

肿瘤放射治疗物理学

孙新臣 陈德玉 · 主编



东南大学出版社
SOUTHEAST UNIVERSITY PRESS

肿瘤放射治疗物理学

孙新臣 陈德玉 主编

 东南大学出版社
SOUTHEAST UNIVERSITY PRESS

· 南京 ·

图书在版编目(CIP)数据

肿瘤放射治疗物理学 / 孙新臣, 陈德玉主编. — 南京: 东南大学出版社, 2014. 12
ISBN 978-7-5641-5475-2

I. ①肿… II. ①孙… ②陈… III. ①肿瘤-放射疗法-物理学-高等学校-教材 IV. ①R730.55

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2015)第 022224 号

学 界 出 版 社 南 京 分 社

南 京 市 四 牌 楼 2 号

肿瘤放射治疗物理学

出版发行 东南大学出版社
出 版 人 江建中
社 址 南京市四牌楼 2 号
邮 编 210096
经 销 新华书店
印 刷 江苏凤凰扬州鑫华印刷有限公司
开 本 787 mm×1092 mm 1/16
印 张 34.5
字 数 1010 千字
书 号 ISBN 978-7-5641-5475-2
版 次 2014 年 12 月第 1 版
印 次 2014 年 12 月第 1 次印刷
定 价 96.00 元

(本社图书若有印装质量问题,请直接与营销部联系,电话:025-83791830)

《肿瘤放射治疗物理学》

编写委员会

主 编:孙新臣 陈德玉
副主编:田大龙 张西志 戴圣斌
学术秘书:祝鸿程

编委会成员:(按姓氏笔画排序)

于大海 南京中医药大学第一附属医院
马建新 蚌埠医学院附属连云港肿瘤医院
王 进 江苏省疾病预防控制中心
王沛沛 南京医科大学第一附属医院
田大龙 南通大学第四附属医院
孙苏平 南京医科大学附属常州第二医院
孙新臣 南京医科大学第一附属医院
李 军 扬州大学临床医学院
李金凯 南京医科大学第一附属医院
李彩虹 南京医科大学第一附属医院
张西志 扬州大学临床医学院
张福正 苏州大学附属第四医院
陈佳艳 南京医科大学第一附属医院
陈德玉 江苏大学附属医院
茅卫东 东南大学附属江阴人民医院
周 杰 蚌埠医学院附属连云港肿瘤医院
祝鸿程 南京医科大学第一附属医院
倪昕晔 南京医科大学附属常州第二医院
陶光州 南京医科大学附属淮安第一医院
蒋晓东 徐州医学院附属连云港医院
储开岳 南通大学附属肿瘤医院
蔡 晶 南通大学附属肿瘤医院
戴圣斌 泰州市人民医院

前言

恶性肿瘤作为临床上常见、高发、难早期诊断、难治愈的一种慢性疾病,目前已成为全球重大的公共卫生问题。中国人群是世界上肿瘤高发人种,根据中国国家癌症登记中心的数据显示,2010年全国恶性肿瘤发病率为235.23/10万(男性268.65/10万,女性200.21/10万),死亡率为148.81/10万(男性186.37/10万,女性109.42/10万)。放射肿瘤学是肿瘤学的一个重要的分支学科,包括临床肿瘤学、肿瘤放射物理学、肿瘤放射生物学和肿瘤放射治疗技术学四大基础学科,将这四大基础学科综合运用于肿瘤治疗的全程中称为肿瘤放射治疗。放射治疗是肿瘤治疗的三大主要手段之一,65%~75%的肿瘤患者在病程的不同阶段出于不同的治疗目的需要接受放射治疗。近年来,伴随着医学影像技术、计算机技术、立体定位技术和放疗设备日新月异的革新,肿瘤放射物理学和放射治疗技术学进展迅猛。当前肿瘤放射治疗已进入了精确定位、精确计划、精确治疗的“三精”时代。四维CT、四维超声、磁共振功能成像(fMRI)、正电子放射断层扫描(PET)等功能影像技术的引入,使肿瘤靶区的勾画更加精准,使靶区剂量处方的定义更加符合肿瘤的临床生物学特性,为开展生物调强放疗(BGRT)提供了重要的理论基础。三维适形调强放疗(IMRT)、容积旋转调强放疗(VMAT)、螺旋断层放疗(HT)和立体定向放疗(SRT)等新技术的出现和发展,使靶区的剂量雕刻(高适形度)得以实现,即有效地分割肿瘤靶区的高剂量和周围危及器官的低剂量。图像引导放疗(IGRT)和剂量引导放疗(DGRT)等定位、定量系统的广泛应用,使立体化多维度精确定点打击目标成为现实,使以大剂量、短疗程为特点的治疗新模式能够得以实施,这同时也最大程度地有效保障了以“剂量雕刻、定点清除”为特征的放疗新技术的优越性。

