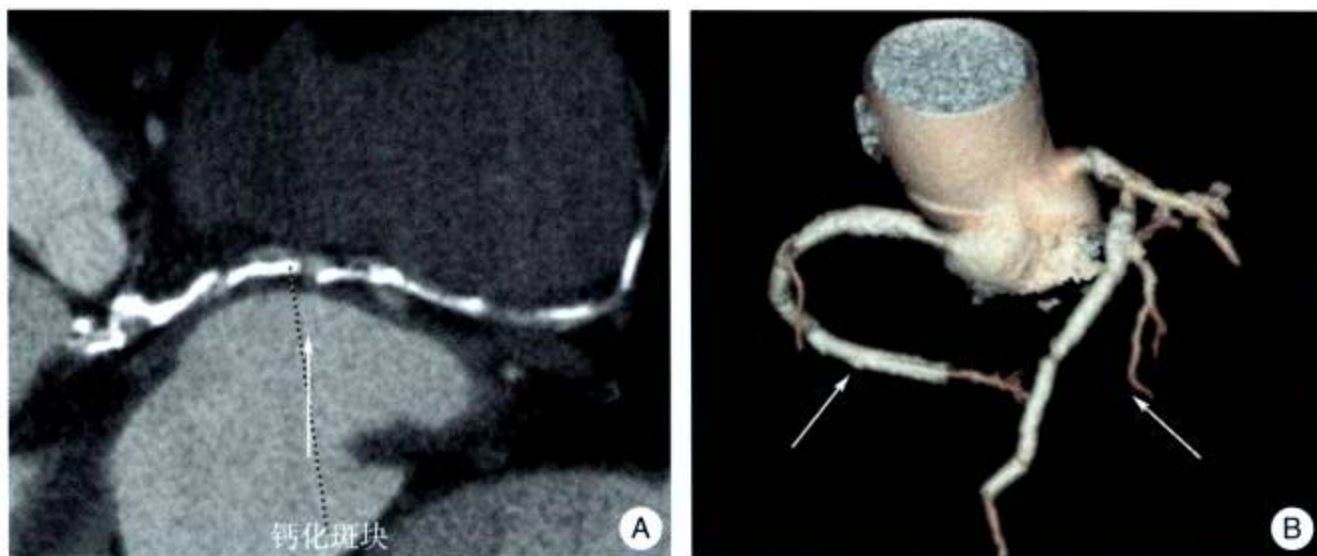


图 5-29 钙化性斑块 (A ↑) 和支架 (B ↑) 影响对管腔的评价

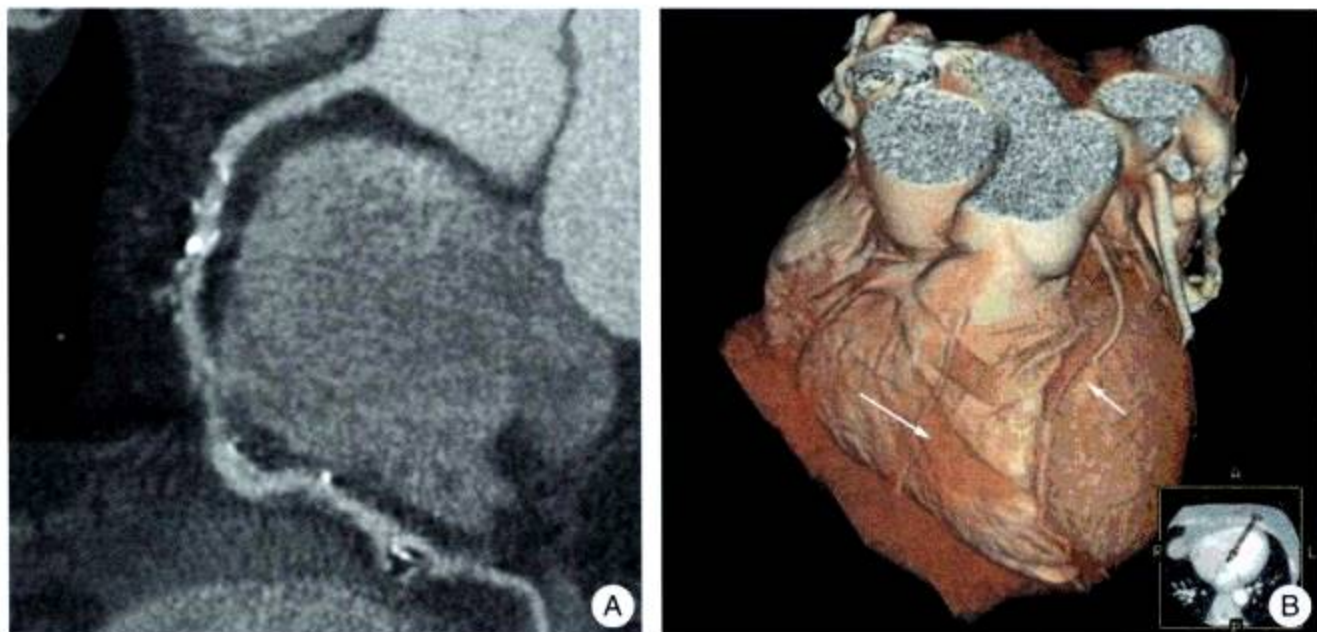


图 5-30 采像时间和重建不恰当对图像的影响

A. 采像时间过早，造影剂尚未达到高峰；B. 重建采用不恰当的 (30%) R-R 间期重建，冠状动脉图像不连续 (↑)

(戴汝平 高建华 王贵生)



## 参考文献

- 戴汝平主编. 2000. 心血管病 CT 诊断学. 北京: 人民卫生出版社
- 高建华, 孙宪昶, 戴汝平等. 2007. 64 层容积 CT 冠状动脉成像技术及影响因素的分析, 临床放射学杂志, 26 (2): 139~143
- 洪澄, 夏黎明, 吕滨等. 2004. 冠状动脉解剖和粥样硬化病变的 MSCT 造影. 放射学实践, 19: 445~448
- 李松年主编. 2002. 现代全身 CT 诊断学. 北京: 中国医药科技出版社
- 凌凤东, 林奇主编. 1996. 心脏临床解剖学. 西安: 陕西科学技术出版社
- 刘玉清主编. 2000. 心血管病影像诊断学. 合肥: 安徽科学技术出版社
- 毛定颀, 张国桢等主编. 2005. 多层螺旋 CT 冠状动脉成像. 北京: 科学技术文献出版社
- 王照谦, 夏昆, 朱皓等. 2003. 多层螺旋 CT 冠状动脉成像的初步临床应用. 中国临床医学影像杂志, 14 (3): 177~180
- 郑思竞主编. 1995. 系统解剖学. 北京: 人民卫生出版社
- Achenbanch D, Ulzheimer S, Baum U et al. 2000. Noninvasive coronary angiography by retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. *Circulation*, 102: 2823~2828
- Andreas H. M, Joachim EW, Ralf K et al. 2005. Multislice Spiral Computed Tomography of the Heart: Technique, Current Applications, and Perspective. *Cardio Vascular and Interventional Radiology*, 28: 388~399
- Harpreet K.Pannu, MD.Thomas G et al. 2003. Current Concepts in Multi-Detector Row CT Evaluation of the Coronary Arteries: Principles, Techniques, and Anatomy. *Radio Graphics*, 23: s111~s125
- Kalender WA, Kachelriess M, Ulzheimer S. 2000. Subsecond multislice spiral CT as an alternative to electron beam computerized tomography. *Z Kardiol*, 89: 50254
- Manghat NE, Morgan-Hughes GJ, Marshall AJ. 2005. Multidetector row computed tomography: imaging congenital coronary artery anomalies in adults. *Heart*, 91 (12): 1515~1522
- Nieman K, Cademartirif, Lemospa et al. 2002. Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multi2 slice spiral computed tomography. *Circulation*, 106: 2051~2054
- Schroeder S, Kopp AF, Baumbach A et al. 2001. Noninvasive detection and evaluation of atherosclerotic coronary plaques with multislice computed tomography. *J Am Coll Cardiol*, 37: 1430~1435
- Wang Zhao-Qian, Xia Kun, Zhu Hao et al. 2002. Initial application of multislice spiral computed tomography in evaluation of coronary artery stents. *Journal of Computed Tomography*, 3: 22~23



# 第 6 章 冠状动脉粥样硬化 MDCT 的基本征象

## 第一节 概述

### 动脉粥样硬化基本知识

动脉粥样硬化 (atherosclerosis) 是累及体循环系统的大型 (如主动脉)、中型 (如冠状动脉) 动脉内膜的慢性疾病。基本病变是动脉内膜脂质沉积, 单核巨噬细胞浸润, 之后平滑肌细胞增生和细胞外基质增多, 并继发钙化、出血、血栓等。动脉粥样硬化发生时各种细胞相互刺激与应答, 单核细胞、巨噬细胞在向内皮下层入侵的同时摄取变性的低密度脂蛋白 (LDL) 使其自身泡沫化。淋巴细胞则分泌多种生物活性物质, 加速动脉粥样硬化进程。

根据美国心脏协会 (AHA), 国际动脉粥样硬化委员会对动脉粥样硬化的定义, 可将冠状动脉粥样硬化分为 6 型:

第 I 型: 动脉粥样硬化病变的起始期, 单核细胞黏附在内皮细胞表面并向血管内膜迁移、聚集 (图 6-1)。

第 II 型: 脂纹和脂斑形成, 主要由含脂质的单核细胞 (泡沫细胞) 在内皮细胞下聚集而成 (图 6-2)。



图 6-1 大体标本显示动脉内皮脂样隆起



图 6-2 大体标本显示指纹

第 III 型: 粥样斑块前型, 细胞外和泡沫细胞内脂质以及平滑肌细胞的数量增多, 在第 II 型病变的基础上, 内皮下形成含有大量细胞外脂质的脂质小池。

第 IV 型: 粥样斑块型, 有两个特征是内皮细胞下出现平滑肌细胞及细胞外脂质融合成脂核 (图 6-3)。



第V型：纤维斑块型，主要由平滑肌细胞和结缔组织构成的纤维帽和帽下的脂质核所构成（图6-4），又分为以下3个亚型。Va型，胆固醇物质充满脂核，伴完整的纤维帽将脂核与管腔分开；脂核的边缘富含巨噬细胞和充满脂质的泡沫细胞。Vb型，伴有明显钙盐沉着的斑块。Vc型，斑块纤维化，无脂核，斑块成分主要由胶原和平滑肌细胞组成。

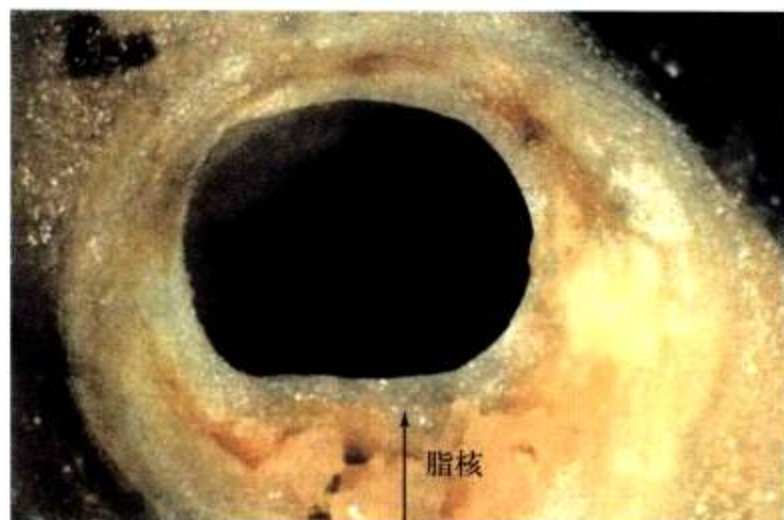


图 6-3 大体标本显示粥样斑块，内见脂核（↑）



图 6-4 大体标本见破溃的斑块

第VI型：复杂病变型，此期又分为3个亚型。VIa型病变，主要由IV型和（或）Va型斑块的表面侵蚀和破裂而形成；VIb型病变，由于斑块内出血致壁内血肿形成（图6-5）；VIc型病变，多由于在VIa型病变的基础上伴血栓形成导致管腔完全或不完全堵塞。

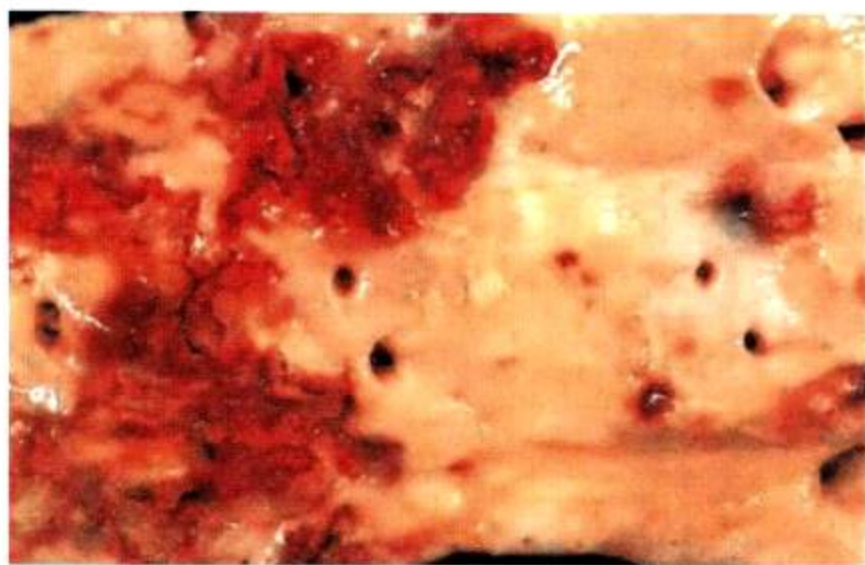


图 6-5 标本见隆起的粥样斑块内有出血

## 第二节 冠状动脉粥样硬化 MDCT 基本征象

### 一、动脉粥样硬化斑块 MDCT 基本征象

#### （一）动脉粥样硬化斑块的MDCT分类

目前病理学、冠状动脉造影、血管内超声等大量的研究证实，动脉粥样斑块破裂及其伴随的血栓形成是引起冠状动脉腔内急性狭窄或闭塞的重要病理基础，进而引起心绞痛、



急性心梗及猝死等急性冠状动脉综合征的发生。正确认识斑块的发生机制,演变过程以及易损性斑块结构和其易腐蚀,易破裂形成血栓的特点,有重要的临床价值。

目前斑块分类的命名比较混杂,缺乏对斑块的统一认识和实际的临床指导价值。Falk 和 Davies 等根据斑块内脂核所占比例、巨噬细胞多少和斑块帽内平滑肌细胞密度,将斑块分为易损性斑块 (vulnerable plaque) 和稳定性斑块 (stable plaque)。易损性斑块脂核所占斑块容积超过 40%,伴大量巨噬细胞,内无胶原纤维,斑块帽薄且平滑肌细胞数少,斑块易腐蚀和破裂,形成血栓突向管腔。稳定性斑块指斑块帽完整,内平滑肌细胞丰富,脂核所占的比例小,伴钙化,乃至几乎全部纤维化(有纤维斑块之称)。此斑块不易破裂,在一定时期内保持相对稳定。Estes 等研究颈动脉内斑块时发现脂质丰富的软斑块 CT 值为  $(39 \pm 12)$  HU,而纤维斑块为  $(90 \pm 24)$  HU。Schroeder 等的结果是软斑块 CT 值为  $(14 \pm 26)$  HU;中等斑块 CT 值为  $(91 \pm 21)$  HU;钙化斑块 CT 值为  $(419 \pm 194)$  HU (表 6-1)。在血管内超声上,钙化斑块对应的是钙化组织,中等斑块代表纤维组织或微小钙化,而软斑块对应血栓或脂质丰富的组织或多种成分的混合物。所以,综合文献根据斑块的特征,按 CT 值不同,将斑块可分为三类:脂质为主的软斑块、纤维斑块、钙化斑块。

表 6-1 MDCT 检出冠脉粥样斑块分析

CT 检出斑块	CT 值
软斑块	$(14 \pm 26)$ HU ( $-42 \sim -47$ HU)
中等斑块	$(91 \pm 21)$ HU ( $61 \sim 112$ HU)
钙化性斑块	$(419 \pm 21)$ HU ( $126 \sim 736$ HU)

注: HU 为 CT 值 (CT 值  $\geq 130$  HU 为钙化)。

冠状动脉粥样硬化斑块形态和成分的不同决定了斑块的稳定性,脂质为主的软斑块是易损斑块的基础,其具有斑块内部细胞外胆固醇含量高,脂质核心大,覆盖斑块的纤维帽薄,炎性细胞浸润是纤维帽损伤的特征,并可呈多灶性,可成为诱发心肌梗死的肇事病变。斑块的发展是一个动态平衡过程既平滑肌细胞产生的胶原纤维组成斑块帽与通过金属蛋白酶介导的基质降低,打破了此平衡,斑块的稳定性下降,则将成为易损性斑块。因此,我们需要有效的影像学技术,来确定冠状动脉斑块的细微结构,以便在发生灾难性斑块破裂前,发现脆弱的易损斑块。

国外一组 MDCT 检出冠状动脉粥样斑块与血管内超声对照研究,结果见图 6-6。Leber AW 报告一组斑块分析结果,软斑块 CT 密度  $(65 \pm 21)$  HU ( $25 \sim 117$  HU),钙化性斑块  $(562 \pm 140)$  HU ( $357 \sim 817$  HU),脂核  $(23 \pm 18)$  HU ( $-12 \sim 47$  HU)。

## (二) 脂质为主软斑块 MDCT 征象

目前均以血管内超声作为斑块定性诊断“金标准”。脂质为主的斑块称为软斑块。软斑块 MDCT 征象:沿管壁呈弧形或不规则波浪形均匀低密度充盈缺损,多呈偏心性,少数为对称性存在,CT 值不同作者结果各异,约  $20 \sim 60$  HU (图 6-7,图 6-8)。



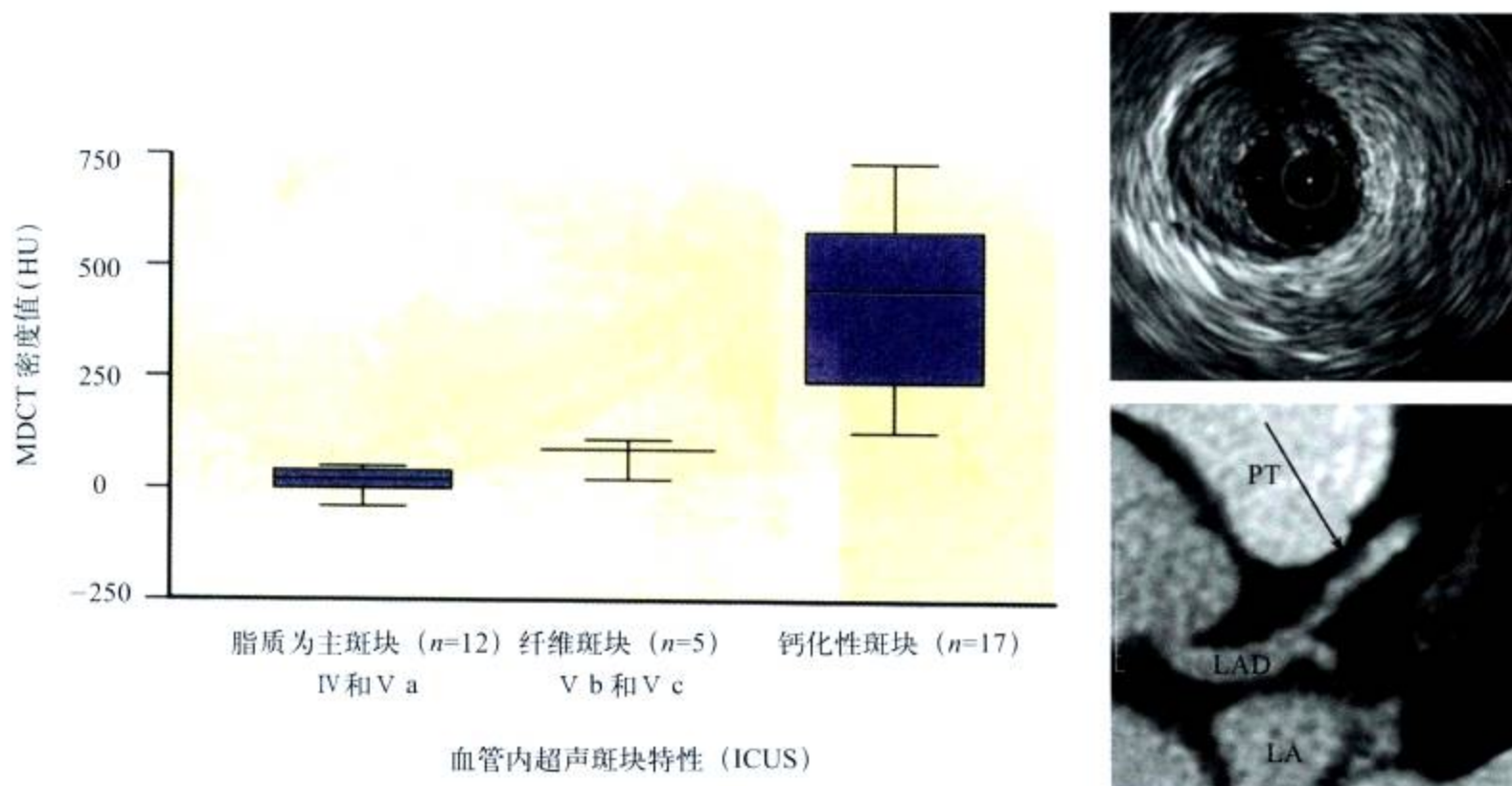


图 6-6 冠状动脉 MDCT 与血管内超声 (IVUS) 对照研究

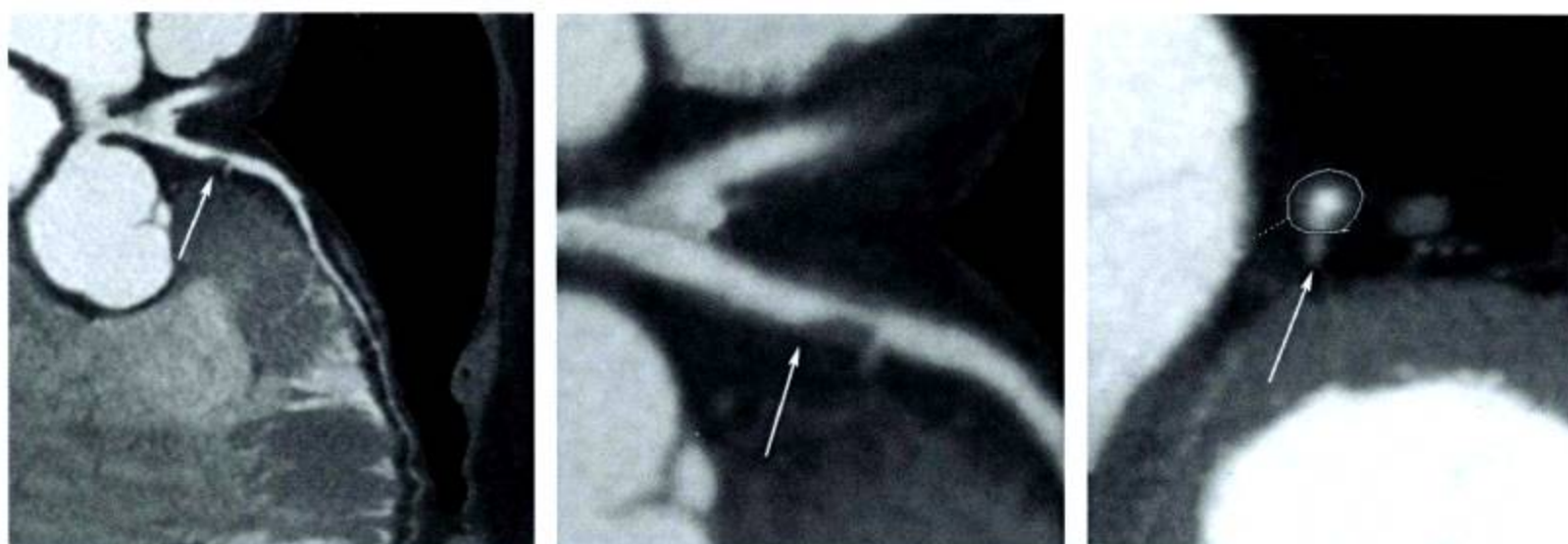


图 6-7 前降支近心段 (第一间隔支开口旁 ↑) 偏心性低密度斑块  
面积:  $21.9\text{mm}^2$ , CT 值: 41HU

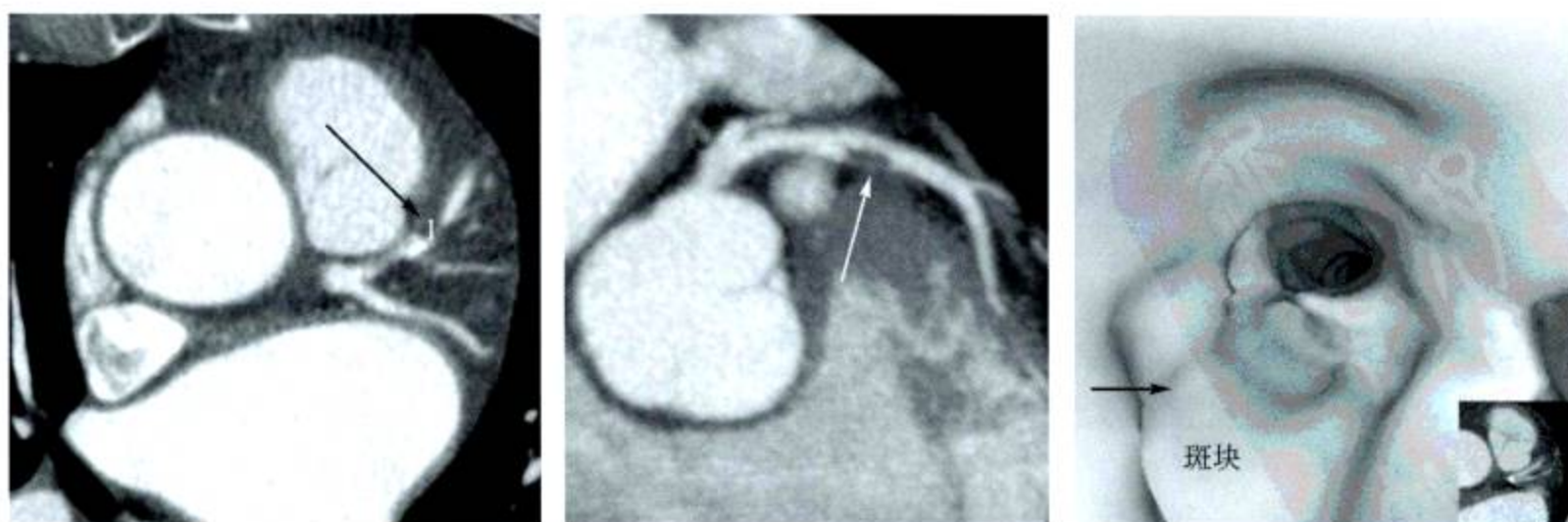


图 6-8 前降支近心段 (第一对角支开口旁 ↑) 偏心性低密度斑块  
CT 值:  $(6 \pm 21)$  HU



动脉粥样硬化斑块的成分决定了斑块的性质及其稳定性,脂质为主的软斑块可成为诱发心肌梗死的肇事病变,因此,受到重视而作为研究重点,并将其称为“易损斑块”或称“肇事斑块”。

Chroeder等以血管内超声结果作冠脉斑块的分类标准:易损斑块CT值是 $(14 \pm 26)$  HU。在血管内超声上,易损斑块对应血栓或脂质丰富的组织或多种成分的混合物。Kopp等检测了6例冠状动脉内斑块,发现易损斑块(软斑块),CT值分别为 $(6 \pm 28)$  HU。Becker等通过往心脏标本的冠状动脉内注入甲基纤维素与对比剂的混合物,进行MDCT扫描,并与病理对照,发现冠状动脉脂质丰富的斑块与纤维丰富的斑块的CT值有明显不同,分别为 $(47 \pm 9)$  HU和 $(104 \pm 28)$  HU。结合文献及临床经验,以下MDCT征象应考虑是易损斑块的可能。

(1) 具有中低密度脂核为主的斑块,多呈半弧形,中心CT值20~60HU。CT值低提示脂性成分为主。

(2) 有一定的斑块体积。

(3) 低密度脂质斑块上存在中等密度薄纤维帽,薄纤维膜与管壁呈坡形延续,两端肩部稳定性差。

(4) 偏心性分布,造成狭窄( $> 50\%$ )。局部的形态影响局部血流动力学特性,明显的偏心性斑块,造成纤维帽张力增大,容易受局部周向应力血流冲击斑块而受到损伤,从而加大脆弱肩部破裂的机会(图6-9)。

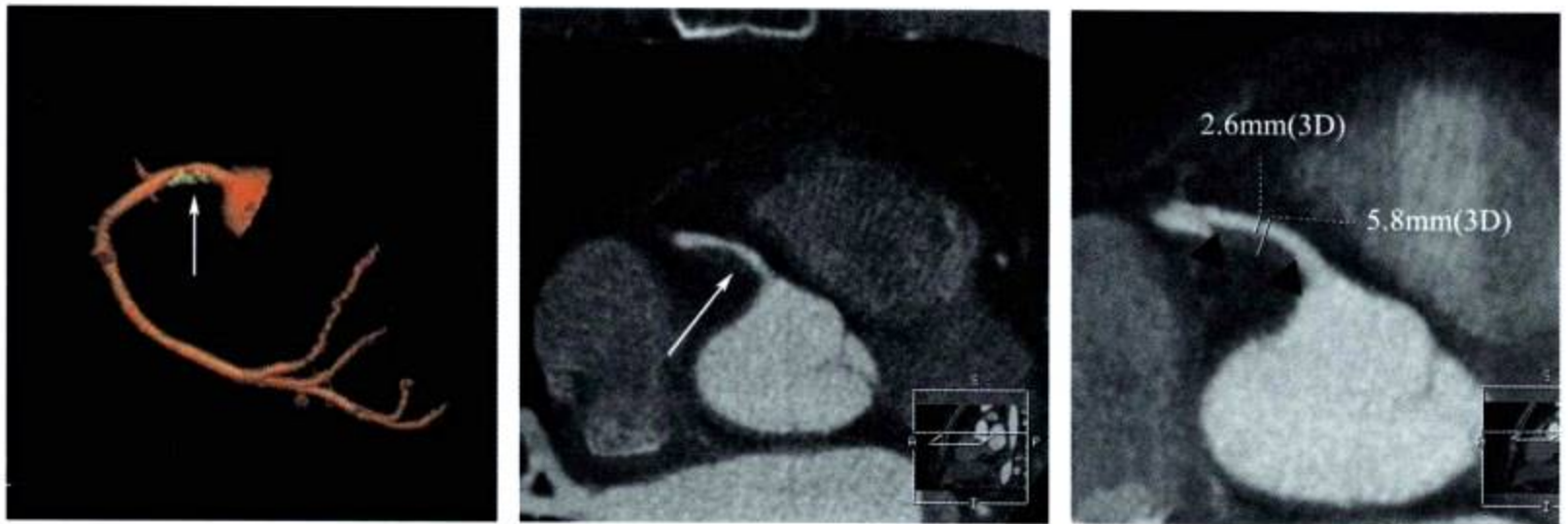


图6-9 易损斑块

中心低密度脂核(37HU ↑)其上存在中等密度纤维帽,形成坡形两肩(▲),是脆弱易损斑块的典型征象

### (三) 纤维斑块 MDCT 征象

Estes等研究颈动脉内斑块时发现纤维斑块为 $(90 \pm 24)$  HU。Schroeder等的结果中等斑块(纤维斑块)CT值为 $(91 \pm 21)$  HU。Kopp等检测了6例冠状动脉内斑块,对照冠状动脉造影及血管内超声表现,并按血管内超声的分类方法发现中等斑块,CT值为 $(83 \pm 17)$  HU。Becker等通过心脏标本的冠状动脉内注入甲基纤维素与对比剂的混合物,进行MDCT扫描,并与病理对照,发现冠状动脉纤维丰富的斑块CT值有 $(104 \pm 28)$  HU。血管内超声,中等斑块代表纤维组织或微小钙化。结合文献及临床经验,以下MDCT征象应考虑是纤维斑块的可能。



- (1) 斑块形状多样，中心部CT值 70~120HU。可以与钙化性斑块并存。
- (2) 斑块一般均匀增厚，两个肩部比较坚厚，斑块相对较稳定。
- (3) 可以是向心性或偏心性，但动脉粥样斑块多是偏心性（图 6-10）。

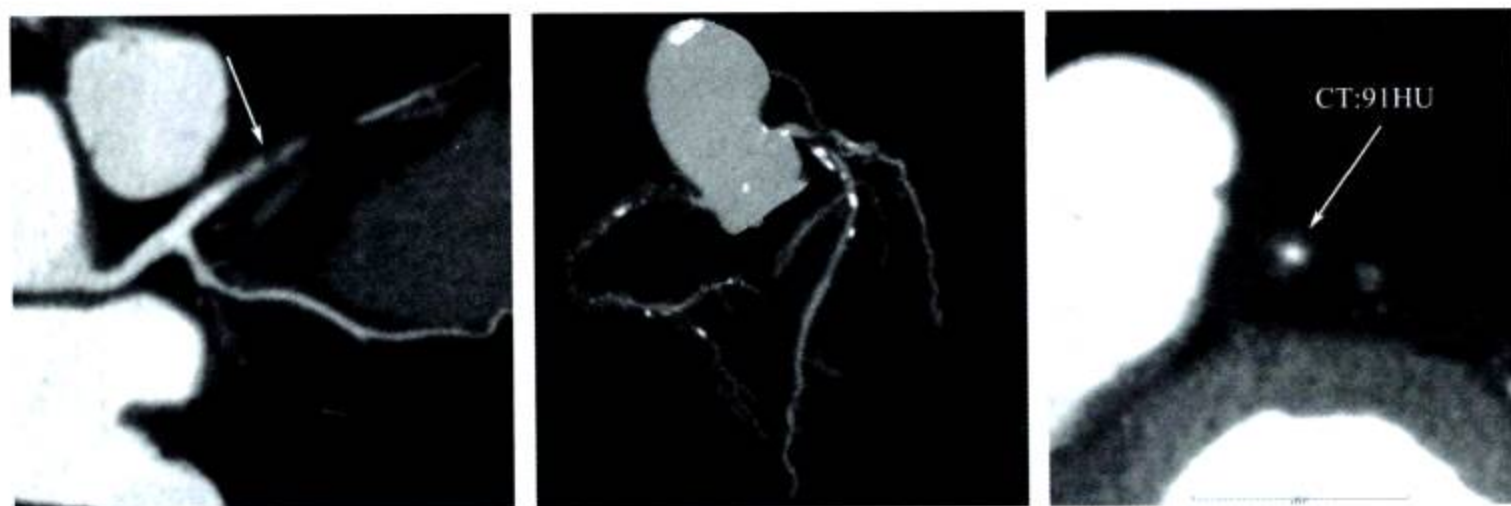


图 6-10 CPR、MIP 显示前降支近段多发纤维斑块  
CT 值：91HU，常与钙化性斑块交互存在

#### (四) 钙化斑块 MDCT 征象

通过尸检，人们发现冠状动脉钙化常发生在粥样硬化斑块内，大部分位于动脉内膜。Kopp 等检测了 6 例冠状动脉内斑块，对照冠状动脉造影及血管内超声表现，发现钙化斑块，CT 值分别为  $(489 \pm 372)$  HU。Schroeder 等发现钙化斑块 CT 值为  $(419 \pm 194)$  HU (126~736HU)。在血管内超声上，钙化斑块对应的是钙化组织（图 6-11）。

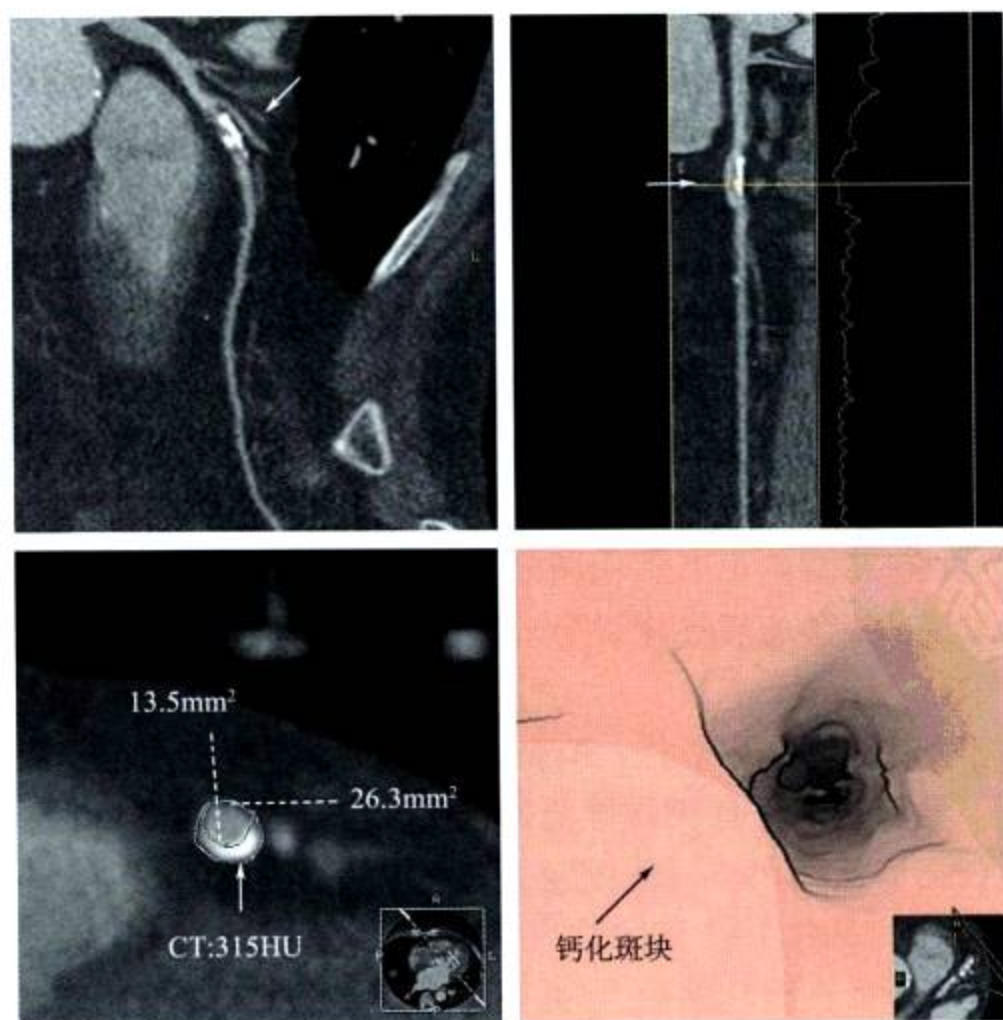


图 6-11 前降支近心段钙化性斑块  
CT 值：315HU



### 1. 钙化性块 MDCT 征象

(1) 斑块形状多样，中心部CT值 $> 130$  HU [均值 $(419 \pm 194)$  HU]，可以与纤维性斑块并存。

(2) 可以是向心性或偏心性，但多是偏心性。

(3) 钙化性斑块虽然造成管壁增厚，但是管腔代偿性扩张，血管外径相应增宽，血管呈“正性重构”(positive remodeling) (图6-12)。

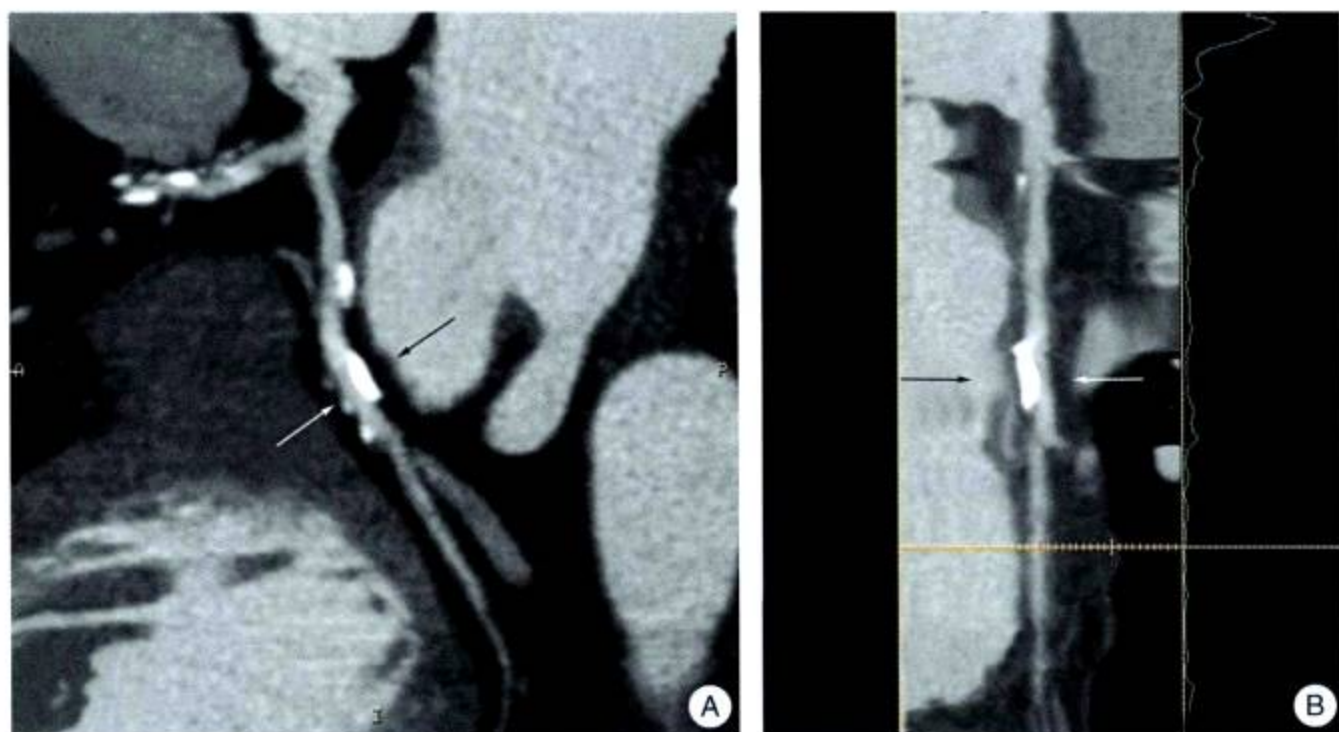


图6-12 左回旋支钙化性斑块造成管壁增厚，管腔狭窄不明确，血管外径增宽，血管呈“正性重构”

**2. 冠状动脉钙化积分的算法** 冠状动脉钙化积分被用来反映冠状动脉上的钙总量，研究发现钙化积分同粥样斑块的总重量密切相关，又同有狭窄的动脉节段数目以及管径狭窄超过75%的动脉数和节段数密切相关，与冠心病事件也密切相关。国外一份尸检研究显示，没有钙化存在的动脉节段中，97%以上不存在引起显著血流动力学改变的狭窄（狭窄小于75%）；国内外研究表明，CT扫描冠状动脉未发现钙化存在时，约95%不存在引起显著血流动力学改变的狭窄。因为冠状动脉钙化的发生和钙化积分与年龄增长有关，Maher等的研究显示钙化积分每年的增长率为24%。Budoff等用299例的样本研究显示钙化积分年平均增长率为33%。Mitchell等发现钙化积分的年平均增长率在男性为21%，女性为18%。Shah等的研究发现，发生心脏事件的患者钙化积分年增长率为35%，明显大于未发生心脏事件患者的22%。一般来说，高龄患者钙化积分敏感性高，特异性低；年轻患者钙化积分敏感性低而特异性高。

(1) Agatston 冠状动脉钙化评分法：Agatston于1990年提出用电子束CT (EBCT) 检测冠状动脉钙化的定量算法来评价粥样硬化的程度，方法是采用3mm层厚，自主肺动脉分叉下缘向下连续扫描，无间距，每幅图像在R-R间期的80%扫描。操作者依此分析每一幅图像，将CT值 $\geq 130$  HU (3倍的软组织密度)、面积 $\geq 1\text{mm}^2$ 的病变定为钙化。钙化积分=钙化密度因子 $f \times$ 钙化灶面积。 $f$ 是由每个病变的CT峰值决定的。130HU $\leq$ CT峰值 $<199$  HU时， $f=1$ ；200HU $\leq$ CT峰值 $<299$  HU时， $f=2$ ；300HU $\leq$ CT峰值 $<399$  HU时，



$f=3$ ; CT 峰值  $\geq 400\text{HU}$  时,  $f=4$ 。将冠状动脉分为左主干、前降支、回旋支及右冠状动脉 4 个部分进行积分计算, 各血管的分支钙化计入相应的血管, 如对角支的钙化归入前降支, 钝缘支钙化归入左回旋支。将各支的积分相加, 构成总的 Agatston 积分。Agatston 评分的初始定义是基于连续 3mm 的层厚, 对于用 3mm 以外的其他层厚采集的资料, 或者用重叠断层采集的资料, 可以计算出相当的 Agatston 评分。但 Agatston 评分也有缺点, 主要是钙化斑块面积和最大密度的轻度变化会导致加权因子的变化, 可使总钙化积分有明显变化。

(2) 容积算法: Callister 等提出了基于各向同性插入法的容积算法 (calcium volumetric score, CVS)。每个冠状动脉上标记的以  $\text{mm}^3$  为单位的容积依均方差值而定。通过在初始检测的断层插入断层, 这个插值解决了部分容积效应问题, 其体素都是立方体。如 EBCT 采用 3mm 层厚扫描获得的体素大小一般为  $0.586\text{mm} \times 0.586\text{mm} \times 3\text{mm}=1.03 (\text{mm}^3)$ , 而 64 排 MDCT 在计算 CVS 时, 其体素则为  $0.62\text{mm} \times 0.625\text{mm} \times 0.625\text{mm}=0.244 (\text{mm}^3)$ 。这些小的体素允许更准确地计算钙化容积。所有 CT 值大于 130HU 的体素被用于最后钙化斑块的三维重建。钙化斑块被看作是一系列相连的 CT 值大于 130HU 的体素。计算钙化的感兴趣区的容积不依靠面积和 CT 峰值, 因此, 其较 Agatston 评分有更好的重复性, 减小变异性 (图 6-13)。

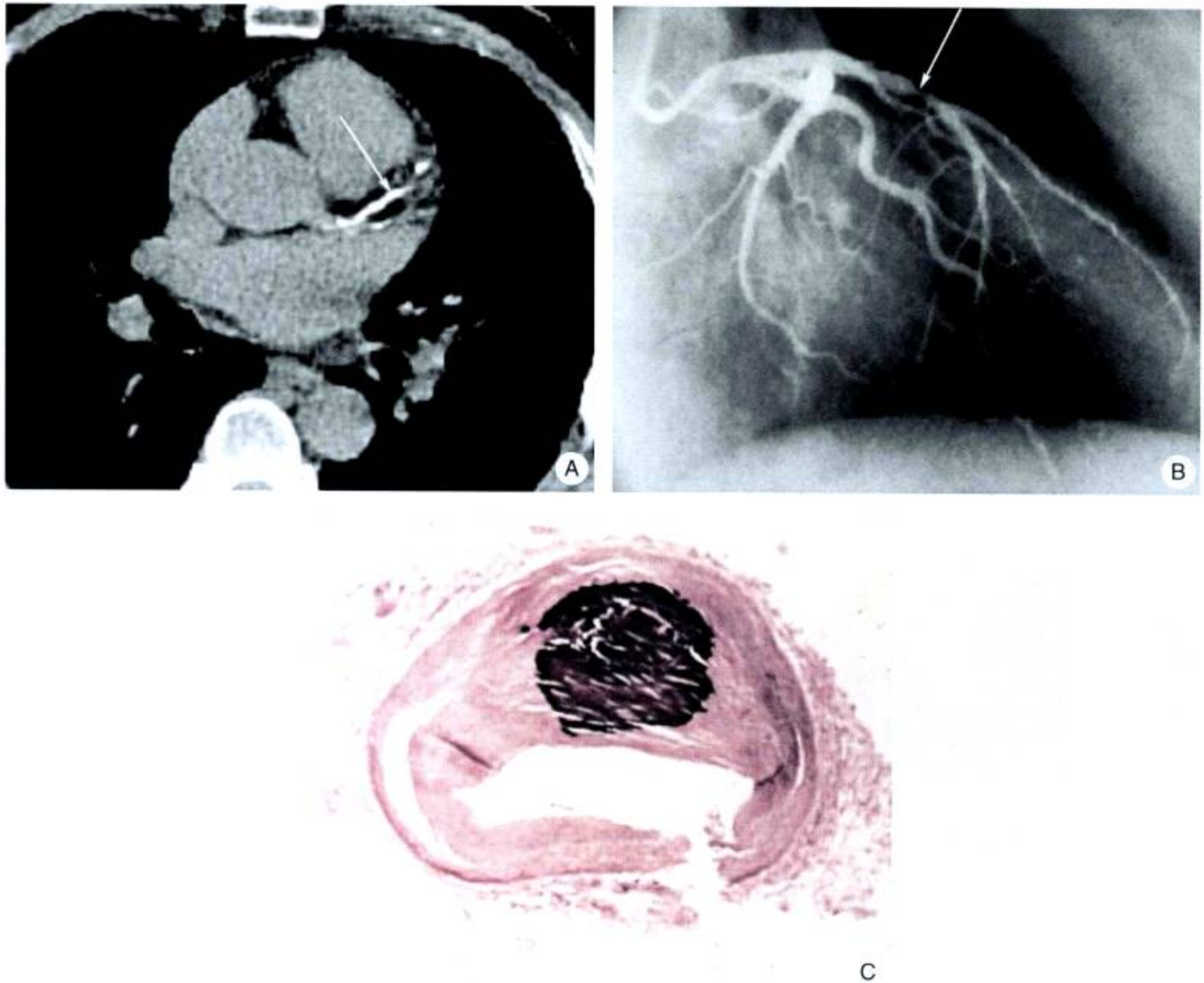


图 6-13 Agatston 钙化积分法为 362 分及冠状动脉造影所见 (A、B) 和病理显示钙化性斑块 (C)



(3) Mass 算法: Mass 算法就是将每个冠状动脉钙化斑块转化为等效的钙斑块 Ca-HA (钙羟磷灰石), 其计算公式为: 体积  $\times$  密度  $\times$  校正因子, 校正因子=0.744, 它的单位是 mg Ca-HA。

MDCT、EBCT 对钙化的比较:

Becker 等采用 4 个参数比较了多排 CT 与电子束 CT 对冠状动脉钙化的检测。4 个参数为: 钙化积分、钙化容积 (钙化面积  $\times$  层厚)、钙化质量 (钙化容积  $\times$  平均 CT 值/250)、钙化密度 (钙化质量/钙化容积)。研究表明, 用两种设备测量的 4 个参数相关性均好, 其中钙化容积和钙化质量的相关性优于其他参数。

在计算钙化积分方面, MDCT 不仅可与 EBCT 相媲美, 并且还有优于 EBCT 之处: ① MDCT 的层厚较 EBCT 薄, EBCT 的层厚为 3mm, 而 MSCT 可达 0.625mm, 层厚越薄, 受部分容积效应的影响越小。② MDCT 的信噪比也较 EBCT 高, 可更准确发现更小和更低密度的钙化灶, 这些小的、低密度的钙化病变对于发现早期粥样硬化的形成是很重要的, 但在 EBCT 上易与图像噪声混淆。③ MDCT 可采用回顾性心电门控使图像在任意 R-R 间期重建图像, 能有效减少运动伪影。而 EBCT 采用前瞻性心电触发, 患者心律失常时易形成伪影。MDCT 的缺点为采集时间较 EBCT 长, 且放射剂量大。

**3. MDCT 检出钙化性斑块意义** 根据病理学研究, 冠状动脉钙化是动脉粥样硬化的标志。目前 EBCT 及 MDCT 平扫可以实现冠脉钙化检查。CT 冠状动脉钙化检查的临床意义有以下三个方面:

(1) 无症状者冠心病的危险性评价: 目前对无症状冠心病的危险性评价, 临床是基于冠心病家族史、危险因素——高血压、高血脂、低密度脂蛋白增高, 高密度脂蛋白降低, 高血糖以及吸烟史、年龄等, 但是, 这些因素的预报价值是极为有限的, 国外研究较多 (表 6-2)。

表 6-2 冠心病各种危险因素预报冠状动脉狭窄 (管径狭窄 > 50%) 价值比较

危险因素	OR (95%CI)	P 值
年龄 $\geq$ 60 岁	2.74 (1.19 ~ 6.73)	0.0217
男性	1.82 (0.81 ~ 4.12)	0.1499
体重指数 $\geq$ 40kg/m <sup>2</sup>	2.23 (1.02 ~ 5.05)	0.0484
家族史	1.45 (0.68 ~ 3.19)	0.3470
吸烟	1.42 (0.60 ~ 3.55)	0.4349
高血压	2.21 (1.02 ~ 4.91)	0.0478
糖尿病	7.66 (2.04 ~ 50.00)	0.0087
高脂固醇血症	3.34 (1.42 ~ 8.45)	0.0074
白种人群	0.83 (0.38 ~ 1.80)	0.6359
CT 钙化积分 > 0	11.92 (4.56 ~ 36.26)	< 0.0001
CT 冠状动脉造影	14.55 (5.23 ~ 48.18)	< 0.0001

从表 6-2 可以看出, CT 冠状动脉钙化计分及 CT 冠状动脉造影对于预报冠心病有极强的价值, 明显高于高胆固醇血症、高血压, 对冠心病二级预防有重要的临床意义。

(2) 疑诊冠心病的诊断识别: CT 冠状动脉钙化的检出, 虽然不能直接显示冠状动脉狭窄及其程度, 对冠心病作直接诊断, 但是, 对于中、青年人群, 冠状动脉钙化对于检出冠心病的特异性约 85%~100%, 与钙化积分呈正相关。同样有意义的是, CT 检出冠状动脉钙



化阴性预测值高达95%，即CT检查无冠状动脉钙化的人群中罹患冠心病的可能性仅为5%，尤其对中老年组更为有价值。用于筛查可以大大减少对冠状动脉造影的依赖，使有创检查更有针对性。

(3) 冠状动脉粥样斑块消退或进展的评价：多中心大型临床试验研究证明，积极矫正冠心病危险因素特别是调脂治疗，冠状动脉粥样硬化病变不是一成不变的，其预后可以得到明显改善。Callister回顾性研究149例无冠心病史、未经调脂治疗的无症状高脂血症患者斑块负荷的动态变化，经过基线CT检查和12个月的随访，再次CT检查，治疗组钙化积分增加 $28\% \pm 5\%$ ，未治疗组钙化积分增加 $52\% \pm 36\%$  ( $P < 0.001$ )。可见，通过CT冠状动脉钙化定量检查，监测冠状动脉粥样硬化的动态变化，评价预防、治疗效果是一客观指标。

## 二、冠状动脉狭窄 MDCT 征象

动脉粥样硬化导致冠状动脉狭窄是冠心病冠状动脉主要病变，与导管法冠状动脉造影对照，MDCT可很好地显示冠状动脉管腔狭窄，并能准确判断管腔的狭窄形态特征、狭窄程度、病变长度做出准确性与定量诊断。

### 1. 狭窄形态特征

(1) 对称性狭窄：周壁斑块向中心增长，形成向心性狭窄（图6-14）。

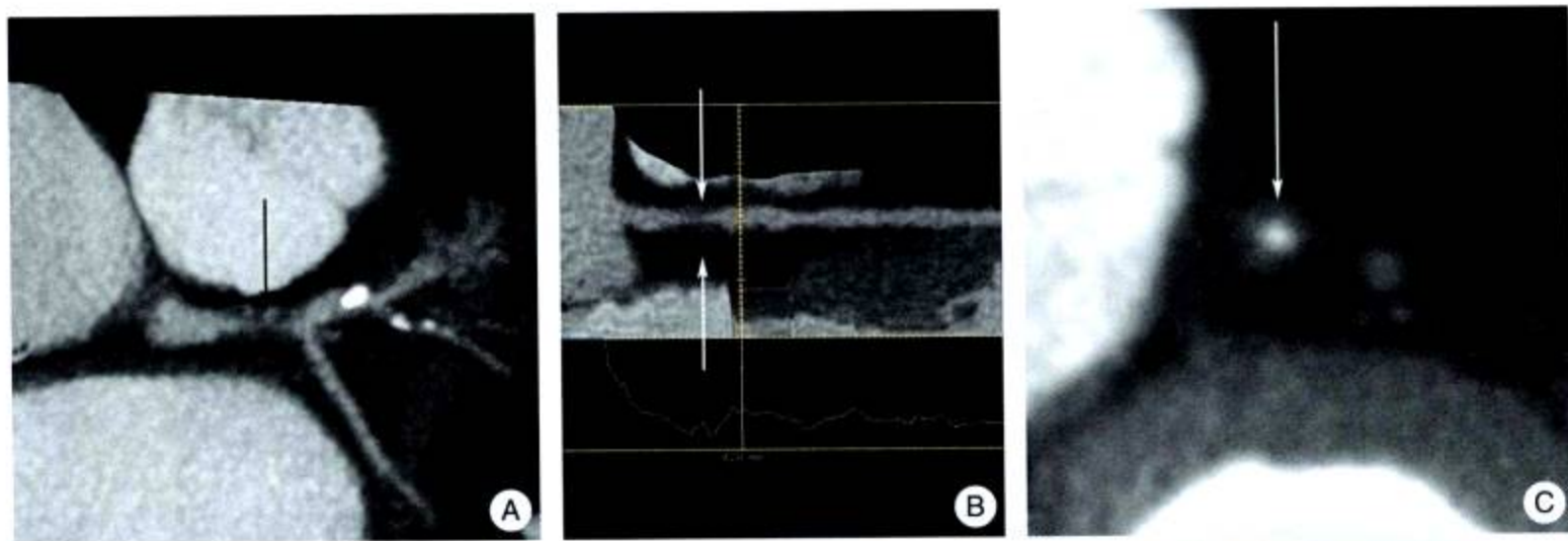


图6-14 左主干对称性狭窄（↑），周壁斑块向中心增长，形成向心性狭窄

(2) 偏心性狭窄：侧壁斑块向中心增长或周壁斑块不匀称向中心生长，形成偏心性狭窄（图6-15，图6-16）。

### 2. 冠状动脉狭窄定量评价方法

(1) 直径法：直接测量病变管径，以近邻测量点近心段的正常血管径值为100%，得出狭窄处血管减少的百分数为狭窄程度。现据冠状动脉造影的分级，MDCT分为6级。

0级：正常，无冠状动脉狭窄。1级：狭窄 $< 25\%$ ，常表现为管腔不规则；2级：狭窄 $25\% \sim 50\%$ 称轻度狭窄；3级：狭窄 $50\% \sim 75\%$ 称中度狭窄；4级： $< 99\%$ ，次全堵塞；5级：管腔完全闭塞，无血流通过。



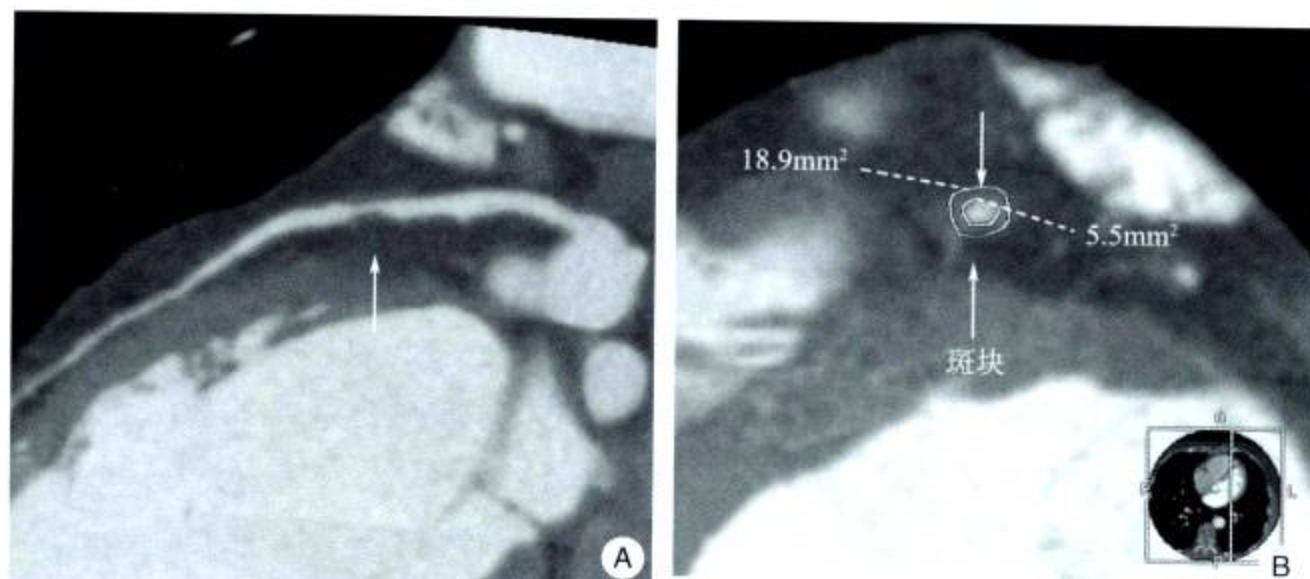


图 6-15 偏心性狭窄

周壁斑块不均称向中心生长，可形成偏心性狭窄

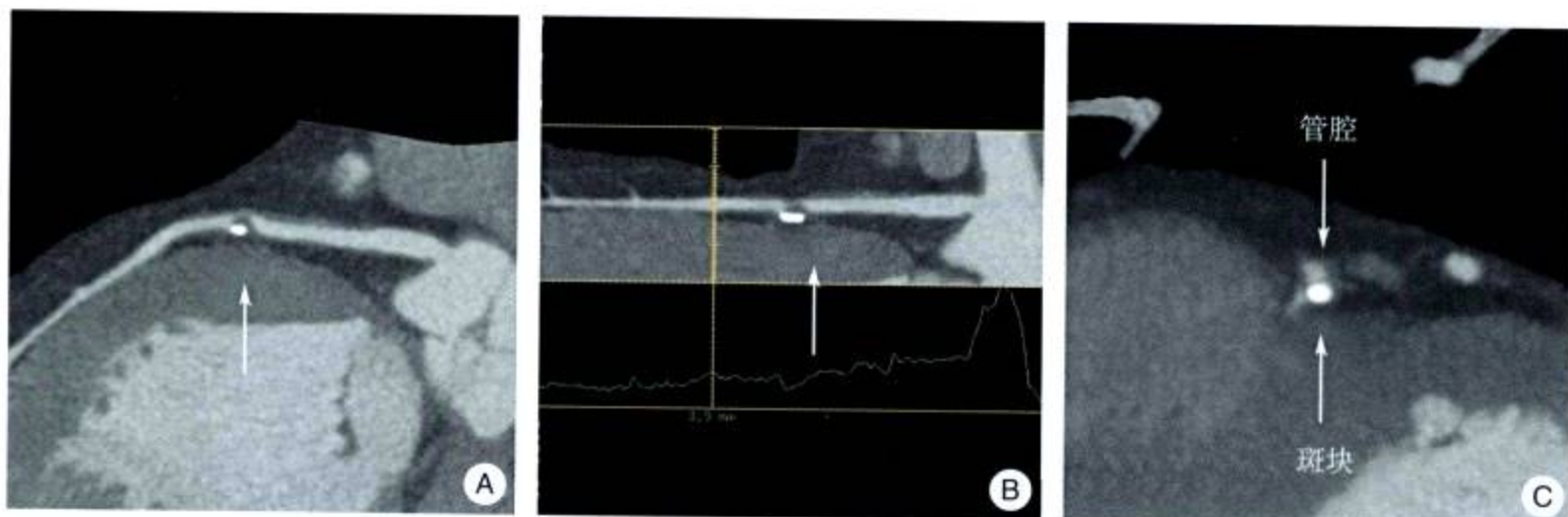


图 6-16 偏心性狭窄

侧壁钙化性斑块向中心增长，形成偏心性狭窄

(2) 面积法：测量血管直径后，根据几何圆面积公式可以得到截面积。

目前 MDCT 机的工作站均有自动测量及显示功能 (图 6-17)；但是，对重建横断面测量需要手工勾画，然后自动得到数据 (图 6-18)，又称半自动测量。上述自动或半自动测量数值均只能作为参考，存在一定误差，应用时应该予以注意。

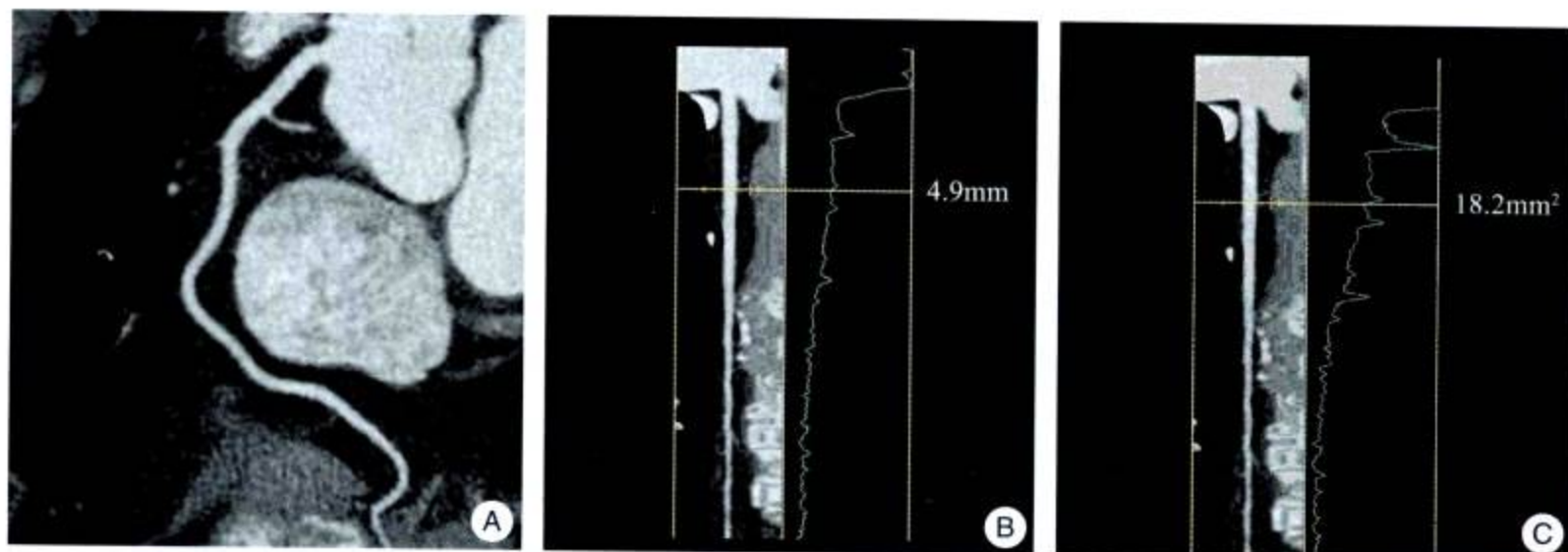


图 6-17 右冠状动脉测量

管径：4.9mm，截面积：18.2mm<sup>2</sup>



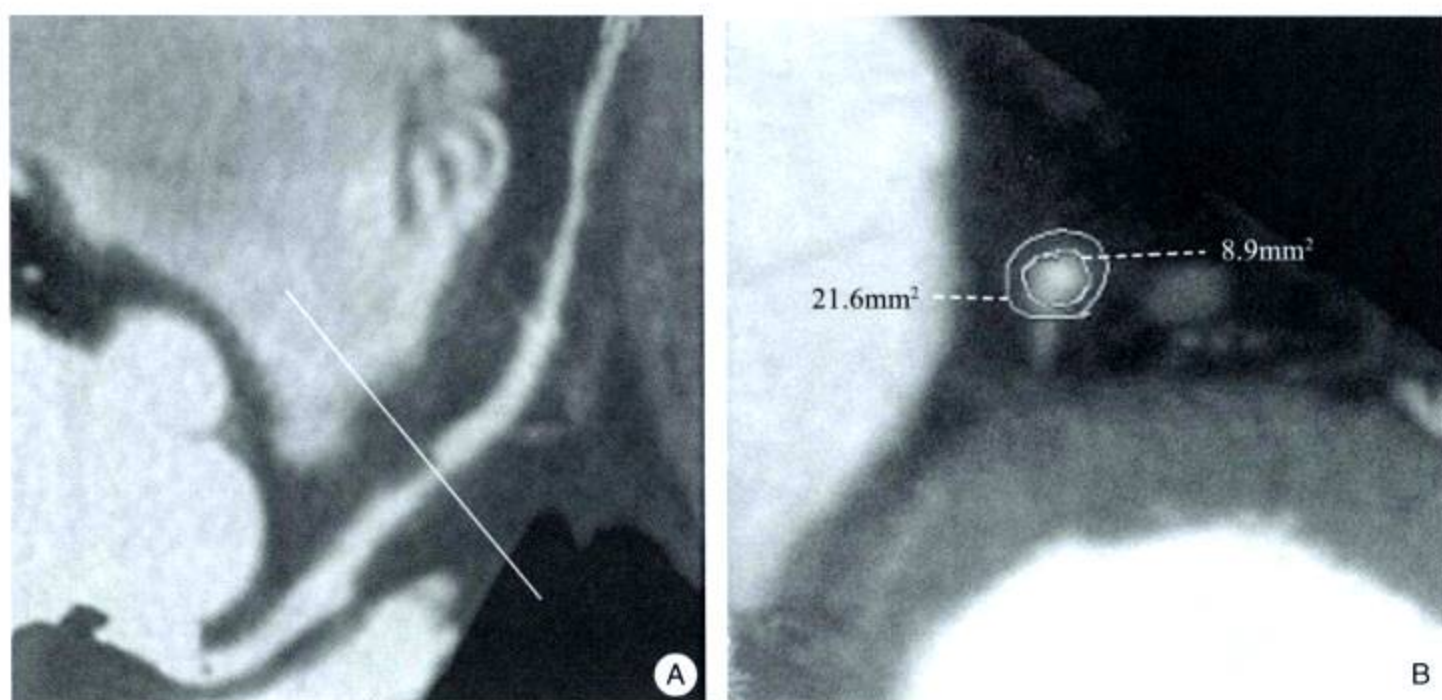


图 6-18 冠状动脉半自动测量  
血管总面积： $21.6\text{mm}^2$ ，除外斑块后实际内腔： $8.9\text{mm}^2$

冠状动脉粥样硬化导致管径狭窄达50%以上时，冠状动脉的血液供应和心肌耗氧之间失去平衡，产生供血不足，临床出现心绞痛等症状。根据圆面积公式，当管径狭窄达50%时截面积减少75%，较符合血流动力学规律。这也是冠心病诊断的依据。

### 三、冠状动脉粥样斑块分布

根据选择性冠状动脉造影诊断分析，冠状动脉病变分布规律：前降支受累占82.5%，右冠状动脉为72.9%，左回旋支为66%，左主干11.5%。但是，CT得到的信息远比选择性冠状动脉造影要多，CT可以清楚显示管壁，能够发现冠状动脉造影正常而动脉粥样硬化病变已造成管壁增厚，有助于早期诊断及防病战线前移（图6-19）。

