

高等医药院校规划教材

供医学影像技术及相关专业使用

放射治疗技术

主 编 张晓康 周晓东



科学出版社

高等医药院校规划教材
供医学影像技术及相关专业使用

放射治疗技术

主 编 张晓康 周晓东

副主编 刘永胜 曹 琰 姚志峰

编 委 (按姓氏笔画排序)

王木生 江西卫生职业学院

白立克 辽宁省阜新矿业集团总医院

任金山 南阳医学高等专科学校

刘永胜 湖北省肿瘤医院

张晓康 辽东学院医学院

周玫娟 商丘医学高等专科学校

周晓东 襄阳职业技术学院

姚志锋 南京医科大学附属第二医院

曹 琰 山东医学高等专科学校

科 学 出 版 社

北 京

· 版权所有 侵权必究 ·

举报电话：010-64030229；010-64034315；13501151303（打假办）

内 容 简 介

本书共九章。第一章概论，简要介绍了放射治疗技术的概念、研究内容及发展简史；第二章、第三章介绍了学习放射治疗技术的物理学和生物学基础；第四章介绍了目前常用的放射治疗设备；第五章、第六章对基本放射治疗技术和特殊照射技术作了重点阐述；第七章、第八章对放射治疗计划设计、执行及放射治疗质量的保证作了简要叙述；第九章重点介绍了临床常见放射治疗实例。本书在内容上注重与其他专业课程之间的紧密联系，使学生具备较为系统的、扎实的放射治疗技术基础理论和基本知识，具备较强的放射治疗技术基本技能，为学生毕业后从事临床放射治疗技术岗位奠定基础。

本书供医学影像技术及相关专业的学生使用。

图书在版编目（CIP）数据

放射治疗技术 / 张晓康, 周晓东主编. —北京: 科学出版社, 2017.1
高等医药院校规划教材
ISBN 978-7-03-051025-9

I. 放… II. ①张… ②周… III. 放射治疗学—医学院校—教材 IV. R815
中国版本图书馆 CIP 数据核字(2016)第 294875 号

责任编辑: 丁海燕 / 责任校对: 李 影
责任印制: 赵 博 / 封面设计: 铭轩堂

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>

保定市中华美凯印刷有限公司 印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2017 年 1 月第 一 版 开本: 787×1092 1/16

2017 年 1 月第一次印刷 印张: 23 1/2

字数: 557 000

定价: 69.80 元

(如有印装质量问题, 我社负责调换)

前 言

《放射治疗技术》是由科学出版社组织编写，供高职高专医学影像技术专业使用的教材。编者在参考其他同类教材的基础上，根据医学影像技术专业人才培养目标，结合教学实际和临床实践，以“必需、够用、实用”为原则取舍内容，删繁就简。全书整体上强调“三基”，即基础理论、基本知识和基本实践技能；体现“五性”，即思想性、科学性、先进性、启发性、适应性；以进一步突出医学影像技术专业的教育教学特点，使教材更加符合培养实用型人才的要求。

本书共九章。第一章概论，简要介绍了放射治疗技术的概念、研究内容及发展简史；第二章、第三章介绍了学习放射治疗技术的物理学和生物学基础；第四章介绍了目前常用的放射治疗设备；第五章、第六章对基本放射治疗技术和特殊照射技术作了重点阐述；第七章、第八章对放射治疗计划设计、执行及放射治疗质量的保证作了简要叙述；第九章重点介绍了临床常见放射治疗实例。本书在内容上注重与其他专业课程之间的紧密联系，使学生具备较为系统的、扎实的放射治疗技术基础理论和基本知识，具备较强的放射治疗技术基本技能，为学生毕业后从事临床放射治疗技术岗位奠定基础。

本书以医学影像技术专业高职高专教学为基础，是根据临床实际需要编写，可以作为在职培训教材和临床实践参考用书。本书参编者均来自经验丰富临床一线的放射治疗科医生、技师和从事多年放射治疗技术教学的老师。在整个编写过程中，科学出版社及编者所在的单位给予了多方面的关心、支持和帮助，在此一并致谢。同时，对于那些为本书提出许多宝贵意见和建议的专家、教师、医务工作者，以及为本书累积经验和提供参考的其他同类教材的编写人员，表示最诚挚的敬意和衷心的感谢。

