

CHANGJIAN ZHONGLIU FANGSHE
ZHILIAO LINCHUANG CHIJIAN

常见肿瘤 放射治疗临床实践

高力英 王小虎 主编



甘肃科学技术出版社

常见肿瘤放射治疗临床实践

主 编 高力英 王小虎
编 委 赵 林 刘爱荣 田晓刚
魏世鸿 张春林 任锦霞

甘肃科学技术出版社

图书在版编目 (CIP) 数据

常见肿瘤放射治疗临床实践 / 高力英, 王小虎主编.
兰州: 甘肃科学技术出版社, 2006.6
ISBN 7-5424-1074-1

I. 常... II. ①高...②王... 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049021号

书 名: 常见肿瘤放射治疗临床实践

作 者: 高力英 王小虎 主编

责任编辑: 刘 钊

封面设计: 左文绚

出 版: 甘肃科学技术出版社 (730030 兰州市南滨河东路 520 号)

发 行: 甘肃科学技术出版社发行部 (730030 兰州市南滨河东路 520 号)

印 刷: 兰州残联福利印刷厂

开 本: 787 毫米 × 1092 毫米 1/16 **印张:** 19.5 **字数:** 320 千

版 次: 2006 年 10 月第 1 版 2006 年 10 月第 1 次印刷

印 数: 1~1000

定 价: 28.00 元

甘肃科学技术出版社图书若有破损、缺页或无文字现象,可直接与本社联系调换。 邮编:730030 地址:兰州市南滨河东路 520 号 联系人:陈旗 电话:0931-8773200(编辑部) 0931-8773237(发行部) E-mail:gskjchb@163.com

版权所有 翻印必究

前 言

随着放射肿瘤治疗的迅速发展，医学影像设备的更新，放射物理学、放射生物学中许多概念的变化，放射治疗技术方法在近十年中也有了突飞猛进的更新和进步，新的特殊治疗技术如：整体挡铅技术、适形放疗技术、调强适形放射治疗技术、立体定向放射治疗技术、术中放射治疗技术、近距离插植放疗技术的广泛应用，使得肿瘤放射治疗在综合治疗中起着越来越重要的作用。

本书从临床实用出发，就我们目前开展肿瘤治疗中所遇到的问题以及需要了解掌握的关键点，借鉴国内外多位放射肿瘤专家和医生的经验文献资料对新的、特殊的放射治疗技术在临床实施中细节问题的处理进行汇总、编著，目的是为临床放射肿瘤医师提供常见恶性肿瘤放射治疗临床实践的实用信息。本书是从事肿瘤学和放射肿瘤临床医学工作者的参考书，也可作为医学继续教育及肿瘤专业医学生的参考书。

由于编者水平所限及时间仓促，难免有错误和不到之处，敬请同道、读者赐教。

编 者

2006 年 3 月

目 录

第一章 放射治疗物理学基础	1
第二章 放射治疗临床基础知识	12
第三章 鼻咽癌的放射治疗	59
第四章 喉癌的放射治疗	89
第五章 肺癌的放射治疗	95
第六章 食管癌的放射治疗	115
第七章 淋巴瘤放射治疗的一些概念	140
第八章 直肠癌的放射治疗	150
第九章 肝癌的三维适形放射治疗	160
第十章 胰腺癌的放射治疗	172
第十一章 乳腺癌的放射治疗	175
第十二章 前列腺癌的放射治疗	197
第十三章 骨肿瘤的放射治疗	206
第十四章 中枢神经系统的放射治疗	212
第十五章 子宫颈癌的放射治疗	231
第十六章 其他妇科肿瘤的放射治疗	249
第十七章 肿瘤放射治疗技术规范(草案)	257
第十八章 关于预防放射治疗意外照射的建议	262
第十九章 勾画 CTV 参考的全身 CT 的断层淋巴区域分布图	272
参考文献	279

