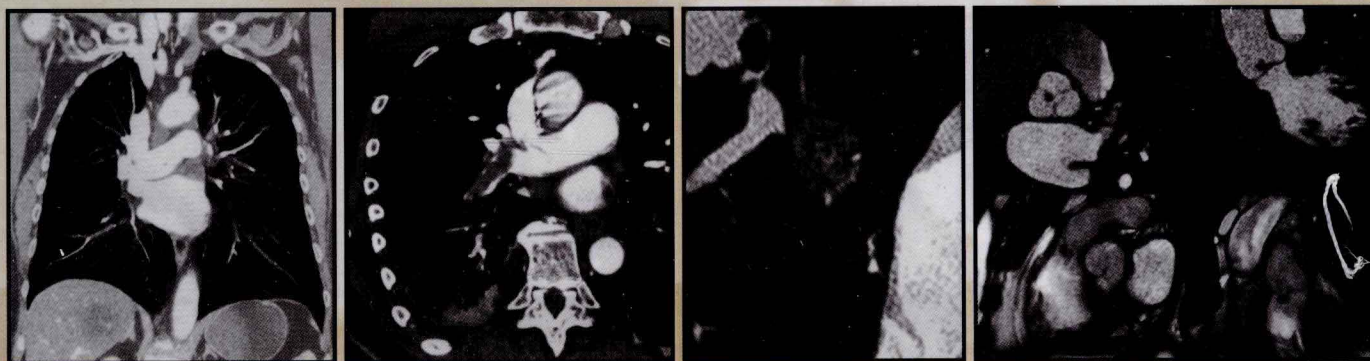


第4版


# 胸部CT和MRI

Computed Tomography  
and Magnetic Resonance of the Thorax



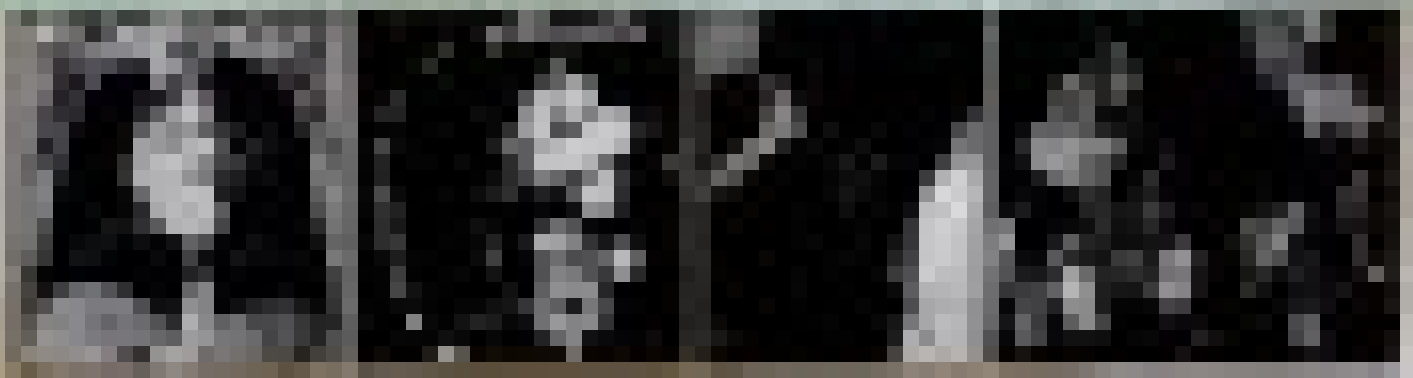
原著 David P. Naidich  
W. Richard Webb  
Nestor L. Müller  
Ioannis Vlahos  
Glenn A. Krinsky

主译 蔡祖龙 赵绍宏

 人民卫生出版社

# IMPLICIT FINITE

Computed Tomography  
and Magnetic Resonance of the Thorax



Book of 10 Chapters  
by **Richard H. Hobbie**  
University of Illinois  
Chicago, Illinois  
Copyright © 1998  
Lippincott Williams  
& Wilkins

# 胸部 CT 和 MRI

## Computed Tomography and Magnetic Resonance of the Thorax

第 4 版

原 著 David P. Naidich  
W. Richard Webb  
Nestor L. Müller  
Ioannis Vlahos  
Glenn A. Krinsky

主 译 蔡祖龙 赵绍宏

译 者 (以姓氏笔画为序)

王新江 (中国人民解放军总医院放射科)  
邢 宁 (中国人民解放军总医院放射科)  
刘 焯 (武警北京总队第二医院放射科)  
孙 红 (中国人民解放军总医院放射科)  
李 涛 (武警总医院 CT 室)  
具海月 (中国人民解放军总医院放射科)  
赵 倩 (中国人民解放军总医院放射科)  
姚洪祥 (中国人民解放军总医院放射科)  
聂永康 (中国人民解放军总医院放射科)  
戚建树 (北京老年医院放射科)

人 民 卫 生 出 版 社

## Computed Tomography and Magnetic Resonance of the Thorax, 4th Edition

David P. Naidich et al.

© 2007 by LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS

All rights reserved. This book is protected by copyright. No part of this book may be reproduced in any form or by any means, including photocopying, or utilized by any information storage and retrieval system without written permission from the copyright owner, except for brief quotations embodied in critical articles and reviews. Materials appearing in this book prepared by individuals as part of their official duties as U. S. government employees are not covered by the above-mentioned copyright.

Published by arrangement with Lippincott Williams & Wilkins, USA. This book may not be sold outside the People's Republic of China.

### 胸部 CT 和 MRI, 第 4 版

蔡祖龙 赵绍宏 主译

中文版版权归人民卫生出版社所有。本书受版权保护。除可在评论性文章或综述中简短引用外, 未经版权所有人书面同意, 不得以任何形式或方法, 包括电子制作、机械制作、影印、录音及其他方式对本书的任何部分内容进行复制、转载或传送。

敬告: 本书的译者及出版者已尽力使书中出现的药物剂量和治疗方法准确, 并符合本书出版时国内普遍接受的标准。但随着医学的发展, 药物的使用方法应随时作相应的改变。建议读者在使用本书涉及的药物时, 认真阅读药物使用说明书, 尤其对于新药或不常用的药更应如此。出版者拒绝对因参照本书任何内容而直接或间接导致的事故与损失负责。

### 图书在版编目 (CIP) 数据

胸部 CT 和 MRI/蔡祖龙等主译. —北京: 人民卫生出版社, 2009. 8

ISBN 978 - 7 - 117 - 11868 - 2

I. 胸… II. 蔡… III. ①胸腔疾病 - 计算机 X 线扫描体层摄影 - 诊断②胸腔疾病 - 磁共振成像 - 诊断  
IV. R816. 4

中国版本图书馆 CIP 数据核字 (2009) 第 066886 号

门户网: <a href="http://www.pmph.com">www.pmph.com</a>	出版物查询、网上书店
卫人网: <a href="http://www.hrhexam.com">www.hrhexam.com</a>	执业护士、执业医师、 卫生资格考试培训