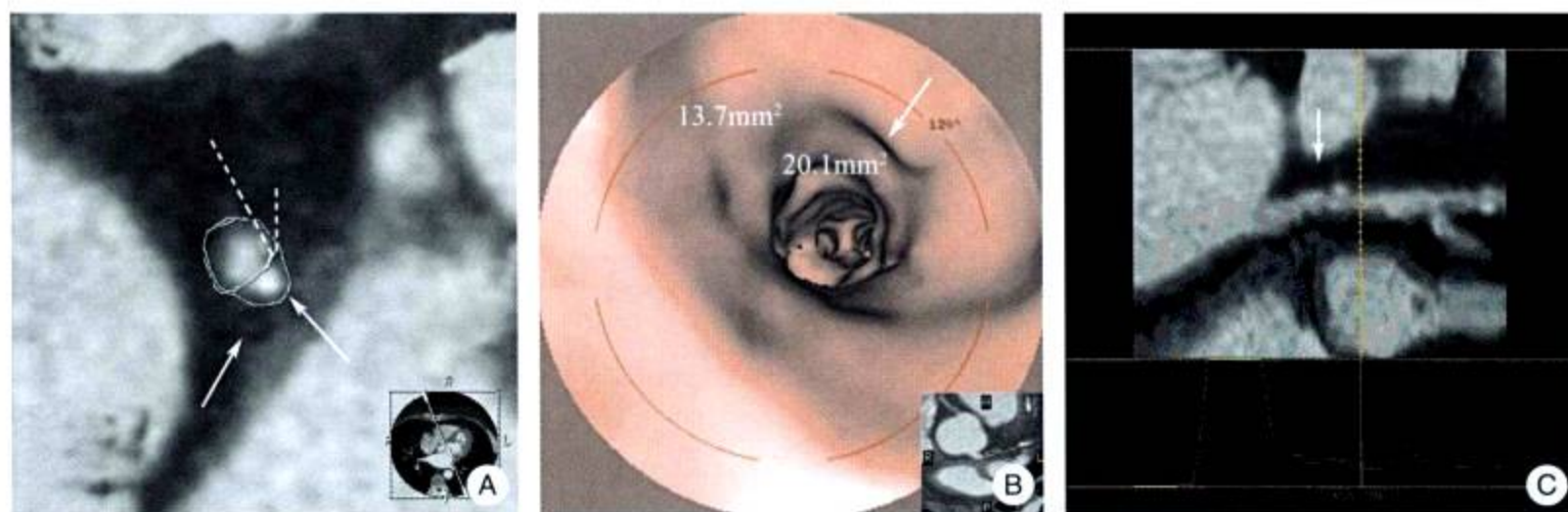


图 6-19 冠状动脉造影正常但动脉粥样硬化已造成管壁增厚

A. MDCT 显示动脉粥样硬化性斑块致管壁增厚，小钙化斑块（↑）；B. 仿真内镜可以显示内腔的不规则；C. 半自动测量可以得到左主干血管面积及斑块面（↑）

(1) 左主干有意义狭窄约占8%~14%，同时多累及前降支和左回旋支开口，导致多支病变，因此，左主干病变具有更大的危险性（图6-20）。



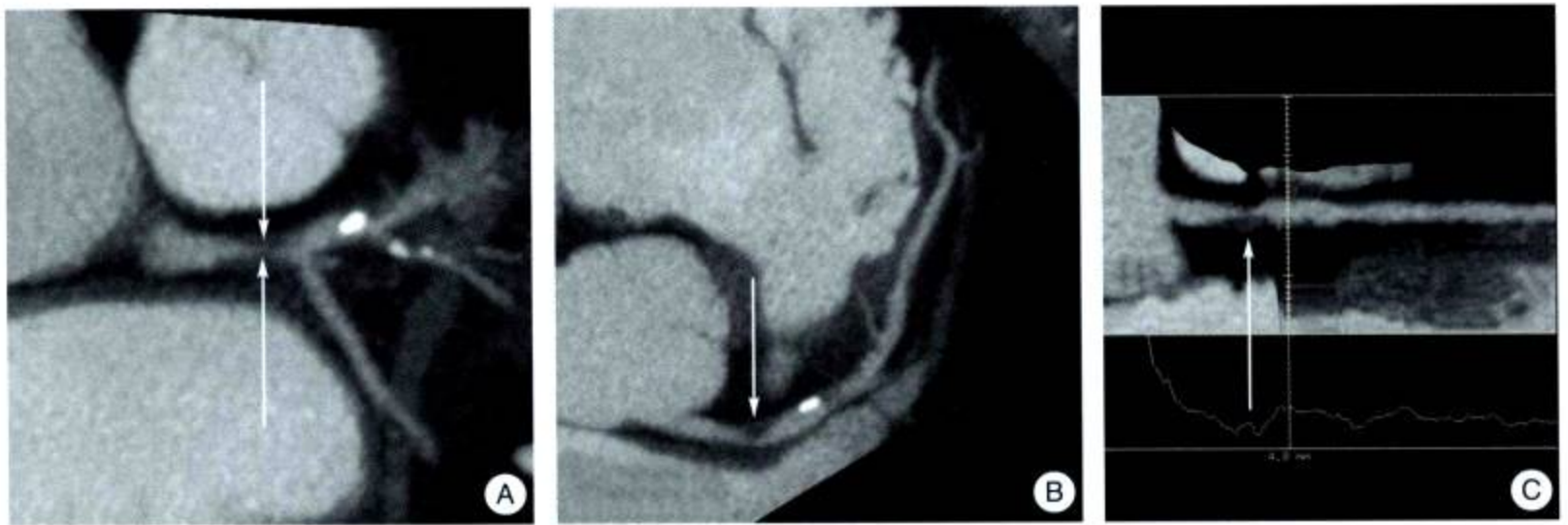


图 6-20 左主干远段软斑块重度狭窄，不同角度不同形态，可呈对称性 (A)，另外角度可呈非对称性 (B)，近邻前降支及回旋支开口 (C)

(2) 前降支受累占第一位，病变 90% 好发于近、中段，多累及开口与第一间隔支附近。MDCT 同时可以显示第一间隔支，应注意观察 (图 6-21 ~ 图 6-23)。研究表明，第一间隔支是重要侧支循环，受累与否可直接影响预后。

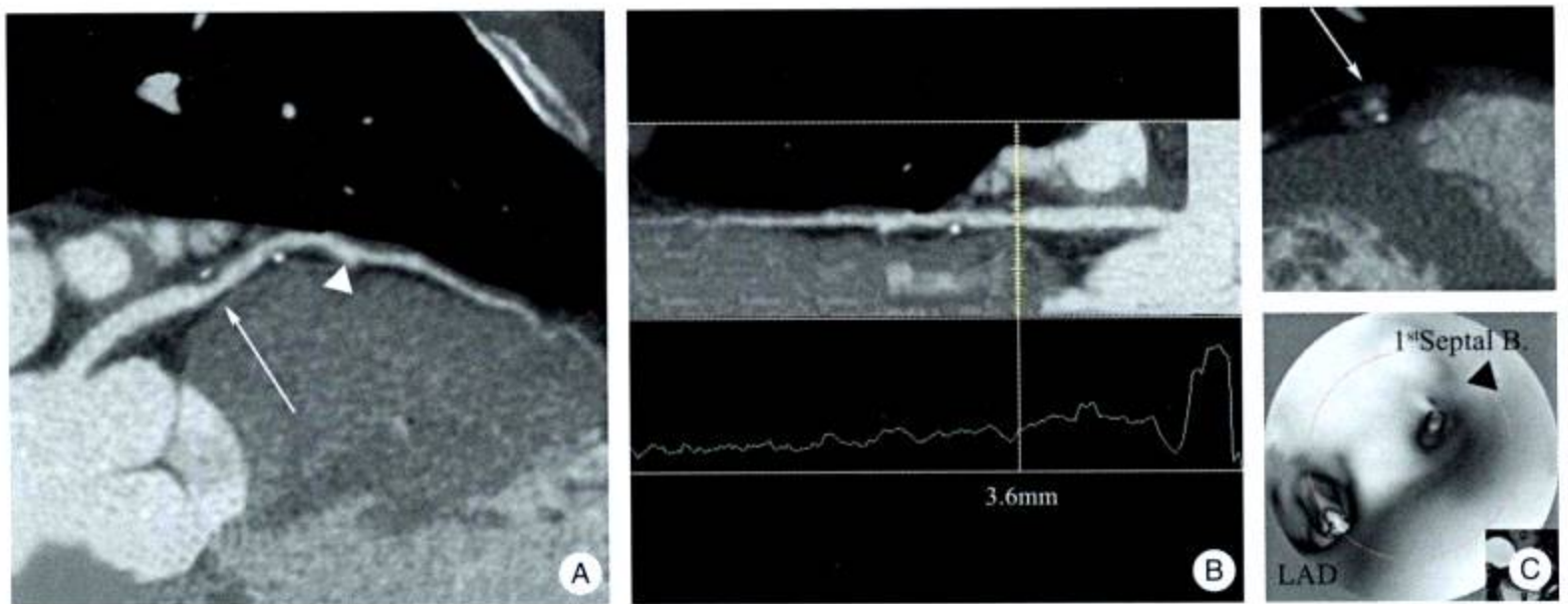


图 6-21 前降支开口部—近心段混合性斑块，管腔不规则，中度狭窄 (↑)，第一间隔支开口未受累及仿真内镜 (▲)

LAD: 前降支, 1<sup>st</sup> Septal B.: 第一间隔支

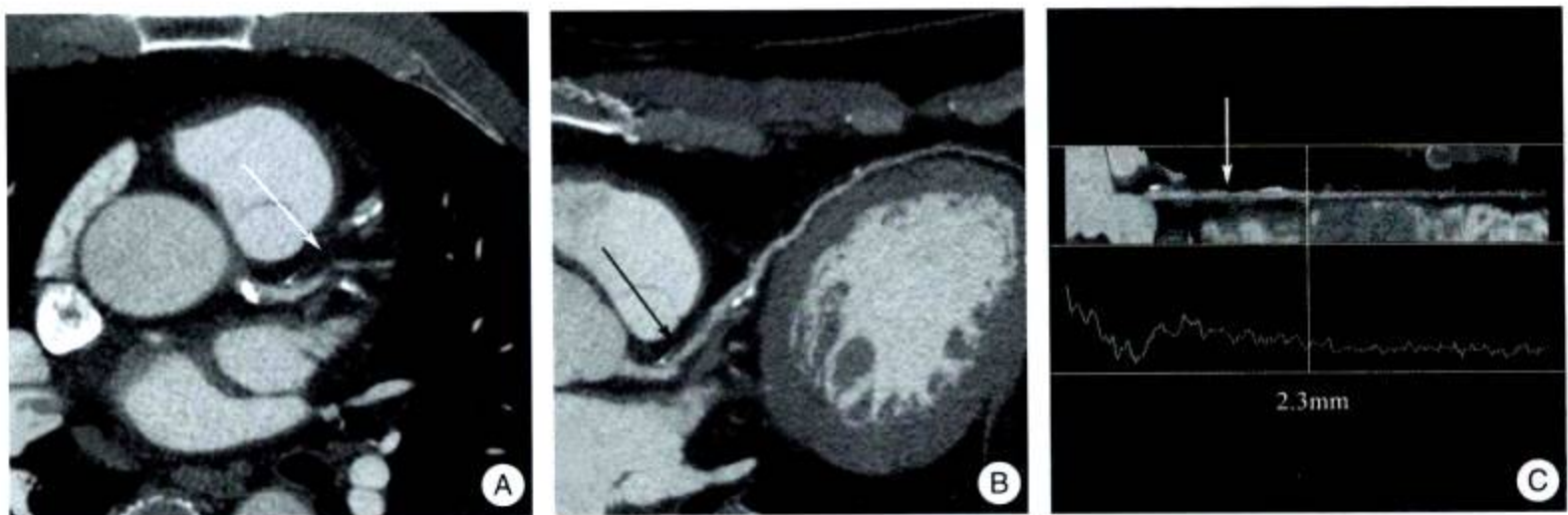


图 6-22 前降支开口部—近心段混合性斑块，中至重度狭窄 (↑)，为前降支好发部位



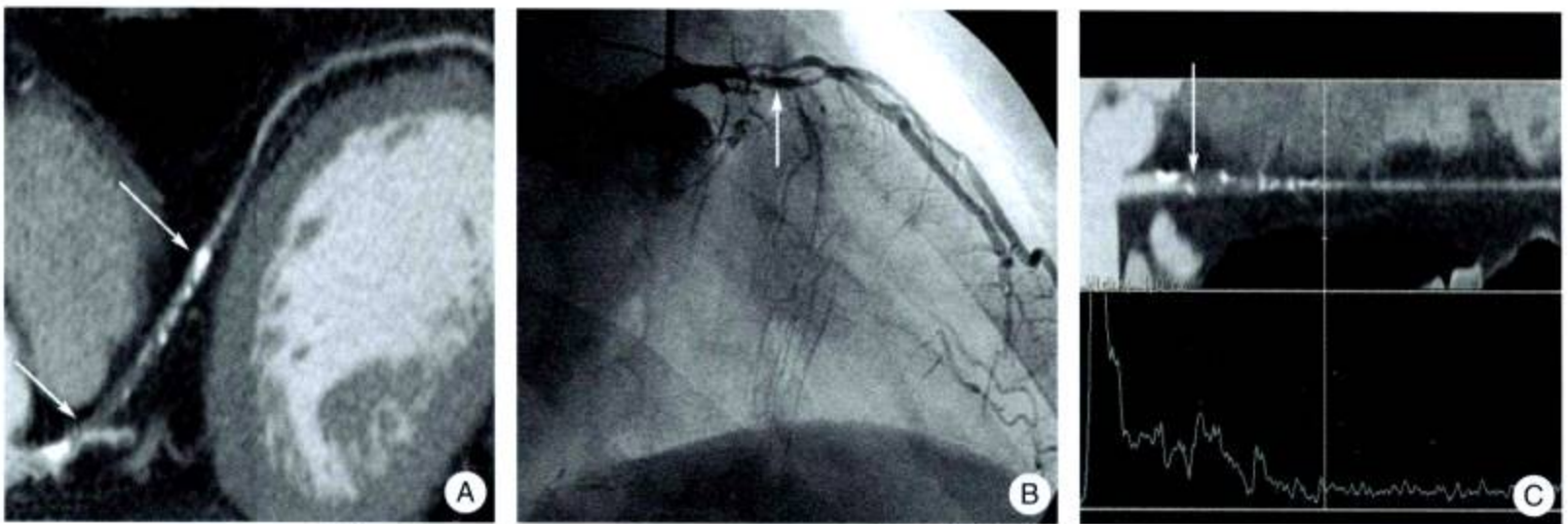


图 6-23 前降支开口部及近-中段混合性斑块，呈重度狭窄，为冠状动脉病变最好发部位 (A、C ↑)，经选择性冠状动脉造影前降支证实长段狭窄 (B ↑)

(3) 右冠状动脉发病率占第二位，好发于近 1/3 段或末梢 1/3 段，呈有意义狭窄。约有 1/3 呈弥漫性病变或呈扩张性病变 (图 6-24~ 图 6-27)。

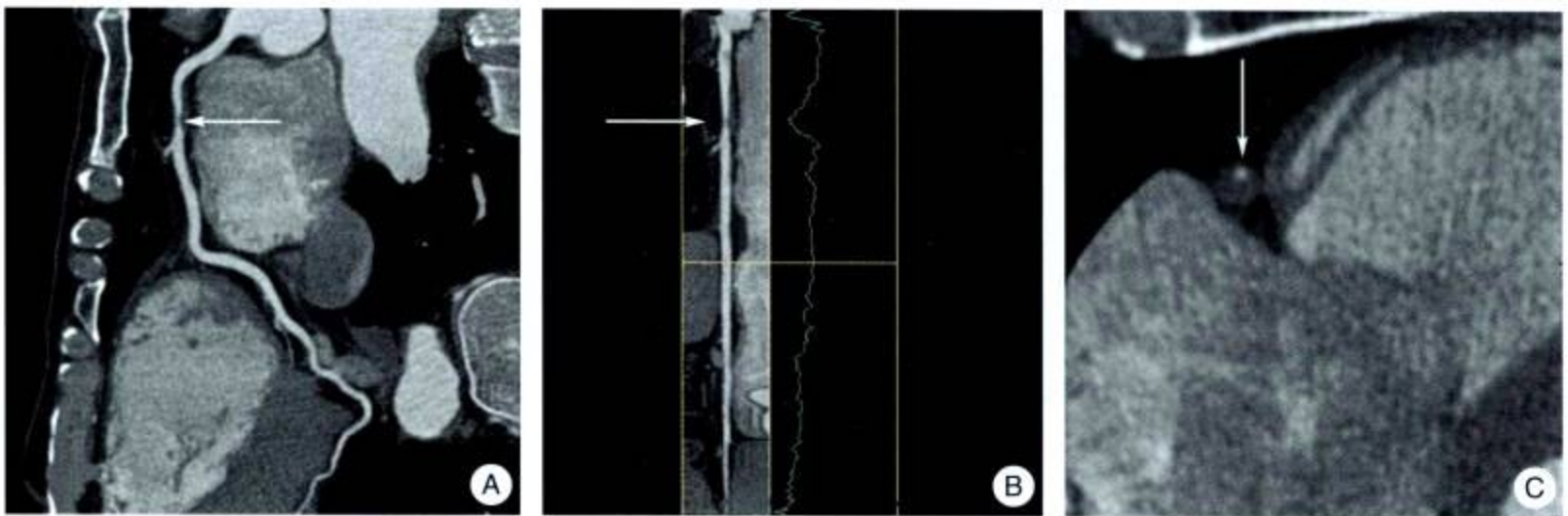


图 6-24 右冠状动脉近心段软斑块斑块，95% 狭窄 (↑)

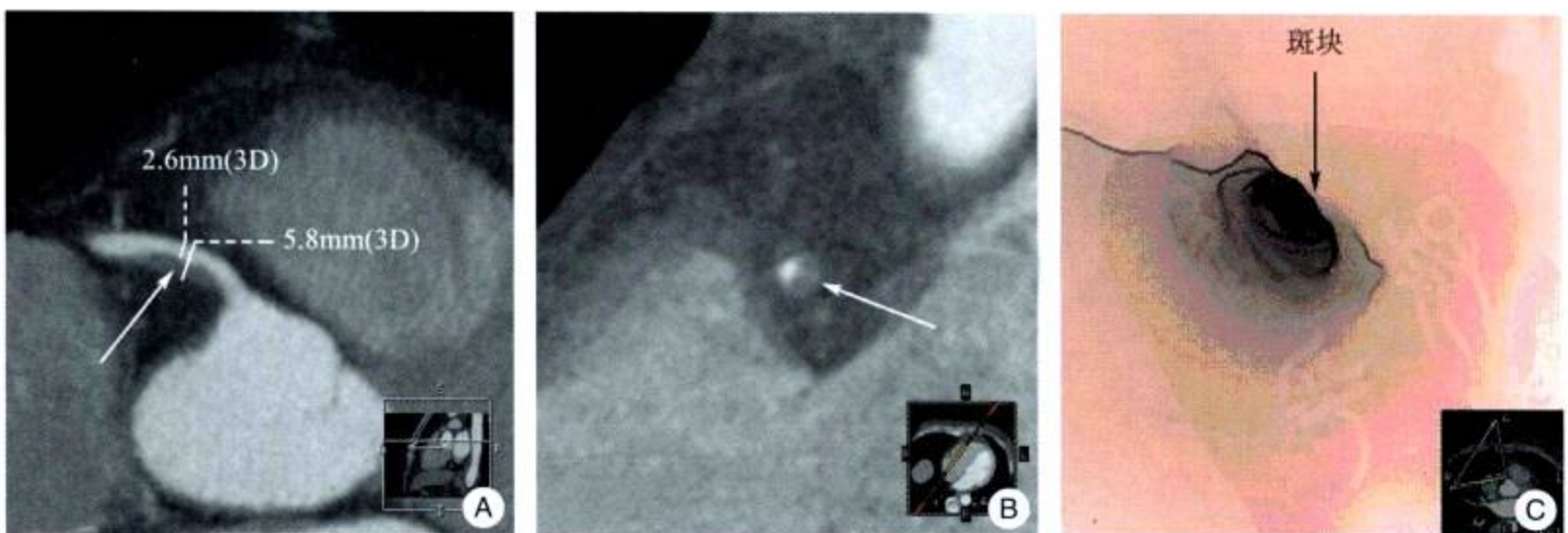


图 6-25 右冠状动脉近心段软斑块 (CT 值 37HU)，为易损斑块，呈中度狭窄 (A、B ↑)，仿真内镜显示斑块及管腔 (C ↑)



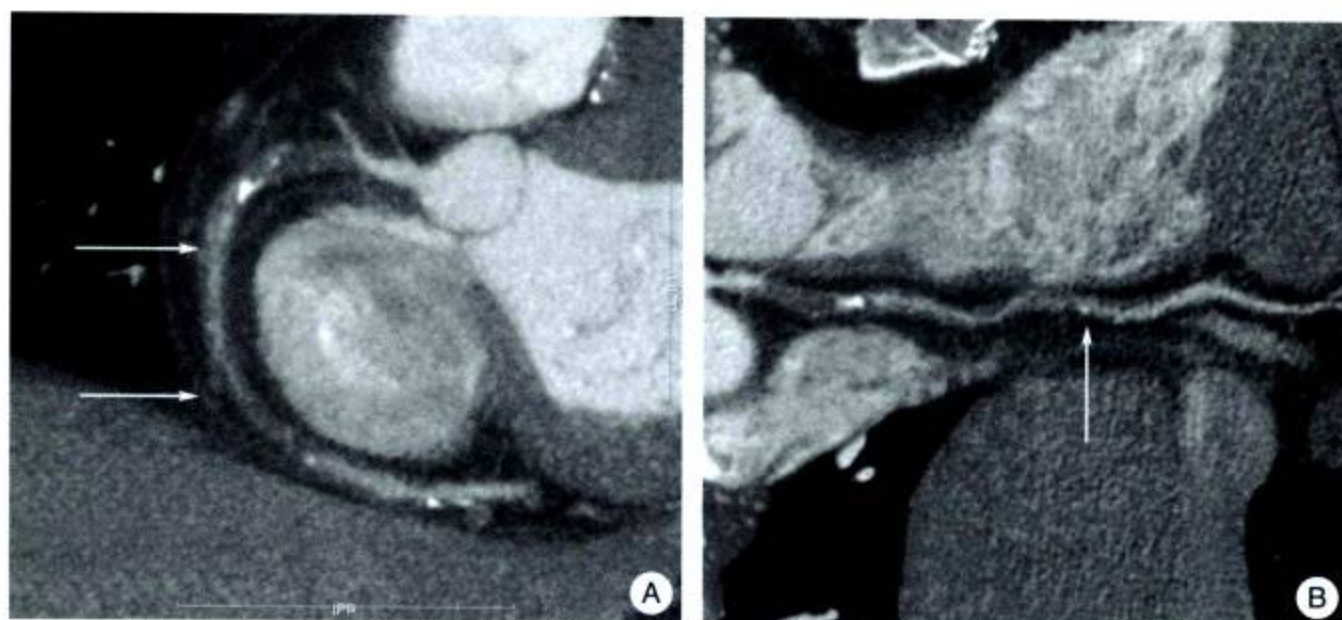


图 6-26 右冠状动脉弥漫性病变，近心段 95%~100% 梗阻，中段 75% 狭窄 (A ↑)，后降支多发钙化性斑块 50%~75% 狭窄 (B ↑)



图 6-27 右冠状动脉弥漫性扩张性病变，散在钙化性斑块。中段管径 4~6mm (↑) 末梢段正常

(4) 左回旋支发病率占第三位，以近中段并波及钝缘支开口部为多见 (图 6-28)。但是，MDCT 多不能逐支重建钝缘支，常漏诊而出现假阴性 (图 6-29)。



图 6-28 左回旋支近段软斑块管壁增厚 (↑)。钝缘支及末梢段正常



图 6-29 左回旋支近段混合性斑块管腔重度狭窄 (↑)。回旋支中段及钝缘支支架置入术后 (钝缘支病变为冠状动脉造影检出)；末梢段正常



## 四、冠状动脉重构 MDCT 征象

1. **血管重构** 主要指动脉粥样硬化性病变导致冠状动脉壁结构及血管内腔的改变。1987年, Glagov 首先提出“血管重构”(remodeling)概念, 认为动脉粥样硬化的发展, 血管外弹力膜向外扩张, 以容纳斑块, 维持管腔面积不变, 当斑块面积 $>40\%$ 时, 管腔才出现狭窄。其后, Losoodo 等进一步提出“正性重构”的概念。研究发现, 血管重构包括“正性重构”(positive remodeling), 和“负性重构”(negative remodeling), 前者指管腔扩张, 后者指管腔狭窄。

### 2. 冠状动脉重构 MDCT 征象

(1) “正性重构” CT 显示斑块造成管壁的增厚向外膨隆, 管腔无明确狭窄或扩张性改变。多见于病变是钙化性斑块 (图 6-30A, 图 6-31, 图 6-32)。

(2) “负性重构” CT 显示斑块造成管壁的增厚向内突出, 造成管腔狭窄。多见于病变是非钙化性斑块或动脉粥样硬化晚期 (图 6-30B)。

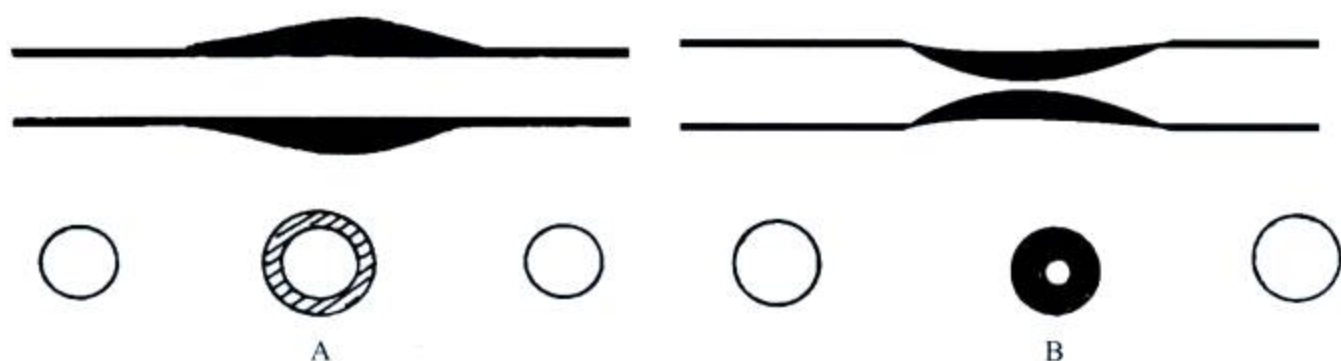


图 6-30 冠状动脉“正性重构”模式图 (A); 冠状动脉“负性重构”模式图 (B)

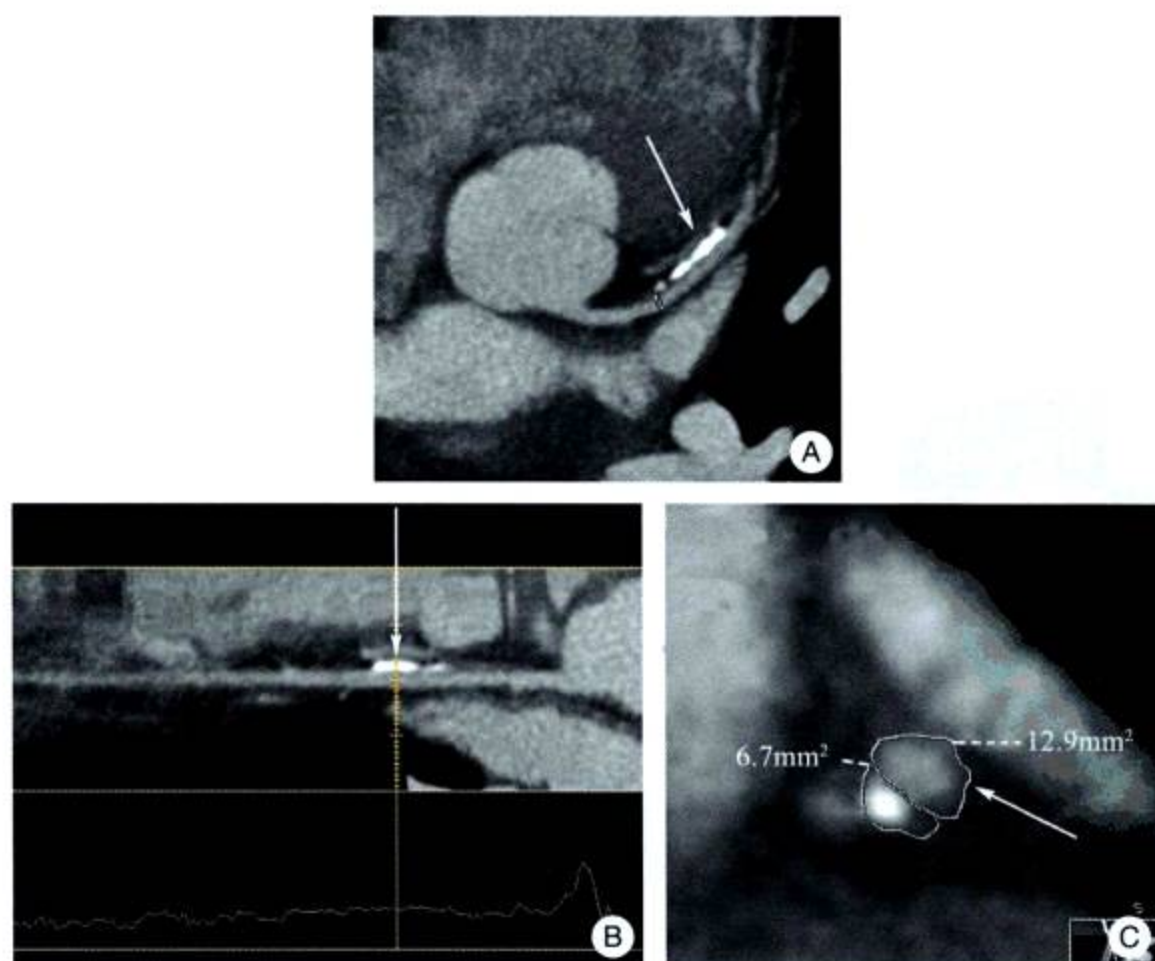


图 6-31 前降支近中段钙化性斑块, 管腔无狭窄稍扩张, 血管呈“正性重构”(↑)





图 6-32 回旋支近段钙化性斑块，管腔无明确狭窄，血管呈“正性重构”（↑）

**3. 冠状动脉瘤与扩张症 MDCT 征象** 获得性或先天性冠状动脉病变可以造成血管壁的异常，特别是当中膜发生萎缩、外弹力膜向外扩张或弹力纤维损害时，血管可以发生扩张性病变，局限性囊状膨出称为瘤，血管直径增大 50% 称为瘤样扩张；弥漫性累及冠状动脉全长 2/3 者称为冠状动脉扩张症（coronary ectasia）。冠状动脉扩张性病变并不少见，选择性冠状动脉造影检出率约 6%~10%。扩张性病变多发生于大支冠状动脉的近心段，依次常见为右冠状动脉、左主干、前降支及回旋支（图 6-33~ 图 6-38）。

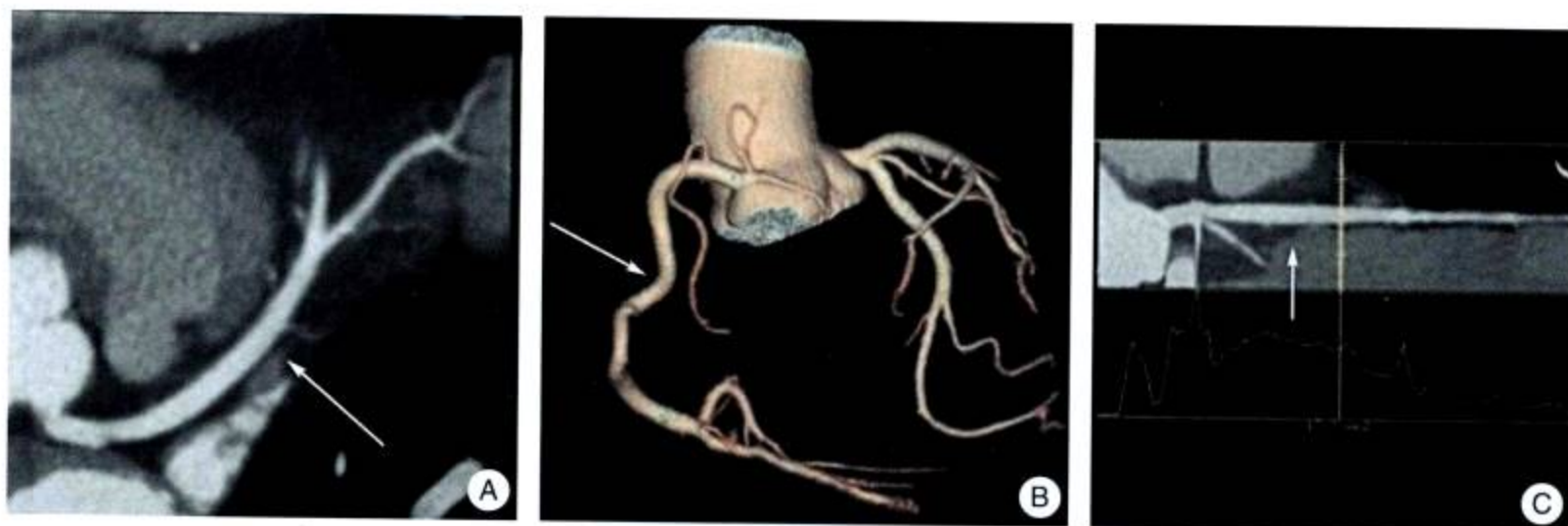


图 6-33 右冠状动脉扩张，开口部为 8mm，近中段直径 7mm，远段为 4.5mm

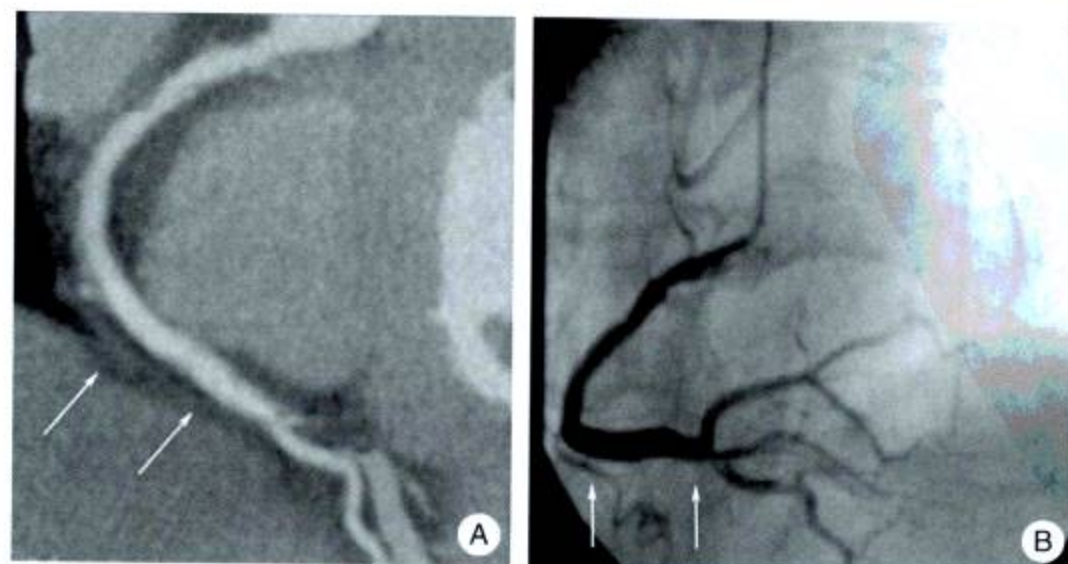


图 6-34 右冠状动脉远段管腔不规则扩张（A ↑）并存粥样斑块，经造影证实（B ↑），直径为 8mm



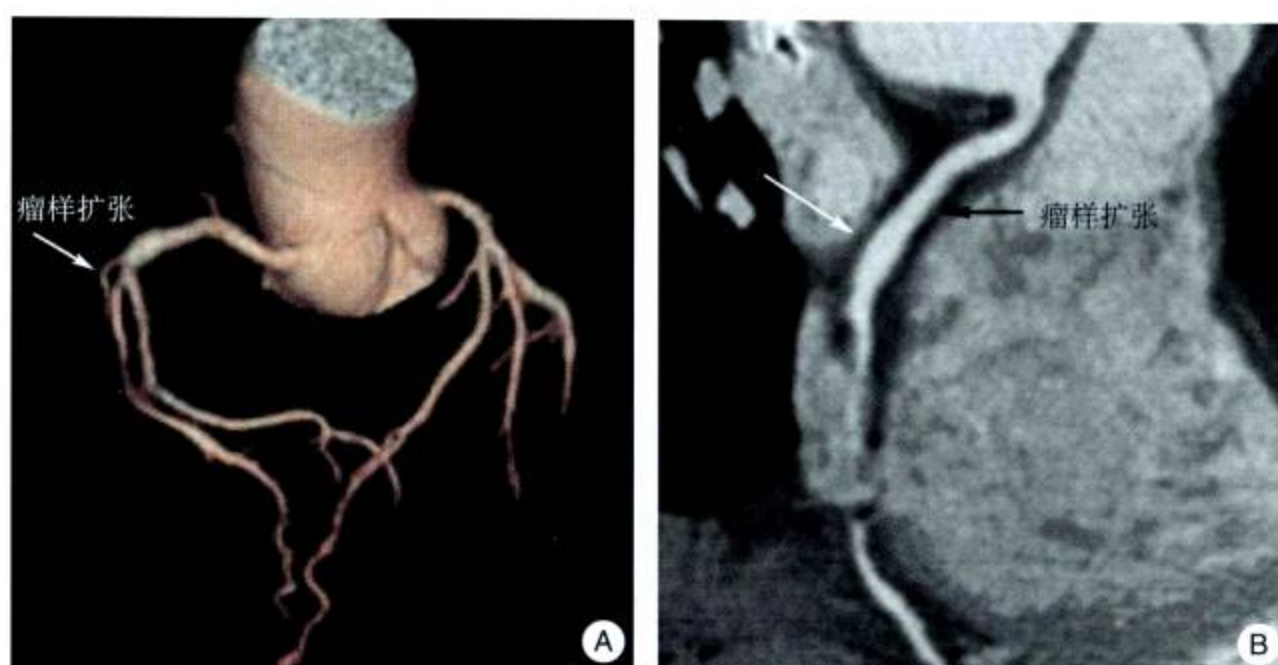


图 6-35 右冠状动脉近段管腔不规则扩张 (↑) 并存粥样斑块, 直径为 8mm

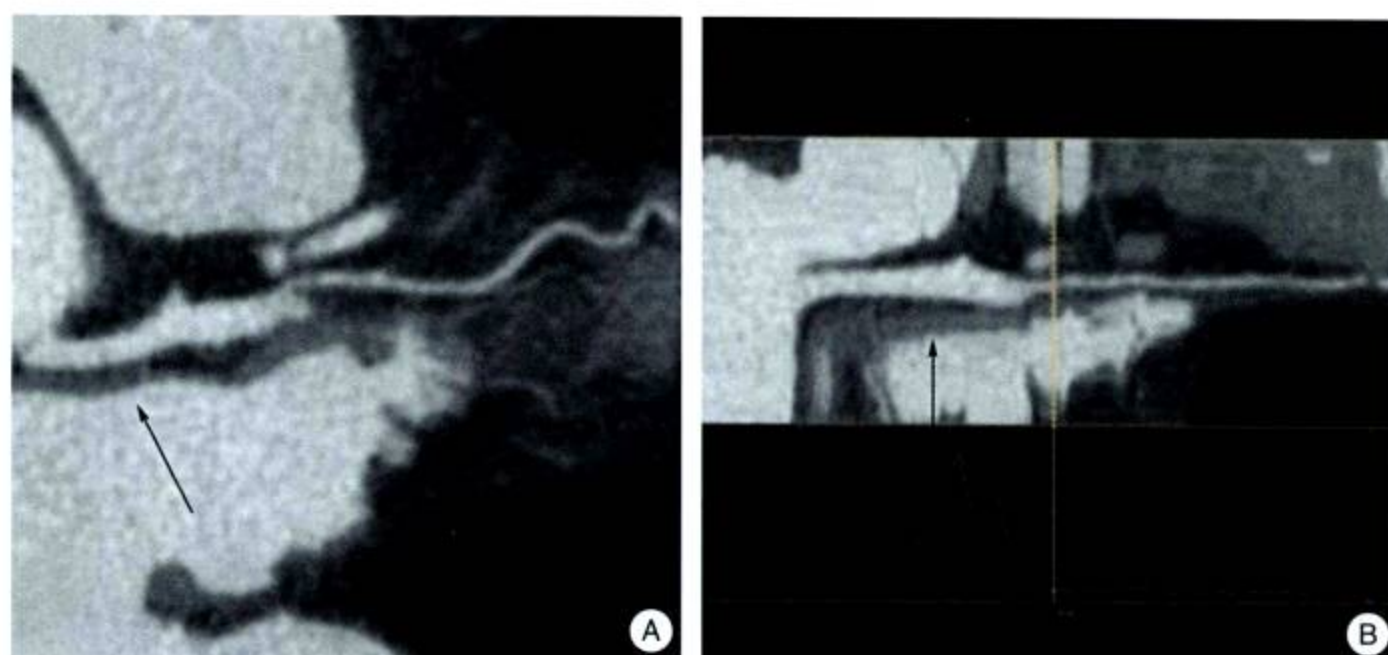


图 6-36 左主干扩张, 开口部为 7mm, 中远段直径 8mm (↑)

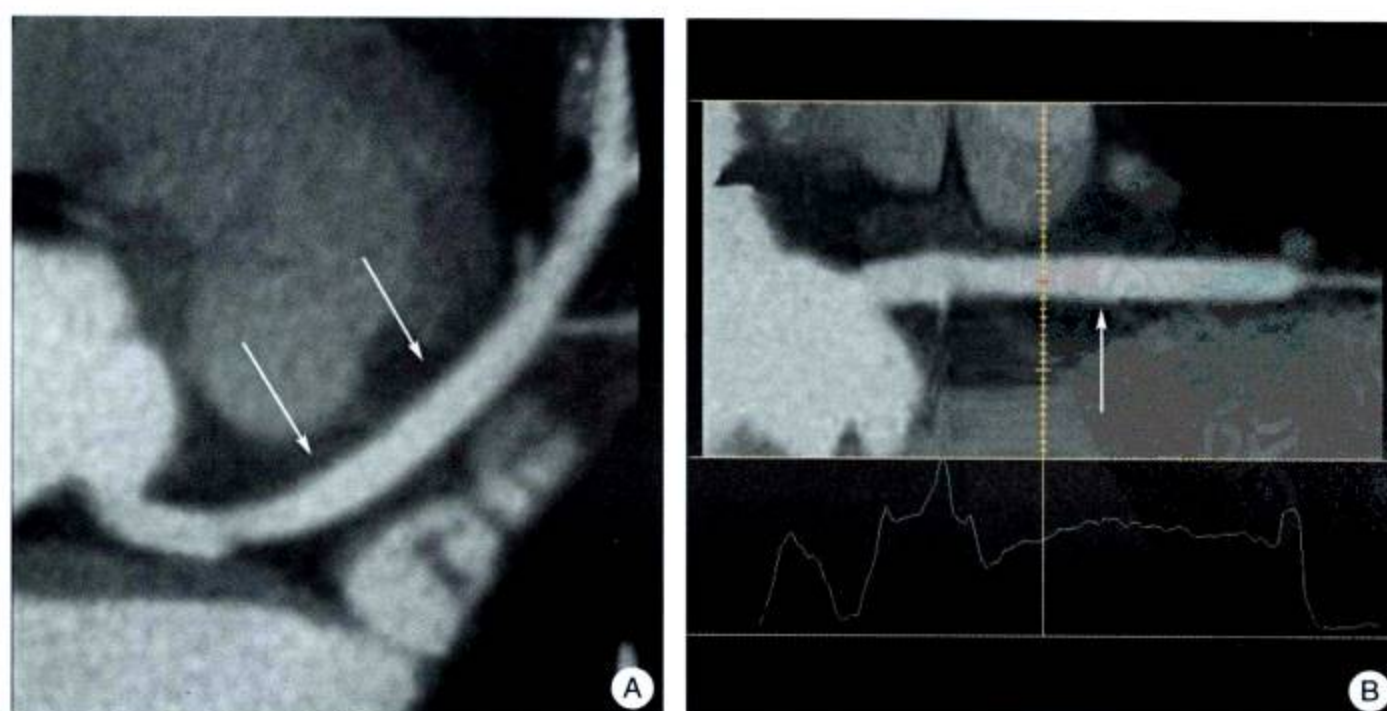


图 6-37 前降支扩张, 开口部为 7mm, 中远段直径 8mm (↑)



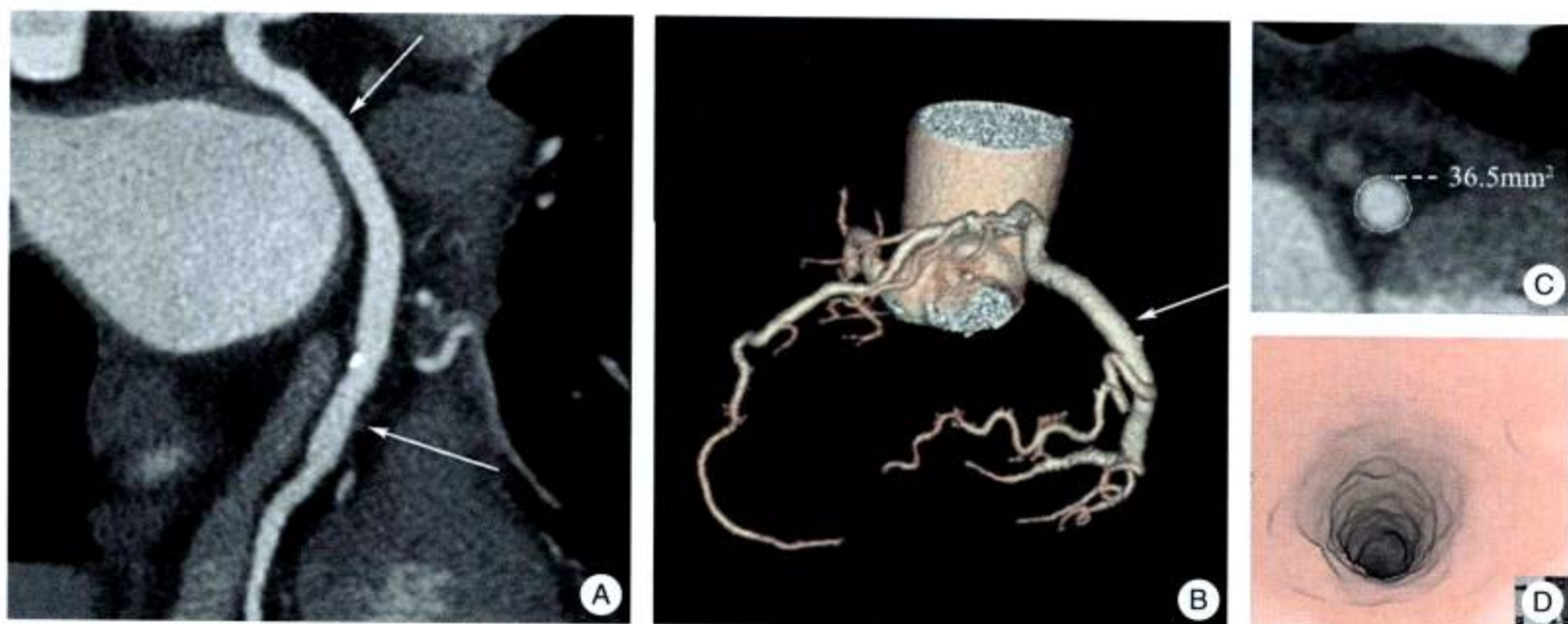


图 6-38 回旋支扩张并存钙化性斑块，开口部为 7.5mm，中段直径 8mm，远段为 5mm，中段截面积 36.5mm<sup>2</sup>

中老年冠状动脉瘤或扩张主要病因为动脉粥样硬化，其中包括“正性重构”。青少年多见于动脉炎（包括川崎病等）、先天性等。虽然管腔无狭窄，但由于管壁顺应性降低，流速减缓，影响心肌灌注，并且容易形成血栓，特别是动脉瘤血栓形成较常见（图 6-39）。

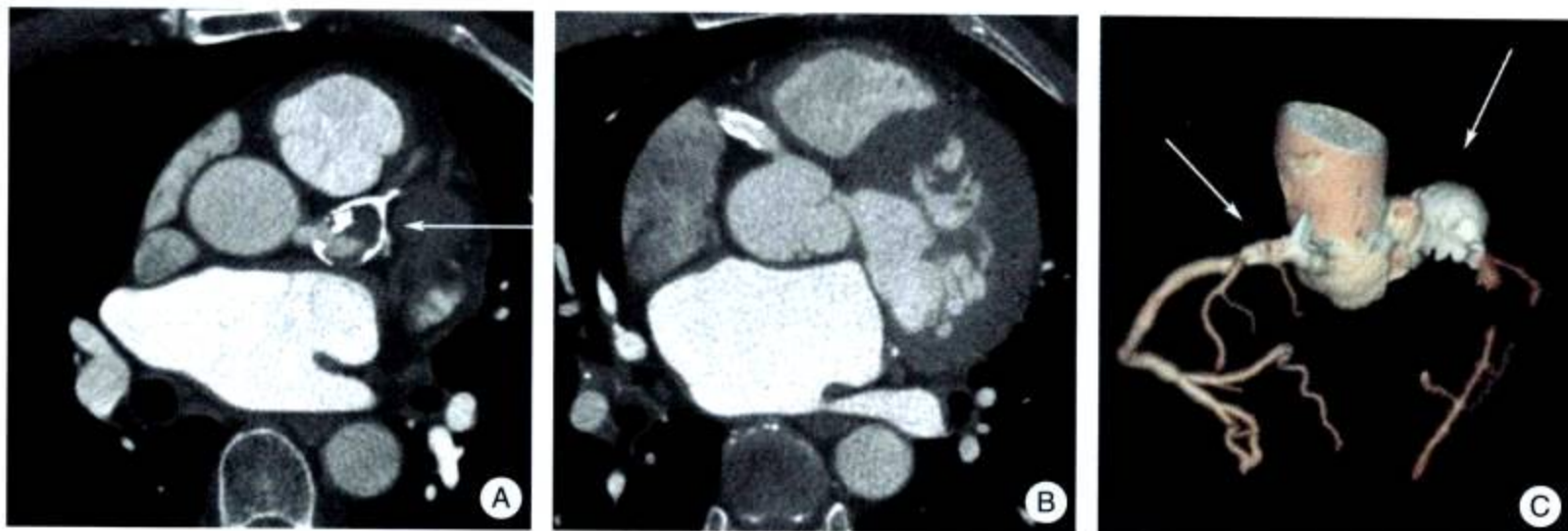


图 6-39 川崎病，前降支动脉近心段动脉瘤形成，瘤壁钙化其中有血栓形成（↑），右冠状动脉开口部管壁增厚、钙化，管腔狭窄

## 五、冠状动脉完全闭塞 MDCT 征象

冠状动脉粥样硬化斑块或（和）并存血栓栓塞、“易损斑块”破裂出血血栓形成可以造成管腔完全梗阻。CT 显示梗阻段无造影剂充盈，局部形态不规则，血栓形成的新鲜梗阻管径稍膨胀，CT 值约 20HU 左右。陈旧梗阻可有钙化形成（图 6-40～图 6-42）。

MDCT 有较高的密度分辨力及空间分辨力，使我们对血管壁特别是对斑块的分析明显优于冠状动脉造影，提供更多的诊断信息，让我们对认识冠心病、冠心病亚临床状态、冠心病防治工作有重要价值。因此，我们应重新认识根据选择性冠状动脉造影“金标准”形



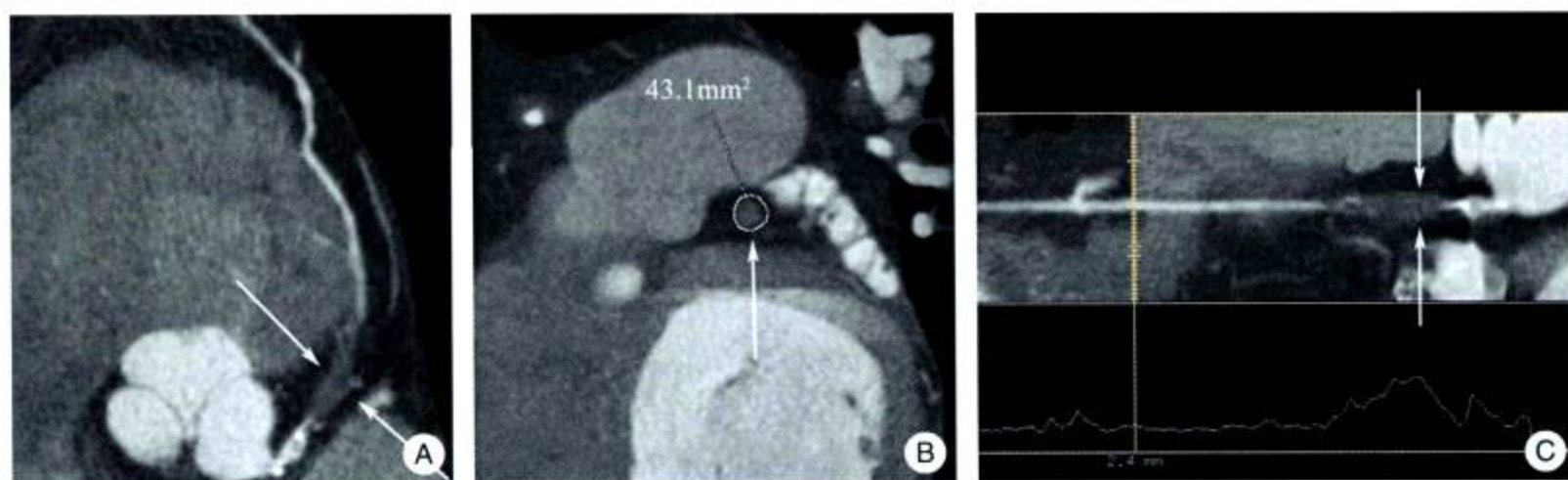


图 6-40 前降支开口-近心段完全梗阻，局部稍膨隆，截面积为  $43.1\text{mm}^2$ ，无造影剂充盈，CT 值： $21\text{HU}$  (↑)。中远段经侧支循环显影

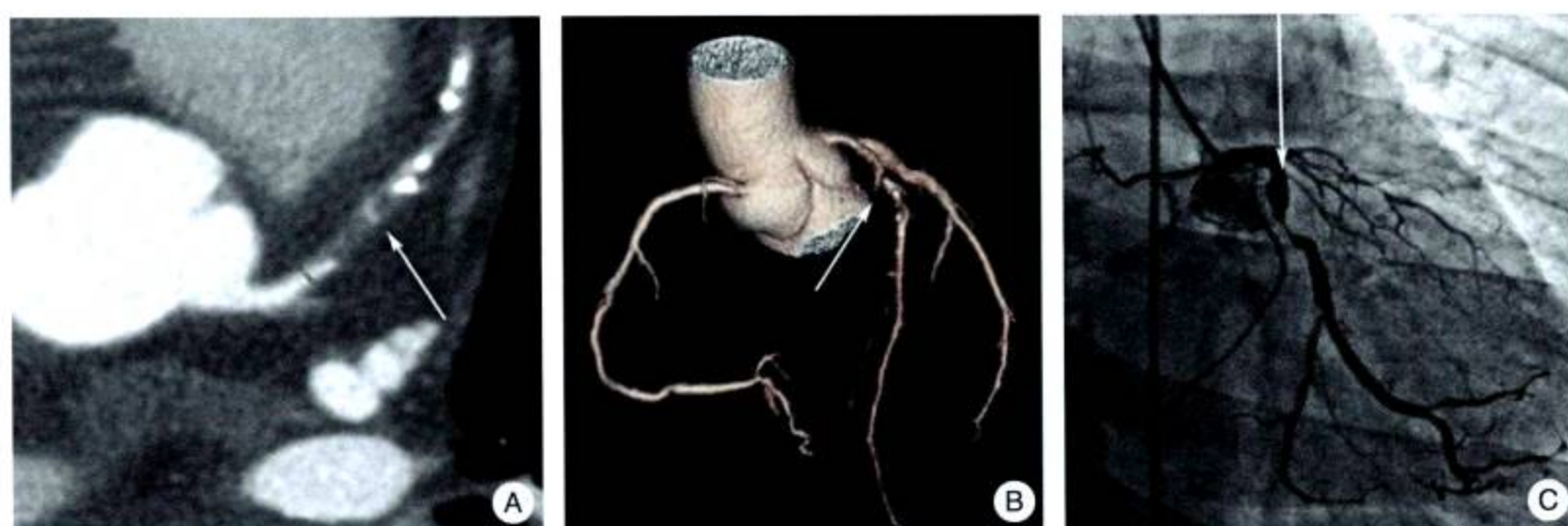


图 6-41 前降支近心段完全梗阻，密度不均、钙化，稍膨胀 (↑)。经造影证实

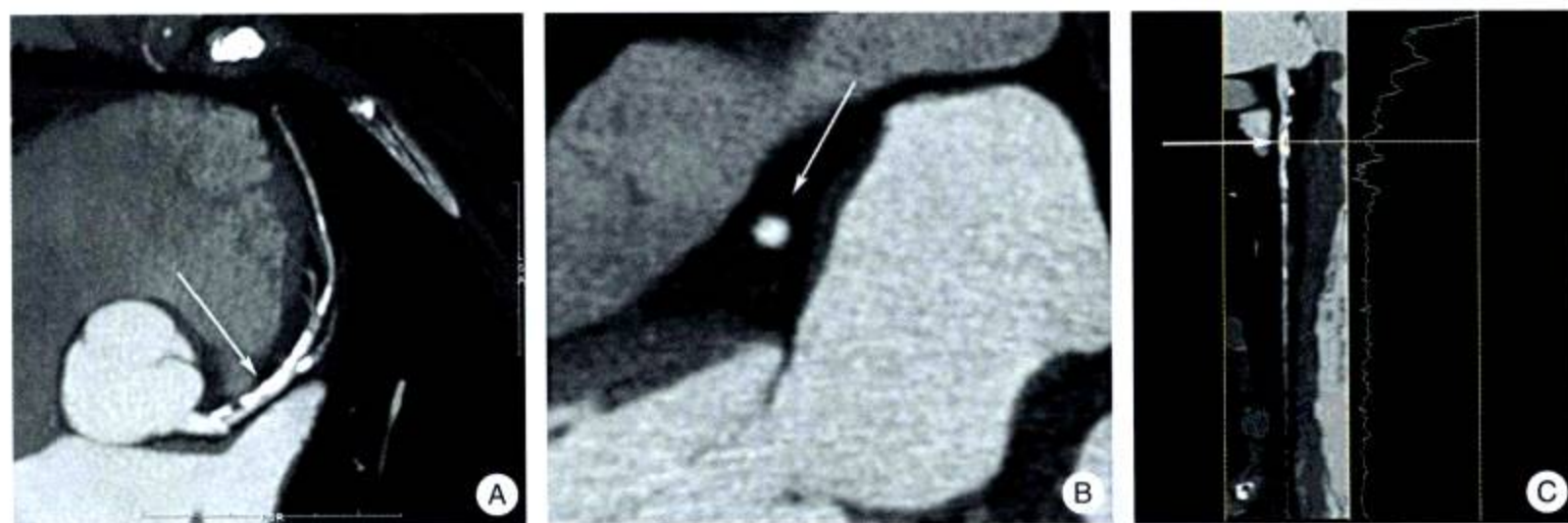


图 6-42 前降支近心段钙化性完全梗阻 (↑)，横断面高密度钙化、完全闭塞 (↑)，CT 值： $415\text{HU}$

成的冠心病概念，用 MDCT 冠状动脉成像新概念，重新认识动脉粥样硬化所致的冠状动脉病。

(戴汝平 王贵生 高建华)



## 参考文献

- 戴汝平. 1987. 冠状动脉扩张和动脉瘤. 中华放射学杂志, 21: 3~5
- 戴汝平. 2000. 心血管病 CT 诊断学. 北京: 人民卫生出版社
- 刘玉清. 2000. 心血管病影像诊断学. 合肥: 安徽科学技术出版社
- 毛定飙, 张国桢等. 2005. 多层螺旋 CT 冠状动脉成像. 北京: 科学技术文献出版社
- 邵耕, 胡大一. 2006. 现代冠心病. 第二版. 北京: 北京大学医学出版社
- Andreas HM, Joachim EW, Ralf K. et al. 2005. Multislice Spiral Computed Tomography of the Heart: Technique, Current Applications, and Perspective. Cardio Vascular and Interventional Radiology, 28: 388~399
- Arroyo LH, Lee RT. 1999. Mechanisms of plaque rupture: mechanical and biologic interactions. Cardiovasc Res, 41: 369~375
- Burke GL, Evans GW, Riley WA et al. 1995. Arterial wall thickness is associated with prevalent cardiovascular disease in middle-aged adults: the Atherosclerosis Risk in Communities (ARIC) Study. Stroke, 26: 386~391
- Falk E. 1992. Why do plaques rupture? Circulation, 86 (suppl 6): III 30~ III 42
- Farb A, Burke AP, Tang AL et al. 1996. Coronary plaque erosion without rupture into a lipid core. Circulation, 93: 1354~1363
- Gronholdt MM. 1999. Ultrasound and lipoproteins as predictors of lipid-rich, rupture-prone plaques in the carotid artery. Arterioscler Thromb Vasc Biol, 19: 2~13
- Harpreet KP, Thomas GF, Frank M C. et al. 2003. Current Concepts in Multi-Detector Row CT Evaluation of the Coronary Arteries: Principles, Techniques, and Anatomy. Radio Graphics, 23: s111~s125
- Jaydip Datta MD, Charles MRC MD, Kirk WBeach MD, PhD. 2005. Anomalous Coronary Arteries in Adults: Depiction at Multi-Detector Row CT Angiography Radiology. November, 812~817
- Kullo IJ, Edwards WD, Schwartz RS. 1998. Vulnerable plaque: pathobiology and clinical implications. Ann Intern Med, 129: 1050~1060
- Langlois YE, Roederer GO, Strandness DE Jr. 1987. Vascular ultrasound: ultrasonic evaluation of the carotid bifurcation. Echocardiography, 4: 141~159
- Libby P. 1998. The interface of atherosclerosis and thrombosis: basic mechanisms. Vasc Med, 3: 225~229
- Mann JM, Davies MJ. 1996. Vulnerable plaque: relation of characteristics to degree of stenosis in human coronary arteries. Circulation, 94: 928~931



# 第 7 章 选择性冠状动脉造影与 MDCT 冠状动脉成像

## 第一节 选择性冠状动脉造影

64 排 MDCT 时间分辨力、空间分辨力进一步提高, 实现了各向同性成像, 技术的进步使临床可评估率有明显提高, 冠状动脉的无创检查步入了新的阶段。但是, 选择性冠状动脉造影是冠状动脉病诊断的“金标准”, MDCT 冠状动脉成像诊断的可靠性需要与选择性冠状动脉造影进行对照研究, 加以评价。

### 一、选择性冠状动脉造影方法

1. **Sones 法** 1959 年, Sones 首先开创了选择性冠状动脉造影, 方法: 采用切开右肱动脉, 插入 Sones 导管 (5.5F), 单支导管间做左右冠状动脉及左室造影。对于髂股动脉狭窄—梗阻者, 可以选用本法。

2. **Judkin 法** 经皮穿刺右股动脉, 经导丝导入 Judkin 导管 (分左、右冠状动脉 3.5、4、5 数种类型), 分别做左、右冠状动脉造影。对于髂股动脉狭窄—梗阻者, 不适于本法。

3. **经桡动脉法** 经皮穿刺桡动脉, 经套管导丝导入 Judkin 导管或 Amplatz 导管, 分别做左、右冠状动脉造影。对于桡动脉直径  $< 2\text{mm}$  者, 不适于本法。

### 二、选择性冠状动脉造影所见

#### (一) 左冠状动脉常用造影体位

1. **左前斜  $45^\circ$**  可以清楚展示前降支及其分支对角支; 左回旋支及其分支钝缘支, 此体位对左主干、前降支与回旋支分叉部有短缩或重叠 (图 7-1)。

2. **左前斜  $45^\circ$  + 头位  $30^\circ$**  此体位可以弥补上述左前斜位的不足, 充分展开和拉长左主干、前降支与回旋支分叉部有短缩或重叠 (图 7-2)。

3. **右前斜位  $30^\circ$**  用以观察左主干、前降支及其分支全貌。可以观察回旋支及其分支钝缘支 (图 7-3)。

4. **右前斜位  $20^\circ$  + 足位  $20^\circ$**  用以观察左主干、前降支及其分支全貌。但是对角支近端与对前降支有重叠。利于回旋支及其钝缘支的观察 (图 7-4)。



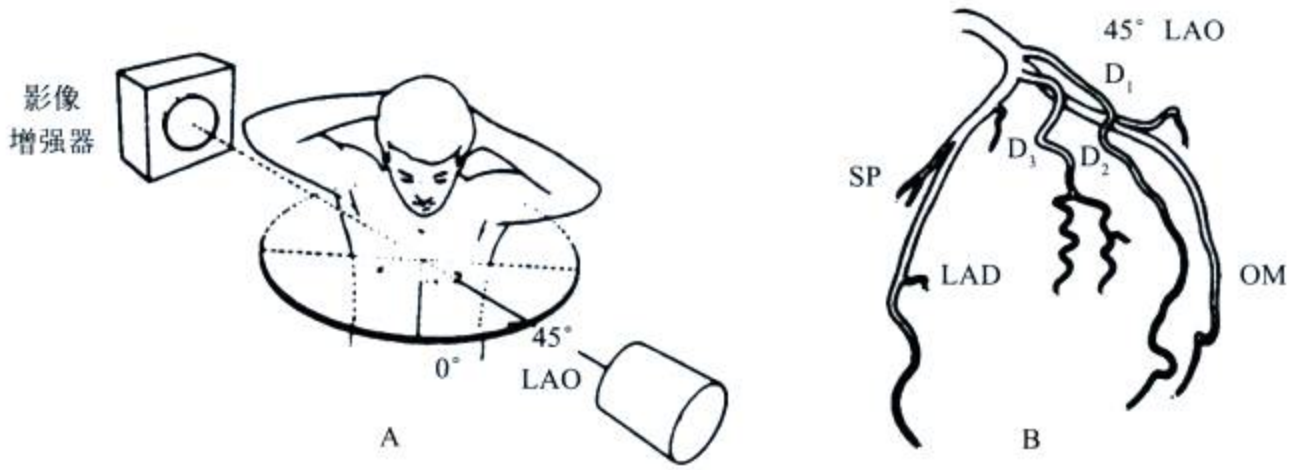


图 7-1 左冠状动脉左前斜 45°

LAO: 左前斜位; LAD: 前降支; SP: 间隔支; D: 对角支; OM: 钝缘支

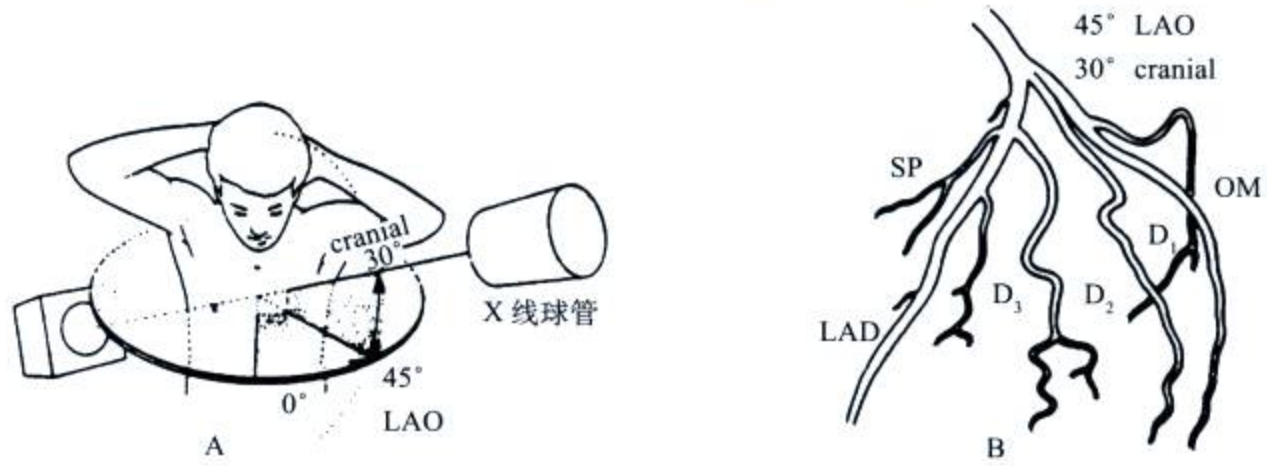


图 7-2 左冠状动脉左前斜 45° + 头位 30°

cranial: 头侧, 其余同前

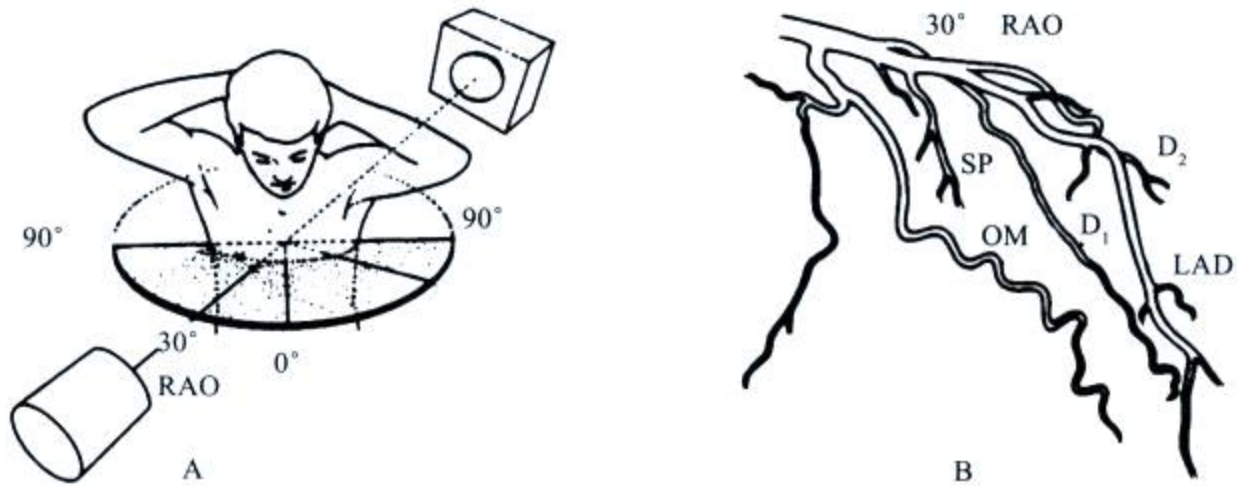


图 7-3 左冠状动脉右前斜 30°

RAO: 右前斜位, 其余同前

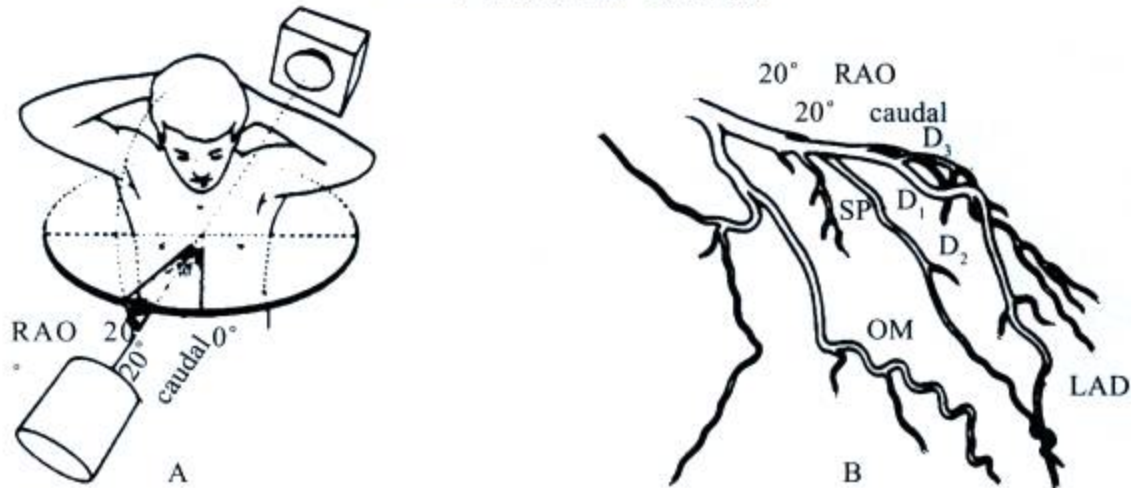


图 7-4 左冠状动脉右前斜 20° + 足位 20°

caudal: 足侧, 其余同前



5. 右前斜位  $20^\circ$  + 头位  $20^\circ$  用以观察左主干、前降支及其分支全貌，减少对角支近端与对前降支的重叠。不利于回旋支及其钝缘支的观察（图 7-5）。