第一章 放射治疗物理学基础

一、放射治疗物理学基础

核物理基础

原子结构：原子由电子和原子核组成，原子核由质子和中子组成。

每个壳层最多能容纳的电子数 $2n^2$ ，电子从高能级向低能级跃迁发射X射线
核能级： γ 射线。

电磁辐射

1. X、 γ 射线、紫外线、光波、红外线、无线电波都是电磁辐射，他们的能量（E）和频率不同。

$$E = h \cdot \gamma = \frac{h \cdot c}{\lambda}$$

2. 质量（m）和能量的关系 $E = m \cdot c^2$

3. 核素衰变、半衰期和平均寿命。

α 、 β 、 γ 衰变服从指数规律， $N(t) = N_0 \cdot e^{-\lambda \cdot t}$ 。

核素衰变到一半的时间称为半衰期（Th）， $Th = 0.693/\lambda$ 。

平均寿命（Ta）， $Ta = 1.44Th$ 。

电子与物质的相互作用：

1. 弹性散射 入射电子的运动方向变化。

2. 非弹性散射 入射电子的运动方向和能量变化。

3. 原子的外层电子（电离和激发）、内层电子（特征辐射）和原子核（韧致辐射），能量以光和热的形式释放。

$$\frac{\text{碰撞损失}}{\text{辐射损失}} = \frac{816 (\text{MeV})}{T (\text{MeV}) \cdot Z}$$

4. 高能电子和靶物质相互作用产生X射线。

5. X射线的特点 没有质量、电荷；直线传播；强度按指数规律衰减；不能被聚焦

X线和物质的作用方式

光电效应（内层电子）

$$E (\text{入射光子}) = E (\text{光电子}) + \text{逸出功}$$

康普顿效应（外层电子）

$$E (\text{入射光子}) = E (\text{散射光子}) + E (\text{反冲电子})$$

电子对效应（原子核）

$$E (\text{入射光子}) = 1.02 + \text{正电子动能} + \text{负电子动能}, (\text{光子能量} \geq 1.02\text{MeV}, \text{正电子湮没产生的能量} 0.51\text{MeV}).$$

光子能量 $\leq 50\text{keV}$ 主要是光电效应；光子能量 $\leq 22\text{MeV}$ 主要是康普顿效应（和电子密度有关）； $50\text{MeV} \leq \text{光子能量} \leq 100\text{MeV}$ 主要是电子对效应。

指数吸收规律：射线在介质中的衰减和吸收服从指数规律， $I = I_0 \cdot e^{-\mu x}$ 。

半价层（HVT）：指使射线强度衰减一半所需的吸收体的厚度。

半价层和吸收系数的关系为 $\text{HVT} = 0.693/\mu$ 。

影响半价层的主要因素为管电压和滤过板。

^{60}Co 在铅中的半价层为 1.27cm 。半挡为一个半价层； $1/4$ 挡为两个半价层；全挡为5个半价层。

放射线的质与量

1. 射线质 表示电离辐射贯穿物质的能力（射线强度），用能量表示

2MV以下用半价层表示，用吸收片测量。

2MV以上用MV数表示，标准测量条件下50%（水半价层）或80%剂量水深度。

γ 射线用同位素表示。

电子线用MeV表示为50%或80%或水中射程。

2. 放射性活度 单位时间内衰变的核素数目，表示衰变的强度，单位是Bq（克镭当量）或Ci。

$1\text{Bq} = 1\text{蜕变/秒}$ $1\text{Ci} = 3.7 \times 10^7\text{Bq}$

3. 吸收剂量 单位质量物质吸收的电离辐射的平均能量，单位， $\text{J/kg} = \text{Gy} = 100\text{cGy}$ 。

4. 比释动能 非带电致电离粒子（光子和中子）在单位质量介质中释放给所有带电粒子的初始动能之和，单位， $\text{J/kg} = \text{Gy} = 100\text{cGy}$ 。

5. 照射量 光子电离产生的电子（或正电子）在空气中被阻止时，单位质量空气的电荷量，单位， $1\text{伦琴} = 2.58 \times 10^4 \text{ c/kg}$

