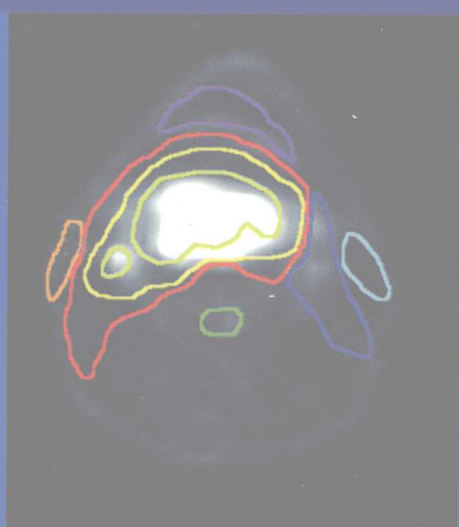
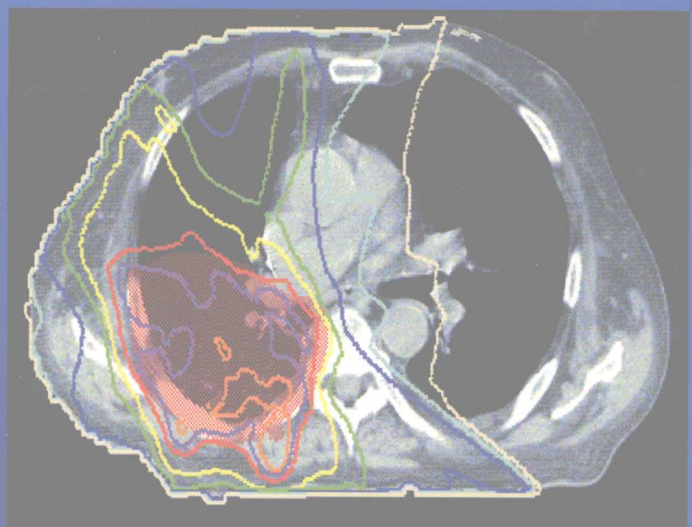
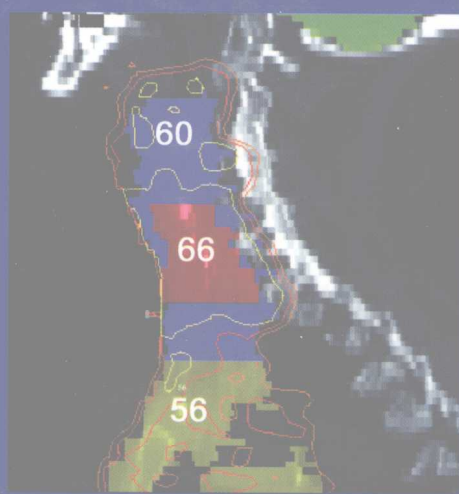
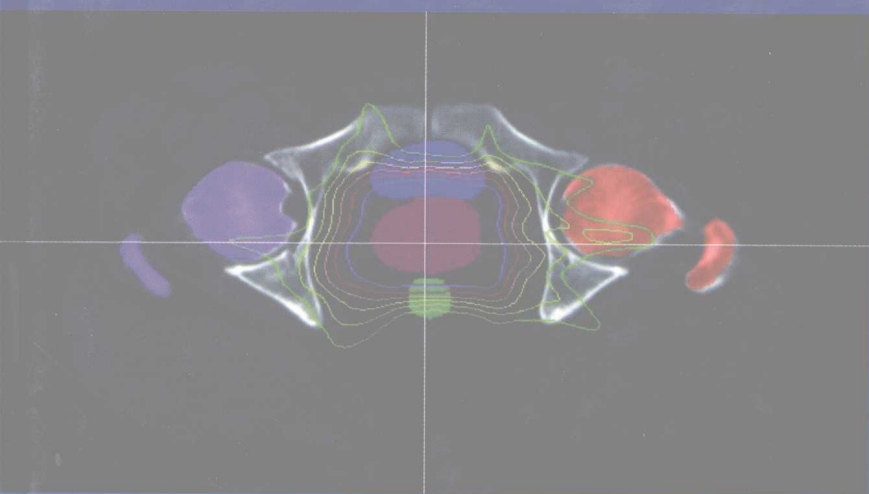


PRACTICAL ESSENTIALS OF INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY 实用肿瘤调强放射治疗

[美国] K.S.Clifford Chao
Smith Apisarnthanarax
[土耳其] Gokhan Ozhigit



第二版

冯平柏 主译

凤凰出版传媒集团
江苏科学技术出版社

实用肿瘤调强放射治疗

[美国] K.S. Clifford Chao

Smith Apisarnthanarax

[土耳其] Gokhan Ozyigit

冯平柏 主译

凤凰出版传媒集团
江苏科学技术出版社

图书在版编目(CIP)数据

实用肿瘤调强放射治疗/(美)克利福德著;冯平柏译. —南京:江苏科学技术出版社,2006.10
ISBN 7-5345-5110-2

I. 实... II. ①克... ②冯... III. 肿瘤-放射治疗学
IV. R730.55

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2006)第 124189 号

PRACTICAL ESSENTIALS OF INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY (SECOND EDITION) © 2005 by LIPPINCOTT WILLIAMS & WILINS, USA.

Simple Chinese Translation Copyright © 2006 by Jiangsu Science and Technology Publishing House.

Simple Chinese Translation edition is published by permission with LIPPINCOTT WILLIAMS & WILINS, USA.