图字: 01-2008-1703

### 胸部 CT 和 MRI

主 译: 蔡祖龙 赵绍宏

出版发行: 人民卫生出版社 (中继线 010 - 67616688)

地 址: 北京市丰台区方庄芳群园 3 区 3 号楼

邮 编: 100078

E - mail: [pmph@pmph.com](mailto:pmph@pmph.com)

购书热线: 010 - 67605754 010 - 65264830

印 刷: 中国农业出版社印刷厂

经 销: 新华书店

开 本: 889 × 1194 1/16 印张: 52.5 字数: 1694 千字

版 次: 2009 年 8 月第 1 版 2009 年 8 月第 1 版第 1 次印刷

标准书号: ISBN 978 - 7 - 117 - 11868 - 2/R · 11869

定 价: 190.00 元

版权所有, 侵权必究, 打击盗版举报电话: 010 - 87613394

(凡属印装质量问题请与本社销售部联系退换)

# 中文版前言

《*Computed Tomography and Magnetic Resonance of the Thorax*》第1版是在1984年由世界著名的放射学家 Naidich、Zerhouni 和 Siegelman 编著出版的。在第1版中,作者首次展示了他们在胸部疾病 CT 临床应用研究的成果,受到放射学界的广泛欢迎。至今已出版了第4版。每一版作者均总结了当时世界上胸部疾病 CT 与 MRI 研究的最新成果,被认为是世界上学术水平最高、最具权威性的胸部影像学专著,是一本放射学医师与相关临床学科医师的必读参考书。

本书的第3版于2000年出版。在过去不到10年的时间里,医学影像学技术取得了令人惊奇的飞速发展,如多排螺旋 CT 成像技术日趋完美, MRI 各种新技术的开发和 PET 及 PET/CT 的应用达到了一个新的高度,从而对胸部疾病包括心脏和大血管疾病的诊断与鉴别诊断、肿瘤的分期及病变的介入治疗发挥着愈来愈重要的作用。第4版就是在这样的新情况下出版的。作者与时俱进,在第3版的基础上,内容做了实质性调整。由于新一代多排螺旋 CT 能使心血管精细成像, MRI 成像技术的发展在心血管疾病诊断中得到了广泛应用,积累了丰富的经验,所以,第4版作者将心脏的 CT 与 MRI 作为独立的一章放在首要位置上介绍。本书还明显增加了多平面螺旋 CT 与 PET 的内容。鉴于 PET 及 PET/CT 在胸部疾病临床处理中有重要的价值,本书在许多章节中,特别是对其在肿瘤性疾病诊断中的作用做了详细介绍。

本书内容丰富,贴近临床。作者在复习大量文献的基础上对胸部疾病的病理解剖、病理生理、临床以及影像学表现做了深入详细的描述,增加了许多新的知识,特别是对肺癌的新进展作了详细的阐述,反映了当前胸部影像学诊断的最高水平。作者始终认为准确的影像学诊断需要对临床信息予以熟悉和理解,而不是简单的影像解读,所以,在临床知识方面也有很多叙述,可供影像学科医师参考。

本书图文并茂,不仅有80余幅精美的彩色照片,还有2500余幅精心挑选的影像学图片,图像清晰,并有详细的附图说明,使我们对病变的影像学表现有深刻的认识。

本书是由中国人民解放军总医院的一批中、青年医师共同翻译的。对我们来说,翻译的过程是一个很好的学习过程,不仅大大拓展了专业知识,也锻炼了大家的中英文运用能力,我们深感受益非浅。由于本书的特色,我们认为本书不仅对于广大影像学科医师来说是一部不可多得的教科书,而且对于广大从事胸部疾病的诊断与治疗的临床医师亦很适用,极富参考价值。

我们在翻译中,力求做到准确、忠于原著,但由于水平有限,难免在翻译和审校过程中出现纰漏和差错,恳请同道不吝指正。

蔡祖龙 赵绍宏

2009年6月20日

# 原版前言

《*Computed Tomography and Magnetic Resonance of the Thorax*》于20余年前首次出版；自第3版出版以来已有数年了。回顾起来，在过去的这些年里，胸部影像领域确实发生了许多令人惊奇的变化。起初，只局限于胸部的CT评价，而没有涉及其他的影像学技术，在当前这一版书中，我们必须面对这一令人生畏的挑战，以与不断加速发展的影像学技术革新保持同步，包括软件与硬件设备的发展、PACS的应用以及图像处理方法，包括计算机辅助诊断(CAD)的明显进步；毋庸置疑，这种技术进展已需要对本书的结构安排做出实质性的修改。

最重要的是需要特别强调心血管成像章节的内容。随着心脏成像CT机的引入和广泛应用，将此部分排除在外是不合理的。同样需要评价PET扫描在胸部疾病临床处理中的作用，这也反映了这种技术越来越重要的影响。

尽管有了这些变化，本书的作者仍旧特别期望能撰写单独一本容易理解的，主要用于临床胸部影像的书籍。为了迎接这一挑战，我们舍弃了导言这一章，取而代之的是将关于CT、MRI和PET扫描技术回顾的部分放在相关的章节里讲述。为了便于安排，第1~3章分别涵盖心脏、主动脉和肺动脉的内容，将此作为一组紧密关联的单元。与以前一样，本书的其他章节仍保持按解剖部位，包括纵隔、气道、肺、胸膜和胸壁来组织编写，又一次反映我们按基本的解剖学进行鉴别诊断的趋同。此外，又一次以独立的章节针对局灶性肺病变与肺癌的评价。与此不同的是舍弃了以前针对AIDS的肺合并症一章，反映了在这种疾病治疗方面的相当大的进步。我们也遗憾地作出了决定：本书不包括任何其他新的有前途的技术，例如，不包括肺功能成像的拓展领域，以使本书主要针对当前临床相关课题的深度分析，而不是肤浅的文献复习。

正确的放射学解释需要深入熟悉我们所实践的临床知识，而不是简单的征象认识，这是我们一贯的信念。尽管这仍然是一项艰巨的任务，但我们希望本书将再一次证明，对于所有涉及胸部整个范围疾病的临床评价是有价值的。

# 目 录

第1章 心脏 .....	1
成像技术 .....	2
正常解剖 .....	16
缺血性心脏病 .....	21
其他心肌病 .....	30
心包疾病 .....	35
心脏肿物 .....	39
心脏瓣膜疾病 .....	47
先天性心脏病 .....	52
其他应用 .....	65
第2章 主动脉、弓部血管和大静脉 .....	75
成像技术 .....	76
正常解剖 .....	85
先天性主动脉疾病 .....	89
后天性主动脉疾病 .....	104
急性主动脉综合征 .....	116
主动脉外伤 .....	146
外科手术及介入技术的进展/术后主动脉 .....	150
主动脉炎 .....	166
大的静脉,包括奇静脉和半奇静脉系统 .....	172
第3章 肺动脉疾病 .....	197
正常解剖结构 .....	197
急性肺栓塞 .....	199
慢性血栓栓塞性肺动脉高压 .....	236
其他异常 .....	246
肺动脉阻塞的其他原因 .....	256
第4章 纵隔 .....	265
CT技术 .....	266
磁共振技术 .....	268
正常纵隔:局部解剖 .....	269
纵隔肿块的诊断 .....	280
主要累及血管前间隙的肿块 .....	282