6. 电子平衡 电子进入体积元的能量等于带出体积元的能量，吸收剂量 = 比释动能。

7. 建成效应 射线照射到介质时，介质内的吸收剂量随介质深度而增加的现象。

8. 吸收剂量测量方法 在水或固体体模中测量。

9. $D=R \cdot N \cdot C$ （C指照射量，吸收剂量转换因子，和射线质及体模有关）。

10. X线校准深度

< 10MV 5cm

< 25MV 7cm

< 50MV 10cm

电子线校准深度

< 5MeV 0.5cm

< 10MeV 1cm

< 20MeV 2cm

< 50MeV 3cm

11. 测量仪器 电离室剂量仪（低能照射量计/高能Bragg-Gray空腔）、半导体剂量仪、胶片剂量仪、热释光、化学剂量计。

X (γ) 线射野剂量学概念

剂量计算示意图中，各缩写的意义如下，射野中心轴S、参考剂量点dc、校准剂量点dm、源皮距SSD、源瘤距STD、源轴距SAD。见图1-1。

照射野 50%等剂量线的范围。

影响PDD的因素 射线质、射野面积、组织深度、源皮距。

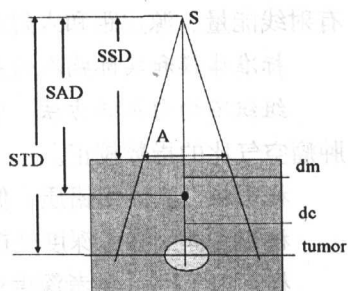


图 1-1

半影 垂直于射线中心轴的平面内20%到80%等剂量线所包围的范围。

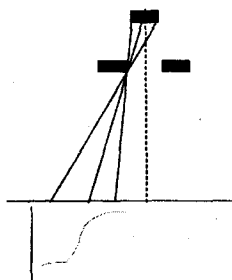


图 1-2

几何半影

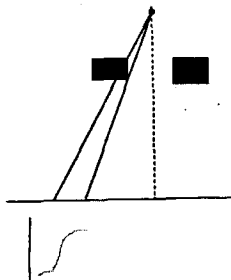


图 1-3

穿透半影

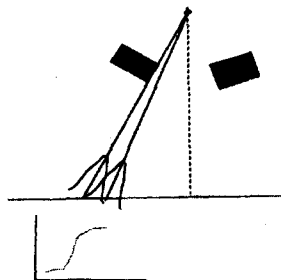


图 1-4

散射半影

几何半影 放射源大小、源限距。见图1-2。

穿射半影 准直器的设计。见图1-3。

散射半影 射线质、介质。见图1-4。

射野平坦度与均匀性

$$\text{平坦度} = \frac{D_{\max} - D_{\min}}{(D_{\max} + D_{\min}) / 2}$$

$$\text{均匀性} = \frac{D_{\max} - D_{\min}}{D_{\text{中心轴}}}$$

距离平方反比定律 体模内深度d处的吸收剂量率和他到源点的距离平方成反比。

$$PDD(d, SSD, A) = \left(\frac{SSD}{SSD + d} \right)^2 \times 100\%$$

源皮距越大，相同深度的PDD越高。

等剂量分布是指将体模中深度量相同的点连接起来构成的曲面。影响因素有射线能量、源皮距和入射角度。

标准体模和实际病人的差别 形状、大小，成分、密度。

组织不均匀校正方法 肿瘤空气比法，有效衰减系数法，等剂量线移动法，肿瘤空气比的指数校正。

楔形板 高能用铅质；低能用铜质。

楔形角 α 参考深度处楔形野的等剂量线和平野等剂量线的夹角。

楔形因子 F_w 参考深度处楔形野的吸收剂量和平野吸收剂量之比。

楔形野的 $PDD_w = PDD_o \times F_w$

参考深度：10MV以下5cm，10MV以上10cm。

等效方野：（面积周长比法）： $s = \frac{2ab}{a+b}$ 。

挡铅：用射线质的半价层计算。

高能电子束

1. 剂量分布特点：从表面到一定的深度，剂量分布均匀；在一定深度之后，剂量突然下降。等剂量线形状和深度、射野面积和电子能量有关。

2. 能量和射程的关系：

$$R(\text{cm}) = 0.52E - 0.38 \quad 5\text{MeV} < E < 50\text{MeV}$$

3. 能量选择方法： $E = 3d + (2 \sim 3) \text{MeV}$

4. 射野选择方法：单野治疗表浅偏心部位肿瘤，照射野 $\geq$ 靶区横径的1.18倍， $L_{90}/L_{50} \geq 0.85$ 。

二、照射技术和射野设计原理

临床剂量学原则

1. 肿瘤剂量准确
2. 剂量分布均匀（ $\pm 5\%$ ，90%）
3. 射野设计尽量提高治疗区域内剂量，降低照射区正常组织受量范围（50%等剂量线包括的区域越小越好）。
4. 保护肿瘤周围重要器官