合同登记号 图字:10-2006-008 号

总策划 胡明琇 黎 雪

版权策划 孙连民 邓海云

实用肿瘤调强放射治疗

主 编 K. S. Clifford Chao

主 译 冯平柏

责任编辑 蔡克难

责任校对 刘 强

责任监制 张瑞云

出版发行 江苏科学技术出版社(南京市湖南路 47 号,邮编:210009)

网 址 <http://www.pspress.cn>

集团地址 凤凰出版传媒集团(南京市中央路 165 号,邮编:210009)

集团网址 凤凰出版传媒网 <http://www.ppm.cn>

经 销 江苏省新华发行集团有限公司

照 排 南京展望文化发展有限公司

印 刷 江苏新华印刷厂

开 本 889mm×1194mm 1/16

印 张 25

插 页 4

字 数 700 000

版 次 2006 年 10 月第 1 版

印 次 2006 年 10 月第 1 次印刷

标准书号 ISBN 7-5345-5110-2/R·984

定 价 138.00 元

图书如有印装质量问题,可随时向我社出版科调换。

本书提出了药物的详细用途、不良反应和用法用量,这些内容可能改变。读者应当详细阅读药品生产者的包装说明。作者、编辑、出版者或发行商均不对本书中提供的任何信息错误所导致的后果负责,他们对出版物的内容不表示或暗示做出担保。

译者名单

主 译：冯平柏 江苏省肿瘤医院放疗科，南京市百子亭 42 号，邮编 210009

译校人员：朱 军

钱普东

纪 红

许建华

姜雪松

陆谔梅

叶劲军

翟振宇

致 读 者

社会主义的根本任务是发展生产力，而社会生产力的发展必须依靠科学技术。当今世界已进入新科技革命的时代，科学技术的进步不仅是世界经济发展、社会进步和国家富强的决定因素，也是实现我国社会主义现代化的关键。

科技出版工作肩负着促进科技进步，推动科学技术转化为生产力的历史使命。为了更好地贯彻党中央提出的“把经济建设转移到依靠科技进步和提高劳动者素质的轨道上来”的战略决策，进一步落实中共江苏省委、江苏省人民政府作出的“科技兴省”的决定，江苏科学技术出版社于1988年倡议筹建江苏省科技著作出版基金。在江苏省人民政府、省委宣传部、省科委、省新闻出版局负责同志和有关单位的大力支持下，经省政府批准，由省科学技术委员会、省出版总社和江苏科学技术出版社共同筹集，于1990年正式建立了“江苏省金陵科技著作出版基金”，用作支持自然科学范围内符合条件的优秀科技著作的出版补助。

我们希望江苏省金陵科技著作出版基金的建立，能为优秀科技著作在江苏省及时出版创造条件，以通过出版工作这一“中介”，充分发挥科学技术作为第一生产力的作用，更好地为我国社会主义现代化建设和“科技兴省”服务；并能带动我省科技图书提高质量，促进科技出版事业的发展和繁荣。

建立出版基金是社会主义出版工作在改革中出现的新生事物，期待得到各方面的热情扶持，并在实践中不断总结经验，使它逐步壮大和完善。更希望通过多种途径扩大这一基金，以支持更多的优秀科技著作的出版。

这次获得江苏省金陵科技著作出版基金补助出版的科技著作的顺利问世，还得到参加评审工作的教授、专家的大力支持，特此表示衷心感谢！

江苏省金陵科技著作出版基金管理委员会

序

因为可以使用合适的临床输入和精确的计算机演算而最大程度地覆盖肿瘤,同时避让正常组织,调强治疗(IMRT)为肿瘤放射治疗的治疗比最优化提供了机会。这一边界清楚明确的技术正应用在学术研究机构和社会临床。不断增多的对临床指征、图像判读、靶区勾画和计划优化的基本实际指导的需求激发了出第二版《PRACTICAL ESSENTIALS OF INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY》的灵感。

本书在第一章和第二章首次实践性地总览了IMRT的物理、质量保证、治疗计划和优化。因为IMRT的成功实施依赖于对解剖图像(计算机断层扫描和磁共振扫描)的确切理解,就这一点在第三、四章对脑、头颈部、泌尿科和妇科癌症为读者提供了恰当的更新信息。进而,通过融合功能影像来提高靶区勾画的精确度或提高剂量也许很快就会成为临床现实,我们在第五章引出了融合功能影像的IMRT计划的过程和注意点。

在第一版,我们给出了头颈部肿瘤患者IMRT治疗的实用指导。因为IMRT应用更加广泛,第二版扩大了覆盖广度,简明扼要地包括自然病史、诊断标准、治疗选择及其他不同部位肿瘤的最新IMRT治疗指导。第六~十四章给出了头颈部癌的更新信息和结果,其中新加了第十三章甲状腺癌。新添的章节包括了乳腺、胸部、食管、前列腺和妇科肿瘤,并且给出了高质量的图解以帮助读者确定和勾画靶区(十五~十八章以及二十~二十一章)。

我们强调在靶区及正常组织的确定和勾画时理解基本解剖结构和相应图像层面的重要性。因此,我们给出了350多幅详细的彩图来阐明IMRT临床实施中的每一个步骤。我们相信这一新版将有助于住院医师、研究人员、放射肿瘤临床人员学习IMRT的实用精要,以供临床评估、决策和精通各部位肿瘤的IMRT技术。因为临床经验积累迅速,影像和靶技术的发展日新月异,本书内容需要不断完善。

前言

在过去的15年间，肿瘤放射治疗产生了一场革命性的变化。虽然适形放疗（CRT）多年前就已开始，但取得明显进展还是在1993~1996年。CRT的治疗计划起先仅运用于个别先进的研究机构，以后逐步商业化，最终在肿瘤放疗领域获得广泛应用。在过去的10年里，治疗计划系统不断进步，同时治疗实施能力也随之获得很大发展。获取包括剂量分布的三维成像也成为可能。这就使研究正常组织体积相关放疗毒性成为可能，同时也有望更好地根据受照体积大小来确定正常组织并发症概率。

尽管三维CRT已成为标准，调强放射治疗（IMRT）仍然处于不断的进步中。由于肿瘤及周围正常组织成像的改善，“图像引导下的放射治疗”这一广阔领域（IMRT是其中的重要部分）一直不断进步。图像融合，特别是解剖和代谢图像的融合，才刚开始应用于一些特定的临床问题并接受评价。尽管目前IMRT计划和实施可广泛应用，但是在如何正确使用IMRT上，仍有许多不确定的东西。另外，由于医学物理人员少，也限制了IMRT的应用。

