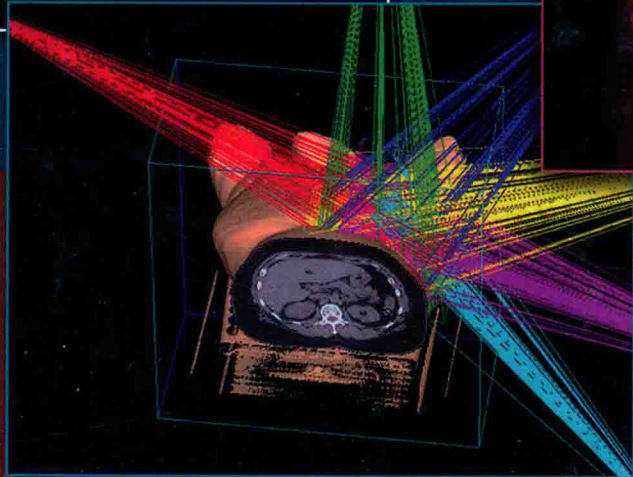
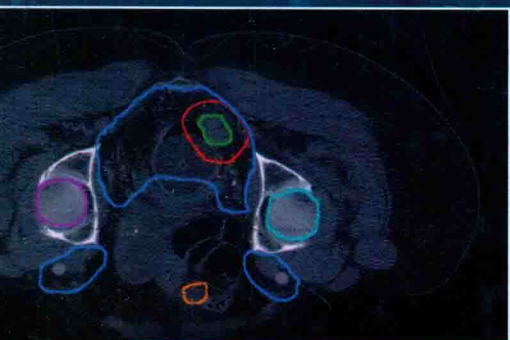


Practical Essentials of
Intensity Modulated
Radiation Therapy

THIRD EDITION

实用肿瘤 调强放射治疗

第 3 版



主 编 [美] K. S. 克利福德·查奥
主 译 何 侠 冯平柏

 Wolters Kluwer

天津出版传媒集团

 天津科技翻译出版有限公司

Practical Essentials of Intensity Modulated Radiation Therapy

Third Edition

实用肿瘤调强放射治疗

(第3版)

主 编 [美] K. S. 克利福德·查奥

主 译 何 侠 冯平柏

天津出版传媒集团

 天津科技翻译出版有限公司

著作权合同登记号:图字:02-2014-87

图书在版编目(CIP)数据

实用肿瘤调强放射治疗 / (美) 查奥 (Chao, K. S. C.) 主编; 何侠等译. — 天津: 天津科技翻译出版有限公司, 2015. 10

书名原文: Practical Essentials of Intensity Modulated Radiation Therapy

ISBN 978-7-5433-3540-0

I. ①实… II. ①查… ②何… III. ①肿瘤-放射治疗学 IV. ①R730.55

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2015)第 211826 号

K. S. Clifford Chao; Practical Essentials of Intensity Modulated Radiation Therapy

ISBN: 978-1-4511-7581-3

Copyright © 2014 by Wolters Kluwer. All rights reserved.

This is a simplified Chinese translation published by arrangement with Wolters Kluwer, Inc., USA.

Wolters Kluwer did not participate in the translation of this article.

Not for resale outside People's Republic of China (including not for resale in the Special Administrative Region of Hong Kong and Macau, and Taiwan).

本书限在中华人民共和国境内(不包括香港、澳门特别行政区及台湾地区)销售。

本书贴有 Wolters Kluwer 激光防伪标签, 无标签者不得销售。

中文简体字纸质图书版权属于天津科技翻译出版有限公司。

本书提供了药物的适应证、副作用和剂量疗程, 可能根据实际情况进行调整。读者须阅读药品包括盒内的使用说明书, 并遵照医嘱使用。本书的作者、编辑、出版者或发行者对因使用本书信息所造成的错误、疏忽或任何后果不承担责任, 对出版物的内容不做明示的或隐含的保证。作者、编辑、出版者或发行者对由本书引起的任何人身伤害或财产损失不承担任何责任。

授权单位: Wolters Kluwer

出版: 天津科技翻译出版有限公司

出版人: 刘庆

地址: 天津市南开区白堤路 244 号

邮政编码: 300192

电话: (022) 87894896

传真: (022) 87895650

网址: www.tsttpc.com

印刷: 山东鸿君杰文化发展有限公司

发行: 全国新华书店

版本记录: 889 × 1194 16 开本 26 印张 620 千字

2015 年 10 月第 1 版 2015 年 10 月第 1 次印刷

定价: 258.00 元

(如发现印装问题, 可与出版社调换)

主 译

何 侠 主任医师、教授、博士研究生导师

冯平柏 主任医师

译校人员(按姓氏笔画排序)

丁乃昕 王婷婷 尹 丽 朱 军 朱向帜 刘 伟 刘菊英 刘雅恬

许建华 纪 红 李 枫 张秀明 陈 诚 陈 薇 陈震章 查文武

姜雪松 钱普东 徐寒子 郭业松 陶 华 黄 健 解 鹏 翟振宇

Anesa Ahamad, MD, FACR, DABR Clinical Director, Radiation Oncologist, 21st Century Oncology, Key West, Florida

Edgar Ben-Josef, MD Professor, Vice-Chair for Translational Research, Department of Radiation Oncology, University of Pennsylvania, Philadelphia, Pennsylvania

Micah Berman, MD Resident Physician, Department of Otolaryngology-Head and Neck Surgery, Columbia University, New York-Presbyterian Hospital, Columbia University Medical Center, New York, New York