南京医科大学特种医学于2011年8月5日获国务院学位委员会批准为一级学科“特种医学”博士学位授权点;2012年2月29日获江苏省教育厅批准为新增一级学科“十二五”省重点学科;2012年8月29日获国家人力资源和社会保障部批准为一级学科“特种医学”博士后流动站。肿瘤放射治疗学的发展与放射物理学的发展密不可分,目前我国高校放射治疗物理师的人才培养还不具规模,参考书籍不多,适用于本科生的教材更是缺乏。在肿瘤不断高发、放射治疗需求不断增多的情况下,人才培养和储备的不足,严重制约放射肿瘤学的发展,不能满足社会需要,并容易造成医疗安全隐患。有鉴于此,南京医科大学特种医学系根据肿瘤放射治疗及放射物理学教学的需要,组织长三角地区放射

物理学界相当有影响力的同道们,共同编撰了本书作为教材。

本书共分 12 章,详细阐述了肿瘤放射治疗中的各种物理问题及其在临床实践中的应用。具体涵盖了,从放射治疗学总论到物理师职责;从放射物理学基础到辐射剂量学测量原理;从 X(γ)射线、电子束、质子重离子剂量学,近距离照射剂量学,到临床治疗计划设计的物理和生物学基本原理;从 X 线模拟、CT 模拟、三维治疗计划系统(TPS)、肿瘤信息管理系统(OIS),到正向和逆向剂量计算数学模型的建立;从 X 线治疗机、钴-60 治疗机、直线加速器、回旋加速器,到适形调强放疗、快速容积旋转调强放疗、图像引导放疗、高剂量率立体定向放疗、个体化自适应放疗等最新技术进展;从临床验收测试、质量保证和质量控制,到辐射防护等内容。希望通过本教材,读者能够在掌握放射治疗基本理论、基础知识的同时,掌握放射治疗计划设计和放疗方案制定的方法和技巧,并能结合临床解决放射治疗中与物理相关的各种具体问题。本书可以作为医学类放射治疗物理相关专业的本科生教材,亦可以作为临床肿瘤医师、放射治疗医师、物理师、技师、护士等的专业参考书。

本书在编撰过程中各作者通力合作,并得到了南京医科大学以及各参编单位领导的关心和支持。南京医科大学特种医学系和南京医科大学第一附属医院放射治疗科在书稿编写出版的过程中做了很多协调、组织工作,对上述单位和个人表示衷心感谢。

由于编撰时间短促,加之编者水平有限,书中难免有不尽完善之处,祈盼广大读者不吝指正。

孙新臣

2014 年 10 月 16 日

于南京

目 录

第一章 总论	1
第一节 放射治疗学总论	1
一、放射治疗在治疗恶性肿瘤中的地位	1
二、放射治疗的历史	1
三、放射治疗的现状	3
四、放射治疗的未来	8
第二节 放疗物理师职责	9
一、放射治疗流程	9
二、放疗物理师职责	10
第三节 放疗物理师应具备的专业知识	14
一、放射物理学	14
二、临床肿瘤学	14
三、放射生物学	14
四、放射治疗技术学	14
五、医学影像学	15
六、相关基础知识	15
第四节 国内放疗物理师队伍的发展现状	15
第五节 当前放射物理技术研究的热点问题	16
一、质子治疗和重离子高 LET 射线治疗的研究	16
二、实现自适应放疗的技术难点	20
三、体部立体定向放射治疗技术的应用研究	21
四、四维放射治疗技术	23
第二章 放射物理学基础	27
第一节 核物理基础	27
一、原子结构	27
二、原子、原子核能级	29
三、原子核的衰变类型	30
四、原子核的衰变规律	34
第二节 X射线的产生及性质	38
一、X射线的产生与发展	38
二、X射线的产生机制	42
三、X射线的基本特性	47
四、X射线辐射场的空间分布	49