第二版《实用肿瘤调强放射治疗》可谓踌躇满志。它展示当代的IMRT物理、治疗计划和质量保证。它用现有的影像技术探索了不同解剖部位图像引导下的放疗，重点是在头颈部恶性肿瘤的放疗。当每天肿瘤位置没有移动时，解剖结构限制和在这些解剖部位进行靶区勾画，有助于明确问题及可能发生的问题。然而，在胸部，甚至在盆腔，肿瘤移动仍值得关注。必须每日都明确肿瘤所在的解剖位置或者保证每天肿瘤能被很好固定。这些努力正飞速取得进步，确保了IMRT的理想应用，在少数有能力进行质子治疗的机构也正在或将要进行这项工作。

同这本重要课本的第一版一样，读者会看到对当前复杂的治疗计划制定、靶区确定、靶区勾画、剂量投照等方面的详尽阐述，而以IMRT最为重点。它为医学领域的继续进步提供了坚实的基础。这本书中广泛阐述了靶区勾画相关的实际问题及限制条件，清楚地说明了放射肿瘤学科的这一令人兴奋和高要求的领域的不断进展。在第二版，尽管细致完整条理地阐述这一重要工作至关重要，但从第一版到第二版所显示的进展速度之快表明显然需要再版。

James Cox, 博士

译者序

调强放射治疗是上世纪末、本世纪发展起来的一项新兴的肿瘤放疗治疗技术。随着影像技术和计算机技术的发展,其临床运用也逐渐从具有一定实力的个别科研机构,走向商业化,走向临床普及。

调强放射治疗,与以往放疗的最大不同在于它运用了大量的现代技术能精确照射,使靶区特别是不规则靶区获得与靶区形状一致的均匀剂量分布,同时周围正常组织剂量较低,从而提高疗效,保护正常组织。因此,调强放射治疗在临床应用、治疗技术、临床放射物理、放射剂量学、治疗理念甚至临床放射生物学上都与以前有很大的区别。

中国国内的调强放射治疗是在该项技术国际商业化以后才逐渐开展。肿瘤临床工作者这方面的知识大多数来自于设备厂家的技术培训和专业会议,少数来自出国留学人员或为数不多尚不足以普及的资料。调强放射治疗专业书籍则更少。总的说来由于调强放射治疗临床运用方面的知识较零乱、系统性差,使该技术的正确运用或多或少地受到一定的影响,甚至出现运用偏差。因此,我们认为很有必要有一本较系统、具有一定专业水准的书籍,系统论述和普及调强放疗知识,指导临床实践,调整、规范临床运用。在众多的国外资料中,我们挑选了由美国安德生肿瘤中心, K. S. Clifford Chao主编的《PRACTICAL ESSENTIALS OF INTENSITY MODULATED RADIATION THERAPY》一书,翻译推荐给读者。该书为多名国际知名放射肿瘤学家的新著,内容注重实践、图文并茂、系统性强,集中了当今调强放射治疗的最新知识。

在此书的翻译中我们遇到了不少困难,主要是涉及到大量新术语、新知识,给翻译带来一定的难度。翻译小组成员在遇到困难时充分运用现代信息工具因特网,为解决困难提供了重要的帮助。另外,对原书中发现的错误也予以了更正。限于水平,本书翻译不免存在一定的缺陷,敬请读者能谅解。尽管如此,相信此书对我国的调强放射治疗工作的知识普及、技术推广、治疗规范化一定会起到推动的作用。