正常胸腺 .....	283
胸腺增大和肿块 .....	286
生殖细胞瘤 .....	309
甲状腺 .....	315
甲状旁腺 .....	320
纵隔淋巴结和淋巴结肿块 .....	323
淋巴瘤 .....	337
白血病 .....	349
Castleman 病 .....	351
其他淋巴组织增生性病变 .....	352
转移瘤 .....	352
结节病 .....	352
感染 .....	354
纤维性纵隔炎 .....	355
纵隔囊肿 .....	358
纵隔起源的肿瘤和肿块 .....	363
食管 .....	376
纵隔炎和纵隔脓肿 .....	390
脊柱旁异常 .....	391
神经源性肿瘤 .....	392
副神经节瘤 .....	397
前或侧胸部脊膜膨出 .....	398
骨髓外造血 .....	399
纵隔假囊肿 .....	399
<b>第 5 章 气道 .....</b>	<b>415</b>
临床适应证 .....	415
技术 .....	415
正常气道解剖 .....	422
中央气道 .....	432
肺叶不张 .....	461
周围气道 .....	470
哮喘 .....	499
咯血 .....	499
<b>第 6 章 局灶性肺疾病 .....</b>	<b>511</b>
检出 .....	511
特征 .....	514
处理 .....	555
今后的方向:计算机辅助诊断 .....	560
<b>第 7 章 肺癌 .....</b>	<b>571</b>
引言/流行病学 .....	571
病理学 .....	572



非小细胞肺癌 .....	576
多种相关的影像在肺癌的评价和分期中的作用 .....	586
小细胞肺癌 .....	606
手术评价 .....	606
射频消融 .....	607
肺癌筛选 .....	610
<b>第 8 章 弥漫性肺疾病</b> .....	617
总则和方法学 .....	618
正常肺解剖 .....	621
HRCT 肺部异常分型 .....	627
慢性浸润性肺疾病 .....	639
肺气肿 .....	672
免疫功能低下患者急性肺病 .....	675
CT 的临床应用 .....	683
<b>第 9 章 胸膜、胸壁和横膈</b> .....	703
胸膜 .....	703
胸壁 .....	760
膈肌 .....	785
<b>索引</b> .....	810

- **成像技术** 2
  - 计算机断层成像 2
  - 磁共振成像 6
- **正常解剖** 16
  - 心腔 18
  - 心脏瓣膜 18
  - 冠状动脉和静脉 19
  - 肺动脉和静脉 20
  - 心包和心肌 20
- **缺血性心脏病** 21
  - 冠状动脉成像 21
  - 功能性心肌成像 23
  - 特殊考虑 27
- **其他心肌病** 30
  - 肥厚型心肌病 30
  - 扩张型心肌病 31
  - 限制型心肌病 32
  - 心肌炎 34
- **心包疾病** 35
  - 心包积液 35
  - 急性心包炎 36
  - 缩窄性心包炎 36
  - 心包肿物 36
  - 先天性心包疾病 38
- **心脏肿物** 39
  - 良性心脏肿瘤 39
  - 心脏恶性肿瘤 44
  - 假性肿瘤 46

- **心脏瓣膜疾病** 47
  - 主动脉瓣 47
  - 二尖瓣 48
  - 肺动脉瓣 50
  - 三尖瓣 50
  - 人工瓣膜 51
- **先天性心脏病** 52
  - 两叶主动脉瓣 52
  - 房间隔缺损 53
  - 室间隔缺损 54
  - 异常肺静脉连接 54
  - 爱布斯坦畸形 54
  - 动脉导管未闭 55
  - 主动脉缩窄 55
  - 法洛四联症 56
  - 完全性大动脉移位 58
  - 先天性校正性大动脉移位 59
  - 冠状动脉变异 60
- **其他应用** 65
  - 左心房解剖 65
  - 冠状静脉解剖 65

在发达国家,心脏病是发病率和死亡率最高的疾病之一。与身体的其他器官不同,心脏在胸腔中一直不停地运动并受到肺部呼吸运动的影响。加之心脏各腔室中不停有血液流动,因此,对于心脏成像的技术和心脏影像诊断均带来困难。根据心脏病变的不同过程,可以选择心脏超声、核素扫描及有创性的冠状动脉造影来诊断。磁共振与CT技术的发展给心脏和大血管成像带来了翻天覆地的变化。目前,应用这些技术

可以非常清晰地显示心脏的结构、运动和功能,用于心脏疾病的临床诊断、治疗和控制。

## 成像技术 (imaging techniques)

### 计算机断层成像 (computed tomography, CT)

1998年,随着多排 CT(MDCT)的出现,心脏 CT 成像成为发展最快的热点领域。在多排 CT 应用之前,电子束 CT(EBCT)已经用于心脏的横断面成像。由于 EBCT 高达 50~100 毫秒的时间分辨力,因此,主要用于冠状动脉成像,包括钙化积分和心脏功能的评价。随着 MDCT 技术的不断发展及其广泛的临床应用,最近几年来,在心脏成像方面,MDCT 已经逐步取代了 EBCT。

心脏 CT 成像中的关键因素包括:

1. 提高时间分辨力,减少心脏运动伪影。
2. 提高空间分辨力,显示心脏细微结构。
3. 一次屏气中快速容积覆盖,减少呼吸运动伪影。
4. 心电图(ECG)门控的数据采集。
5. 体素达到各向同性,在不同方向的图像重建都不影响空间分辨力。

图像质量的提高主要在于减少心脏和呼吸运动所导致的伪影。但是,很多其他因素都会影响图像的质量,如准直宽度、螺距、屏气时间、FOV、重建间隔、对比剂注射的流率和总量、重建函数以及放射剂量等都需要考虑在内。目前,尚无一套最佳扫描方案能够满足在各种 CT 扫描仪上做各种心脏检查的要求。通常,心脏 CT 扫描方案可根据不同的 CT 机器性能、不同的个人习惯或不同的研究目的而定。表 1-1 所列出的参数是纽约大学医学中心 MDCT 心脏成像的技术方案。

### 设定扫描技术

MDCT 的各代产品在机架构造上几乎完全相同,只有较小改动。当探测器层数从 4 层、16 层提高到 64 层后,主要的改进在于探测器的构造和图像后处理方法上。特殊的三维背投射算法可以用来校正锥形线束伪影,后者是由于锥形的 X 线束倾斜投射在薄层的探测器上所产生的<sup>1</sup>。最新的 64 层 MDCT 在增宽探测器阵列上产生平行的 64 层图像,或者通过飞焦点技术在