第三节 电离辐射与物质的相互作用	53
一、带电粒子与物质的相互作用	53
二、X(γ)射线与物质的相互作用	57
三、X(γ)射线在物质中的衰减	65
四、X(γ)射线在人体内的衰减	72
第三章 临床常用放疗设备	76
第一节 X线治疗机	76
一、X射线的产生	76
二、千伏级X线治疗机的基本结构	76
三、工作原理	77
第二节 钴-60治疗机	78
一、钴-60源的产生和衰变	78
二、钴-60治疗机的一般结构	78
三、钴-60半影	80
四、钴-60治疗机的工作原理	82
五、钴-60治疗机的优缺点	82
第三节 医用直线加速器	82
一、历史回顾	82
二、加速器的基本概念	83
三、医用电子直线加速器的工作原理	83
四、医用电子直线加速器的加速原理	84
五、医用电子直线加速器的组成部分或系统	88
六、医用电子直线加速器的特点	95
第四节 电子回旋加速器	96
一、回旋加速器的分类	96
二、医用电子回旋加速器的基本原理	96
三、圆形医用电子回旋加速器	97
四、跑道形医用电子回旋加速器	97
五、电子回旋加速器和电子直线加速器的特点比较	97
第五节 粒子回旋加速器	97
一、医用粒子回旋加速器的基本工作原理	97
二、质子治疗的特点	98
三、质子回旋加速器的基本结构	99
四、重离子治疗的优势	101
五、医用重离子加速器	102
六、我国重离子治疗的发展	103
第六节 多叶准直器	103
一、概述	103
二、多叶准直器的基本结构和剂量学考虑	104
三、多叶准直器的安装位置	105
四、叶片的控制	106
五、叶片位置的校对	107
六、多叶准直器控制文件的生成	108

七、多叶准直器叶片的设置	108
第四章 辐射剂量学基础	111
第一节 剂量学辐射量基本概念	111
一、辐射场特性的放射计量学量	111
二、辐射剂量学量	113
三、各量的相互关系及比较	116
四、阻止本领	118
第二节 吸收剂量测量的原理与方法	123
一、空腔理论	123
二、辐射剂量计	126
第三节 吸收剂量的校准	151
一、吸收剂量校准的电离室要求、相关系数及扰动校正因子	152
二、光子束与电子束的校准	170
第五章 X(γ)射线辐射剂量学	179
第一节 原射线与散射线	179
第二节 距离平方反比定律	179
第三节 百分深度剂量	180
一、深度剂量分布	180
二、照射野及有关名词定义	181
三、百分深度剂量	181
第四节 模型建立	189
一、组织替代材料	189
二、组织替代材料的转换	191
三、临床应用模体	192
四、剂量精度要求	193
第五节 组织空气比	193
一、组织空气比的定义及影响因素	194
二、反散因子	195
三、组织空气比和百分深度剂量的关系	197
四、旋转治疗中的剂量计算	199
五、散射空气比	200
第六节 剂量计算参数	203
一、准直器散射因子	204
二、模体散射因子	205
三、组织模体比和组织最大剂量比	209
四、散射最大剂量比	211
第七节 等剂量分布与射野离轴比	212
一、等剂量图	212
二、等剂量曲线参数	214
三、加速器 X 射线束射线质变化规律	216
四、射野离轴比	217
第八节 人体曲面和组织不均匀性的修正	222

一、均匀模体和人体之间的差异	222
二、不规则轮廓的校正	222
三、非均匀组织的校准	225
四、组织补偿	231
第九节 临床处方剂量计算	235
一、处方剂量	235
二、加速器计算方法	236
三、非对称射野	236
第十节 其他可行的计算剂量深度分布的方法	238
一、不规则野法	238
二、离轴点(Day氏法)	238
三、射野外的点	240
四、射野挡块下的点	240
五、多叶准直器射野处方剂量计算	241
第十一节 楔形照射野剂量计算	246
一、等剂量楔形角	247
二、楔形传输因子	248
三、楔形板系统	249
四、光束能量的影响	250
五、楔形板均整器的设计	250
六、一楔合成	252
七、楔形板临床应用方式及其计算公式	252
八、动态楔形野	255
第十二节 乳腺切线照射剂量计算	257
一、楔形板补偿	257
二、靶区剂量给定点的选取	259
三、源皮距(SSD)的影响	260
四、腋、锁骨淋巴结的剂量问题	260
五、总结	261
第十三节 X(γ)射线全身照射剂量学	261
一、基本治疗模式	262
二、基本剂量学	262
三、患者剂量学	267
第六章 高能电子束射野剂量学	271
第一节 医用电子束的产生	271
第二节 电子束剂量学	273
一、中心轴百分深度剂量曲线	273
二、电子束的有效源皮距	276
三、电子束的输出因子	276
四、电子束能量参数	277
第三节 电子束治疗计划设计	277
一、能量和射野尺寸的选择	278
二、电子束的空气气隙以及斜入射校正	278