感谢为此书翻译付出辛勤劳动的我的同事们。

冯平柏于江苏省肿瘤医院放疗科

2006年

作者名单

Anesa Ahamad 医学博士，肿瘤放射治疗学助教。美国得克萨斯州休斯敦市得克萨斯大学，M. D. 安德生肿瘤中心肿瘤放射治疗科。

Kie-Kian Ang 医学博士，肿瘤放射治疗学教授。美国得克萨斯州休斯敦市得克萨斯大学，M. D. 安德生肿瘤中心肿瘤放射治疗科。

Smith Apisarnthanarax 医学博士，博士后。美国得克萨斯州休斯敦市得克萨斯大学，M. D. 安德生肿瘤中心实验放射肿瘤科。

Angel Blanco 医学博士，肿瘤放射治疗学助教。美国得克萨斯州休斯敦市得克萨斯大学，M. D. 安德生肿瘤中心肿瘤放射治疗科。

Thomas A. Buchholz 医学博士，肿瘤放射治疗学副教授。美国得克萨斯州休斯敦市得克萨斯大学，M. D. 安德生肿瘤中心肿瘤放射治疗科。

Eric L. Chang 医学博士，肿瘤放射治疗学助教。美国得克萨斯州休斯敦市得克萨斯大学，M. D. 安德生肿瘤中心肿瘤放射治疗科。

K. S. Clifford Chao 医学博士，肿瘤放射治疗学副教授。美国得克萨斯州休斯敦市得克萨斯大学，M. D. 安德生肿瘤中心肿瘤放射治疗科。

James D. Cox 医学博士，肿瘤放射治疗学教授、科主任。美国得克萨斯州休斯敦市得克萨斯大学，M. D. 安德生肿瘤中心肿瘤放射治疗科。

Lei Dong 理学博士，放射物理学助教。美国得克萨斯州休斯敦市得克萨斯大学，M. D. 安德生肿瘤中心放射物理科。

Steven J. Feigenberg 医学博士，肿瘤放射治疗学助教。美国宾夕法尼亚州费城，Fox Chase 肿瘤中心，肿瘤放射治疗科。

Kenneth M. Forster 理学博士，放射物理学助教。美国得克萨斯州休斯敦市得克萨斯大学，M. D. 安德生肿瘤中心放射物理科。

Adam S. Garden 医学博士，肿瘤放射治疗学教授。美国得克萨斯州休斯敦市得克萨斯大学，M. D. 安德生肿瘤中心肿瘤放射治疗科。

Eric. M. Horwitz 医学博士，肿瘤放射治疗学副教授。美国宾夕法尼亚州费城，Fox Chase 肿瘤中心肿瘤放射治疗科。

Anuja Jhingran 医学博士，肿瘤放射治疗学副教授。美国得克萨斯州休斯敦市得克萨斯大学，M. D. 安德生肿瘤中心肿瘤放射治疗科。

Michael V. Knopp 医学博士，美国俄亥俄州哥伦布市，俄亥俄州立大学医院放射科影像研究室。

Risuko Komaki 医学博士，肿瘤放射治疗学教授。美国得克萨斯州休斯敦市得克萨斯大学，M. D. 安德生肿瘤中心肿瘤放射治疗科。

Nancy Y. Lee 医学博士，肿瘤放射治疗学助教，美国纽约市 Memorial Sloan – Kettering 肿瘤中心，肿瘤放射治疗科。

Zhongxing Liao 医学博士，肿瘤放射治疗学助教。美国得克萨斯州休斯敦市得克萨斯大学，M. D.安德生肿瘤中心肿瘤放射治疗科。

Homer A. Macapinlac 医学博士，核医学副教授。美国得克萨斯州休斯敦市得克萨斯大学，M. D.安德生肿瘤中心核医学科。

Nina A. Mayr 医学博士，肿瘤放射治疗学教授、科主任、放射学系副主任。美国俄克拉荷马州俄克拉荷马城，俄克拉荷马大学健康科学中心放射学系。

Shawn W. McNeeley 理学硕士，医用物理学家。美国宾夕法尼亚州费城，Fox Chase 肿瘤中心肿瘤放射治疗科。

Cynthia Ménard 医学博士。美国马里兰州国立癌症研究所，国立卫生研究院，卫生与医院部，肿瘤放射治疗学部。

Radhe Mohan 理学博士，放射物理学教授、主任。美国得克萨斯州休斯敦市得克萨斯大学，M. D.安德生肿瘤中心放射物理科。

Allen R. Molloy 医学博士，放射诊断学住院医师。美国俄克拉荷马州俄克拉荷马城，俄克拉荷马大学健康科学中心放射科。

Gokhan Ozyigit 医学博士，医学部教员，肿瘤放射治疗学讲师。土耳其安卡拉 Hacettepe 大学肿瘤放射治疗科。

Alan Pollack 医学博士，理学博士，肿瘤放射治疗学教授、科主任。美国宾夕法尼亚州费城，Fox Chase 肿瘤中心肿瘤放射治疗科。

Robert A. Price 理学博士，D.A.B.R，助教，首席临床物理学家。美国宾夕法尼亚州费城，Fox Chase 肿瘤中心肿瘤放射治疗科。

Ugur Selek 医学博士，理学博士，肿瘤放射治疗科医生。美国得克萨斯州休斯敦市得克萨斯大学，M. D.安德生肿瘤中心肿瘤放射治疗科。

W. Roy Smythe 医学博士。美国得克萨斯州休斯敦市得克萨斯大学，M. D.安德生肿瘤中心胸和心血管外科。

Craig Stevens 医学博士，理学博士，肿瘤放射治疗学副教授。美国得克萨斯州休斯敦市得克萨斯大学，M. D.安德生肿瘤中心肿瘤放射治疗科。

Wade L. Thorstad 医学博士。美国密苏里圣路易斯，华盛顿大学医学院肿瘤放射治疗科。

Franz Wippold II 医学博士，放射学副教授，神经放射学科主任。美国密苏里圣路易斯，华盛顿大学医学中心 Mallinckrodt 放射学研究所。

Ping Xia 理学博士，放射物理学助教。美国加利福尼亚州旧金山市，加利福尼亚大学旧金山分校肿瘤放射治疗科。

William T. C. Yuh 医学博士，电机工程理学硕士，放射学教授、伊顿主任。美国俄克拉荷马州俄克拉荷马城，俄克拉荷马大学健康科学中心放射学系。

目 录

第一章 调强放射治疗物理与质量保证	1
第二章 调强放射治疗计划优化	22
第三章 脑颅底颈部肿瘤 CT 和磁共振影像	34
第四章 前列腺子宫宫颈 CT 和磁共振影像	51
第五章 正电子体层扫描影像在靶区确定和勾画中的应用	67
第六章 颅底和后颅窝肿瘤	90
第七章 头颈部肿瘤淋巴结靶区	116
第八章 副鼻窦和鼻腔肿瘤	134
第九章 鼻咽癌	148
第十章 口腔癌	166
第十一章 口咽癌	181
第十二章 下咽和喉肿瘤	205
第十三章 甲状腺癌	229
第十四章 原发灶不明颈部淋巴结转移癌	254
第十五章 乳腺癌	261
第十六章 肺癌	280
第十七章 间皮瘤	302
第十八章 食管癌	315
第十九章 盆腔和主动脉旁淋巴结靶区勾画	333
第二十章 前列腺癌	338
第二十一章 妇科肿瘤	359

调强放射治疗物理与质量保证

LEI DONG
RADHE MOHAN

1. 引言

调强放射治疗 (IMRT) 代表了现代放射治疗 (RT) 最主要的技术进步之一。调强放射治疗是更先进的三维适形放疗, 它借助计算机, 利用非均等强度射线束对剂量进行优化, 最终获得较好的剂量分布^{1,2}。

由于调强放射治疗技术具有一种新的能力对每束射线内的子射线进行强度控制, 当它与能够精确勾画靶区的各种影像引导技术结合, 并按计划实施治疗时, 调强放射治疗可以较大程度地控制剂量分布, 使肿瘤控制率提高, 正常组织的毒副反应降低。

1.1 调强放射治疗的特点与优点

1.1.1 剂量分布适形

调强放射治疗与等强度射线的常规三维适形放疗 (3DCRT) 相比, 最大优点是它能产生更为适形的剂量分布。特别需指出的是调强放射治疗还可以产生凹形等剂量分布, 这种剂量分布可与靶区和重要结构的外形或边界在三维空间上更为接近。

相反, 三维适形放射治疗的等剂量曲线是凸形的, 这对一些部位的病灶治疗可能并不是最好的方法。图 1-1 分别显示了前列腺癌 4 野三维适形放射治疗 (4F-CRT) 和 7 野三维适形放射治疗 (7F-CRT) 计划的剂量分布, 以及用 NOMOS Peacock 系统制定的动态 (MIMiC) 或断层 (tomotherapy) 调强放射治疗计划和 10 野多叶光栅分步照射 (10F-SMLC) 调强放射治疗计划的剂量分布。处方量 75.6 Gy 给在 95% 的计划靶区 (PTV) 体积上。图 1-1 清楚地显示两个调强放射治疗计划提供的剂量分布更为适形。