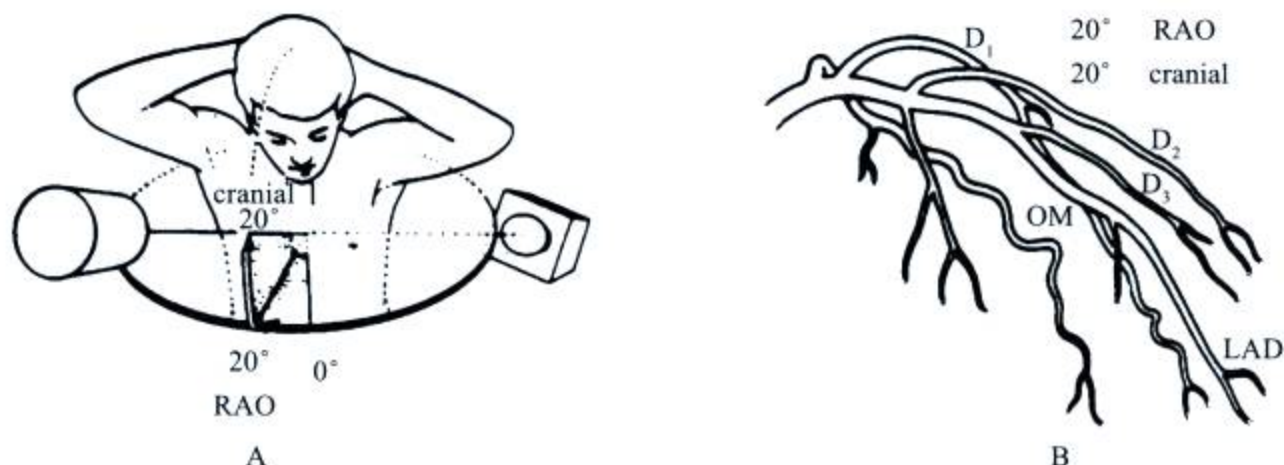


图 7-5 左冠状动脉右前斜  $20^\circ$  + 头位  $20^\circ$   
cranial: 头侧, 其余同前

6. 左前斜位  $50^\circ$  + 足位 (caudal)  $30^\circ$  又称“蜘蛛”位 (spider view): 观察左主干, 前降支近段, 第一对角支, 回旋支近段 (图 7-6)。

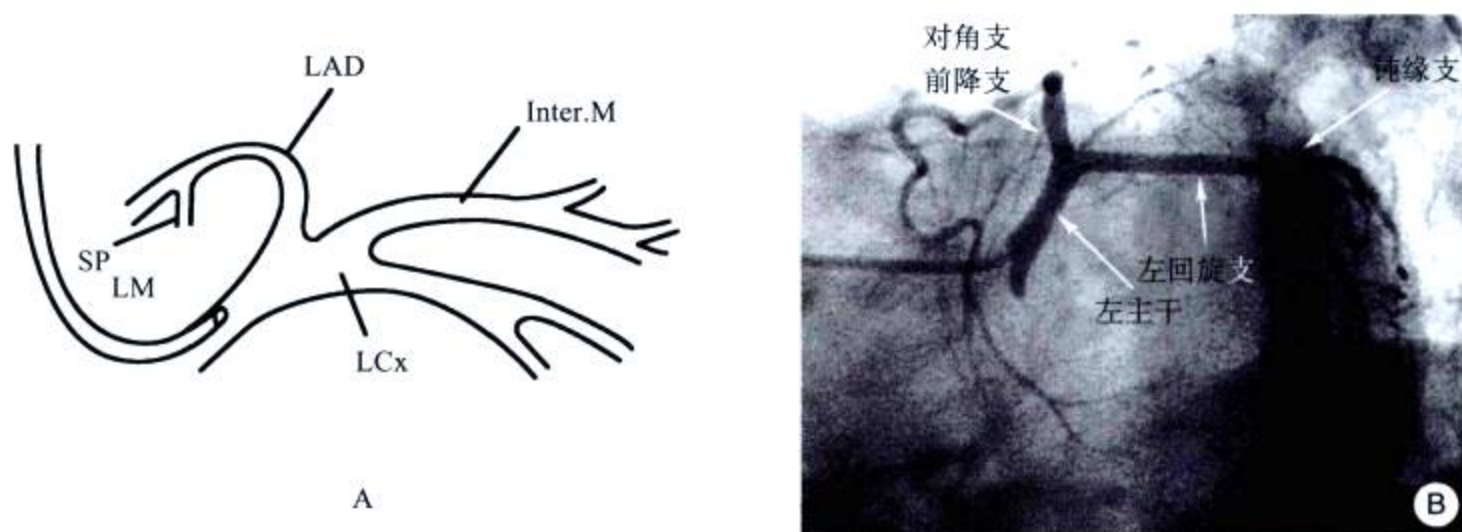


图 7-6 左冠状动脉“蜘蛛”位  
LM: 左主干; LAD: 前降支; LCx: 左回旋支; Inter.M: 中间支; SP: 间隔支

## (二) 右冠状动脉常用造影体位及影像分析

1. 左前斜位  $45^\circ$  展示右冠状动脉全貌及其主要分支，但是锐缘支及其末端分支短缩 (图 7-7)。

2. 左前斜位  $45^\circ$  + 头位  $30^\circ$  观察右冠状动脉全貌，其末端分支后降支及左室后支展示良好，是解决上述体位末梢段短缩的最佳体位 (图 7-8)。

3. 右前斜位  $55^\circ$  观察右冠状动脉第一与第二转折之间的中段，其末段分支后降支展示良好。

## 三、冠状动脉各种供血类型

1. 右优势型 左心室后壁 (包括室间隔下  $1/3$ ) 由右冠状动脉供血 (图 7-10)。



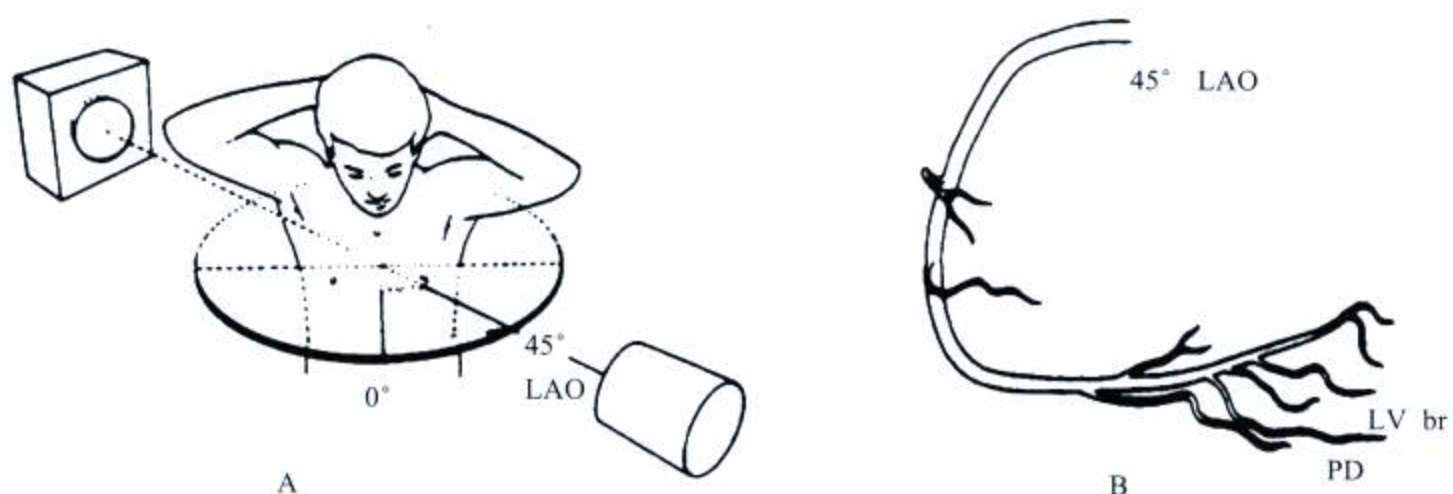


图 7-7 右冠状动脉左前斜 45°  
LAO: 左前斜位; PD: 后降支; LV br: 左室后支;

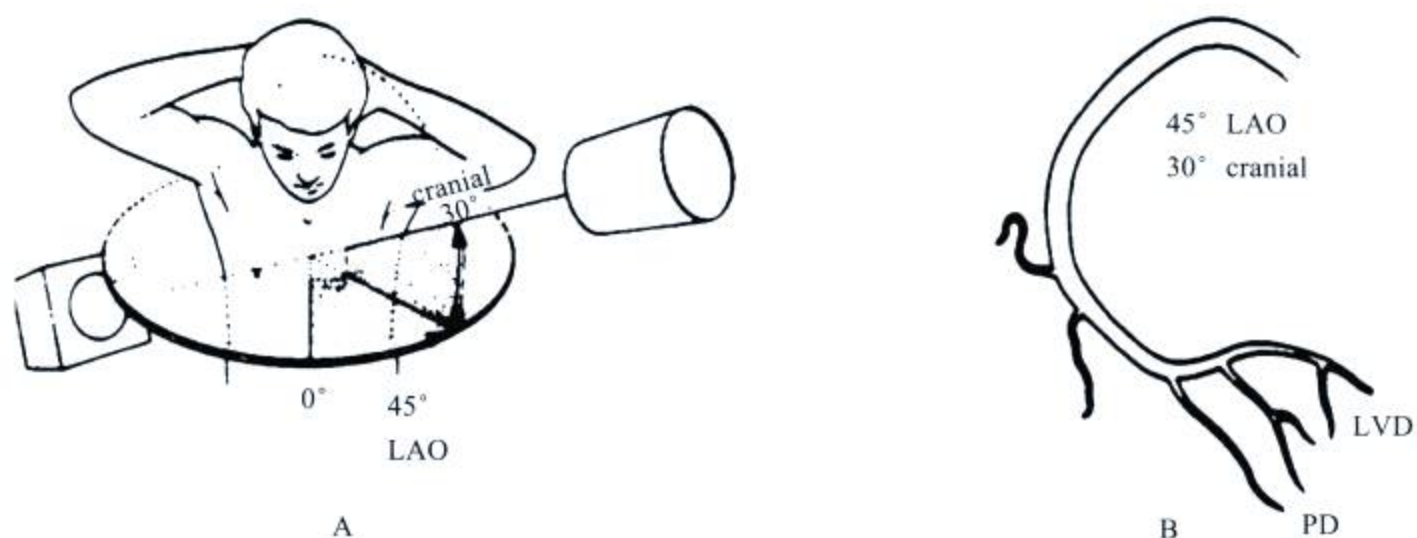


图 7-8 右冠状动脉左前斜 45° + 头位 30°  
cranial: 头位; PD: 后降支; LVD: 左室后支; LAO: 左前斜位

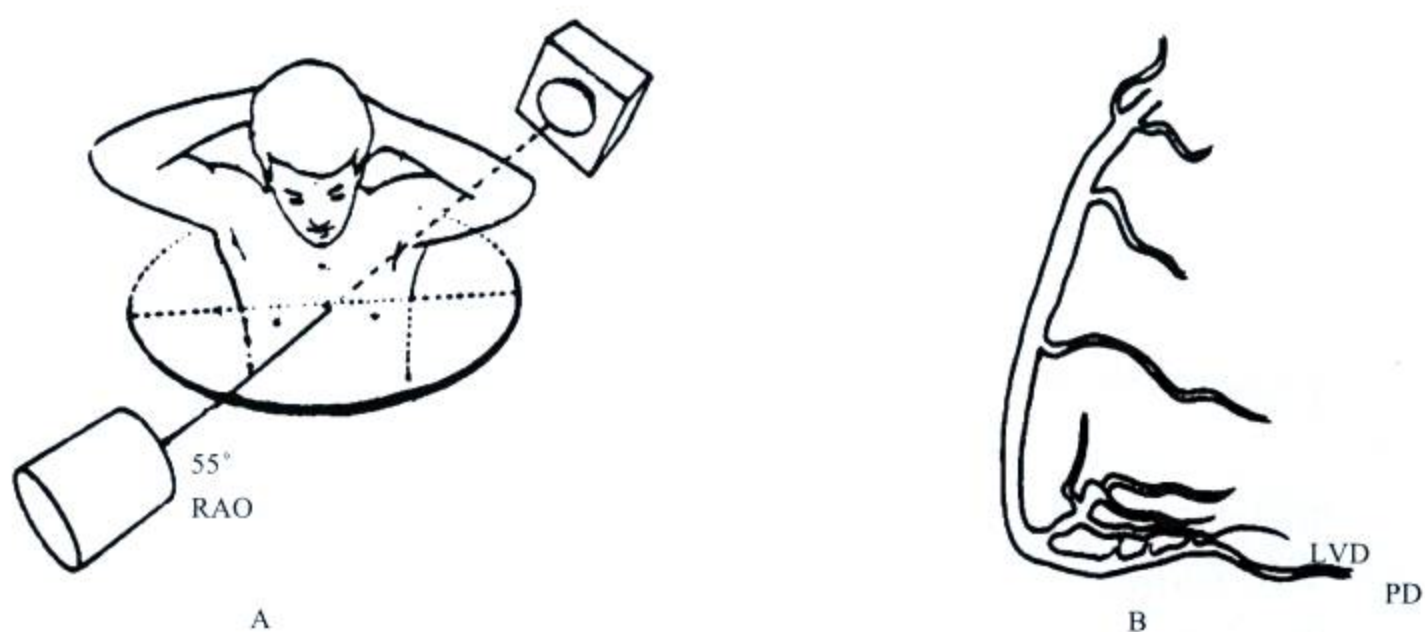


图 7-9 右冠状动脉右前斜 55°  
RAO: 右前斜位; PD: 后降支; LVD: 左室后支

2. 均衡型 左心室后壁（包括室间隔下 1/3）由左、右冠状动脉共同供血（图 7-11）。
3. 左优势型 左心室后壁（包括室间隔下 1/3）由左冠状动脉供血（图 7-12）。



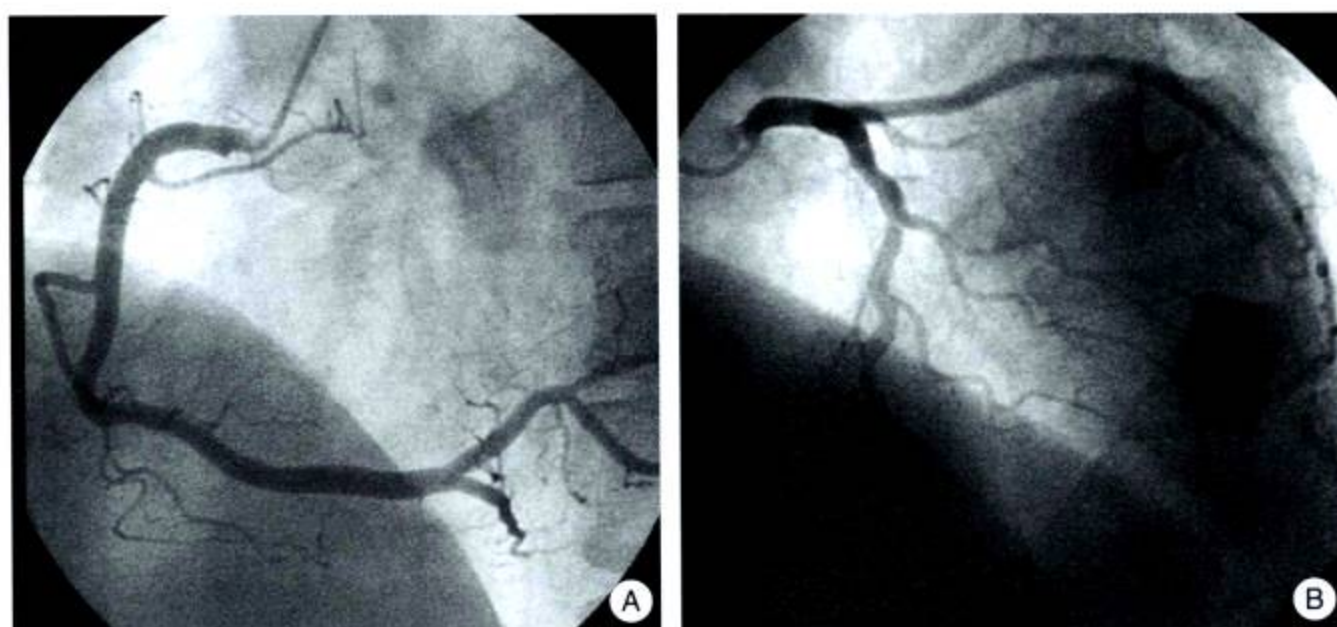


图 7-10 右优势型，右冠状动脉发出后降支及左室后支供左心室后壁（包括室间隔下 1/3）。左回旋支相对较小

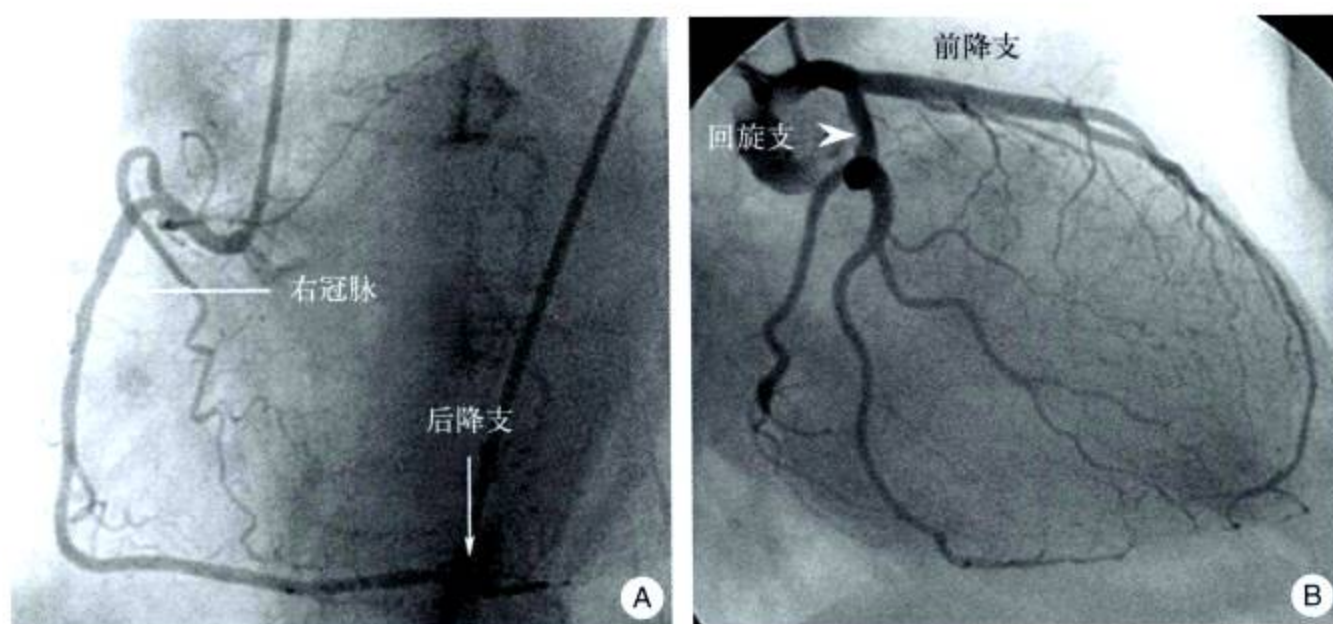


图 7-11 均衡型，右冠状动脉发出后降支及左回旋支发出左室后支共同供给左心室后壁（包括室间隔下 1/3）

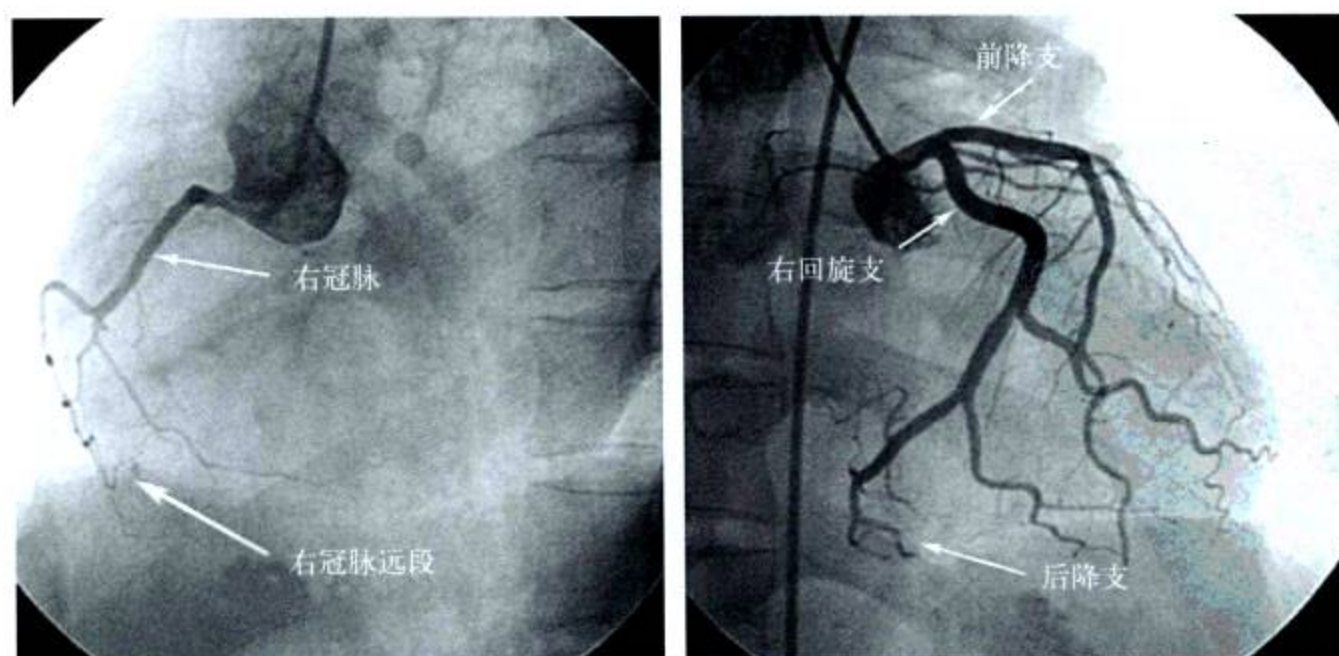


图 7-12 左优势型，左冠状动脉回旋支发出后降支及左室后支供左心室后壁（包括室间隔下 1/3）。左回旋支粗大，右冠状动脉较小



## 四、冠状动脉粥样硬化基本病变造影征象

### (一) 基本病变造影征象

根据选择性冠状动脉造影，冠状动脉粥样硬化基本病变的造影征象：

- (1) 动脉粥样斑块所致管腔不规则，半圆形“充盈缺损”或轻度偏心性狭窄。
- (2) 斑块、内膜增厚、附壁血栓等造成管腔不同程度狭窄或完全阻塞，重度狭窄及阻塞常伴有血栓及其后遗病变。以上两项是冠状动脉粥样硬化造影主要征象占90%以上。
- (3) 冠状动脉扩张或动脉瘤形成，检出率可达7%，以右冠状动脉为多见，其次为左主干、前降支及左回旋支（图7-13）。
- (4) 冠状动脉痉挛，造影能证明仅占0.2%~3.4%（图7-14）。
- (5) 动脉粥样硬化斑块溃疡，造影时可见斑块基础上的“龛影”。
- (6) 血栓形成或栓塞，造影表现为杯口状的完全或次全阻塞，或圆状“充盈”缺损。
- (7) 冠状动脉夹层。
- (8) 冠状动脉梗阻再通。
- (9) 冠状动脉钙化，影像增强透视等检出率仅为20%。
- (10) 侧支循环形成，检出率约占38%。不属于冠状动脉粥样硬化基本征象，为重度狭窄不完全梗阻的继发改变，是有意义的征象。

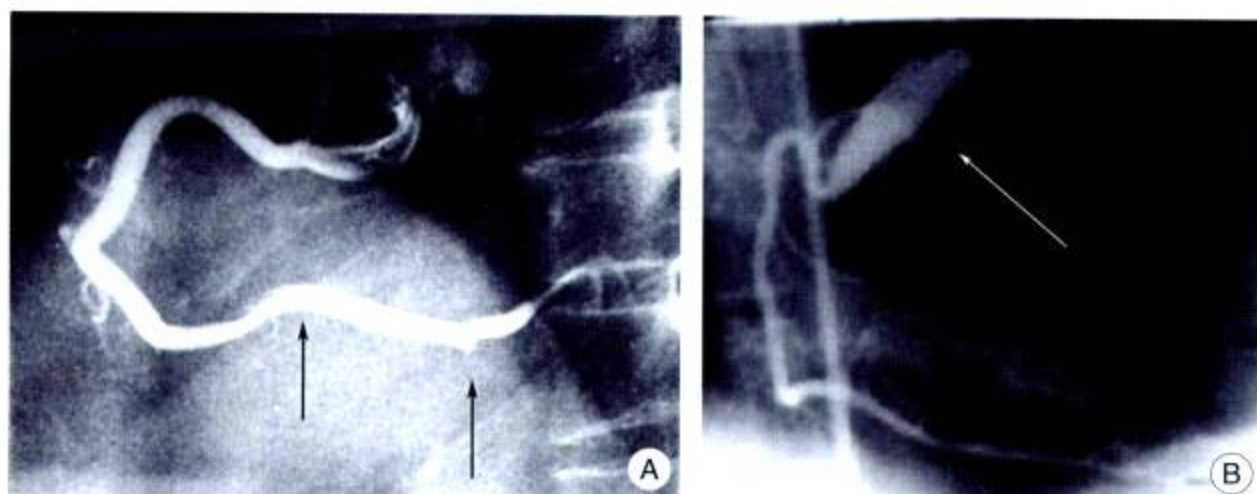


图7-13 冠状动脉夹层，远段管腔增粗，形成双腔（A↑）；右冠状动脉瘤（B↑）

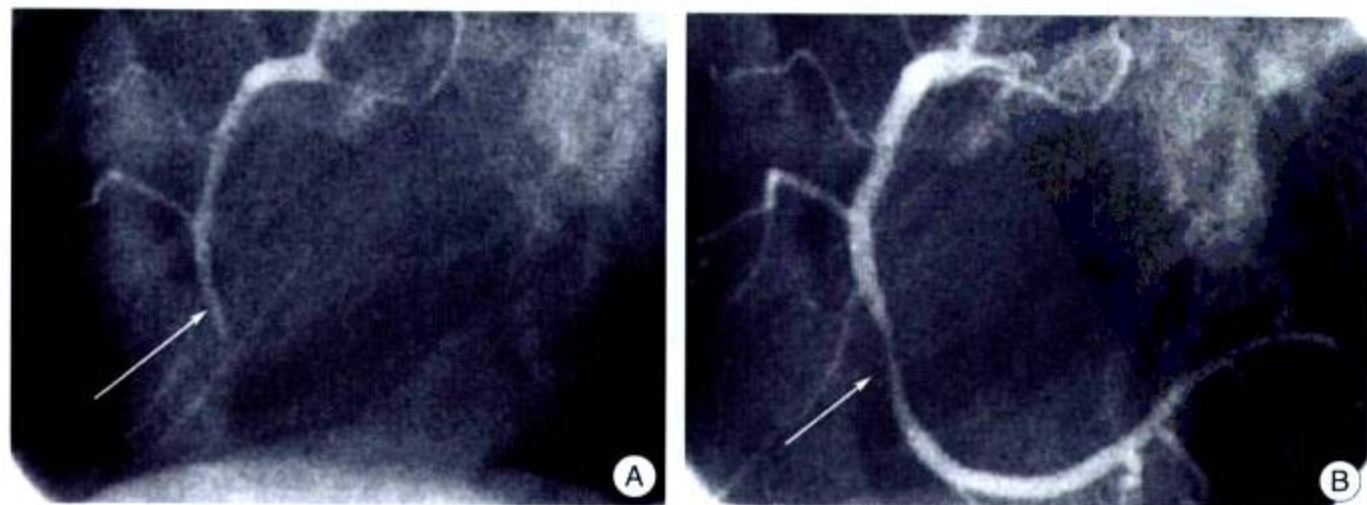


图7-14 变异性心绞痛，冠状动脉痉挛

- A. 右冠状动脉造影中段“闭塞”；B. 冠状动脉内注入硝酸甘油后造影，血管开通、增粗，中远段显影，中段固定性狭窄始终存在（↑）



## （二）冠状动脉病变分布

根据Proudfit等1000例冠状动脉造影分析,前降支受累占82.5%,右冠状动脉为72.9%,左回旋支为66%,左主干11.5%。

(1) 左主干有意义狭窄约占8%~14%,同时多累及前降支和左回旋支开口,导致多支病变,因此,左主干病变具有更大的危险性。

(2) 前降支病变90%好发于第一间隔支开口附近的近心段。病变累及与保留第一间隔支为提供侧支循环,可直接影响预后,死亡率可相差3倍。

(3) 右冠状动脉发病率占第二位,好发于近1/3段或未梢1/3段。约1/3病例呈弥漫性病变。

(4) 左回旋支发病率占第三位,以近中段并波及钝缘支开口部为多见。

## 第二节 冠状动脉造影与MDCT冠状动脉 成像比较

### MDCT与冠状动脉造影对检出冠状动脉斑块的评价

#### （一）选择性冠状动脉造影是诊断冠状动脉病的“金标准”

目前,冠状动脉造影仍是诊断冠状动脉狭窄的“金标准”,但只是依据造影剂充盈观察内腔,以内腔的充盈缺损或狭窄程度诊断,不能判断冠状动脉粥样硬化斑块性质,不能观察血管壁。

MDCT能够解决这一问题,不仅能显示内腔,也可以显示血管壁,可以深入分析斑块的成分和特点,可以发现易损斑块(图7-15~图7-17)。正常冠状动脉壁在MDCT上一般不显示或为细线状。I、II型病变目前MDCT的分辨力尚不能显示。III型可显示为管壁的浅薄的低密度灶。IV、VI型病变均为边界清楚的低密度灶或混合性斑块(即钙化与低密度影混杂),管壁隆起、管腔狭窄;斑块表面凹凸不平时提示有溃疡形成;钙化灶-钙化性斑块。如果管腔充满血栓完全梗阻,表现为冠状动脉局部增粗并呈低密度,管壁增厚呈高密度环形影。MDCT还可借助虚拟内镜技术对管壁和斑块表面的情况进行观察。

#### （二）冠状动脉狭窄MDCT与冠状动脉造影对照研究

文献报道冠状动脉狭窄MDCT与冠状动脉造影对照研究,MDCT检出冠状动脉狭窄的敏感性约为78%~85%,特异性为76%~98%。王照谦等采用16层MDCT对55例病人的冠状动脉568节段(直径 $\geq 2$  mm)进行对照研究,CT图像能够满足管腔评价为492节段(占86.6%),对照研究结果:CT显示中度或中度以上狭窄的敏感性和特异性分别为87.5%和97.2%,阳性和阴性预测值分别为82.4%和98.1%;对高度狭窄的敏感性和特异性分别为91.6%



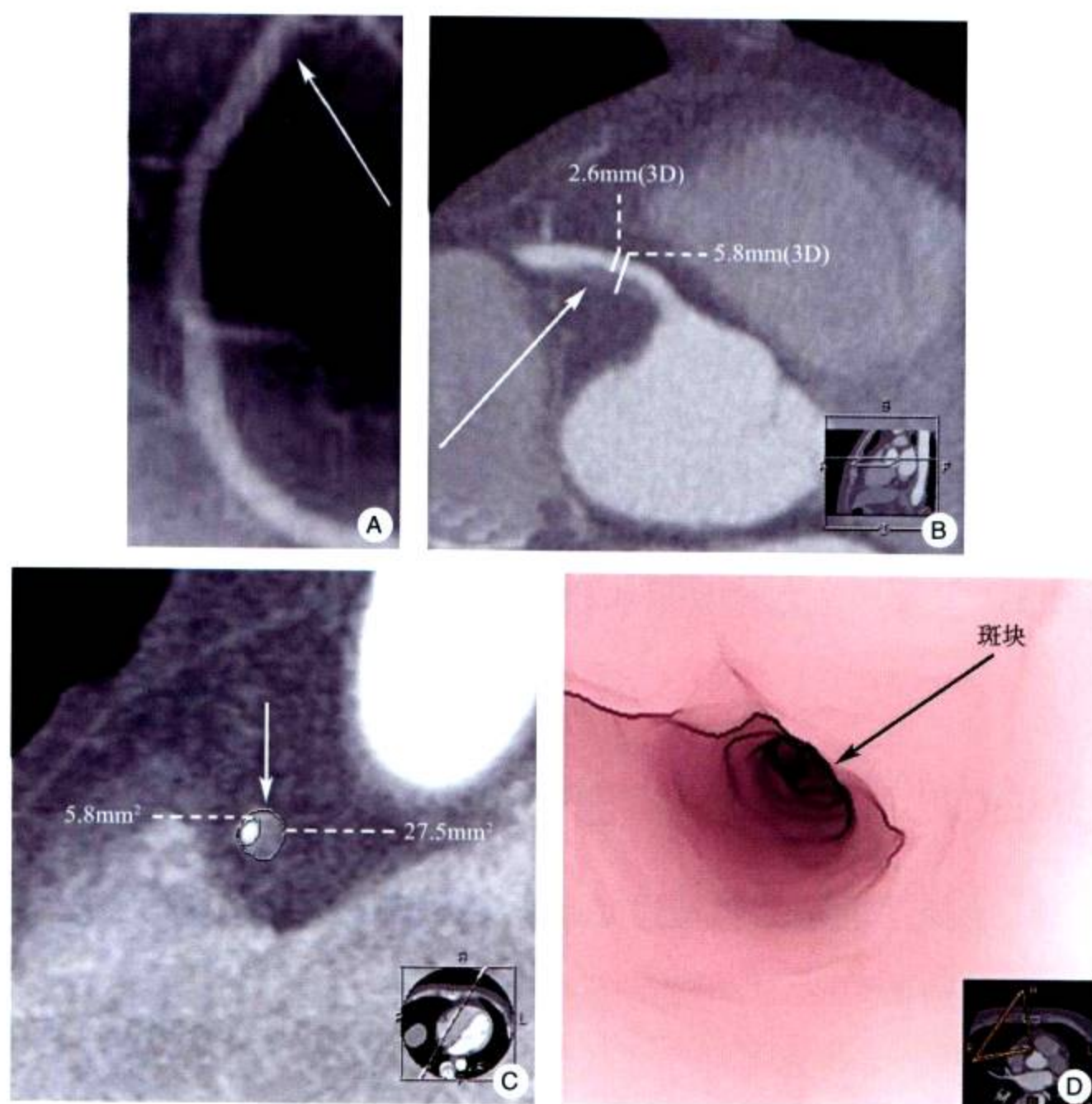


图 7-15 易损斑块

造影显示右冠状动脉近端中度狭窄 MDCT 示低密度软斑块 CT 值: 37HU, 管径: 56mm, 狭窄管径: 2.6mm, 直径狭窄率为 54%, 面积狭窄率为 80%。斑块特点应考虑是“易损斑块”

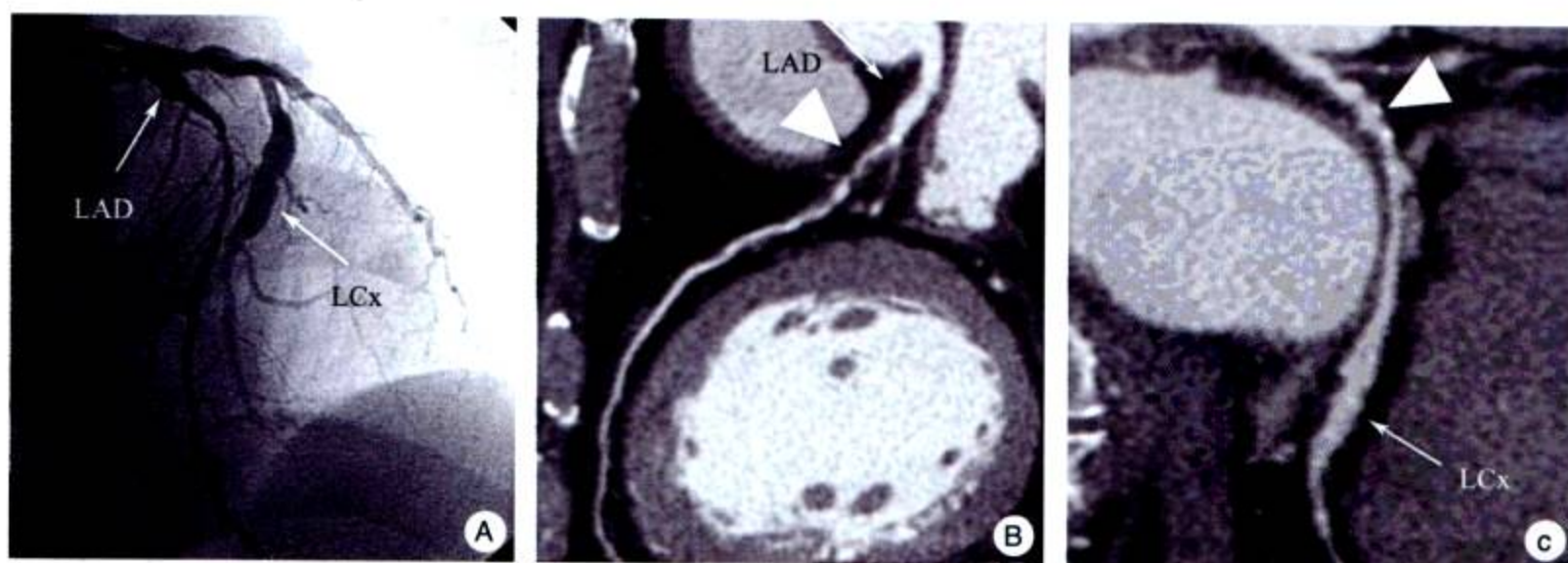


图 7-16 冠状动脉瘤样扩张

A. 造影显示前降支近心段瘤样扩张 (LAD ↑), 中段管腔不规则; 回旋支中段瘤样扩张 (LCx ↑)。近端中度狭窄。  
B. MDCT 示降支近心段瘤样扩张 (LAD ↑), 其后段低密度软斑块 (▲); C. MDC 示回旋支中段瘤样扩张 (LCx ↑), 近心段多发混合性斑块, 管腔不规则 (▲)





图 7-17 冠状动脉弥漫性不规则扩张

A. 造影显示右冠状动脉弥漫性不规则扩张，后降支开口部未见狭窄（↑）；B、C. MDCT 示右冠状动脉弥漫性不规则扩张，后降支开口部见狭窄（↑）

和 98.7%，阳性和阴性预测值分别为 84.6% 和 99.3%。黄美萍等比较了 105 例病人，分析了 1365 个节段，其中 1144 个节段满足诊断， $\geq 50\%$  狭窄 MDCT 的敏感性、特异性、阳性预测值、阴性预测值分别为 85.7%、97.9%、93.0%、95.5%。Henschmid 等进行了 16 排 MDCT 冠状动脉成像（血管直径  $\geq 2\text{mm}$ ）与导管法冠状动脉造影对照，结果：中度或中度以上狭窄的敏感性和特异性分别为 95% 和 86%，阳性和阴性预测值分别为 80% 和 97%。

我们一组连续 30 例临床怀疑冠心病的患者（男 21 例，女 9 例，平均年龄 54.6 岁）行 64MDCT 冠状动脉成像检查，同期行选择性冠状动脉造影（SCA）。64MDCT 检查患者心率控制在 75 次/分以下。精确测定肘静脉—主动脉的循环时间，确定扫描延迟时间。在回顾性心电门控下进行冠状动脉扫描：扫描范围自气管隆突下至心脏膈面，层厚 0.625mm，螺距 0.22~0.26。以同样速度注入造影剂约 70ml，随后注入生理盐水 30ml。根据受检者检查时心率确定扫描重建方式，心率 50~75 次/分采用 snapshot segment 方式；76~113 次/分采用 snapshot segment+burst 方式。两种扫描方式均使用噪声过滤器，以降低噪声，减少伪影。原始数据均行容积再现（VR）、曲面重组（CPR）、最大密度投影（MIP）及横断面重建。

两种冠状动脉检查均根据美国心脏病协会指南，将冠状动脉分成 15 段进行分析。冠状动脉狭窄评价标准：①无狭窄；②轻度狭窄（ $\leq 50\%$ ）；③中度狭窄（51%~75%）；④重度狭窄（76%~99%）；⑤完全梗阻（100% 梗阻）。两组采用双盲法，由有经验的影像诊断医生和心内科医生分别对冠状动脉做出评估。以选择性冠状动脉造影（SCA）结果为金标准，应用 Spss10.0 对所得数据进行统计学分析，得到 64MDCT 检出冠状动脉狭窄的敏感性、特异性、阳性预测值、阴性预测值和精确度。对组间的差异行  $\chi^2$  检验， $P < 0.05$  视为有统计学意义。

对照研究结果：30 例中，SCA 显示的冠状动脉直径  $\geq 2\text{mm}$  的 396 节段图像中，64MDCT 清楚显示 385 节段可进行评估，可评估率为 97.2%，11 节段因扫描过程中心率改变出现运动伪影、个别因造影剂充盈欠佳等因素导致图像质量欠佳而不能满足诊断要求。在可进行对照分析的 385 节段，两种方法评估冠状动脉狭窄结果中 372 节段两者完全一致，8 节段



64MDCT 显示管壁有钙化性和（或）非钙化性斑块管腔轻度狭窄而 SCA 显示正常，1 节段 MDCT 显示正常而 SCA 显示中度狭窄，3 节段重和中度狭窄的评估两者结果不一致，1 节段 MDCT 显示完全闭塞而 SCA 显示重度狭窄。64MDCT 检出  $\geq 50\%$  狭窄的冠状动脉总节段数与 SCA 相近，为 73/74， $< 50\%$  轻度狭窄的检出二者为 27/19。对 64MDCT 和 SCA 检出  $\geq 50\%$  狭窄的冠状动脉总节段数进行  $\chi^2$  处理， $\chi^2=1.58$ ， $P>0.05$ ，二者无差异显著性。结果见表 7-1。

表 7-1 SCA 及 64MDCT 检出冠状动脉狭窄分析

	冠状动脉狭窄程度分级					合计
	无狭窄	轻度	中度	重度	完全闭塞	
CT	285	27	42	20	11	385
造影	292	19	43	21	10	385

以冠状动脉造影结果为“金标准”，评价 64MDCT 检出冠状动脉狭窄的敏感性、特异性、阳性预测值以及阴性预测值见表 7-2。

表 7-2 64MDCT 检出冠状动脉狭窄评价

	真阳性	真阴性	假阳性	假阴性	敏感性	特异性	阳性预测值	阴性预测值
MDCT	92	284	1	8	98.92%	97.26%	92%	99.65%
					(92/93)	(284/292)	(92/100)	(284/292)

本组 64MDCT 检出冠状动脉狭窄的敏感性为 98.92%、特异性为 97.26%、阳性预测值为 92%，阴性预测值为 99.65%。以 64MDCT 可评估率 97.2% 进行修正，64MDCT 实际检出冠状动脉狭窄的敏感性、特异性、阳性预测值以及阴性预测值分别为 96.22%、94.56%、89.44% 和 96.88%。对于  $\geq 50\%$  冠状动脉中、重度狭窄以及完全闭塞检出的准确率为 95.90%。图 7-18 ~ 图 7-21 显示了冠状动脉 MDCT 成象与冠状动脉造影的对比。

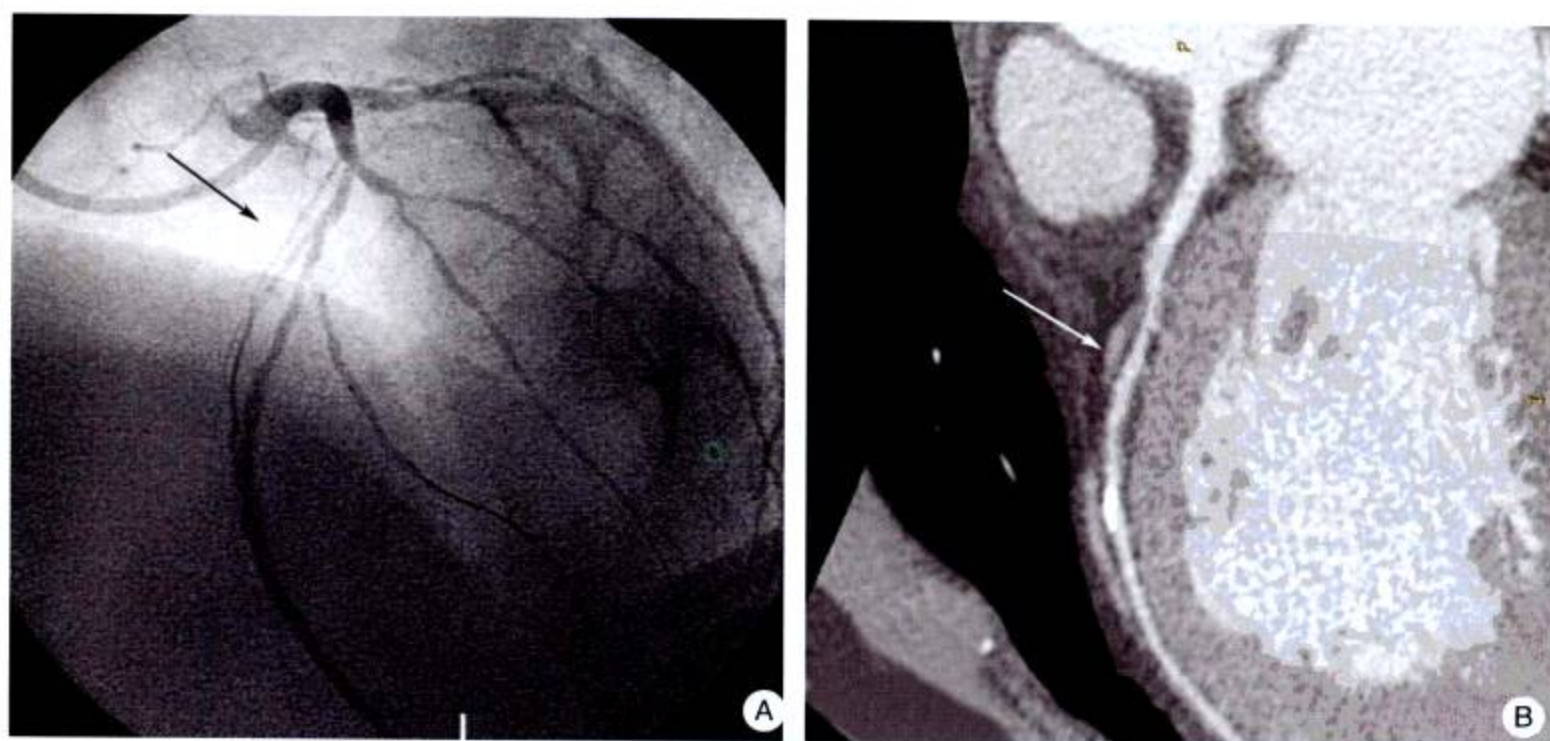


图 7-18 冠状动脉纤维性斑块

男，55 岁，16MDCT 显示前降支中段（第 7 段）纤维性斑块，管腔重度狭窄，与冠状动脉造影结果一致（↑）



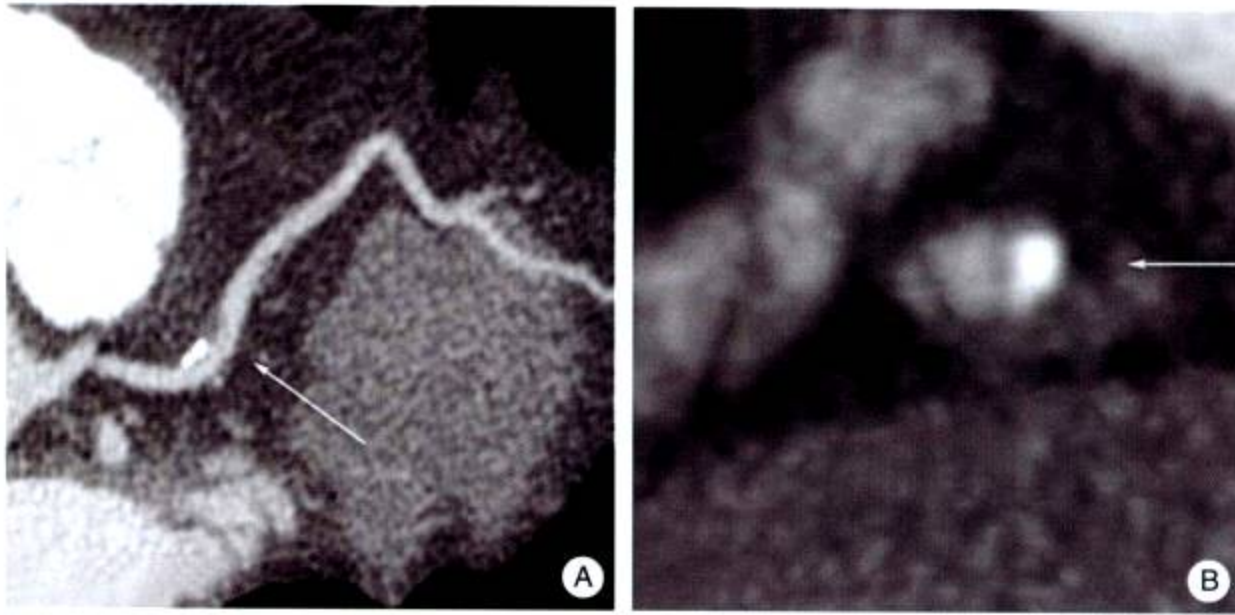


图 7-19 冠状动脉钙化性斑块

同一病人 MDCT 冠状动脉成像轴位及 CPR 重建图像，第一对角支钙化性斑块，管腔狭窄不明显，血管呈“正性重构”

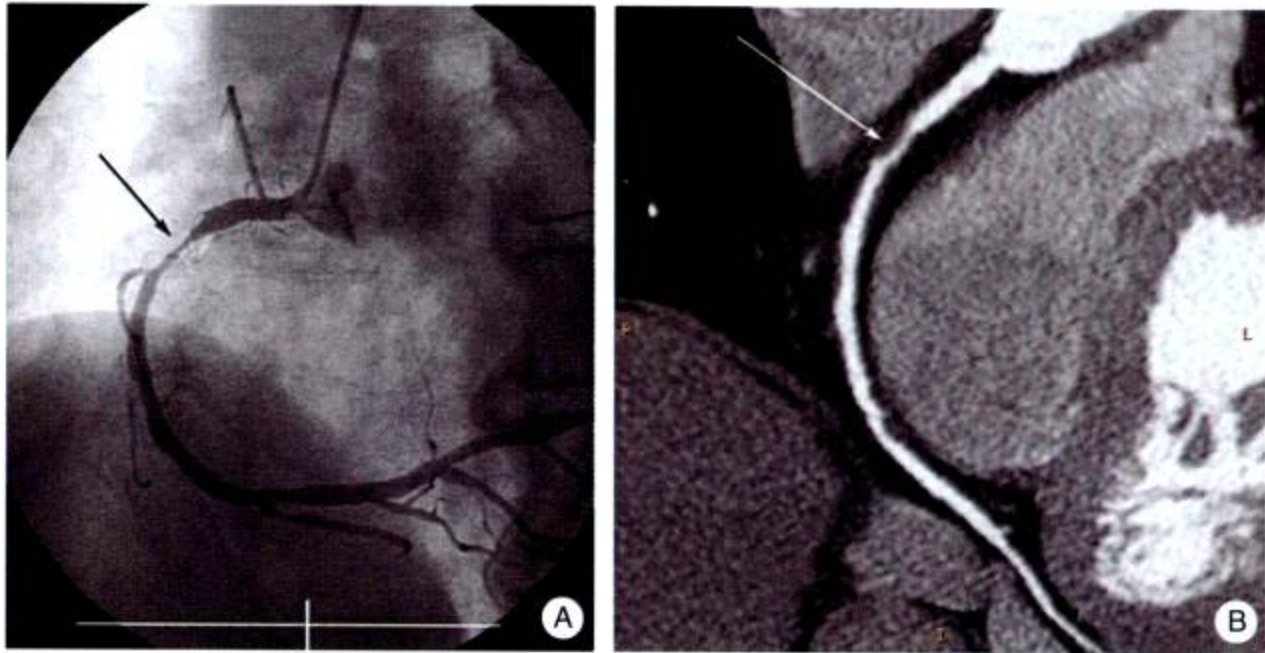
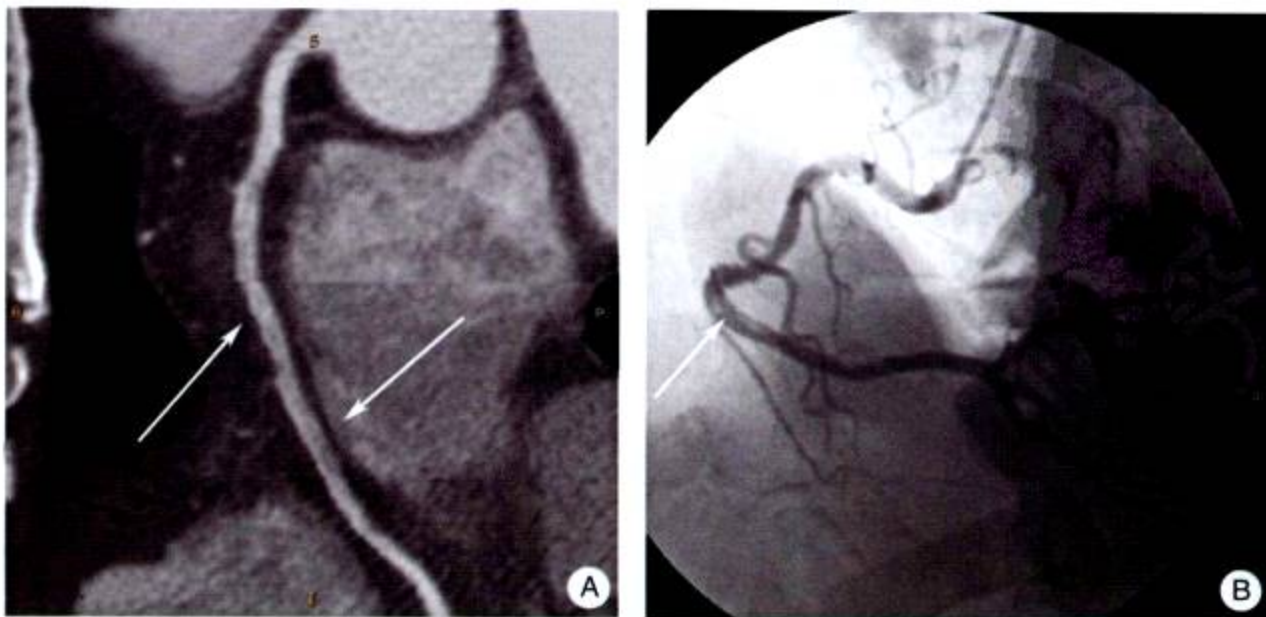


图 7-20 冠状动脉软斑块

同一病人，MDCT 显示右冠状动脉近中段（第 1，2 段）软斑块，管腔重度狭窄。冠状动脉造影狭窄程度相符，但是 SCA 未能显示斑块性质（↑）





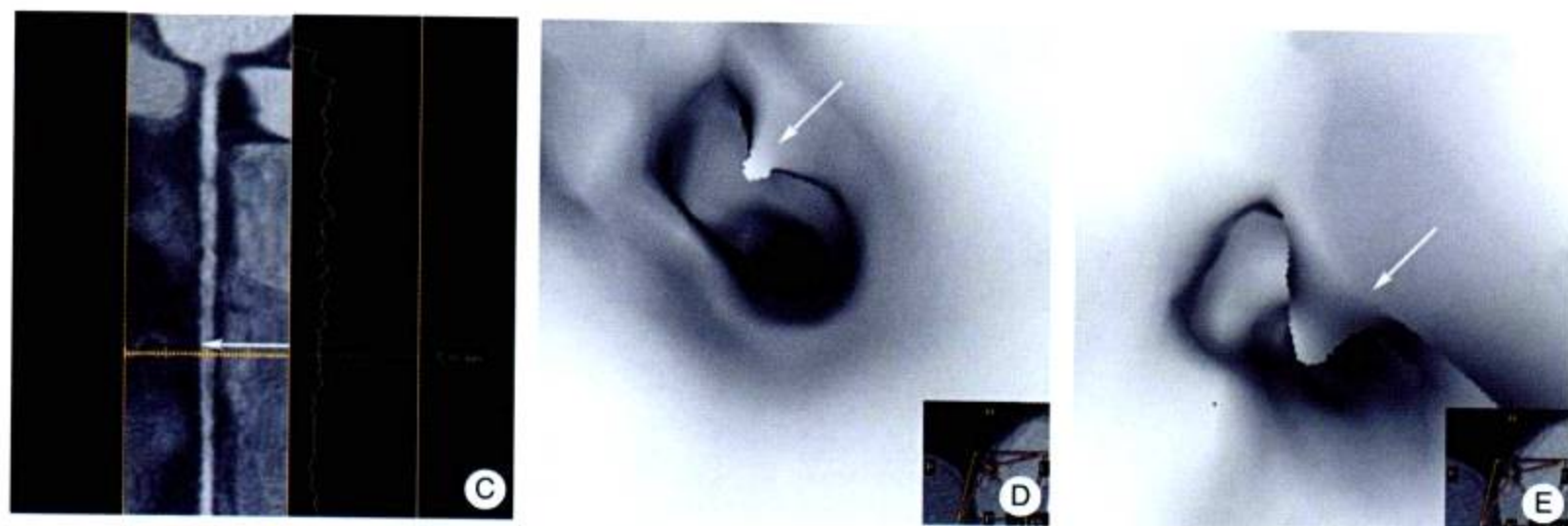


图 7-21 右冠状动脉夹层

经冠状动脉造影证实 (A、B ↑); MDCT 仿真内镜可以清楚显示冠状动脉内膜撕裂状态 (D、E ↑)

### (三) MDCT 在冠心病筛查中的评价

根据 SCA 与 MDCT 对照研究表明, SCA 仍是冠状动脉病诊断的“金标准”, MDCT 冠状动脉成像虽然可以定性、定量评价动脉粥样斑块, 在检出冠状动脉狭窄有较高的阴性预测值, 但是在诊断狭窄的准确性尚需按照循证医学方法进行大组对照研究才可得到更科学的结论。

**1. 当前过度应用有创性冠状动脉造影已成为重要问题受到关注** 根据文献报道, 1995 年欧洲约有 100 万例病人行导管法冠状动脉造影, 其中 28% 的病人行血运重建术治疗, 而冠状动脉正常或其病变不适于介入治疗的病人占 72%。1995~2000 年间德国冠状动脉检查总数增加了 45%, 其中约 40% 受检者没有发现有明确病变或不需冠状动脉介入治疗。我国某大医院 2004 年约 6000 例冠状动脉造影, 介入治疗及搭桥手术约 3000 例, 而冠状动脉正常或其病变不适于血运重建治疗的病人约占 50%。如何将这 1/2 患者免去有创检查之苦, 同时又使有创检查更有针对性, 是临床急需解决的问题。临床上需要找到一种安全、可靠和无创的诊断检查方法用于有创性冠状动脉造影前的初筛。国内、外研究证明, 当前, MDCT 检出冠状动脉狭窄有较高的阴性预测值 (95%~99%), 对检出冠状动脉狭窄 ( $\geq 50\%$ ) 有较高的准确性, 是理想的筛查方法, 应用 MDCT 作为初筛, 可以减少对选择性冠状动脉造影的过度应用和依赖。

**2. MDCT 冠状动脉成像及诊断中的问题** MDCT 对冠状动脉狭窄, 特别是轻度狭窄容易出现过度诊断, 假阳性率较高; 对钝缘支及对角支漏诊较多; 直径  $< 2\text{mm}$  血管评价狭窄受限等因素, 使得 MDCT 检出冠状动脉狭窄阳性预测值偏低。主要因素是:

(1) 心率 (律) 变化造成的冠状动脉移动伪影, 影响对管腔的正确评价。

(2) 冠状动脉管壁广泛、弥漫的钙化形成的高密度影及其伪影对管腔的遮盖, 影响狭窄程度的判断, 导致漏诊或过度诊断。

(3) 扫描参数设置不合理, 如注射速率、延迟时间、对比剂总量、心电门控参数选择的差异、重建方法的不同等都会影响图像分析。

(4) 密度分辨率的影响: 64MDCT 有较高的密度分辨率, 能检出 SCA 不能显示的血管壁, 对冠状动脉管壁的非钙化性斑块及相对细小的钙化性斑块显示比较清楚。



3. MDCT 是对选择性冠状动脉造影的挑战 通常 SCA 在斑块没有造成管腔有意义的狭窄时常忽略或漏诊,这也是两者评价的不一致原因。本研究中 8 节段冠状动脉管壁因钙化性或非钙化性斑块,64MDCT 显示管腔轻度狭窄,而 SCA 显示正常,其中 1 例患者在随后的介入治疗过程中,根据 MDCT 提示的位置 SCA 多体位投照检出了该病变。因此,对 64MDCT 和 SCA 检出冠状动脉狭窄的准确性的评价应该有新的认识,MDCT 是对 SCA “金标准”的挑战。

#### 4. 64MDCT 冠状动脉成像的优点

(1) 能多角度显示冠状动脉主干及主要分支,有利于对冠状动脉病变检出。

(2) 能显示常规造影不能显示的管壁病变,是 SCA 所不及的。

(3) 能比较准确地评价斑块性质,鉴别钙化性、纤维性或脂质斑块。

(4) 能清晰显示冠状动脉的起源和解剖变异,指导有创性检查操作。

(5) MDCT 冠状动脉成像可以纠正 SCA 诊断中的某些误区,如左主干开口部狭窄、左前降支和大的第 1 对角支的混淆、开口部病变被造影导管所遮掩。右冠状动脉主干完全闭塞、开口部完全闭塞致插管失败、超选择造影造成的误诊及对解剖变异的误解等。

(6) 与 SCA 相比,其费用低、微创、安全、痛苦小,患者容易接受,可用于高危人群的筛选。

研究表明,当前选择性冠状动脉造影仍然是冠状动脉病诊断的“金标准”,但是 64MDCT 的技术发展,对检出冠状动脉狭窄有较高的准确性,作为无创性检查方法,是评价冠状动脉病变重要的诊断与筛选方法,两者有机结合,可以大大节约医疗资源,有利于患者,有助于医学科学发展。

(戴汝平 王贵生 高建华)

## 参考文献

- 戴汝平. 1997. 心血管影像学新发展对“金标准”的挑战. 中华放射学杂志, 31 (2): 79~80
- 戴汝平. 2000. 心血管病 CT 诊断学. 北京: 人民卫生出版社
- 高建华, 戴汝平, 孙宪昶等. 2007. 64 排螺旋 CT 冠状动脉成像与冠状动脉造影对照初步研究. 实用放射学杂志, 23 (2): 165~168
- 洪澄, 夏黎明, 吕滨等. 2004. 冠状动脉解剖和粥样硬化病变的 MSCT 造影. 放射学实践, 19: 445~448
- 李松年. 2002. 现代全身 CT 诊断学. 北京: 中国医药科技出版社
- 刘玉清. 2000. 心血管病影像诊断学. 合肥: 安徽科学技术出版社
- 毛定飙, 张国桢等. 2005. 多层螺旋 CT 冠状动脉成像. 北京: 科学技术文献出版社
- 王锡明, 武乐斌, 李振家等. 2005. 64 层螺旋 CT 在冠状动脉造影中的应用. 中华放射学杂志, 39 (11): 1201~1204
- 王照谦, 杨志强, 王皓等. 2005. 16 层 CT 显示冠状动脉狭窄与导管造影法的对照研究. 放射学实践, 20 (3): 190~193
- 萧毅, 田建文, 王培军等. 2002. 多层螺旋 CT 冠状动脉造影的扫描技术及临床应用. 中华放射学杂志, 36 (4): 357~361
- 杨明放, 王荣品, 何强. 2005. 16 层 CT 冠状动脉成像技术及临床应用. 实用放射学杂志, 21 (9): 915~918



- 张鸿修等. 1995. 实用冠心病学. 天津: 天津科学技术出版社
- Achenbach S, Giesler T, Ropers D et al. 2001. Detection of coronary artery stenoses by contrast-enhanced, retrospectively electrocardiographically-gated, multi-slice spiral Computed Tomography. *Circulation*, 103 (2): 2535~2538
- Andreas HM, Joachim EW, Ralf K et al. 2005. Multislice Spiral Computed Tomography of the Heart: Technique, Current Applications, and Perspective. *Cardio Vascular and Interventional Radiology*, 28: 388~399
- Arroyo LH, Lee RT. 1999. Mechanisms of plaque rupture: mechanical and biologic interactions. *Cardiovasc Res*, 41: 369~375
- Becker CR. 2004. Noninvasive assessment of coronary atherosclerosis by multidetector-row computed tomography. *Expert Rev Cardiovasc Ther*, 2 (5): 721~727
- Cademartiri F, Runza G, Marano R et al. 2005. Diagnostic accuracy of 16-row multislice CT angiography in the evaluation of coronary segments. *Radiol Med (Torino)*, 109 (1-2): 91~97
- Chun Yuan, Lee MM, Kirk WB et al. 2001. Carotid Atherosclerotic Plaque: Noninvasive MR Characterization and Identification of Vulnerable Lesions. *Radiology*, 285~299
- Connors JJ, Seidenwurm D, Wojak JC et al. 2000. Treatment of atherosclerotic disease at the cervical carotid bifurcation: current status and review of the literature. *AJNR Am J Neuroradiol*, 21: 444~450
- Falk E. 1992. Why do plaques rupture? *Circulation*, 86 (suppl 6): III 30~ III 42
- Farb A, Burke AP, Tang AL et al. 1996. Coronary plaque erosion without rupture into a lipid core. *Circulation*, 93: 1354~1363
- Fayad ZA, Fuster V. 2000. Characterization of atherosclerotic plaques by magnetic resonance imaging. *Ann N Y Acad Sci*, 902: 173~186
- Flohr TG, Schoepf UJ, Kuettner A et al. 2003. Advances in cardiac imaging with 16-section CT systems. *Acad Radiol*, 10 (4): 386~401
- Gold GE, Pauly JM, Glover GH et al. 1993. Characterization of atherosclerosis with a 1.5-T imaging system. *J Magn Reson Imaging*, 3: 399~407
- Gorelick PB, Sacco RL, Smith DB et al. 1999. Prevention of a first stroke: a review of guidelines and a multidisciplinary consensus statement from the National Stroke Association. *JAMA*, 281: 1112~1120
- Gronholdt MM. 1999. Ultrasound and lipoproteins as predictors of lipid-rich, rupture-prone plaques in the carotid artery. *Arterioscler Thromb Vasc Biol*, 19: 2~13
- Harpreet KP, Thomas GF, Frank MC et al. 2003. Current Concepts in Multi-Detector Row CT Evaluation of the Coronary Arteries: Principles, Techniques, and Anatomy. *Radio Graphics*, 23: s111~s125
- Hong C, Chrysant GS, Woodard PK et al. 2004. Coronary artery stent patency assessed with in-stent contrast enhancement measured at multi-detector row CT angiography: initial experience. *Radiology*, 233 (1): 286~291
- Jaydip D, Charles MR, Kirk WB. 2005. Anomalous Coronary Arteries in Adults: Depiction at Multi-Detector Row CT Angiography. *Radiology*, 812~817
- Kuettner A, Trabold T, Schroeder S et al. 2004. Noninvasive detection of coronary lesions using 16-detector multislice spiral computed tomography technology: initial clinical results. *J Am Coll Cardiol*, 44 (6): 1230~1237
- Kullo IJ, Edwards WD, Schwartz RS. 1998. Vulnerable plaque: pathobiology and clinical implications. *Ann Intern Med*, 129: 1050~1060
- Libby P. 1998. The interface of atherosclerosis and thrombosis: basic mechanisms. *Vasc Med*, 3: 225~229
- Mahnken AH, Wildberger JE, Sinha AM et al. 2003. Value of 3D-volume rendering in the assessment of



- coronary arteries with retrospectively ECG-gated multislice spiral CT. *Acta Radiol*, 44 (3): 302~309
- Nieman K, Cademantiri F, Lemos PA et al. 2002. Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multislice spiral computed tomography. *Circulation*, 106 (16): 2051~2054
- Nieman K, Rensing BJ, Van-Geuns RJ et al. 2002. Usefulness of multi-slice computed tomography for detecting obstructive coronary artery disease. *Am J Cardiol*, 89 (8): 913~918
- Pearlman JD, Southern JF, Ackerman JL. 1991. Nuclear magnetic resonance microscopy of atheroma in human coronary arteries. *Angiology*, 42: 726~733
- Randomised trial of endarterectomy for recently symptomatic carotid stenosis. 1998. Final results of the MRC European Carotid Surgery Trial ECST. *Lancet*, 351: 1379~1387
- Riley WA, Barnes RW, Evans GW et al. 1992. Ultrasonic measurement of the elastic modulus of the common carotid artery; the Atherosclerosis Risk in Communities (ARIC) Study. *Stroke*, 23: 952~956
- Torsten S, Matthias HUH, Alexandra SB. 2005. Coronary MRI Angiography at 3.0T versus That at 1.5T: Initial Results in Patients Suspected of Having Coronary Artery Disease. *Radiology*, 718~725
- Toussaint JF, LaMuraglia GM, Southern JF et al. 1996. Magnetic resonance images lipid, fibrous, calcified, hemorrhagic, and thrombotic components of human atherosclerosis in vivo. *Circulation*, 94: 932~938
- Toussaint JF, Southern JF, Fuster V et al. 1995. T2-weighted contrast for NMR characterization of human atherosclerosis. *Arterioscler Thromb Vasc Biol*, 15: 1533~1542
- Wasserman BA, Haacke EM, Li D. 1994. Carotid plaque formation and its evaluation with angiography, ultrasound, and MR angiography. *J Magn Reson Imaging*, 4: 515~527