三、组织不均匀性校正	280
四、电子束的补偿技术	282
五、射野挡铅技术	283
六、电子束照射野的衔接技术	284
第四节 电子束全身皮肤照射	286
一、电子束全身皮肤照射技术	286
二、电子束全身皮肤照射剂量学	288
第七章 近距离照射剂量学	291
第一节 近距离放射治疗概述	291
一、近距离照射常用放射性核素	291
二、放射性粒子植入治疗的辅助设备	293
三、粒子源	294
四、表面覆贴器	294
五、后装治疗机	295
六、放射源的物理量	296
七、放射源的校准	297
第二节 近距离放射治疗的剂量分布	299
一、放射源周围剂量分布的特点	299
二、腔内照射剂量学系统	301
三、组织间照射剂量学系统	307
四、管内照射剂量学	308
五、表面贴覆器照射	309
第三节 放射源的定位技术	310
第四节 近距离治疗的临床应用	313
一、腔内后装治疗的临床应用	313
二、组织间插植治疗的临床应用	315
第八章 放射治疗计划设计生物学基础	318
第一节 放射生物学基础	318
一、放射生物学中辐射的类型	318
二、细胞周期和细胞死亡	319
三、细胞的照射	319
四、辐射损伤的类型	320
五、细胞存活曲线	321
六、剂量效应曲线	322
七、组织放射损伤的测量	323
八、正常细胞和肿瘤细胞治疗比	323
九、氧效应	324
十、相对生物效应	325
十一、剂量率和分次	326
十二、放射防护剂和放射增敏剂	327
第二节 临床剂量学原则	327
第三节 靶区剂量分布原则	327

一、外照射靶区的定义	328
二、剂量规范	330
三、肿瘤的致死剂量和正常组织的耐受剂量	331
第四节 时间剂量因子模型	334
一、分次放射治疗的生物学基础	334
二、照射后正常组织和肿瘤组织的恢复与生长	336
三、分次照射中的时间剂量因素	336
四、时间剂量因子数学模型	337
五、应用举例	345
六、小结	348
第九章 临床应用	350
第一节 治疗计划设计步骤	350
一、体模阶段	351
二、治疗计划的设计	352
三、治疗计划的审核与确认	362
四、治疗计划的执行	362
第二节 体位固定及模拟定位	363
一、治疗体位及固定技术	363
二、模拟定位	369
第三节 三维治疗计划系统	375
一、治疗计划系统的硬件	375
二、计划设计的定义	376
三、二维和三维计划系统	376
四、治疗计划系统的物理和剂量学数据的获得和输入	378
五、TPS 的剂量计算模式(X线部分)	379
六、TPS 的剂量计算模式(电子线部分)	381
七、计划设计中使用的工具	381
第四节 治疗计划验证	383
一、位置验证	383
二、剂量验证	386
第五节 射野挡块及组织补偿	388
一、射野挡块技术	388
二、组织补偿技术	391
第六节 射野影像验证系统	392
一、射野图像的对比度	392
二、射野照相	393
三、光激荧光板影像系统	394
四、电子射野影像系统	394
第七节 照射技术和射野设计原理	396
一、外照射技术的分类	396
二、放射源的合理选择	396
三、高能电子束和 X(γ)射线射野设计原理	398
四、相邻野设计	402