表 1-1

16~64 层 MDCT 心脏扫描总体指导方案

心率 65 次/分以上	口服或静脉注射 $\beta$ 受体阻滞剂
静脉对比剂	
总量(ml)	70~140 ml(根据 CT 机型而定),用 40~50 ml 生理盐水冲刷
流率(ml/s)	4~6 ml/s
扫描延迟	感兴趣区弹丸式注射测试或弹丸式跟踪技术
准直	0.6~0.75 mm
重建层厚	0.4~1.0 mm
重建间隔	0.5 mm
重建函数	中等软组织
重建时相	舒张中晚期 40%~70% 或 -300 ms 到 -550 ms; 若评价心功能,需要间隔 5%~10% 重建整个心动周期
ECG 门控	前瞻性或回顾性
扫描方向	头向尾侧扫描,气管分叉处开始,到横膈平面(若是搭桥手术后或其他血管性诊断要求,则要从主动脉弓平面开始扫描)
重建扇区	依据机器类型,一般的,70 次/分以下心率为单扇区,70 次/分以上多扇区
扫描时间	10~20 s
KVp	120
有效 mAs	500~900
螺距	0.2~0.3
矩阵	512×512
图像显示	MPR、MIP、三维容积重现

注:ECG,心电图;MPR,多平面重建;MIP,最大强度投影。

z 轴上重叠投射来提高空间分辨力和减少锥形线束伪影问题<sup>2</sup>。0.5~0.625 mm 的薄层准直宽度可以重建出 0.4~0.7 mm 的图像,几乎达到各向同性的体素,这样可以使得各个方向的图像重建都不至于影响空间分辨力。扫描机架旋转速度在每周 330~420 毫秒可以使时间分辨力达到 165~190 毫秒,最新的 MDCT 双源技术可以将时间分辨力提高到 83 毫秒,从而使心率较快的患者也能获得清晰的心脏图像,同时这对于心脏功能评价也很重要。ECG 心电图剂量调制方案可以在图像采集过程中,通过在心动的其他时相降低管电流,从而明显降低辐射剂量。

### 参照心电图 (electrocardiogram referencing)

常规 CT 检查时,心脏快速的不停跳动是产生运

运动伪影的原因。心脏的运动在心动周期中一直在变化,而这种变化也是可以预知的,可以从机架连续旋转中的容积采集心脏数据,通过将数据与心脏运动周期同步化,这样可以尽量减少运动伪影。

数据同步化是根据 ECG 信号来确定的(图 1-1)。两次连续心跳之间的时间定义为 R-R 间隔( ECG 连续的两个 R 波之间的时间,如心率为 60 次/分时, R-R 间隔是 1000 毫秒)。根据数据采集的模式不同, ECG 信号的 R-R 间隔可以用来做触发数据采集或者回顾性门控重建。

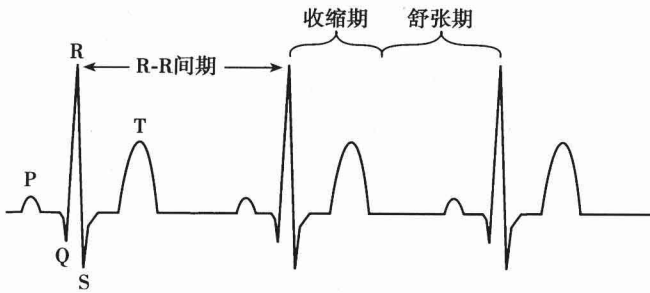


图 1-1 标准 ECG 名称示意图

前瞻性门控数据采集中,由 ECG 的 R 波在下一个心动周期的预设时间里触发扫描,此时扫描床是静止的。床移后, R 波再次触发下一次的数据采集(图 1-

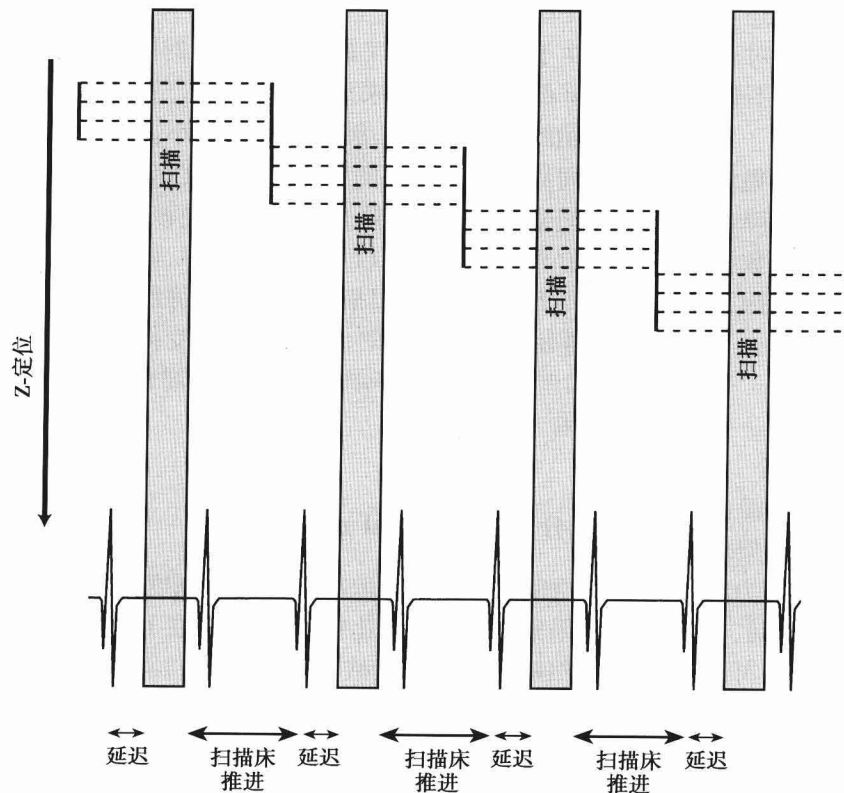


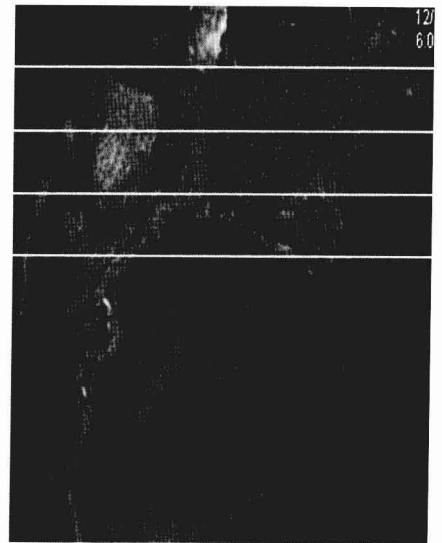
图 1-2 前瞻性 ECG 门控的 CT 数据采集和重建示意图

2)。这种采集类似于步进-射击模式 (step and shoot mode),与之对应的还有 ECG 回顾性门控技术,该技术是螺旋数据采集,同时记录患者的 ECG。扫描结束后,后处理时将 ECG 和图像融合产生 ECG 相关的重建图像(图 1-3)。与其他的螺旋采集不同的是,心脏扫描中的螺距要明显减小(0.2 ~ 0.3),这样可以在心动周期的任何时相点进行图像重建。这两种数据采集的比较见表 1-2。