## 第 8 章 心肌血流灌注研究及临床应用

### 第一节 存活心肌的概念及临床价值

存活心肌 (viable myocardium) 为血流灌注异常心肌再灌注后逐渐恢复收缩功能的心肌节段, 可分为两种: 冬眠心肌 (hibernating myocardium, HM) 和顿抑心肌 (stunned myocardium, SM)。冬眠心肌指由冠状动脉血流降低而导致心肌及左室功能持续性受损的状态, 降低心肌氧耗和 (或) 增加冠状动脉血流可使这种功能异常部分或完全恢复。顿抑心肌指心肌短时间缺血后, 心肌功能发生障碍, 即使血流灌注恢复至缺血前水平, 心肌功能也不能立即恢复。心肌冬眠和心肌顿抑都是以心肌收缩功能可恢复性为特征。在心肌冬眠, 心肌缺血仍存在, 而心肌顿抑血流已恢复。如持续增强心肌收缩力, 可使冬眠心肌发生心肌梗死, 而顿抑心肌则不会发生梗死 (图 8-1)。

临床上对待心肌顿抑和心肌冬眠治疗方法有所不同。心肌顿抑无需特殊治疗, 仅采用内科治疗, 就可以恢复其功能; 心肌冬眠则需 PTCA 或 CABG 术等治疗方法恢复其灌注。所以, 存活心肌类型的正确判断具有重要的临床价值。Yoshida 等采用 PET 检测的心肌存活性较左心室射血分数预测功能更准确, 并指出存活心肌的存在是心肌梗死后高危因素。心肌存活性的检测对心肌梗死病人治疗方案选择和预后具有重要指导价值。文献报道陈旧心肌梗死经超声负荷试验证明具有存活心肌的病人, 于冠状动脉重建后, 心脏事件的发生率

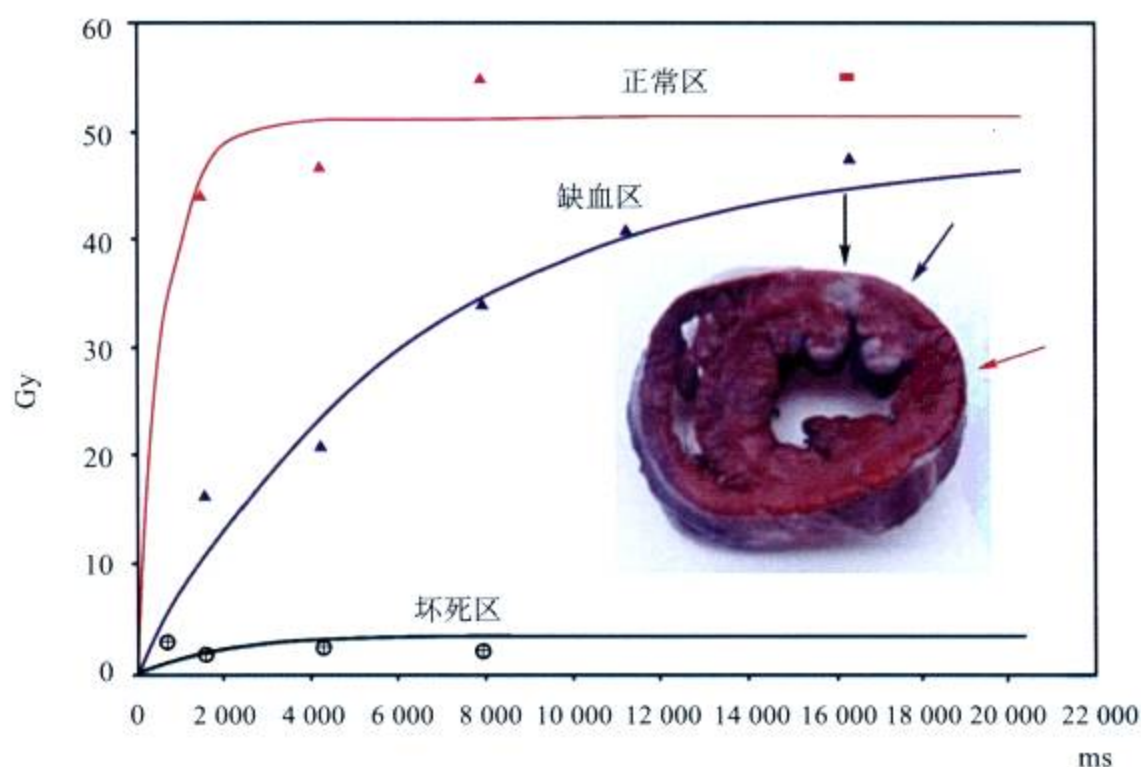


图 8-1 与大体标本对照,显示缺血区和坏死区



和病死率均较①有存活心肌未行冠状动脉重建(用药物治疗);②无存活心肌行冠状动脉重建术;③无存活心肌未行冠状动脉重建(用药物治疗)等三组为低,证明对急性心肌梗死后伴左心衰竭同时具有存活心肌的病人,积极行冠状动脉重建可改善预后,而缺乏存活心肌者,冠状动脉重建术的预后较药物治疗效果差。也有研究表明,有存活心肌的心肌节段血运重建后即使左室功能没有显著改善,但可以通过减少心室扩张的重塑,减少室性心律失常的危险,减少后续致命缺血事件的危险性而有益于临床。

## 第二节 心肌存活性及成像方法

### 一、MRI 心肌存活性研究

随着超快速磁共振扫描序列的发展, MRI以其良好的空间和时间分辨力,能进行有效的心肌缺血的定量分析,且有利于鉴别不同心肌层面灌注的非均匀性,正确判断心内膜下心肌梗死。目前 MRI 评价心肌存活性的方法主要有四种:

#### (一) 心肌灌注成像

应用超快速成像序列,检查心肌在对比剂增强后首过期和延迟期的信号改变。Roger等报道 17 例首次心肌梗死再灌注后的患者分别在 AMI 后 1 周和 7 周行对比剂增强 MRI 灌注(首过+延迟)成像,结果发现不可逆损害的心肌首过期无正常强化信号,而存活心肌为主的区域,首过期正常和延迟期强化;存活心肌和梗死心肌混杂的区域表现为首过和延迟期均无强化信号,进而将上述现象分为三类:

(1) HYPO 首过期增强,延迟期无增强。

(2) HYPER 首过期正常,延迟期过增强。

(3) COMB 首过期低增强,延迟期增强。其中 HYPER 代表可逆性,以存活心肌为主, COMB 可能为梗死与存活心肌混合,而 HYPO 为不可逆性损伤。

对比剂增强 MRMPI (静息+负荷)判断心肌存活性:①正常心肌(正常灌注):峰值信号强度满意,静息+负荷时信号均增强;②存活心肌(低灌注):峰值信号强度满意,负荷时信号延迟或轻度增强;③固定心肌(低灌注):峰值信号强度低,静息+负荷时信号增强均受损;④梗死心肌(无灌注):静息+负荷时信号无增强(图 8-2,图 8-3)。

#### (二) 对比剂增强评价心肌细胞膜的完整性

大多数 MRI 对比剂的分子可自由地分布于血管外,快速弥漫到细胞外间隙,不能进入正常心肌细胞内。常用对比剂有两类:一类是 Gd 类对比剂如 Gd-DTPA,增强组织信号强度;另一类对比剂则为镝-DTPA (Dy-DTPA),减弱组织信号强度,由于上述对比剂分布在细胞外间隙,不能进入细胞内,当心肌细胞膜破坏,上述对比剂进入细胞内,致使梗死区心肌信号增强或减弱,采用反转恢复平面回波成像可确定反转时间及所致的信号改变,



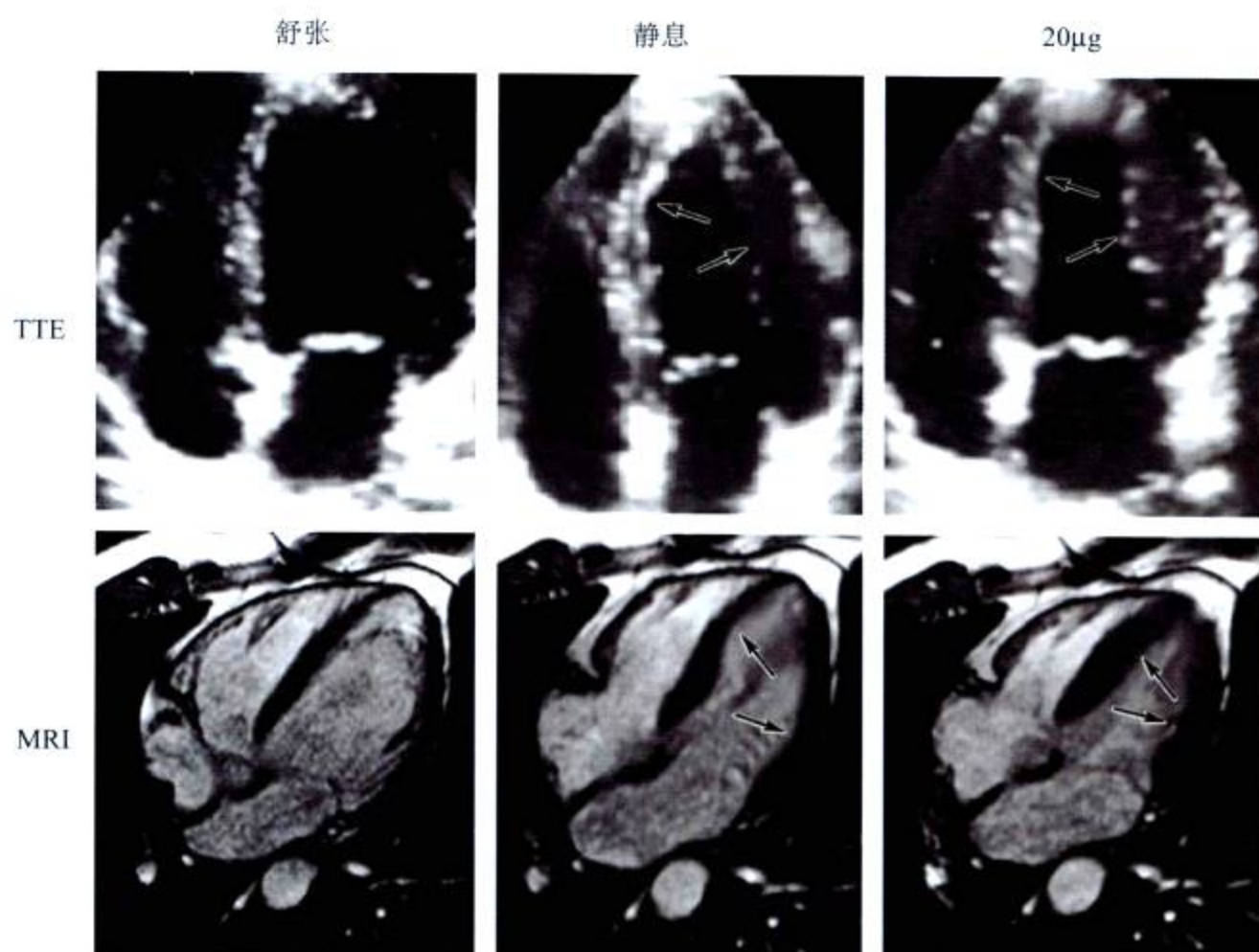


图 8-2 MRI 静息和负荷实验的心肌显像

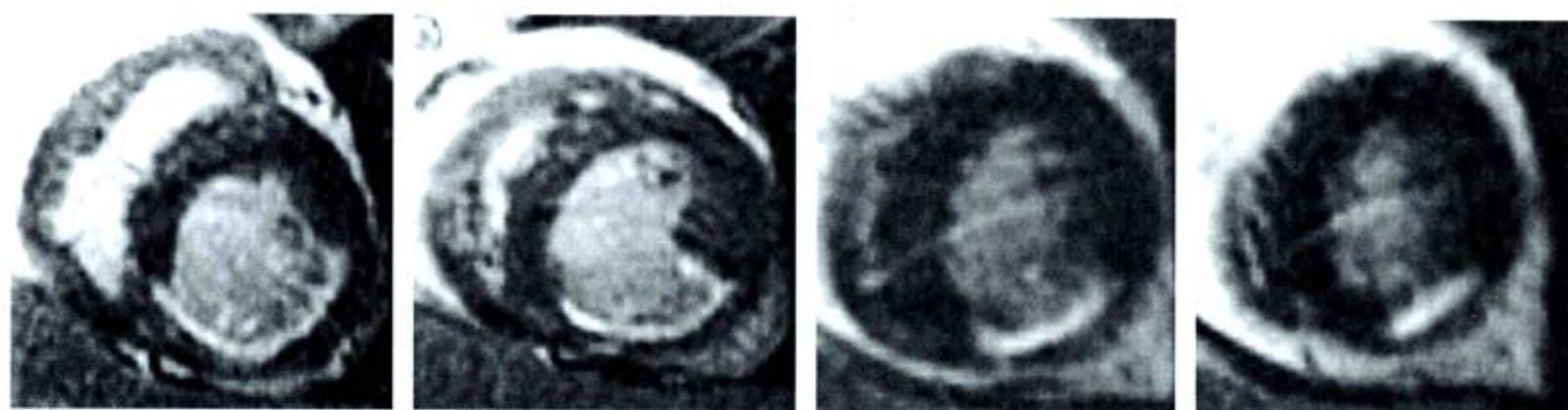


图 8-3 心肌 MRI 延迟扫描显示左室下壁心肌梗死

从而判断正常心肌和梗死心肌，进一步推断心肌的存活性。用这种方法可以准确测定心肌的  $T_1$  弛豫时间和 Gd 类对比剂对  $T_1$  影响。最近有研究报道采用 Dd-DPTA 容积分布分数 (the fractional distribution volume, FDV) 和细胞容积分数 (fraction tissue cell volume, FTCV) 来判断心肌存活性。前者指 Gd-DTPA 在心肌细胞外间隙的相对分布容积，它反映心肌细胞间隙占单位体积心肌组织的比例，如 20%，即 FDV 为 0.2，而细胞容积分数是指细胞本身占组织的比例。当心肌坏死，FDV 增大，故 FDV 越大，代表心肌梗死为主，在中等程度缺血的心肌中增加 30%~60%，而完全梗死的心肌中占 90%，所以在不同程度的心肌缺血中，分布容积的增加和细胞容积分数的下降与心肌损伤的程度是相关的。

### (三) 心肌收缩储备的判断

此方法判断心肌存活性通过观察心肌收缩力的同时，测量室壁厚度，尤其是左室舒张



末期室壁厚度  $\geq 5.5$  mm 和多巴酚丁胺负荷下收缩期心壁增厚  $\geq 2$  mm, 提示梗死心肌为可逆性心肌, 而舒张末期室壁厚度显著下降, 提示心肌功能的不可逆性; Baer 等采用上述标准与PET对照发现MRI与PET判断存活心肌的敏感性和特异性各为92%、56%和89%、94%, MRI的优势在于其定量性及可准确测定心内膜和心外膜, 表明MRI上舒张末期室壁厚度是估价左室功能恢复的可靠预测值指标, 而较低的舒张末室壁厚度提示为不可逆的心肌损害。

#### (四) MR 波谱技术检测心肌代谢

利用于 $^{31}\text{P}$  MR 波谱非侵入性地测定心肌细胞内的多种能量代谢复合物, 如磷酸肌酸 (Pcr)、三磷酸腺苷 (ATP)、无机磷酸盐 (Pi) 以及细胞内 pH 值, 来判断心肌细胞活性, 能够区别存活心肌或梗死心肌。MRS 研究发现心肌缺血时 Pcr 降低, Pi 升高, Pcr/Pi 降低, 细胞内 pH 轻度降低 (约 0.5  $\mu\text{m}$ ), 血流灌注正常后马上恢复, 反映了其可逆性损伤的特征。Pcr/Pi 降低在心肌收缩期比舒张期明显, ATP 一般不明显降低, 但多次缺血, ATP 则进行性持续下降, 可能与细胞膜损害和继发核苷酸池减少有关。Guth 等在结扎动脉 17 分钟后, Pcr/Pi 及 Pcr/ATP 值下降, 再灌注时仅见 Pcr/Pi 比值回到对照组水平。Rehr 等观察了心肌缺血后可逆性与再灌注后不可逆性心肌的 $^{31}\text{P}$  MRS 特点, 指出再灌注的 Pcr 波峰再现是可逆性心肌的主要标志 (图 8-4)。

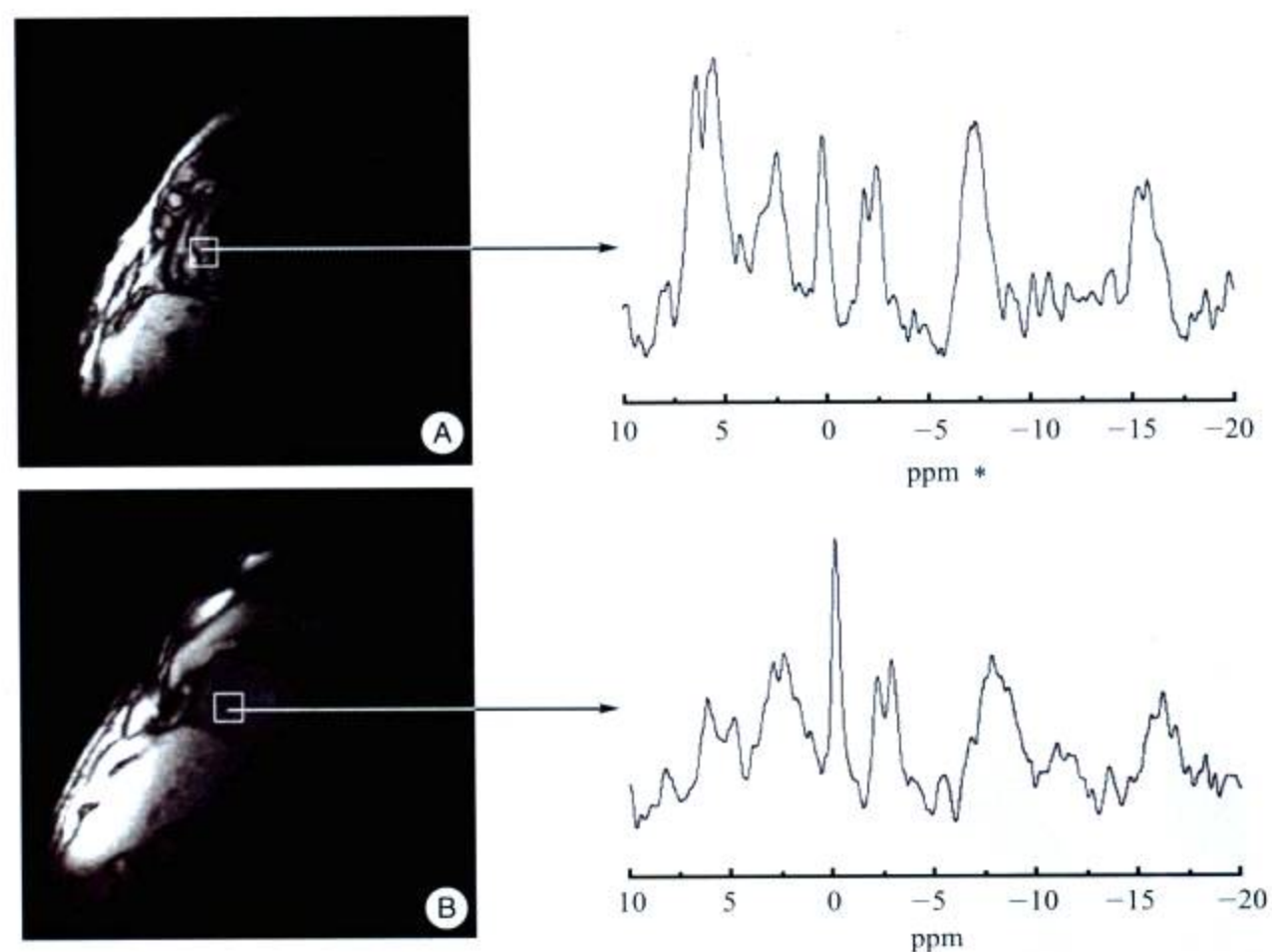


图 8-4 动物实验中 MRI 波谱分析

## 二、核素心肌显像

1. PET 通过测定心肌细胞对脂肪酸和葡萄糖代谢 检测 $^{18}\text{F}$  标记的氟代去氧葡萄糖 ( $^{18}\text{F}$ -FDG) 判断心肌的存活性, 被认为检测心肌存活的金标准。结合 $^{13}\text{N}$ -氨或 $^{99\text{m}}\text{Tc}$  心肌

\* ppm =  $10^{-6}$ 。



灌注成像，在血流灌注减低区域，如果糖代谢活性仍存在，即血流 - 代谢不匹配，代表存活心肌存在；如果血流灌注减低区域，代谢活性消失，即血流 - 代谢匹配，代表心肌坏死或纤维化（图 8-5，图 8-6）。

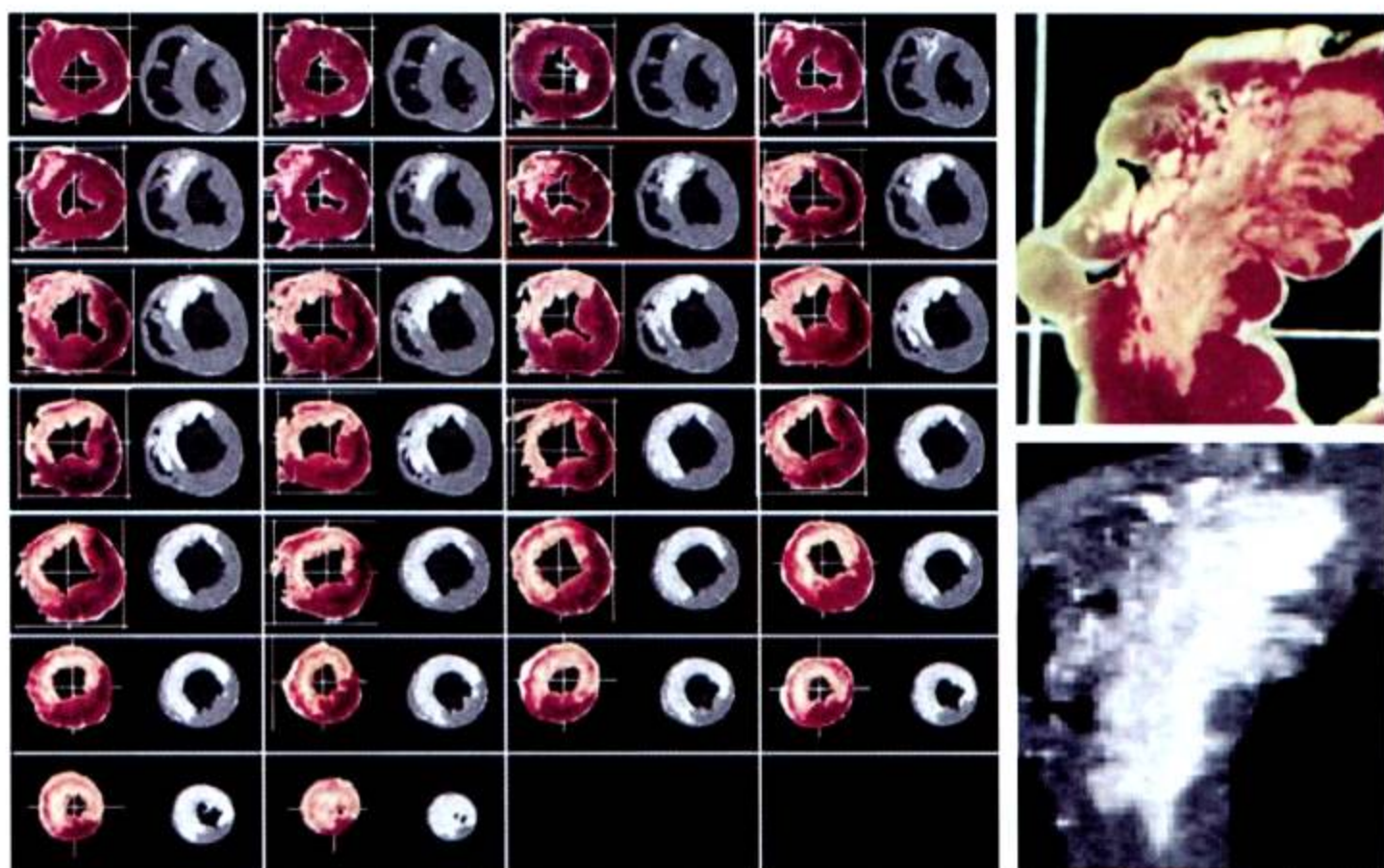


图 8-5 病理和 PET 对照显示缺血区域

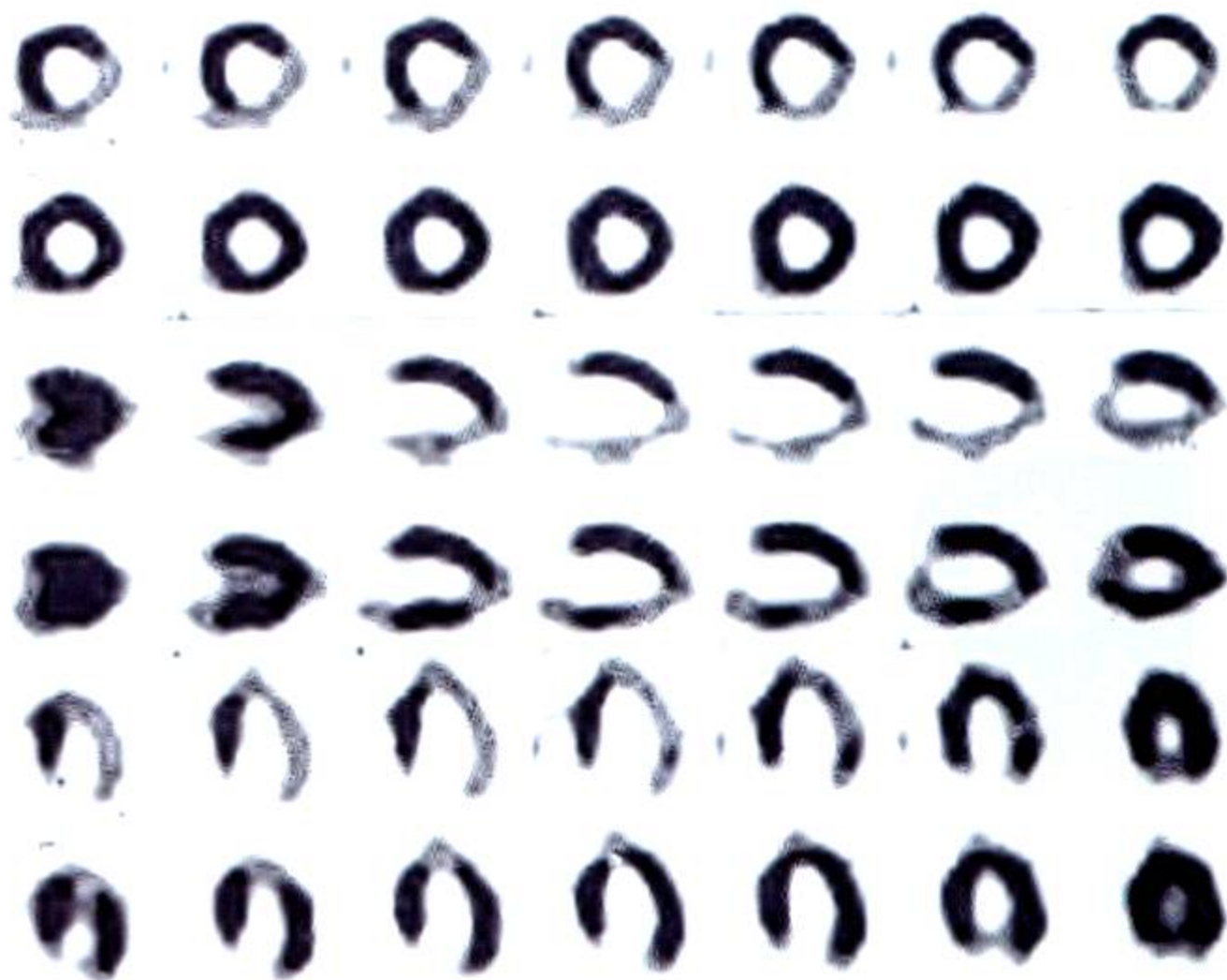


图 8-6 PET 心肌显像



**2. SPECT 心肌显像** 正常心肌能摄取正一价金属阳离子和<sup>99m</sup>Tc 标记得异腈类心肌灌注显像剂而显像，其摄取量与心肌局部的血流量呈正相关，当冠状动脉发生狭窄时，局部心肌血流减少，该局部心肌对显像剂的摄取也减少，病变愈严重，对显像剂摄取愈少或无摄取。因此，根据心肌局部对显像剂的摄取多少可以达到诊断冠状动脉病变程度、部位和范围的目的。

判断断层心肌显像异常的原则是在两个不同方向的断面同一心肌节段在连续2个或2个以上层面上出现放射性稀疏或缺损区方可定为异常，大致分为以下四个类型：

(1) 心肌缺血：负荷心肌表现为局部心肌节段存在放射性稀疏或缺损，静息图上明显或完全填充，为典型心肌缺血。

(2) 心肌梗死：负荷与静息心肌显像图上见到同一部位均呈放射性缺损区，形态大小一致。

(3) 混合型（心肌缺血+梗死）：负荷图像上的放射性缺损区，在静息图像上有部分填充。

(4) 花斑样改变：在负荷或静息图像上均表现为心肌壁内放射性分布弥漫性不均匀，但不呈节段性分布，多见于心肌病或心肌炎（图8-7）。

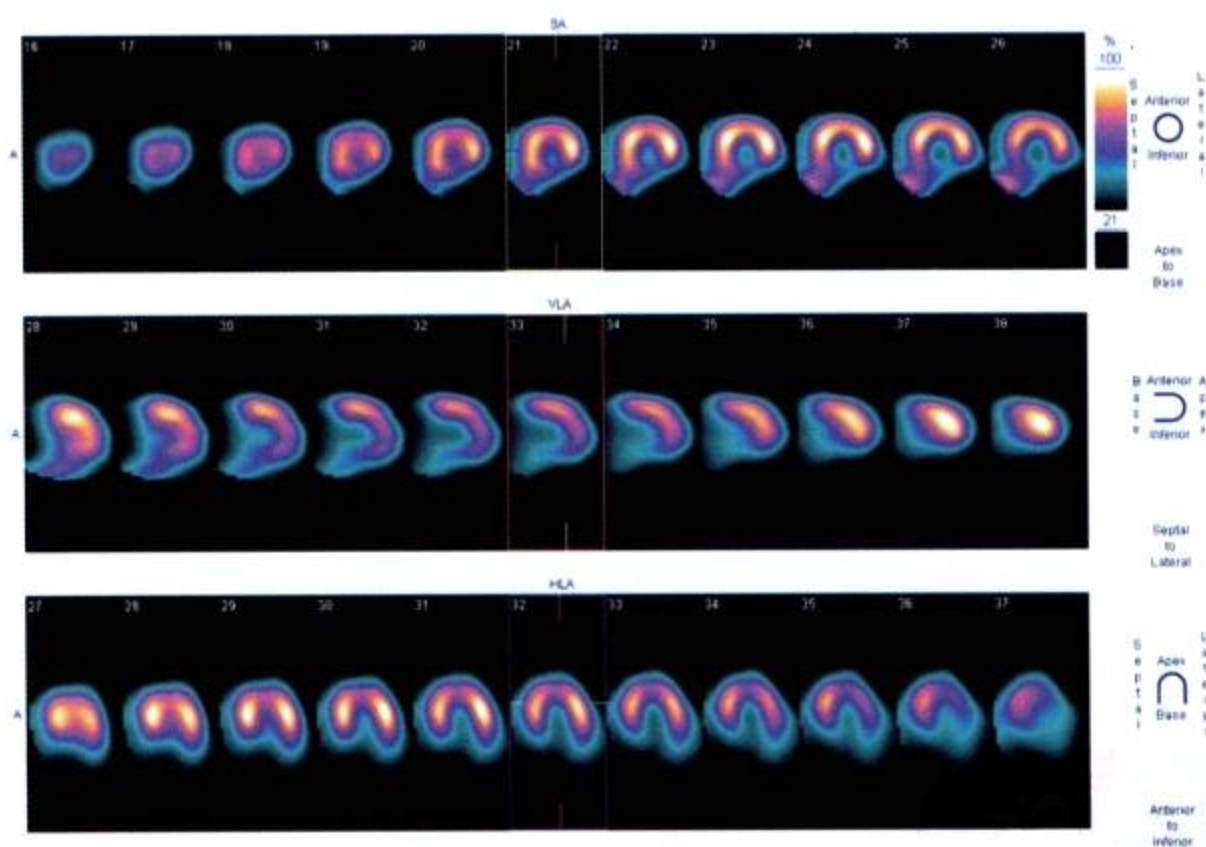


图8-7 SPECT 心肌显像左室下壁严重缺血

### 三、超声心肌显像

#### (一) 小剂量多巴酚丁胺超声心动图

小剂量多巴酚丁胺超声心动图 (low dose dobutamine stress echocardiography, LDDSE) 是通过正性肌力药物对心肌收缩功能检测来推断心肌的存活性。陈立军等通过LDDSE检测



65例冠心病行CABG术前后的资料分析，LDDSE估测存活心肌敏感性、特异性、阴性预测值、阴性预测值和准确性分别为：78.3%、88.4%、84.2%、83.8%和84%。

## （二）心肌造影超声心动图

心肌造影超声心动图（myocardial contrast echo cardiography, MCE）是通过显示冠状动脉微循环的血流状态，定量评价心肌局部血流灌注的新的超声诊断技术。其判断血运重建术后功能恢复的MSE与LDDSE的敏感性和阴性预测值相似，分别为：94%~96%和89%~97%，但特异性，阳性预测值和准确性较LDDSE低，分别为：18%~63%、41%~55%和47%，尤其对无运动节段。

1. **心肌声学造影剂** 声学造影剂的质量是无创性静脉注射法心肌声学造影的关键性技术。一个理想的造影剂应具备：①微泡直径小于红细胞，可以自由通过全身各脏器微循环；②微泡弥散和溶解度要低，以便有足够长的生存半衰期（稳定性），足够的持续高回声显影时间；③要有足够数量的微泡在单位时间内进入冠状动脉和心肌达到心肌满意显影的目的，进入心肌内的微泡过多或过少会造成声影或显影不良，均可影响结果的判断；④造影剂内所含的微泡数量应保持稳定，以便在同一病人同一剂量条件下所得到的结果具有重复性；⑤具有类似红细胞在人体内的血流动力学特点，不引起多血量反应等干扰血流动力学效应；⑥微泡的直径分布应均匀，没有或有很少量大于红细胞直径的微泡，以免引起肺和心肌等脏器微循环的栓塞，导致肺动脉高压和心肌缺血等不良反应；⑦造影剂本身无生物活性，对血液生化、电解质、肝肾功能和心肌等均无不良反应；⑧双重触发或间断性发射声束（每2~10个心动周期发射一次）、结合能量多普勒、动态变动聚焦深度、数字减影和彩色编码的谐波技术以及微泡灌注相和破坏相的差相技术有可能改善心肌显影，有效地对心肌内血流量进行评价。

2. **操作方法** 心肌声学造影的测量方法包括定性、定量技术。除肉眼观察半定量方法以外，定量方法包括视频密度计（videodensitometry）或声学密度计（aquostic densitometry, AD）软件条件下，动态记录感兴趣区心肌每一瞬间灰阶或声阶的变化，获得整个心动周期的该处心肌的灰阶或声阶的变化曲线，即称之为时间-强度曲线。据此，计算或自动给出感兴趣区心肌显影峰值、峰值时间、峰值半衰期时间、显影排空时间以及曲线下面积等指标。结合药物或运动等负荷试验，据此判断局部或整体心脏的心肌灌注功能、心肌的血流排空功能和冠状动脉储备功能等。Greiser等研制心内膜和心外膜自动勾边技术，在左心室长轴或短轴切面上进行自动分段，旨在心肌声学造影中达到自动节段性心肌定性、定量分析的目的（图8-8）。

## 四、MDCT心肌显像

因为MDCT具有较高的时间、密度和空间分辨率，因此，可以用碘对比剂对组织血流做出评价，动态增强MDCT可以进行组织的血流灌注。这是一个新的研究热点，但临床应



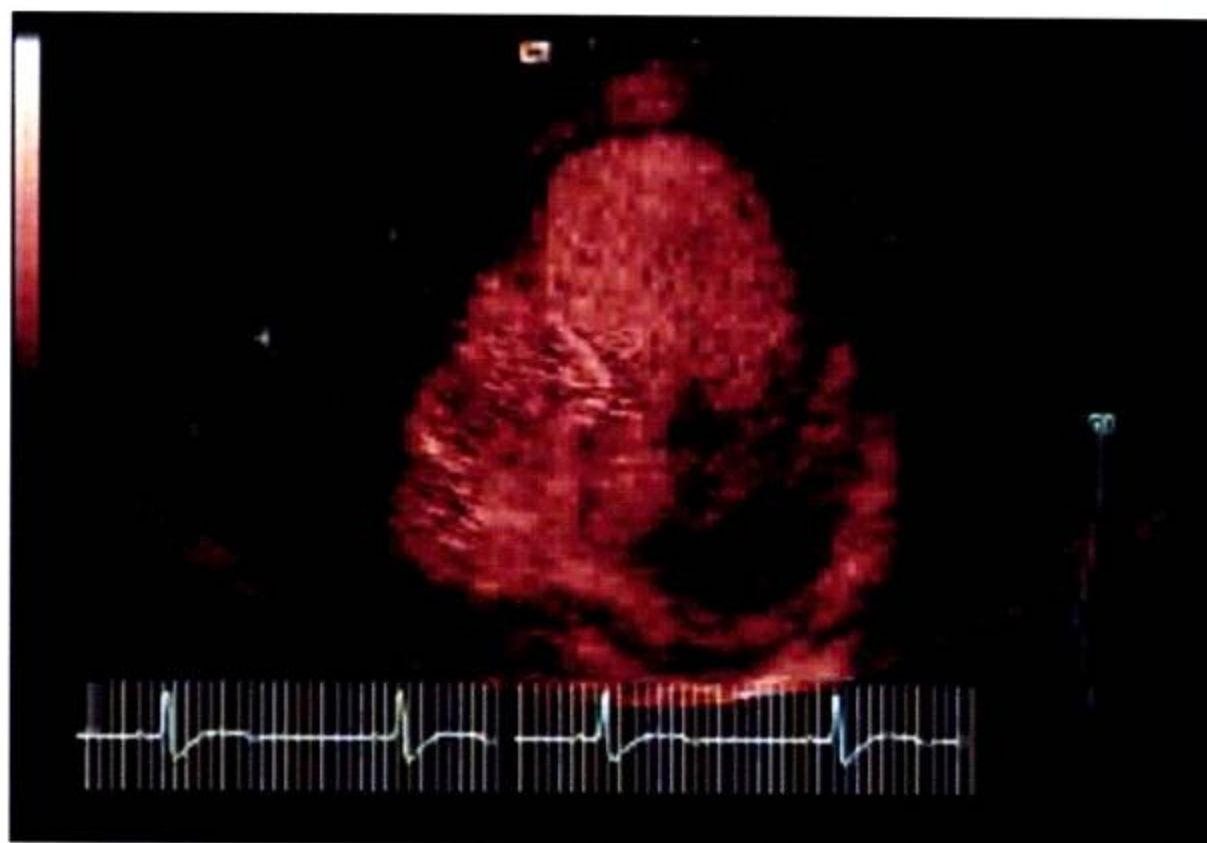


图 8-8 心肌声学图

用还比较少。

**1. MDCT 心肌灌注检查方法** 病人仰卧位，分布于呼气末屏气采集早期和延迟期图像，早期以 3.0ml/s 静脉团注对比剂，延迟 25 秒采集早期图像；然后以 0.2ml/s 的速率继续注射造影剂，延迟 5~15 分钟采集延迟图像，对比剂总量约 150ml。将 75% 期相的横断图像进行层厚 8mm、无间隔左室短轴位多平面重组，用于心肌灌注分析。

**2. MDCT 心肌灌注的应用** 近年来，动物实验和临床的研究表明，心脏对比增强 CT 能提供心肌灌注和存活性的信息。李传亭等通过建立 9 只犬的缺血模型，研究 MDCT 心肌灌注对急性心肌缺血和梗死的灌注特点，结果犬心肌正常灌注量为  $(69.3 \pm 13.9)$  ml/(100g·min)、达峰值时间为  $(12.8 \pm 2.1)$  秒。左冠状动脉前降支结扎 30 分钟后 MDCT 心肌灌注表现为灌注量减低，为  $(25.2 \pm 3.4)$  ml/(100g·min)，时间-密度曲线低平，延迟 10 分钟扫描左冠状动脉前降支供血区心肌密度为  $(67.1 \pm 11.4)$  HU，与正常心肌密度  $(44.9 \pm 22.0)$  HU 比较，差异无显著性意义 ( $P > 0.05$ )。左冠状动脉前降支结扎 4 小时后，局部心肌呈明显延迟增强，为  $(82.1 \pm 15.2)$  HU。9 只犬 MDCT 冠状动脉造影均显示结扎处左冠状动脉前降支中断。MDCT 心肌灌注结合冠状动脉造影可以判断心肌缺血和梗死，同时显示冠状动脉的阻塞状况 (图 8-9)。

Buecker 等研究了心肌梗死 45 分钟行再灌注治疗和未行再灌注治疗的动物模型，再不同的延迟时间点采集图像，发现 CT 结果与 MRI 和病理学结果有显著相关。

Andreas 等应用 MDCT 和 MRI 对照研究了 28 例心肌梗死病人，在心肌梗死 5 天内，先行 MDCT 的早期和延迟 15 分钟灌注检查，并在 2 周内行 MRI 检查。对照延迟增强的情况，MDCT 和 MRI 的结果有显著的一致性 ( $\kappa = 0.878$ )，而早期增强，MDCT 和 MRI 的结果一致性较低 ( $\kappa = 0.635$ ) (图 8-10)。



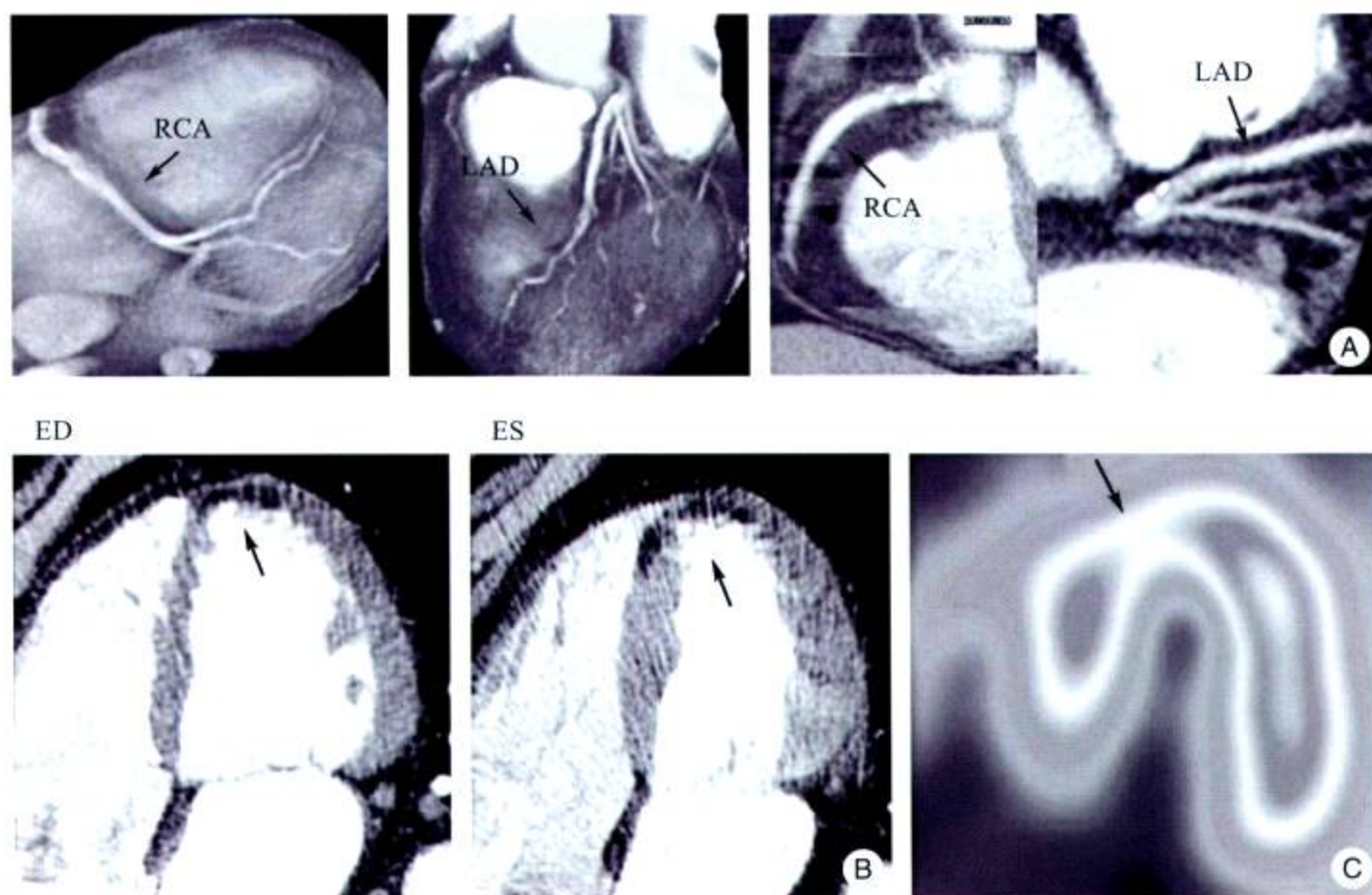


图 8-9 MDCT 显示心肌缺血

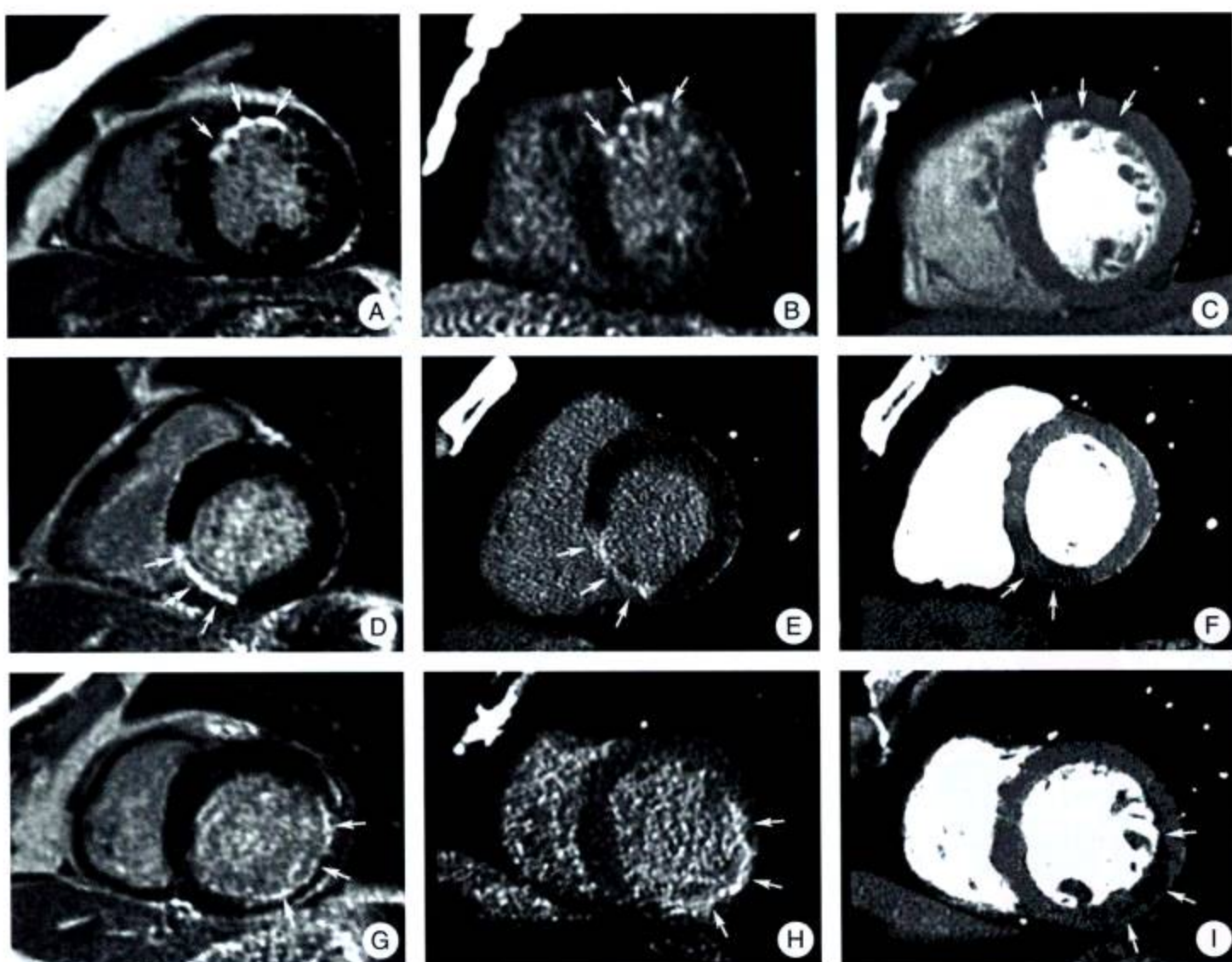


图 8-10 MDCT 和 MRI 对照研究显示心肌梗死

A、D、G 为 MRI，C、F、I 为 MDCT 早期强化，B、E、H 为 MDCT 延迟强化



## 五、各种检查手段价值比较

Baumgartner等通过对慢性冠心病合并左室功能严重低下患者移植心脏研究表明,组织病理学显示存活细胞>75%的节段, LDDSE、PET 和 SPECT 判断心肌存活率分别为 78%、89%、87%; 存活细胞为25%~50%的节段, 只有15%对多巴酚丁胺有应答, 而PET和SPECT判断存活率为60%和82%; 存活细胞少于25%的节段, 有19%对多巴酚丁胺有应答, 而PET和SPECT判断其存率分别为: 33%和38%; 由此可见, 核素技术和MCE有较高检测心肌存活性的敏感性能发现少于25%的心肌节段, 而LDDSE在预测再血管化后功能恢复有一定的优势。

MRI能提供心肌灌注, 代谢和功能的多项指标, 为一种有前途的无创性评价心肌存活性的方法。Klein等采用MR灌注成像与PET对照检测31例心力衰竭的病人, 诊断心肌存活性的敏感性和特异性分别为96%和86%。由于MRI具有较高的空间分辨力, 评价梗死区的大小优于PET。

MDCT心脏双期扫描是近几年用于临床的, 但有局限性, 包括射线剂量、心率和对比剂等。双期扫描增加了射线剂量, 有对比剂禁忌证的病人不能应用此检查。此外, 扫描技术还不固定, 对灌注后心肌的评价尚缺乏一个客观指标, 尤其是对于存活心肌和梗死心肌没有一个很好的判断标准。

PET/SPECT、超声技术、MDCT和MRI在检测存活心肌上互为补充, 各有特点, 但是, 需要进一步深入研究。

(王贵生 陈燕)

## 参考文献

- 陈立军, 李守平, 吴清玉等. 2000. 小剂量多巴酚丁胺超声心动图估测冬眠心肌的前瞻性研究. 中华超声影像学杂志, 9 (1): 21~23
- Andreas HM, Joachim EW, Ralf K et al. 2005. Multislice Spiral Computed Tomography of the Heart: Technique, Current Applications, and Perspective. Cardio Vascular and Interventional Radiology, 28: 388~399
- Baer FM, Theissen P, Schneider CA et al. 1998. Dobutamine Magnetic resonance imaging predicts contractile recovery of chronically dysfunctional myocardium after successful viscularization. J Am Coll Cardiol, 31 (5): 1040
- Baumgartner H, Porenta G, Lan YK et al. 1998. Assessment of myocardial viability by Dobutamine Echocardiography, Positron Emission Tomography and Thallium-201 SPECT: Correlation with histopathology in explanted hearts. J Am Coll Cardiol, 32: 1701
- Bolognese L, Antoniucci D, Rovai D et al. 1999. Myocardial contrast Echocardiography verse Dobutamine Echocardiography for predicting functional recovery after acute myocardial infarction treated with primary coronary angioplasty. J Am Coll Cardiol, 28: 1677~1683



- Braunwald E, Kloner R. 1982. The Stunned Myocardium: Prolonged, Postischemic Ventricular Dysfunction. *Circulation*, 6: 1146
- Buecker A, Kqto M, Krombach CA et al. 2005. A feasibility study of contrast enhancement of acute myocardial infarction in multislice computed tomography comparison with magnetic imaging and gross morphology in pigs. *Invest Radiol*, 40 (11): 700~704
- Catro PF, Bourge RC, Foster RE. 1998. Evaluation of Hibernating myocardium in patients with ischemic heart disease. *AM J Med*, 104: 69
- DiCarli MF. 1998. Predicting improved function after revascularization. *Curr Opin Cardiol*, 13 (6): 415~424
- Evanochko WT, Buchthal SD, den Hollander JA et al. 2002. Cardiac transplant patients response to the (31) P MRS stress test. *J Heart Lung Transplant*, 21 (5): 522~529
- Flacke SJ, Fisher SE, Lorenz CH. 2001. Measurement of the gadopentetate dimeglumine partition coefficient in human myocardium in vivo; normal distribution and elevation in acute and chronic infarction. *Radiology*, 218: 703~710
- Gunning MG, Kaprielian RR, Pepper J et al. 2002. The histology of viable and hibernating myocardium in relation to imaging characteristics. *J Am Coll Cardiol*, 6, 39 (3): 428~435
- Harpreet KP, Thomas GF, Frank MC et al. 2003. Current Concepts in Multi-Detector Row CT Evaluation of the Coronary Arteries; Principles, Techniques, and Anatomy. *Radio Graphics*, 23: s111~s125
- Jaydip Datta, Charles MR, Kirk WB. 2005. Anomalous Coronary Arteries in Adults; Depiction at Multi-Detector Row CT Angiography. *Radiology*, 812~817
- Jung P H, Borgmann T, Strotmann J, et al. 2002. Noninvasive assessment of coronary flow reserve by intravenous myocardial contrast echocardiography: comparison with magnetic resonance imaging. *Euro Heart J*, 23 (Abstr. Suppl), 544: 2846
- Klein C, Nekolla SG, Bengel FM et al. 2002. Assessment of myocardial viability with contrast-enhanced magnetic resonance imaging: comparison with positron emission tomography. *Circulation*, 15, 105 (2): 162~167
- Kozerke S, Schar M, Lamb HJ et al. 2002. Volume tracking cardiac <sup>31</sup>P spectroscopy. *Magn Reson Med*, 48 (2): 380~384
- Kraitchman DL, Chin BB, Heldman AW et al. 2002. MRI detection of myocardial perfusion defects due to coronary artery stenosis with MS-325. *J Magn Reson Imaging*, 15 (2): 149~158
- Laddis T, Manning WJ, Danias PG. 2001. Cardiac MRI for assessment of myocardial perfusion; current status and future perspectives. *J Nucl Cardiol*, 8 (2): 207~214
- Mahnken AH, Koss R, Katoh M et al. 2005. Assessment of myocardial viability in reperfused acute myocardial infarction using 16-slice computed tomography in comparison to magnetic resonance imaging. *JACC*, 45 (12): 2042~2047
- Mari C, Strauss WH. 2002. Detection and characterization of hibernating myocardium. *Nucl Med Commun*, Apr; 23 (4): 311~322
- Rahimtoola SH. 1989. The Hibernating Myocardium. *Am Heart J*, 117: 211
- Ramaani K, Judd RM, Holly TA et al. 1998. Contrast magnetic resonance imaging in the assessment of myocardial viability in patients with stable coronary artery disease and left ventricular dysfunction. *Circulation*, 98 (24): 2687~2694
- Rogers WJ, Kramer CM, Gekin G et al. 1999. Early contrast-enhanced MRI predicts functional recovery after reperfused myocardial infarction. *Circulation*, 99: 744



- Torsten Sommer, Matthias HU, Alexandra SB. 2005. Coronary MRI Angiography at 3.0 T versus That at 1.5T ; Initial Results in Patients Suspected of Having Coronary Artery Disease. *Radiology*, 718~725
- Wu KC, Zerhouni EA, Judd RM et al. 1998. Prognostic signifivance of microvascular by magnetic resonance imaging in patients with acute myocardial infarct. *Circulation*, 97: 765~772
- Yoshida K, Gould KL. 1993. Quantiative relation of myocardial infarct size and myocardial viability by positron emission tomography to left ventricular ejection fraction and 3-year mortality with and without revascularization. *J Am Coll Cardiol*, 22: 984



# 第 9 章 MDCT 在冠状动脉介入治疗与旁路移植术的应用

## 第一节 MDCT 在冠状动脉内支架术的应用

随着冠状动脉球囊扩张成形术 (PTCA)、冠状动脉内支架置入术的不断发展, 这些技术成为非手术治疗急、慢性冠状动脉阻塞的基本手段, 但 PTCA 及支架术后的再狭窄仍是影响介入治疗预后的严重问题, 所以, 及时正确评价是否发生术后支架再狭窄正日益受到重视。多年来, 冠状动脉造影被认为是支架术后评价的“金标准”, 但其创伤性、技术难度较大和费用高等缺点使其应用受限。EBCT 研究报告, 检出血管内支架再狭窄的敏感性为 78%, 特异性高达 98%, 并认为 EBCT 可以评价冠状动脉血管内支架的位置、支架两端血管状态、结合远段血管充盈及血流定量研究评价支架开通情况。目前, 有关冠状动脉支架 MDCT 评价尚未见到大组报道, 一些小样本的报道显示 MDCT 能够发现支架的位置、形态, 评价支架两端血管状态, 进一步根据支架以远血管显影情况间接评估支架的通畅情况。由于 CT 对金属支架产生高密度伪影, 显示及评价支架内腔始终是一大难题。要解决这一问题需要从支架材料着手进行改良, 可以从根本上解决, 同时, 随着 MDCT 时间分辨率、密度分辨率的提高使其在 PTCA 及支架术后的应用得以快速发展。

### 一、冠状动脉支架种类

影像科医生应该了解支架的结构与特性, 以便充分认识支架 MDCT 征象。

#### 1. 根据支架置入方式分类

- (1) 自膨胀支架。
- (2) 球囊扩张支架。

#### 2. 根据支架结构分类

- (1) 弹簧支架 (coil stent): Ginanturco-Roubin (GR I & II)、CrossFlex 等
- (2) 环形支架 (ring stent): AVE Micro stent II、Bard XT、Metronic S 系列。
- (3) 管形支架 (tubular stent): Palmaz-Schatz、Multi-Link 系列、MAC 等。
- (4) 网状支架 (mesh stent): Magic Wallstent 等。
- (5) 特殊用途支架 (custom designed stent): 用于分叉病变的 Jostent B、Bard Carina Bifurcate stent 等。



(6) 多重设计支架 (multi-designed stent): NIR、NLROYAL、Navius 等。

### 3. 根据在X线下可视性分类 分类取决于原材料及结构

(1) 高可视性支架 (high radio-opacity): 如Ginanturco-Roubin (GR I & II)、NLROYAL、Cordis coil stent 等。

(2) 中可视性支架 (moderate radio-opacity): 如 Wallstent、Crown、CrossFlex 等。

(3) 低可视性支架 (low radio-opacity): 如 Metronic Self-Expanding、CrossFlex、Navius 等。

### 4. 根据支架材料分类

(1) 医用不锈钢支架 (316L stainless stent): 如Ginanturco-Roubin (GR I & II)、CrossFlex、Multi-Link 系列等。

(2) 钽金属支架 (tantalum stent): 如 Cordis coil stent 等。

(3) 钴合金支架 (cobalt alloy with platinum core Stent): 如 Wallstent、Metronic driver stent 等。

(4) 镍钛合金支架 (nitinol stent): 如 Metronic self-expanding、Radius 等。

(5) 铂铱合金支架 (platinum and iridium alloy stent): 如 Angio stent 等。

(6) 金属被膜支架 (covered stent): 如 Jostent coronary stent graft 等。

(7) 涂层支架 (coated stent): 如肝素涂层支架等。

(8) 药物释放支架 (drug eluting stent): 如雷帕霉素 Cypher 支架等。

## 二、MDCT在冠状动脉支架术前适应证选择中的应用

### (一) 冠状动脉支架置入适应证

影像科医生应该了解支架置入的适应证,以便提出相关MDCT诊断信息。

(1) 球囊扩张术后血管急性闭塞或有急性闭塞危险的病变。

(2) 急性冠脉综合征的不稳定性病变。

(3) 冠状动脉分叉部病变。

(4) 可开通的慢性闭塞性病变。

(5) PTCA/stent 术后再狭窄病变。

(6) 静脉桥血管病变。

(7) 开口部病变、左主干病变。

(8) 预防再狭窄。

### (二) MDCT可提供的相关信息

(1) 左主干病变: MDCT对左主干病变检出率达100%,可以作为术者重要参考。

(2) MDCT显示血管病变的特点

1) 斑块的评估: 可以预告易损斑块、斑块溃疡或斑块钙化等; 向心性、偏心性斑块; 管腔内是否有血栓, 管腔是否完全闭塞。

2) 病变定量评估: 病变长度测量较选择性冠状动脉造影更准确,对选择器材有指导意义。



- 3) 远端病变评估：存在重度狭窄甚至梗阻、远端血流差，不宜支架置入。
- 4) 弥漫性病变或完全闭塞的内腔密度，发现存在钙化，提示不易操作。
- 5) 病变近端血管评估：血管呈锐角或严重扭曲，提示不易操作。
- 6) 靶血管有否存在血管重构。

(3) MDCT 可以检出开口部病变、分叉部病变，提供医生做介入造影时参考。

(4) MDCT 提示多支病变中具有重要功能意义或构成其他冠状动脉侧支循环的血管，操作应慎重。

(5) MDCT 准确提示心肌桥的存在，可以评估心肌厚度、狭窄程度、临床意义。

(6) MDCT 准确检出冠状动脉起源异常，提供医生做介入造影时参考。异常起源的血管常存在开口部狭窄，且成锐角，提示不易操作。

MDCT 可准确反映冠状动脉病变解剖特点，为临床医生提供信息，有针对性对需要行支架置入的患者进行有创性的冠状动脉造影和支架置入术，提高成功率。

### 三、MDCT 在冠状动脉支架术后评价中的应用

#### MDCT 在支架置入术后应用

1. 检查方法 支架术后 MDCT 检查方法同于冠状动脉检查。可以用断层图像或各种重建方法进行评价。临床应用重建方法包括容积再现 (VR)、最大密度投影 (MIP)、曲面重组 (CPR)、仿真内镜 (VE) 及重组横断面等。

2. MDCT 可显示支架的形态、直径、长度 各厂家生产的不同支架 CT 影像 (图 9-1~图 9-5)。

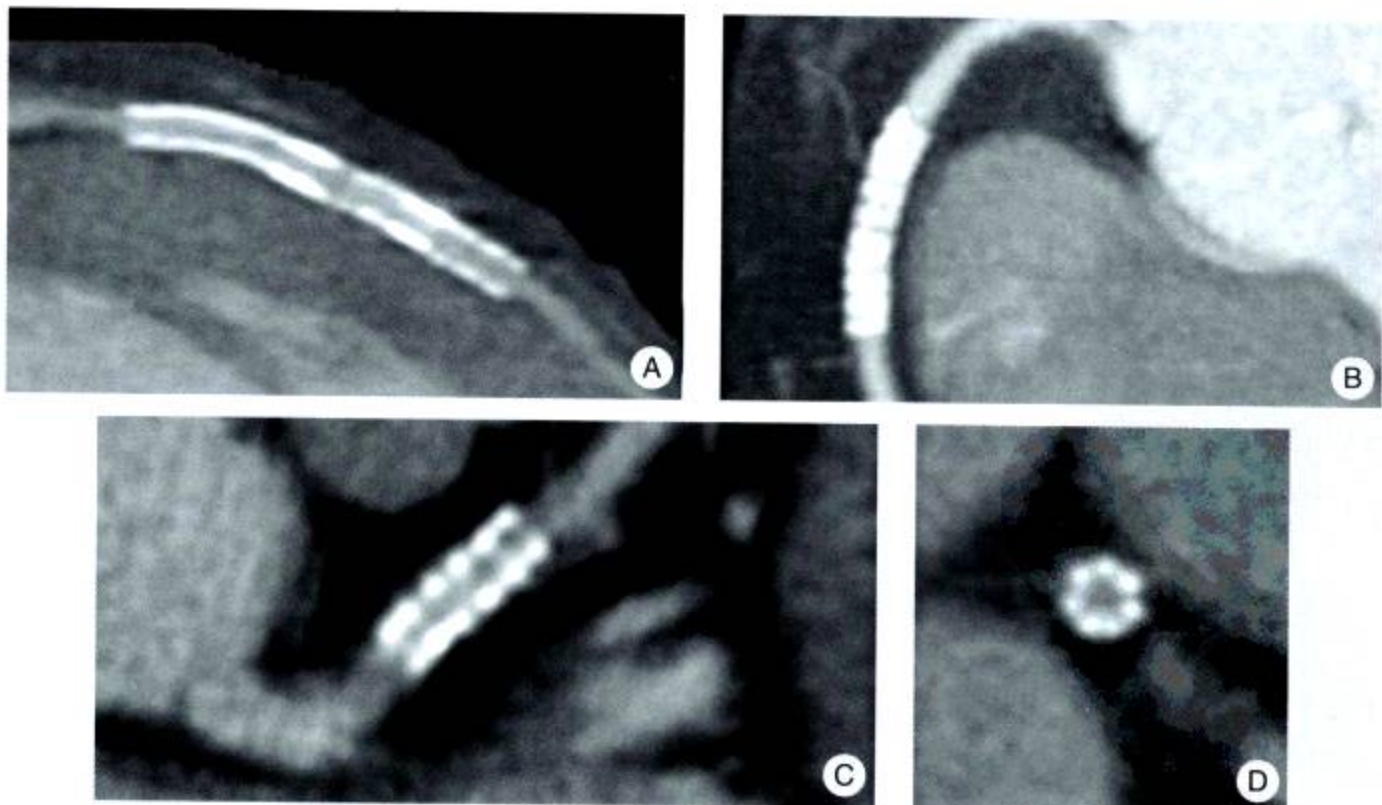


图 9-1 各种重建方法显示不同支架影像

A. CPR 薄壁管状支架 (tubular stent)，有利于观察内腔，三枚支架衔接良好；B. MIP 弹簧状支架 (coil stent)，只能显示支架外形；C. CPR 网状支架 (mesh stent)，支架壁呈点状金属高密度影像，可以观察内腔；D. 重组横断面，网状支架可以显示 7 支金属丝断面围成的支架截面



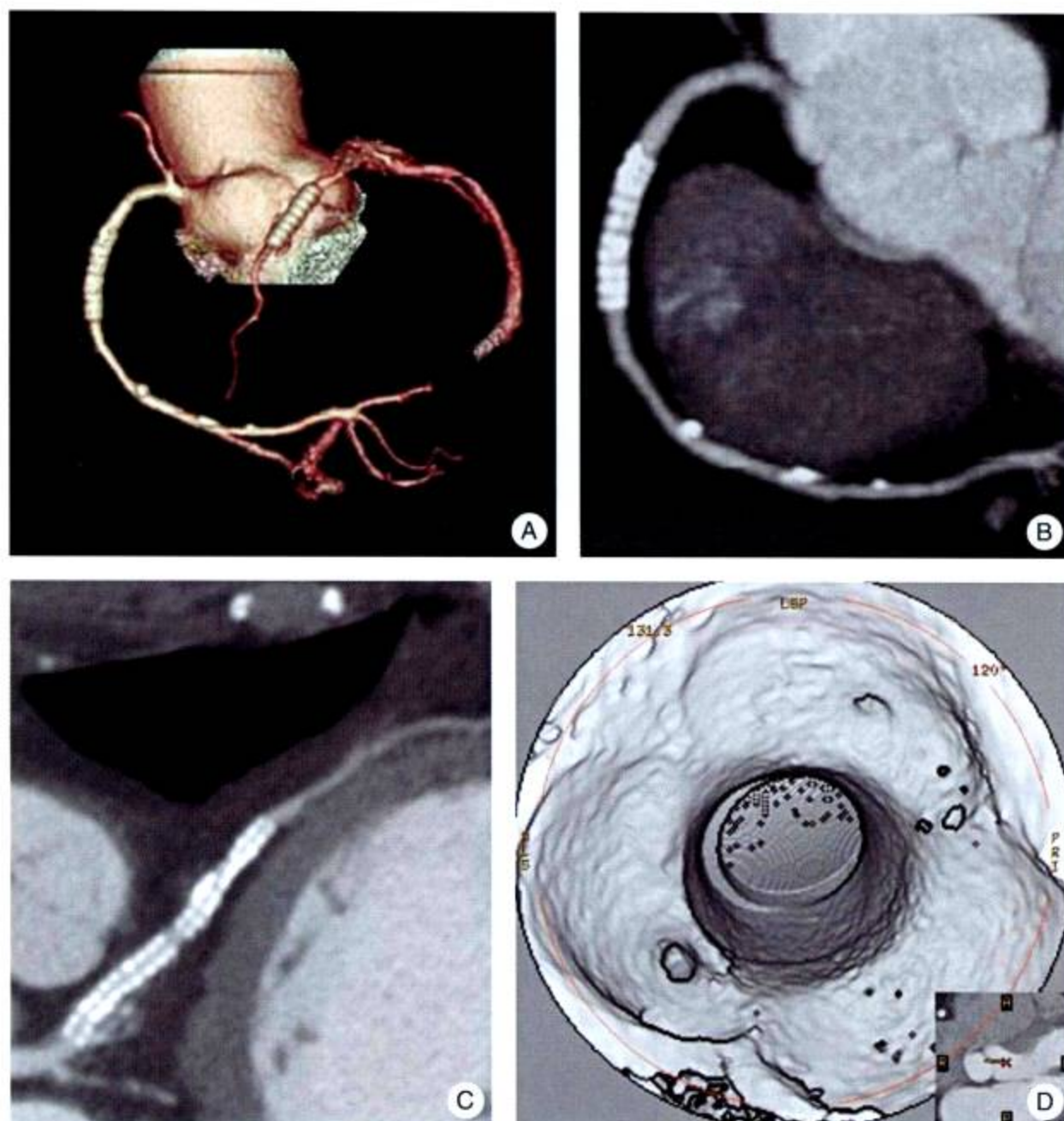


图9-2 各种重建方法显示不同支架影像

A. VR 可以显示血管全貌，支架形态、位置关系；B. MIP 用以显示支架外貌与血管关系，支架两端有否狭窄存在；C. CPR 用以观察支架内腔，本例可以显示血管内腔光滑整齐；D. VE 用以观察支架内腔，本例可以显示血管内腔光滑整齐，几乎呈几何圆，说明无内膜增生、血栓或再狭窄存在