五、不对称射野	407
第十章 放射治疗技术	409
第一节 三维适形放射治疗技术	409
一、适形放射治疗的目的与定义	409
二、三维适形放射治疗计划设计步骤	410
三、临床医生对整个治疗计划的要求	410
四、射线束(射野)的设计	412
五、计划评估	413
六、剂量计算算法	415
七、适形放射治疗的临床价值	420
八、临床应用及不足	421
第二节 调强放射治疗(IMRT)技术	423
一、调强的概念及临床意义	423
二、三维方向上剂量分布的控制	424
三、调强放射治疗计划设计过程	425
四、调强的实现方式	431
五、临床应用及不足	444
第三节 图像引导的放射治疗技术	447
一、图像引导放疗技术的临床意义	447
二、影像引导治疗临床工作流程	449
三、图像引导放疗技术的应用范围和临床优势	449
四、图像引导放疗技术的实现方式	450
第四节 发展中的放射治疗技术	458
一、高剂量率立体定向适形调强放射治疗技术	458
二、质子、重离子放射治疗技术	463
三、个体化放射治疗技术	466
第十一章 放射治疗的质量保证与质量控制	469
第一节 放射治疗质量保证的必要性	469
第二节 放射治疗质量保证的目的	471
第三节 放射治疗质量保证的内容	471
一、质量保证的组织	471
二、质量保证的内容	472
三、放疗设备及辅助设备的 QA 内容	473
四、放疗过程中各阶段的质量保证	479
第四节 质量控制	480
第五节 验收测试和临床测试	480
一、测量设备	480
二、验收测试	482
四、临床测试	487
第十二章 辐射防护	495
第一节 电离辐射对人体健康的影响	495

一、确定性效应	496
二、随机性效应	497
三、辐射生物效应的其他分类方法	498
第二节 电离辐射来源	498
一、天然辐射源	498
二、人工辐射	500
第三节 辐射防护中使用的量和单位	501
一、主要物理量	501
二、与放射治疗相关的防护量	502
三、实用量	503
第四节 放射防护标准体系	504
一、辐射防护的基本框架	504
二、防护标准的进展	505
三、现行的放射卫生标准	506
四、辐射安全与防护法规对辐射防护管理的意义	507
第五节 辐射防护措施	507
一、辐射源项	507
二、外照射防护的基本措施	508
三、放疗机房的屏蔽设计	510
四、辐射防护措施	515
第六节 放射工作人员的职业健康管理	516
一、放射工作人员职业健康管理的法律依据	516
二、放射工作人员证制度	517
三、职业性放射性疾病的诊断和鉴定	517
四、放射工作人员防护知识培训	517
五、个人剂量监测与管理	518
六、职业健康监护	519
七、职业健康监护档案	521
第七节 放射治疗的患者防护	522
一、肿瘤放射治疗患者所受医疗照射防护的特点	522
二、对患者防护应遵循的基本原则	523
三、加强患者防护的措施	524
第八节 放射治疗事故的预防	526
一、放射治疗事故的定义和分类	526
二、放射治疗事故的诱因	527
三、放射治疗事故的预防	531
参考文献	533

第一章 总论

第一节 放射治疗学总论

放射治疗是利用放射线治疗疾病的一种方式,由于临床上主要用来治疗恶性肿瘤,故现在都称之为放射肿瘤学(radiation oncology),它和外科肿瘤学、内科肿瘤学(化疗)共同组成了治疗恶性肿瘤的三大主要手段。

一、放射治疗在治疗恶性肿瘤中的地位

据估计在全部恶性肿瘤中,45%的病人可以被治愈,其中22%被手术治愈,18%被放疗治愈,余下5%被药物治疗。根据国内外相关文献统计,大约2/3的肿瘤患者在病情的不同阶段,出于不同的目的需要进行放射治疗,包括根治性放射治疗、辅助性放疗和减症性(姑息)放射治疗。放射治疗除了可以治疗恶性肿瘤以外,还可以用于治疗一些良性肿瘤(如胸腺瘤、垂体瘤等)和良性疾病(如狐臭、瘢痕等)。

根治性放射治疗通常是单一放射治疗,靶区包括原发灶和相关的淋巴引流区,照射剂量比较高,患者可以获得长期生存,但在治疗过程中或治疗后可产生一些放射治疗毒副反应,其不可避免,应控制在临床可接受的限度内。辅助性放疗是放疗作为综合治疗的一部分,与手术(术前放疗、术后放疗和术中放疗)或化疗(诱导化疗-放射治疗开始前用;同期放化疗-化疗在放射治疗同时应用;辅助化疗-放射治疗结束后用)配合,在手术或化疗前后放疗可以缩小肿瘤或消除潜在的局部转移病灶,提高治愈率,减少复发和转移,提高病人的治疗效果。减症性放射治疗的目的是减轻因肿瘤引起的主要症状,改善患者的生活质量。通常在较短时间内给予低于根治性放射治疗的剂量,不追求肿瘤消退,同时也不会因放射治疗反应而增加患者痛苦。对肿瘤出血、止痛、缓解梗阻或阻塞以及预防病理性骨折发生等都很有效。但有时在减症性治疗中肿瘤退缩明显,患者的一般情况有了很好的改善,此时可将减症性放疗改为根治性放疗,以追求更大的临床获益和患者的长期存活。

