

三维适形放射治疗计划系统

刘 迎 著

中国原子能出版社

三维适形放射治疗计划系统

刘 迎 著

中国原子能出版社

图书在版编目(CIP)数据

三维适形放射治疗计划系统 / 刘迎著. —北京:中国原子能出版社,2013. 12
ISBN 978-7-5022-6104-7

I. ①三… II. ①刘… III. ①放射治疗学 IV. ①R815

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2013)第 275838 号

内 容 简 介

本书由中国工商大学刘迎教授撰写,详细介绍了三维适形放射治疗计划系统(CCRT)的基本概念、基本算法以及系统涉及的全部功能。
适合从事三维放射治疗计划系统的研究人员阅读。

三维适形放射治疗计划系统

出版发行 中国原子能出版社(北京市海淀区阜成路 43 号 100048)
责任编辑 左浚茹
装帧设计 崔 彤
责任校对 冯莲凤
技术编辑 丁怀兰
印 刷 北京九州迅驰传媒文化有限公司
经 销 全国新华书店
开 本 890 mm×1240 mm 1/16
印 张 5.25
字 数 166 千字
版 次 2013 年 12 月第 1 版 2013 年 12 月第 1 次印刷
书 号 ISBN 978-7-5022-6104-7 定 价 50.00 元

网址:<http://www.aep.com.cn> E-mail:atomep123@126.com
发行电话:010-68452845 版权所有 侵权必究

本著作受“北京市属高等学校科学技术与研究生教育创新工程建设项目”资助。

项目编号 1:PXM2012_014213_000037

项目编号 1:PXM2012_014213_000079

前言

随着计算机图形学技术在现实生活中的普及,计算机图形学的研究领域越来越广泛。在计算机图形学的各种应用中,用计算机仿真现实的危险过程已经是非常普遍的现象。应用在医学肿瘤治疗中,在计算机上精确仿真医学加速器的治疗结果,选择最佳治疗方案用于患者真正的治疗,这个过程在计算机上的实现就是治疗计划系统(TPS, Treatment Plan System)。

目前的临床放射治疗包括立体定向放射外科、立体定向放射治疗、三维适形放射治疗和调强治疗^[1]。这些临床放射治疗都需要专用的复杂计算机软件系统(治疗计划系统)来配合加速器工作^[2]。相应的软件系统根据其工作过程可分为适形放射治疗^[3]或经典适形放射治疗(CCRT, Classical Conformal Radiation Therapy)和适形调强放射治疗或逆向治疗计划系统(IMRT, Intensity Modulated Radiation Therapy)^[4]。本书针对适形放射治疗,也即传统的治疗计划系统进行完整的阐述。

适形放射治疗系统的一般操作步骤是:① 获取二维医学影像,前期多采用扫描医学胶片的方法,后期可直接得到符合 DICOM 3.0 标准的医学影像。② 对二维医学影像序列进行排序,得到各二维影像间正确的几何位置关系。③ 对二维医学影像进行处理,得到病灶及其周围组织的几何^[5,7]、物理参数信息。④ 利用计算机图形学算法^[3,6]三维重建病灶及其周围组织。⑤ 设计治疗计划(CCRT)。如果是 IMRT 软件系统,则由计算机逆向优化得到治疗计划^[8]。⑥ 根据治疗计划计算三维空间剂量场分布,如采用算法^[10],这是一个很复杂的过程。⑦ 分析评估治疗计划^[1-2]。通常采用 DVH 图、二维等剂量线、三维等剂量面方法。⑧ 输出治疗计划。可通过打印治疗计划手工输入到加速器或者直接通过计算机传递治疗计划到加速器。⑨ 使用加速器根据治疗计划对患者做实际的治疗。

本书第 1 章首先介绍三维适形放射治疗计划系统涉及的基本概念及术语,并给出基本的操作步骤,必需的功能。本书从第 2 章到第 6 章,详细介绍三维适形放射治疗计划系统涉及的各个功能,以及作者所做的工作和取得的成果。

各章内容安排如下:

第 1 章首先给出三维适形放射治疗计划系统涉及的基本概念,基本分类,并给出各种治疗计划系统的操作步骤,给出三维适形放射治疗计划系统必须具备的功能并介绍了 CCRT 涉及的学科领域。

第 2 章介绍医学加速器、患者医学影像在计算机上的三维建模方法。

第 3 章介绍加速器高能射线计算模型,高能射线人体内深度计算算法,以及笔形束计

算模型的计算机实现具体算法细节。

第4章介绍治疗计划的评估方法。

第5章讨论了计算机模拟的计算结果与实际高能射线的测量结果对比验证。

第6章给出了三维放射治疗计划系统的发展趋势。

本书涉及计算机图形学,计算机图像学,高能物理,科学计算可视化等领域,由于作者学识水平有限,实践经验不足,书中难免有不妥之处,殷切希望使用本书的读者、专家给予批评指正。

刘 迎

2013年10月

目 录

第 1 章 放射治疗基础	1
1.1 绪论	1
1.1.1 研究背景	1
1.1.2 基本概念	2
1.1.3 治疗计划系统分类	4
1.2 CCRT 基本操作过程	6
1.2.1 患者二维医学影像的获取	6
1.2.2 患者二维医学影像的排序	6
1.2.3 患者二维医学影像轮廓识别	7
1.2.4 重建患者的三维人体模型	8
1.2.5 制定治疗计划	8
1.2.6 计算治疗结果	8
1.2.7 显示计算结果	9
1.2.8 计算结果评估与检测	9
1.2.9 输出治疗计划	9
1.3 CCRT 涉及学科领域及算法	9
1.3.1 计算机图像	9
1.3.2 计算机图形学	10
1.3.3 数据库技术	10
1.3.4 科学计算	10
1.3.5 高能物理——高能射线粒子	10
第 2 章 三维建模	12
2.1 坐标系统	12
2.1.1 治疗坐标系——右手系	12
2.1.2 束流坐标系——右手系	12
2.1.3 患者坐标系——左手系	12
2.2 加速器三维模型	13
2.2.1 几何模型	13
2.2.2 物理模型	15
2.3 患者三维模型	19
2.3.1 患者二维影像	19
2.3.2 患者三维模型重建	29
第 3 章 计算模型	35
3.1 计划设计	35
3.1.1 患者参数设计	35
3.1.2 加速器参数设置	36
3.1.3 计划设计	36

3.1.4	BEV 图	38
3.2	计算模型	39
3.2.1	蒙特卡罗模型	39
3.2.2	半经验公式模型	41
3.2.3	笔形束模型	41
3.3	笔形束剂量计算实现	41
3.3.1	计算前预处理	42
3.3.2	剂量计算	45
第 4 章	计划评估	54
4.1	DVH	54
4.1.1	DVH 图原理	54
4.1.2	DVH 图中靶区评价	55
4.1.3	DVH 图中危及器官的评价	55
4.2	等剂量线/面	56
4.2.1	三维剂量场可视化	56
4.2.2	二维等剂量线	56
第 5 章	计算结果检验	59
5.1	TG23 检验	59
5.1.1	TG23 标准数据	59
5.1.2	TG23 基本数据	59
5.1.3	TG23 测量数据	60
5.1.4	剂量计算性能要求	60
5.1.5	剂量计算结果检测	61
5.2	治疗计划输出	64
5.3	治疗模拟器	66
第 6 章	TPS 发展趋势	68
参考文献		70
图目录		72
表目录		75

第 1 章 放射治疗基础

1.1 绪 论

1.1.1 研究背景

1.1.1.1 放射治疗概念

(肿瘤)放射治疗是利用放射线如放射性同位素产生的 α 、 β 、 γ 射线和各类 X 射线治疗机或加速器产生的 X 射线、电子线、质子束及其他粒子束等治疗恶性肿瘤的一种方法。