表 1-2 数据采集的基本优缺点

	前瞻性触发	回顾性门控
优点	脉冲式射线 辐射剂量低 可以做到剂量调制	螺旋采集 容积数据库 心跳周期完全覆盖 随意的数据重建 可重复性好
不足	顺序轴向(非容积采集)数据采集 需要预设延迟时间 部分 R-R 间隔数据覆盖 心跳不规律会产生错误匹配	连续的射线辐射 辐射剂量高

回顾性的 ECG 门控的其中一个优势在于图像数



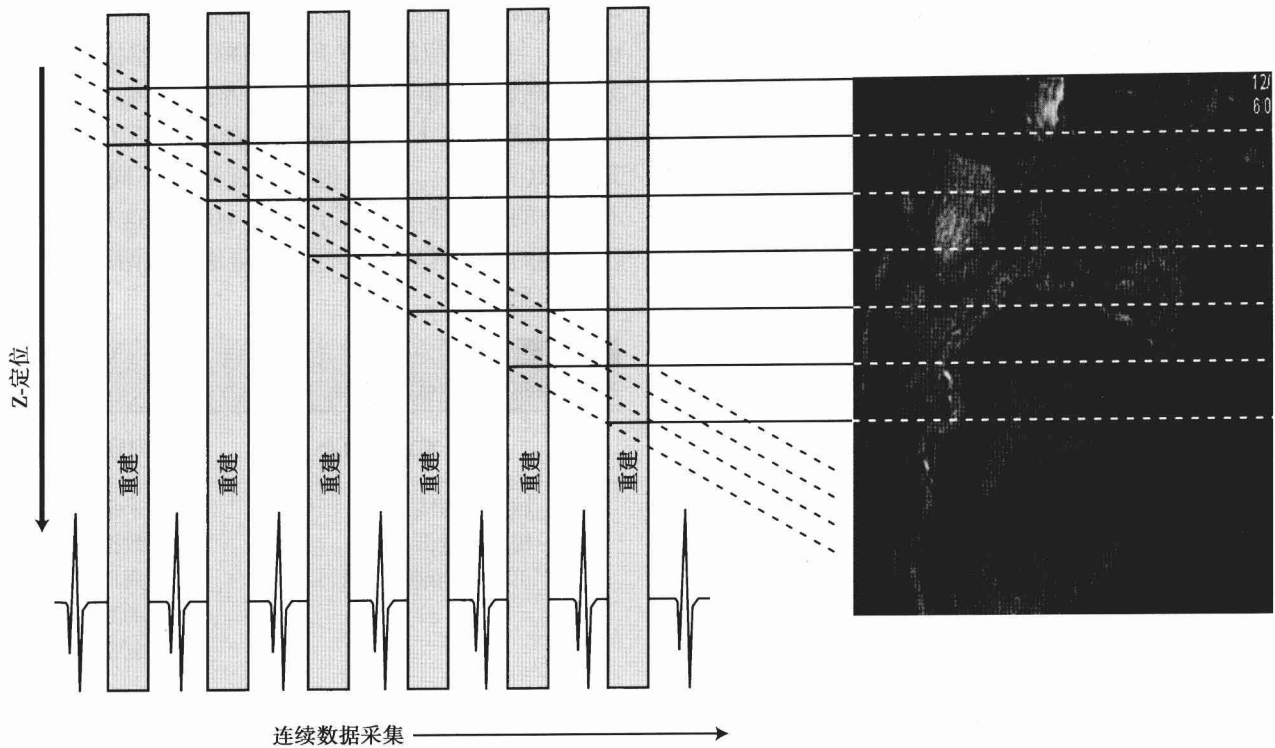


图 1-3 回顾性 ECG 门控的 CT 数据采集和重建示意图

据覆盖整个心动周期。根据每个患者的心率情况,可根据个人经验、多时相预重建浏览或者应用半自动数据评价工具的办法选择最佳的时相进行数据重建。图像重建还可以根据 R 波选择前向或后向模式,还可以选择心动周期的预设绝对延迟时间或者是相对百分比。另外,这种方式重建对于心律不齐相对不敏感(如心室期前收缩)<sup>3</sup>。

剂量调制扫描方案中,在心动周期数据采集的其他时相可以减低球管电流量,使用该模式可以降低大约 50% 的辐射剂量(图 1-4)。然而,该模式的数据采集要求提前预设心动周期的采集时相,主要原因是其他时相的图像也不适合做图像重建和影像诊断。

### 时间分辨力(temporal resolution)

时间分辨力是重建一幅图像数据采集所需的时间<sup>4</sup>。心脏 MDCT 的时间分辨力主要取决于机架球管旋转的速度。半扫描重建算法可以使时间分辨力减少为旋转 360° 时间的一半,如 330 毫秒的旋转时间,其时间分辨力为 165 毫秒。提高时间分辨力的方法可以通过多扇区重建来实现,它是通过将 2~4 个相邻心动周期的数据融合为一个数据段的方法实现。由于该算法中,不同心动周期心脏位置的差别会产生运动伪影,即使是同一个时相也无法避免,所以通过这种算法得到

的图像质量较差<sup>4,5</sup>。双源 CT 可以将时间分辨力提高到 83 毫秒,它是通过两套球管和两套探测器装置同时采集实现的,与单源 CT 一样,通过多扇区重建可以进一步提高时间分辨力。

由于当前的 MDCT 的时间分辨力的限制,因此,常常要降低患者的心率来提高图像质量。通常选择舒张期重建图像,此时的心脏运动幅度最小。舒张期的持续时间约为心动周期的 2/3,而随着心率的增加其持续时间会缩短,反之,降低心率可以使该时间延长<sup>1,6</sup>。使用  $\beta$  受体阻滞剂不仅可以降低心率,而且可以改善心律不齐<sup>6,8</sup>。在 CT 扫描之前给患者静脉应用或口服  $\beta$  受体阻滞剂是安全的,而不能用  $\beta$  受体阻滞剂的患者(如严重哮喘者),钙离子通道阻滞剂也能达到同样的效果。

### 空间分辨力(spatial resolution)

空间分辨力主要取决于探测器宽度、层厚准直和数据采集。冠状动脉比较细小,直径在 1~2 mm<sup>9</sup>。通常在扫描之前应用硝酸甘油(0.4 mg)可以扩张冠状动脉<sup>10,11</sup>。EBCT 的空间分辨力为 0.7 mm × 0.7 mm × 0.3 mm,而 4 层 MDCT 的空间分辨力是 0.6 mm × 0.6 mm × 1.0 mm。磁共振冠状动脉成像时的空间分辨力为 1.0 mm × 1.0 mm × 1.5 mm,这取决于扫描参