Eric L. Chang, MD Professor and Chairman, Department of Radiation Oncology, Keck School of Medicine of University of Southern California, Medical Director, Department of Radiation Oncology, Norris Cancer Hospital, Los Angeles, California

K. S. Clifford Chao, MD Chu H. Chang Distinguished Professor and Chairman, Radiation Oncology, College of Physicians and Surgeons, Columbia University, Professor and Chief, Radiation Oncology, Weill Cornell Medical College, Radiation-Oncologist-in-Chief, New York-Presbyterian Hospital, New York, New York

Simon K. Cheng, MD, PhD Assistant Professor, Department of Radiation Oncology, Columbia University, New York, New York

Christopher H. Crane, MD Professor, Program Director and Section Chief, Gastrointestinal Section, Department of Radiation Oncology, The University of Texas MD Anderson Cancer Center, Houston, Texas

Prajnan Das, MD, MS, MPH Associate Professor, Department of Radiation Oncology, The University of Texas MD Anderson Cancer Center, Houston, Texas

Prashant Desai, MD, MS Radiation Oncology, Weill Cornell Medical College, Resident, Radiation Oncology, New York-Presbyterian Hospital, New York, New York

Israel Deutsch, MD Assistant Professor of Clinical Radiation Oncology, Director of Brachytherapy Services, Department of Radiation Oncology, New York-Presbyterian Hospital, Columbia University Medical Center, New York, New York

Chaitanya R. Divgi, MD Professor of Radiology, Department of Radiology, Columbia University Medical Center, New York, New York

Lei Dong, PhD Director, Chief of Medical Physics, Scripps Proton Therapy Center, San Diego, California

Daniela Addeo, MD Physician, Department of Radiation Oncology, Columbia University, New York, New York

David P. Horowitz, MD Chief Resident, Department of Radiation Oncology, New York-Presbyterian Hospital, Columbia University Medical Center, New York, New York

Nicole M. Hsu, MD Resident, Department of Otolaryngology—Head and Neck Surgery, New York-Presbyterian Hospital, Weill Cornell Medical College and Columbia University College of Physicians and Surgeons, New York, New York

Anshu K. Jain, MD Resident Physician, Department of Radiation Oncology, Columbia University Medical Center, New York-Presbyterian Hospital, New York, New York

Ritsuko Komaki, MD Professor, Department of Radiation Oncology, The University of Texas MD Anderson Cancer Center, Houston, Texas

Katherine Lamake, MD Clinical Instructor, Department of Radiology—Division of Nuclear Medicine, Columbia University College of Physicians and Surgeons, Columbia University Medical Center, New York-Presbyterian Hospital, New York, New York

David Leung, MD, PhD Assistant Professor, Department of Radiology, Columbia University Medical Center, New York-Presbyterian Hospital, New York, New York

Zhongxing Liao, MD Professor and Clinical Medical Director, Department of Radiation Oncology, The University of Texas MD Anderson Cancer Center, Houston, Texas

Lilie L. Lin, MD Assistant Professor, Department of Radiation Oncology, University of Pennsylvania, Philadelphia, Pennsylvania

Usama Mahmood, MD Assistant Professor, Department of Radiation Oncology, The University of Texas MD Anderson Cancer Center, Houston, Texas

Tim Marinetti, PhD Senior Grants Specialist, Department of Radiation Oncology, College of Physicians and Surgeons, Columbia University, New York, New York

Hasan Murshed, MD, MS Medical Director, Department of Radiation Oncology, Hope Radiation Cancer Center, Lynn Haven, Florida

Gokhan Ozyigit, MD Professor of Radiation Oncology, Department of Radiation Oncology, Hacettepe University, Faculty of Medicine, Oncology Hospital, Ankara, Turkey

Bhupesh Parashar, MD Associate Professor, Department of Radiation Oncology, Weill Cornell Medical Center, New York-Presbyterian Hospital, Department of Radiation Oncology, New York, New York

Ugur Selek, MD Associate Professor, Department of Radiation Oncology, Koc University School of Medicine, Istanbul, Turkey and, The University of Texas MD Anderson Cancer Center, Houston, Texas, Department Chief, MD Anderson Radiation Treatment Center, American Hospital, Istanbul, Turkey

Neha Sharma, MD New York-Presbyterian Hospital, Cornell University Medical College, New York, New York

Alexander M. Stessin, MD, PhD Resident Physician, Department of Radiation Oncology, New York-Presbyterian Hospital, Weill Cornell Medical College, New York, New York

Chiaojung Jillian Tsai, MD, PhD Resident Physician, Department of Radiation Oncology, The University of Texas MD Anderson Cancer Center, Houston, Texas

Tony J. C. Wang, MD Assistant Professor of Radiation Oncology, Department of Radiation Oncology, Columbia University, New York, New York

Cheng-Chia Wu, MD Resident Physician, Department of Radiation Oncology, Columbia University Medical Center, New York, New York

进入 21 世纪后,调强放射治疗在我国肿瘤治疗中逐步推广应用,指导调强放射治疗临床实践的工具书也层出不穷。由美国安德森癌症中心 K.S.Clifford Chao 主编的 *Practical Essentials of Intensity Modulated Radiation Therapy* 中文译著《实用肿瘤调强放射治疗》第 2 版由江苏省肿瘤医院放疗科组织相关专家翻译并于 2006 年出版,得到了高度关注。这本书在当时调强知识较凌乱,而全国又轰轰烈烈开展调强放射治疗的情况下,对放射治疗临床工作起到很强的实践指导作用,可以说以这本书为基础,培养出了一大批临床调强放射治疗医师,使他们能较准确、较完整地掌握和运用该项技术。