放射治疗技术的发展日新月异，由于编者经验和水平有限，书中不足之处在所难免，敬请读者批评指正，以便再版时修改。

张晓康 周晓东

2016年8月

目 录

第一章 概论	1
第一节 放射治疗技术发展简史	1
第二节 放射治疗在肿瘤治疗中的作用	3
第三节 放射治疗技术发展趋势	5
第二章 放射物理学基础	9
第一节 基本概念	9
第二节 常用射线的物理特性	12
第三节 射野剂量学	15
第四节 处方剂量计算	28
第三章 放射生物学基础	31
第一节 放射生物学的基本概念	31
第二节 临床放射生物学效应	36
第三节 放射治疗的时间、剂量分割方式	43
第四章 常用放射治疗设备	49
第一节 X 射线治疗机	49
第二节 ^{60}Co 治疗机	53
第三节 医用电子直线加速器	62
第四节 立体定向放射治疗设备	147
第五节 模拟定位机	162
第六节 射野挡块与体位固定设备	171
第七节 治疗验证与剂量检测设备	183
第五章 基本放射治疗技术	204
第一节 体位固定技术	204
第二节 远距离照射技术	211
第六章 特殊照射技术	218
第一节 立体定向照射技术	218
第二节 不规则照射野与楔形野照射技术	226
第三节 相邻野和切线野照射技术	231
第四节 三维适形和调强放疗技术	233
第五节 图像引导的放射治疗技术	240

第七章 放射治疗计划设计与执行	247
第一节 放射治疗计划的设计	247
第二节 放射治疗计划的验证与确定	253
第三节 放射治疗计划的执行	255
第四节 放射治疗的反应与损伤	258
第八章 放射治疗质量的保证	270
第一节 放射治疗质量保证的重要性	270
第二节 放射治疗设备的质量保证	273
第九章 临床常见放射治疗实例	276
第一节 头颈部肿瘤	276
第二节 胸部肿瘤	298
第三节 腹部肿瘤	323
第四节 盆腔肿瘤	332
第五节 神经系统肿瘤	351
参考文献	363
附录 放射治疗技师操作基本规范(草案)	364

第一章 概 论

第一节 放射治疗技术发展简史

一、放射治疗技术的概念与研究内容

放射治疗（简称放疗）技术是以放射物理学和放射生物学等知识为基础，以光子束、粒子束等放射线为能量源，以放射治疗计划为依据，通过放射治疗设备、技术手段和方法的综合应用与实施，对恶性肿瘤等疾病进行治疗的一门临床学科。

放射治疗技术以放射物理学、放射生物学、放射剂量学、肿瘤学、医学影像学、计算机技术等学科的新理论、新技术成果的引入与转化，以放射治疗方式、方法、手段的改进与优化，以放射治疗疗效的提高作为自己的研究内容。

在医学临床上，放射治疗技术在对恶性肿瘤等疾病进行治疗的过程中并不是孤立存在的。在学科上，它是伴随着放射治疗学的形成而形成并服务于放射治疗学的。在岗位上，它是与放射治疗医师、放射物理师协同工作的。在此过程中，放射治疗技术对放射治疗计划的执行实施是否正确、实施过程是否准确、实施技术是否精确，直接关系到放射治疗的最终疗效。

放射治疗技术可分为常规放射治疗技术、特殊放射治疗技术、模室技术和放射治疗的质量保证四个方面。

放射治疗技术与放射治疗学一样遵循最彻底地杀灭肿瘤组织、最大限度地保护正常组织和器官的结构与功能的总原则，以努力提高患者的长期生存率和改善生存质量为目的，以提高治疗增益比为基本目标。

二、放射治疗技术发展简史

放射治疗技术的发展始终是伴随着科学技术学的发展而发展、围绕着放射治疗目标的实现而前行的。在近 120 年的发展史上，若以放射治疗设备的发展为主线，可以将其分为三个时代，即 X 线治疗机时代、 ^{60}Co 治疗机时代、加速器治疗时代。

（一）1895~1898 年的三个发现及应用是放射治疗及技术形成的直接原因

1895 年 11 月，德国物理学家伦琴在做阴极射线管放电实验时意外发现了 X 线；1896 年 1 月，法国物理学家贝可勒尔又发现了含铀盐的矿物质也能产生放射线；两年之后的 1898 年 12 月，著名物理学家居里夫妇从近百吨的废矿渣中成功地分离出了镭，并首次提出了“放射性”的概念。三个发现与应用及在此过程中出现的放射生物学效应，是催生放射治疗及技术形成的直接原因。

（二）1899~1950 年是放射治疗技术从试验阶段走向临床普及的 X 线治疗机时代

X 线等放射源被发现后，随着放射诊断学的发展，有人提出了将放射线用于治疗的设计

想。据史料记载,1899年,临床医生开始尝试用X线治疗皮肤癌,1902年用X线治疗皮肤癌取得了良好的疗效。1920年,由于200kV级X线治疗机的诞生及进入临床,开始了深部X线治疗的探索。至20世纪20年代中期,临床放射治疗才成为一门明确的医学专科,此后用X线治疗喉癌取得了令人满意的疗效。但是受到当时科学技术发展的水平,尤其是人们对放射线的物理性质、肿瘤的生物学特性及放射生物效应认识的限制,放射治疗主要局限于浅表肿瘤。放射治疗反应、放射损伤对医检双方的影响,成了放射治疗技术发展路上的拦路虎,此后,放射治疗技术在起伏中前行,直至1951年,又一种新型放射治疗设备的问世。