1.1.2 正常器官保护

调强放射治疗技术的特点是能形成理想形状的等剂量分布, 利用这点可以在靶区和重要结构边缘之间产生一个剂量陡峭跌落区。这就意味着各正常重要结构高剂量的体积可大大减少, 即肿瘤剂量提高, 正常组织受量减少或肿瘤剂量提高的同时减少正常组织的受量, 最终可能提高疗效。这点可以比作发明了一种更有效 (放射剂量提高) 而副作用更低 (正常组织毒副作用减小) 的药物。

为了阐明调强放射治疗在剂量学上优于常规三维适形放射治疗技术, 有人对连续 20 名前列腺癌患者的剂量情况进行了比较 (图 1-2)。与图 1-1 情况相似, 所有 20 名病人都用 4 野、7 野三维适形放射治疗计划和 MIMiC 以及 10 野多叶光栅分步照射 (SMLC) 计划, 76.5 Gy 的处方剂量定在计划靶区 95% 等剂量区域。

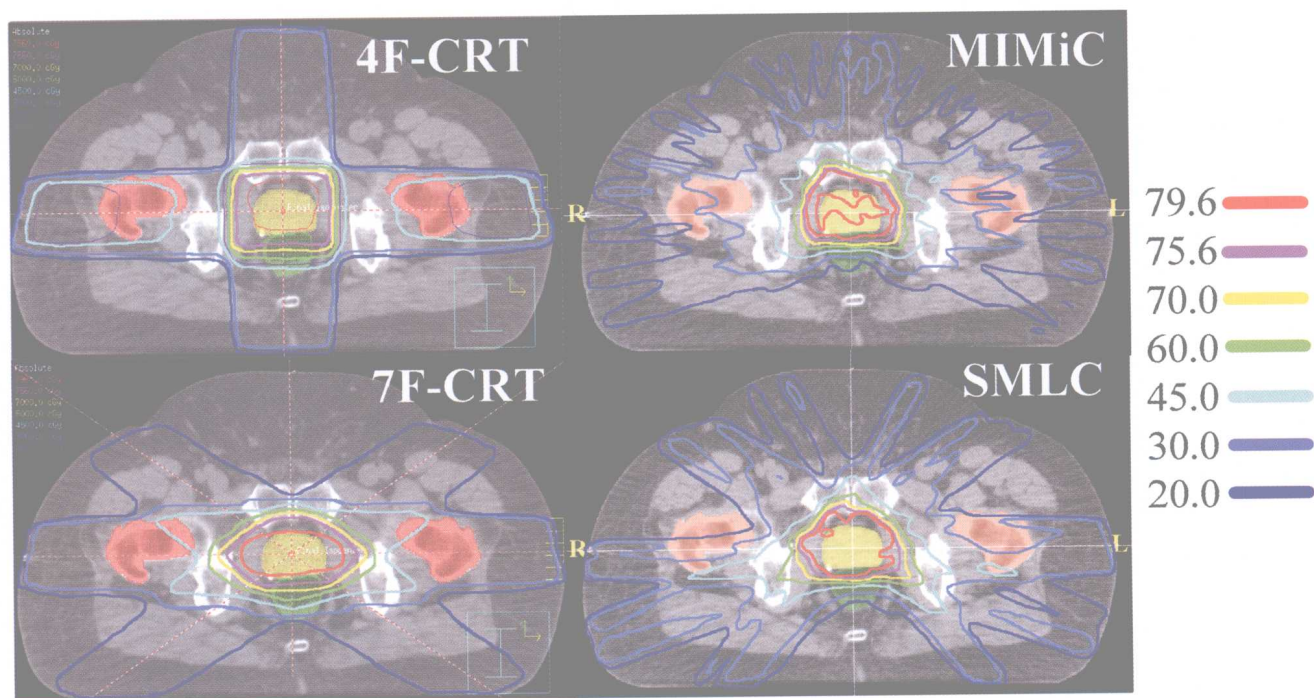


图 1-1 前列腺癌治疗的典型等剂量分布

① 4野三维适形放射治疗计划 (4F-CRT); ② 7野三维适形放射治疗计划 (7F-CRT); ③ 动态或断层调强放射治疗计划 (MIMiC); ④ 10野多叶光栅分步照射 (SMLC) 计划。

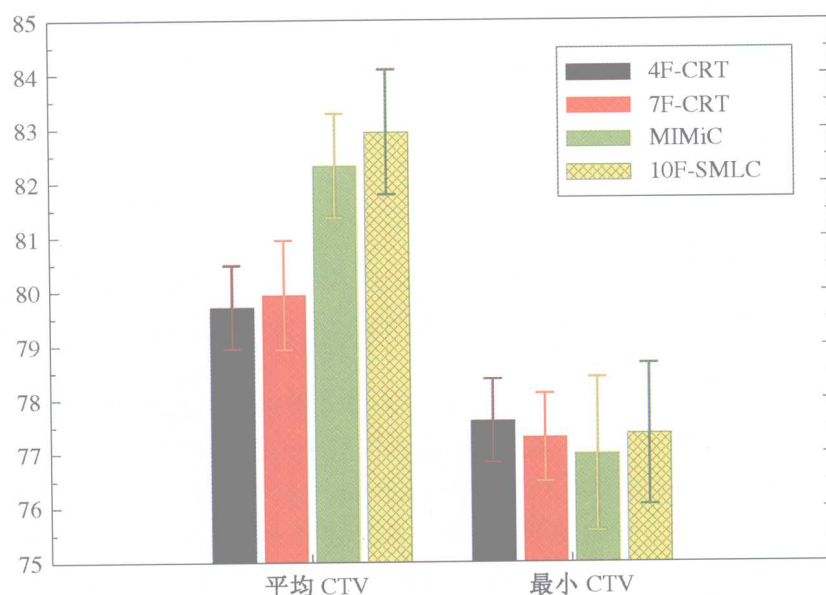


图 1-2 前列腺癌临床靶区 (CTV) 平均剂量和最小剂量在三维适形放疗与调强放疗的比较

此结果来自连续20名前列腺癌病人的放疗计划。4F-CRT (4野三维适形放射治疗计划); 7F-CRT (7野三维适形放射治疗计划); MIMiC (动态或断层调强放射治疗计划); 10F-SMLC (10野多叶光栅分步照射计划)。