近十年来,随着调强放射治疗实践的不断深入,以及高速价廉的计算机的普及,临床实践与调强技术互为促进,调强放疗技术迅猛发展。同时,人们对这一新兴技术的认识又有了进一步的提高,这在新版(第 3 版)原著中都有所体现,比如乳腺癌等章节全部重新编写,而胰腺癌、分子成像等则为新增章节,充分体现了原作者对这一新兴技术及其运用的很好把握。时隔十年,原作者与时俱进,不仅对当代最前沿的相关进展内容进行补充完善,而且还将近些年来临床上相对成熟的内容一并写入,这些对当前的临床运用有着相当强的指导作用。

江苏省肿瘤医院是国内开展调强放射治疗较早的单位,完成的调强治疗病例数较多,对这一技术有着深刻的理解,其临床运用也比较娴熟。在此背景下,他们在繁忙的工作中抽出时间再次组织相关专家翻译第 3 版内容。我们相信新版译著《实用肿瘤调强放射治疗》将会对国内同行开展调强放射治疗工作具有重要的指导和参考价值;对新入道的同行起到很好的引领和帮助作用。

中国工程院院士

山东省肿瘤医院院长



2015 年 6 月 16 日

中译本前言

2006年,我们曾组织翻译出版了由 K.S. Clifford Chao 教授主编的第2版 *Practical Essentials of Intensity Modulated Radiation Therapy*, 中文译名为《实用肿瘤调强放射治疗》。当时国内大多数单位正处在传统放疗向精确放疗的过渡时期,医师面临着二维放射治疗向三维放射治疗理念的转变。由于当年系统介绍调强放疗临床应用的书籍较少,该书作为一本专业性较强、实践及可操作性较高的书籍,对很多放射治疗医师从事临床调强放疗实践起到了系统的指导和较好的参照示范作用。

近十年来,随着临床实践的不断深入以及经验的不断积累,人们对调强放射治疗的认识也在不断地提高。首先是,对调强原理的掌握相对比较充分,调强照射的基本设计相对比较娴熟;其次是,临床工作向更广更深的方向发展,人们将更关心细致的治疗和个体化的治疗。同时,随着近几年临床经验的不断积累,很多肿瘤的治疗策略也发生了重大调整,显著影响了肿瘤的放射治疗。原著第3版在上述诸方面都有了很大的更新,特别是对调强治疗的最新进展和临床应用进行了相应的补充和完善,因此仍然具有很强的专业引领作用。这就促使我们将第3版再次译为中文,奉献给读者,希望新版对专业人员有所提示和帮助。

该书为临床调强放疗专业书籍,最适合具有一定放射治疗专业基础知识、从事放疗一定年限的人员阅读。第3版原著大部分章节的开始部分加入了本章节临床放疗相关进展内容,读者通过对该部分的预读可迅速了解当前治疗相关疾病相对有定论的策略,迅速把握该病的处置方向。

由于参与此书翻译的人员较多,一些国外机构名称、特定词汇等中文翻译词条可能会有差别,不够统一,但我们会努力做到不对内容的理解造成影响,敬请广大读者能够予以谅解。

最后感谢为新版翻译做出努力的所有专家及同仁。



2015年3月19日于江苏省肿瘤医院放疗科

调强放射治疗前进步伐神速迅猛,这在本书的前一版本中已有所体现。正如旧版前言所预测,随着技术水平和临床实践的进步与发展,本书与时俱进的新版本出现是件必然之事。本书新版的目的不仅是要让读者了解本专业领域最重要的更新,还要帮助那些对特殊肿瘤临床处理有兴趣、需更深更广认识的读者。

过去,调强放射治疗只是少数几家大型研究机构所掌握的特殊研究技术,现在已成为大部分癌症治疗医院都能实施的标准治疗措施,而且很多厂商都能生产其计划系统和放射给量系统。调强放射治疗的最大优势在于,它可运用大量的小光束并根据情况控制其强度和方向,使形状复杂的肿瘤获得高剂量照射,同时让邻近正常组织受量达到最小。随着廉价计算机运算能力的大幅提高,调强放射治疗与新近的三维成像技术如 CT、PET 和 MRI 相结合,影像引导的放射治疗得以真正实现。在当前临床工作中,肿瘤放疗医师所面临的困扰已不再是计划系统或百万伏特光子源的精度不足,而主要是在生物学和解剖学上对恶性肿瘤侵犯程度或周围组织受威胁的程度的认识不足。因此为了能实现调强放射治疗的最大效果,今后有必要对分子标记物和生物成像做进一步研究。

为突出强调临床调强放射治疗的新进展,我们删减了调强放射治疗物理、机械、质量控制,以及 CT 和 MRI 内容介绍的有关章节。我们尽可能为有兴趣的读者提供优秀的专著和综述供其参考。鉴于治疗计划中分子影像的重要性,我们增加了一个新的章节介绍分子影像,专门讲述 PET 示踪剂在影像引导放射治疗中的应用。在疾病章节中则重点讲述肿瘤通过调强放射治疗在局部控制率和生存率方面的获益,或者是在降低辐射引起的并发症和改善患者的生活质量方面非常重要的获益。

第 4 章至第 11 章为头颈部肿瘤治疗的有关内容,它以简要形式更新,内容包括最新的临床研究成果和新的靶区勾画影像。而乳腺癌和妇科肿瘤章节则全部重写,以反映其在该领域的大量最新进展。书中还新增了胰腺癌、直肠癌和肛管癌的有关章节,这反映出调强放射治疗对这些疾病治疗的新贡献。在肺癌一章中增加了立体定向放疗的有关内容,以展示其对既往治疗困难的肺癌的治疗前景。