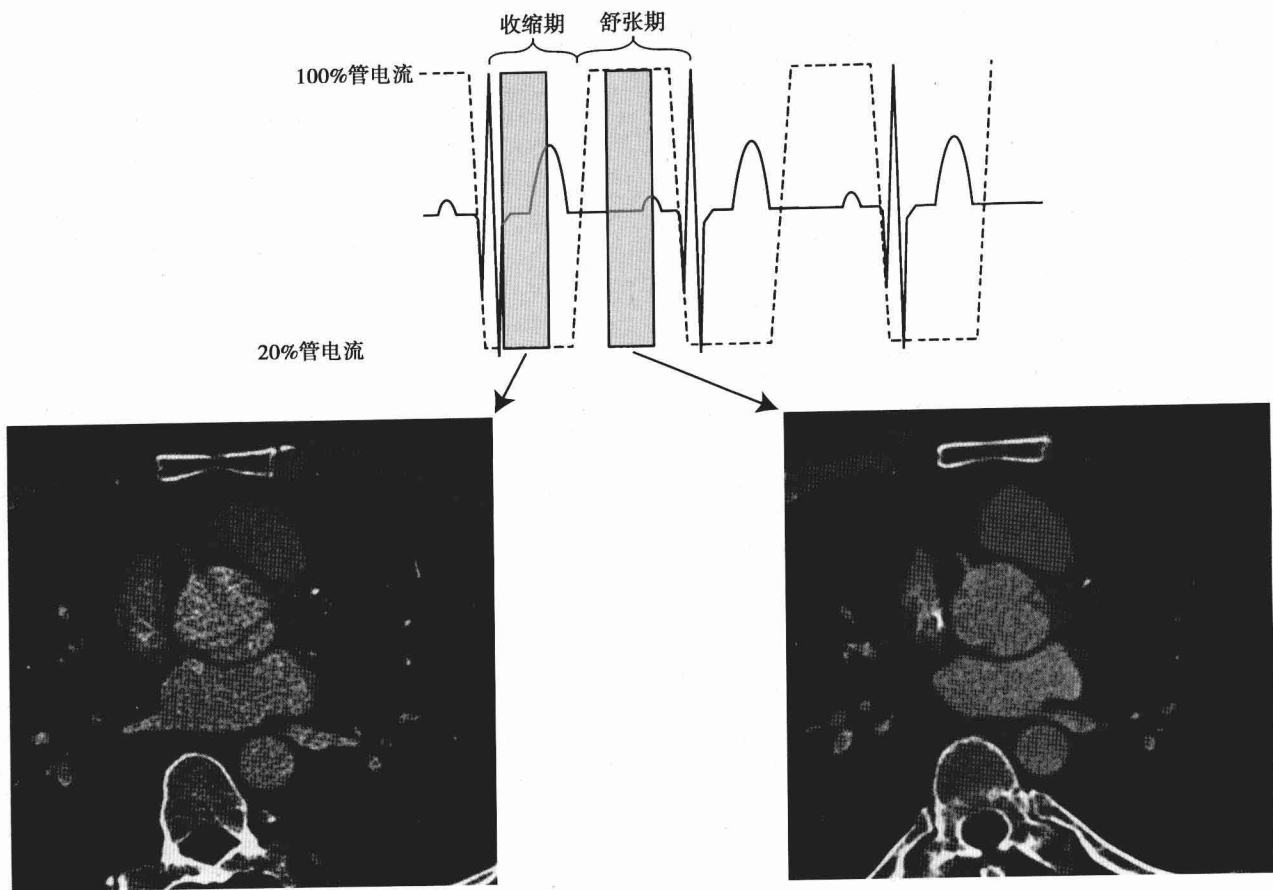


图 1-4 CT 数据采集和重建的 ECG 剂量调制示意图

数。应用螺旋 CT 的容积采集和重叠重建, z 轴分辨率明显提高, 体素大小基本接近各向同性。16 层 MDCT 分辨力为  $0.5 \text{ mm} \times 0.5 \text{ mm} \times 0.6 \text{ mm}$ , 64 层 MDCT 达到了  $0.4 \text{ mm} \times 0.4 \text{ mm} \times 0.4 \text{ mm}$  的空间分辨力<sup>12</sup>。所有这些技术上的进展能使诸如冠状动脉这样的微小结构清晰的显示, 但是空间分辨力仍然低于常规冠状动脉血管造影  $0.2 \text{ mm} \times 0.2 \text{ mm}$  的空间分辨力<sup>13</sup>。

### 对比剂的应用(contrast administration)

心脏成像中对对比剂的应用需要考虑一些问题: 首先, 应用非离子型的对比剂可以减少对心律的干扰, 提高图像质量<sup>14</sup>。第二, 心脏病患者的心脏输出量通常低于正常, 对比剂循环到达成像兴趣区的时间是不同的。所以, 心脏检查者应该监测其对比剂到达的时间。第三, 体内对比剂可能影响到心血管的生理, 从而导致对比剂到达时间的不同。

目前的 MDCT 一般采用两种方法监测对比剂的到达时间。一种是预先注射  $10 \sim 20 \text{ ml}$  的对比剂, 观察到达时间。通常将循环时间减去 6 秒用作开始采集的时间。另外一种方法是对于设定特定范围的监测(比

如升主动脉), 一旦对比剂浓度达到预先设定的范围后, 扫描仪开始启动准备扫描, 这种方法叫弹丸跟踪法 (bolus tracking)。而准确的时间值取决于 MDCT 的类型、对比剂种类, 注射的速度和总量、延迟时间及个人偏好。

### 后处理(post processing)

由于 MDCT 数据采集接近各向同性, 在显示和评价心脏解剖结构中, 有时会应用多平面重建 (MPR)、最大强度投影 (MIP) 以及曲面重建来显示结构, 这种后处理的图像较二维 (2D) 横轴位图像能更好地、更加直观地显示心脏解剖。在显示冠状动脉斑块和管腔狭窄方面很直观, 可以全程显示冠状动脉的纵向长轴和感兴趣区的短轴面图像 (图 1-5)。除了横轴面的二维图像之外, 通过高级算法软件可以进行容积和表面遮盖三维 (3D) 重建心脏, 进一步抽取出一些重叠结构, 如骨骼、肺和血管组织及软组织, 重点观察心脏。这些容积重现三维图像 (图 1-6) 对于理解复杂的心脏结构和外科手术计划非常有用 (如冠状动脉发育异常)。表面遮盖显示技术可以模拟内镜和血管镜, 常用来显