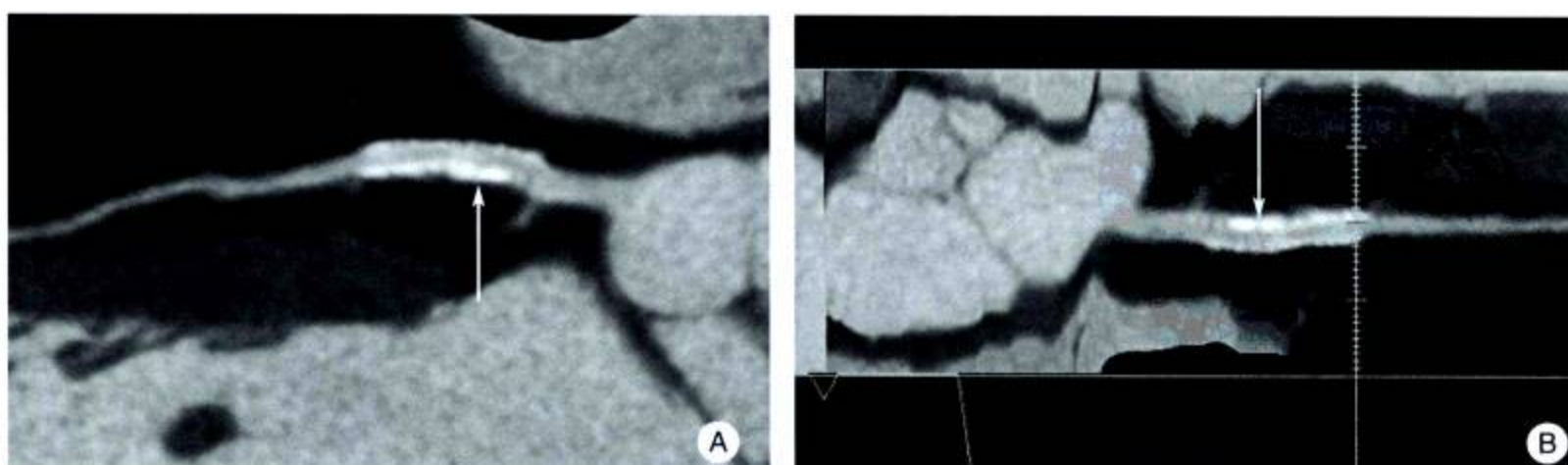


图9-3 前降支支架置入术后

CPR 显示支架形态良好，可见钙化增厚管壁被推压在支架之外（↑）。内腔无狭窄，支架两端无狭窄，远段血管显影良好，支架通畅



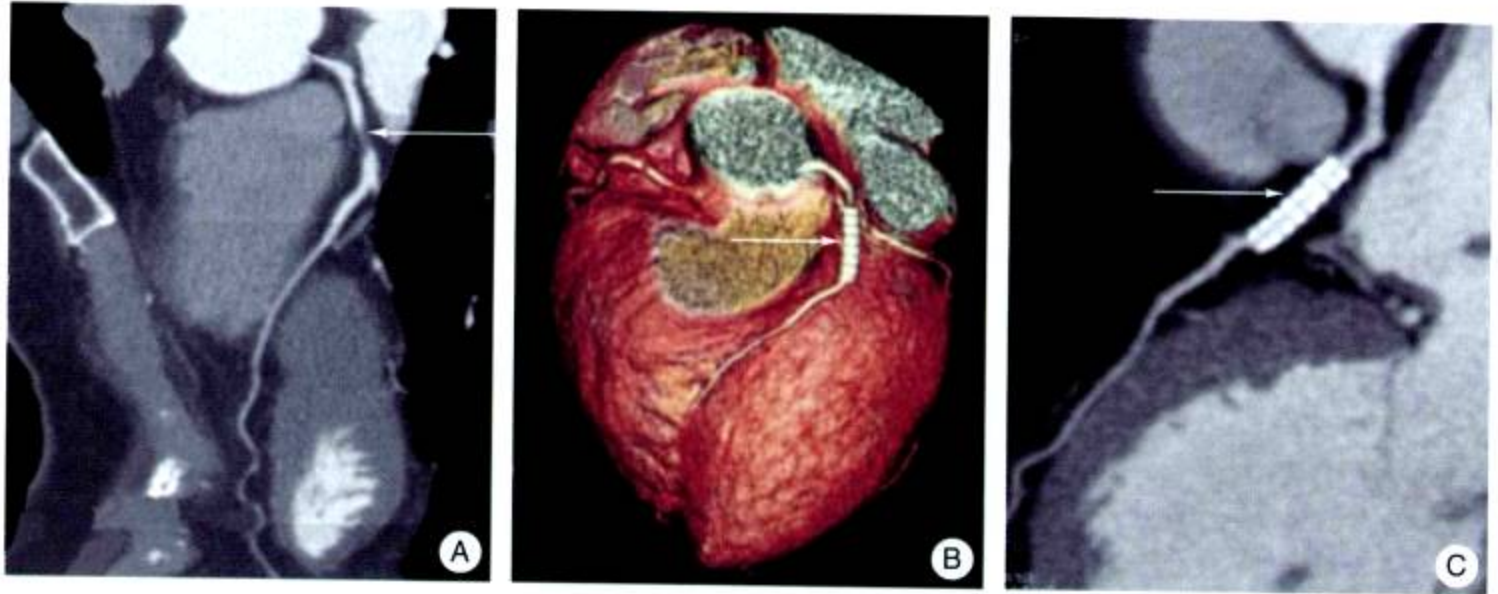


图 9-4 前降支支架置入术

A. CPR 显示前降支近心段 95% 狭窄 (↑); B、C. 支架置入术后, 支架形态整齐, 支架两端无狭窄, 远段血管显影良好 (↑)

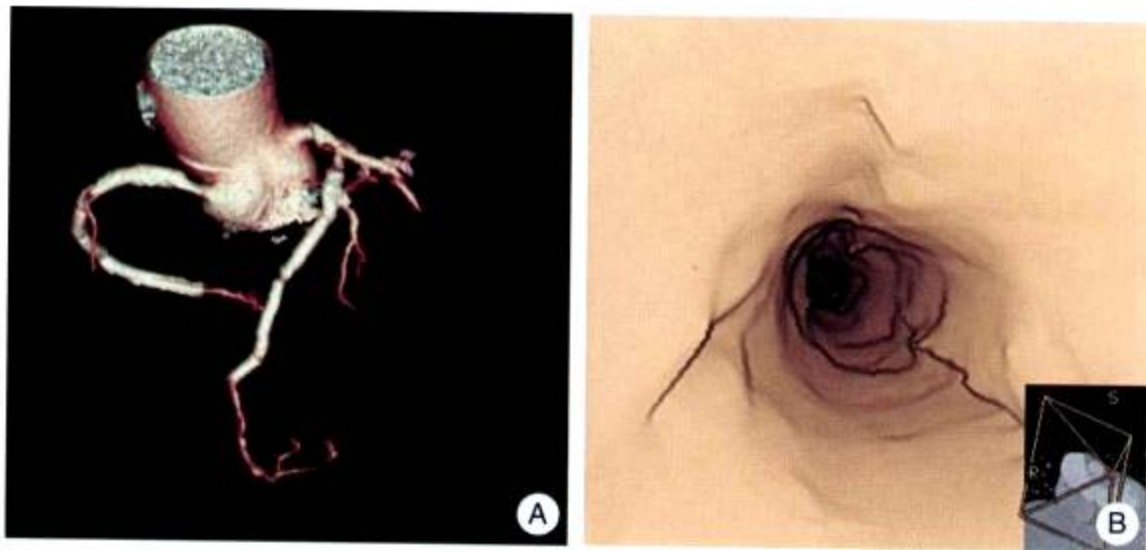


图 9-5 前降支、右冠状动脉多枚支架置入术后

A. VR 显示支架分布、形态整齐, 各枚支架衔接良好。各分支及支架远段血管显影, 支架通畅; B. VE 示 LAD 支架内壁波状内膜整齐, 腔内未见再狭窄发生

### 3. 支架再狭窄 MDCT 征象

(1) 支架两端狭窄: 多是由于冠状动脉原固有病变发展而来, 或支架过大造成损伤所致, 可发生在一端或两端呈“包糖纸”现象 (图 9-6, 图 9-7)。

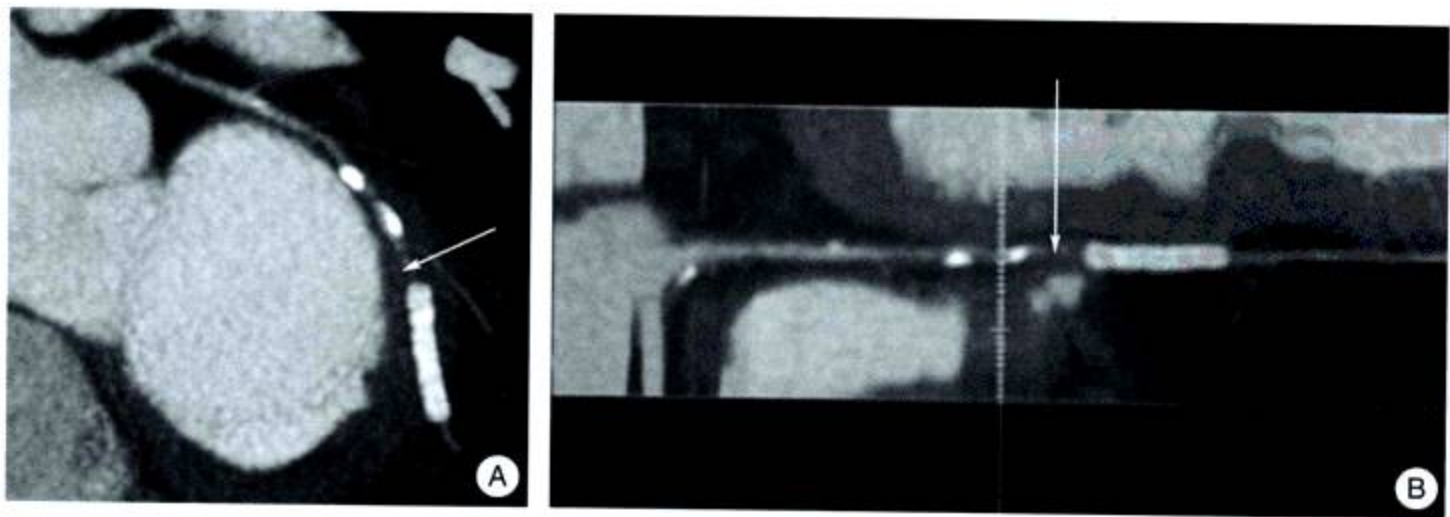


图 9-6 回旋支中段支架置入术后

A. MIP 显示支架形态整齐, 支架近端狭窄——完全梗阻 (↑), 支架远段血管通过侧支循环显影; B. 同一例患者 CPR 自动测量



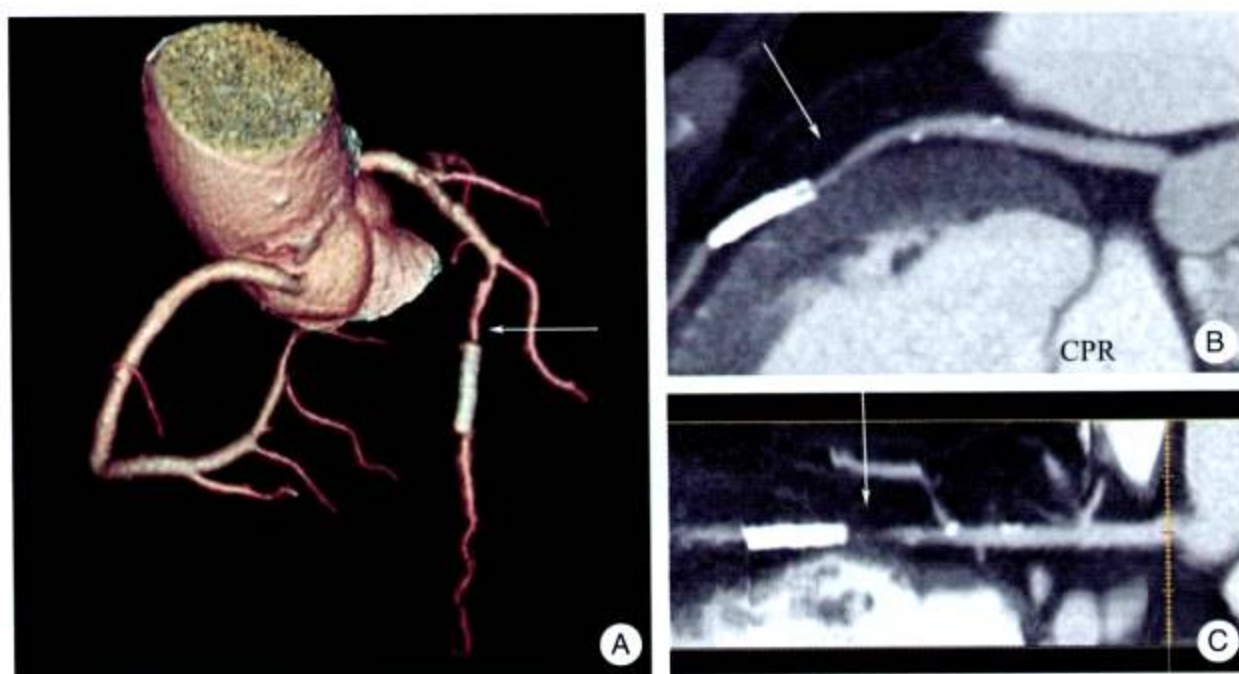


图9-7 前降支中段支架置入术后  
CPR显示支架形态整齐，支架近端中度狭窄（↑）。支架远段血管显影

(2) 支架内再狭窄：通常情况，由于金属高密度伪影，MDCT对支架内腔观察受限，仅在大直径薄壁支架伪影较小时，可能发现腔内再狭窄或低密度充盈缺损。狭窄或梗阻多由于内膜增生、斑块形成和（或）血栓形成所致，MDCT征象为支架内低密度充盈缺损，支架以远血流灌注减少，远段血管变细。如果重度狭窄—完全梗阻，远段有侧支循环供血，血管变细不显著（图9-8）。

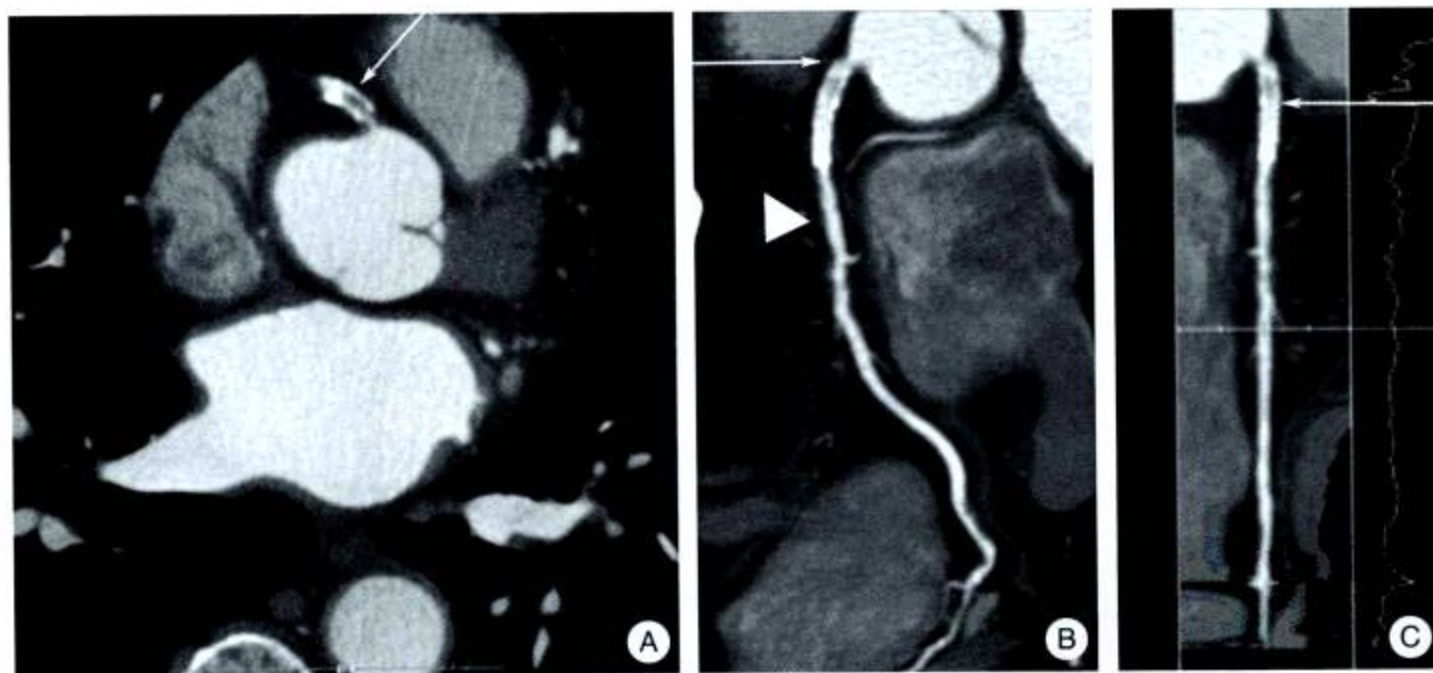


图9-8 右冠状动脉近心段支架置入术后  
横断像显示右冠状动脉开口及支架腔内低密度充盈缺损（A ↑），CPR显示支架形态整齐，支架腔内低密度充盈缺损以近端为明显（C ↑）。支架以远段血管不规则中度狭窄（B ▲），右冠状动脉远段及末梢显影良好，可能通过侧支循环供应

(3) 左主干支架完全梗阻：左主干支架一般较粗，术后狭窄—梗阻MDCT较容易检出。与其他支架狭窄原因一样，多由于内膜增生、斑块形成和（或）血栓形成所致，MDCT征象为支架内低密度充盈缺损，无造影剂充盈。远段多有侧支循环供血，可以有造影剂充盈，血管变细不显著（图9-9）。



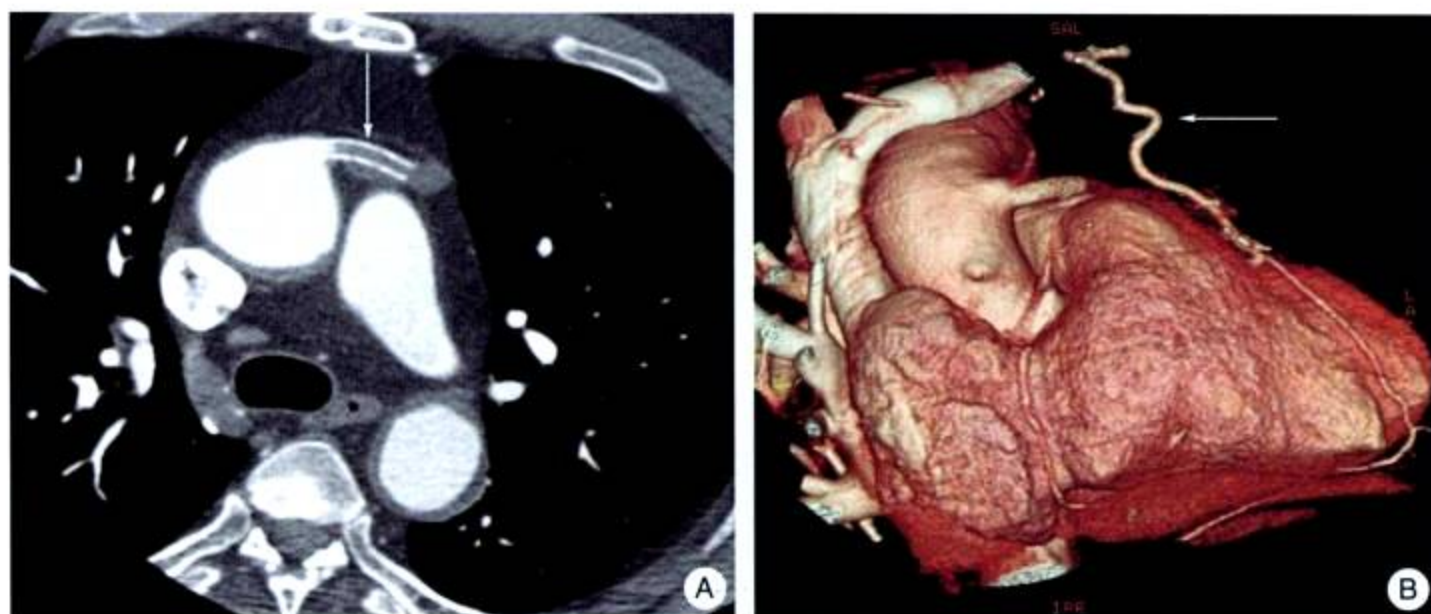


图9-9 左主干支架完全梗阻

A. 支架内低密度充盈缺损，无造影剂充盈 (A ↑)；B. 左主干支架完全梗阻后实行搭桥手术 (B ↑)

(4) 特殊支架置入技术：用于分叉处病变分叉支架 (bifurcate stent) 置入后的 MDCT 随访 (图9-10, 图9-11)。

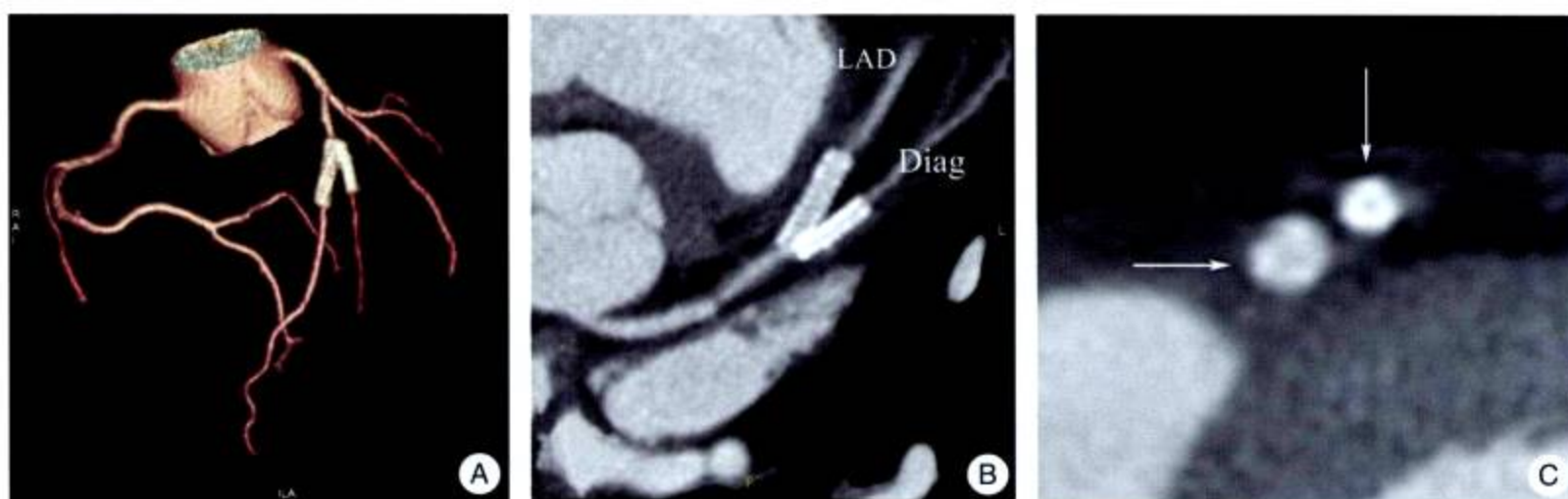


图9-10 前降支 (LAD) 与对角支 (Diag) 分叉处病变

采用双支架置入后的 MDCT 随访显示支架位置、形态良好，内腔通畅，支架两端无狭窄，远段显影良好



图9-11 前降支狭窄、对角支开口部狭窄

采用前降支支架与对角支端端双支架置入后的 MDCT 随访显示支架位置、形态良好，内腔通畅，支架两端无狭窄，前降支及对角支远段显影良好 (↑)



#### 4. MDCT在支架置入在并发症诊断的应用

(1) 心包填塞：多数由于导丝或导管穿破血管、球囊-支架与血管不匹配或过度扩张血管破裂。CT横断层面显示心包积液及时介入方法心包引流。无效时需要外科处理(图9-12)。

(2) 支架脱落或移位：影像增强器透视下观察支架有一定困难，而MDCT可以明确显示支架位置。

(3) MDCT可以用于支架置入后短缩及短缩率测定，弹性回缩与回缩率测定。

(4) 导管与导丝断裂形成心血管内异物，影像增强器透视下观察有一定困难，MDCT可以容易检出。

(5) 冠状动脉夹层形成：MDCT检出冠状动脉夹层形成，减少有创检查进一步损伤。

(6) 主动脉夹层：介入治疗时发生急性胸痛，及时做MDCT可以检出主动脉夹层形成，减少有创检查进一步损伤。

(7) 腹膜后血肿：介入治疗后发生腰、腹痛、低血压，应及时做MDCT可以检出介入治疗引起的腹膜后血肿，对及时处理及随诊有重要价值。

(8) 股动脉损伤如假性动脉瘤、动静脉漏等(图9-13)。

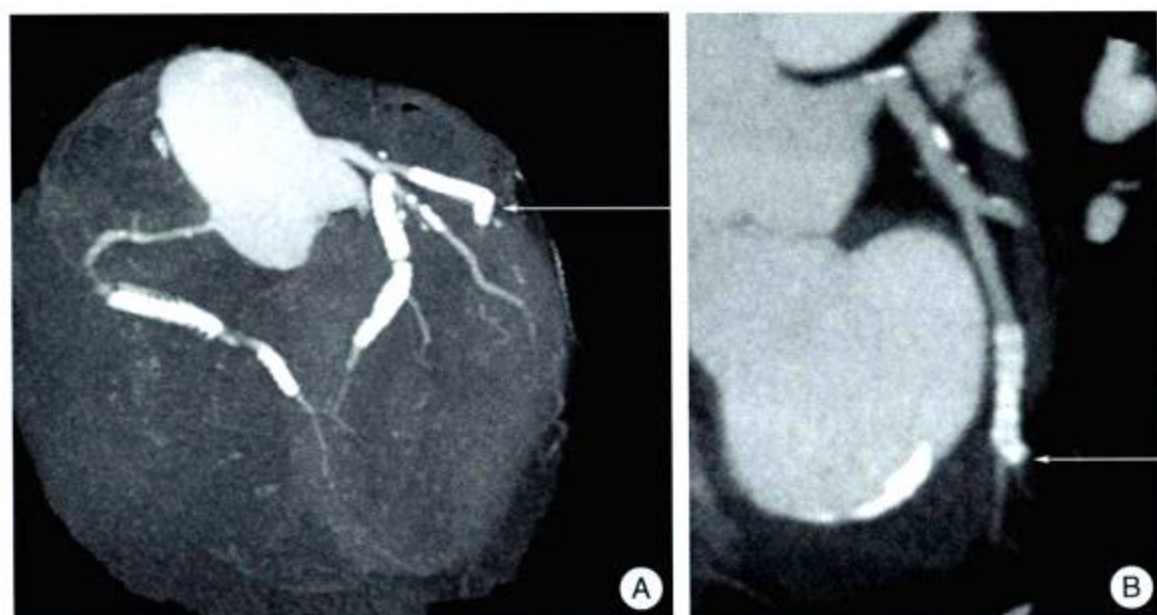


图9-12 回旋支支架置入术后心包填塞，介入治疗心包引流术后缓解  
MDCT显示支架先端由导丝误引入细小分支(↑)，过度扩张而破裂，造成心包填塞



图9-13 右股动脉假性动脉瘤(↑)



5. MDCT 测定支架术后左心功能 MDCT 可以测定左心室舒张末期与收缩末期容积 (EDV、ESV)，因此，可以计算左室每搏输出量 (SV)，可以获得射血分数 (EF)，也可以得到心室壁收缩增厚率；观察心肌染色并可以测定心肌灌注量，定量分析心脏功能 (图 9-14，图 9-15)。

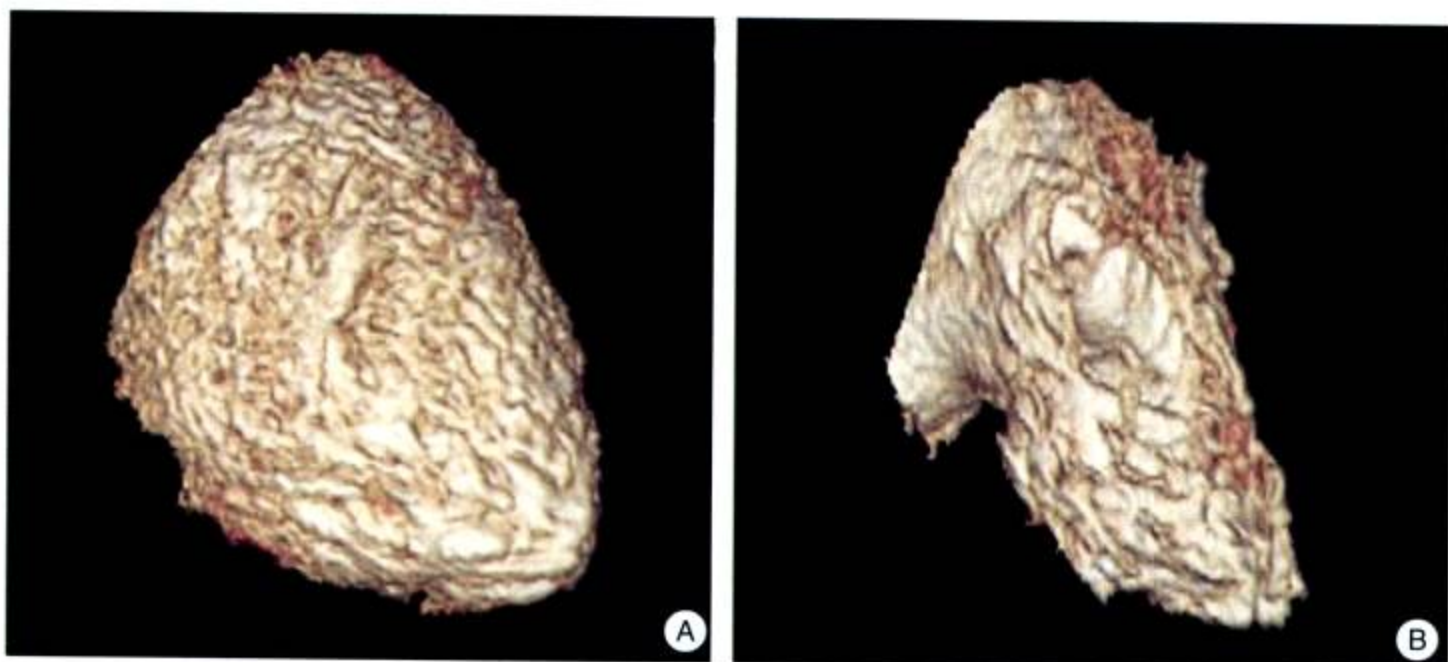


图 9-14 MDCT 左心室心功能测定示意图  
A. 舒张末期；B. 收缩末期

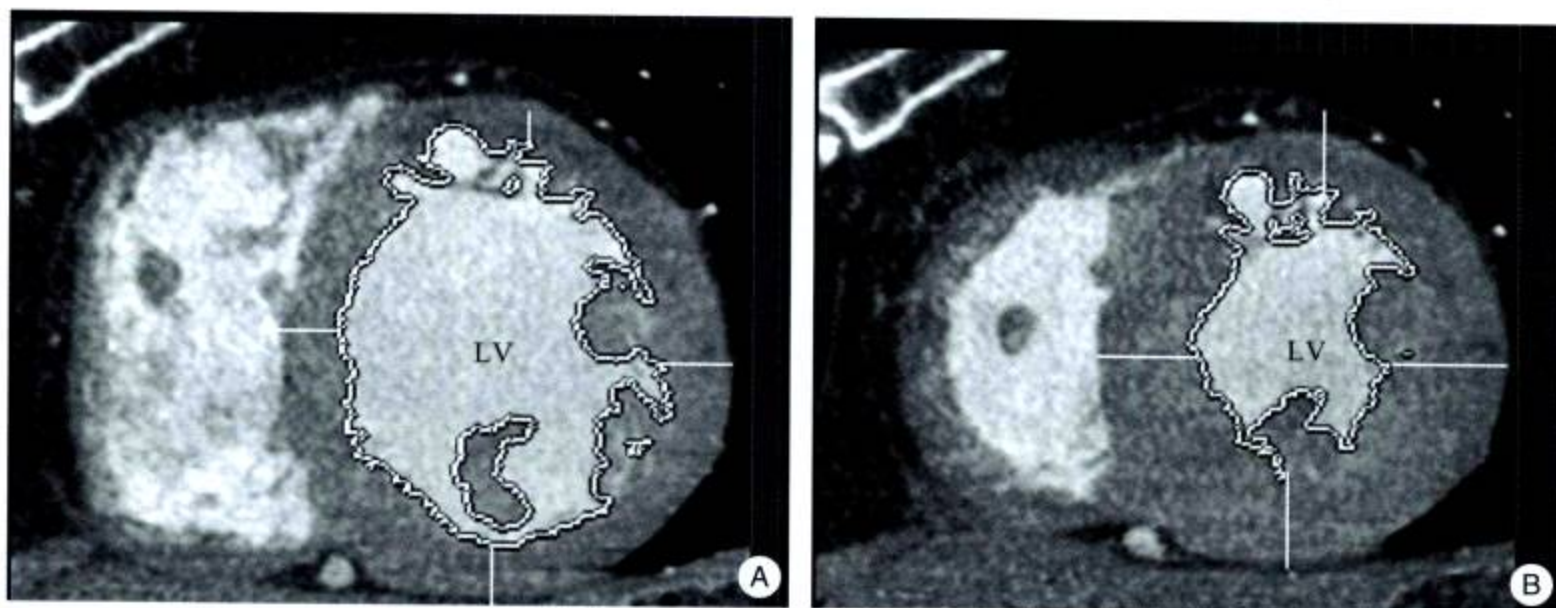


图 9-15 MDCT 左心室心功能测定示意图  
左室短轴切面 (舒张末期，收缩末期)，测定心肌收缩期增厚率

#### 四、MDCT 在冠状动脉内支架术应用中的局限性

1. 冠状动脉支架图像质量受多种因素影响 MDCT 冠状动脉成像在评价冠状动脉支架时，图像质量与心率有关。当心率大于 70 次/分时，可评价的支架数明显减少。重建时相选择不合理时，会导致支架显示模糊或中断。重建算法选择不适宜，也会使支架轮廓不清。扫描时，螺距越大，支架的图像质量越差 (图 9-16)。当支架处冠状动脉管壁存在明显钙化时，会遮蔽管腔，也不能对支架内腔狭窄做出准确评价。另外，支架的长度、管径及支架与扫描平面所处的角度均会对图像质量产生影响。



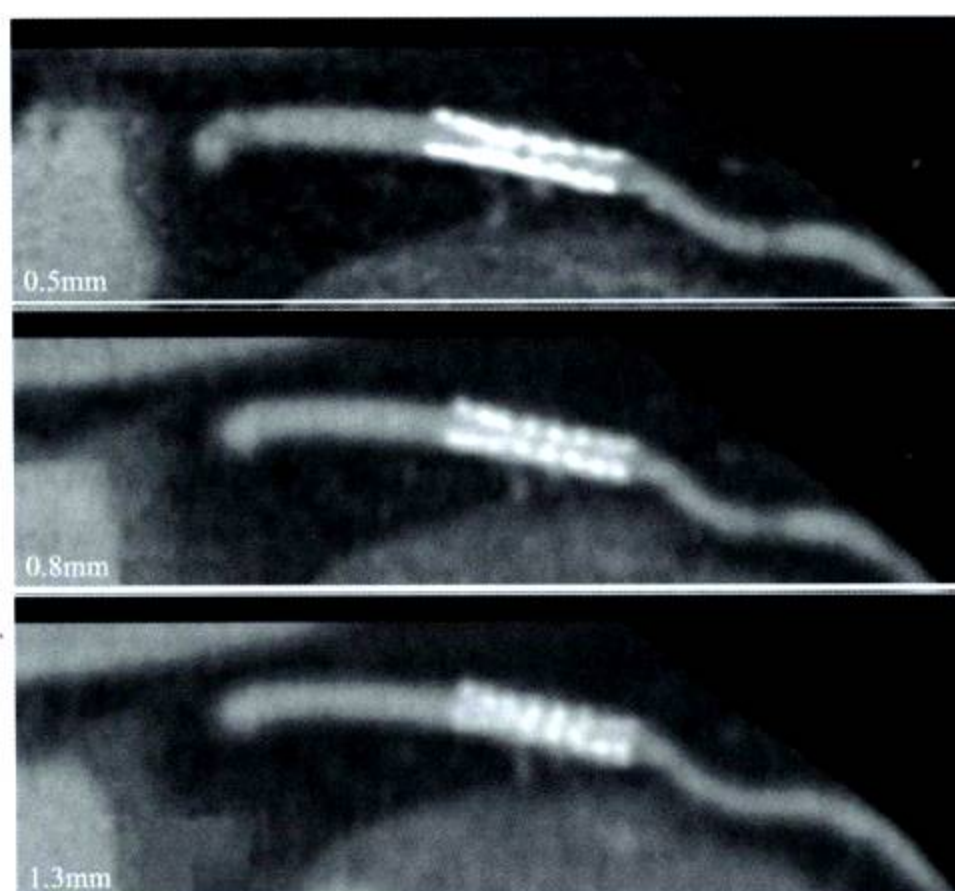


图 9-16 不同层厚对支架重建的影响，薄层重建图像最清晰

2. MDCT 冠状动脉成像直接观察支架内腔具有一定限制 Maintz 等使用 4 层螺旋 CT 对不同材料的支架进行体外研究，结果发现：伪影可导致支架壁增厚，并明显减小了支架内腔直径，提高腔内的 CT 值，支架周围出现放射状伪影。这样既不易准确测量支架内径，也不能在腔内出现血栓时准确测量血栓的 CT 值。并且，支架的材料和设计不同导致伪影的程度也是不同的。钽支架引起的伪影最明显，Nir Royal 和 Jostent stent graft 支架也会导致严重伪影，可使支架内腔完全无法显示，而其他材料的支架均有一定程度的内腔显示，V-Flex、Be-stent 和 Sirius 支架的伪影最小。他们在另一项体内研究中，通过与常规冠状动脉造影对照，发现 CT 只能显示 20%~40% 的支架内腔。这样，MDCT 就不能发现支架内轻、中度狭窄，只有对高度狭窄和闭塞的检测才较可靠。Nieman 等在体外研究发现，即使无运动伪影，使用非常薄的层厚，高密度伪影导致测量的支架壁厚度仍大于实际厚度。Kruger 则认为，由于部分容积效应和线束硬化伪影，MDCT 不能直接观察支架内再狭窄。

部分患者可通过支架远端血管对比剂充盈情况来间接评价支架的通畅性。但是如果患者支架虽然闭塞，但因侧支循环好，远端血管仍可逆向充盈，可能会造成假阴性结果。

电子束 CT 可以测量冠状动脉血流，用以评价支架通畅及供血状况，图 9-17 及表 9-1 为 EBCT 测量各支血管正常血流曲线及特点，MDCT 可以借鉴。

表 9-1 正常冠状动脉的血流模式测量结果

	升主动脉/室腔	前降支	回旋支	右冠脉	左乳内动脉
峰值 (HU)	330.5 ± 36.78	213.80 ± 92.83	204.75 ± 44.03	261.75 ± 82.54	198.75 ± 38.06
峰值比		0.64 ± 0.20	0.63 ± 0.20	0.78 ± 0.19	0.60 ± 0.06
延迟时间 (s)		1.78 ± 1.30	1.38 ± 1.59	0.26 ± 0.84	1.96 ± 1.29
增高值 (HU)	237.00 ± 49.45	166.75 ± 39.69	175.50 ± 40.34	179.50 ± 108.58	154.50 ± 58.26
曲线下面积	10670.93 ± 4112.10	5984.08 ± 768.66	5689.83 ± 3351.05	5863.55 ± 1275.31	4494.91 ± 2321.05



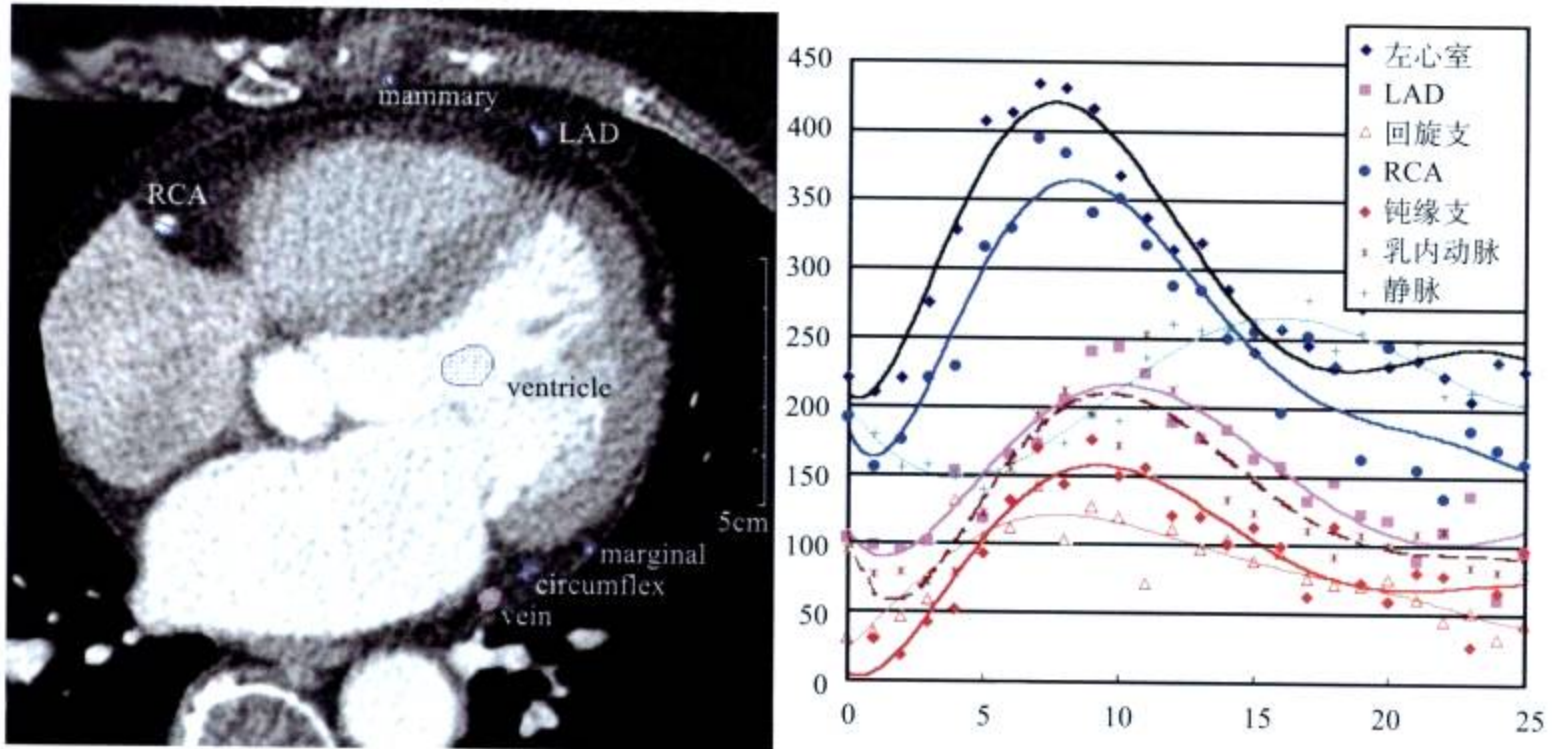


图 9-17 冠状动脉血流测定

ventricle: 左心室; LAD:前降支; circumflex: 回旋支; RCA: 右冠状动脉; marginal: 边缘支;  
mammary: 乳内动脉; vein: 静脉

总之,目前MDCT冠脉成像直接观察冠状动脉支架管腔尚有一定限制,但可以直接显示支架的位置、形态、支架两端冠状动脉血管状态及支架以远血管的灌注等方面有重要作用;待开发冠状动脉血流测量软件,将有助于支架随访。

## 第二节 MDCT 在冠状动脉旁路移植术的应用

冠心病外科治疗中,主要采用冠状动脉搭旁路移植术又称冠状动脉搭桥术,是采用血管移植方法,在体循环动脉系统与冠状动脉狭窄性病变远端血管之间,建立旁路供血通道,重建或改善病变冠状动脉供血区域的心肌供血。血管移植一般选择大隐静脉、乳内动脉、桡动脉、胃网膜右动脉等。大隐静脉桥一般是取自身一段大隐静脉,将其倒转,一端吻合于升主动脉,另一端吻合于冠状动脉狭窄的远端,使升主动脉血流通过血管桥而达到缺血的心肌。乳内动脉桥则直接将带蒂的乳内动脉与冠状动脉狭窄远端吻合。大组研究证明,大隐静脉桥约10%~20%在术后1~2年内闭塞,45%~55%术后10~12年闭塞。而乳内动脉桥通畅率明显高于大隐静脉桥,10年通畅率90%。胃网膜右动脉2~5年通畅率达95%。因此,多主张桥血管全动脉化以达到更好的长期通畅率和生存率。

### 一、MDCT 在冠状动脉搭桥术前的应用

1. MDCT 检出升主动脉病变 冠状动脉搭桥术中遇到的升主动脉疾病包括升主动脉粥样硬化、主动脉退行性变和夹层动脉瘤等,将直接影响搭桥术的成败。



根据 Mills 分型方法,升主动脉粥样硬化分为3型: I型是瓷壳型 (porcelain aorta),其升主动脉全周钙化,在搭桥术阻断或部分阻断升主动脉时易致斑块脱落和升主动脉损伤。II型为内膜酥脆型 (ragged friable),升主动脉内膜面粗糙酥脆,斑块极易脱落,在术中应尽力避免触碰和钳夹升主动脉。III型为壁内液化型 (liquid intraluminal disease),表现为升主动脉腔内液化脆片。

Wareing 等提出将升主动脉粥样硬化分为轻、中、重度。轻度主动脉粥样硬化指主动脉壁厚不超过3mm,可像正常升主动脉一样按标准手术程序进行。中度主动脉粥样硬化性病变是指升主动脉局部存在中度或重度 (增厚超过3mm) 的动脉粥样硬化灶。术中处理依病变部位而异。如病变在升主动脉远端1/3,建议采用股动脉插管,阻断钳尽量置于升主动脉近端或不阻断升主动脉。病变在升主动脉中1/3时,需调整静脉旁路近端吻合口的位置,一般是尽可能将近端吻合口做在升主动脉病变的近端。重度升主动脉粥样硬化时升主动脉全周受累或多处受累,无法在升主动脉操作。

就冠状动脉搭桥术而言,术中建立体外循环、升主动脉阻断和部分阻断以及在升主动脉上打孔都会进一步加重升主动脉损害和造成斑块脱落,并可能直接造成冠状动脉旁路近端吻合口吻合困难和吻合口附近斑块脱入冠状动脉旁路。因此,术前准确评价升主动脉粥样硬化的程度具有重要的意义。目前了解升主动脉的情况主要依靠左室造影或升主动脉根部造影等,这些方法为有创性检查,且不能观察血管壁的改变,而MDCT检查可在术前准确了解升主动脉壁厚,反映动脉粥样硬化的位置和程度,粥样斑块的位置和大小,以及钳夹升主动脉时液化斑块脱落的危险性。另外,MDCT也可显示升主动脉瘤、主动脉扩张、夹层动脉瘤以及主动脉瓣狭窄、钙化等情况,这对心外科医生选择手术方式都具有重要的意义 (图9-18,图9-19)。

**2. MDCT 检出锁骨下动脉病变,了解桥血管的情况** 头臂动脉狭窄与冠状动脉粥样硬化性心脏病有相似的病理过程,因此,在拟采用乳内动脉行冠状动脉旁路移植患者,术

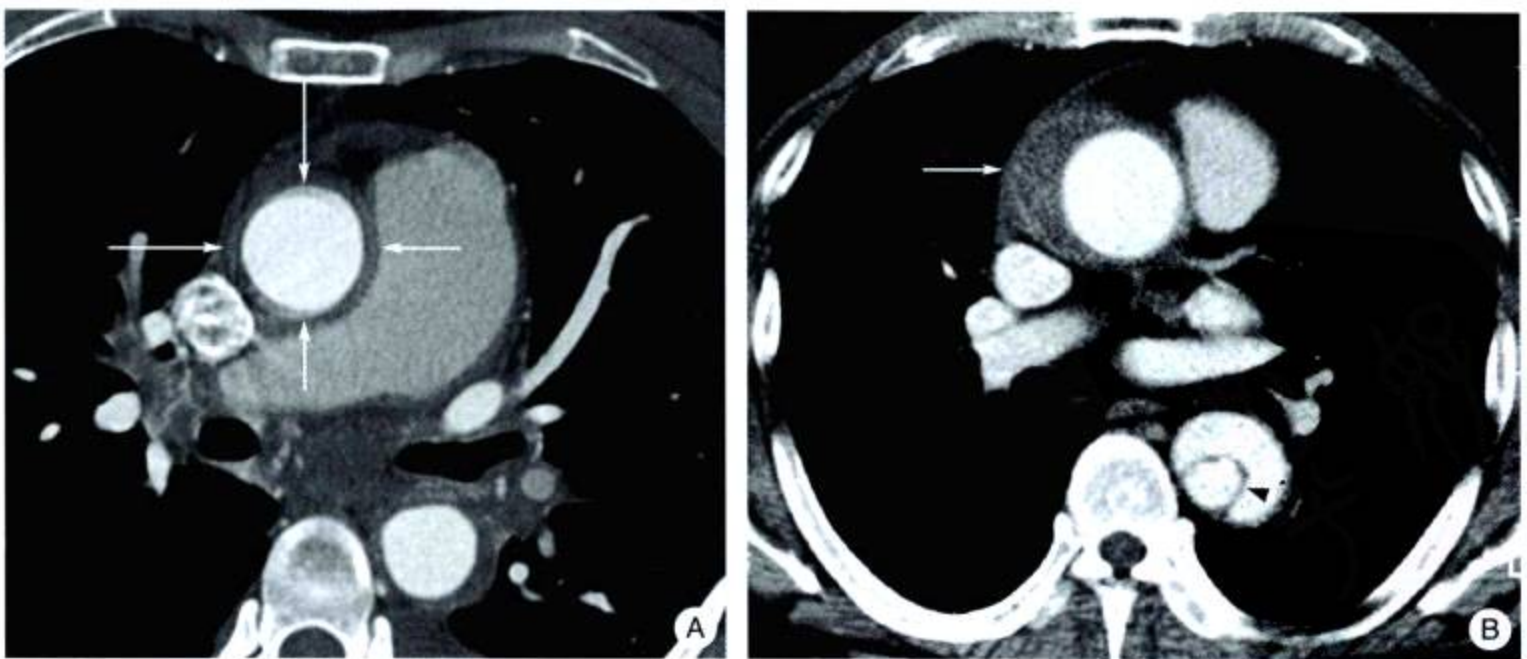


图9-18 升主动脉炎和夹层

A. 大动脉炎,升主动脉壁增厚 (约5mm ↑); B. 主动脉夹层,升主动脉呈半月形壁内血肿 (↑)



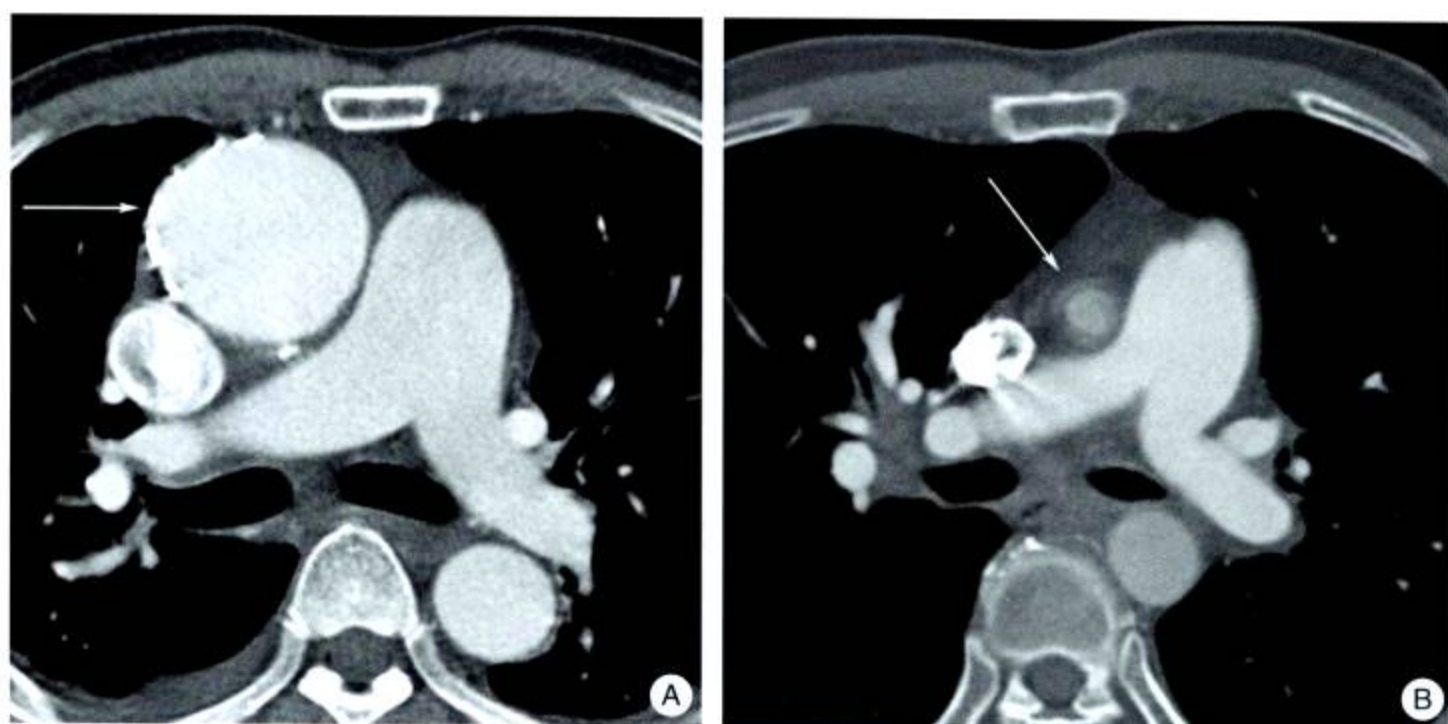


图 9-19 升主动脉钙化和狭窄

A. 升主动脉钙化 (↑); B. 升主动脉狭窄 (William's syndrome) 管壁增厚 (↑)

前应对锁骨下动脉进行评估, 以避免有狭窄性病变存在, 若为双侧病变, 需放弃这一术式的选择 (图 9-20)。同时, 如果患者有无脉症病史, 尤其应该在术前进行检查。年轻患者还应该除外大动脉炎存在。

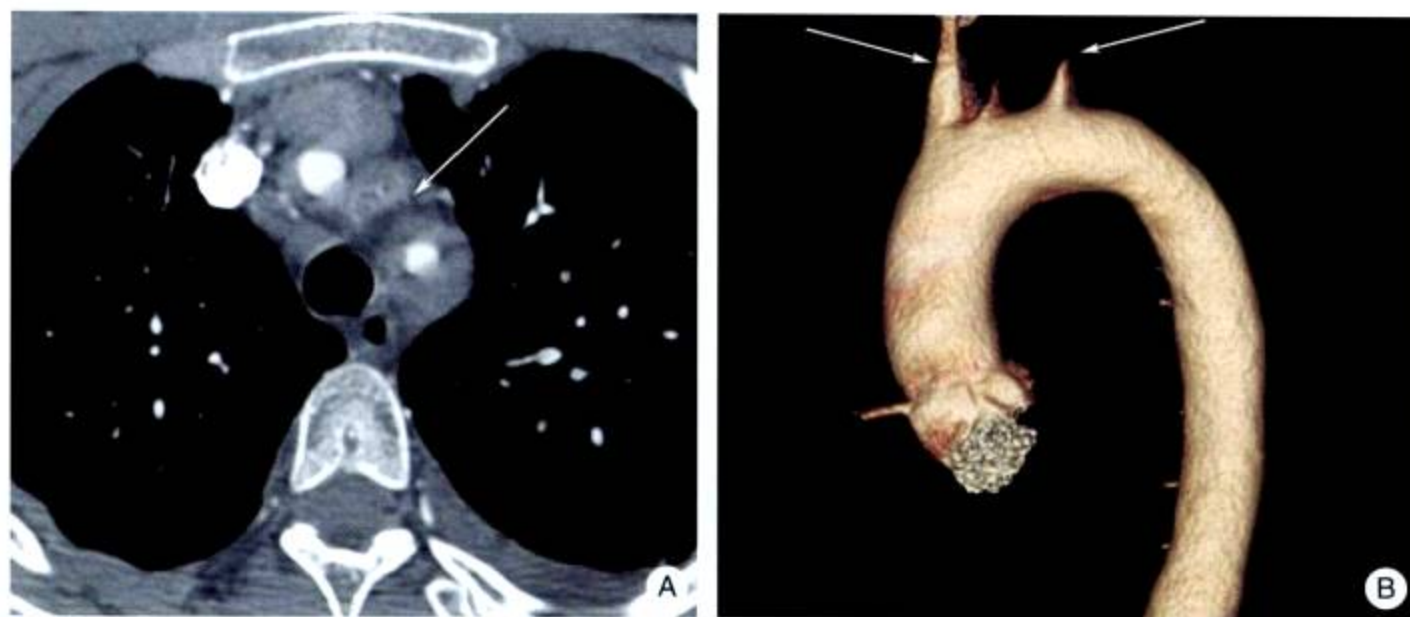


图 9-20 头臂动脉狭窄及闭塞

横断面 (A) 及三维重建 (B) 显示右无名动脉狭窄, 右颈总动脉于根部闭塞 (↑), 左锁骨下动脉狭窄-闭塞 (↑)。左侧乳内动脉细显影淡。右侧乳内动脉显影良好

MDCT 可以进一步了解桥血管的情况, 特别是乳内动脉、左侧乳内动脉, 可吻合于前降支或对角支; 右侧乳内动脉可被用于吻合右冠脉、锐缘支甚至后降支, 也可将其绕过主动脉前方吻合于前降支或对角支。外科医师需在术前全面了解内乳动脉的情况, 包括: 血管的走行有无变异、与拟搭桥冠状动脉的位置关系、左乳内动脉与左前降支间是否夹有肺组织, 以及乳内动脉是否有动脉粥样硬化改变等。MDCT 能很好地反映以上信息, 帮助外科医师制定准确的手术计划, 防止手术时误伤乳内动脉 (图 9-21)。





图 9-21 乳内动脉桥血管，走行于心前缘（↑）

**3. MDCT 在冠状动脉搭桥术适应证选择的应用（图 9-22）** 手术治疗是缺血性心脏病有效的方法。冠脉搭桥术的手术适应证为：①冠状动脉多支血管病变，尤其是合并糖尿病的患者。②左主干病变。③不适合介入治疗的患者，包括：冠状动脉弥漫性病变（长度>20mm）、严重成角、明显钙化、近端严重弯曲、完全闭塞长于3个月、累及大分支以及静脉桥闭塞等。④中老年人瓣膜病换瓣术约有50%以上因合并冠心病，需要同时行冠状动脉搭桥术。⑤心肌梗死后机械并发症，如室壁瘤、室间隔穿孔、乳头肌断裂、心脏破裂（假性室壁瘤）等，手术时需同时行冠状动脉搭桥术。⑥冠状动脉介入诊断或介入治疗中出现严重并发症的。进行冠状动脉搭桥术时要求远端血管通畅，且吻合血管内径>1.5mm，血管供应区有存活心肌。

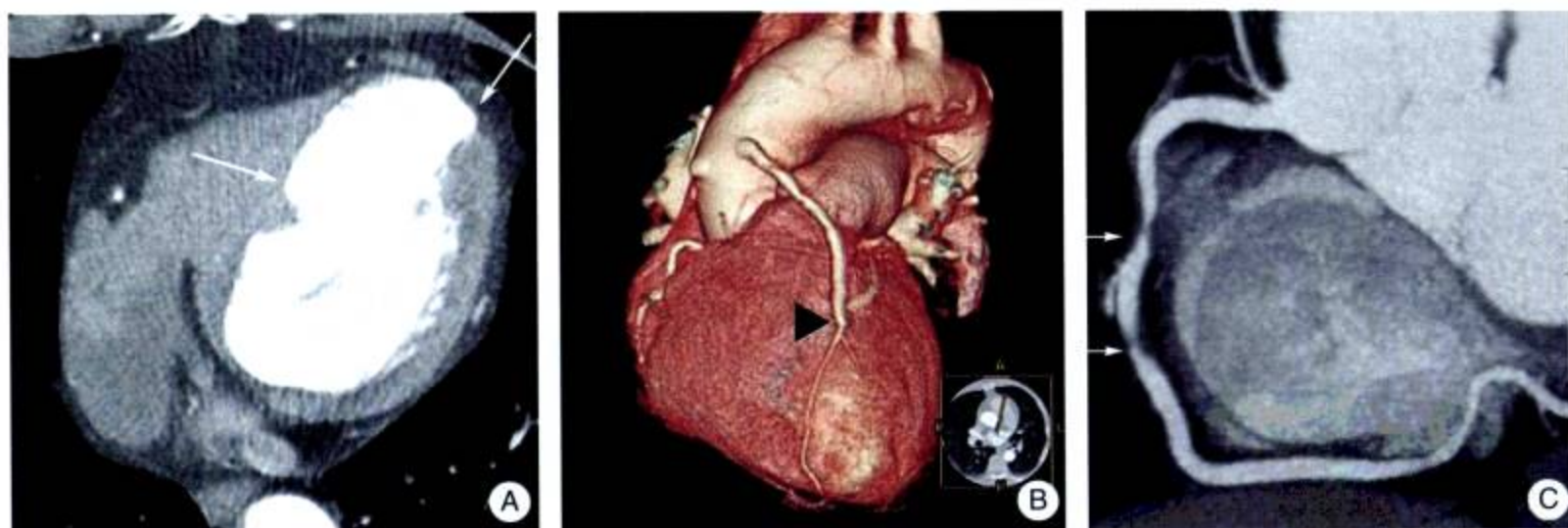


图 9-22 前降支、右冠状动脉 MDCT 成像

男性，59岁，A. 前降支近段完全梗阻，右冠状动脉重度狭窄，前间壁心肌梗死，室壁瘤形成（↑）；B. 前降支、右冠状动脉大隐静脉桥搭桥术后，前降支桥血管通畅（▲）；右冠状动脉桥血管自开口部闭塞（↑）；C. 右冠状动脉狭窄（↑）

MDCT可在术前以无创性方法显示冠状动脉狭窄的位置、程度以及长度，可帮助医生考虑患者治疗方法的选择。并且，MDCT能观察狭窄远端血管的通畅情况，测量血管内径。MDCT还能反映心功能，术前的心功能情况是直接影响围手术期心脏事件及长期生存的重要因素。另外，MDCT可以检出冠心病心肌梗死机械并发症。当前MDCT心肌灌注研究有可能鉴别存活心肌的存在，为选择搭桥术适应证选择提供重要信息。



## 二、冠状动脉不同搭桥血管材料 MDCT 征象

1. 乳内动脉桥 (图 9-23) 左乳内动脉起自左锁骨下动脉, 管径均匀, 作为桥血管, 走行于心前缘, 主要应用于前降支。乳内动脉桥血流动力学研究证明其灌注压及血流量均达到前降支生理指标, 10 年通畅率达 90%, 高于大隐静脉桥, 是优良移植材料。

2. 桡动脉桥 (图 9-24) 作为动脉桥血管, 其灌注压及血流量均达到冠状动脉生理指标, 而且, 远期开通率远高于大隐静脉桥, 是优良移植材料。

3. 大隐静脉桥 (图 9-25) 大隐静脉桥是取自身一段大隐静脉, 将其倒转, 作为桥血管移植材料。由于其内径大, 有足够长度, 有时应用其做续贯桥, 向两支或以上血管供血, 可以保证升主动脉血流达到缺血的心肌, 是良好移植材。但是, 术后大隐静脉动脉化, 而发生动脉粥样硬化、钙化, 产生狭窄以致发生闭塞, 值得注意。

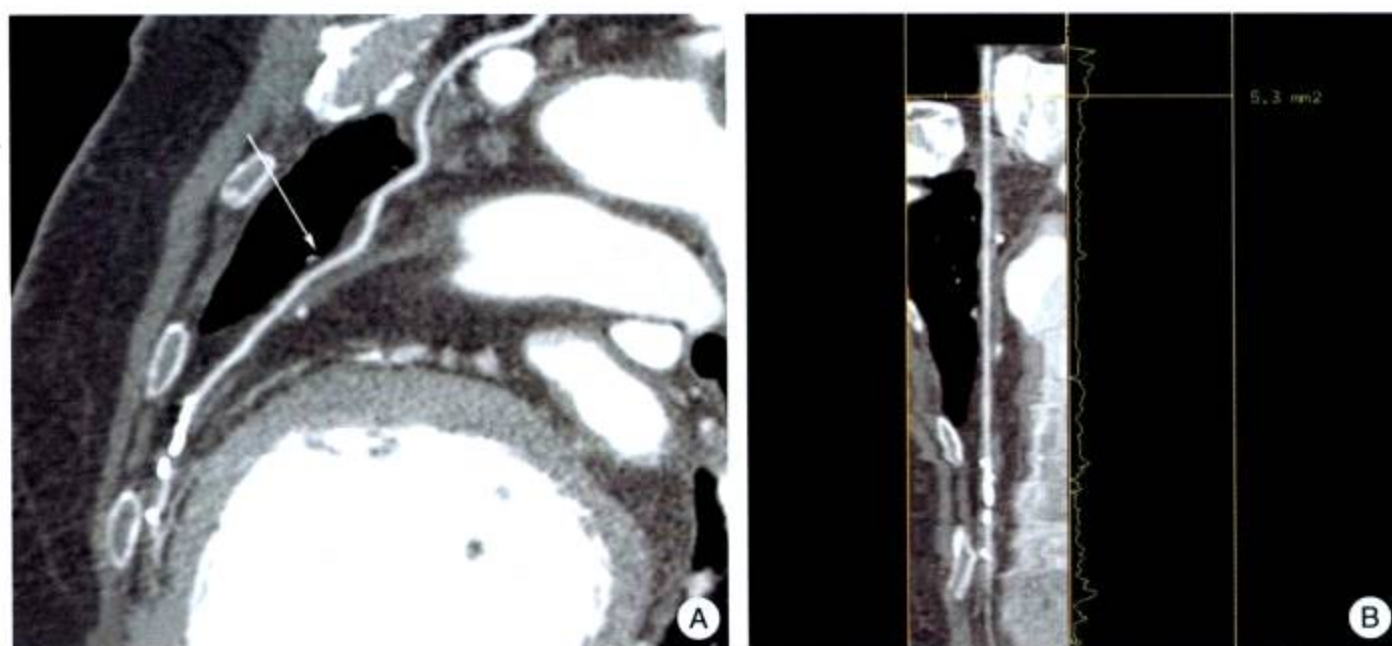


图 9-23 乳内动脉桥

A. 乳内动脉桥血管 (前降支吻合口钙化); B. 血管自动测量分析

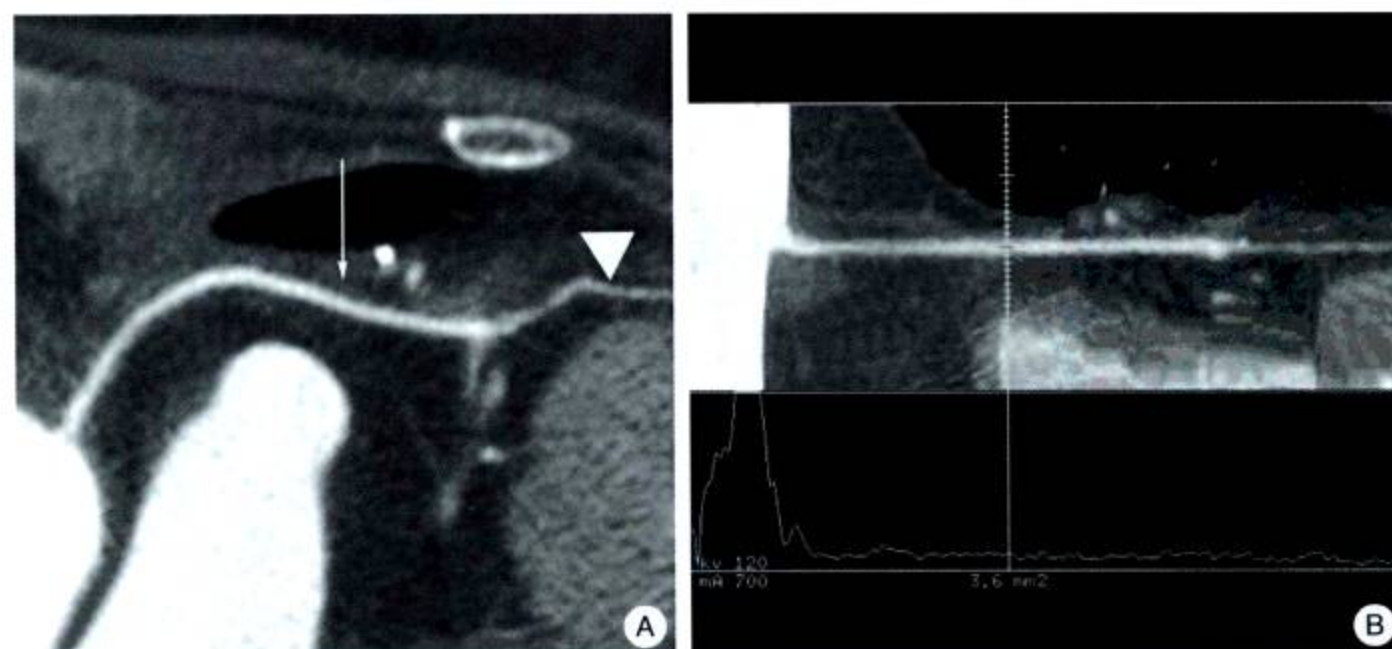


图 9-24 桡动脉桥

A. 桡动脉桥 (↑) 供血给钝缘支 (▲); B. 血管自动测量分析



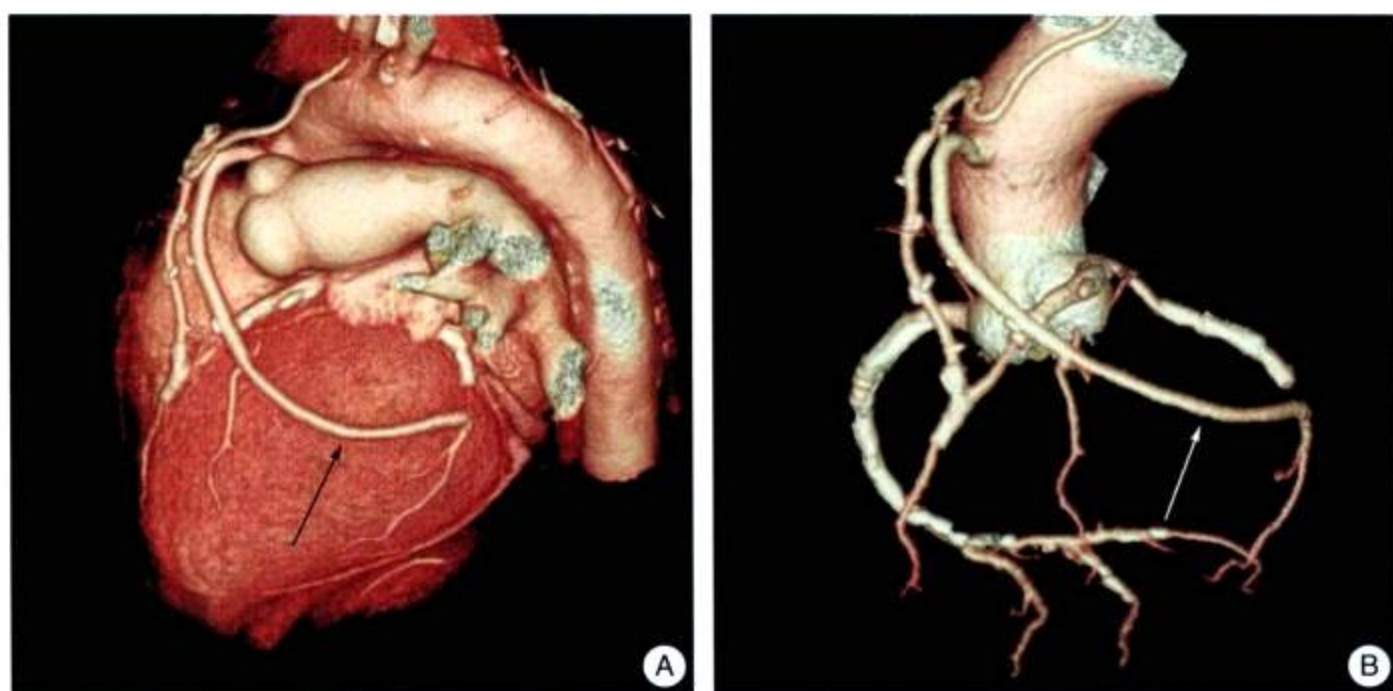


图9-25 大隐静脉桥（↑），主动脉-对角支、钝缘支续贯桥（↓）

4. 人工血管桥（图9-26） 应用人工血管实行升主动脉移植术时，可用带有为冠状动脉分支设计的人工血管同时实行冠状动脉搭桥术。



图9-26 人工血管桥

升主动脉人工血管带有一个共干（▲）发出两支桥血管，一支用于主动脉-左冠状动脉桥（↑），另一支为主动脉-右冠状动脉桥（↓）

### 三、MDCT在冠状动脉搭桥术后随访中的应用

随着冠状动脉搭桥术的成熟，越来越多的冠心病患者接受了手术治疗，因此，术后定期评价搭桥血管的开通情况是必要的。既往冠状动脉造影是唯一复查的方法，1986年，电子束CT（EBCT）应用于临床后，陆续有应用EBCT做冠状动脉搭桥术后随访的报道。近年来，MDCT冠状动脉成像的广泛应用，应用无创的MDCT做冠状动脉搭桥术后随访，受到越来越多的关注。