书中包括了 90 多幅患者新的治疗影像,其中大部分以 6 幅一组构成。我们还将以前的黑白解剖影像更换为彩色图像。同时,我们还在书中保留了大部分疾病的病因、诊断和治疗等历史资料,以帮助读者更全面地了解一个疾病。读者若想充分感受调强放疗的潜能和优势,就必须了解既往临床治疗模式的可取之处,以及存在的问题。

第 3 版新书的撰写目的与第 2 版完全一致,即协助从事肿瘤放射治疗的住院医师、进修医师和专科医师掌握实践基础知识,用于调强放射治疗临床评估、策略制订,以及熟练掌握调强放射治疗技术。这个过程不是静态的,而是一个动态的、相互促进的过程,相信未来引领调强放射治疗计划和给量技术革新的力量将来自我们的读者。

K. S. Clifford Chao, MD

Tony J. C. Wang, MD

Tim Marinetti, PhD

我们要感谢所有对本书第2版做出努力和贡献的同事,他们的努力为第3版的撰写工作打下了基础,他们是 K. Kian Ang, MD, PhD; Smith Apisarnthanarax, MD; Angel Blanco, MD; Thomas A. Buchholz, MD; Steven J. Feigenberg, MD; Kenneth M. Forster, PhD; Adam S. Garden, MD; Eric M. Horwitz, MD; Anuja Jhingran, MD; Michael V Knopp, MD; Nancy Y. Lee, MD; H. Helen Liu, PhD; Homer A. Macapinlac, MD; Nina A. Mayr, MD; Shawn W. McNeely MS; Cynthia Menard, MD; Radhe Mohan, PhD; Allen R. Molloy, MD; Allan Pollack, MD, PhD; Robert A. Price, PhD, DABR; W. Roy Smythe, MD; Craig W. Stevens, MD, PhD; Wade L. Thorstad, MD; Franz J. Wippold II, MD; Ping Xia, PhD。

我们还要感谢 A. Gabriella Wernicke, MD, MSc 为撰写第20章初稿所做出的努力,感谢 Michelle Rosenstam 协助准备有关参考书目。

第1章 调强放疗、影像引导放疗、质子治疗的精确放射给量	1
第2章 分子影像引导放疗的进展	30
第3章 颅底和中枢神经胶质瘤	40
第4章 头颈部肿瘤淋巴结靶区和正常组织限量	74
第5章 鼻旁窦癌和鼻腔癌	100
第6章 鼻咽癌	115
第7章 口腔癌	142
第8章 口咽癌	162
第9章 下咽癌和喉癌	193
第10章 甲状腺癌	223
第11章 原发灶不明的颈部淋巴结转移癌	245
第12章 乳腺癌	256
第13章 肺癌	279
第14章 食管癌	299
第15章 胰腺癌	314
第16章 直肠癌	329
第17章 肛管癌	335
第18章 盆腔和腹主动脉旁淋巴结靶区勾画	350
第19章 前列腺癌	357
第20章 妇科肿瘤	377
索引	399

调强放疗、影像引导放疗、质子治疗的精确放射给量

Tim Marinetti • Lei Dong

1. 引言

- 1862 年 4 月，苏格兰物理学家威廉·汤姆森 (William Thomson) 即后来被授予开尔文勋爵，他在爱丁堡皇家学会宣读了一篇文章^[1]，他假定地球在形成初期是融化状态，根据经典热力学估计地球的年龄在 2000 万~4 亿年之间。这个计算相当不准确，因为他没有将放射衰变产生的热量计算在内，而这种放射衰变现象直到 19 世纪末才被发现。放射活性的发现引发了物理学革命，从此打开了原子世界之门。电离辐射同样引发了医学革命，它被用于诊断 (X 线片) 和治疗。调强放射治疗 (IMRT) 同样使放射肿瘤学跨入一个新时代。目前放射治疗野可以被“雕塑”以对准肿瘤，同时避开肿瘤周围紧邻的正常组织。这种技术并不是因为有了快速傅立叶变换算法而得以发展，而是因为 19 世纪后叶用于军事的硬件和软件的发展使计算和影像处理上产生了巨大飞跃而得以实现^[2]。个人计算机、智能手机和视频影像设备 (如游戏机) 的迅速普及将高端技术引入到大众消费市场。因此，现在以最少的成本就能得到配有显卡处理器和太字节数据存储器的超强计算机。
- 这里使用的“调强放射治疗”概念其含义远比其字面意思宽广得多。严格意义上讲，楔形滤板、个体化铅挡块和曲面组织补偿的使用都属于调强范畴。在本书中，调强放射治疗是指一种三维适形放疗 (3DCRT) 形式，该方法应用计算机进行优化，采用不均等个体化放射通量给量达到特定的剂量学分布和临床目标。
- 本书的上一个版本出版于 2005 年，当时调强放疗

还是一个比较新的东西，8 年过去了，可以毫不夸张地说，该技术已经成为很多肿瘤治疗约定俗成的标准。2010 年国际辐射单位和测量委员会 (ICRU)，即后来的 ICRU 83 公布了一份长达 106 页收录 350 多篇参考文献的报告，对调强放疗的发展进行了详细的描述^[3]。新从事放疗工作的读者可以发现，这个报告非常系统地介绍了调强放疗，而有经验的医生应该已注意到这是一份含有多项新的临床治疗的报告指南。