肿瘤放射治疗(简称放疗),就是用放射线治疗癌症。放射治疗已经历了一个多世纪的发展历史。在伦琴发现 X 射线、居里夫人发现镭之后,很快就分别用于临床治疗恶性肿瘤,直到目前放射治疗仍是恶性肿瘤重要的局部治疗方法。大约 70% 的癌症病人在治疗癌症的过程中需要用放射治疗,约有 40% 的癌症可以用放疗根治。放射治疗与手术治疗一样,是一种局部治疗,其目标是提高放射治疗增益比,即最大限度地将剂量集中在病变区,杀死肿瘤细胞,使周围正常组织和器官少受或免受不必要的辐射。放射治疗在肿瘤治疗中的作用和地位日益突出。放射治疗已成为治疗恶性肿瘤的主要手段之一。

放射疗法仅有几十年的历史,但发展较快。由于超高压治疗机的使用,辅助工具的改进和经验的积累,治疗效果得到显著提高,目前已成为癌症治疗中的最重要手段之一。中国约有 70% 以上的癌症需用放射治疗,美国统计也有 50% 以上的癌症需用放射治疗。放射治疗几乎可用于所有的癌症治疗,对许多癌症病人而言,放射治疗是唯一的治疗方法。

临床上的放射疗法需要使用医用加速器。医用加速器有电子感应加速器和电子直线加速器。前者输出高能电子束,后者输出高能电子束(8~14 MeV,主要针对浅表层肿瘤)和高能 X 射线(4~10 MV,穿透力强,皮肤受量少)。医用加速器中用的最多、技术发展最快的是电子直线加速器。

临床用的医用电子直线加速器如图 1-1、图 1-2 所示。

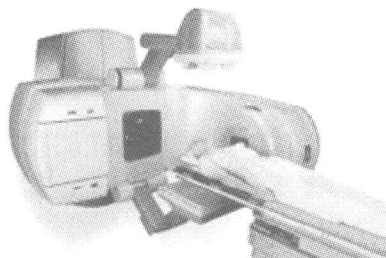


图 1-1 医用电子直线加速器-1

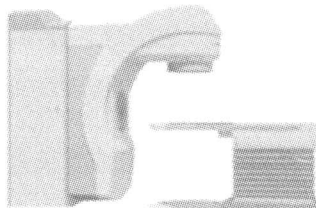


图 1-2 医用电子直线加速器-2

1.1.1.2 放射治疗计划系统

任何学科的发展都离不开计算机技术。计算机图形学(Computer Graphics)是近三十年来发展迅速,应用广泛的新兴学科,是计算机应用的主要分支之一。它主要研究怎样用数字计算机生成、处理和显示图形。计算机图形学在近十年来取得了突飞猛进的发展,在进入 21 世纪的今天,则更是呈现出日新月异的景象。各个学科的可视化发展都离不开计算机图形学技术,放射治疗也不例外。

随着计算机图形学技术在现实生活中的普及,计算机图形学的研究领域越来越广泛。在计算机图形学领域,计算机模拟仿真危险过程的应用日渐增多。在医学肿瘤的治疗过程中,在计算机上精确仿真

医学加速器的治疗结果,选择最佳治疗方案用于患者真正的治疗,这个过程在计算机上的实现就是放射治疗计划系统(RTPS,Radiation Therapy Planning System)。

放射治疗计划系统(一个专用的计算机系统)是一种医疗设备,通过对放射源和患者建模,来模拟计划实施的放射治疗,系统采用一个或多个算法对患者体内吸收剂量分布进行计算。计算结果供放射治疗计划制定者使用。放射治疗计划系统是放射治疗质量控制和质量保证必不可少的手段,放射治疗计划是放射治疗过程的重要环节,需要在放射治疗计划系统上进行。

放射治疗计划就是在专用计算机系统的帮助下确定照射方式,计算出该照射方式的照射剂量结果,重复调整照射方式,直到满意为止。治疗计划是放疗技术特别是精确放疗技术实现的中枢环节。治疗计划系统的使用需要具备专业经验的经过特别培训的物理师和医师,其中医师确定肿瘤靶区和危及器官、临床剂量要求、评价治疗方案,物理师则负责设计并修改照射方案、从剂量学角度协助医师评价结果、输出各种治疗所需资料等其他技术工作。