平均剂量和最小剂量统计结果见图1-2。它表明当保持靶区覆盖度相同时 (最小剂量和在处方剂量水平的百分体积), 能够做到有限的剂量增加。

图1-3显示, 当剂量水平高于70 Gy时, 调强放射治疗技术保护重要器官 (直肠和膀胱) 优于三维适形放疗技术, 两者有统计学意义。据报道, 病人直肠25%体积以上接受或超过70 Gy剂量时, 其5年出现2级或2级以上并发症的可能性为37%, 而当25%或25%以下直肠体积接受此量时, 其并发症可能性为13%或更低 ($p=0.05$)³。图1-3显示相当一部分三维适形放疗计划 (4野和7野适形放疗计划) 不能满足高于70 Gy剂量的直肠体积不超过25%。而按此标准所有的调强放射治疗计划均能达到该要求, 说明调强放射治疗在剂量学上的优势。

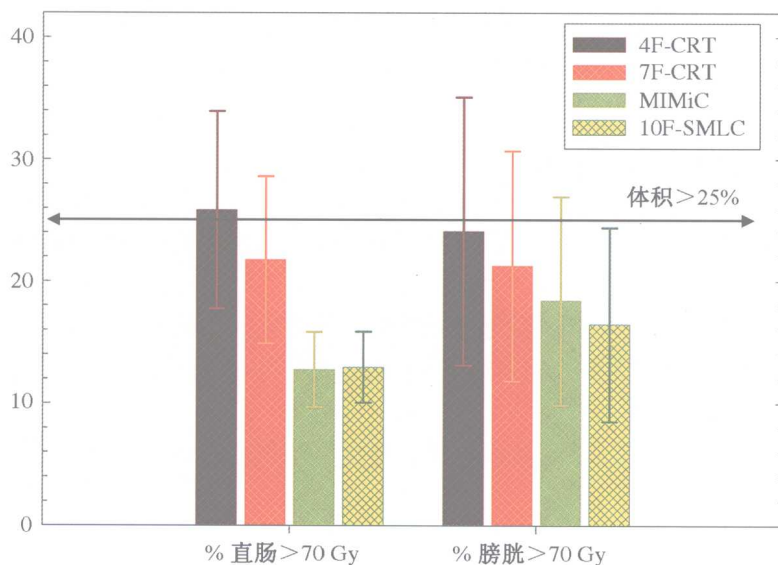


图 1-3 两个三维适形放疗计划和两个调强放疗计划对重要器官（直肠和膀胱）受量的比较

当直肠接受高于 70 Gy 剂量的体积超过 25% 时，直肠出血的危险性总体上会增加。相当一部分三维适形放疗计划（尤其是 4 野适形放疗计划）不能满足该限制，而所有的调强放疗可以满足该限制。4F-CRT（4 野三维适形放射治疗计划）；7F-CRT（7 野三维适形放射治疗计划）；MIMiC（动态或断层调强放射治疗计划）；10F-SMLC（10 野多叶光栅分步照射计划）。

1.1.3 多部位同时治疗

过去对于不同给量多靶区治疗和缩野治疗，通常是按一定顺序进行，并需要分别制订放疗计划。这种方法在治疗安排上可能不方便（例如计划之间的衔接、缩野治疗安排协调）。

而调强放疗治疗可将多个靶区（如大体原发肿块、亚临床病灶以及感兴趣的淋巴结）和多个缩野治疗的全部疗程整合在一个计划中完成^{4~9}。这种治疗方法不仅更为有效，而且由于同时考虑了不同剂量处方的相互影响，使所有剂量得到了优化。

一个整合了缩野的治疗，在降低每次正常组织受量的同时能提高每次靶体积受量，因此在放射生物学上可能会有好处。另外，较高的分次剂量还减少了照射次数，因而减少了整个治疗疗程的花费。

1.2 调强放射治疗医疗上的要求

美国放射学院（ACR）和美国放射治疗肿瘤学会（ASTRO）推荐了使用调强进行放射治疗的一些医疗上的规定。

举例来说，这些医学要求有：靶区形状不规则且与重要器官相邻；只能用窄边界包及靶区从而保护邻近的正常组织；邻近区域曾受照射；放射治疗凹形靶区需要适形剂量分布。

1.3 调强放射治疗的局限性与风险性

每当一项重大技术革新引进时，总会有很多新的情况对现有的技术或临床知识提出挑战。本书中我们通过调强放疗治疗的应用举例，解决临床放射肿瘤学中所遇的一些问题。

我们知道由于存在许多未解决的技术难题以及临床方面知识的缺乏，可能限制我们调强放疗治疗的推广应用。虽然调强放疗治疗的某些局限性可以被克服，但不恰当地使用该治疗技术所带来的风险还会很明显。我们将在以后对调强放疗治疗的一些局限性和带来的风险性进行介绍。

1.3.1 确定临床靶体积

为了运用数字化优化，调强放疗治疗需对靶体积和重要器官进行明确的定量规定。肿瘤侵犯范围和临床重要靶区的不确定性，将直接影响到肿瘤的治疗预后。

由于计划的最终剂量分布与靶区高度适形，调强放疗治疗不能接受不明确的临床靶区（CTV）和重要

器官。由于这个原因，本书以临床经验为基础，借助先进的影像技术，重点讨论如何确定临床靶区。

1.3.2 剂量-反应参数不确定性

与典型调强放射治疗相比，常规外照射放疗通常采用大而均匀的治疗野。

我们以往的临床剂量耐受经验主要来自受均匀射线照射的器官。调强放射治疗剂量可以呈陡峭的梯度分布，这对我们剂量-体积关系的临床知识是个挑战，特别是对那些内部通常存在剂量梯度变化的重要器官。