- 电离辐射用于诊断和治疗可以追溯到 1 个世纪以前，关于这方面非常简洁的综述可参考 Bernier 等文献^[4]。在射线照射范围内，肿瘤受照部位正常组织没有产生严重毒副反应及致命后果，这一长期困扰临床的问题已经得到较好地解决。技术的进步，特别是运行速度快、廉价的计算机问世后，开辟了用设备进行真 3D 放射通量修改以及临床上放疗计划用时间控制来实现的前景。由于调强放疗在临床上的应用^[5-7]，越来越多的人对此产生了兴趣。调强放射治疗通过优化将非均等强度 (即权重) 射线分配到小的子射束，也称为射线束单元或“光束 (beamlet)”。这种对射线内子射束强度的优化控制大大增加了对整个射线通量的控制，使剂量分布能够达到最佳个体化。
- 调强放射治疗可以实现较普通三维适形放疗适形度更高的剂量分布。理论上讲，计划靶区 (即 PTV) 内的剂量分布能做到更加均匀，如果需要还可获得边缘剂量陡降效果。当今调强放疗经验给人的一个印象是调强放射治疗靶区内剂量分布就是不均匀，这种常观察到的不均匀性是因为必须部分或全部保护，或保护一个或几个危及器官所致。换句话说，剂量分布趋向于更加不均匀性是因为对均匀的要

求远不如对正常结构避让的要求重要。如果所有情况都同等重要,那么调强放疗计划就永远可以产生比非调强计划更均匀的剂量分布。

- 调强放射治疗并不仅限于给单一靶区均匀剂量。调强放射治疗以其可用笔形束(pencil beam)优化的优势,可以同时给予不同靶区不同大小的剂量,而且不同靶区的位置可以是空间分开的(如脑部的多个转移灶病例)。
- 新出版的 ICRU 83 号报告中出现了一些重要概念的变化。1993 年的 ICRU 50 号报告以及 1999 年的 62 号补充报告对于光子治疗规定参考点在治疗靶区内,该点易于用解剖标识找到,该点剂量可以被精确测量。处方给量是所追求的理想剂量。然而在调强放疗中,治疗靶体积是更加具体的,需给一定剂量并设定界限的区域。同样,处方剂量本身是物理学家和放疗医师所定治疗计划最终的结果。对于计划者来说,做计划时可选自由度成千上万,单点剂量参考就不再适合用于描述或评价计划。
- 在 ICRU 83 号报告中叙述了近来调强放疗对临床的影响和使用的增加。“2003 年在美国的一项调查中,随机抽取 186 名放疗医生,1/3 使用调强放疗;在 2005 年的一项类似调查中,超过 2/3 的医师都使用一定的调强放疗,其主要原因是它可增加正常组织避让或提高靶区剂量”^[3,8,9]。另一个值得注意的数字是文献中调强放疗同行评议研究报告的数目。2001 年前以调强放疗为题用网络科学数据库检索,完整的文章少于 50 篇。到了 2005 年,这一数字上升到每年 100 篇,2009~2011 年达到平台期每年

140 篇。调强放疗迅速成为放射治疗的标准治疗。

- 调强放射治疗在概念和实施上都与三维影像密不可分。正如 ICRU 83 号文件所述:“一般来说,三维适形放疗,特别是调强放疗要求更精确的解剖勾画。这就要求有更明确的肿瘤位置和熟知肿瘤可能的浸润和转移过程”^[3]。

1.1 调强放射治疗特征与获益

1.1.1 剂量适形与同时多部位治疗

- 调强放射治疗的最大优点在于它与均匀强度射线的三维适形治疗相比,可产生适形度更高的剂量分布,特别是调强放射治疗可以产生凹形等剂量分布,这在三维分布上能够更加紧贴靶区和其他危及器官的边缘和外形。相反,三维适形放疗治疗的等剂量分布是凸形的,这种分布对于一些特定部位的治疗就不是最适宜的。剂量分布的改善使肿瘤治疗效果可能也相应改善,正常组织毒副作用相应降低。例如,头颈部肿瘤为了避开紧邻的敏感结构(如脑干、脊髓)通常需要凹形治疗靶区。这种剂量分布通过调强放疗就很容易获得,而通过其他技术(如三维适形放疗)实现就非常困难或几乎不可能的。如摘自 ICRU 报告的图 1-1 所示。
- 此外,尽管调强放疗计划制作较慢,但调强放射治疗计划和放射给量效率可能比标准三维适形放疗更高。调强放疗计划设计对制定计划一些参数的选择(如射线方向)并不敏感^[10-12]。而且除了计算机控制的多叶光栅(MLC)外,没有第二个可以调节野形

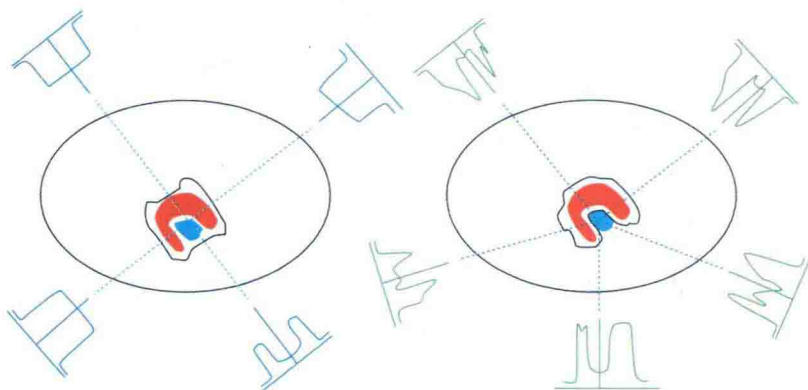


图 1-1 适形放疗(左)和调强放疗(右)的比较。适形放疗改变等剂量线的方法仅限于改变 MLC 或挡块野边界的形状,对缺损组织使用补偿滤板,危及结构用中心挡块。而调强射线可以是高度不均匀的射线强度或通量,可产生比较凹的吸收等剂量分布。适形放疗和调强放疗并不总能完全避开计划危及器官区(PRV),但是运用调强放疗包及 PTV 的凹形等剂量可较好地避开 PRV。黑线区域表示 PTV,蓝色区域为 PRV,包围 PTV 的线为典型的等剂量轮廓线。(Reprinted from International Commission on Radiation Units & Measurements [ICRU] Report No. 83 in *JICRU* 2010;10(1), with permission.)