治疗区的定义

肿瘤区 常规诊断方法确定的肿瘤范围。

临床靶区 临床灶、亚临床灶、潜在转移区。

内靶区 器官运动、照射中CTV体积和形状变化。

计划靶区 体位重复性误差（摆位边界）。

治疗区 处方剂量包括的区域（90%）。

照射区 50%等剂量线包括的区域。

危及器官 卷入照射野内的组织或器官。

临床常用X线的能量范围 $< 25\text{MV}$

临床常用电子线的能量范围 4~25MeV。

体外照射技术

固定源皮距SSD 机架角的准确性是关键。

等中心定角SAD 升床高度的准确性是关键。

旋转技术RoT

射野设计原理

电子数单野 靶区后缘深度取在85%等剂量线

X线单野 剂量分布不均匀,病变放在 d_{max} 之后,若病变浅使用组织等效物。

X线两野交叉 偏体位病变,使用楔形板,楔形角 $\alpha = 90 - \text{两野夹角} \theta / 2$ 。

X线两野对穿 中位病变,每野在体位中心的PDD $\geq 75\%$ 。

X线三野 食管癌等。

切线野 乳腺癌常用,射野内边界成一直线(共面和非共面)。

相邻野 射野衔接,防止剂量热点和冷点。

治疗计划设计步骤

体模阶段 确定肿瘤的位置和范围以及与周围重要组织和器官的关系,不均匀组织密度。

计划设计 选择治疗设备,射线的能量,射野的几何物理条件(入射角、剂量权重、楔形板、组织补偿)。

计划确认 模拟机下核对计划,患者体表标记,射野挡块和固定装置等。

计划执行 治疗机几何、物理参数的设置;治疗体位的固定。射野证实片、动态影像系统、疗中剂量监测。

质量保证与控制

1. 肿瘤剂量响应梯度 肿瘤的局部控制率由50%增加到70%时所需要的靶剂量的百分数。其范围在5%~50%之间,剂量响应梯度越大,对剂量准确性的要求越低。

2. 正常组织剂量响应梯度 正常组织的放射反应几率由25%增加到50%时所需要的靶剂量的百分数。其范围在2%~17%之间,对剂量准确性的要求较高。

3. 照射野内肿瘤复发率随靶区剂量增加而减少;最佳靶区剂量随肿瘤体积

增大而增加。

放疗过程对剂量准确性的影响

① 靶区总剂量的不确定度为 $\pm 5\%$ ，其中体模处方剂量、剂量计算、靶区范围的误差分别为2.5%、3.6%、2%。

② 治疗机参数变化而造成的射野偏移最大误差为5mm。

③ 等中心、灯光野、准直器的精度为 $\pm 2\text{mm}$ 。

④ 器官运动和摆位允许的最大误差为8mm。

⑤ 摆位误差6mm。

⑥ 病人呼吸影响4mm。

⑦ 身体及器官运动4mm。

⑧ 挡块托架因子、楔形因子和补偿器 $\pm 2\%$ 。

⑨ 射野平坦度和对称性 $\pm 3\%$ 。

⑩ 剂量仪校对 $\pm 2\%$ 。

⑪ ^{60}Co 计时器 0.01分。

三、放射治疗机及辅助设备

放射源的种类

① 放射性同位素发射出的 α 、 β 、 γ 射线。

② X线治疗机和加速器产生的不同能量的X线。

③ 各类加速器产生的电子束、质子束、中子束、 π -介子束和重离子束。

照射方式

① 体外照射。

② 体内照射。

外照射和内照射的区别

内照射放射源强度小，治疗距离短。

内照射大部分能量被组织吸收，外照射只有少部分能量被组织吸收。

外照射射线必须经过皮肤和正常组织才能到达肿瘤，肿瘤剂量受皮肤和正常组织耐受量的限制，需要选择不同能量的放射线和采用多野照射技术。

常用的放射性同位素源（表1-1）

表 1-1

核素	射线种类	射线平均能量	半衰期	半价层（铅）
^{226}Ra	光子	0.83 MeV	1590年	1.3cm
^{60}Co	光子	1.25 MeV	5.27年	1.27cm
^{137}Cs	光子	0.662 MeV	33年	18.5mm
^{192}Ir	光子	0.36 MeV	74.2天	
^{125}I	光子	28 keV	59天	
^{90}Sr	电子	2.28 MeV	28.1年	
^{252}Cf	中子	2.35 MeV	2.65年	