1.1.1.3 三维适形放射治疗计划系统

三维适形放射治疗计划系统和调强放疗计划系统是目前放射治疗中使用最广泛、最完善和精度最高的治疗计划系统。三维计划肿瘤定义精度高、整体位置精度高重复性好、剂量精度高,可以从三维方向计算和调整射线剂量分布,提高了几乎所有临床肿瘤疗效并降低正常组织的副作用。调强照射计划和三维计划在很多方面相同或相似,但使用了逆向计算机优化系统,可自动计算出最佳治疗方案,通过配合特殊的射线控制方法和配套的硬件,可以更精确、有效地进行放射治疗。放射治疗计划过程包括患者数据获取、照射方案设计优化、照射方案实施准备三个环节。三维放射治疗、调强放射治疗、X刀治疗患者数据通常是通过网络获取精确定位下的CT(或MR)数据。治疗方案设计首先由医师定义肿瘤解剖结构和其他组织器官结构,然后由物理师做照射方案设计并计算出剂量分布等结果,再由医师和物理师一起进行评价、修改、确定方案。这个环节确定了治疗可能达到的质量。在确定技术方案后,物理师输出各种技术数据。对三维技术,主要包括挡铅模具设计、各个方向射线的多少和如何将患者移动到正确的位置。对调强技术,还需要满足如何控制调强设备、如何验证等特别复杂的技术要求。

综合上述,三维适形放射治疗系统是基于计算机运行的一个软件,它利用计算机模拟放射治疗效果,辅助设计放射治疗计划。该软件涉及大量复杂的算法,涉及多个学科领域,如计算机图形学、高能放射物理学、计算机图像、科学计算可视化等。三维适形放射治疗计划系统的几个关键部分包括:剂量学模型、几何定位计算精度、智能化程度(如自动寻优功能)、可视化程度、人机交互性能等。

1.1.2 基本概念

在三维适形放射治疗计划系统中,涉及如下基本概念。

治疗计划(Treatment Plan):根据患者肿瘤的形状和位置,确定加速器的治疗方案,成为治疗计划。

放疗计划系统(Therapy Plan System):通常叫它英文名TPS,它实际上是一台专为计算放射剂量分布的专用计算机,它较人工计算快且准确,能校正组织不均匀性。

图像序列(Image Sequence):在不同时间、不同方位对目标依序连续获取的系列图像。

肿瘤体积(GTV,Gross Tumor Volumn):为已经得到证实的肿瘤范围。这部分区域必须接受适当的剂量,才能达到根治方案的最终局部控制目的。

临床靶区体积(CTV,Clinical Target Volumn):为GTV+亚临床病变区,即外周临近的局部亚临床播散区,它包含离散的癌细胞群落,甚至围观的扩散区。

内移动靶体积(ITV,Internal Target Volumn):为补偿治疗时的生理运动和相对于内参考点及相应坐标系的CTV大小、形状、位置的变化,必须对CTV加一扩边。这一扩边在CTV周围常是非对称的。

计划靶区体积(PTV,Planing Target Column):为CTV+一定范围的边缘(在各个方向上的边缘)。从治疗计划及摆位实践考虑,CTV的外周还要留余地,以确保肿瘤组织的大小和位置发生变动时仍保持在射野内,这一扩大的区域就是计划靶区。

治疗体积:指接受了局部治疗剂量的体积,是肿瘤放疗医生根据治疗目标(根治,姑息)选定的等剂量面包绕的区域。此区域内最理想化的处方剂量应该仅限施与 PTV。

照射体积:指与正常组织耐受剂量有关的剂量体积在设计治疗计划之前确定的恶区域包括粗估的肿瘤范围(GTV)。

风险器官(Organs at Risk):勾画 PTV 时接受折中方案是由于风险器官的存在。这种器官是辐射敏感的、临近 PTV 的正常组织,它可显著地影响治疗计划和(或)所施与的吸收剂量水平。