在很多病例，我们还不清楚小体积接受高剂量和大体积接受小剂量会有哪些危害。此外，在调强放射治疗时，分次剂量大小对嵌在临床靶区中推量组织的影响并不清楚。如果使用不当，可能存在增加损伤或不能获得局部控制的风险⁵。

充分地了解正常组织的放射生物学特点、剂量、剂量-体积和功能特点对调强放射治疗给量很关键。

1.3.3 确定合适的计划靶体积

各种情况的不确定性，如每日（每次与每次照射之间）的体位，体内解剖移位和变形，每次照射时的器官运动，可能会限制调强放射治疗的应用并影响其功效¹⁰⁻¹⁵。

调强放射治疗的高度适形性可能增加一部分靶区的遗漏从而引起复发的风险性，特别是对那些容易导致体位不准和移动病灶部位。

对这类临床靶区，需增大边界范围（以形成更大的计划靶区）。然而计划靶区的增大可能会增加覆盖更多邻近的重要结构，从而增加放射相关并发症的风险。

为了充分利用陡降的剂量梯度和使剂量适形紧靠靶区，调强放射治疗需由良好的固定技术和靶区定位技术支持¹⁶。

1.3.4 计划优化、剂量计算、计划评估和治疗实施中的不确定因素

典型的调强放射治疗，通过诸小“笔形”射线束实现剂量的调强和优化。这很显然对剂量测量、剂量计算和治疗实施提出了技术挑战。

当今的调强放射治疗计划和实施系统可以被视为第一代系统。因为一般说来这一系统不能应付计划优化过程中实施系统的不足¹⁷。

由调强放射治疗计划系统设计的剂量分布，可能无法从物理上获得或并不能很好地按照原意图给出。此外，临床问题数学表达的限制可能使其未能达到最好的解决结果。不完善的数学表达还可能产生意想不到的剂量分布，如在未指定的组织上出现“剂量-倾泻”（dose-dumping）效应。

调强放射治疗剂量分布可能还难以表述，这可能增加不可预见的并发症的风险。尽管这些问题中的某些问题可能会在不久得到解决，但可以想象在当前运用调强放射治疗系统，近期内存有一定风险。

2. 调强放射治疗术语

由于调强放射治疗是一项正在出现的技术，因此有必要了解一些用于调强放射治疗计划制订和实施重要术语的定义¹。

射线束单元（bixels或射线） 射线束单元是一个小的光强单元，用于分解调强射线束和强度分布优化或剂量计算。有时射线束单元又被称为“bixels”、“射线”或“笔形束”。射线束单元的强度既可以用粒子通量（fluence）单位，也可以用能量通量单位，这取决于特定的剂量计算算法。

动态多叶光栅（DMLC） 动态多叶光栅是调强放射治疗的一种给量模式，当射线出束时，动态多叶光

栅叶片连续运动改变射线束的强度。这种实施模式的优点是空间分辨率较高、给量速度快。然而,它需要射线出束与叶片位置能较精确地同步化。这种实施模式的代表是常规多叶光栅的滑窗技术或NOMOS MIMiC系统在弧形治疗模式下采用的双状态(开/关)准直器技术^{18~20}。

多叶光栅分步照射(SMLC) 是调强放射治疗的一种实施模式,在此模式中,叶片的运动仅在射线出束停止时进行,射线出束治疗时,叶片保持在其预制的位置。这种方式通常被称为分步照射(step-and-shoot)实施技术^{1,21}。

子野(segment) 是具有一定形状通过均匀强度射线的小野(通常由多叶光栅形成)。在多叶光栅分步照射中,子野是一次治疗给量的基本单元。有时一个子野又被称为一个“控制点”。

目标函数 这个函数是各种临床要求的一个数学形式。这些临床要求可能是:① 剂量相关内容,例如一个靶区或重要器官最大和最小剂量;② 剂量体积相关内容,它设定能够接受的一定剂量的一定体积;③ 剂量-反应相关内容,它通常利用有限的临床资料,将剂量要求转换成一定的临床结果。这些临床提示(结果)可能包括肿瘤控制率,正常组织并发症发生率以及等效均匀剂量,但并不限于此。

评分(score, cost) 评分是目标函数的一个数值,用于考核治疗计划的质量,是调强放射治疗优化的关键参数。

逆向计划 是个术语,用于描述一个优化过程,它将临床要求的数学表达转换为可给量的强度模式。尽管“优化”一词在使用,但不一定确保能找到临床问题真正的最优方案。在优化过程中数字化的解决方案可能会在局部陷入最小值。数字化解决方案还会受到临床问题数学表达的影响。一个有缺陷的目标函数可能导致出错或并未给临床提供最佳方案。

正向计划 正向计划是一个尝试-纠错的过程,此过程中治疗野或野剂量配比反复修改(通常是人工的)直至得到可接受的临床结果。尽管这个过程能够产生简单的野中野调强治疗,但这个过程通常用在三维适形放射治疗计划的设计。有时正向计划过程可以简单地用射线配比优化,但一般说来一个正向计划过程并不能充分利用笔形束数学优化。由于现有调强放射治疗计划系统的局限性,正向调强计划过程只对解决一些临床问题有效。例如“野中野”计划制定技术已被成功地用于乳腺癌的放射治疗计划设计,此计划目的是改善平行对穿野剂量均匀性^{22,23},在头颈和前列腺癌的治疗中也有成功例子的报道。但一般说来正向调强计划结果比逆向计划结果略差^{24,25}。

叶片序列形成和可给量的优化 叶片序列由一组叶片处在一定的位置并由治疗设备给出相应的治疗跳数(出束时间)组成。在某些调强放射治疗计划系统,优化过程被分为两个连续的步骤:第一步,产生一些理想的通量图,该通量图满足目标函数优化解决方案;然后该理想通量图被转换为可执行给量的叶片序列,这是第二步。假如优化过程没有考虑到给量系统的某些局限性(如漏线和机头散射线),最后将影响给量治疗计划的质量。有时优化过程产生的叶片序列在物理上无法给量。一个可实现的给量优化过程先要考虑叶片的限制和特性,再根据可给量的通量分布和最初的目标函数重新优化叶片序列^{26,27}。可实现的给量优化将提高调强放射治疗计划的质量或剂量的可给性。