X线是由高速运动电子突然受到物体的阻挡而产生的。治疗时由电子枪、真空盒、加速电场产生。

X线成分：特征辐射（分立能谱）和韧致辐射（连续能谱，最大能量为入射电子的能量）。见图1-5。

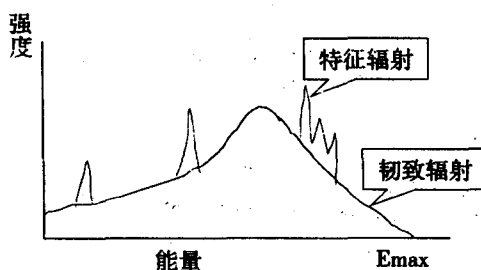


图 1-5

滤过板的作用

吸收低能X线部分，保留高能X线。不同的管电压选择不同的滤过板；同一管电压，滤过板不同所得的X线半价层不同；使用复合滤过板时要注意放置次序。

半价层

使射线的强度被衰减到一半时所需的吸收体厚度。常用来表示X线的质。120kV以下用铝表示，120~400kV用铜加铝表示。

^{60}Co 治疗机产生 γ 射线特点

γ 射线特点 穿透能力强，深度剂量高，适用于治疗深部肿瘤；最大剂量点在皮下0.5cm。皮肤反应轻；次级射线主要向前，旁向散射小，全身反应轻；半衰期短（5.27年），半影大。

半影因素

几何半影 源的尺寸决定。减少源尺寸、限光筒到皮肤的距离，可缩小几何半影。

穿透半影 准直器、限光筒端面和射线不平行决定。同心球面遮光器。

散射半影 介质内偏离射线方向存在旁向散射。和射线质、照射面积、介质有关。

医用直线加速器的特点和性能

1. 种类 电子感应加速器、电子直线加速器（行波和驻波）、回旋加速器。

2. 基本结构和原理 电子枪、加速管、微波功率源及传输系统、束流系统、真空系统、控制系统、治疗头、治疗床。

3. 特点和地位

① 可产生高能电子束（电离效应）和X射线束（Compton效应）。

② 射线能量高，皮肤反应小，能治疗深部肿瘤。

③ 半影小，射野内剂量分布均匀性好。

④ 输出剂量率高，束流稳定。

⑤ 操作简单，但维修复杂。

近距离治疗机

放射源的选择 根据源半衰期、源产生的射线类型和能量、核素丰度、原子序数。

常用放射源 ^{192}Ir 、 ^{60}Co 、 ^{137}Cs 、 ^{125}I 、 ^{90}Sr （电子）、 ^{252}Cf （中子）。

治疗技术 管内、腔内、组织间、敷帖。

剂量学系统

宫颈癌 巴黎系统、斯德哥尔摩系统、曼彻斯特系统。

组织间插植 巴黎系统。

施源器和解剖点的重建方法 正交、半正交、等中心投影、立体平移、变角。

临床步骤

疗前准备和施源器置放。

模拟机架拍摄定位片。

计划系统上重建施源器和解剖点。

设置剂量参考点。

计算剂量分布和照射时间。

步进源 由步进电机控制，单位步长为2.5cm或5cm。

模拟定位机和 CT模拟机

结构 大功率X线球管、影像增强器、治疗床、控制系统。

功能（定位和验证）

靶区及重要器官的定位。

确定靶区的运动范围。

治疗方案的确认。

勾画射野和定位、摆位参考标记。

拍摄定位片或证实片。

检查射野挡块的形状和位置。

CT模拟机：

1. 结构 ①大视野（ $FOV \geq 70\text{cm}$ ）的CT扫描机，②CT图像重建、显示和射野模拟系统，③激光射野模拟系统。

2. 功能 肿瘤定位、治疗方案的模拟和验证。

3. 数字重建影像DRR 利用CT图像重建后得到的透视片，分辨率较XR低。

治疗计划系统

治疗计划设计 对治疗方案进行量化和优化的过程。

1. 2D和3D计划系统差距：2D计划只能作共面射野的计划；剂量计算忽略了射野本身线束的扩散；计算忽略了射野本身线束的扩散；治疗部位的解剖资料不全，不能做组织密度、层间散射等修正；剂量分布只能分层显示，没有计划评估工具。