(三)1951年, ^{60}Co 远距离治疗机的问世及多学科的发展,放射治疗技术进入了 ^{60}Co 治疗机时代

“第二次世界大战”的发生及战后军事工业技术的快速发展尤其是人类和平利用原子能研究的进步,使放射物理学、放射医学得到了突飞猛进的发展。1951年,加拿大生产的第一台 ^{60}Co 远距离治疗机问世。由于该机与此之前的深部X线治疗机相比,具有能量上的大幅提高等明显优势,使得 ^{60}Co 远距离治疗在放射治疗中很快成为主流并得到了快速发展,使放射治疗技术在扩大适应证、减轻患者放射治疗反应、提高放射治疗效果、改善生存质量等方面都取得了显著进步。

(四)1952年,世界上第一台8MV固定型射频微波直线加速器的安装及1953年的投入使用,放射治疗技术进入了加速器治疗时代

据记载,1952年,世界上第一台8MV固定型射频微波直线加速器在英国哈默·史密斯(Hammer Smith)医院安装,1953年治疗了第一位患者。1968年,美国成功制造出可直立安装于机头内的驻波型电子直线加速器。20世纪70年代末,瑞典Scanditronix公司率先推出了医用电子回旋加速器,并在欧洲的肿瘤治疗中心开始安装使用,成为医用高能加速器的发展方向。20世纪80年代初,近距离放射治疗机研制成功并进入放射治疗临床,随着一些新的放射源的不断开发应用,加速器在粒子加速后的粒子种类、能量高低、轨道形状和加速电场所在频段性能等方面的不断改进,放射治疗的疗效发生了质的飞跃,放射治疗进入了超高压射线治疗良恶性肿瘤等疾病的新时代。至20世纪80年代末,随着CT、模拟定位机等放射治疗设施先后进入放射治疗临床并不断完善,近代放射治疗的完整体系已经形成。

20世纪50年代至70年代相继问世,并影响至今的立体定向放射治疗技术、适形放射治疗、适形调强放射治疗及三维放射治疗计划系统,是放射治疗发展史上的重要篇章。

1951年,一直困扰人们的颅内肿瘤精确定位及放射治疗问题,在瑞典以立体定向放射外科的概念被提出。1968年,世界上首台颅脑 γ 刀在瑞典研制成功。1985年,有人将改造的医用直线加速器引入到立体定向放射外科领域内并发明了颅脑X刀。1996年,瑞典的一家医院研制成功了世界首台体部X刀。从此立体定向放射外科治疗技术便逐步引入了放射治疗的概念,立体定向放射治疗技术体系由此创立。 γ 刀、X刀对于治疗颅内不能手术的脑肿瘤和颅内动、静脉畸形等良性疾病开辟了全新的途径。

20 世纪 60 年代中期, 日本学者高桥及松田提出了“原体照射”即后被称为适形放射治疗的概念, 并在 1965 年提出用多叶准直器的方法实现适形放射治疗。也有人先后尝试用同步挡块法、循环扫描法及重力挡块法进行适形放射治疗。随着计算机技术的快速发展、医学影像技术的引入, 有力地促进了适形放射治疗的进步。在此基础上发展形成的三维适形放射治疗 (3D-CRT) 极大地改变了当时的常规放射治疗的现状。

20 世纪 70 年代, 瑞典学者在总结适形放射治疗的基础上, 又进一步提出了适形调强放射治疗 (IMRT) 的概念。IMRT 着重解决了照射野的形状与病变形状一致、照射野内的病变各点剂量均匀两大难题, 奠定了精确定位、精确计划、精确摆位、精确照射的发展方向, 发展至今已成为放射治疗的主流。

在放射治疗计划制定中的放射治疗剂量计算方面, 自 20 世纪 60 年代以来, 随着计算机技术的快速发展, 放射治疗计划的制订从开始的手工计算发展到后来的单片机计算, 再到程控治疗计划系统, 再到将三维剂量计算和显示方法引入治疗计划系统。至 1978 年, 真正具有临床意义的三维放射治疗计划系统研制成功, 标志着放射治疗剂量的计算进入了三维治疗计划的新时代。

在放射治疗的照射方式方面, 外照射在很长的时间段内是主要方式。相比之下的组织间及腔内照射, 主要局限于舌癌和宫颈癌的治疗。至 20 世纪 80 年代, 近距离治疗的精度得到了极大的提高, 人体正常组织的防护和剂量分布均得到了明显改善。后装技术的进一步发展, 使近距离放射治疗的适应证进一步扩大, 效果进一步提高。