#### （一）扫描技术

64排MDCT在对冠状动脉搭桥术患者进行检查时与一般冠状动脉CT成像扫描技术基



本一致，但需注意以下3点。①延迟时间：同于冠状动脉检查延迟时间。②扫描范围：除常规冠状动脉扫描范围外，上界与手术方式有关，对于大隐静脉搭桥血管，扫描最上层层面应包括主动脉弓。对于内乳动脉搭桥血管，扫描最上层层面应包括弓上头臂动脉，主要是（左右）锁骨下动脉。对胃网膜右动脉桥血管检查，扫描范围较大，最下层层面应包括膈下主动脉。③注入造影剂速度及总量同于常规冠状动脉检查。

## （二）MDCT 评价桥血管

冠状动脉搭桥术后，随访的目的就是桥血管的通畅（图9-27，图9-28）、远段冠状动脉显影情况及心肌灌注效果。由于大隐静脉桥血管的动脉化易于发生动脉粥样硬化，斑块造成桥血管狭窄（图9-29），继发血栓形成进一步促进桥血管闭塞（图9-30）。桥血管闭塞多见于主动脉一侧的起始部；吻合口狭窄见于桥血管的两端，应该仔细分析。

MDCT桥血管成像由于移动伪影少，容易成功，评价桥血管有重要价值，受到国内外学者重视。Silber 等对74例冠状动脉搭桥术后的患者行MDCT与冠状动脉造影对照研究，MDCT检出搭桥血管闭塞上有极高的敏感性（100%）和特异性（96%）。Ropers 等对比分析65例182支桥血管，选择性冠状动脉造影显示了124支开通，58支闭塞。在124支开通

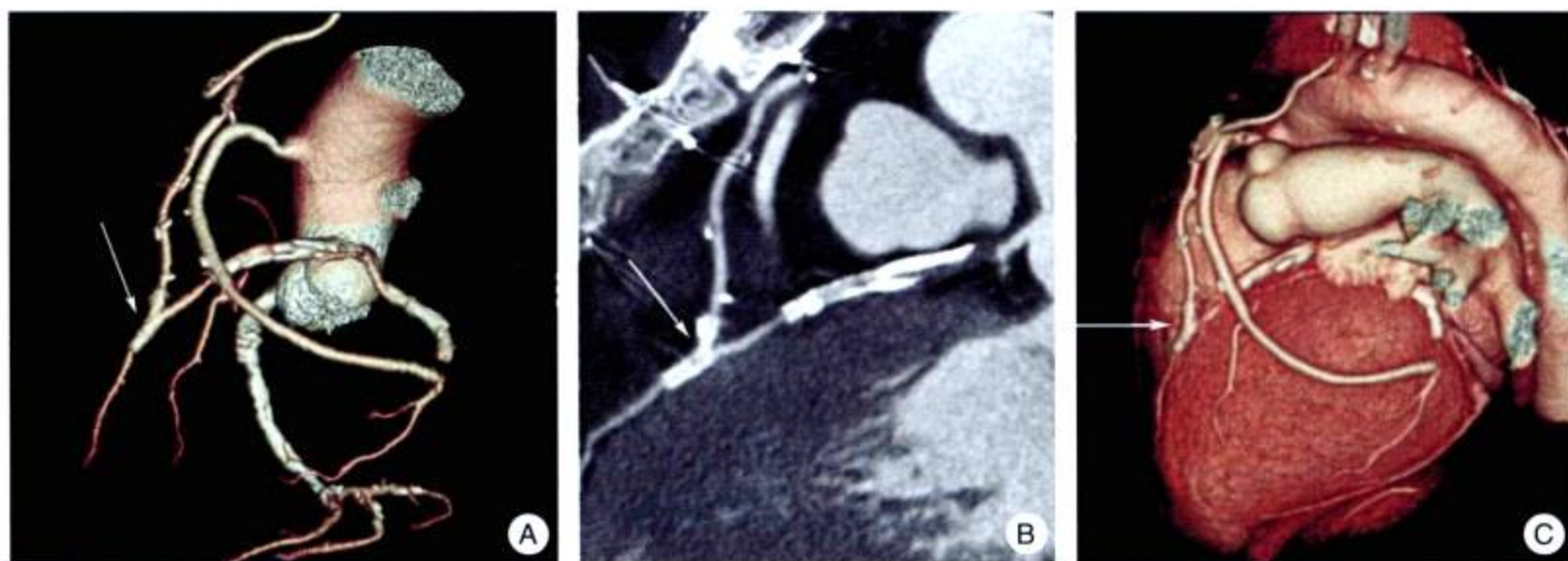


图9-27 前降支远段狭窄支架置入后，移植乳内动脉桥血管（↑），前降支远段显影良好

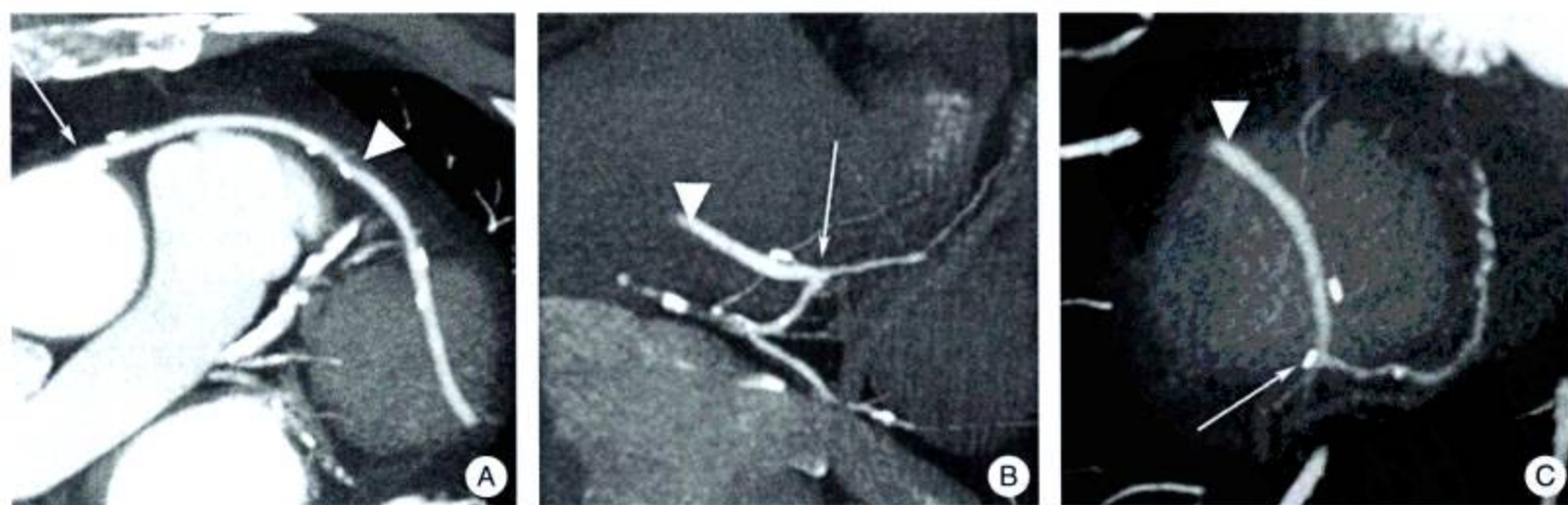


图9-28 大隐静脉桥血管

A. 大隐静脉桥血管（▲）主动脉开口部（↑）开通良好；B. 大隐静脉桥血管（▲）末端吻合口部（↑）开通良好；C. 大隐静脉桥血管（▲）末端吻合口部（↑）开通良好，末梢血管灌注良好



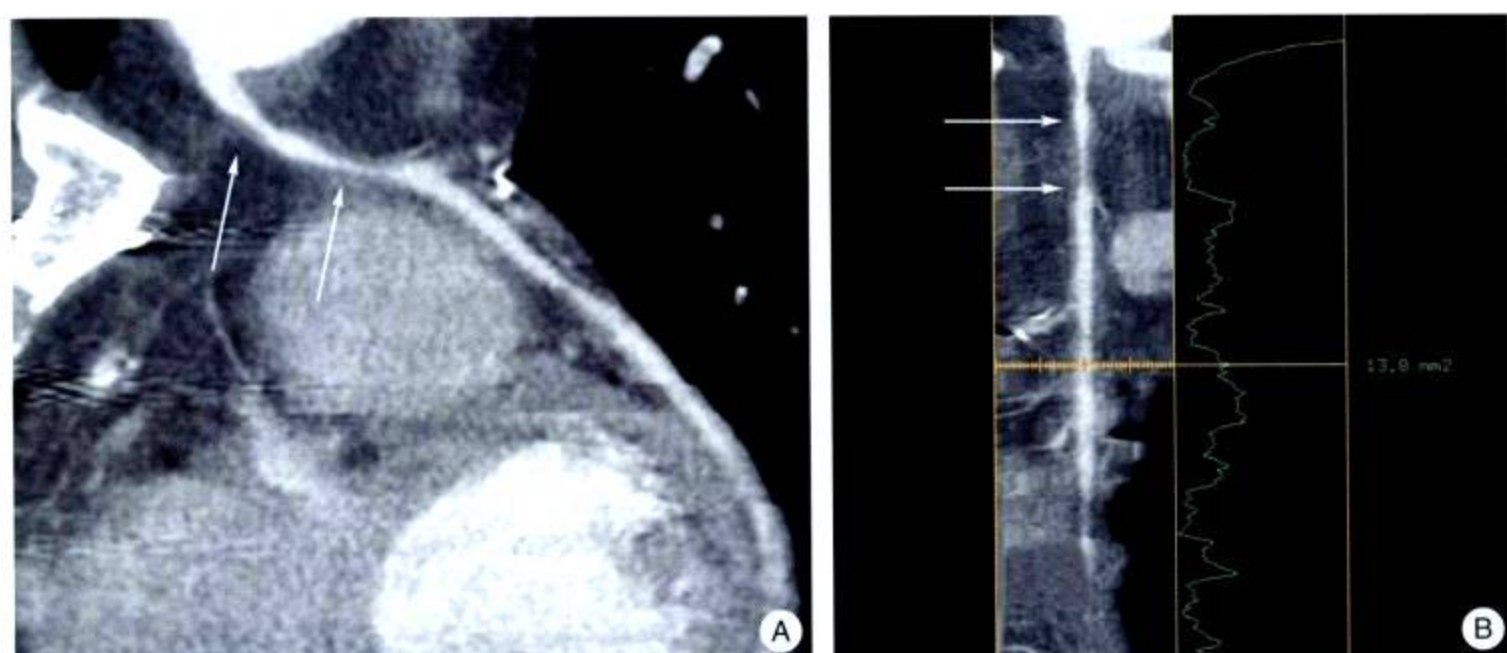


图 9-29 大隐静脉桥血管动脉化，动脉粥样硬化斑块形成，造成多发狭窄（↑）

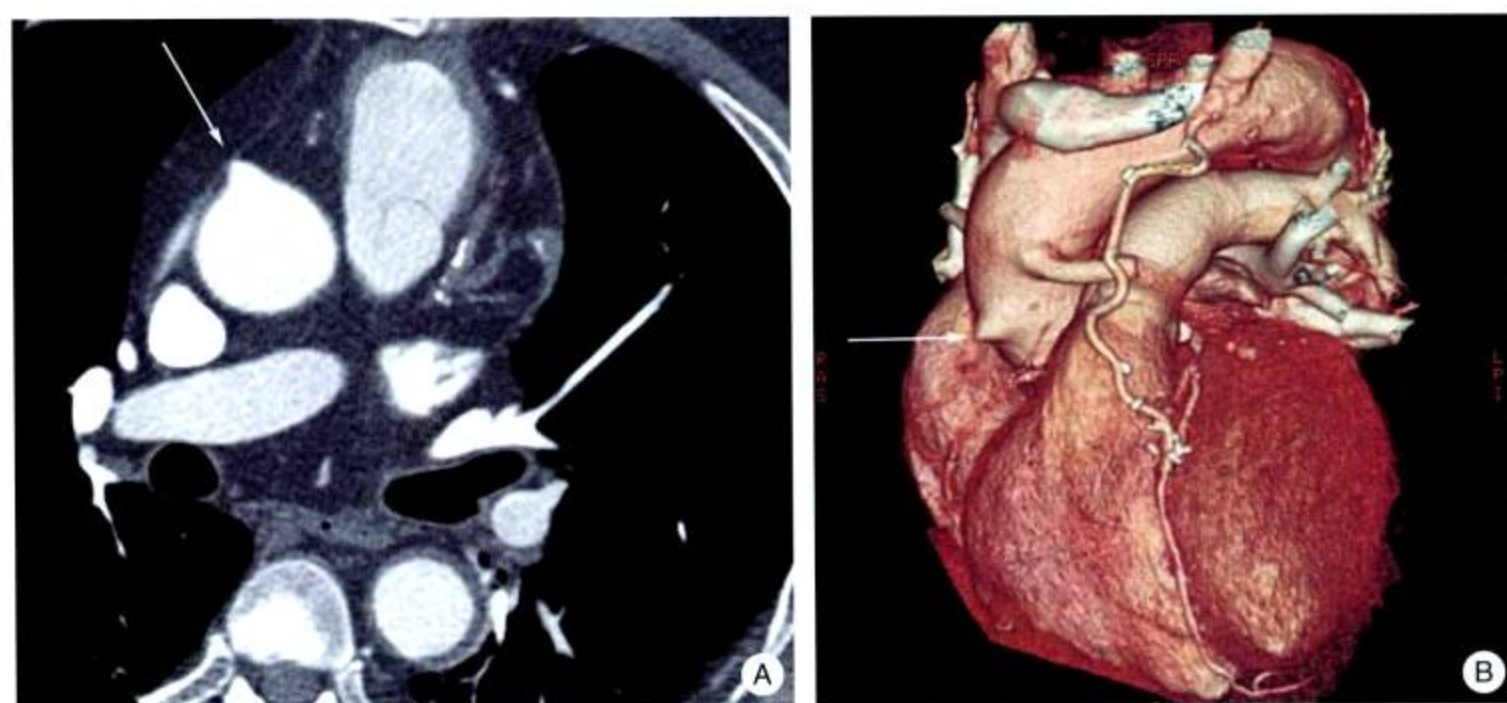


图 9-30 大隐静脉桥血管闭塞，主动脉-右冠状动脉桥血管于开口部闭塞（↑）

的桥血管中99支未见有意义狭窄（包括吻合口），25支高度狭窄（16例位于移植血管本身，9例位于远端吻合口处）。MDCT正确检出了124支开通桥血管中的122支、58支闭塞血管中的57支，敏感性和特异性分别为97%、98%。对124支移植血管进行分析，其中仅有77支可以评价有无高度狭窄病变，有40支大隐静脉和7支内乳动脉移植血管不能评价。在可评价77支移植血管中，16支有狭窄的桥血管中有12支被MDCT检出，61支正常桥血管中MDCT检出56支。最终，MDCT评价桥血管狭窄的敏感性、特异性、阳性预测值和阴性预测值分别为75%、92%、71%、93%。如果包括全部桥血管，MDCT检出桥血管狭窄的敏感性仅为48%，值得深入研究。

### （三）固有冠状动脉再评价

冠状动脉搭桥术后患者症状重新出现，除了因为搭桥血管狭窄和闭塞外，还可能因为固有冠状动脉疾病进展引起。MDCT对冠状动脉疾病的显示可更全面反映患者的情况。



## （四）心功能评价

李向民等应用 EBCT 对冠状动脉搭桥术前后左心室功能进行评价：无心肌梗死史、室壁运动正常或仅中度以下降低的病例，术后心功能各项指标有明显好转。对于有心肌梗死史、室壁运动严重减低或更甚者，术后短期内心功能指标无明显变化，这可能与心肌冬眠、左室重构及存活心肌数量减少等有关，长期随访，部分患者心功能可能会逐渐恢复。MDCT 在心功能评价上可达到与 EBCT 同样的效果，对了解病情、指导治疗、疗效评价及估测预后均有重要意义。

## 四、MDCT 冠状动脉搭桥血管诊断检查的局限性

1. **心脏搏动伪影** 与 MDCT 冠状动脉成像相比，桥血管受心脏搏动的影响相对较小，对桥血管的显示一般优于冠状动脉，但心脏搏动产生的运动伪影有时仍会出现，可导致血管边缘模糊或轻度的阶梯状伪影，影响对管腔狭窄程度评价的准确性。

2. **金属伪影** 冠状动脉搭桥术中如果使用金属夹，可带来不可避免的金属伪影，也给管腔评价带来影响，特别是乳内动脉桥血管，金属夹伪影会影响对管腔的分析。

3. **呼吸伪影** 如果搭桥血管与主动脉的吻合口位置较高，扫描范围需加大，患者屏气时间相应延长，部分患者不能忍受，可引起呼吸伪影。

4. MDCT 对桥血管正常及完全梗阻检出率高，但是对桥血管狭窄检出的敏感性低是需要加以注意。戴汝平等在 EBCT 研究中提出应用桥血管血流扫描定量评价桥血管通畅性，有助于发现桥血管的狭窄，值得 MDCT 研究及临床应用借鉴。

（戴汝平 王贵生 高建华）

## 参考文献

- 戴汝平, 吕滨, 张少雄等. 1998. 电子束 CT 血管造影及三维重建在冠状动脉搭桥术后的临床应用, 中华医学杂志, 78: 444~448
- 戴汝平. 2000. 心血管病 CT 诊断学. 北京: 人民卫生出版社
- 洪澄, 夏黎明, 吕滨等. 2004. 冠状动脉解剖和粥样硬化病变的 MSCT 造影. 放射学实践, 19: 445~448
- 李松年. 2002. 现代全身 CT 诊断学. 北京: 中国医药科技出版社
- 刘玉清. 2000. 心血管病影像诊断学. 合肥: 安徽科学技术出版社
- 毛定飏, 张国桢等. 2005. 多层螺旋 CT 冠状动脉成像. 北京: 科学技术文献出版社
- 邵耕, 胡大一. 2006. 现代冠心病. 第二版. 北京: 北京大学医学出版社
- 王照谦, 夏昆, 朱皓等. 2003. 多层螺旋 CT 冠状动脉成像的初步临床应用. 中国临床医学影像杂, 14 (3): 177
- 周渊, 戴汝平, 高润霖. 2005. 电子束 CT 血液检查评价冠状动脉支架内狭窄. 中华心血管病杂志, 33 (8): 687~690
- Andreas HM, Joachim EW, Ralf K et al. 2005. Multislice Spiral Computed Tomography of the Heart: Technique, Current Applications, and Perspective. Cardio Vascular and Interventional Radiology, 28:



388~399

- Dai RP, Zhang SX, Lu B et al. 1998. Electron-beam CT angiography with three-dimensional reconstruction in the evaluation of coronary artery bypass grafts, *Acad Radiol*, 5: 863~867
- Harpreet KP Thomas GF, Frank MC et al. 2003. Current Concepts in Multi-Detector Row CT Evaluation of the Coronary Arteries; Principles, Techniques, and Anatomy. *Radio Graphics*, 23: s111~s125
- Jaydip Datta, Charles MR C, Kirk WB. 2005. Anomalous Coronary Arteries in Adults; Depiction at Multi-Detector Row CT Angiography. *Radiology*, 812~817
- Nieman K, Cademartiri F, Lemos PA et al. 2002. Reliable noninvasive coronary angiography with fast submillimeter multislice spiral computed tomography. *Circulation*, 106: 2051~2054
- Schroeder S, Kopp AF, Baumbach A et al. 2001. Noninvasive detection and evaluation of atherosclerotic coronary plaques with multislice computed tomography. *J Am Coll Cardiol*, 37: 1430~1435
- Wang zhao-qian, Xia kun, Zhu hao et al. 2002. Initial application of multislice spiral computed tomography in evaluation of coronary artery stents. *Journal of Computed Tomography*, 3: 22~23
- Wang Zhao-qian, Yang zhi-qiang, Zhu hao et al. 2003. Detection of coronary artery stenoses using 16 - slice spiral CT: comparison with quantitative coronary angiography. *Journal of Computed Tomography*, 3: 7~11
- Windecker S, Maier-Rudolf PH W, Bonzel T et al. 1999. Interventional cardiology in Europe 1995. *Eur Heart J*, 20: 484~495



## 第 10 章 先天性的冠状动脉畸形的 MDCT 诊断

正常冠状动脉定义：包括如下 5 个条件：①冠状动脉均起自主动脉；②左右冠状动脉分别起自主动脉 Valsalva 左、右窦；③左前降支走行于前室间沟、左回旋支走行于左侧房室沟、右冠状动脉走行于右侧房室沟；④冠状动脉均于心外膜下走行；⑤冠状动脉末梢以毛细血管为终结。凡是上述任何一条异常者，均称为先天性冠状动脉畸形。它可以单独存在，也可以并存发生于其他先天性心脏病中，例如，四联症 10% 合并冠状动脉异常、大动脉错位等。

冠状动脉胚胎发生：胚胎早期，心脏疏松的心肌纤维有较大的间隙，随心跳血液自由出入，随着心肌发育，窦状间隙压缩致密，仅残留一些深的裂隙与心腔相通。自胚胎第 7 周，细小的冠状动脉芽（coronary buds）自主动脉发生，冠状动脉分支围绕心脏快速生成，相衔接发育成冠状动脉。如果冠状动脉芽（coronary buds）起源发生异常，会导致冠状动脉起源异常，甚或肺动脉有冠状动脉芽发生造成冠状动脉起源于肺动脉。如果冠状动脉与心肌之间窦状隙持久存在，则是冠状动脉漏发生的胚胎基础。

冠状动脉异常的发生率约 0.2%~1.2%。主要包括以下七种：冠状动脉异常起源于主动脉，冠状动脉起源于肺动脉，左主干先天性的闭锁，冠状动脉瘘，冠状动脉桥，冠状动脉瘤，冠状动脉狭窄。

MDCT 诊断检查以横断面影像结合三维重建有利于直观准确的显示冠状动脉的异常起源及走行，是一种良好的无创性的诊断冠状动脉畸形的方法。

### 一、冠状动脉异常起源于主动脉

1. 冠状动脉开口水平变异 冠状动脉开口于 Valsalva 窦与主动脉壁结合线之上，又称为冠状动脉起源于升主动脉，可以单支或多支发生。属于较轻的起源异常，无血流动力学意义，占有冠状动脉异常的 1/3。

2. 三支或多支冠状动脉 其中 50% 是三支冠状动脉，主要是右圆锥支单独起源于右冠状窦，右冠状动脉开口前方。有报告左回旋支与圆锥支分别分开口于主动脉，呈四开口畸形。

3. 冠状动脉起源异常（图 10-1~图 10-6） 正常情况左右冠状动脉分别起源于主动脉左右窦（又称 Valsalva 窦）的中部，根据冠状动脉的起源及其解剖方位，将主动脉三个窦命名为左窦、右窦及后窦（又称无窦—无冠状窦）。这是冠状动脉起源异常的诊断依据。有 6 种类型：



I型：两支冠状动脉开口于左窦。

II型：两支冠状动脉开口于右窦。左主干起自右冠状窦，有4种走行：①走行于主动脉后方；②走行于肺动脉前方；③走行于大血管之间；④走行于右心室漏斗的下方（肌层）。此种畸形通常左冠状动脉（左主干）较右冠状动脉发育细小，而且开口斜且成角，夹在主动脉、肺动脉两大动脉干之间常常会受到压迫引起冠状动脉供血不足。

III型：左回旋支起源于右窦。有两种情况：①左回旋支与右冠状动脉分别开口于右窦；②左回旋支与右冠状动脉同一起源。这种冠状动脉畸形在心脏手术中冠状动脉灌注很重要，应引起注意。

IV型：前降支起源于右窦。有两种情况：①前降支与右冠状动脉分别开口于右窦；②前降支与右冠状动脉同一起源。

V型：右冠状动脉起源于主动脉后窦（无冠状动脉窦）。可引起右冠状动脉受压，引起下壁缺血。

VI型：前降支及左回旋支独立开口于左窦。约占人群1%。

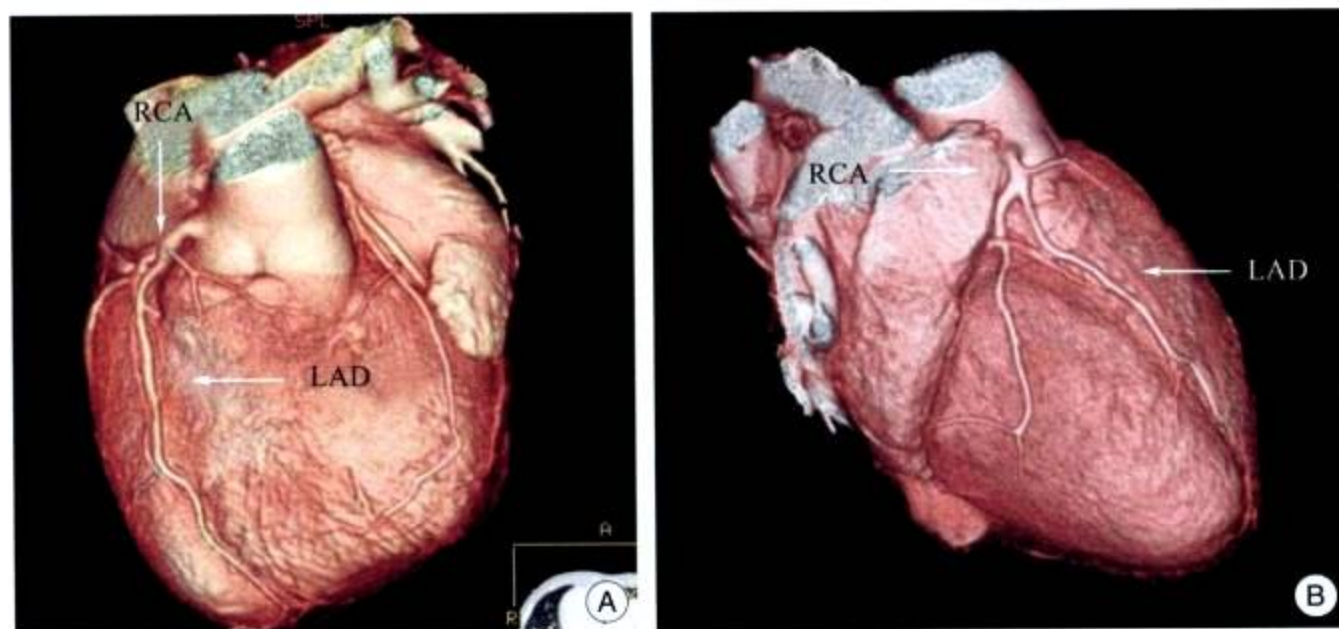


图 10-1 前降支起自右冠状动脉 (↑)

RCA: 右冠状动脉; LAD: 前降支

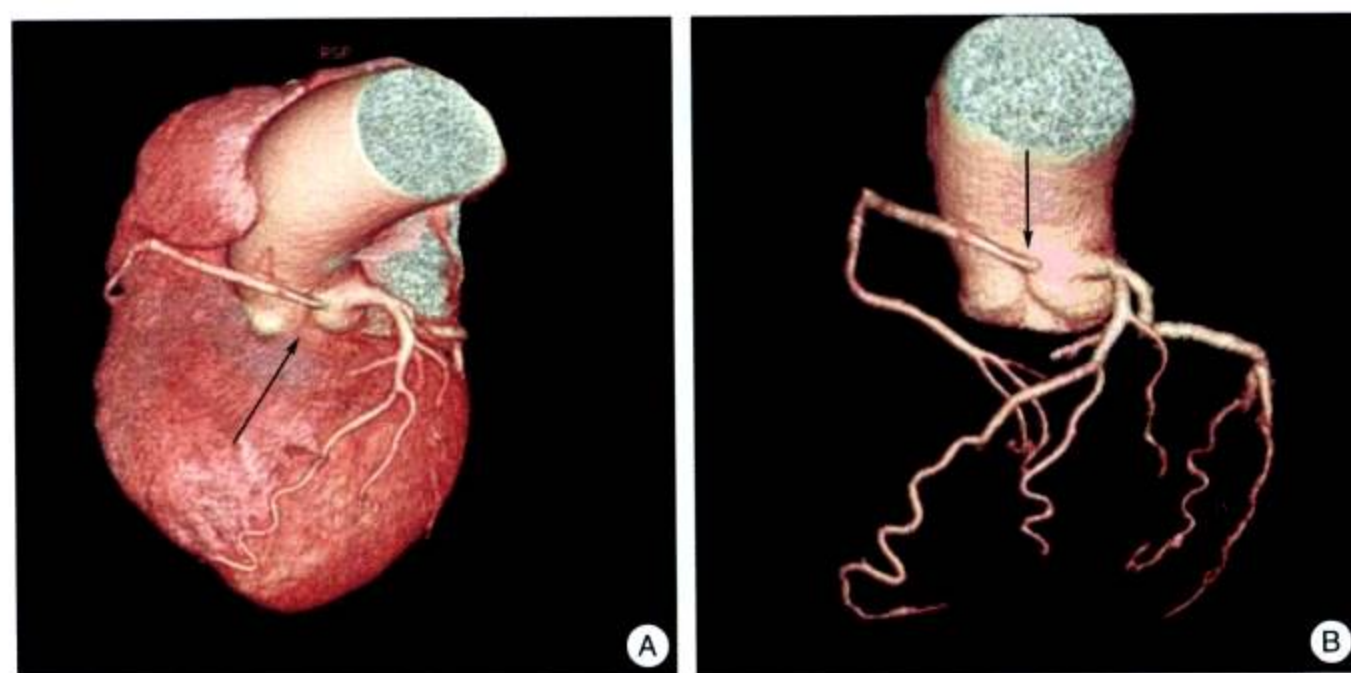


图 10-2 右冠状动脉起源于左冠状窦 (↑)



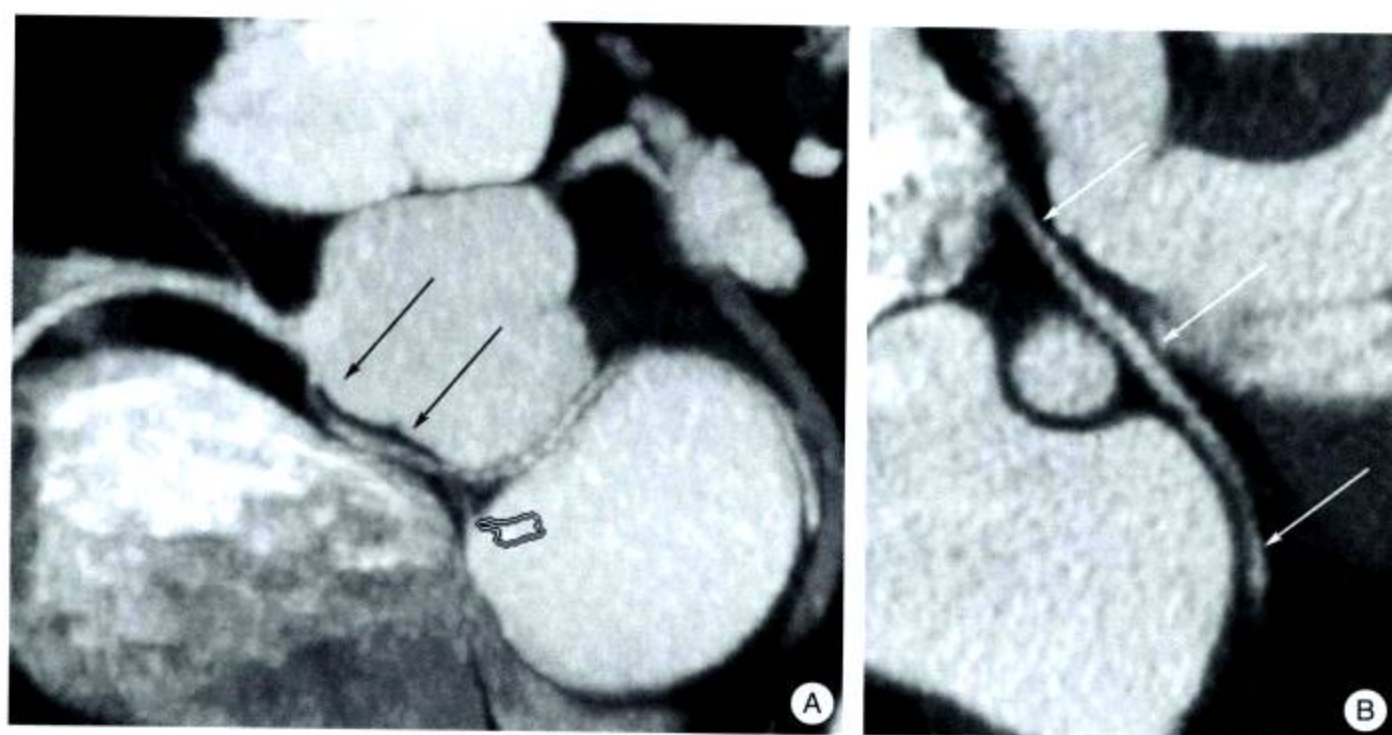


图 10-3 左回旋支起自右冠状动脉 (↑)

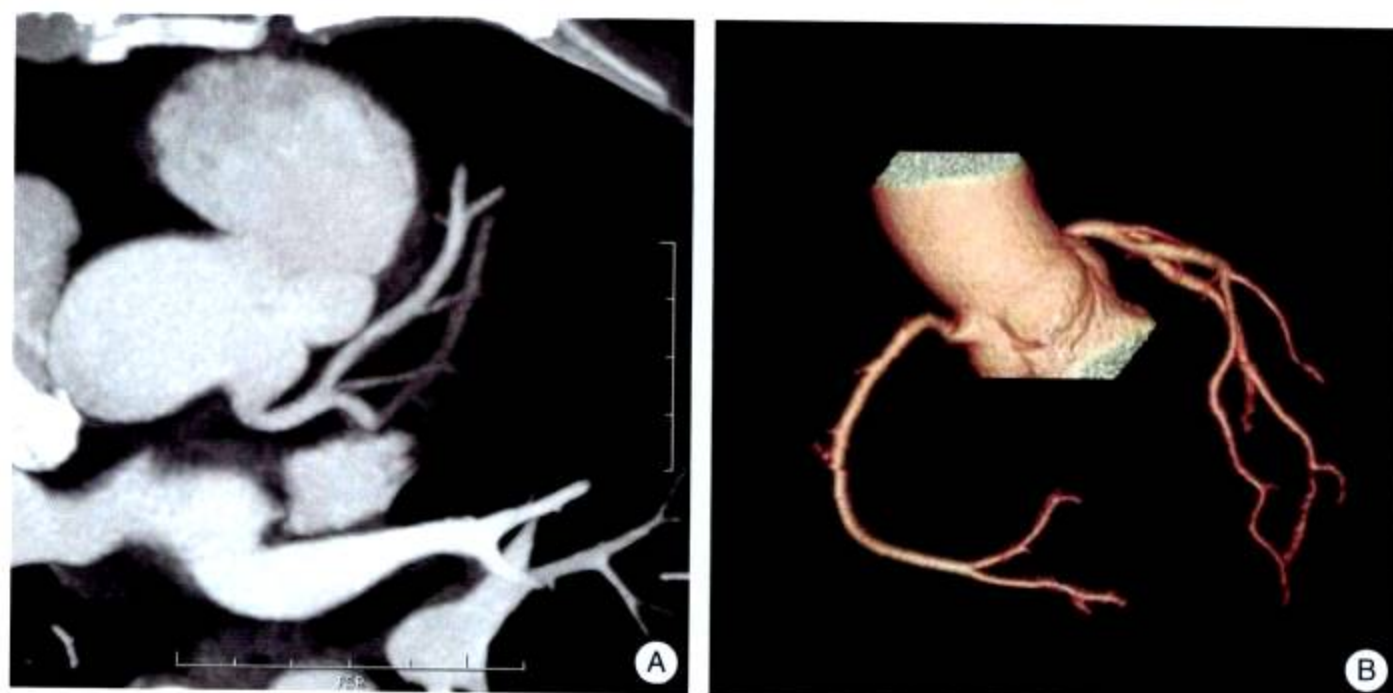
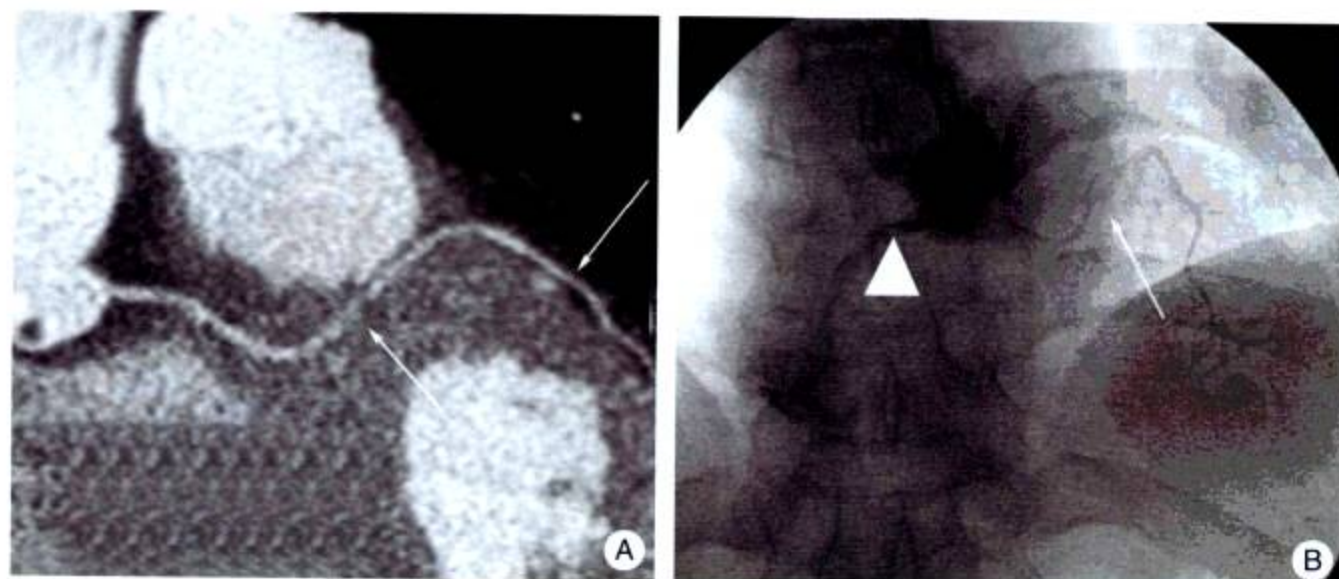


图 10-4 左冠状动脉起源于主动脉后窦





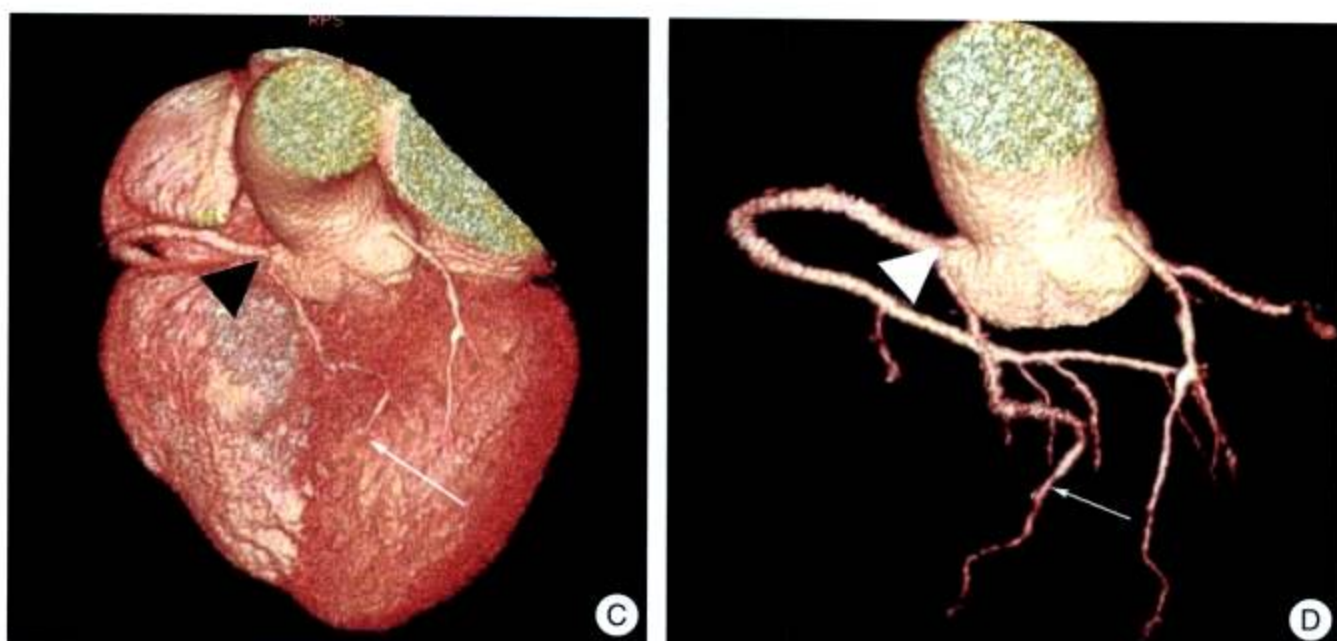


图 10-5 前降支起源于右冠状动脉

男，50岁，ECG：胸前导联ST-T改变 MDCT (A、C、D) 示前降支起源于右冠状动脉 (▲)，走行于右室圆锥部肌深层 (↑)。经选择性冠状动脉造影证实 (B)

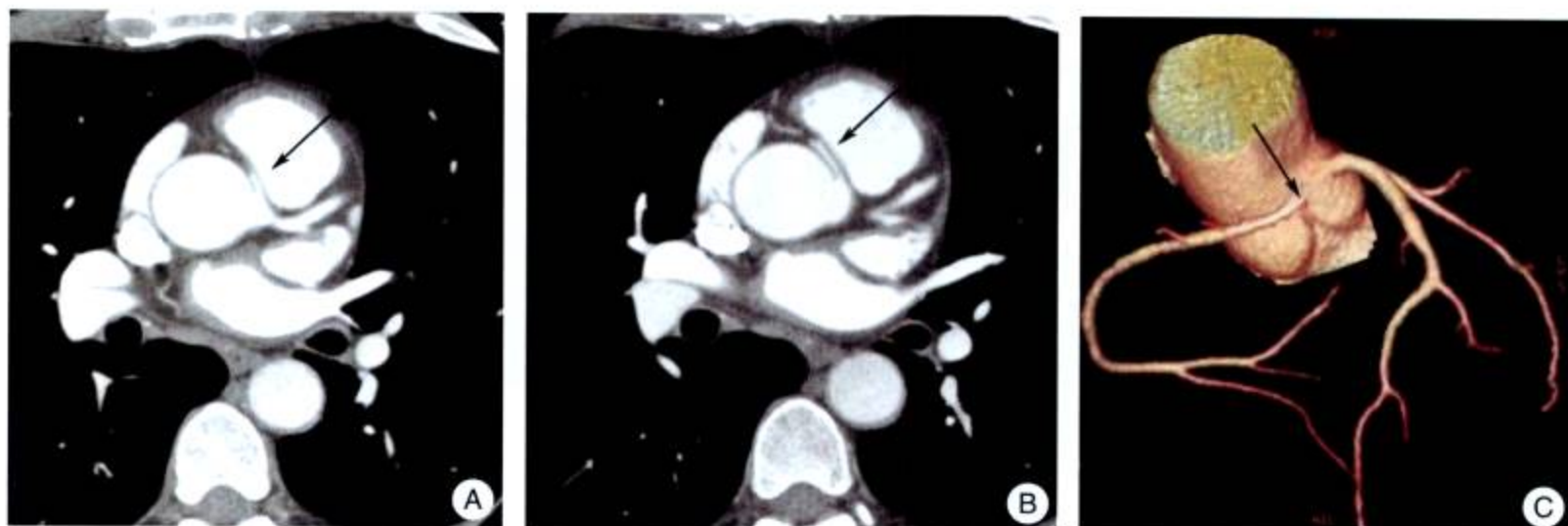


图 10-6 右冠状动脉起源于左窦

男，50岁，ECG：II、III AVF可见q波，MDCT示右冠状动脉起源于左窦，走行于主动脉与右室流出道之间 (↑)

左冠状动脉起源异常引起更多的关注，其临床特点是最容易发生年轻人和中年人在剧烈运动时突发室性心动过速、心室颤动而导致猝死或大面积心肌梗死。值得注意的是常规运动负荷试验多数不能诱发心肌缺血。右冠状动脉起源于左窦或后窦可诱发下壁急性心肌缺血、梗死，以致晕厥、猝死，但是，与左冠状动脉起源异常相比，猝死情况较少见。

冠状动脉异常起源于主动脉导致心肌缺血的机制还不完全清楚。有以下几种分析：异常起源的冠状动脉开口呈裂隙状影响冠脉血流；异常的冠状动脉通常与主动脉成锐(斜)角而不是垂直发出，可以改变进入冠状动脉的血流模式。另外，冠状动脉走行于主动脉与主肺动脉之间，剧烈运动致使流量增加很容易压迫冠状动脉而导致缺血，特别是左冠状动脉影响更大。此外，有人分析系统性高压有可能使异常走行的冠状动脉受压变形导致缺血，特别是发自主动脉壁的冠状动脉，由于动脉张力与血管直径有关，主动脉与壁内的冠状动脉相比张力要大得多，导致冠状动脉的变形和横截面积的缩小，当运动时，主动脉壁的张力随着主动脉压的增高而增加，异常的冠状动脉会被压得扁平，而导致心肌缺血。



## 二、单冠状动脉畸形

单冠状动脉畸形指单一起源于主动脉的冠状动脉供给整个心脏。可以独立存在,但是,大部分合并先天性心脏病。有单冠状动脉起源于右颈总动脉、无名动脉及主动脉弓前壁的报道。单冠状动脉多不引起心脏供血异常。分三型:

I 型: 单冠状动脉呈单一血管(沿左或右侧房室沟)走行分布。

II 型: 单冠状动脉主干分成左右冠状动脉,按规律走行分布(图 10-7, 图 10-8)。

III 型: 单冠状动脉不典型走行与分布。常合并其他复杂先天性心脏病。

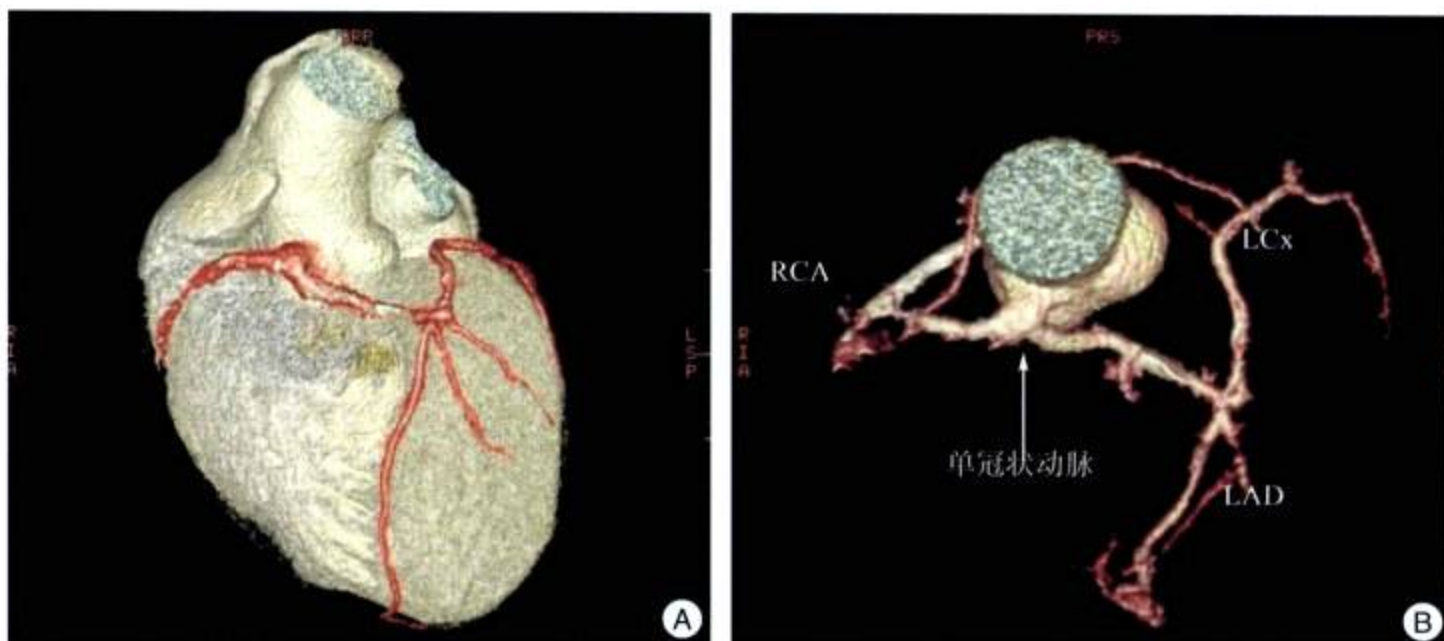


图 10-7 单冠状动脉畸形 II 型

男, 51 岁, 单冠状动脉畸形 II 型, 单冠状动脉起自右窦, 主干分成左右冠状动脉走行分布; LAD: 前降支; RCA: 右冠状动脉; LCx: 左回旋支

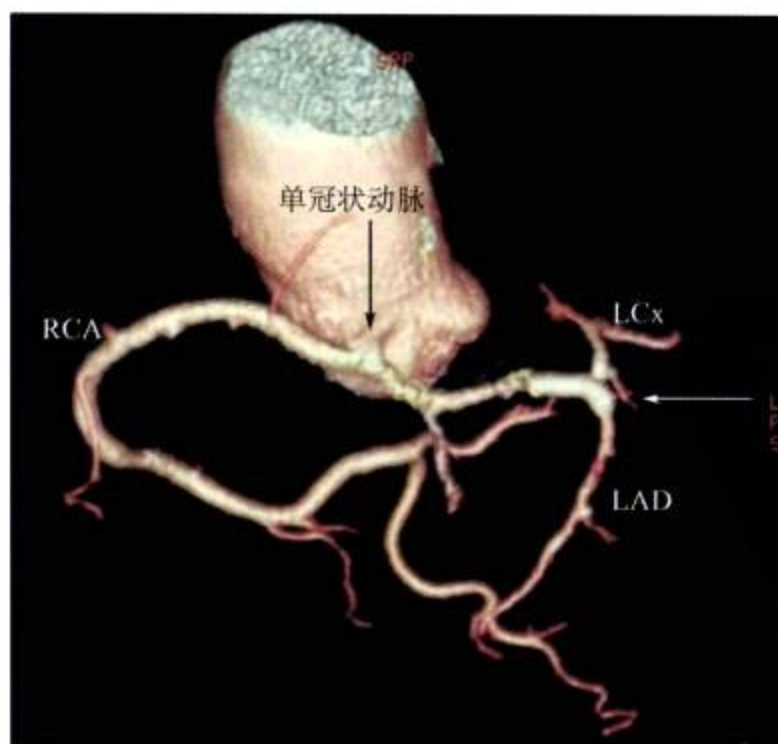


图 10-8 单冠状动脉畸形 II 型

女, 62 岁, 单冠状动脉畸形 II 型, 单冠状动脉起自右窦, 主干分成左右冠状动脉走行分布。左主干-前降支支架置入术后(↑); RCA: 右冠状动脉; LCx: 左回旋支; LAD: 前降支



单冠状动脉畸形属于良性异常，绝大部分不引起心脏供血失调，是罕见的先天畸形，发生率仅为0.04%。单冠状动脉伴有复杂的先天性心脏病的发生率为41%，包括大动脉转位、法洛三联症、冠状动脉瘘、心内膜纤维弹力增殖症、主动脉瓣二瓣化畸形等。

### 三、冠状动脉异常起源于肺动脉

左冠状动脉起自肺动脉是一种罕见的先天异常，冠状动脉起自肺动脉发生率是1/300 000，占先心病0.25%~0.5%。它是小儿心肌缺血和梗死主要原因之一，如果不进行治疗，第一年的死亡率是90%。

(1) 胚胎发生：主要为：①动脉圆锥（主-肺动脉）间隔发育异常；②左冠状动脉芽（coronary bud）错误的发生于肺动脉；③主动脉及肺动脉的半月瓣生成分割发生异常，均可导致冠状动脉起源于肺动脉。冠状动脉异常起源于肺动脉以左冠状动脉受累最常见，占该畸形90%；右冠状动脉、回旋支起源于肺动脉及左右冠状动脉双支均起源于肺动脉更罕见。

(2) 病理分类：根据冠状动脉及其分支异常起源肺动脉有以下7种类型：

- 1) 左冠状动脉起自肺动脉干。
- 2) 右冠状动脉起自肺动脉干。
- 3) 左、右冠状动脉均起自肺动脉干。
- 4) 左回旋支或对角支起自肺动脉干。
- 5) 左前降支自肺动脉干。
- 6) 单冠状动脉起自肺动脉干。
- 7) 左冠状动脉起自右肺动脉。

(3) 病理及临床：异常的冠状动脉通常起自主肺动脉，靠近主动脉左窦，也见到发自右肺动脉的报道。在新生儿期，由于肺血管阻力高，确保了从肺动脉到冠状动脉方向的前行血流。随着肺血管抵抗的逐渐降低，有更少的前行血流进入冠状动脉，最后导致逆行血流和左向右分流。结果，导致冠状动脉盗血。因为冠状动脉的血流依靠供应冠状动脉的血管和它灌注的心肌床的舒张期的压力梯度，当冠状动脉起源于肺动脉时，由于舒张期肺动脉压力很低，灌注的压力梯度变小，冠状动脉血流减少甚至逆行（发生窃血），就会导致左侧心肌缺血。冠状动脉起于肺动脉的患者左冠状动脉血管床的灌注通常是起源正常的右冠状动脉通过侧支循环供应的。

冠状动脉起源于肺动脉，临床表现与从右冠形成的侧支循环有关。早期由于侧支循环形成有限，左心容易缺血发生梗死。左心室功能不良合并有进行性的左心室扩大导致心动过速，呼吸急促，肝大，临床表现类似扩张性心肌病，因此，诊断为扩张性心肌病的患儿必须除外左冠状动脉起源于肺动脉。症状出现晚的患儿通常侧支循环比较丰富，但还是可以发生缺血，通常累及二尖瓣乳头肌，导致乳头肌纤维化，二尖瓣脱垂，二尖瓣功能不全，进行性的左心室扩大。



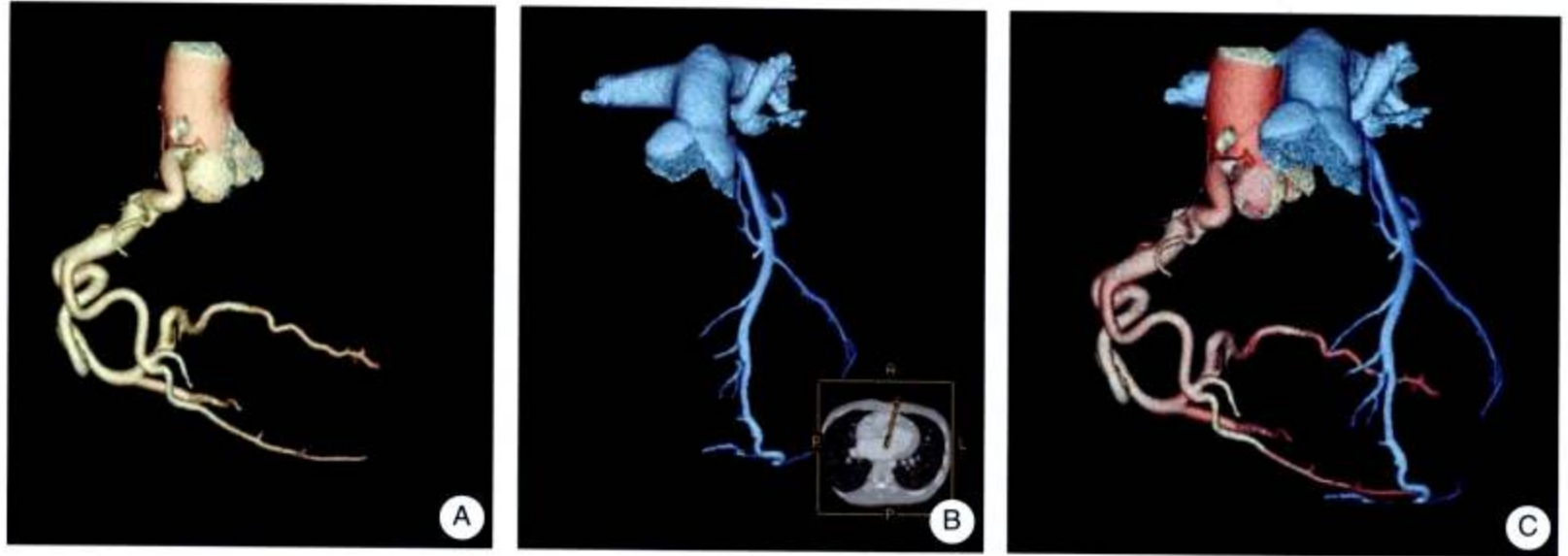


图 10-9 右冠状动脉起自主动脉 (A)，左冠状动脉起自肺动脉 (B)

MDCT 表现为右冠状动脉迂曲、扩张，以保证有足够的侧支循环来维持左心室的灌注和功能；左心室的扩大。左冠状动脉起自肺动脉或其他类型异常，可以清楚显示 (图 10-9)。

#### 四、冠状动脉先天性缺如或闭锁

冠状动脉先天性缺如或闭锁主要指冠状动脉大支，如左主干、前降支、右冠状动脉及左回旋支缺如或闭锁，均较罕见。缺如或闭锁二者需要手术—病理才能鉴别；影像学诊断常需要与获得性闭塞相鉴别。

1. **先天性左主干闭锁** 极其罕见，与单一冠状动脉不同，单一冠状动脉供应整个心脏的血流是离心性的顺行性的模式，从主动脉到周围，血管直径逐渐变细。本畸形是右冠状动脉向整个心脏供血，流向前降支和回旋支的血流是向心性的，是逆行性的，主要依靠来自右冠的侧支循环。侧支血管主要通过 Vieussens 环，包括圆锥支、间隔支、间前支 (apical-anterior) 和心室后支的吻合。也可以有右冠状动脉和前降支的前室间支的吻合，右冠状动脉的后降支和前降支的吻合。MDCT 显示左冠状动脉在主动脉没有开口，左主干的近端闭塞。而前降支和回旋支位于他们正常的解剖位置，通过来自右冠状动脉的侧支循环向远端供血。

2. **右冠状动脉先天性缺如或闭锁 (图 10-10)** 右冠状动脉先天性缺如或闭锁与冠状动脉左优势型不同，后者存在发育细小的右冠状动脉，而前者右窦光滑无右冠状动脉发出，左回旋支粗大分布于左、右侧房室沟。

#### 五、冠状动脉瘘

冠状动脉瘘定义为冠状动脉主干或分支与心腔或其他大血管直接沟通。受累的冠状动脉通常起源正常，通过扭曲的异常的分支和心腔、腔静脉、肺动脉相连，属于冠状动脉终止异常。可以是先天性的，也可以是后天性的 (创伤性、感染性、医源性)。单一的



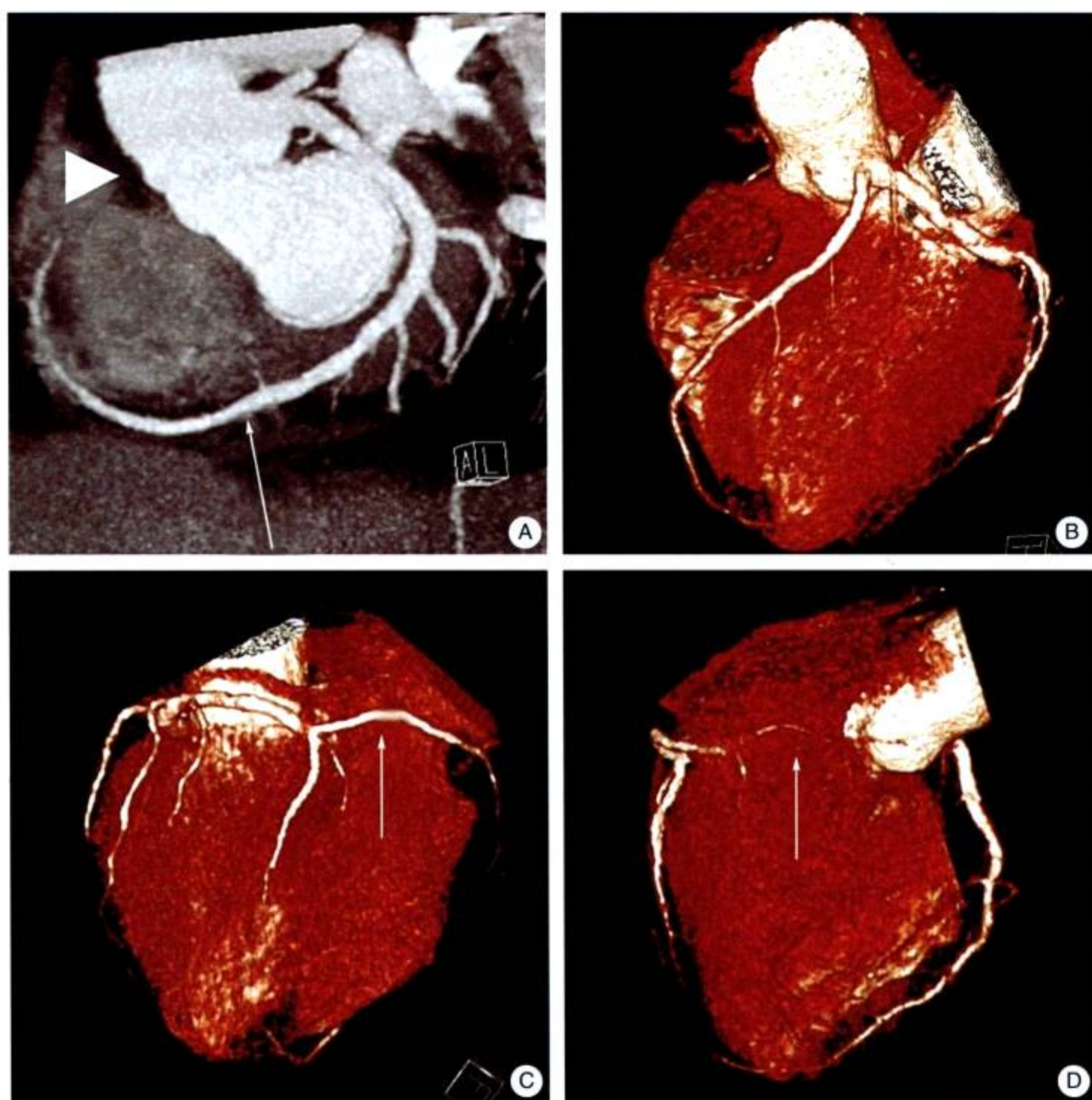


图10-10 右冠状动脉缺如

右冠状动脉缺如 (▲)，左回旋支粗大 (↑)，经左房室间沟向后走行，越过房室交点，走行于右房室沟，替代右冠供血。回旋支和前降支分别起源于左冠状窦

冠状动脉瘘最常见，10.7%~16%有多发的冠状动脉瘘。20%~45%合并其他的先天性的心脏病。

冠状动脉瘘病理分型：按 Sakakibara 等将其分为5型。I型：引流入右心房。II型：引流入右心室。III型：引流入肺动脉。IV型：引流入左心房。V型：引流入左心室。

冠状动脉瘘以发生于右冠状动脉为多见；引流心腔以右心系统为多见。冠状动脉-右心腔瘘的预后取决于左向右分流量的大小和病程，分流量大和病程长的可导致充血性的心力衰竭和心腔扩大。冠状动脉-左心腔瘘血流动力学的变化相当于主动脉瓣关闭不全。分流量大者导致左心负荷过重，左心衰竭。大多患者在儿童期无症状，只表现为心前区的杂音。后期的合并症包括细菌性的心内膜炎、充血性心力衰竭和心绞痛。

MDCT以横断层面及三维重建结合可以做出正确诊断，其中VR可以展示全貌及相邻



关系，不同角度MPR可以展示迂曲扩张血管全貌。MDCT表现为两种类型：①冠状动脉瘘主干迂曲扩张，可以成不规则局限性瘤样扩张形成，多发生于瘘口附近，多为一个较大瘘口，显示清楚。多见于右冠状动脉瘘（图10-11～图10-13）。②蔓状冠状动脉瘘，多发生于冠状动脉分支瘘，如圆锥支-肺动脉瘘。表现为冠状动脉分支迂曲扩张，多发小血管迂曲呈蔓状，多发小瘘口，MDCT常显示不清。