二、放射治疗的历史

1895年伦琴发现X线,1896年居里夫妇发现镭并于3年后应用于肿瘤治疗,肿瘤放疗至今已有110多年的历史。在放疗初期,使用镭管或镭模直接贴敷肿瘤,或用镭针插入肿瘤进行组织间放疗,即近距离放疗。然而这些方法只适用于位于浅表的肿瘤,或自然腔道能进入部位的肿瘤,而且对体积较大肿瘤的放射剂量分布不佳,最重要的缺点是对医护人员的辐射量较大。20世纪30年代发明了千伏X线治疗机,50年代发明了钴-60治疗机(平均能量1.25MV),放射治疗开始成为一个独立的学科,六七十年代加

速器问世(兆伏 X 线, 6~18 MV)。在外照射放疗设备出现后, 近距离放疗逐步被减少使用。然而至 80 年代起, 随着计算机技术的发展, 由计算机控制的近距离后装放疗机问世, 使近距离放疗再次被人们应用。现代的后装放疗机使放射源放置的位置达到完全精确, 剂量计算精确, 并且完全避免了对工作人员的辐射, 因而又形成了外放射和近距离放射共存的局面。60 年代末由瑞典等生产了 γ 刀, 其后又出现了 X 刀, 开创了立体定向放疗技术。由于放射物理学, 特别是电子计算机和 CT 技术的高度发展, 推动了放疗飞速进展, 使三维适形调强放射治疗得以实现。这些先进技术使我们能在给靶区高剂量均匀的照射, 而周围正常组织受到的剂量很小。在不增加正常组织损伤的情况下, 提高靶区剂量, 进而改善肿瘤局部控制, 以期提高生存率。

近距离放射治疗多年来放射源主要应用镭, 配合外照射, 在子宫颈癌、舌癌等多种部位肿瘤获得较好疗效。由于镭的防护要求很高, 目前已不用于临床治疗。现在主要有铯-192、铯-137、钴-60、碘-125、金-198、铟-252 等放射源, 配合计算机系统遥控近距离后装放射治疗机使用。

从 1953 年第一台行波电子直线加速器在英国投入使用, 医用电子直线加速器在治疗肿瘤中已应用半个多世纪, 按照其发展年代可以分为三代。

第一代 20 世纪 50 年代的低能电子直线加速器, 1947 年, 英国电气通讯研究所和美国斯坦福大学的行波电子直线加速器先后研制成功, 为电子直线加速器的发展和应用开辟了崭新的阶段。利用这种方法获得的 X 线能量不是很高, 只能达到 6 MV, 称之为低能电子直线加速器。其主要特点有: ①只提供一档 X 辐射, 能量为 4~6 MV, 加速管总长只有 30 cm 左右, 采用直束式直立于辐射头上方, 靶点对称, 无偏转系统、聚焦系统和束流导向系统; ②加速管输出剂量率经大面积辐射均整后可达 200~300 cGy/min; ③整机结构简单, 操作简便。

第二代 60 年代的中能电子直线加速器, 1964 年美国 Los Alamos 科学实验室在 EA Knapp 等人带领下研制成功了一种新的驻波加速结构——边耦合加速结构, 为驻波加速原理的应用提供了技术基础。1968 年 10 月美国瓦里安公司 4 MeV 医用驻波电子直线加速器原型机制造成功, 从此以后医用驻波电子直线加速器得到迅速发展, 有多家公司采用此项技术生产驻波电子直线加速器, 并把此项技术应用到中能医用电子直线加速器。利用这种方法获得的 X 线能量较高, 可以达到 15 MV, 称之为中能电子直线加速器。其重要特点有: ①除提供一档 X 射线(6~8 MV)外, 还提供 4~5 挡不同能量的电子线(5~15 MeV)供治疗表浅肿瘤使用, 加速管较长, 需要水平放置于机架的支臂上方, 束流需经偏转系统后打靶产生 X 射线或直接将电子束从引出窗引出使用; ②辐射头内除一档用于均整 X 辐射的均整块外, 还采用多档使电子辐射分布均匀的散射箔; ③为调节电子辐射野, 在电子辐射治疗时需附加不同尺寸不同形状的限制筒。