进入 21 世纪后, 放射治疗技术得以快速发展, 其中图像引导放射治疗 (IGRT), 以其显著的优势快速进入一线肿瘤放射治疗临床。IGRT 是在三维放射治疗技术的基础上加入时间因数后形成的一种四维放射治疗技术。它应用当代先进的医学影像设备, 在患者放射治疗体位下对患者肿瘤组织及其周围正常组织器官进行实时监控、在修正各种误差后作出相应的精确调节。有效解决了原来困扰放射治疗临床的靶区不确定性问题, 使得放射治疗疗效明显提高, 正常组织的损伤大大减少, 被称为放射治疗学史上的一次变革。

我国的放射治疗技术约起步于 1932 年, 走的是一条从放射治疗设备引进消化、仿造到自主研发、生产、应用的放射治疗技术的大国发展之路。

纵观近 120 年放射治疗技术的发展历史, 我们可以发现, 在 19 世纪末的三个重大发现作为动力源形成后, 放射治疗技术的发展始终以世界前沿科技的发展为推力, 以放射物理学、放射生物学、放射剂量学、肿瘤学、医学影像学、医学影像设备学、计算机技术等学科为基础并以其新理论、新技术成果的引入与转化为手段而不断前行。

因此, 作为后来人, 我们应从学习放射治疗技术发展的历程中总结经验, 探索规律, 以推动放射治疗技术的发展为己任, 为推动放射治疗技术的创新发展做出自己的贡献。

第二节 放射治疗在肿瘤治疗中的作用

一、治疗效果

放射治疗虽说是治疗恶性肿瘤等疾病的一门临床学科, 但从诞生的早期开始, 就将治疗恶性肿瘤作为自己最重要的目标。研究发现, 人体正常组织细胞和肿瘤组织细胞的生物学特性是有区别的。正常细胞群和肿瘤细胞群在同时接受射线照射并造成损伤后, 其修

复过程及程度是有差异的，这种差异被认为是放射治疗肿瘤的机制依据。

目前，恶性肿瘤的治疗虽然已进入到综合治疗时期，但作为治疗恶性肿瘤具有确定疗效的三大手段（手术、放射治疗和化学药物治疗）之一，放射治疗作为局部治疗方法，在适应证广，能作为部分单独治愈手段，既能保存形态、功能又能提高生存率三个方面的优势是明显和独特的，治疗效果是肯定的。

据统计，有 60%~70% 的恶性肿瘤患者需要接受放射治疗。在常见恶性肿瘤的放射治疗中，精原细胞瘤的 5 年生存率最高，达到了 90%~95%，宫颈癌的 5 年生存率为 55%~65%，而 5 年生存率较低的食管癌，近年也达到了 8%~16%，见表 1-1。

表 1-1 国内外常见恶性肿瘤放射治疗的 5 年生存率统计表

肿瘤名称	生存率 (%)	肿瘤名称	生存率 (%)
食管癌	8~16	前列腺癌	55~60
上颌窦癌	22~25	宫颈癌	55~65
膀胱癌	25~35	霍奇金病	70~75
鼻咽癌	40~50	视网膜细胞瘤	50~95
扁桃体癌	40~50	精原细胞瘤	90~95