状的装置供选择。但大野照射和缩野照射可以同时安排在一个放疗计划中实施,而且在许多病例中,电子线治疗的缩野可以同时整合在整个治疗疗程治疗计划中进行^[13,14]。同期缩野或同步推量治疗还可能有额外放射生物学上的获益^[15],即在正常组织低分割剂量照射的同时肿瘤组织得到高剂量的分割治疗。高分割剂量治疗还可以减少治疗次数,从而降低患者治疗期间的费用和负担。调强放疗治疗还有可能提供一种自适应放疗,即根据肿瘤缩小影像和放疗中器官的移动修正治疗计划;Castadot 等^[16]最近回顾了头颈部肿瘤自适应放疗治疗。Mechalakos 等报道了每周用锥形束 CT 追踪鼻咽癌颈部复发肿块治疗的个例研究^[17]。

1.1.2 正常器官避让

- 清晰的剂量显示可以使靶区和其他危及器官边缘剂量陡降成为可能。PTV 边缘剂量陡降也意味着受高剂量照射正常组织受量明显减少。这些因素可以使肿瘤剂量提高,正常组织受量减少,或肿瘤剂量提高同时正常组织受量减少,从而疗效得到改善。并发症的发生率较低,意味着患者治疗后处理花费也较低。
- 图 1-2 示调强放疗剂量学优于常规三维适形放疗技术。4 种不同放疗方法等剂量曲线分布,其中两

幅为常规三维适形放疗计划,一幅为四野照射,另一幅为七野照射;另两幅为调强放疗计划,其中一幅为串列断层(serial tomography)放疗计划,另一幅为十野多叶光栅步进(step-and-shoot)照射计划。注意调强放疗计划分布较好。

1.2 调强放疗治疗的局限性与风险

- 无论如何,我们应该认识到调强放疗治疗是有局限性的,因为有很多剂量分布(或剂量体积叠加)在物理上是不能实现的。此外,究竟什么才是临床上最佳的并且可以实现的调强放疗,如何定义调强放疗临床和剂量目标才是最佳,我们在这方面的知识是有限的。我们或许还没有找到最佳解决方案,因为所用数学公式的局限性或者是计算机的速度限制,以及找到最佳方案所需时间所致的实践上的局限性。
- 各种情况的不确定性,如每天与每天的情况或两次治疗之间情况,体位、体内解剖移位与变形,每次治疗的移位,治疗期间肿瘤和正常组织物理及影像上的改变等都可能限制调强治疗的应用和效率。给量装置的各种剂量学特性,如 MLC 的射线散射性和穿透性都会影响调强放疗通量分布的精确性和放射通量可给性,从而使调强放疗具有一定的局限性。此外,剂量覆盖在空间和时间上的局限性,当前