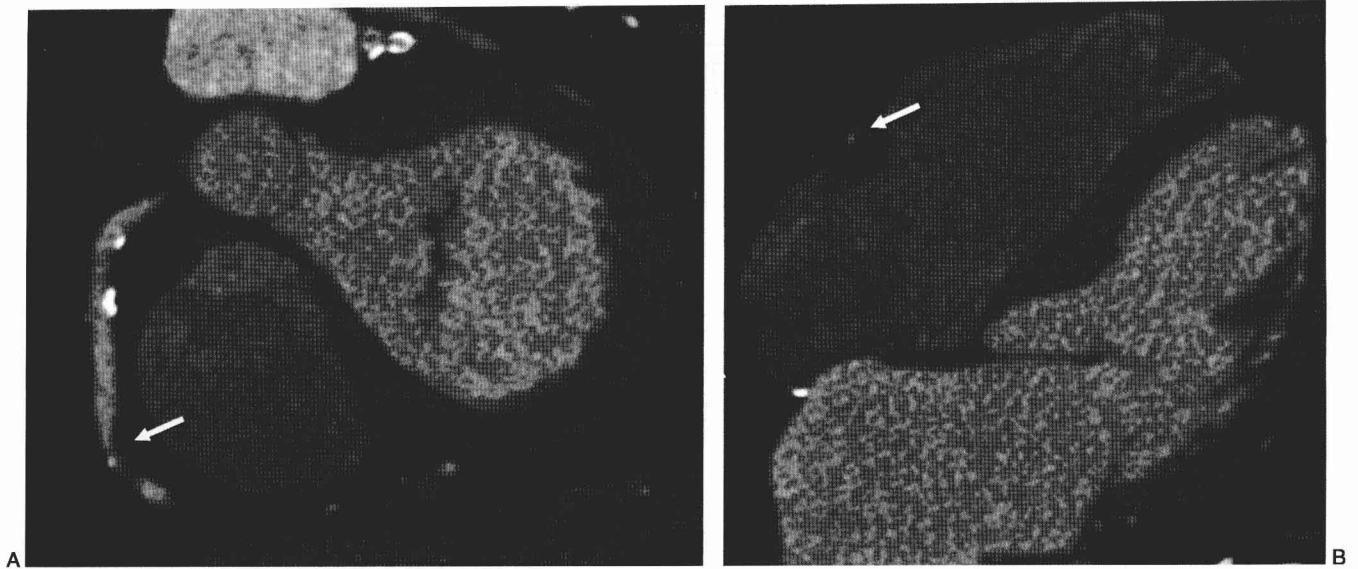


图 1-5 MPR 斜位重建右冠状动脉,可见严重的非钙化斑块(箭),沿血管纵向长轴(A)和兴趣区横断位(B)



图 1-6 CT 三维容积重现图像,显示左冠状动脉开口正常,LAD 中段有心肌桥(箭头)存在。LCX:左回旋支

示一些心脏的内部结构关系(图 1-7),这可能对于介入操作(如肺静脉消融)有重要价值。心电门控 MDCT 成像极大程度地减少了机架旋转时心脏位置变化造成的心脏图像阶梯状伪影的数量和程度,但两次心跳之间心脏位置轻微的变化,尤其是有轻微心律不齐时,依然会造成图像阶梯状伪影。

因为 MDCT 数据是容积数据,并且与心跳周期同步采集,在三维空间的任意图像都可以通过多时相重

建实现。虽然 MDCT 的时间分辨力有限(最快是 83 毫秒),但是还是可以用来评价室壁运动和瓣膜功能。还可以准确地量化计算心室容积和射血分数<sup>15-18</sup>。

### 磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI)

MRI 心脏成像的挑战在于如何克服图像采集时

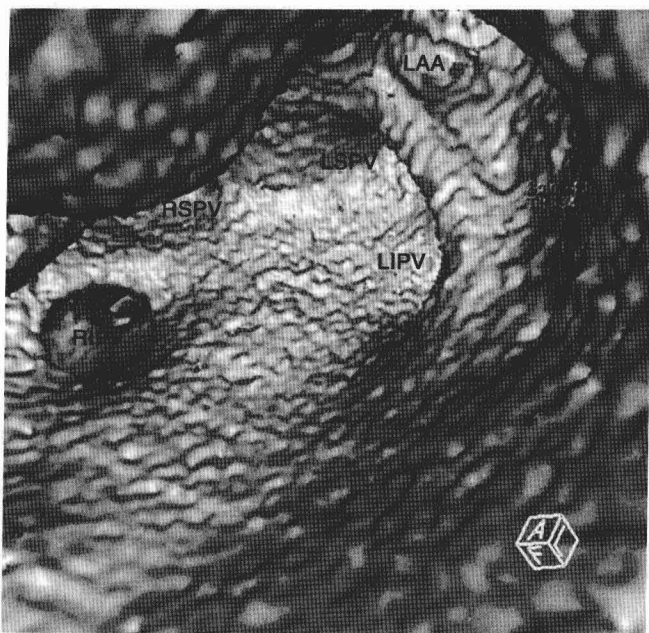


图 1-7 左心房内部与回流肺静脉的 CT 表面遮盖容积重现图像。RSPV: 右上肺静脉; RLPV: 右下肺静脉; LSPV: 左上肺静脉; LIPV: 左下肺静脉; LAA: 左心耳

心跳和呼吸运动引起的影。目前 MR 扫描仪、序列技术、梯度放大增强技术的快速发展使 MRI 在心血管成像中的应用范围扩大。并行成像技术可以使图像的时间和空间分辨力明显提高。而 MR 快速成像技术图像采集时间,远小于一个心动周期的时间。但是要达到整个心动周期内图像都清晰,还是需要同步化门控技术,以便显示心脏解剖结构和心功能的分析。

### 技术设计(technical design)

MRI 硬件和软件的进步促进了 MRI 心血管成像的发展。MR 系统、线圈和序列技术的发展使图像采集时间明显缩短、整体的图像质量明显提高。3T 高场强磁共振成像和多通道线圈使图像空间分辨力明显提高,但也由此带来了其他的技术问题。加速技术(如并行成像技术)能使扫描采集时间进一步缩短,却通常以降低图像的空间分辨力为代价。因此,心脏 MR 成像中要综合考虑并优化各扫描参数。

### 运动补偿(motion compensation)

#### 心电图参照(electrocardiogram referencing)

依靠 ECG 的 R 波门控来实现图像数据同步化。

流动血液的水磁动力效应会引起 ECG 的 T 波幅度高尖,会引起错误识别,从而引起错误触发,导致图像模糊。心脏矢量图门控可以将心脏矢量图形与之前计算的 QRS 矢量波形对比<sup>19</sup>,通过这种矢量门控,与 R 波相似但时相位置不同的其他波形就不会导致错误触发了。

MRI 的图像采集与 MDCT 中 ECG 门控相似,依靠 R 波触发采集数据,可以前瞻性或回顾性地触发(图 1-8)。在前瞻性门控中,R 波触发进行下一次的图像采集,采集后再接着探测下一次的触发波。所以,一次矢量波形测量能覆盖多个心动周期的触发。回顾性的门控中,数据是连续的采集,同时记录患者的 ECG。由于数据采集覆盖了整个心动周期,因此这种门控方式采集的数据可以用来分析心脏功能。通过与 ECG 匹配,可以根据需求随意重建。还可以去除不必要的心律不齐的数据。