2. 患者治疗部位数据表达方式：解剖结构主要取自于CT/MRI及其他影像装置。2D计划中解剖结构用少数几个层面的轮廓图表示；3D计划中以3D图形方式表示；解剖结构以CT值的3D矩阵转换成的3D电子密度方式表示。

3. 3D电子密度图表示具体的解剖结构、临床感兴趣区，有利于DVH的计算。

4. 图像登记的目的：建立患者坐标系；重建3D解剖结构；图像融合、叠加和比较；等剂量分布的显示。

5. 图像资料形式：CT、MRI、PET、SPET、X线片、射野证实片、体模图等。

6. CT的缺点：软组织分辨率较差。

7. 射野设计：确定射野的方向和形状，计算剂量分布。

射野设计工具

医生方向观视（REV） 以任意位置观察射野与治疗部位间的相互关系和射野间的相互关系。

射野方向观视（BEV） 沿射野中心轴方向观看射野与治疗部位间的关系。设野、挡块、MLC叶片位置。

计划评估手段

2D计划中等剂量分布曲线叠加在治疗部位的轮廓图上。

3D计划中任意切面内显示，多层面显示。

剂量体积直方图（DVH） 某一剂量区间内出现的体积单元数（频率）。

积分DVH：位于某一剂量水平以上的体积相对于剂量的变化。同一计划不同器官间的剂量分布评估。

微分DVH：位于某一剂量区间的体积相对于剂量的变化。反映多少个体积单元受到某一剂量范围内的照射。

射野挡块及组织补偿

作用 将规则射野变成不规则射野使射野形状与靶区一致，或保护重要组织和器官。

低熔点铅 由50%Bi、26.7%Pb、10%Gd、13.3%Sn组成。熔点70℃，密度9.4g/cm³。

组织补偿 剂量补偿器（修正组织不均匀性）和组织补偿器（修正人体表面弯曲）。

治疗体位及固定技术

仰卧位、俯卧位、侧卧位、坐位等。

体位保持不变或重复性好。

体位固定技术：阳模冲压真空成型、高分子水解塑料热压成型。

第二章 放射治疗临床基础知识

不同分割方案的比较 (表2-1)

表2-1

	常规分割	加速分割	超分割
肿瘤生长速度	中等	快	慢 (有较大的细胞丢失率)
正常组织的效应			
急性反应	中等	较重	中等或较重
晚期反应	中等	中等或较重	轻
优势		杀伤更多肿瘤细胞, 防止肿瘤细胞再群体化, 缩短总治疗时间	小剂量时降低OER, 避免晚期损伤, 允许再氧合, 允许干细胞再群体化
缺点		可导致肿瘤细胞再群体化	分割此时增加

加速分割照射特点

① 在给予总剂量的前提下, 总治疗时间的缩短降低了治疗期间内肿瘤细胞再增殖的概率, 提高了肿瘤的控制率。

② 因总治疗时间对晚期正常组织的发生影响很小 (分次剂量不增加, 分次照射之间的时间足以使损伤得到完全修复), 因此可以实现治疗增益。

③ 当总治疗时间显著缩短时, 总剂量必须相应减少以防止发生极度严重的急性反应, 治疗时间的缩短使控制肿瘤细胞再增殖所需的剂量可相应减少, 而同时急性反应的最大耐受量也要求照射剂量有所降低, 只是在前一个“剂量减少”多于后者时, 实施治疗方案才能获得治疗增益。

A型加速分割方案是一种显著缩短疗程时间的分割方式, 因此总剂量亦相应明显的降低。

B型和C型加速分割方案的治疗时间稍有缩短, 而总剂量与分段治疗的同期