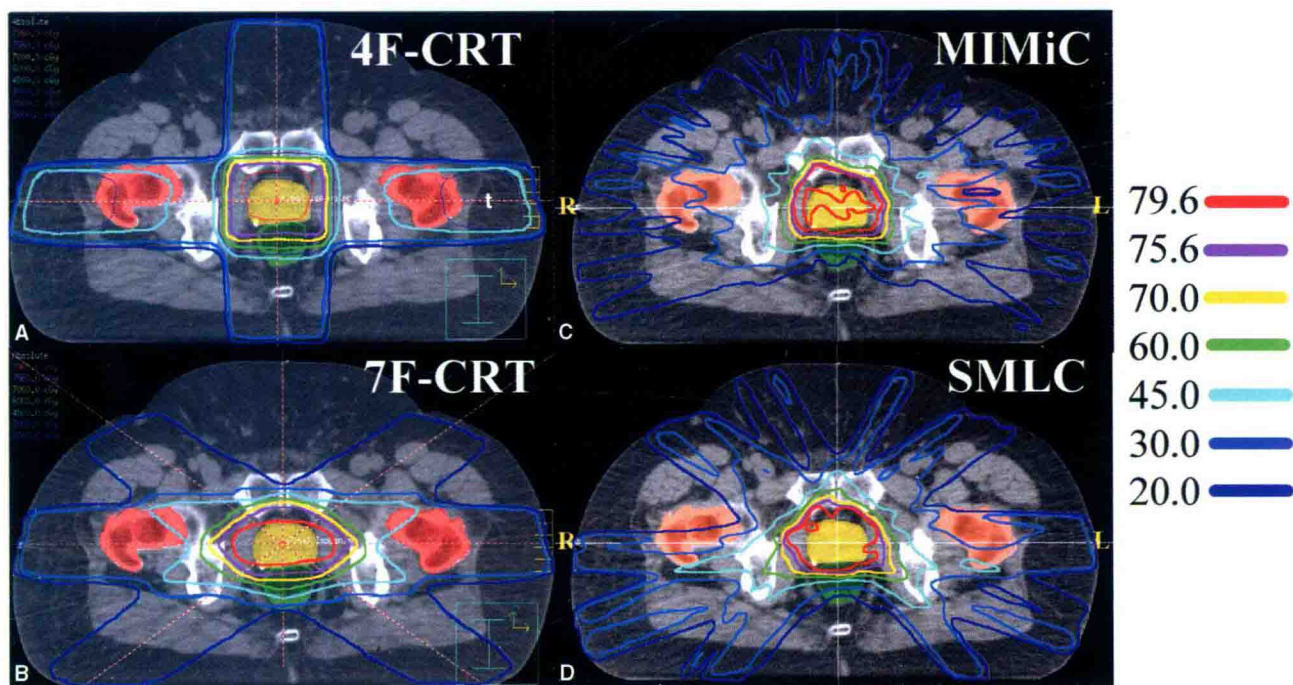


图 1-2 前列腺癌治疗典型等剂量分布:(A)四野三维适形放疗计划,(B)七野三维适形放疗计划,(C)MIMiC 串列断层调强放疗计划,(D)十野多叶光栅步进照射计划。

调强放疗剂量验证系统(主要依据胶片和胶片剂量计)总精度,都会削弱对所给剂量的可信度。而且,目前大多数剂量计算模型其精确性是有限的,特别是对那些小的复杂形状野的调强放疗。

- 完全可以想象到的是,不精确的剂量计算所产生的解决方案一定与精确剂量计算所产生的方案完全不同。或许能立刻影响到调强放疗成功的最重要因素是影像技术上不恰当确定肿瘤真正的范围、肿瘤的浸润,肿瘤的放射生物特性,以及几何、剂量反应和正常组织功能特性方面等因素。
- 我们还必须清楚地认识到调强放射治疗的风险性。集合大分割缩野(integral boost)调强放射治疗对GTV内正常组织的影响并不清楚,很可能对其损伤的风险是增大的^[8]。不恰当的边界设计,加之高度适形的调强放疗,会增大风险,即可能导致几何上的病灶漏照和复发,这对于位置和运动不确定性很大,或者放射治疗期间解剖和放射生物学上有明显变化的肿瘤尤为明显。同样,正常风险结构周围紧邻的高剂量可能会引起正常组织损伤的高风险。此外,调强放射治疗剂量分布与常规不同且高度复杂,现有的经验太少以至于无法对其做出恰当的解读,也无法评估其产生的疗效。最后,调强放射治疗与常规放射治疗相比,可以避让很多特定的组织,由于更多的照射野和更多的放射角度的运用意味着大量的正常组织将低剂量受照。

1.3 调强放射治疗步骤

1.3.1 调强放射治疗的多样化

- 在过去的15年间,为设计调强放疗和优化调强放疗剂量开发了许多技术^[6,7,10,12,18-47],其中很多已在商品化的调强放疗系统中见到。在各种技术中,最主要的区别是非均等通量给量的机械部分。尽管各种方法有各自的优点,但很难说谁更胜一筹,因为还没有对临床治疗计划进行系统的比较研究。
- 在提出的各种方案中,已经形成了两种完全不同的主流方法。Mackie等^[33,48]提出所谓螺旋断层放疗(tomotherapy)方法,该方法为光子调强治疗,用旋转狭缝束给量,借助MLC裂隙调制,短暂过程中叶片迅速运动离开或进入裂隙,就像在CT扫描中,放射源和准直器不断地围绕患者旋转,在连续不断旋转中(串列断层放疗)或旋转期间(螺旋断层放疗)解读患者。在螺旋断层治疗中,治疗设备就像常规CT扫

描器一样含有百万电子伏特野探测器,提供给量分布断层重建。弧形照射已由Palma等综述^[49]。

- 由Mackie等^[33]提出的商用狭缝一类准直器(又称MIMiC)已由NOMOS公司设计和生产,该公司在宾夕法尼亚州匹兹堡,现称BEST NOMOS。MIMiC准直器已在串列断层治疗系统中应用,也就是人们熟知的Peacock^[25,26],它用于制定放疗计划,旋转调强放疗给量^[50]。现代断层治疗设备以Accuray公司产品为代表。
- 第二种方案首次是在斯隆-凯特琳纪念癌症中心(Memorial Sloan-Kettering Cancer Centre)应用于临床^[6,7,34,36,42,43,51],它用标准的MLC实现优化通量分布,分为两种形式:一种为动态形式,即出束时叶片不断移动;另一种为静态形式步进(step and shoot)给量,即每次照射由一系列子野分别给量,调强野照射给量时机架角度固定,然后将给量叠加形成理想的通量分布。这些技术正迅速得到广泛认可。目前每种商用治疗计划系统的主要生产商都使用了上述一到两项技术。图1-3示多叶光栅和现代直线加速器透视图。
- 第三种方案又称为弧形调强治疗(即IMAT),由Yu^[47]研发,它是将动态MLC与弧形治疗相结合。MLC形成的照射野形状随治疗机架旋转而不断变化,治疗中采用多重弧形叠加方法,每一特定机架角度野的MLC形状随着弧形运动而相应变化,所有弧形位置通量分布需进行叠加从而形成满意的剂量分布。2007年又出现一种新型弧形治疗,称为“弧形体积调强治疗(Volumetric-Modulated Arc Therapy, VMAT)”。在该方法中,治疗给量时剂量率、机架运动速度、MLC叶片位置和光栅角度都可自动变化^[52]。最近一篇综述对弧形治疗进行讨论并对调强技术进行了比较^[53]。
- 除了上述方案,密歇根大学应用所谓多子野(multi-segment)方法,即将每一个照射野射线束(beam)再分为多个子野(segment)^[54]。每一个照射野中的一个子野覆盖整个靶区,其他子野避开一个或多个正常结构。每一个子野剂量等强,通过优化给出每个子野的权重从而产生理想的治疗计划,治疗时多个子野均匀给量。Mohan等^[55]曾提出过类似的方法。在所有这些完全不同的治疗给量方法中,优化的基本原则是相似的,不过具体方法完全不同。
- 质子调强放疗(IMPT)。先产生一笔形质子扫描束,然后以类似光子调强放疗的方法给量。与直线加速器一类的光子设备(X线由光子韧致辐射产生,笔形光子束由多叶光栅形成)不同,质子笔形束可以直接