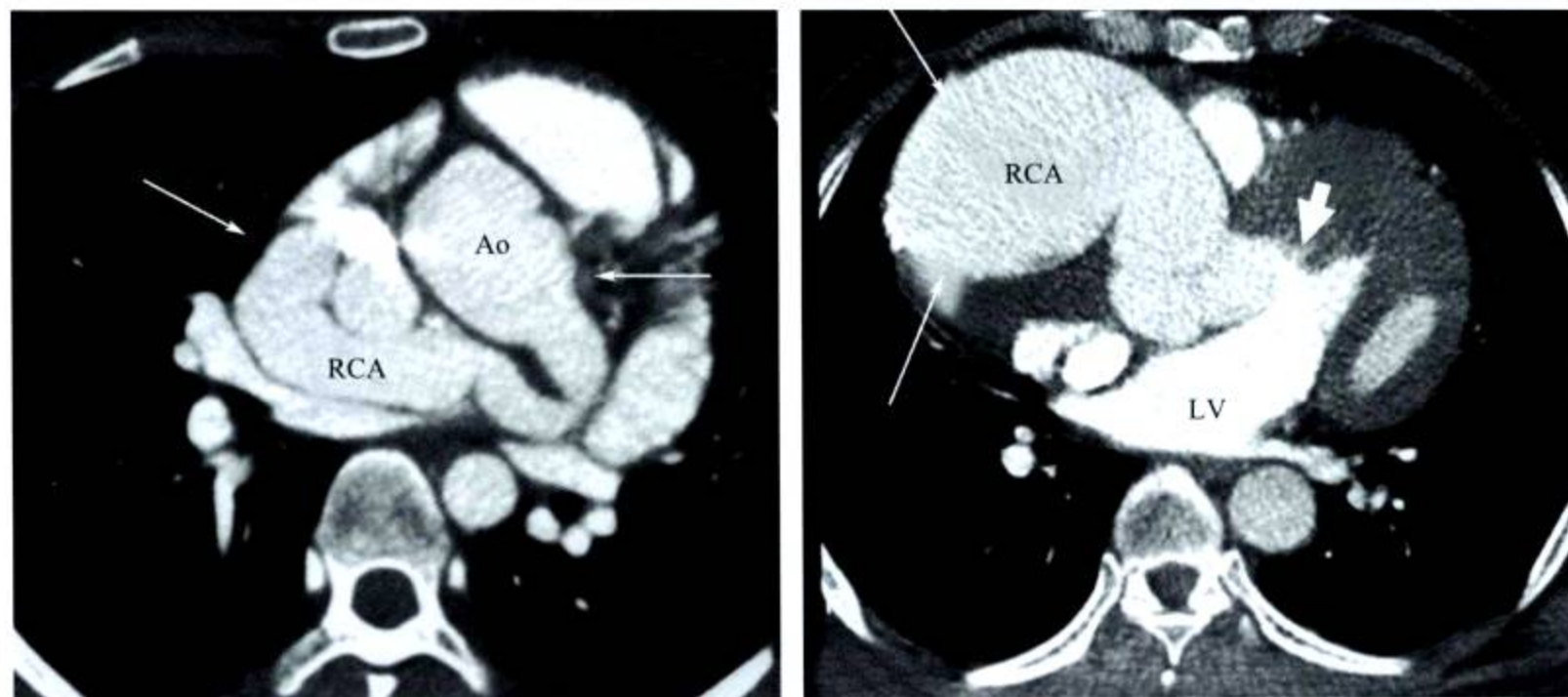


图10-11 右冠状动脉-左室瘘  
右冠状动脉呈巨瘤样扩张（↑），左室瘘口较大（▲）直径约1.5mm

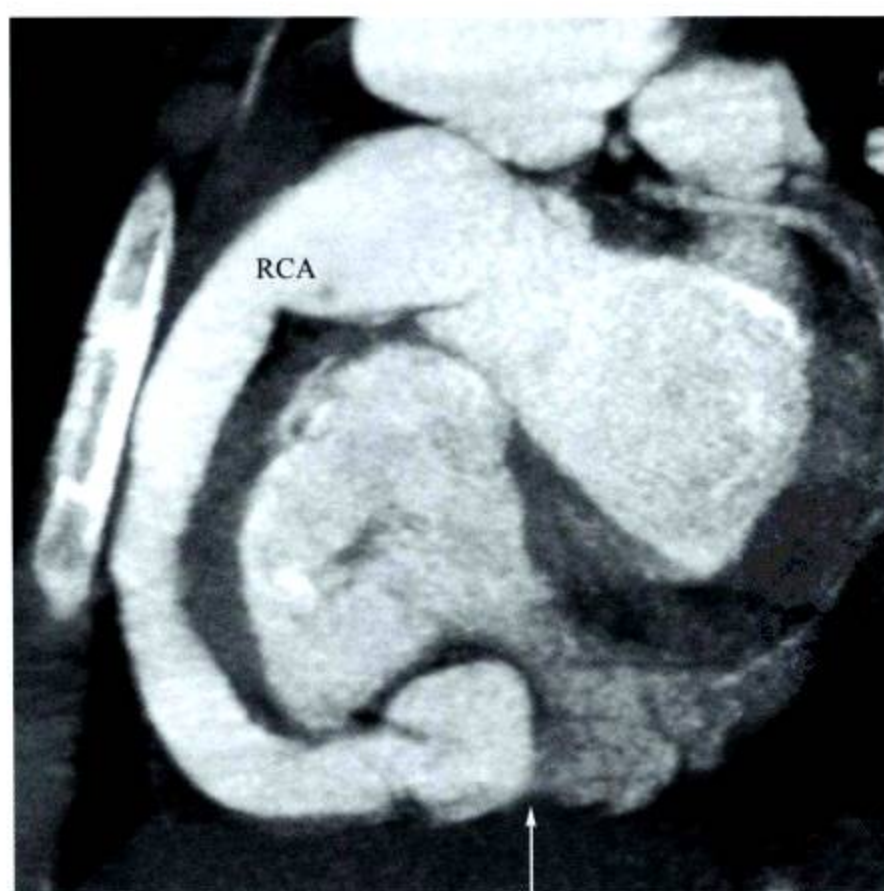


图10-12 右冠状动脉-右室瘘  
右冠状动脉明显扩张，瘘口前呈瘤样扩张，瘘口大（↑）



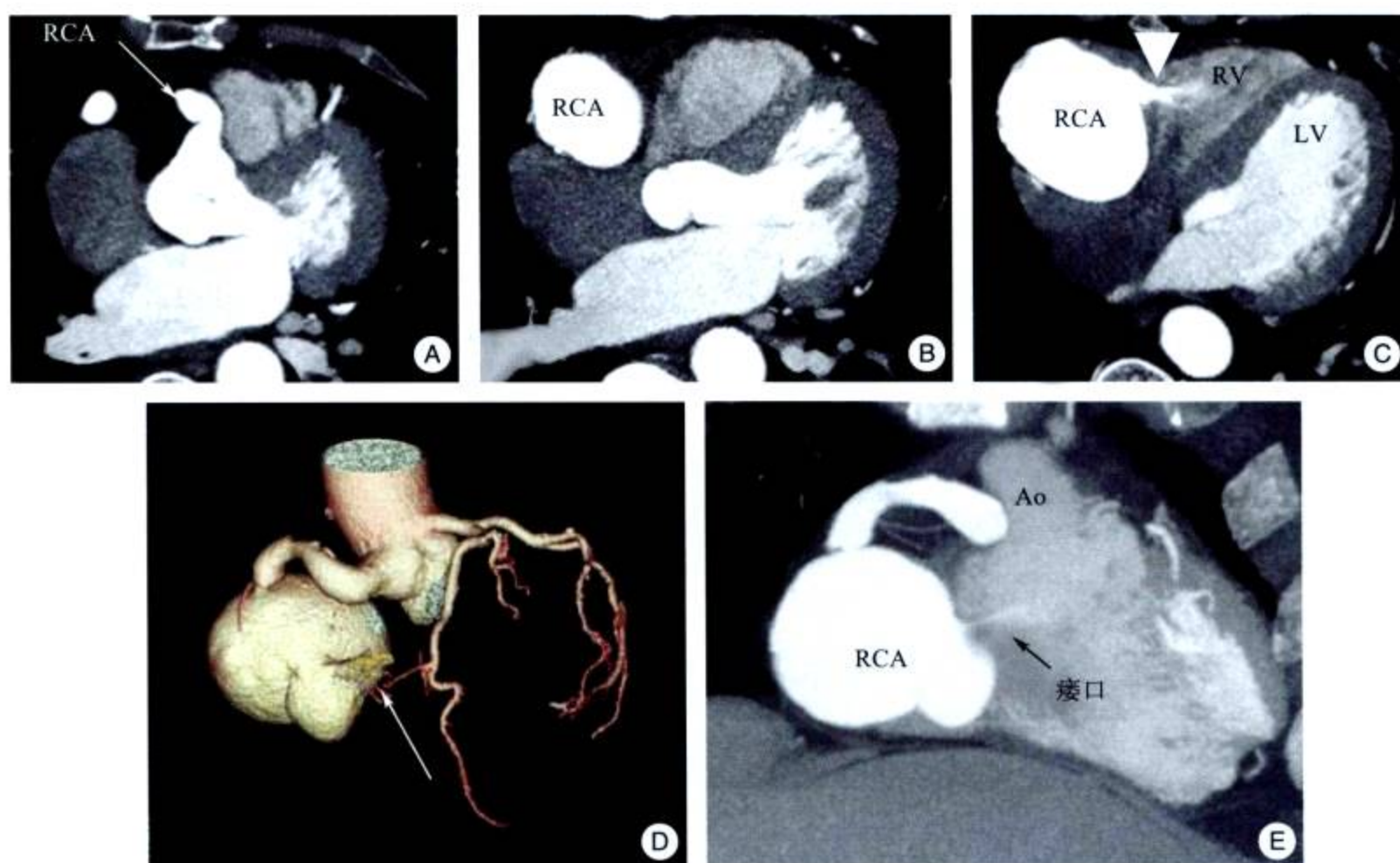


图 10-13 右冠状动脉-右室瘘  
右冠状动脉呈巨瘤样扩张 (RCA)，右室瘘口较小 (↑)

## 六、壁冠状动脉 (心肌桥)

心外膜下的冠状动脉走行于心肌内, 被称为壁冠状动脉, 表面覆盖的心肌称为心肌桥 (图 10-14)。以前降支最多见, 其次为对角支、钝缘支等。在人群中的发生几率是 5.4%~85.7%。

Ferreira 等将肌桥分为两型:

I 型: 表浅型心肌桥, 横行越过冠状动脉, 以锐角或直角走向心尖。

II 型: 肌桥起源于右心室尖部的肌小梁, 越过并包绕前降支, 终止于室间沟。前降支从室间沟向右心室走行。

Kramer 等根据血管造影显示收缩期前降支狭窄程度将其分为 3 组: 第 1 组: 狭窄 < 30%; 第 2 组: 狭窄 31%~50%, 第 3 组: 狭窄 51%~100%。与心电图和心肌活性 (放射性铊运动试验, stress thallium) 对照研究表明第 1 组无心肌缺血及心肌失活的表现。第 2 组 25% 显示心电图的异常, 但心肌活性正常。第 3 组 30% ECG 显示心肌缺血, 33% 放射性铊运动试验心肌活性试验中显示异常。

Ferreira 等的分类是纯形态学的分类, 在表浅型和深在型两者之间没有说明临床相关性。Kramer 等试图将血管造影表现和临床症状、ECG 表现、放射性铊运动试验研究结合起来, 更加实用。

通常 MDCT 冠状动脉造影 CPR 显示冠状动脉与心肌间可见低密度脂肪层, 当冠状动脉有节段肌桥存在时, 该节段冠状动脉走行显僵直, 其下无脂肪密度层, 表面有心肌覆盖, 走



行于心肌层内，该段血管较其两端正常走行的血管略细。MDCT 后处理技术可以结合血管短轴位观察，可以判断壁冠状动脉的整体结构，测定壁冠状动脉的长度和其在收缩期的狭窄程度。

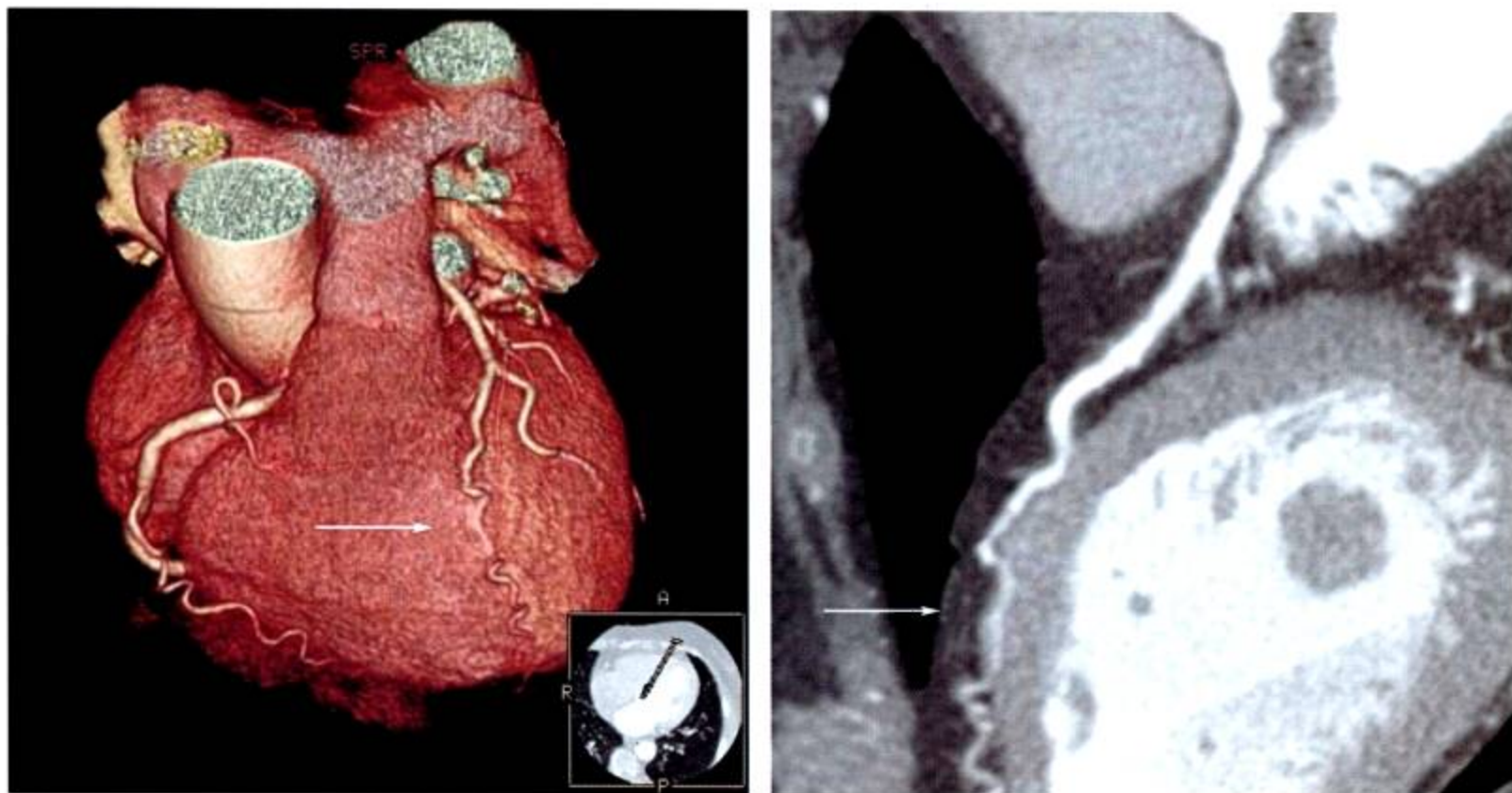


图 10-14 前降支冠状动脉肌桥 (↑)

## 七、冠状动脉瘤

冠状动脉瘤定义为冠状动脉瘤样扩张，管径超过邻近正常血管的1.5倍，称冠状动脉瘤。根据冠状动脉瘤定义不包括狭窄后扩张。冠状动脉瘤从形态学分为囊状动脉瘤及弥漫普遍扩张，冠状动脉瘤也是冠状动脉扩张同义词。后者又称为冠状动脉扩张症 (coronary ectasia)。病因学分为先天性及获得性两种。

冠状动脉瘤的概念首先由 Morgagni 在 1761 年描述一名梅毒患者提出的。人群中的发生率是 0.3%~4.9%，男性更多见 (88.2%)。可以单发，也可以多发。梭形动脉瘤大多表现为狭窄后扩张，一般位于动脉粥样硬化的位置。囊状的动脉瘤更容易破裂或血栓形成。

Markis 根据血管造影将冠状动脉瘤分为 4 型：1 型：两支或三支血管弥漫性的扩张；2 型：一支血管弥漫性的扩张，另一支血管局限性的动脉瘤形成；3 型：一支血管弥漫性的扩张，4 型：一支血管局限性的动脉瘤形成。

获得性冠状动脉瘤进一步分为动脉硬化性、Kawasaki 病、创伤性、医源性、感染性、系统性疾病，Takayasu 病 (大动脉炎)、结节性多动脉炎、梅毒、Ehlers-Danlos 综合征、马方综合征、硬皮病等。

MDCT 横断面图像结合三维重建 VR 及 MIP 显示瘤样扩张的冠状动脉全貌、走行及范围 (图 10-15 ~ 图 10-17)。CPR 可以显示瘤腔内有否血栓形成，对病因诊断及治疗有一定价值。



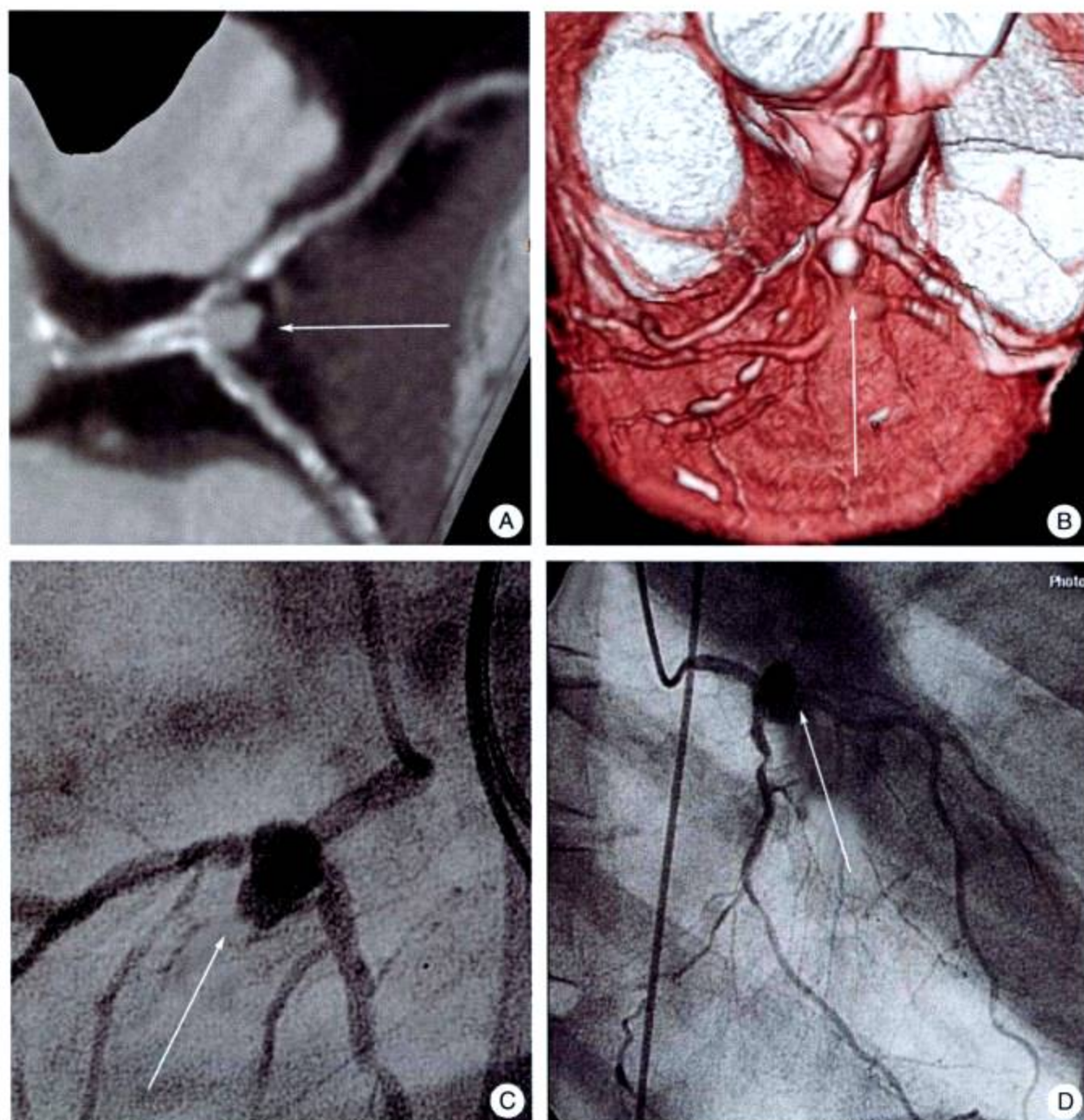


图 10-15 先天性冠状动脉瘤

A、B. MIP 及 VR 显示囊状动脉瘤发生于前降支与回旋支分歧部 (↑); C、D. 为选择性冠状动脉造影与 MDCT 所见完全一致

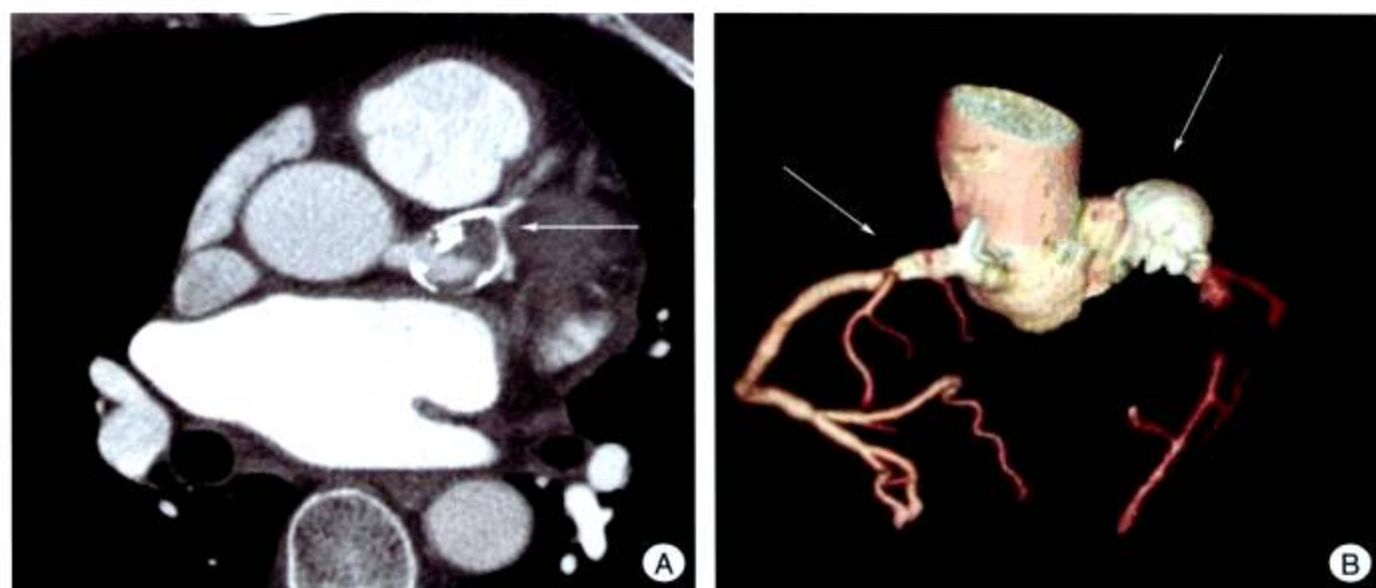


图 10-16 冠状动脉瘤, Kawasaki 病

显示囊状动脉瘤发生于左主干及前降支, 瘤壁钙化, 中心可见血栓形成 (↑); 右冠状动脉亦受累呈钙化性瘤样扩张 (VR ↑)



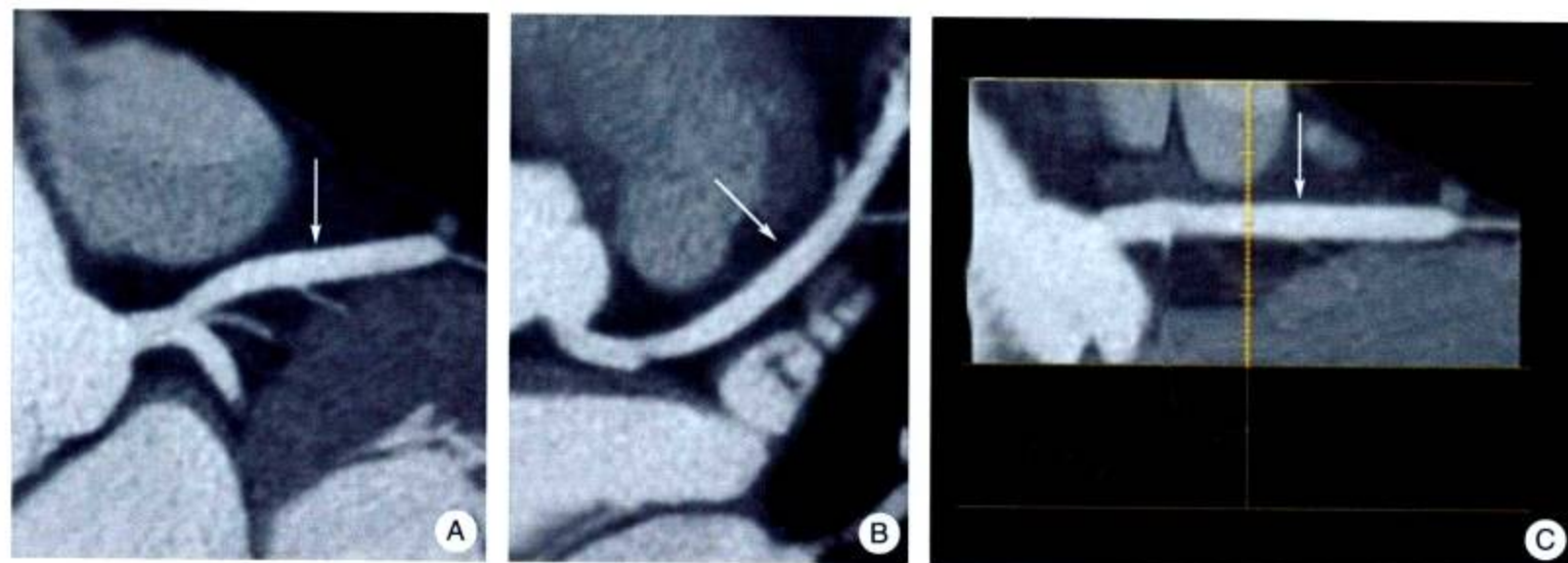


图 10-17 冠状动脉扩张症

左主干、前降支、回旋支 (A) 及右冠状动脉的主干 (B) 呈弥漫普遍瘤样扩张, 3~4 级分支无扩张; C. 自动分析管径 (↑直径普遍为 6~8mm)

## 八、先天性冠状动脉狭窄

先天性冠状动脉狭窄少见, 原因是诊断较困难。可以发生在冠状动脉口和外围分支狭窄。MDCT 可以清晰的显示冠状动脉狭窄的位置、程度、范围等。

MDCT 以其较高的时间分辨力、空间分辨力及三维重建能力, 对于冠状动脉先天畸形具有重要的诊断价值, 它不仅可以显示冠状动脉的起源异常, 还可以显示异常血管的走行位置, 与周围结构的关系及异常血管的形态因为有了无创性 MDCT, 使冠状动脉先天性畸形的认识及检出率有明显提高, 为临床诊断提供有效的方法。近期有作者 Tuncer 在 70 850 例中检出有双前降支、双右冠状动脉及双回旋支畸形的存在, 都值得引起注意。

(李 涛 戴汝平)

### 参 考 文 献

- 戴汝平. 2000. 心血管病 CT 诊断学. 北京: 人民卫生出版社
- Basso C, Maron BJ, Corrado D et al. 2000. Clinical profile of congenital coronary artery anomalies with origin from the wrong aortic sinus leading to sudden death in young competitive athletes. *J AM Coll Cardiol*, 35 (6): 1493~1501
- Dodge-Khatami A, Mavroudis C, Backer CL. 2000. Congenital heart surgery nomenclature and database project: anomalies of the coronary arteries. *Ann Thorac Surg*, 69 (4 suppl): S249~263
- Dodge-Khatami A, Mavroudis C, Backer CL. 2002. Anomalous origin of the left coronary artery from the pulmonary artery: collective review of surgical therapy. *Ann Thorac Surg*, 74 (3): 946~955
- Frommelt PC, Frommelt MA. 2004. Congenital coronary artery anomalies. *Pediatr Clin North AM*, 51 (5): 1273~1288
- Manghat NE, Morgan-Hughes GJ, Marshall AJ. 2005. Multidetector row computed tomography: imaging congenital coronary artery anomalies in adults. *Heart*, 91 (12): 1515~1522



# 第 11 章 血管内超声在冠状动脉疾病诊断中的应用

血管内超声 (IVUS) 是近年来心血管疾病新型诊断技术, IVUS 借助小型血管超声探头导管, 可以直接测量血管大小和狭窄病变, 观察血管病变的组成和结构, 其准确程度和应用范围之广优于常用的影像学检查, 不仅仅可以对血管病变进行解剖学的诊断, 而且可以进行功能性诊断。

## 一、IVUS 成像简介

1. **超声系统构成** IVUS 系统由超声仪器 (包括超声主机、导管驱动系统和图像后处理系统) 和 IVUS 超声导管构成, IVUS 利用安装在血管内超声导管顶端的微型超声换能器, 在血管内发射和接收高频超声信号。根据 IVUS 超声探头的不同分为机械旋转型和电子相控阵型两种 (图 11-1)。两种探头各有优缺点。机械性探头导管通过导管近端的马达驱动轴旋转超声换能器获取图像。如果该探头位于弯曲的血管段, 可能会由于驱动轴旋转不均匀而产生图像变形。电子相控阵型导管虽然没有旋转部件, 但由于它由相控阵型环状排列的多晶体换能器所组成, 因此, 不但可显示血管断面的灰阶实时图像, 而且还具有提供冠状动脉内血流信息的功能。但是, 后者的单图像分辨率较机械性探头稍差, 导管周边存在超声盲区。

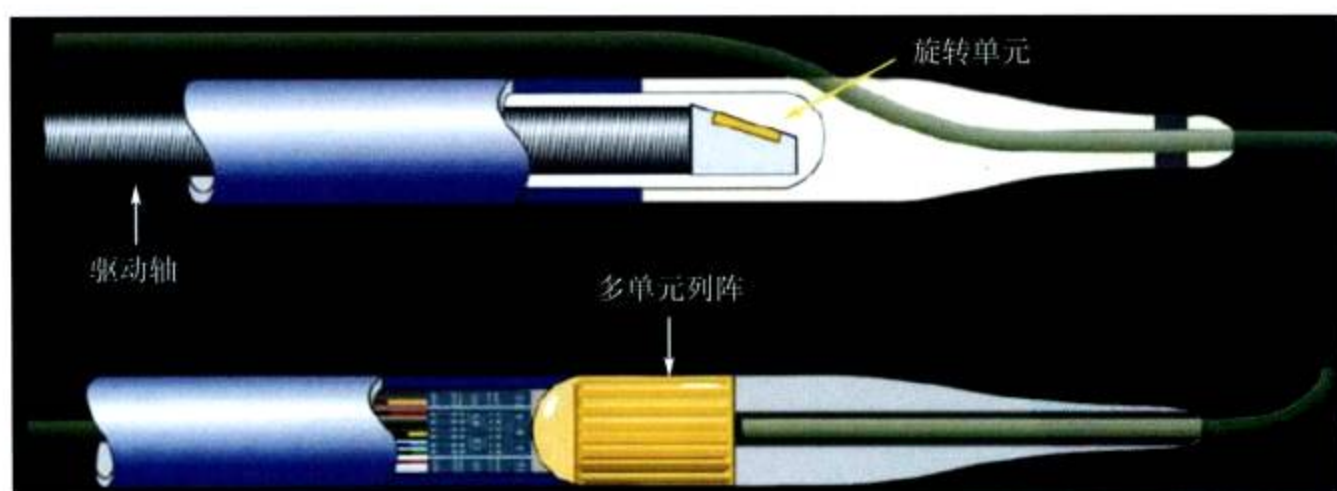


图 11-1 两种不同的 IVUS 探头模式图

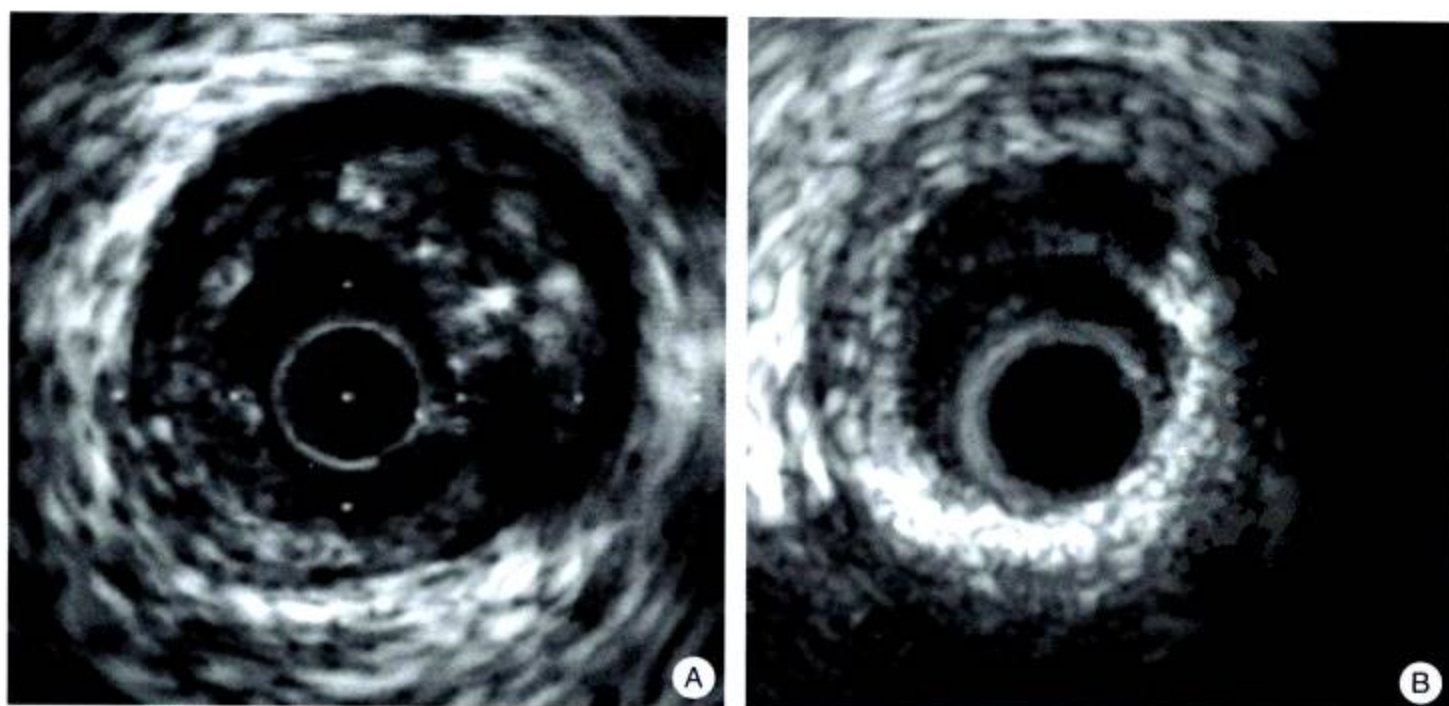
2. **IVUS 检查和正常血管 IVUS 图像** IVUS 检查需和冠状动脉造影同时进行, 在完成冠状动脉造影检查后, 在透视指引下将常规 PTCA 导丝 (直径 0.014 inch) 送入需检查冠状动脉远端, 沿导丝送入 IVUS 导管至病变远端, 手动或自动缓慢回撤 IVUS 导管至血管近端, 完成血管横截面成像。最后在专用图像处理工作站上完成最后的测量和评价。



IVUS图像显示血管的横截面,血管腔内流动的血液在超声横断面图像上是环形无回声区,正常血管IVUS上为三层结构,但应该指出的是IVUS图像所显示的三层结构是由不同界面的超声波反射引起,并不真正代表内膜、肌层和外膜,内层高回声环为管壁内弹力膜,中层低回声区为中层平滑肌,外层高回声环由外弹力膜和血管外膜组成,这对于人们正确理解三层结构以及介入治疗的评价提供了重要的参考价值。

**3. 不同性质冠状动脉病变的 IVUS 表现** 一直以来冠状动脉造影是评价冠状动脉病变的主要临床标准,但研究显示冠状动脉造影对血管病变严重性的判断与尸解的结果存在差异。近年的研究证实了冠状动脉造影提示血管病变的严重性与多普勒血流技术判断血管狭窄的生理学结果有显著差异。病理及临床研究表明,在一些情况下冠状动脉造影的影像不能正确反映冠状动脉病变及狭窄程度。其主要原因包括为冠状动脉造影仅显示被造影剂充填的管腔,反映血管腔的轮廓,即冠状动脉造影仅显示的是管腔而不能显示管壁的结构和病变,冠状动脉病变通常是弥漫性的,所参照的血管段可能是不正常的。因此,造影常不能反映真实的狭窄程度,可能有时低估了狭窄的严重性;冠状动脉粥样硬化斑块常常是偏心性或不规则的斑块,冠状动脉造影只能显示某几个角度血管腔的图像;冠状动脉粥样硬化斑块形成病变部位的血管常发生代偿性扩张即正性重构,导致管腔面积增加,因此,冠状动脉造影有可能忽视或低估这些病变的存在。IVUS 可以直接显示血管管腔形态和管壁结构,了解病变的范围和程度,并对斑块的性质进行分类。IVUS 仍是目前评价斑块形态的“金标准”,能实时显示血管的切面图像,清晰显示管壁结构的厚度、管腔大小和形态等,在斑块性质评价上具有冠状动脉造影无法比拟的优势。

早期动脉硬化病变表现为内膜增厚、回声增强,中层回声带变薄或消失,血管壁的三层结构变模糊。血管腔可出现斑块,根据不同的图像特点将斑块分为钙化、纤维化和脂质等病变,脂质斑块表现为均匀一致的低密度回声,其回声强度低于血管外膜回声;钙化斑块回声强度显著高于血管外膜,呈强烈的回声反射,且其后面伴有声影,纤维性斑块回声强度高于血管外膜,混合性斑块兼具上述斑块的特点(图 11-2)。





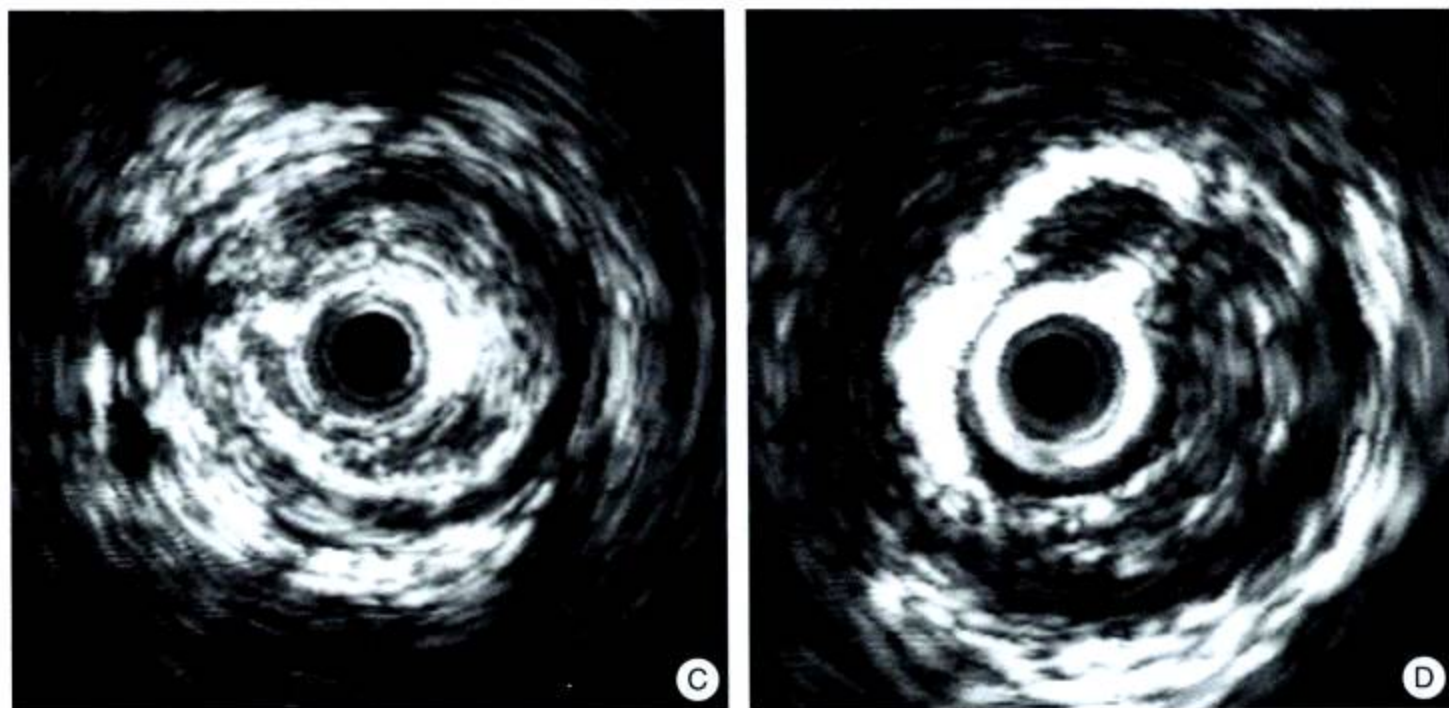


图 11-2 不同斑块类型的 IVUS 图像

A. 脂质斑块; B. 钙化斑块; C. 纤维性斑块; D. 混合斑块

## 二、IVUS 在冠心病中的临床应用

目前 IVUS 在冠心病中的临床应用主要包括如下几个方面: 早期或临界冠状动脉病变以及冠状动脉造影难以确定的病变的评价; “易损”斑块或不稳定斑块识别; 指导冠状动脉介入治疗、评价介入治疗结果以及冠状动脉介入治疗随访中的应用。

**1. 临界病变和冠状动脉造影模糊的病变** 对于冠状动脉早期粥样硬化或临界病变 (borderline lesion, 直径狭窄 50%~60%), 由于造影体位或血管重构的影响, 单纯血管造影难以发现或难以确定治疗策略, 而 IVUS 对于早期动脉粥样硬化有很高的敏感性, 可以显示早期病变的内膜增厚或内膜斑块的沉积, 对于临界病变 IVUS 可以直接从管腔内观察这些病变, 可以准确测定狭窄程度和斑块性质, 决定是否采取介入治疗。

另外, 还有一些特殊冠状动脉病变类型比如左主干病变、开口病变、弥漫病变、偏心病变, 冠状动脉造影对于病变的观察和测量有一定的局限性, 而 IVUS 则可以准确测量管腔横截面积 (CSA)、最大及最小管腔内径和外弹力膜内面积 (EEM), 用 EEM 减去 CSA 就可以得到中膜加动脉粥样硬化斑块的面积, 并计算出斑块占 EEM 的百分比 (斑块负荷)。从而更好的对这些特殊病变进行评价, 并选择最佳的干预措施。多个研究表明, 最小 CSA 为  $4\text{ mm}^2$ , IVUS 分界值不仅在同病理生理学指标进行对照研究中有意义, 在实际临床工作中也已成为指导冠脉临界病变介入治疗与否的公认标准。对于左主干病变, 情况可能有所不同, 因为左主干直径狭窄  $> 50\%$  就会影响长期预后而需要采取干预措施, 而且造影判断左主干狭窄和程度上远不如其他冠状动脉血管, IVUS 则可以很好地解决左主干的问题。目前国际上较为认可的是否对左主干狭窄实施再血管化干预的判断指标是: 最小 CSA 为  $6\text{ mm}^2$  或最小管腔内径为  $3\text{ mm}^2$ 。

**2. 易损斑块的识别** 在冠心病的发生、发展和治疗转归过程中, 冠状动脉斑块的性质较其导致的管腔狭窄程度更有决定意义。冠脉粥样硬化斑块破裂、血小板聚集和血栓形成是造成急性冠脉综合征的主要原因。急性冠脉综合征由动脉粥样硬化斑块破裂和血栓形



成导致的管腔闭塞引起，其临床病程取决于斑块的稳定性或易损性。因此，识别易损性斑块对急性冠脉综合征的诊断、危险分层及指导治疗非常重要。IVUS 可准确显示斑块的大小、组成成分及分布情况，在易损性斑块的诊断上具有冠脉造影无法比拟的优势。

组织学研究表明虽然脂质斑块的狭窄程度不如纤维斑块或钙化斑块重，但更容易造成更严重的临床后果，脂质斑块通常含有丰富的脂质池，斑块表面是薄纤维帽，并有更多的炎症细胞浸润。在局部理化因素刺激下更容易发生纤维帽破裂，出现血栓形成或刺激血管痉挛，这是急性冠脉综合征的主要发病机制。IVUS 检查中脂质斑块主要特征是较大斑块低回声区和薄的强回声纤维帽（图 11-3），纤维帽破裂表现为回声中断。有研究提出的易损斑块的血管内超声定量指标是：脂质核  $> 1\text{mm}^2$ 、脂质核/斑块比值  $> 20\%$  且纤维帽厚度  $< 0.7\text{mm}$ 。

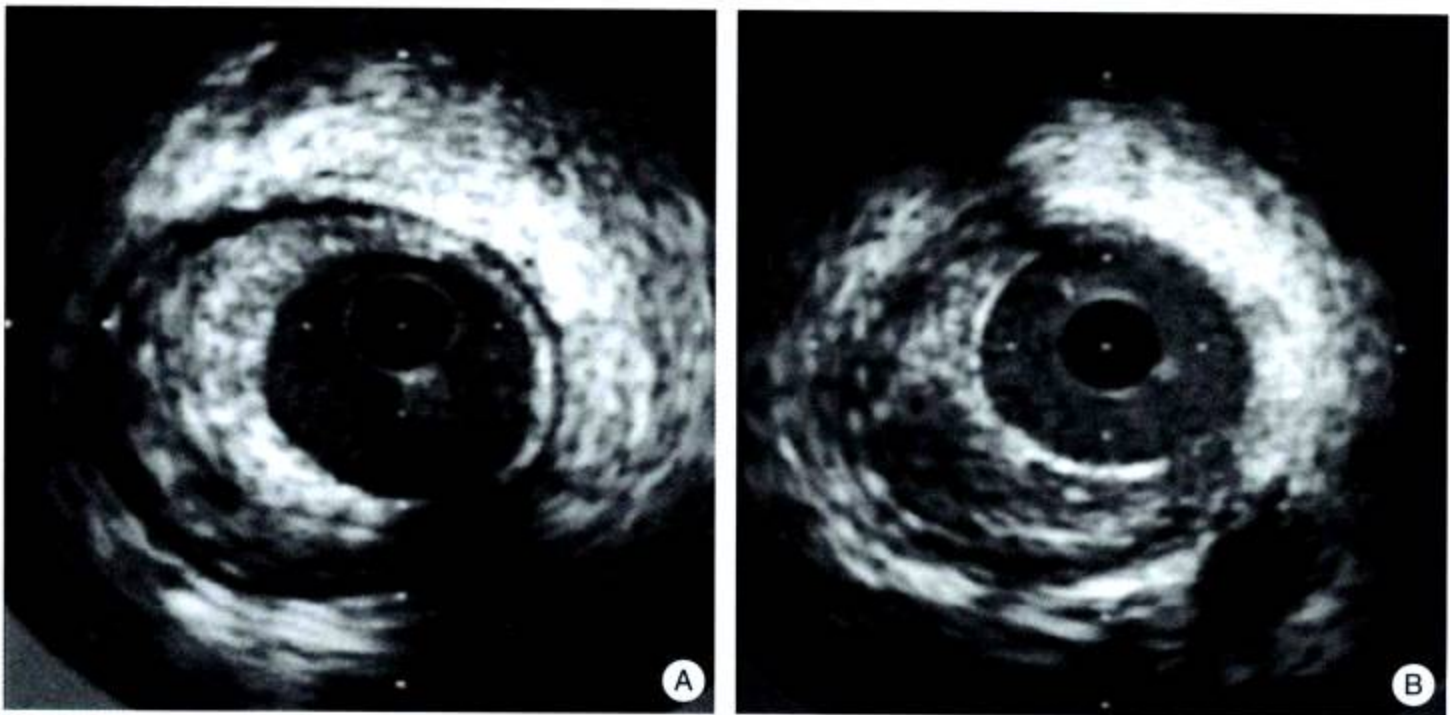


图 11-3 稳定性斑块和易损斑块的 IVUS 图像  
A. 稳定性斑块；B. 易损斑块

另一个和易损斑块密切相关的因素是血管重构，1987年，Glagov首次提出了血管重构的概念：即随着动脉粥样硬化的发展，血管外弹力膜扩张以容纳斑块，此时管腔面积可保持不变，当斑块面积大于40%时，管腔才出现狭窄。正性重构是指随着斑块负荷的增加，管腔会代偿性扩张。越来越多的研究证实，正性重塑和斑块破裂及心血管事件的发生具有高度的相关性，而且脂质斑块主要为正性重构，而钙化斑块或纤维性斑块多为负性重构。因此，IVUS发现易损斑块特征包括偏心、大的脂质池、薄纤维帽和斑块部位血管正性重构。

**3. 药物洗脱支架时代 IVUS 在冠心病介入治疗中的应用** 介入治疗是冠心病的重要治疗策略，支架置入可以显著降低降低血管弹性回缩导致的再狭窄，IVUS在冠心病介入治疗中也有非常重要的作用，IVUS可以准确判断病变性质和程度，可以精确测量血管直径和病变长度，更为准确的选择球囊或支架的大小，置入支架后IVUS可以准确评价支架展开和贴壁情况，决定是否需要使用球囊进行后扩张。

药物洗脱支架（DES）的问世显著降低了裸金属支架置入后新生内膜增殖导致的支架再狭窄，长期困扰介入医学界的再狭窄问题有望得到最终的攻克，因此，DES被认为是冠心病介入治疗领域里程碑式的进展之一。目前全球范围内DES使用率持续增加，在许多大



的中心使用率超过90%，因此，可以说我们现在已经进入了DES的时代。裸金属支架(BMS)时代IVUS在介入治疗中的重要作用包括指导理想的支架植入、判断术后效果和并发症以及研究支架内再狭窄的机制等在DES时代仍然适用。除了指导理想的支架植入外，IVUS还可用于支架内膜增生的定量评价，晚期贴壁不良的检出，DES支架血栓诊断和评价以及再狭窄原因的探讨等。

尽管DES可以显著降低再狭窄率，但仍有部分病例发生再狭窄，一个重要因素就是支架未能完全覆盖病变，因此，DES置入技术最重要的一点是强调支架完全覆盖病变，即从“正常血管段”到“正常血管段”，因此，IVUS明确病变累及的范围对选择合适的支架长度至关重要。另外，判断DES置入是否理想的一个指标是支架内最小横截面积(CSA)，研究表明CSA是否达到 $5.5\text{mm}^2$ 是判断支架置入是否理想的界值。IVUS评价DES新生内膜增殖的常用指标是晚期管腔丢失(late loss)，即术后即刻管腔和随访中管腔的差异和内膜增生容积百分比(%IH)，即内膜容积占支架容积的百分数，这两个指标均优于单纯冠状动脉造影对新生内膜增殖的评价。DES随访中IVUS发现的另一个重要的问题是晚期支架贴壁不良，即随访中支架的支撑杆和管壁分离。BMS术后晚期贴壁不良的发生率约为4%~5%，是由于血管外弹力膜面积的增加超过支架周围斑块和内膜面积的增加量所致，DES的晚期贴壁不良明显高于BMS，不同试验中可达7%~8%，目前还不明确晚期贴壁不良的临床意义，有研究认为晚期贴壁不良可能和DES迟发支架血栓有关。

### 三、MDCT对斑块类型的识别和IVUS的对比研究

MDCT对斑块的诊断标准是建立在斑块密度的测量(以HU为单位)基础上，研究表明与冠脉血管内超声检查结果有良好的相关性。初步研究以血管内超声结果作为冠脉斑块的分类标准，MDCT显示冠状动脉软斑块、混合斑块和钙化斑块的CT值分别为14HU、91HU、419HU。但不同造影剂浓度和注射速度对斑块成分CT值有一定影响，另外，MDCT研究结果与实际的组织成分更准确的相关还需要进一步的组织病理学研究。

体外研究发现，与显微镜下所见相比，MDCT检测富含脂肪斑块、纤维性斑块、纤维钙化斑块及钙化斑块的敏感度分别为73%、70%、86%、100%，富含脂质的斑块与富含纤维斑块的平均CT值为 $(47 \pm 9)$  HU、 $(104 \pm 28)$  HU。MDCT上脂质粥样斑块为边界清晰的管腔内软组织(CT值40HU)突起；非钙化斑块的密度值与斑块内脂质、纤维成分的比例有关，如IV期粥样斑块的CT值约40HU；V期纤维性粥样斑CT值约70HU，VIII期纤维性粥样斑块CT值约100HU；钙化斑块最为稳定，表现为血管壁规则改变，VII型纤维性钙化斑是斑块破裂后再愈合形成广泛性瘢痕的结果。急性血栓在横断面CT上有特征性表现，为中心相对低密度(CT值40HU)边缘较高密度的充盈缺损。在CT上鉴别血栓与软斑块比较困难，因为两者密度相近，这时需结合临床表现。由于CT为横断面图像，且可进行多种图像后处理，因此，对低密度软斑块的显示可能是一种很好的方法。最近的研究还证实，在急性心肌梗死后造影来提示有明显异常的冠状动脉存在明显的软斑块，冠脉内超声证实了这一点；对急性冠状动脉综合征及稳定性心绞痛患者的研究还显示，MDCT可用于评价



冠状动脉的重塑及监控降脂治疗的效果,急性心肌梗死时一次检查同时完成对心肌损害及相关动脉病变的评价,然而这仍需要进行大量的临床研究才可以下结论。

有研究表明以IVUS为对照,多层螺旋CT识别软斑块、混合斑块和钙化斑块的敏感性分别是92%、87%和89%,对于识别钙化性和非钙化性斑块的准确性较高,尽管MSCT识别非钙化性动脉粥样硬化斑块具有一定的准确性,但脂质斑块和纤维性斑块的CT值间存在重叠(图11-4),无论是动物实验还是初步的临床研究,都证实MSCT区分纤维性斑块和脂质斑块存在困难,这两种病变在CT上都表现为低CT值,因此,还不能仅根据CT值来判定非钙化性斑块是“稳定”或“不稳定”的,尚需结合临床和其他影像学检查结果综合判断。

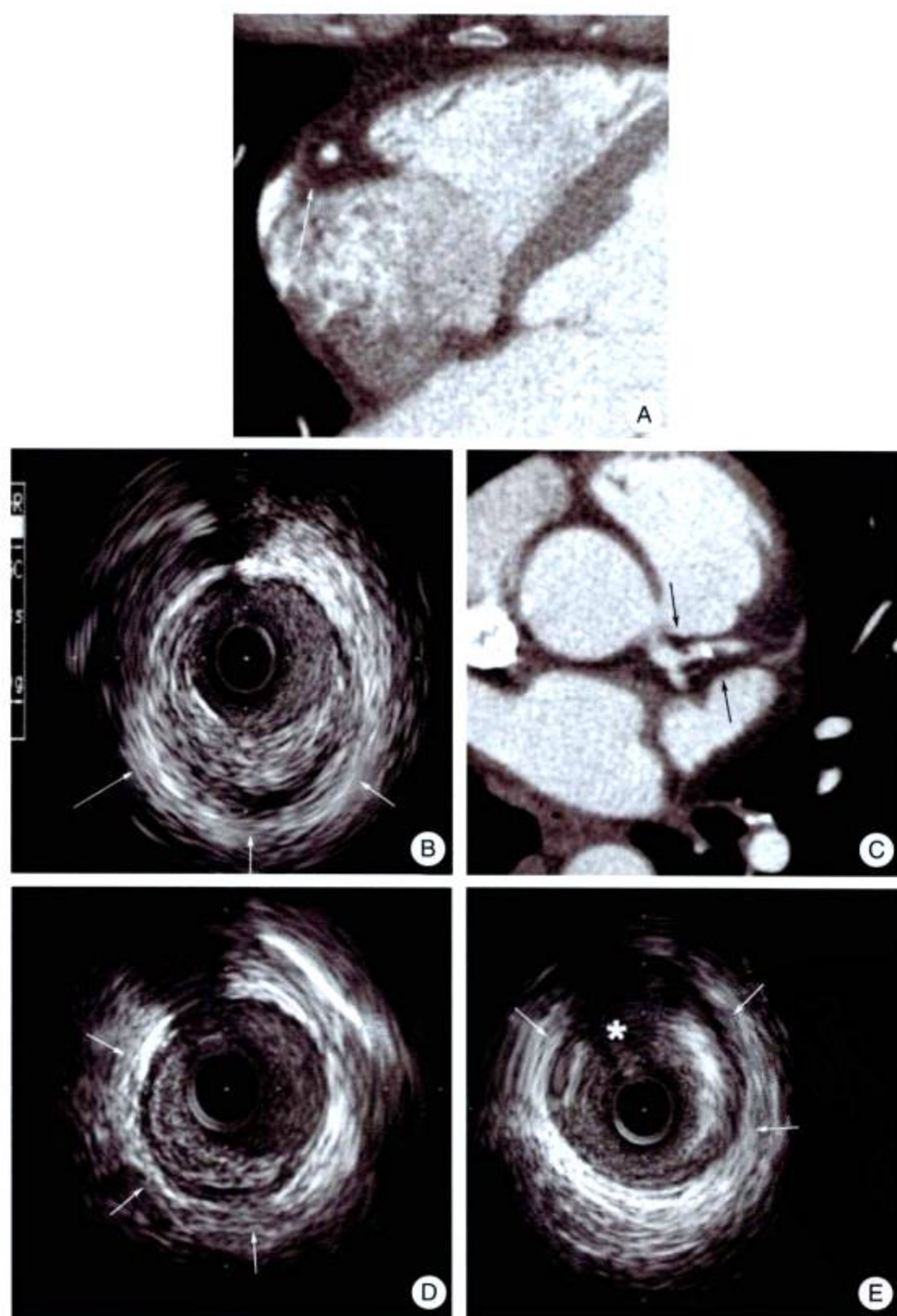


图 11-4 多层螺旋 CT 和 IVUS 评价斑块性质的对比

A.MDCT 图像上斑块 CT 值 88HU; B.IVUS 斑块密度低于外膜密度,证实为脂质斑块; C.近端斑块 CT 值 46HU,远端斑块 CT 值 84HU; D.IVUS 近端斑块低密度回声; E.IVUS 远端斑块高密度回声



## 四、IVUS 新技术介绍

超声发射频率和成像帧频率的增加,使 IVUS 具有更高的分辨率,并可以更好地识别组织学特征以及辨别粥样斑块性质。通过自动回拉 IVUS 导管是标准测量方法,它可以进行容积性测量,尤其对研究斑块的进展与改变具有很大价值。此外,通过计算可以进行三维重建或者二维及长轴成像,从而精确在体测量整个血管壁、管腔和斑块的大小及比邻关系。将来通过分析 IVUS 射频信号的背向散射积分有可能会进一步提高对斑块性质的认识,尤其是发现那些可能即将破裂的不稳定斑块。

虚拟组织学 IVUS 是一种全新的成像技术(virtual histology,简称 VH-IVUS),由 Volcano 公司开发并率先在新一代的血管内超声仪上应用,基本原理是利用反向散射的超声射频信号,通过功率频谱的处理进行比较分析,重建冠脉斑块分类的组织图,VH-IVUS 图像采用不同颜色代表不同的斑块性质,因此,被称为“活体组织学检查”,绿色代表纤维性斑块;浅绿色或黄色代表富含脂质斑块;白色代表钙化性斑块;而红色代表坏死核心组织。研究表明,VH-IVUS 可能可以较准确地识别有容易破裂倾向的不稳定斑块,其判断标准是血管内横断面积狭窄超过 40%;坏死组织超过 10%,而且接近管腔侧(图 11-5)。

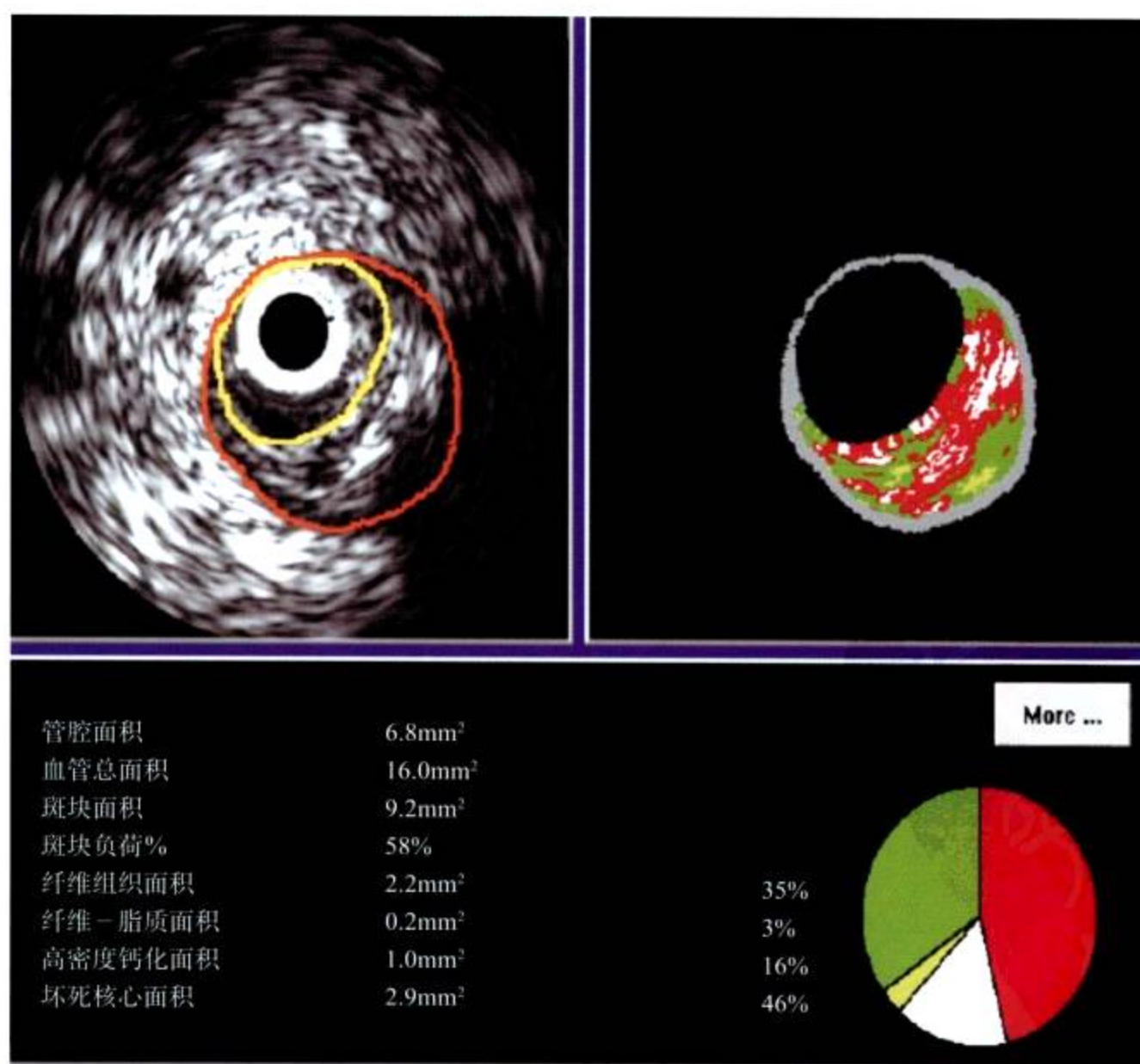


图 11-5 不稳定斑块的 VH-IVUS 成像



未来的 IVUS 也可作为一种治疗方法,用来消融动脉粥样硬化斑块。今后如能将成像系统进一步微型化,与介入装置一体化,发展血管内实时超声三维成像,并与血管造影相结合,将会在全面准确地评价、诊断和治疗心血管疾病方面发挥更大作用。

(韩 玮 刘惠亮)

## 参 考 文 献

- Burke AP, Joner M, Virmani R. 2006. IVUS-VH: a predictor of plaque morphology? *European heart journal*, 27 (16): 1889~1890
- Clark DJ, Lessio S, O'Donoghue M et al. 2004. Safety and utility of intravascular ultrasound-guided carotid artery stenting. *Catheter Cardiovasc Interv*, 63 (3): 355~362
- Mintz GS, Nissen SE, Anderson WD et al. 2001. American College of Cardiology Clinical Expert Consensus Document on Standards for Acquisition, Measurement and Reporting of Intravascular Ultrasound Studies (IVUS). A report of the American College of Cardiology Task Force on Clinical Expert Consensus Documents. *Journal of the American College of Cardiology*, 37 (5): 1478~1492
- Nissen S. 2001. Coronary angiography and intravascular ultrasound. *The American journal of cardiology*, 87 (4A): 15A~20A
- Pohle K, Achenbach S, Macneill B et al. 2007. Characterization of non-calcified coronary atherosclerotic plaque by multi-detector row CT: comparison to IVUS. *Atherosclerosis*, 190 (1): 174~180
- Rodriguez-Granillo GA, Serruys PW, Garcia-Garcia HM et al. 2006. Coronary artery remodelling is related to plaque composition. *Heart (British Cardiac Society)*, 92 (3): 388~391
- Tobis J, Azarbal B, Slavin L. 2007. Assessment of intermediate severity coronary lesions in the catheterization laboratory. *Journal of the American College of Cardiology*, 49 (8): 839~848
- Virmani R, Burke AP, Kolodgie FD et al. 2002. Vulnerable plaque: the pathology of unstable coronary lesions. *Journal of interventional cardiology*, 15 (6): 439~446



# 第 12 章 光学相干断层成像在冠状动脉疾病诊断中的应用

光学相干断层成像 (optical coherence tomography, OCT) 是一种新型的高分辨率断层成像模式, 它将光学技术与超灵敏探测器合为一体, 应用现代计算机图像处理, 发展成为一种新型的断层成像诊断技术。OCT 技术的最大优势在于它的高分辨率, 目前已经在国内外进入临床应用阶段, 备受临床关注。本章就 OCT 技术在冠状动脉疾病中的应用情况进行简要介绍。

## 一、OCT 的工作原理

OCT 技术原理与血管内超声成像 (intravascular ultrasound, IVUS) 原理有类似之处, 它是利用能量束在血管腔内进行 360° 周向扫描, 获得血管横断面图像。OCT 技术是采用低相干的近红外光线从组织反射回来的不同光学特征进行组织分析成像, 成像速度快, OCT 成像的最大优势在于它的高分辨率, 到目前为止, 它是最高分辨率的血管内成像技术, 分辨率大约为 10 $\mu$ m, 比血管内超声成像分辨率高 10 倍, 接近观察到组织水平, 能够清晰地显示正常血管壁的三层结构, 可以从组织水平清晰显示易损斑块的特点, 被称为“光活检”技术。目前 OCT 导管仅为单一光纤组成, 不需要传感器, 成像导管小, 最小导管直径为 0.014inch。

## 二、OCT 技术评价冠状动脉病变的临床应用

### (一) OCT 评价动脉粥样硬化斑块

经过早期的动物实验及尸体解剖与病理对照研究, 建立了 OCT 诊断纤维斑块、纤维钙化斑块和富含脂质斑块等三个类型斑块的图像标准。纤维斑块的 OCT 成像特征是均一的强信号区; 纤维钙化斑块的特征是边界很好勾画轮廓的弱信号区; 富含脂质斑块的特征是边界模糊的弱信号区 (图 12-1)。以此为标准, OCT 成像检测纤维斑块的敏感性为 71%~79%、特异性为 97%~98%, 纤维钙化斑块的敏感性为 95%~96%, 特异性 97%, 富含脂质斑块的敏感性为 90%~94%, 特异性 90%~92%。OCT 成像对检测三种类型的斑块的敏感性和特异性均非常高, 为患者冠状动脉内 OCT 成像的评价提供了基础。



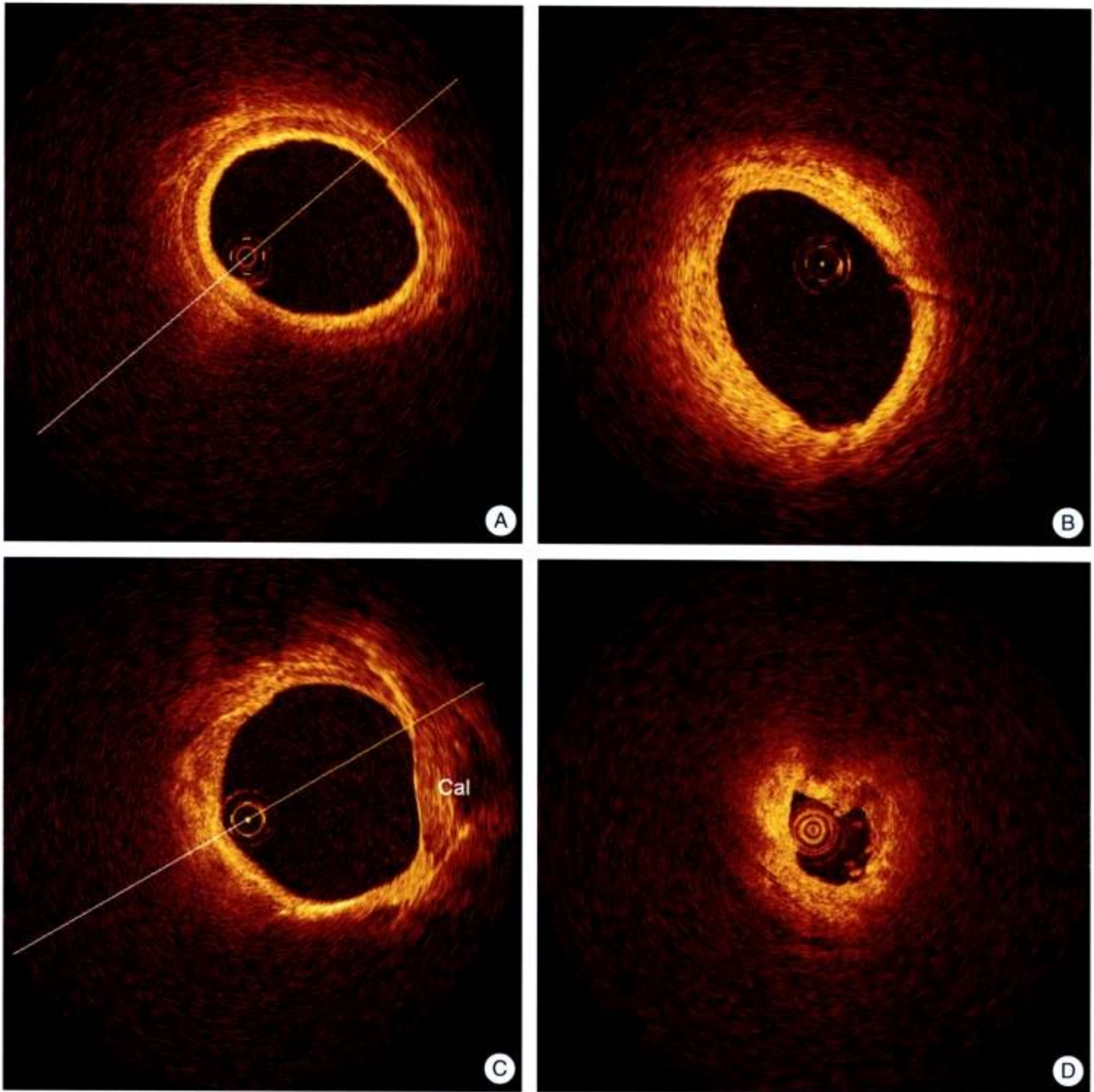


图 12-1 OCT 显示动脉粥样硬化斑块

A. OCT 显示正常冠状动脉三层结构；B. OCT 显示纤维斑块；C. OCT 显示钙化斑块（cal 所示）；D. OCT 显示富含脂质斑块及斑块破裂（箭头所指）

OCT 技术在临床应用始于 2001 年，研究者 Jang 等研究出基于导管系统的冠状动脉内 OCT 成像系统并将这种技术首次用于人类，结果表明 OCT 比 IVUS 更加优越，分辨率更高，认为这种新成像技术可能在改善冠状动脉介入效果和识别易损斑块方面发挥重要作用。Tearney 等研究表明，OCT 的高度对比性分辨率使其能够对纤维帽中的巨噬细胞进行定量，这种独特的能力使 OCT 能对患者进行易损斑块的鉴定。2004 年，Macneill 等用 OCT 技术对稳定型心绞痛、不稳定型心绞痛和 ST 段抬高的心肌梗死患者中的“罪犯”和“非罪犯”斑块进行 OCT 成像获取巨噬细胞密度并进行定量分析，结果显示不稳定型心绞痛患者巨噬细胞密度、纤维斑块和富含脂质斑块明显增加，“罪犯”病变部位巨噬细胞密度大于非罪犯病变，破裂斑块部位的巨噬细胞密度大于非破裂斑块，结果表明“罪犯”病变斑块表面的



巨噬细胞浸润更能预测不稳定临床情况。Jang 等报道应用 OCT 对 20 例急性心肌梗死、20 例急性冠脉综合征和 17 例稳定型心绞痛患者的冠状动脉粥样斑块特征进行分析,结果显示急性心肌梗死和急性冠脉综合征患者,与稳定型心绞痛患者相比,其斑块的脂质含量较高而纤维帽明显变薄。总的来说,急性心肌梗死患者中有易损斑块的占 72%,急性冠脉综合征为 50%,稳定型心绞痛只有 20%。OCT 成像技术能够提供图像接近组织学分辨率,能够识别血管壁和管腔的形态学改变,包括管腔大小、斑块情况、血管夹层、血栓、组织裂片等方面,能够比 IVUS 提供更多的形态信息,改善对斑块的特征认识,有利于早期识别高危破裂斑块,指导临床治疗。