第三代 70 年代的高能电子直线加速器, 其亦用驻波方式加速, 与中能电子直线加速器相比, 其特点主要有: ①可提供两挡 X 射线, 称为双光子方式(Dual Photons), 个别产品甚至可以提供 3 挡 X 射线(6~18 MV), 目的是实现 X 射线深度剂量特性的调节; ②可提供更高能量的电子辐射, 一般电子辐射分为 5~7 挡, 最高能量可达 20~25 MeV, 扩大了对表浅肿瘤的治疗深度范围; ③更多的功能选择, 如动态楔形滤过系统, 独立准直器系统, 弧形治疗系统等, 在控制系统方面实现计算机控制、计算机故障巡检、计算机参

数调节、验证记录等。

放射剂量学:20世纪30年代有物理剂量-伦琴(R),50年代后有吸收剂量拉德(rad),之后有戈瑞(Gray,Gy)。1 Gy=100 cGy,相当于100 rad。相应在放射防护等也有Sv计量单位。就近距离放射治疗而言,早年放射剂量以镭毫克数乘以小时数进行换算。当应用其他放射源时,则也以克镭当量计算伦琴数。后来曼彻斯特系统和巴黎系统逐渐向伦琴单位转变。直到80年代发展了现代近距离放射治疗。

放射生物学:由于在放射治疗早期阶段不了解放射线的生物效应,尤其在缺乏相关物理年代,只用发生皮肤红斑反应作为剂量参考,由于临床实践经验的累积,1934年Coutard发明的分割放射治疗方案,成为沿用至今的基本治疗模式,也就是进行分割放射可以达到比单次放射好的疗效,同时放射反应也较轻。1956年,细胞集落形成率的实验成功,以及对放射线引起细胞增殖死亡的概念,也沿用至今。钴-60治疗机的应用及疗效的提高,能观察到长期存活患者的后期放射损伤。临床上对剂量-分割-时间的关系也开始逐步有所了解。70年代Ellis提出NSD公式曾被应用于放射治疗方案的换算,但很快就被L-Q模式取代。L-Q模式最大特点是区分了肿瘤早期反应正常组织和晚期反应正常组织。虽然它存在不少局限性,但一直沿用至今。

三、放射治疗的现状

放射治疗经过一个多世纪的发展,放射治疗物理技术学(放射治疗技术)、临床放射生物学和肿瘤放射治疗临床三大部分,都得到了长足的进步,其中随着计算机技术和医学影像学的发展,放射治疗物理技术学(放射治疗技术)成为发展最迅速的领域,出现了放疗专用网络等信息管理系统,具体简述如下:

(一) 放射物理技术方面

放射治疗的发展和放射治疗设备紧密相关。当前,发达国家都用电子直线加速器进行治疗,而国内少数医院仍在使用钴-60治疗。现代电子直线加速器单机可以产生2~3种不同能量的光子线(X线)和几种不同能量的电子线,适应了临床使用时的多种选择。相关辅助设备也迅速发展,例如X线模拟机、CT模拟机、三维治疗计划系统等,它们之间不仅可以通过网络连接,更能与影像诊断系统(CT、MRI、PET等)相连,大大提高了整体放射治疗水平。

当前,放射治疗已全面进入了三维放射治疗年代,包括三维立体定向放射治疗(X线、 γ 线)、调强放射治疗(IMRT),容积旋转调强放射治疗(VMAT),图像引导放射治疗(IGRT)及自适应放疗(ART)等。提供了精确定位、精确设计和精确治疗等一系列精准技术。这不但使照射的高剂量区适合肿瘤靶区形状,而且可以更好地满足放射治疗总原则,即达到对肿瘤最大程度杀灭的同时,把对正常组织的损伤降到最低,这样才可能既提高放射治疗疗效,又减少后遗症,改善患者生活质量,“三精”技术是当今最高形式的放射治疗手段。

3D-CRT和IMRT的实现需要自动控制的多叶光栅(multi-leaf collimator,MLC)、三维治疗计划系统(3-dimension treatment planning system,3D-TPS)和图像验证系统。MLC使射线束在各个人射方向上与肿瘤的实际形状一致;TPS则完成复杂运算,根据肿瘤控制概率(tumor control probability,TCP)、正常组织并发症发生率(normal tissue