二、放射治疗在肿瘤综合治疗中的应用

（一）放射治疗与手术治疗的联合应用

1. 术前放射治疗

（1）目的：利用放射治疗的优势，通过放射治疗+手术治疗的顺序组合，提高手术疗效。

（2）优点：①有效地杀灭肿瘤周围亚临床病灶内的肿瘤细胞，缩小肿瘤体积，提高手术切除率。②降低肿瘤的分期，减少手术中肿瘤细胞播散的风险。

（3）缺点：①常可影响其组织病理学诊断。②部分存有远处转移的患者，不能从中受益。

在局部晚期食管癌、肺癌、直肠癌等临床实践中，术前放射治疗的作用早已得到证实。

2. 术后放射治疗

（1）目的：利用放射治疗的优势，通过手术治疗+放射治疗的顺序组合，提高手术疗效。

（2）优点：有效地杀灭手术野内可能残留的肿瘤细胞，降低局部复发率。

（3）缺点：①不能减少术中肿瘤的种植。②降低照射区域内组织的放射敏感性。

3. 术中放射治疗

（1）目的：利用手术野的开放性及电子线的特性，通过手术治疗+放射治疗的顺序组合，提高手术疗效。

（2）优点：通过避开前面正常组织，近距离、大剂量的直接照射，更有效地杀灭手术野内可能残留的肿瘤细胞，降低局部复发率。

（3）缺点：①一次性大剂量的照射，难以准确把握照射剂量。②常需与术后外照射配合应用。

(二) 放射治疗与化学治疗(简称化疗)的联合应用

1. 诱导化疗

(1) 目的: 通过化疗缩小瘤体, 从而在放射治疗时缩小照射野, 提高局部的照射剂量, 从而更好地保护正常组织。

(2) 适用肿瘤: 恶性淋巴瘤、肾母细胞瘤等。

2. 同步放化疗

(1) 目的: 通过利用同步放化疗可以杀灭、抑制某些局部进展期肿瘤的特性, 提高疗效。

(2) 适用肿瘤: 局部进展期的头颈部肿瘤。

(3) 注意事项: 同步放化疗时, 副作用较大, 应审慎选择进行。

3. 序贯放化疗

(1) 目的: 通过利用先放射治疗后化疗或先化疗后放射治疗, 而后再化疗可以提高患者耐受性的特性, 提高疗效。

(2) 适用肿瘤: 胃癌、食管癌、肺癌等。

放疗、化疗联合应用, 经受了肿瘤治疗临床的长期实践, 疗效确定。

(三) 放射治疗与热疗的联合应用

1. 热疗与放射治疗综合治疗的理论依据

(1) 实验证实, 肿瘤细胞对温热的敏感性要高于正常组织细胞。并且热对乏氧细胞的杀灭能力与足氧对乏氧细胞的杀灭能力相同。

(2) 热疗不仅能减少放射线的氧增强比(OER), 还能选择性地作用于细胞周期中对放射线抗拒的S期细胞, 并提高其对放射线的敏感性。

(3) 热疗可抑制放射性损伤的修复并延迟亚致死损伤(SLD)的修复。

(4) 当温度高于41.5℃时, 表现为对潜在性致死性损伤(PLD)修复的抑制。

2. 热疗与放射治疗联合应用的目的 通过热疗与放射治疗的联合应用, 增强机体对肿瘤杀灭、抑制的能力, 提高治疗疗效。

3. 热疗与放射治疗的顺序和时间间隔

(1) 热疗与放射治疗的先后顺序问题: 理论研究对此有不同的观点。热疗在前的观点认为, 先热疗可先杀灭肿瘤组织内的乏氧细胞和S期细胞, 从而为后来的放射治疗杀灭残留的肿瘤组织提供良好条件。而放射治疗在前的观点则认为, 先发挥放射治疗对肿瘤组织杀灭的特有优势, 再通过加热杀灭肿瘤组织中的乏氧细胞及S期细胞, 并阻止放射性损失的修复、固定SLD和PLD, 使其成为致死性损伤。

(2) 肿瘤治疗临床的观点: 大量的肿瘤治疗临床实践认为, 热疗与放射治疗的顺序改变, 似乎并不能改变疗效。但得出热疗与放射治疗之间的间隔时间却能影响疗效。并从实践中得出结论: 当热疗和放射治疗同步进行时, 可获得最大的热增强比, 并且二者之间的时间间隔控制在4小时内为宜。否则, 疗效则不佳。

第三节 放射治疗技术发展趋势

在近120年的放射治疗学发展史上, 放射治疗技术的发展始终是以更好地服务于放射

治疗学并伴随着科学技术的发展而发展的。展望未来，我们从精确放射治疗技术的开展、非常规放射治疗技术的应用、放射性核素靶向治疗技术的实践、对个体化放射治疗的认识四个方面进行以下讨论。

一、精确放射治疗技术的开展

（一）选择原因

精确放射治疗是放射治疗未来发展的方向。

（二）内容

精确放射治疗技术主要包括立体定向放射治疗技术、三维适形放射治疗技术、适形调强放射治疗技术三个方面。

（三）分述

1. 立体定向放射治疗技术 自1951年以概念的形式提出，到1968年世界上首台颅脑 γ 刀问世，再到1985年的颅脑X刀、1996年的世界首台体部X刀，立体定向放射治疗技术经过几十年的探索，在治疗颅内不能手术的脑肿瘤和颅内动、静脉畸形等方面已积累了许多成功经验。但在应用中遇到的诸如肿瘤的局部控制率问题、放射生物学中的远期并发症问题及远处转移问题，是该技术下一步发展攻关的重点，寄希望在人们的不懈努力下，立体定向放射治疗技术会有突破性的进步。

2. 三维适形放射治疗技术 20世纪60年代提出的适形放射治疗概念，随着直线加速器的多叶准直器和高压影像设备的应用，尤其是近几年立体定向X刀电子计算机芯片设计程序的应用，解决了芯片对多叶光栅不能同步控制适形变化的困扰，使得3D-CRT技术实用性明显增强。如今，三维适形放射治疗的实施主要依靠多叶光栅系统、三维放射治疗计划系统、计算机控制的放射治疗机、定位固定和验证系统4个方面的技术支持。有理由相信，随着计算机技术等科技的进步，多叶光栅同步控制适形变化的技术水平会进一步得到提升，4个技术方面的配合将更进一步完善。本技术通过常规分割、超分割、加速超分割及低速分割来完成目前一般的常规放射治疗机所不能完成的任务。