## (二) OCT 技术评价冠状动脉支架术后支架周围组织结构即刻改变

最早将 OCT 技术应用于人体内冠状动脉成像是 1 例置入支架后患者中进行的,该患者同时进行 OCT 和 IVUS 成像, OCT 发现组织通过支架的网眼突入管腔(组织脱垂),而 IVUS 未能发现组织脱垂。随后该研究者研究认为 OCT 除了能检测出大多数 IVUS 能检测出的结构特征外,还提供另外的更详细的信息, OCT 可以检测到撕裂的内膜、腔内血栓、球囊扩张引起夹层的深度、切割球囊的切口、组织脱垂和内膜增生等。2003 年, Bouma 等报道 39 例患者 42 个支架分别应用 IVUS 和 OCT 进行成像,通过对组织撕裂、组织脱垂及支架未贴壁方面进行比较研究,结果显示, OCT 观察冠状动脉内支架置入情况明显优于 IVUS。Diaz-Sandoval 等对第一次应用 OCT 成像技术对 10 例冠心病患者介入前与介入后血管对介入反应进行分析评价, OCT 可以清晰地显示球囊扩张后内膜撕裂和夹层、血管腔内血栓形成、切割球囊引起的血管改变、切口、组织脱垂、支架是否充分扩张、支架贴壁情况、未扩张开的支架和内膜增生等。最近我们也对一组 21 例临床诊断冠心病患者,在冠状动脉内置入支架后即刻进行 OCT 成像检查,共有 22 支冠状动脉 25 个支架接受 OCT 检查,应用 OCT 技术评价支架贴壁不良、血管夹层及撕裂、组织脱垂等,其中将支架贴壁不良定义为支架支撑杆与血管壁距离大于  $200\mu\text{m}$ 。结果显示 22 支靶血管 25 个支架均成功获得清晰 OCT 图像,置入的 25 个支架中有 12 个支架可以看到部分支架支撑杆未能完全封闭血管壁上的夹层及撕裂,所置入的支架中有 50 个支架支撑杆贴壁不良,平均支架支撑杆与血管壁的距离为  $(0.39 \pm 0.20) \text{ mm}$  ( $0.20\sim 1.16\text{mm}$ ),置入的 25 个支架中有 20 个支架可见到不同程度组织脱垂,共检出 85 个组织脱垂,平均最大组织脱垂面积为  $(0.55 \pm 0.64) \text{ mm}^2$  ( $0.04\sim 2.81\text{mm}^2$ ) (图 12-2~图 12-5)。从目前的临床资料认为 OCT 成像技术可清晰冠心病冠状动脉支架后即刻支架周围的组织结构改变,但其临床意义有待于进一步研究。

## (三) OCT 技术评价冠状动脉支架术后远期效果

早期临床应用的冠状动脉内金属裸支架,在支架术后 3~6 个月因内膜过度增殖而导致再狭窄发生率较高。为克服金属裸导致的再狭窄,近年来,应用药物洗脱支架在减少再狭窄方面取得可喜进步,但是置入药物洗脱支架后由于支架表面内膜覆盖不全引起晚期血栓形成的报道逐渐增多,目前也是大家关注的焦点。如何评价药物洗脱支架术后内膜覆盖情



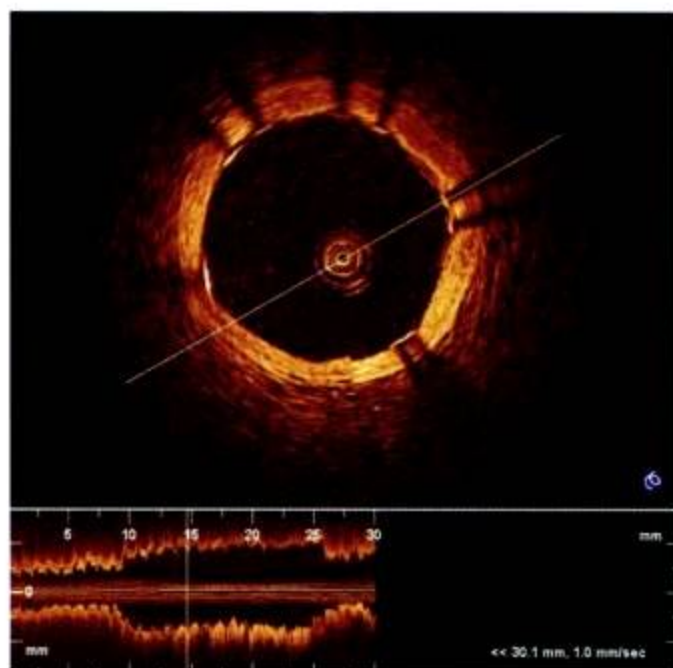


图 12-2 支架支撑杆贴壁良好  
未见组织脱垂（近红外线不能透过金属，可见到高亮度部分为支架内壁反射产生的散乱光）

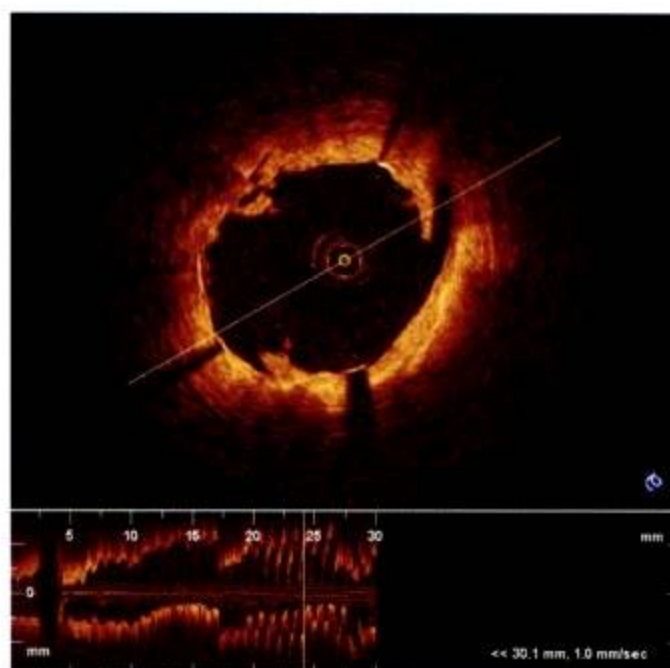


图 12-3 支架支撑杆贴壁良好  
但未能完全覆盖血管夹层及撕裂组织，可见组织脱垂（红色箭头）

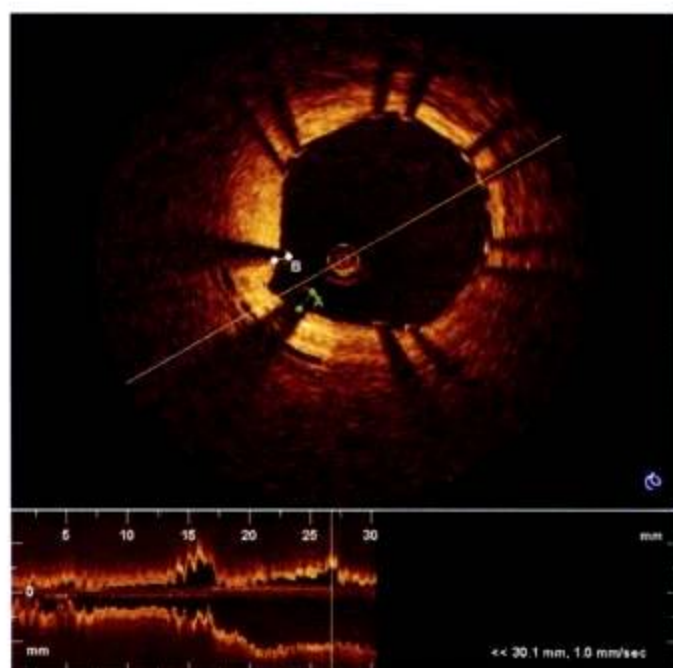


图 12-4 支架支撑杆贴壁不良  
支架支撑杆与血管壁最大距离为 290μm，未见组织脱垂

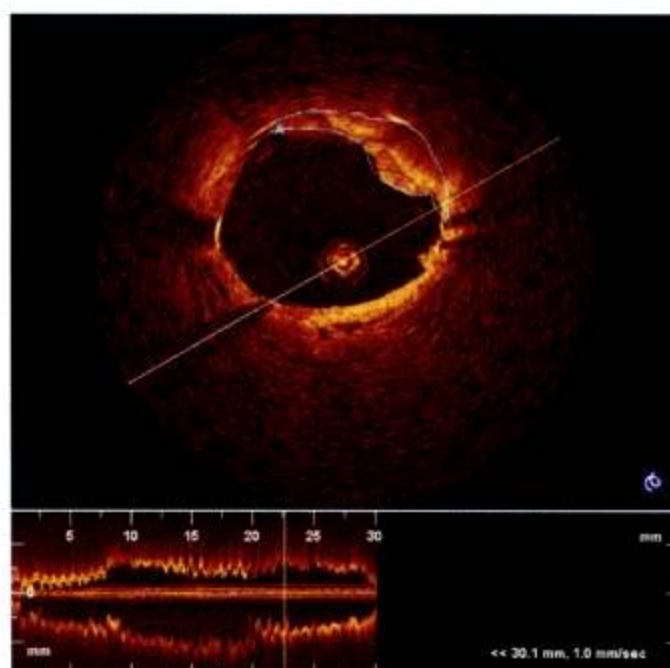


图 12-5 组织脱垂进入血管腔  
测量脱垂组织面积为 1.11mm<sup>2</sup>

况可能是目前临床最关心的问题。我们对 19 例经冠状动脉内支架置入治疗后 5~93 个月进行冠状动脉造影复查的患者进行 OCT 检查，共有 21 支血管 23 个支架进行 OCT 成像，其中药物洗脱支架 10 个，金属裸支架 13 个。结果发现置入的 13 个金属裸支架，几乎所有支架支撑杆表面均有内膜覆盖，而置入药物洗脱支架后内膜增殖较少，且部分支架支撑杆表面没有内膜覆盖（图 12-6，图 12-7）。OCT 成像技术可清晰地显示支架支撑杆及表面内膜增殖情况，对评价药物洗脱支架的治疗效果具有重要意义。从当前有限的样本和临床研究资料提示，在药物洗脱支架的时代，OCT 用于评价支架治疗效果是其他检查手段无法替代的。



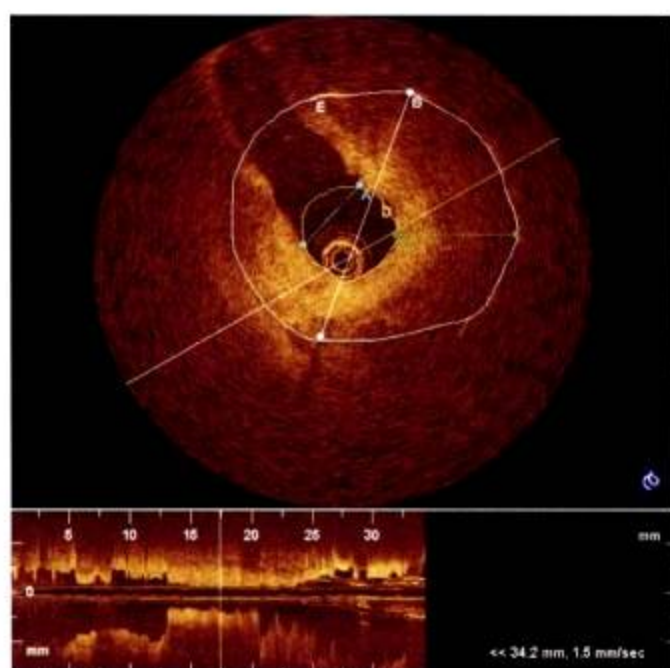


图12-6 右冠状动脉置入金属裸支架后5个月内膜明显增厚,出现再狭窄,直径和面积再狭窄分别为68%和88%

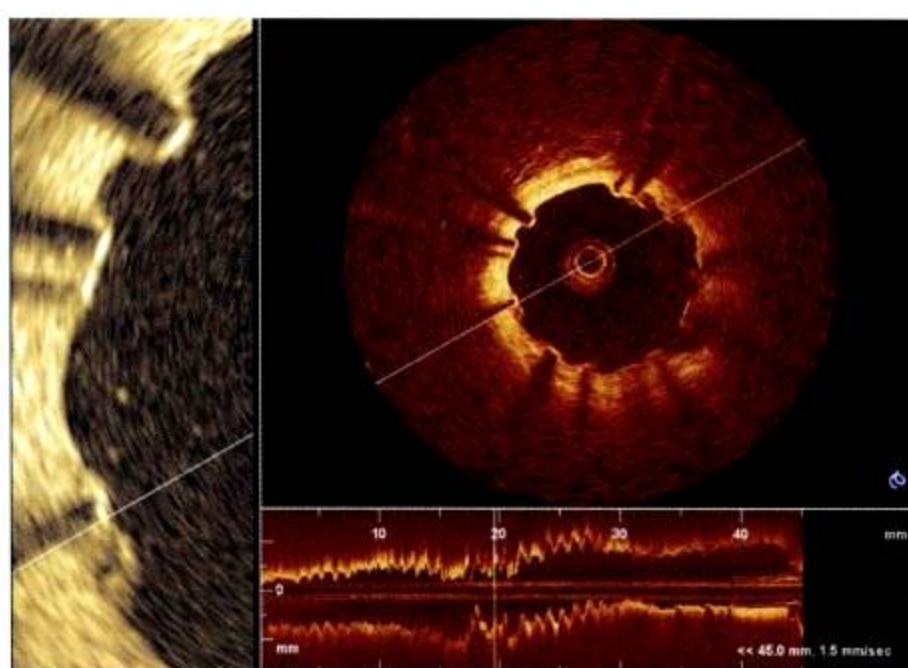


图12-7 药物洗脱支架术后9个月OCT图像  
支架支撑杆表面没有内膜覆盖,左图为局部放大图像

#### (四) OCT技术与MDCT成像技术的比较

近几年,随着64层螺旋CT在临床上大量应用,由于其时间和空间分辨率大大提高,MDCT用于评价冠状动脉粥样硬化斑块和冠状动脉支架术后支架通畅情况成为当前临床研究的热点。有关OCT与MDCT比较评价动脉粥样硬化斑块特征和冠状动脉支架术后支架通畅情况的临床研究刚刚起步,目前国内也开始做一些临床研究工作(图12-8~图12-10)。尽管MDCT空间分辨率尚不足以准确识别易损斑块,但随着研究的不断深入,通过与OCT成像的比较,MDCT用于评价易损斑块和冠状动脉支架术后支架通畅情况将会有明显的进步。

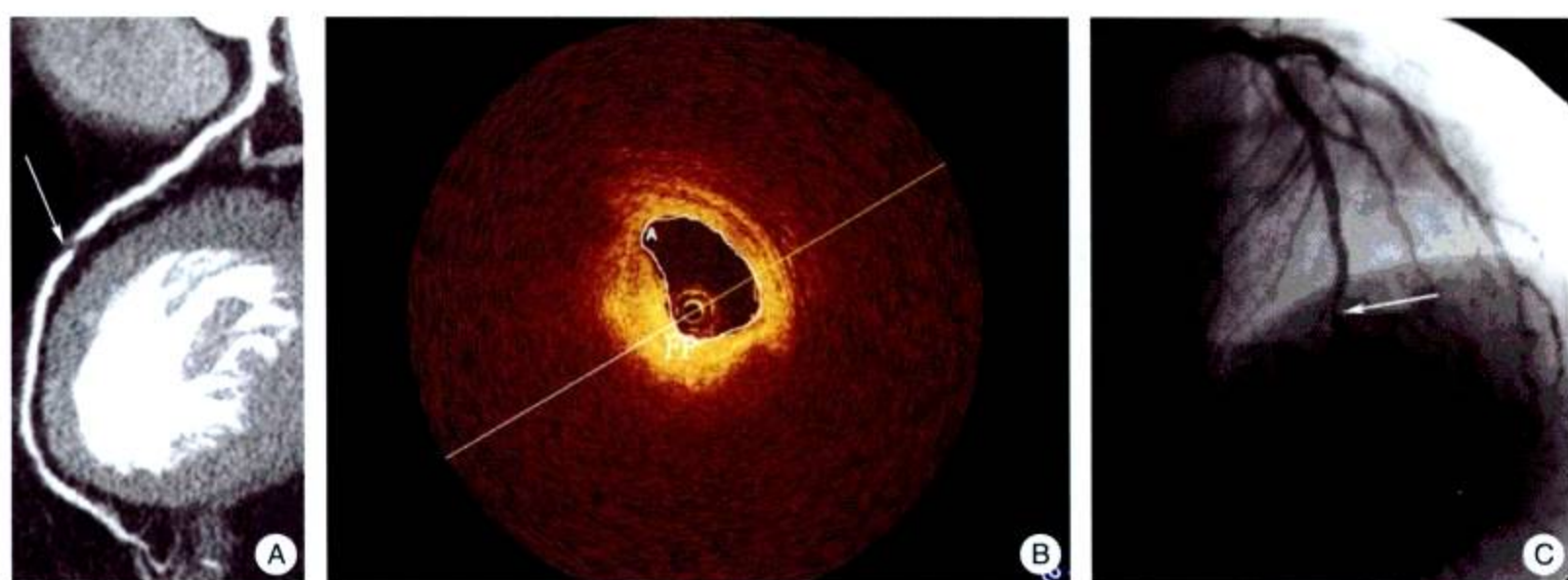


图12-8 OCT与MSCT评价纤维斑块

- A. 128层MSCT显示前降支中段有软斑块(箭头所指); B. OCT显示MSCT的软斑块为纤维斑块;  
C. 选择性冠状动脉显示前降支中段有80%狭窄病变(箭头所指)



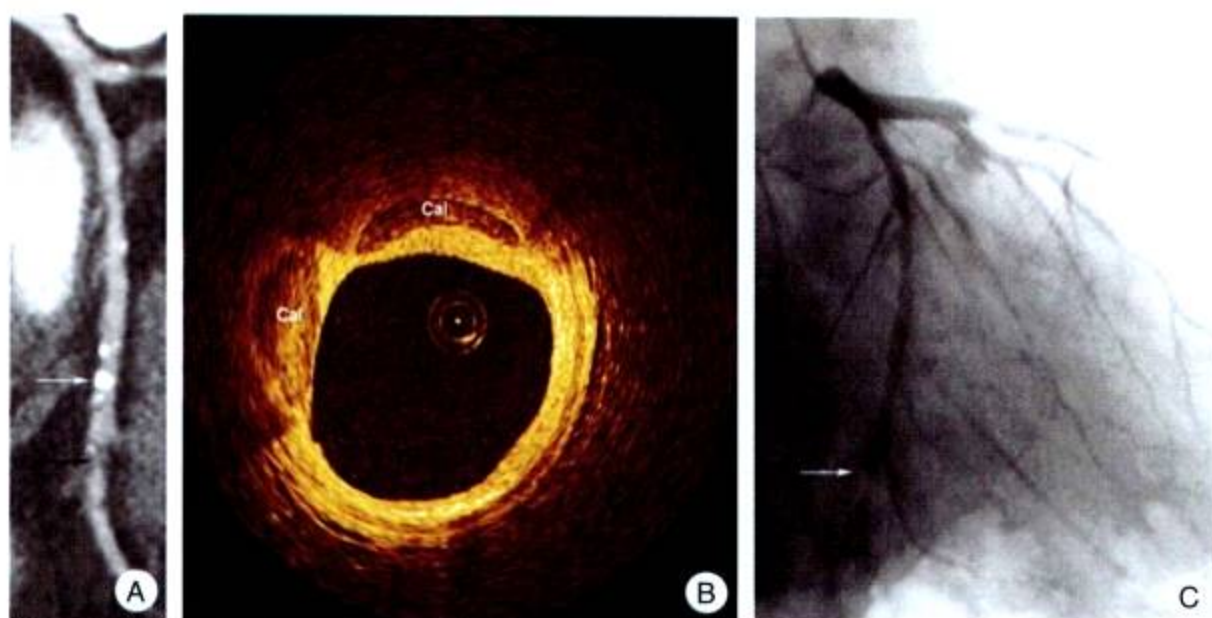


图 12-9 OCT 与 MSCT 评价钙化斑块

A. 128 层 MSCT 显示钙化斑块 (白色箭头所指)、混合斑块 (黑色箭头所指) 伴管腔严重狭窄; B. OCT 显示相应 A 图的钙化斑块 (Cal 标记所指), 血管腔无明显狭窄; C. 选择性冠状动脉造影显示图的钙化部位血管无狭窄, 但图上的混合斑块在选择性冠状动脉造影时提示血管腔次全闭塞

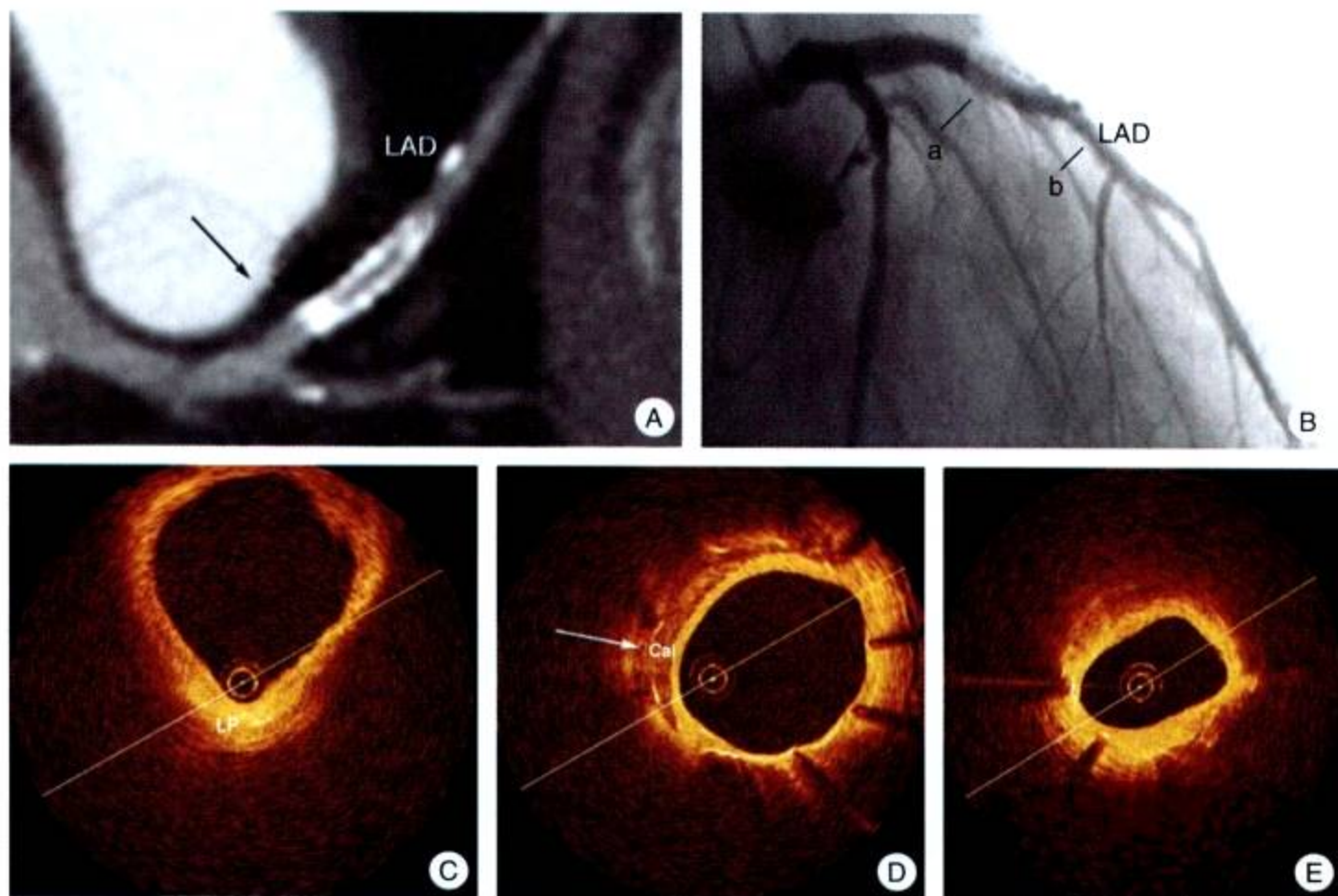


图 12-10 OCT 与 MDCT 评价支架内内膜增殖

A. 前降支 (LAD) 置入金属裸支架 (3.0mm × 15mm) 后 93 个月, 128 层 MDCT 显示支架远端血流通畅, 但支架近端是否为再狭窄不能肯定; B. 选择性冠状动脉显示支架无明显再狭窄, a 和 b 之间为置入的支架; C. OCT 图像显示支架近端边缘部位血管壁为纤维斑块; D. OCT 图像显示近段支架内有少量内膜增殖 (红色标记为支架支撑杆), 局部可见到钙化斑块 (↑), 此部位钙化可能与支架近端 MDCT 显示不清有关; E. OCT 图像显示支架中段部位内膜增殖

### 三、OCT 技术的综合评价

OCT 成像系统可以清晰显示各种冠状动脉硬化斑块的特征, 评价支架后支架支撑杆是



否未贴壁、支架位置是否不良、组织撕裂、组织脱垂、支架内再狭窄及观察血栓等,评价药物洗脱支架术后内膜覆盖情况均有重要临床意义。OCT有望成为评价不稳定斑块、评价支架治疗效果的理想手段。

OCT技术目前也有一定的不足。第一,首先它是有创检查,不易被患者接受。第二,由于其组织穿透力较弱,应用时会发生血液干扰,明显影响图像质量。成像导管处于血液环境中,单位体积血液内大量红细胞对OCT光源产生了广泛的散射,从而导致血管壁局部图像失真。目前克服这一情况的主要方法有,一种是在成像部位注射生理盐水以阻止红细胞的进入,另外一种应用是应用低压阻断球囊导管(小于0.5个大气压)阻止血液流动,再利用生理盐水代替局部血液来进行成像。因此,对左主干病变、开口病变和心功能较差患者不适宜OCT检查。第三,OCT成像导管是由光导纤维组成,容易折断损害,操作应格外小心,需要对成像导丝进一步改善。

(陈步星 田 婷)

## 参 考 文 献

- 陈步星,马风云,罗维等.2006.光学相干断层成像评价药物洗脱支架与金属裸支架治疗后的内膜增殖.中华医学杂志,86:1102~1106
- 陈步星,马风云,罗维等.2006.光学相干断层成像在冠心病介入治疗中的应用价值.中华心血管病杂志,24:130~133
- Bouma BE, Tearney GJ, Yabushita H et al. 2003. Evaluation of intracoronary stenting by intravascular optical coherence tomography.Heart, 89: 317~320
- Brezinski ME, Tearney GJ, Bouma BE et al. 1996. Imaging of coronary artery microstructure (in vitro) with optical coherence tomography.Am J Cardiol, 77: 92~93
- Diaz-Sandoval L, Bouma BE, Tearney GJ et al. 2005. Optical coherence tomography as a tool for percutaneous coronary interventions.Catheter Cardiovasc Interv, 65: 492~496
- Jang Ik, Bouma BE, Kang DH et al. 2002. Visualization of coronary atherosclerotic plaques in patients using optical coherence tomography: comparison with intravascular ultrasound.J Am Coll Cardiol, 39: 604~609
- Jang IK, Tearney GJ, MacNeill B et al. 2005. In vivo characterization of coronary atherosclerotic plaque by use of optical coherence tomography.Circulation, 111: 1551~1555
- Jung IK, Tearney G, Bouma B. 2001. Visualization of tissue prolapse between coronary stent struts by optical coherence tomography: comparison with intravascular ultrasound.Circulation, 104: 2754
- Kerner A, Gruberg L, Kapeliovich M et al. 2003. Late stent thrombosis after implantation of a sirolimus-eluting stent. Catheter Cardiovas Interv, 60: 505~508
- MacNeill BD, Jang IK, Bouma BE et al. 2004. Focal and multi-focal plaque macrophage distributions in patients with acute and stable presentations of coronary artery disease.J Am Coll Cardiol, 44: 972~979
- Moreno R, Fernandez C, Hernandez R et al. 2005. Drug-eluting stent thrombosis: results from a pooled analysis including 10 randomized studies. J Am Coll Cardiol. 45: 954~959
- Tearney GJ, Yabushita H, Houser SL et al. 2003. Quantification of macrophage content in atherosclerotic plaques by optical coherence tomography.Circulation, 107: 113~119
- Yabushita H, Bouma BE, Houser SL et al. 2002. Characterization of human atherosclerosis by optical coherence tomography.Circulation, 106: 1640~1645



# 第 13 章 X 射线剂量及降低 CT 剂量的技术

随着CT的不断发展特别是多排CT的开发,CT在医学临床上的应用有了突飞猛进的发展,在临床上应用的频率有了极大的提高。CT高质量的冠状动脉成像,胸痛三联诊的一次实现以及大器官灌注的研究都成为日常临床应用的现实。特别是高分辨率、亚毫米层厚的扫描包括心脏和灌注研究的大力推广,人们对CT剂量对人体可能存在的潜在危害和如何在保证图像质量的前提下有效地降低剂量越来越关注。合理利用X射线使我们能够获得可用于诊断的图像,滥用X射线无疑会对人体产生负面影响;但不顾图像质量而盲目降低剂量或达不到成像所需最低剂量也无助于医学成像的发展。剂量和图像质量是一个有机体,必须达到一种和谐和统一。本章将介绍X射线剂量的一些概念以及有效降低剂量的一些方法。

## 第一节 X 射线剂量的基本概念

当X射线穿过物体时它把全部或部分能量转移给物体,在能量转移时产生电离而造成物体的损伤,这种能量转移的方法就是射线的曝光。曝光量用电磁辐射在单位物质或空气中产生的电荷量决定,例如,在空气当中曝光量用伦琴(Roentgen)为单位。

曝光量是一个很有用的物理参数且易于测量。我们只需要用电离室测量空气中产生的电荷量(电流×时间)就可以得出射线的强度。但是我们更感兴趣的是不同种类的射线(如 $\alpha$ 、 $\beta$ 和 $\gamma$ 射线等)对人体组织的辐射效应,因此我们引进了吸收剂量D的概念来衡量不同射线与不同物质的反应。目前常用的吸收剂量单位是戈瑞(Gy)。一种辐射源在1kg的物质中释放1J的能量所产生的吸收剂量为1Gy:  $1\text{Gy} = 1\text{J/kg}$ 。吸收剂量包含了不同种类的射线源。由于它们对物质的辐射损伤不同,因而在CT应用中我们更关心另一种剂量表述:剂量当量H(dose equivalent):

$$H = D \times Q \times N \quad (1)$$

其中,D是前面描述过的吸收剂量;Q是由辐射种类决定的品质因子;N是辐射损伤因子,而对CT中使用的X射线而言Q和N都等于1。因此,在CT使用中我们就把吸收剂量和剂量当量等同起来。剂量当量使用希沃特(Sv)为单位,所以,  $1\text{Sv} = 1\text{Gy}$ 。

X射线剂量是一个大家都关心的问题,其实质是辐射造成的生理损伤的危险性有多大。在临床应用中受辐射的往往是一个或几个局部器官,这就是所谓的器官剂量。器官剂量的



计算不仅需要射线本身的信息,也与器官的位置、大小等有直接关系,通常是利用计算机模拟的方法来进行。由于目前能把辐射剂量同生理损伤联系起来的数据来自于原子弹爆炸时受射线者全身均匀辐射后生理损伤和疾病的统计,因此,Jacobi于1975提出了有效剂量(effective dose, ED)的概念。有效剂量的使用提供了一个机制,使人们能够用已有的全身均匀辐射得到的生理损伤的数据来评估各个不同器官受到辐射时可能产生的生理损伤。有效剂量定义为对全身进行均匀辐射得到的平均吸收剂量,这种全身均匀辐射产生的生理损伤与对被检查的部分器官进行不均匀辐射产生的生理损伤相一致。有效剂量是由各个不同受辐射器官的吸收剂量的加权平均得出,而权重由器官在受到全身均匀辐射情况下的辐射损伤占全身辐射损伤的比例来决定。简单地说,有效剂量的引入使得人们把特定器官吸收剂量转化为全身平均吸收剂量,从而把此特定器官的辐射同生理损伤的危险性联系起来。目前使用比较多的不同部位的权重因子来自于“欧洲对CT质量标准指导性文件”。表13-1列出了不同部位的权重因子。

表 13-1 不同体部位置的归一化有效剂量系数

体部位置	归一有效剂量系数 W [mSv/ (mGy · cm)]
头部	0.0023
颈部	0.0054
胸部	0.017
腹部	0.015
盆腔	0.019

## 第二节 CT X线辐射剂量的定义

根据以上定义,器官辐射剂量和有效剂量与器官的种类、大小及病人的情况有关,临床应用中不易测定。因此,在实际应用中人们提出了CT剂量指数(CT dose index, CTDI)的定义,CTDI测量了X射线在标准的CTDI模具中产生的电离量。通常电离室的长度为100mm,也就是常用的CTDI<sub>100</sub>。为了体现头部扫描和体部扫描的不同,模具又分为直径16cm和32cm种。另外,为了反映X射线剂量在体内的不均匀性,人们又提出加权剂量指数(CTDI<sub>w</sub>)的概念。加权剂量指数CTDI<sub>w</sub>是电离量在模具中心和边缘测量质的加权平均:

$$\text{CTDI}_w = (1/3) \text{CTDI}_{100} (\text{中心}) + 2/3 \text{CTDI}_{100} (\text{边缘}) \quad (2)$$

随着螺旋CT的引入,人们又进一步把剂量指数的概念拓展到容积剂量指数CTDI<sub>vol</sub>:

$$\text{CTDI}_{vol} = \text{CTDI}_w / \text{pitch} \quad (3)$$

从以上的定义可以看出CTDI<sub>w</sub>、CTDI<sub>vol</sub>并不是个体病人剂量的测量,而是更多地反映了CT扫描仪和扫描技术的剂量使用,是在特定的模具中的剂量。但是它提供了一种很好的标准来评价不同的CT扫描仪和不同的扫描程序,也间接地反映了对病人的相对剂量。在临床应用中当我们确定了扫描程序以后,我们能够得出和这种扫描程序相关的CTDI<sub>vol</sub>,这个



数值乘上沿病人方向的扫描长度  $L$ ，就得到剂量长度乘积 (dose length product, DLP)，然后使用表 13-1 给出的相应器官的权重指数 ( $W$ )，我们就能估计对某个或几个器官扫描后得出的有效剂量：

$$ED = \text{CTDI}_{\text{vol}} \times L \times W = \text{DLP} \times W \quad (4)$$

举例来说，如果我们对病人进行了心脏扫描，覆盖范围 ( $L$ ) 等于 12cm，使用低剂量的扫描程序得出  $\text{CTDI}_{\text{vol}}$  值为 40mGy，利用表 13-1 中胸部的权重因子 0.017，我们得出这个扫描的有效剂量为  $40\text{mGy} \times 12\text{cm} \times 0.017\text{mSv}/(\text{mGy} \cdot \text{cm}) = 8.16\text{mSv}$ 。

### 第三节 影响 CT 剂量的因素

容积 CTDI 受很多因素的影响，其中包括 X 射线球管的电压  $\text{kVp}$  ( $\propto \text{kVp}^2$ )、电流  $\text{mA}$  ( $\propto \text{mA}$ )、曝光时间、螺距  $P$  ( $\propto 1/P$ )、X 射线的能量分布、散射 X 射线的含量、准直器的大小和前置滤线器的结构以及扫描仪的几何尺寸等。由于图像噪声是 CT 成像中一个很重要的参数，实际使用中 CT 剂量还同影响图像噪声的探测器的效率、探测单元、信号收集系统 (data acquisition system, DAS) 的电子噪声、图像的层厚乃至重建的方法和后处理有间接的关系。因为在其他参数不变的情况下，具有更高探测效率的探测器、更低电子噪声、更先进的重建和后处理技术的系统能用更低的剂量获得相同的图像噪声；反之在更薄的层厚下获得相同的图像噪声，则需要更高的 X 射线信号或者更高的剂量。随着多排 CT 的推出和深化，临床上图像的层厚越来越薄，使用的剂量也逐步上升。但是应该指出的是剂量的上升并不是因为层数的增加，而是因为层厚的变薄。而且这种剂量的上升并没有随层厚的成倍减小而成倍增加。理论上说如果层厚减半，要保持同样的图像噪声，信号 (剂量) 需要加倍。而现实中剂量没有随层厚成比例变化，正说明了现代的 CT 设备在其他方面有了很大改进，由此减少了相同图像质量下对剂量的要求。

### 第四节 降低 CT 剂量的方法

影响 X 射线剂量的一个重要的因素是 X 射线的质量和分布。从 X 球管发出的 X 射线中存在着许多低能 X 射线。低能 X 射线大部分被病人吸收而对信号探测没有意义，另外，X 射线中的散射线也只会减少系统的低对比度分辨率，产生无用剂量。因此，新一代的 CT 扫描仪通过对 X 射线能谱的优化来减少低能 X 射线产生的皮肤剂量。新一代的球管如 GE 的 V8 大力神球管通过先进的电子束收集器有效地减低了散射 X 射线，降低了 5% 的无用剂量。

X 射线强度的分布是通过滤线器来优化的，由于大部分病人是不均匀的，因此，均匀分布的 X 射线，通过病人的不均匀吸收以后到达探测器时将不再均匀：中心部分探测到的信号大大弱于边缘部位，中心部分的弱信号将影响图像的整体质量，而提高中心部位的信号将使边缘部分的射线量超过所需要的量，给病人带来不必要的皮肤剂量。为了解决这种



探测器接收信号不均匀的情况,现代的CT通过使用多个不同形状的滤线器来对不同体型和大小病人以及不同部位产生不同分布的射线源,以尽量保证通过病人以后的X射线(到达探测器的X射线)能有比较均匀地分布,从而降低病人的表面剂量、减少数据采集系统的动态范围要求和提高噪声均匀性(图13-1)。

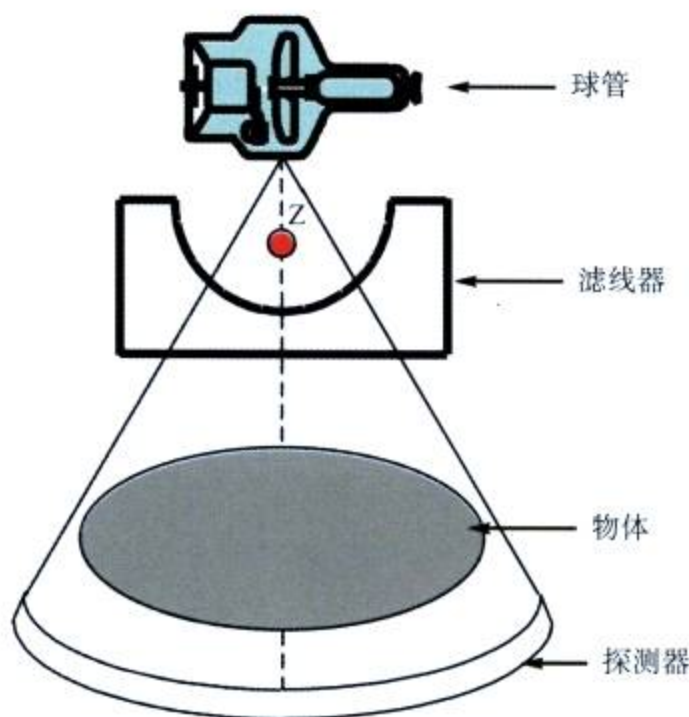


图 13-1 使用前置滤线器获得均匀的探测器信号

X 射线探测器是 CT 中一个重要部分,围绕探测器设计的一系列改变直接影响了 X 射线剂量的大小。早期的探测器使用高压惰性气体,以后发展为固体探测器,如 GE 公司使用的稀土陶瓷探测器。气体探测器虽然价格低廉,但主要缺点是量子探测效率(QDE)很低,只有 60%~70%。固体探测器克服了气体探测器的许多缺点,特别是在 QDE 方面,从原来的 65%左右提高到 99%,大大提高了 X 射线的利用率。近代多排 CT 的推出在探测器覆盖率上有了很大的提高,这使得探测器的几何探测效率(GDE)较以前有了很大提高。如图 13-2 所示,由于 X 射线球管的焦点有一定的大小,并且焦点在扫描过程中由于冷热变

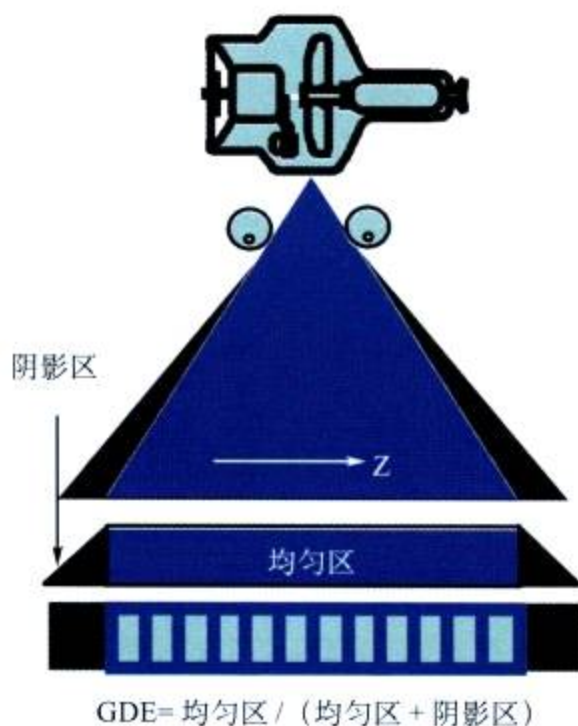


图 13-2 几何探测效率的计算



化而移动, 因此, 在 Z 轴方向 (病人长轴方向) X 射线由两部分组成: X 射线均匀区和阴影区。X 射线均匀区是成像中有用的部分, 而阴影区则造成了对病人不必要的剂量。X 射线均匀区在总的射线区域中的比例越高, 则扫描仪的几何效率越高。提高几何效率可以通过两种方法: 一是减小阴影区的大小; 二是增加均匀区的面积。减小阴影区的大小可以通过射线跟踪的方法来实现。而 64 排 CT 的问世, 如 GE Light Speed VCT 探测器覆盖率达到  $64 \times 0.625\text{mm}=40\text{mm}$ , 则在降低阴影区的同时极大地提高了均匀区的面积, 使得薄层扫描情况下的几何效率从 16 排的 80% 左右提高到 64 排的 95%。

降低信号收集系统 (DAS) 中电子噪声是降低剂量的另一个有效的方法。在 CT 成像中我们可以用以下公式来近似图像中的相对噪声:

$$\sigma_I = \sqrt{N_x + \sigma_e^2} / N_x \quad (5)$$

其中,  $N_x$  是探测器收集到的 X 射线数,  $\sigma_e$  是 DAS 中的电子噪声,  $\sigma_I$  是图像中的噪声。如果我们用  $\sigma_I(0)$  来表示完全没有电子噪声情况下的图像噪声, 而  $\sigma_I(e)$  是电子噪声为  $\sigma_e$  时的图像噪声, 那么我们可以用表 13-2 来分析一下不同信号强度下电子噪声对图像噪声的影响:

$$\sigma_I(e) / \sigma_I(0) = \sqrt{1 + \sigma_e^2 / N_x} \quad (6)$$

表 13-2 不同电子噪声在不同信号强度下对图像噪声的影响

信号 / 电子噪声	$N_x$	$\sigma_e$	$\sigma_I(e) / \sigma_I(0)$
高 / 高	5000	10	1.01
低 / 高	250	10	1.18
低 / 低	250	2	1.01

从表 13-2 中可以看出, 当到达探测器的 X 射线信号足够强时, 电子噪声的影响对图像中噪声的增加影响较小; 反之, 在低信号情况下同样的电子噪声产生的影响显著增加。同时, 我们也可以看出降低电子噪声在低信号或低剂量的成像条件下显得非常重要。

除了硬件的改进以外, 现代的多排 CT 还从扫描程序和软件上为降低剂量提供了许多先进的方法。在扫描程序方面一个最常用的方法就是使用 3D 自动毫安技术。3D 自动毫安技术是一种前瞻性的三维剂量调控技术。使用者根据临床需要预先设置所需要图像的噪声指数, 根据这个噪声指数, 机器只需要利用一个扫描定位的数据就能决定所需的 X 射线剂量。在后续扫描过程中, 机器根据病人体型在 X、Y、Z 轴上的变化, 自动精准地调节相应的毫安量以达到一致的图像质量。使用 3D 自动毫安技术提高了 X 射线利用率, 降低了 20%~40% 的毫安输出和病人受线剂量。图 13-3 是使用 3D 自动毫安技术保证图像质量一致并降低剂量的例子。智能性前处理重建技术和后处理软件的发展, 特别是非线性后处理程序的应用在提高图像质量、降低图像噪声和伪影的同时大大降低了对高射线剂量的要求。智能性前处理重建技术能够根据在不同探测角度获取数据的强弱, 进行不同强度的预处理以求在降低图像噪声和伪影的同时最大限度地保证图像的锐利度。这种智能性前处理重建技术还可以根据临床需求提供不同程度的平滑预处理。图 13-4、图 13-5 是使用这种智能性



前处理重建技术的两个例子。图 13-4 中由于使用了这种智能性前处理重建技术，图像中由肩部骨骼引起的条状伪影得到了很大的改善；而图 13-5 则体现了这种重建技术在处理超大体型病人时的优越性。在这个病例中病人的横断面已经超出了探测器的最大探测范围 (>50cm)。

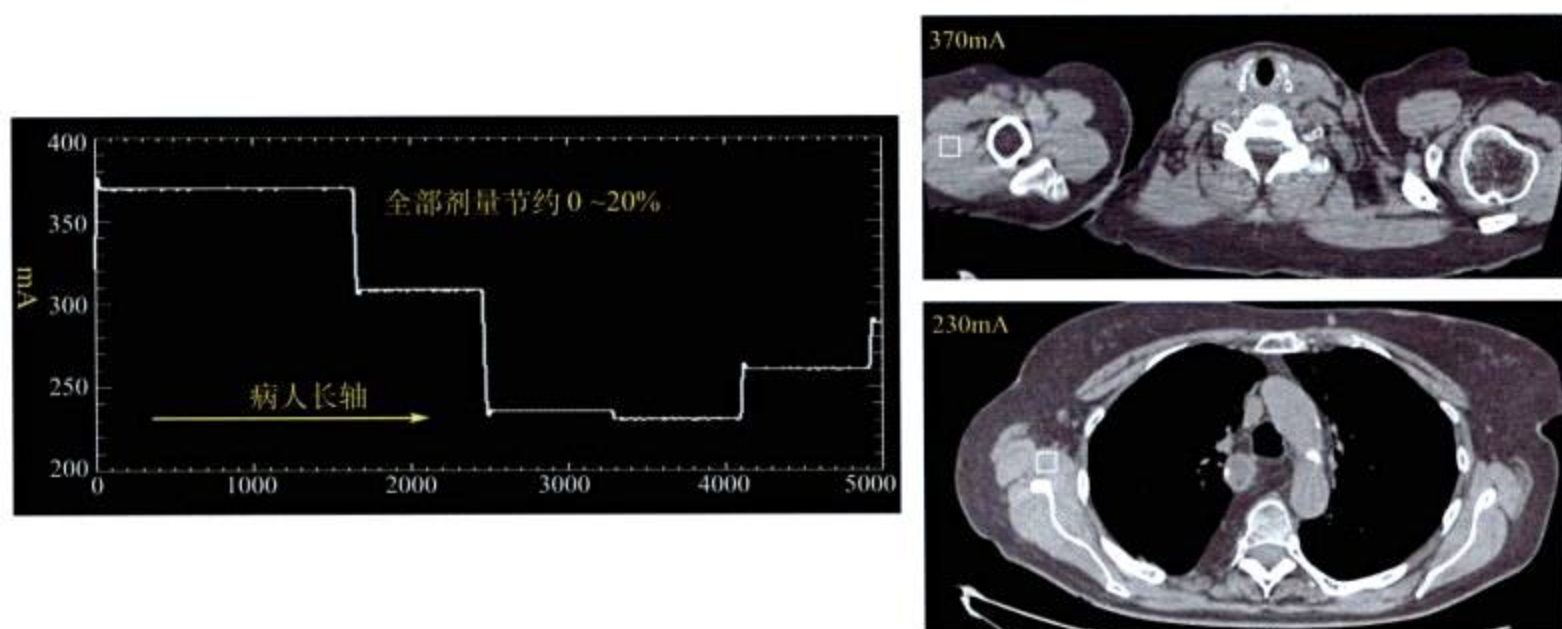


图 13-3 通过 3D 自动毫安调节保持图像质量一致性并降低剂量

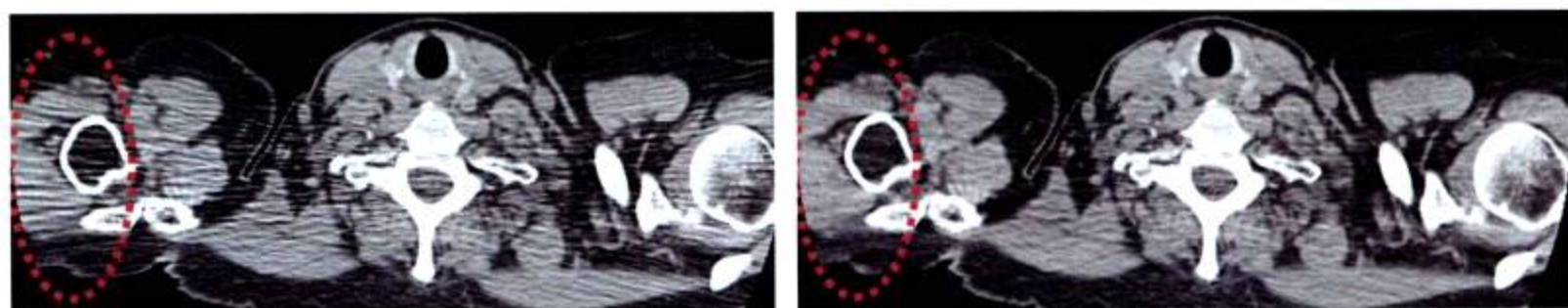


图 13-4 使用智能性前处理重建技术（右图）消除了图像中条状伪影

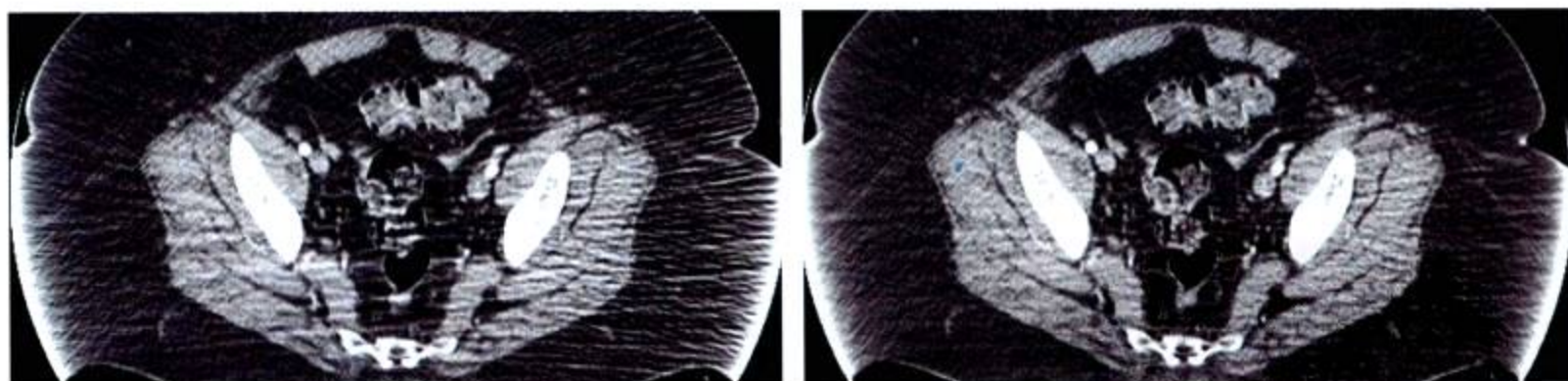


图 13-5 使用智能性前处理重建技术（右图）对超大体型病人成像

## 第五节 心脏 CT 成像中降低剂量的方法

心脏成像中由于使用小螺距扫描模式，X 线辐射剂量（简称剂量）一直是大家关注的问题。因此，人们在心脏成像中提出了一系列方法来降低病人剂量。其中包括使用 ECG 电流调制，心脏前置滤线器、软件过滤以及心脏轴位成像来降低心脏成像的剂量。



## 一、ECG 电流调制

目前在心血管成像中大多采用螺旋采集方法,扫描覆盖所有心动相位(简称心相)。在低心率情况下心脏舒张期末期的图像通常用来得到冠状动脉图像而其他心相的图像则用来获取心脏功能信息。由于心脏功能的研究不需要很高的空间分辨率,因此,我们可以用 ECG (心电图) 电流 (mA) 调制的方法来降低对非冠状动脉成像相位的剂量。也就是说 ECG 电流调制技术可根据心脏搏动的周期,在收缩期采用低毫安,而在舒张期采用设定的最高毫安输出。通过对 100 例患者分组对照研究发现,当受检者心率稳定且  $\leq 75$  次/分时,设定 R-R 间期 40%~80% 相位最高电流输出为 640mA,其余相位最低电流输出 130mA,可在保证心脏成像质量不变的前提下,比常规剂量 (640mA) 覆盖所有心相的扫描模式减少高达 50% 的辐射剂量。图 13-6 是使用 ECG 自动毫安功能的示意图和收缩期以及舒张期的心脏图像,图 13-7 是采用 ECG 电流调制技术获得的高质量的心脏图像。另外,收缩期图像的噪声还可通过智能性过滤平滑来进行控制。

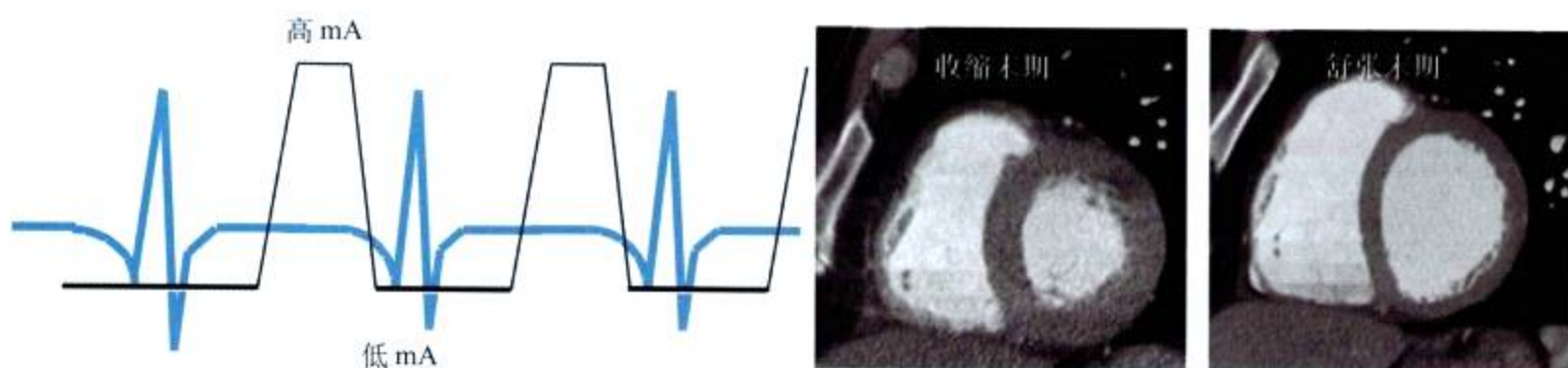


图 13-6 心脏成像中使用 ECG 自动毫安功能的示意图和收缩期、舒张期的心脏图像

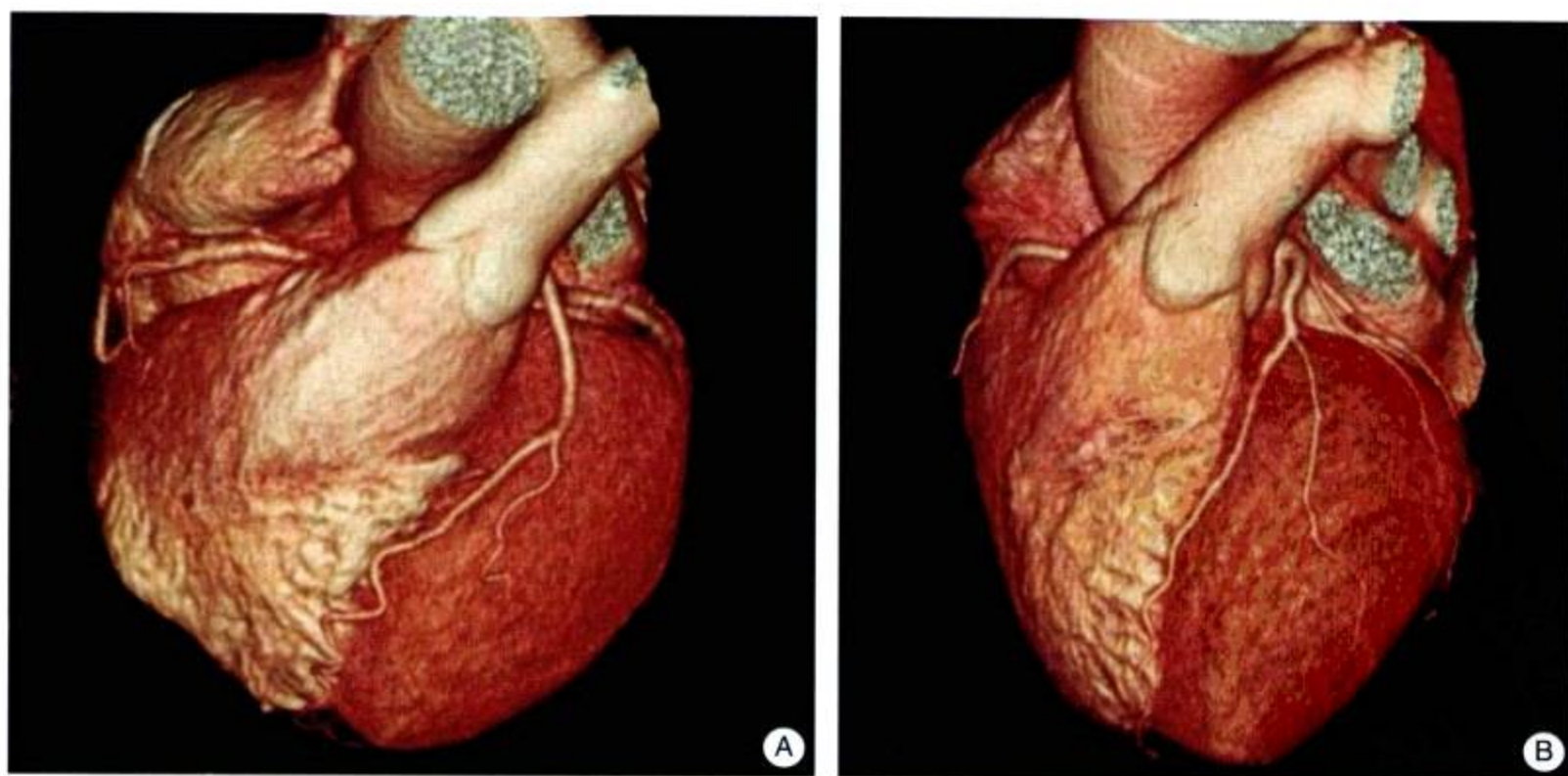


图 13-7 关闭 (A) 和开启 (B) ECG 电流调控获得的心脏图像

两种方式扫描后重建的图像质量、冠状动脉分支显示情况及图像噪声无差异,均能满足诊断需求。但是,应用 ECG 电流调控,可以降低射线剂量约 30%~50%



## 二、心脏前置滤线器

由于心脏在体内的特殊位置,我们还可以使用一些特殊的前置滤线器来达到优化心脏成像的目的。比如 GE Light Speed VCT 采用的专业心脏前置滤线器 (cardiac bowtie), 通过优化的前置滤线器形状设计, 在大大减少外围皮肤剂量的同时增加心脏部位信号。随着机架旋转角度的变化, 有效地衰减扫描边缘的 X 射线照射, 可以显著提高 X 射线的有效利用率。根据一组研究数据, 使用心脏前置滤线器对病人进行心脏扫描, 可在提高图像质量的同时达到比用常规体部滤线器 (large bowtie) 降低 10%~15% 辐射剂量的目的。图 13-8 为常规体部滤线器与心脏前置滤线器不同的形状设计; 图 13-9 为使用心脏前置滤线器得到的高质量的心脏图像。



图 13-8 体滤线器和心脏滤线器不同的形状



图 13-9 使用心脏前置滤线器得到的高质量的心脏图像

## 三、智能性心脏滤波

心脏成像中剂量的降低还可以通过降低图像噪声的方式来实现。前面提到使用 ECG 电流调制来降低剂量, 通常情况下我们在收缩期采用低毫安技术, 这样收缩期图像会有较高的噪声。但是也有一些情况下收缩期图像反而是冠状动脉成像中最好的相位。为了尽量减少 ECG 电流调制中高电流所需覆盖的相位以最大限度地降低剂量, 我们可以通过智能性过



滤平滑的方法来选择性地控制低电流相位的图像噪声，使得在某些极端情况下，也可以使用低电流获得的收缩期图像来进行冠状动脉的成像。另外一种降低图像噪声的方式是运用智能性心脏后置滤波，如 GE Light Speed VCT 机配置的心脏后置滤波器。这种滤波器是为冠状动脉成像设置的一种智能性后处理技术。这种智能性滤波器首先将一幅获得的冠状动脉图像划分为结构（冠状动脉）和本底等不同的子图像，在保持或轻微增强结构分辨率的同时对本底噪声进行平滑过滤以减少心脏软组织对冠状动脉成像的干扰，使图像底色平滑，颗粒变细，从而强调并突出冠状动脉的显像效果。经过后置滤波器处理后的冠状动脉影像底色柔和平滑、颗粒细腻，因而图像噪声明显下降（图 13-10）。由于我们对 60 例病人分组对照研究结果显示，不使用这种智能性后置滤波器所得到的重建图像噪声已能满足诊断需求，因此可以把这种降低噪声的能力转换成降低剂量的能力。

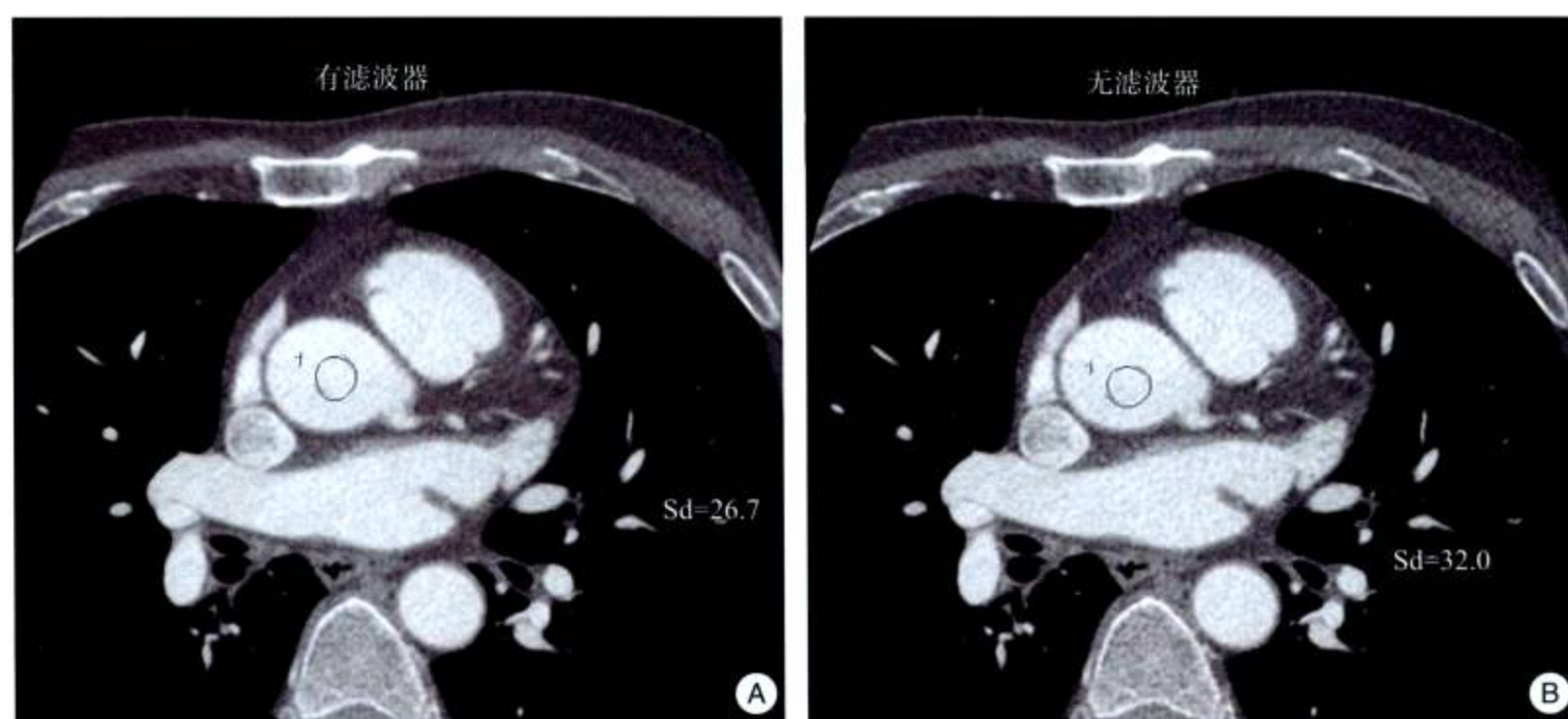


图 13-10 使用智能性心脏后置滤波器（左图）可有效降低心脏图像噪声

#### 四、心脏轴位成像

由于辐射剂量和螺旋扫描中的螺距成反比，而常规心脏成像使用小螺距扫描模式（螺距 0.2~0.3），因此，心脏扫描的辐射剂量相对比较高。针对这种情况，GE 公司率先提出了用轴扫的模式进行心脏成像。这种扫描模式回归最原始的 CT 扫描模式：即扫描和进床分离，避免了螺旋扫描中重叠扫描而产生的对病人的过多辐射剂量。由于使用了这种采集方法，心脏成像中的辐射剂量能够较常规螺旋扫描降低 70%~80%。并且由于使用了更先进的重建方法，这种轴位扫描模式还能提供更好的心脏图像。这种心脏扫描模式得益于 GE Light Speed VCT 的 40mm 宽的探测器和 GE 专利的心脏重建技术。因为如果使用 10~20mm 宽的探测器用此方法则需要 10~20 秒的扫描时间来覆盖 120mm 的心脏。图 13-11 显示了世界首例用轴位扫描模式在有效剂量小于 1mSv 的条件下获得的心脏图像。具体扫描条件为 120kV/350mA/心脏前置滤线器/4 个轴位扫描覆盖 140mm。整个心脏扫描的曝光时间仅为 0.93 秒。





图 13-11 用轴位扫描模式在有效剂量小于 1mSv 的条件下获得的心脏图像

本章介绍了常规和心脏 CT 检查中降低 X 射线剂量的一些方法，包括硬件和软件以及扫描程序上的改进。在临床应用中观念上的改变给降低 X 射线剂量提供了一个更广阔的前景：在满足临床诊断要求的前提下尽可能用最低的 X 射线剂量。在这里不求最好（的图像质量）只求满意（的诊断结果）应该成为临床放射医师追求的目标。当然如何去找到这样的平衡点需要进一步探索和研究。

（李剑颖 高建华）

## 参考文献

- 高建华, 孙宪昶, 李剑颖等. 2007. 后置滤过器 C2 对 64 层螺旋 CT 冠状动脉成像质量的影响. 中国医学影像技术, 23 (N): 97~100
- 高建华, 孙宪昶, 李剑颖等. 2007. 不同前置滤线器对 64MDCT 冠状动脉成像质量及放射剂量影响的对照研究. 41 (8): 1~4
- 高建华, 王贵生, 李剑颖等. ECG 电流调控技术对 64MDCT 冠状动脉成像质量和放射剂量的影响及评估. (待发表)
- Haaga J, 2001. Radiation dose management: weighing risk versus benefit. AJR, 177: 289~291
- Hsieh J, Li J, Londt J et al. 2005. Complimentary Reconstruction Algorithm for Low-dose CT Cardiac Imaging. Conference Record of Fully 3D Medical Imaging Conference
- Hsieh J, Londt J, Li J. 2005. Low-Dose Cardiac Imaging with Volumetric CT. Abstract to ECR
- Hsieh J, Londt J, Vass M et al. 2006. Step-and-Shoot Data Acquisition and Reconstruction for Cardiac X-ray Computed Tomography. Med Phys, 33 (11): 4236~4248
- Jacobi W. 1975. The Concept of Effective Dose: A Proposal for the Combination of Organ Doses. J Radiat Environ Biophys, 12: 101~109
- Kalra M, Maher M, Toth T et al. 2004. Strategies for CT Radiation Dose Optimization. Radiology, 230: 619~628
- Li J. 2001. System and Method of Medical Imaging Having Task and/or Patient Size Dependent Processing. U S Patent No, 6: 687, 327
- Li J, Hsieh J, Lundgren R et al. 2007. Low Dose Applications of LightSpeed VCT in Cardiac Imaging. abstract to SPIE



- Li J, Hsieh J. 2004. An Adaptive Filtering Algorithm for Cardiac CT with EKG-modulated Tube Current. Conference Record of 2004 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference
- Li J, Mohr K, Okerlund D. 2004. Dose reduction for CT Coronary Artery Imaging using a Special Bowtie. *Med Phys*, 31: pp 1841
- Li J. 2006. GEVCT - Harmony Between High Image Quality and Low X-ray Dose. *CT Theory and Application*, 15 (3): 57~60
- Li J, Shaughnessy C. 2002. Methods and Apparatus for Artifact Reduction in Computed Tomographic Imaging, U S Patent No, 6: 330, 449
- McCullough C, Bruesewitz M, Kofler Jr J. 2006. CT Dose Reduction and Dose Management Tools: Overview of Available Options. *RadioGraphics*, 26: 503~512
- McCullough C, Schueler B. 2000. Educational Treatise: Calculation of Effective Dose. *Med Phys*, 27 (5), 828~837
- Siegel M, Schmidt B, Bradley D et al. 2004. Radiation Dose and Image Quality in Pediatric CT: Effect of Technical Factors and Phantom Size and Shape. *Radiology*, 233: 515~522
- Slovis T, 2002. CT and computed radiography: the pictures are great, but is the radiation dose greater than required? *AJR*, 179: 39~41
- Tack D, Maertelaer V, Petit W et al. 2005. Multi-Detector Row CT Pulmonary Angiography: Comparison of Standard-Dose and Simulated Low-Dose Techniques. *Radiology*, 236: 318~325
- Toth T, Bromberg N, Pan T et al. 2000. A dose reduction X-ray beam positioning system for high-speed multislice CT scanners. *Med Phys*, 27 (12): 2659~2688
- Willis C, Slovis T. 2005. The Alara Concept in Pediatric CR and DR: Dose Reduction in Pediatric Radiographic Exams - a White Paper Conference Executive Summary. *Radiology*, 234: 343~344