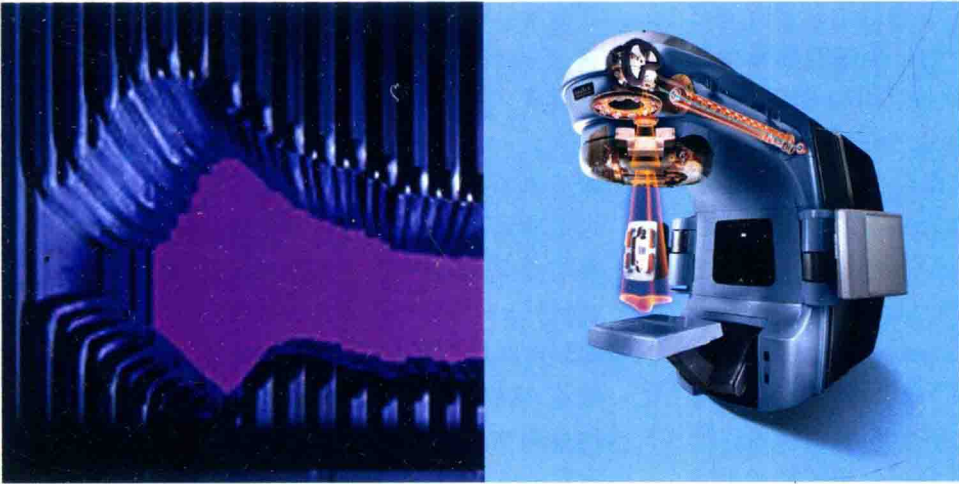


图 1-3 左图为射线轴方向多叶光栅。右图为瓦里安 Clinac[®] 放疗设备机架透视图。照片引自瓦里安医疗系统。

由同步或回旋加速器产生笔形束，由一个扫描磁场控制。为了实现质子调强放疗剂量，需对笔形质子束的强度和能量进行调节。质子束的能量决定布拉格峰的深度，该深度为质子治疗给到的最大剂量点。质子调强放疗的临床范例已由 Lomax 等描述^[80]。

1.3.2 调强放射治疗过程概况

正如前文所述，尽管三维适形放疗与调强放疗的概念与实现过程完全不同，但却有很多相似之处。与

三维适形放疗一样，调强放疗依赖于相同的成像、剂量计算、计划评估、质量保证(QA)和剂量工具。

调强放疗过程由几个阶段组成，即计划阶段、质量保证阶段和静态或动态 MLC 放射剂量阶段。图 1-4 示出放疗计划制定时调强放疗的优化步骤。螺旋断层放疗过程与常规调强放疗优化过程相似，所不同的是它将原来的对固定照射野角度的选择改为对断层层厚度的选择，串列断层放疗改为对机架旋转角度的选择。

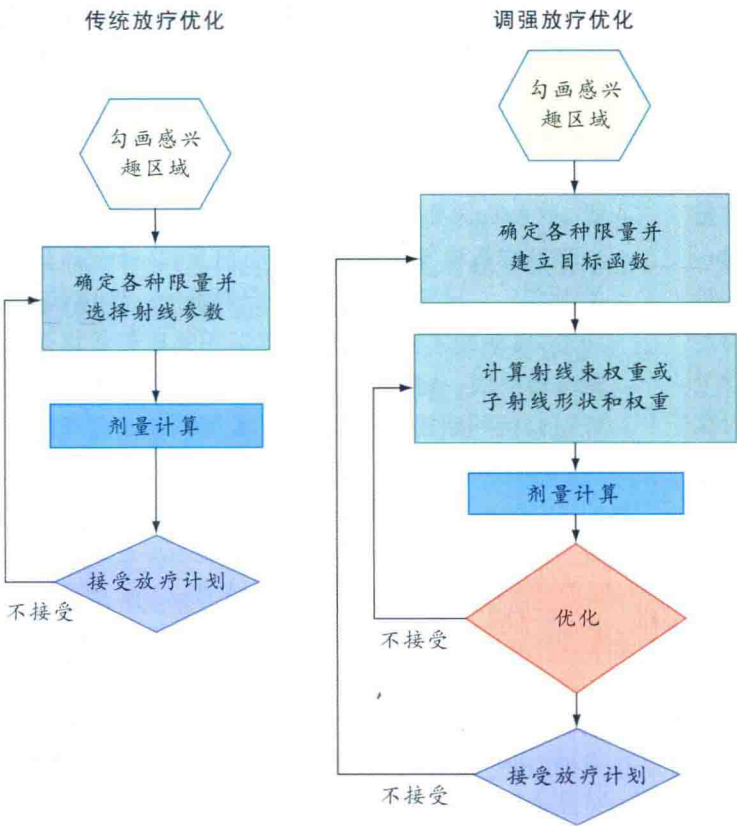


图 1-4 常规放疗(左图)和调强放疗(右图)优化过程的比较。(Reprinted from J ICRU 2010: 10 (1), with permission.)