3. 适形调强放射治疗技术 20世纪70年代发展而来的适形调强放射治疗（IMRT）技术，作为一种理想的放射治疗技术，着重解决了照射野的形状与病变靶区投影形状始终保持一致，并且使多叶光栅还能对照射野内诸点的输出剂量率按照放射治疗方案保持动态式调整，从而奠定了精确放射治疗的基础，成为新一代放射治疗技术发展的主流。

IMRT若解决了治疗计划的优化或逆向设计、医学影像的快速三维重建、高精度的三维剂量计算模式、功能强大的IMRT实施设备这些制约其发展的关键技术，相信其增益比将会有一个新的提高。

二、非常规放射治疗技术的应用

（一）非常规放射治疗技术应用的背景

放射治疗学在努力提高肿瘤局部控制率及治疗增益比的过程中，依靠临床放射生物学

的研究成果,对人类肿瘤细胞增殖的特性及单次分割剂量,对正常晚期反应组织放射损伤发生率的影响有了新的认识,寄希望通过改变分割方式来有效提高肿瘤局部控制率和最大限度降低晚期反应。

(二) 非常规放射治疗技术的发展

按临床放射生物学的观点,放射治疗是利用富含氧的正常组织和含乏氧细胞多的肿瘤组织间对亚致死性损伤修复差别的累积而达到治疗目的的。而超分割放射治疗就是使这种差别累积不断扩大,从而杀死更多的肿瘤细胞而达到提高肿瘤的局部控制率及治疗增益比的。非常规分割放射治疗技术在这一思路中开发出了超分割、加速超分割等治疗新技术。

非常规放射治疗技术的未来发展,是围绕阻碍目前提高肿瘤局部控制率及治疗增益比的具体因素,在更进一步有效识别人体不同肿瘤细胞的增殖规律和怎样降低放射治疗反应及并发症发生的概率方面展开。

三、放射性核素靶向治疗技术的实践

(一) 放射性核素靶向治疗技术应用的背景

放射性核素靶向治疗技术是指利用载体或采取介入手段,将用于治疗放射性药物定向运送到病变组织和细胞,通过该处组织与细胞主动摄取放射性药物,使放射性核素的照射剂量主要聚集于病灶内,从而达到破坏或抑制病变细胞的方法。该法具有优于传统放射治疗和化疗对肿瘤细胞选择性杀伤的特点,因而对周围组织的损伤很小。这一方法综合了放射治疗和靶向治疗的优势。

靶向治疗是肿瘤综合治疗中的重要内容。除了放射性核素靶向治疗外,还有靶向化疗等。

(二) 放射性核素靶向治疗技术的发展

在我国,放射性核素靶向治疗作为一项新技术,目前开展的比较成熟的主要有甲状腺疾病、骨病、神经内分泌肿瘤、皮肤病等,其中包括甲状腺癌、嗜铬细胞瘤、晚期肺癌及肿瘤骨转移等肿瘤的治疗。推动放射性核素靶向治疗技术走向规模化和研制适用于靶向内照射治疗的核素是今后工作面临的重点任务。

四、对个体化放射治疗的认识

(一) 个体化放射治疗的背景

作为肿瘤治疗中的一种局部控制治疗手段,放射治疗的适应证虽然比较广,但也还是有其局限性。在对其局限性的认识中,人们常把肿瘤组织细胞对放射的敏感性作为是否适宜放射治疗及放射治疗预后的重要指标。

20世纪80年代,放射生物学根据当时的放射治疗发展需要,将细胞内在的放射敏感性差别作为重点研究对象。所谓放射敏感性是指受照射肿瘤组织对放射线反应不同的特

性。很早人们就认识到，不同病理类型的肿瘤组织对射线具有不同的放射敏感性，并以此将其大致分为敏感、中度敏感、低度敏感、不敏感四类。但随着认识的深入，人们发现人体肿瘤组织的放射敏感性不仅与组织细胞的内在因素有关，还与肿瘤的生长部位、大小、肿瘤组织内微血管的再生和分布甚至个体差异等多种因素有关。

（二）个体化放射治疗的发展

细胞作为组成人体的基本结构和功能单位，在放射敏感性上还有许多需要我们探索研究的地方。这方面主要开展了肿瘤组织细胞内的细胞水平、染色体水平、DNA 分子水平、基因水平与放射敏感性的个体化研究，取得了一些新成果并逐步用于肿瘤放射治疗临床实践中。

（周晓东）

第二章 放射物理学基础

第一节 基本概念

一、吸收剂量

吸收剂量 D 是度量射线能量在介质中被吸收的物理量, 定义为单位质量受照物质所吸收的辐射能量。它不仅反映射线的性质 (能量、射线种类), 也反映了射线与物质的相互作用的程度, 其大小取决于吸收介质的性质, 不同种类的物质吸收辐射的能力不同, 用相同的照射量照射不同的物质, 其吸收剂量不同。