以射线出孔为基础(aperture-based)的调强放射治疗 为了提高剂量可给性和减少给量时间,现通过将治疗野分成若干个预先定义的子野或射线出孔寻找调强放射治疗的子集合解决方案。射线出孔子野处理原则是多样化的,取决于不同的实施方法^{28~30}。当射线出孔被定义后,优化过程变为一个标准的射线配比优化,这一优化可以被迅速完成。由于以射线出孔为基础的调强放射治疗不能利用射线束单元优化,其解决方案通常比以笔束为基础的逆向计划算法方案差。

分级解决(class solution) 这个内容涉及到以往用相同的治疗技术或方法处理的类似病例经验的运用。典型的调强放射治疗分级解决方案包括为特定治疗部位设置一组固定的机架角度或者一组部分体积剂量处方量。一个临床方案,如美国放射治疗协作组(RTOG) I、II期口咽癌(RTOG H-0022, <http://www.rtog.org>)的适形和调强放射治疗研究,包括了很多重要的临床指南,但对于一个具体的调强放射治疗计划可能并无足够的治疗指导。Claus等人描述了筛窦癌分级解决的例子³¹。

多种类型影像融合 由于靶区勾画在调强放射治疗计划中是非常重要的一步,运用两个或更多的成像

技术,为治疗靶区提供更多的空间或功能信息变得更加常见。影像融合涉及到一个将不同图像上同一主题的两个或更多信号结合在一起形成一个单信号数据组的过程。在大多数情况,这种融合图像信息以轮廓结构形式被转存在 CT 图像数据库,以备调强放射治疗计划设计调用。

影像配准 (registration) 这是一个寻找几何转换过程。几何转换是将一个影像在空间上精确与另一个影像相对应。影像配准常常用于一种和多种类型影像的融合。

医学数字化成像和通讯 (DICOM) 这是一个医学影像传送和管理 (<http://medical.nema.org/>) 的标准协议。大多数诊断影像都借助于最新的 DICOM 3.0 协议从一个系统向另一个系统传送,该协议由美国放射学院和国家电器生产协会共同参与维护。

放疗中的医学数字化成像和通讯 (DICOM RT) 这是数字化成像和医疗通讯协议在放射治疗的延伸。当今放疗工作目标包括:放疗部位的确定(在影像上对每一个已命名的结构标上轮廓线),放疗影像(如数字化图像重建放射影像和照射野影像),放疗计划(如治疗各种参数包括机架角度,准直器设置,剂量跳数,多叶光栅叶片位置)和放疗剂量(计算剂量模型),但并不限于此。

3. 调强放射治疗过程

调强放射治疗的一般过程如图 1-4 所示。其执行细节可能取决于设备本身或剂量给量系统,但一般流程相似。调强放射治疗过程可分为四个连续阶段:靶区勾画、治疗计划设计与优化、质量保证和治疗给量,每个阶段的内容将在以后详细解释。

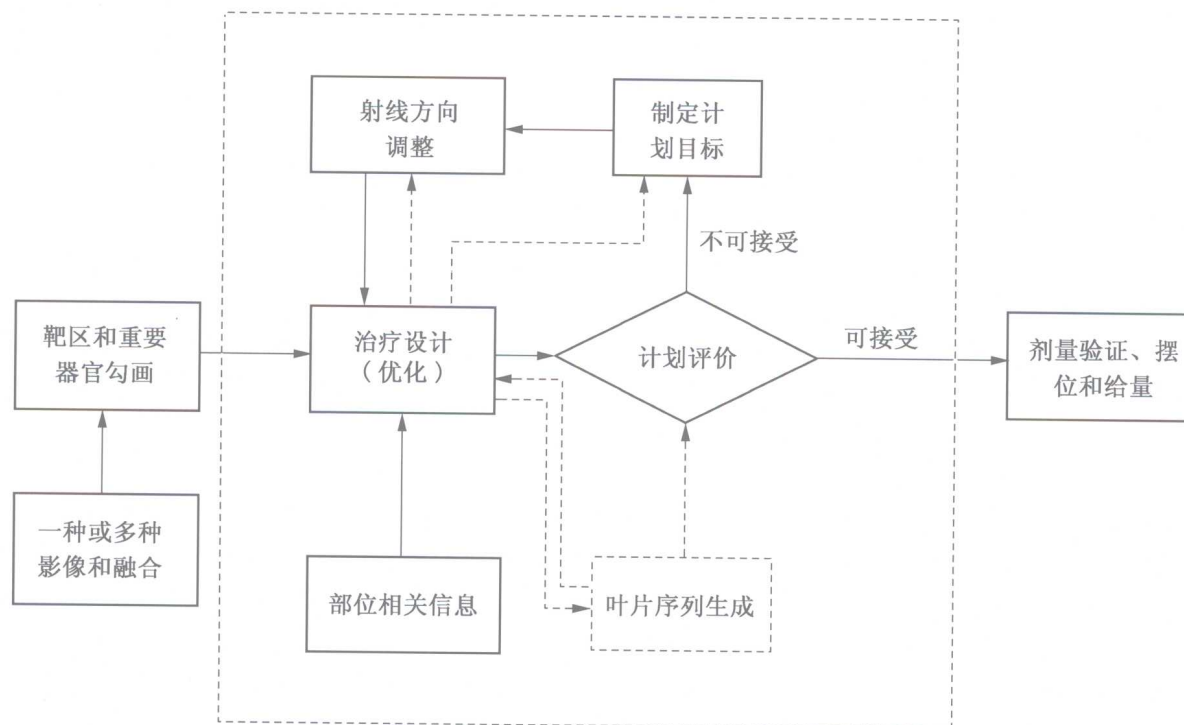


图 1-4 调强放射治疗计划制订和给量过程

调强优化过程的核心(粗虚线框)。优化路线可以选择或者正在改进中(点化箭头和方框)。