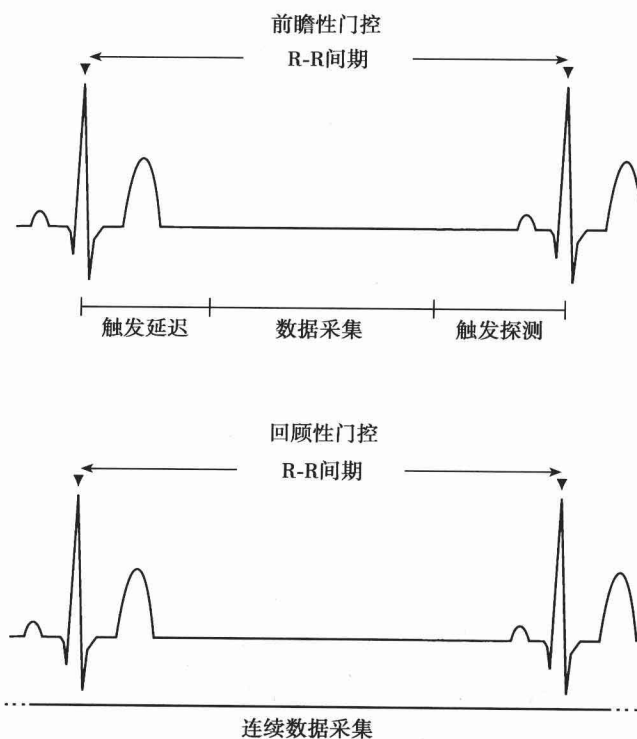


图 1-8 MR 心脏检查中前瞻性和回顾性 ECG 门控示意图

#### 呼吸参考(respiratory referencing)

心脏 MR 图像通常是连续多个心动周期采集获得,因此需要患者屏气扫描来减少运动伪影。对于采集时间较长的序列以及患者不能充分屏气的,可以应用多次平均法或者探测呼吸运动时膈肌位置的导航法。



## 心脏采集序列(cardiac acquisition sequences)

### 断层成像(tomographic imaging)

使用自旋回波或梯度回波技术可显示心脏的解剖和大体结构。自旋回波序列的 T1WI、T2WI、脂肪饱和、反转恢复(IR)、平扫和增强扫描等可使心腔与心肌产生极佳的对比<sup>20</sup>。梯度回波序列是一种快速成像序列,可显示心脏的解剖,但是其组织对比度不及自旋回波序列。当前它被广泛用来进行心功能分析的扫描。应用心脏门控技术和缩短采集时间序列能减少心脏运动伪影并改善图像质量。

自旋回波序列中,流动的血液呈低信号。当 90°脉冲激发的血流流出层面后不能再次受 180°脉冲的激发,因此显示流空效应。应用 180°准备脉冲将层面内外所有血流和组织的信号进行反转,再紧接着给予 180°层面选择性脉冲,将层面内的信号再反转,这种效应进一步被强化。流入层面内的血流磁化信号被初次的 180°脉冲反转,图像采集的时间设定为流入血流磁化信号刚好位于零点的时间,因此层面内的信号来自周围的组织,而流动的血液是没有信号的。

快速自旋回波(TSE/FSE)序列通过一次激发后使用多相位编码回波、填充多条 k 空间线的方法使采集时间明显缩短。多个 180°再聚焦回波也称作回波链。回波链长度决定了最大的时间剩余,也被称作加速因子。单次激发 TSE/FSE 序列使用一次激发紧跟多次射频再聚焦回波来得到一个心动周期内的所有数据。半傅立叶技术进一步加速了数据的采集,它采集和应用仅略大于 1/2 的原始数据。

以梯度回波为基础的序列,不再用 180°再聚焦脉冲,局部磁场的均匀产生了自旋去相位。所以流动的血液呈现为亮的高信号。该序列的优势是重复时间明显缩短。

扰相梯度回波序列利用纵向磁化的稳态(小的反转角),而剩余横向磁化被扰相或破坏。此时需要较长的重复时间(TR),再附加相位补偿,或延长读出梯度的持续时间。扰相梯度回波图像可以是 T1 或者 T2\* 加权。TR 越长、翻转角就越大,图像就越倾向于 T1 加权;相反,TE 时间越长,图像就越偏向于 T2\* 加权。这种技术与稳态自由进动技术(SSFP)相比,对局部磁场的均匀性不敏感,由于血液的流入(wash-in)效应,平面内血液和组织的对比度极佳(图 1-9)。

完全平衡的 SSFP 序列利用了剩余横向磁化(大的反转角)和纵向磁化的稳态。在稳态自由进动中,所有用来空间编码的回波通路被再次相位重聚<sup>21</sup>。理论上讲,所得到的血流和组织间的对比是 T1 和 T2 比率的方程,而不是 TE 和 TR 之间的方程。在 SSFP 序列中,TR/TE 值较 SPGE 序列中更短。当  $TR \ll T2$  时,图像的信号与 T2/T1 比率呈相关,在动脉血管为 1:5,在心肌是 1:18。因此,血液和心肌的对比度很高。但由于 SSFP 序列对于磁场的均匀性更加敏感,图像可能会有很多的伪影(图 1-10)。若要完成 SSFP 序列,需要高性能的 MR 系统,能够产生快速梯度,确保有足够短的时间来维持横向磁化。

### MRI 电影序列(cine sequences)

心脏检查中的 MRI 电影序列图像,由同一空间位置的一组图像构成,含完整的一个心动周期,所使用的

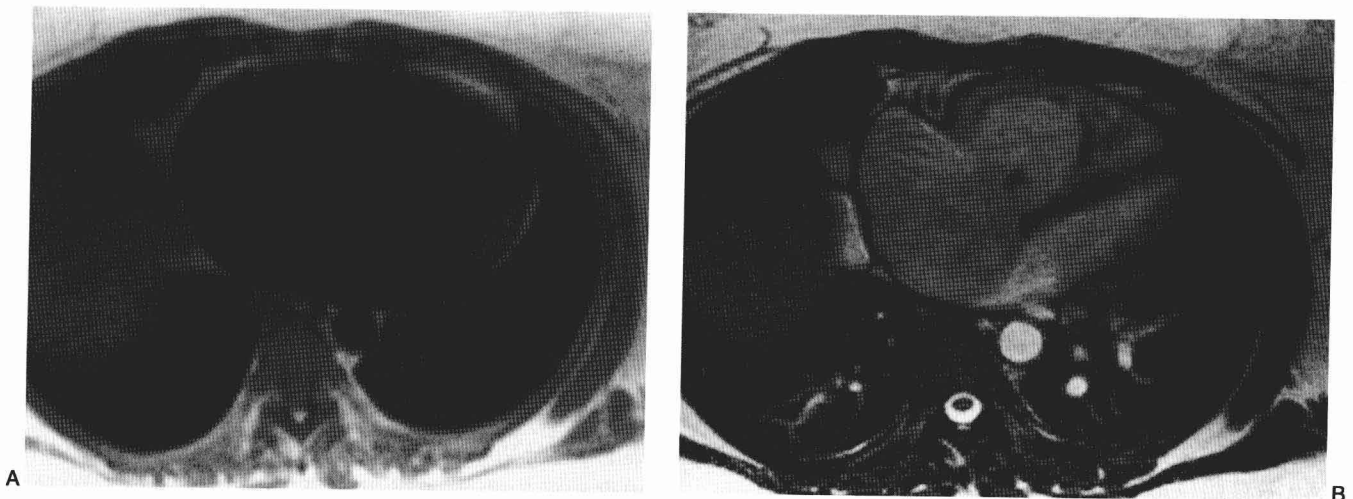


图 1-9 MRI 轴位断层图像,分别使用黑血自旋回波(A)和亮血梯度回波技术(B)