吸收剂量的 SI 单位为 J/kg , 其专用名称为戈瑞 (Gray, 符号为 Gy), 1Gy 表示射线传递给 1kg 介质的辐射能量为 1J , 即 $1\text{Gy}=1\text{J/kg}$ 。以往吸收剂量曾用拉德 (rad) 做单位, $1\text{Gy}=100\text{rad}$, 也有使用 Gy 的百分单位 (cGy) 表示吸收剂量, $1\text{Gy}=100\text{cGy}$ 。

$$D=dE/dm \quad (2-1)$$

吸收剂量率是指单位时间 dt 内物质吸收剂量的增量 dD , 即 dD/dt 。单位是 Gy/s 。

二、照射量

照射量 X 是度量辐射场的一种物理量, 定义为 X 射线或 γ 射线在单位质量空气中释放出的所有次级电子, 当它们完全被阻止在空气中时, 在空气中产生的同一种符号的离子的总电荷量。它反映光子辐射本身的性质, 即在某点空气中产生电离的能力。

照射量的 SI 单位用 C/kg 表示。 1C/kg 表示 X 线或 γ 射线照射 1kg 质量空气后产生的同一种符号的离子的总电荷量为 1C 的照射量。 $1\text{C}=6.25 \times 10^{18}$ 个电子所带的电荷量。以往照射量曾以伦琴 (R) 为单位, $1\text{R}=2.58 \times 10^{-4}\text{C/kg}$

$$X=dQ/dm \quad (2-2)$$

照射 (量) 率是指单位时间内照射量的增量, 单位是 $\text{C}/(\text{kg} \cdot \text{s})$ 。

三、当量剂量

当量剂量 H_T 等于某一组织或器官 T 所接受的平均吸收剂量 $D_{T,R}$ 经过辐射质为 R 的辐射权重因子 ω_R 加权处理的吸收剂量。

$$H_T=\sum \cdot D_{T,R} \quad (2-3)$$

当量剂量的 SI 单位是 J/kg , 专用名为希沃特 (Sievert), 符号为 Sv , $1\text{Sv}=1\text{J/kg}^{-1}$ 。当量剂量是描述辐射防护剂量学的基本的量, 是严格意义上的吸收量。应该指出, 当量剂量只限于在辐射防护所涉及的剂量范围内使用。

当量剂量率指单位时间 dt 内当量剂量的增量 dH_T , 即 dH_T/dt , 单位是 Sv/s 。

四、与照射野相关的概念

1. **放射源 (S)** 在没有特别说明的情况下, 一般规定为放射源前表面的中心, 或产生辐射的靶面中心。

2. **射线中心轴** 射线束的中心对称轴线。

3. **照射野中心轴** 表示射线束的中心轴线, 临床上一般用放射源 S 穿过照射野中心的连线作为照射野中心轴。

4. **照射野** 射线束经准直器后垂直通过模体的范围, 用模体表面的截面大小表示照射野的面积。临床剂量学中规定模体内 50% 同等剂量曲线的延长线交于模体表面的区域定义为照射野的大小。

5. **光学野** 临床上为治疗摆位方便, 用内置灯光来模拟射线所产生的照射野, 必须定期进行照射野与光学野一致性验证。

6. **参考点** 规定模体表面下照射野中心轴上某一点作为剂量计算或测量参考的点, 表面到参考点的深度记为 d_0 。400kV 以下的 X 射线, 参考点取在模体表面 ($d_0=0$), 对高能 X 或 γ 射线, 参考点取在模体表面下照射野中心轴上最大剂量点位置 ($d_0=d_m$), 该位置随能量而变化并由能量决定。

7. **校准点** 在照射野中心轴上指定的用于校准的测量点, 模体表面到校准点深度记为 d_c 。

8. **源皮距 (SSD)** 放射源到模体表面照射野中心的距离。

9. **源瘤距 (STD)** 放射源沿照射野中心轴到肿瘤病灶中心的距离。

10. **源轴距 (SAD)** 放射源到机架旋转轴或机器等中心的距离。

五、与剂量学相关的概念

1. **百分深度剂量 (PDD)** 定义为在照射野中心轴上, 模体内某一深度 d 处的吸收剂量率与参考深度 d_0 处的吸收剂量率的百分比。

$$\text{PDD} = \frac{\dot{D}_d}{\dot{D}_{d_0}} \times 100\% \quad (2-4)$$

2. **最大深度剂量 (D_m)** 在临床实际应用中, 一般将参考点取在照射野中心轴上的最大剂量点处 (D_m), 则此时的百分深度剂量称为最大深度剂量。

3. **剂量建成效应** 高能放射线进入人体后, 在一定的初始深度范围内, 其深度剂量逐渐增大的效应称为剂量建成效应。

4. **剂量建成区** 由剂量建成效应形成的最大剂量处的深度常被作为剂量参考点, 从照射野表面到最大剂量处的深度区域称为剂量建成区。

5. **等剂量曲线** 射线束在一定组织深部中心轴处的剂量最高, 远离中心轴则逐渐减弱, 把不同深度但相同剂量的各点连成一线称为等剂量曲线。

6. **组织空气比 (TAR)** 在固定野照射时, 由于照射野面积和源皮距固定, 照射野中心轴上任何深度的剂量均可通过某种能量射线的百分深度剂量表查得。但当用放射源以肿瘤为中心旋转治疗时, 由于人体体表曲面的不规则和肿瘤不在体内中心部, 其源皮距、入射野面积和皮肤量 (或最大参考点剂量) 均在不断改变, 只有放射源到肿瘤中心 (旋转中

心) 距离即源瘤距 STD 和肿瘤中心水平的面积是固定的, 因此不能用计算固定野照射的肿瘤剂量方法来计算旋转治疗时的肿瘤剂量, 利用组织空气比 (TAR) 概念可很容易地计算出旋转中轴的剂量。TAR 的定义为: 体模内线束中心轴深度 d 处 (SAD 固定) 的剂量 \dot{D}_t 与空间同一位置自由空气中的剂量 \dot{D}_a 之比, 即比较两种不同散射条件下在空间同一点的剂量之比, 其与射线能量、组织深度和射野大小相关, 而与源皮距无关。

$$\text{TAR} = \frac{\dot{D}_t}{\dot{D}_a} \quad (2-5)$$

式中, \dot{D}_t 为肿瘤中心 (旋转中心) 处小体积软组织中的吸收剂量率; \dot{D}_a 为同一空间位置空气中一小体积软组织内的吸收剂量率。

7. 组织模体比 (TPR) 模体中照射野中心轴上任意一点的剂量率与空间同一模体同一位置照射野中心轴上参考深度 (t_0) 处的剂量率之比。

$$\text{TPR}(d, \text{FSZ}_d) = \frac{\dot{D}_d}{\dot{D}_{t_0}} \quad (2-6)$$

\dot{D}_d 为模体中照射野中心轴上深度 d 处的剂量率; \dot{D}_{t_0} 为空间同一位置参考深度处的剂量率; 参考深度 t_0 通常取 5cm 或 10cm。

8. 组织最大剂量比 (TMR) 若在 TPR 中的标准深度的吸收剂量, 用参考深度即最大剂量深度的吸收剂量代替, 作为组织模体比的特例, 定义该参数为组织最大剂量比, 此概念在临床上最为常用。

$$\text{TMR}(d, \text{FSZ}_d) = \text{TPR}(d, \text{FSZ}_d)_{t_0} = d_m = \frac{\dot{D}_d}{\dot{D}_{d_m}} = \frac{\dot{D}_d}{\dot{D}_m} \quad (2-7)$$

式中, \dot{D}_m 为同一位置最大剂量点深度处的剂量率。

9. 反向散射因子 (BSF) 它实际上是 TAR 的一个特例, 定义为照射野中心轴上最大剂量深度处的组织空气比。反向散射决定于患者身体的厚度、射线的能量及射野面积和形状, 但与源皮距无关。

$$\text{BSF} = \text{TAR}(d_m, \text{FSZ}_{d_m}) = \frac{\dot{D}_m}{\dot{D}_{m_a}} \quad (2-8)$$

FSZ_{d_m} 为深度 d_m 处的射野大小; \dot{D}_m 、 \dot{D}_{m_a} 分别为照射野中心轴上最大剂量深度处体模内和空气中的吸收剂量率。

10. 散射空气比 (SAR) 定义为体模内某一点的散射剂量与该点空气中吸收剂量之比。与组织空气比的性质类似, 亦与源皮距无关, 只受射线能量、组织深度和射野大小影响。因为体模内某一点的散射剂量等于该点的总吸收剂量与原射线剂量之差, 因此某射野在深度 d 处散射空气比在数值上等于该野在同一深度处的组织空气比减去零射野的组织空气比。

11. 散射最大剂量比 (SMR) 定义为模体中照射野中心轴上任意一点的散射剂量率与空间同一点模体中射野中心轴上最大剂量点处有效原射线剂量率之比。

12. 射野输出因子 (OUF) 由于准直器散射线的影响, 照射野输出剂量 (照射量率或吸收剂量率) 随照射野增大而增加, 描述这种变化关系的称为照射野输出因子。因为主要是准直器的散射, 所定义的照射野输出因子就是准直器散射因子 S_c 。它定义为射野在空气中的输出剂量率与参考照射野 (一般为 $10\text{cm} \times 10\text{cm}$) 在空气中的输出剂量率之比。