一般情况下: $GTV \leq CTV \leq PTV$ 。PTV、ITV、CTV、GTV 几何体积如图 1-3 所示。

等剂量线:在二维平面上,接受的放射剂量绝对值相等的点连成的曲线。

等剂量面:在三维空间内,接受的放射剂量绝对值相等的点连成的曲面。

剂量体积直方图:(DVH,Dose Volume Histogram)。直方图是用面积表示各组频数的多少,矩形的高度(Y 轴)表示每一组的频数或频率,宽度(X 轴)则表示各组的组距,因此其高度与宽度均有意义。体积剂量直方图中,横轴 X 表示剂量(Dose),纵轴 Y 表示体积(Volume)。

DVH 实际上是提供操作者一个这样的信息:相对剂量 a 的等值面包含某个器官体积百分值 b 。所以对于—个器官的 DVH 曲线:1)需计算该器官的总体积;2)对于横坐标的一个相对剂量 a ,积分 DVH 需计算该器官相对剂量超过 a 的体积占总体积的百分比;微分 DVH 需计算该器官相对剂量等于 a 的体积占总体积的百分比。

DVH 评估图:感兴趣结构的体积与该体积所受剂量的直方图。

处方剂量:剂量单位 Gy 或 cGy,1 Gy=100 cGy。计划系统可以计算出靶区总的剂量值,以 cGy 单位给出。

多叶准直器:是用来产生适形辐射野的机械运动部件,俗称多叶光栅、多叶光阑等。

医学图像融合(IF,Image Fusion):是指将两幅(或两幅以上)来自不同成像设备或不同时刻获取的已配准图像,采用某种算法,把各个图像的优点或互补信息有机结合起来,获得信息量更丰富的新图像的技术。

定位标记点:由定位框架或标识点在诊断图像上形成的用以建立定位参考系的一组像点。

等剂量曲线:将 X 射线束中心轴上的某一百分深度剂量与中心轴周围深度剂量相同的点都连接起来,即成等剂量曲线。

横断面剂量分布:剂量在横断面的二维等剂量曲线图。

冠状面剂量分布:剂量在冠状面的二维等剂量曲线图。

矢状面剂量分布:剂量在矢状面的二维等剂量曲线图。

射束方向观(BEV,Beam's EyeView):模拟观察者沿辐射束的方向的观察视野。

室眼观(REV,Room's EyeView):模拟观察者处于治疗室三维空间中的观察视野,以射线束为观察角,在三维环境中直接模拟照射时 X 射线束与敏感组织、病灶的空间几何关系。

头/体部架:带有定位标志杆的框架,用于确定病灶的空间位置。

DICOM:Digital Imaging and Communication in Medicine,医学数字成像与通讯。

病灶:病灶是指肿瘤、血管畸形等其他病变组织。

敏感组织:对放射线敏感、功能重要、在治疗中需保护的组织和器官。例如:眼晶体、视神经、视交叉、脑干、脊髓、性腺等。

感兴趣结构:指治疗者感兴趣和关注的组织。例如:头颅外轮廓、体部外轮廓、病灶、敏感组织等。

靶点:放射手术治疗中,向患者体内辐照一定吸收剂量的治疗目标区。

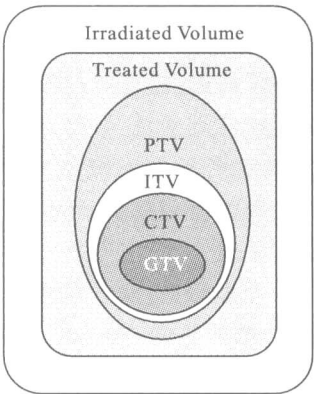


图 1-3 放疗靶区定义

立体定位框架:具有三维坐标定位功能,用于在诊断扫描时确定靶点坐标值和在治疗中确定二次等中心点与靶点相对位置。

旋转角度:指治疗头做治疗时的旋转角度。

准直器:为圆柱形限束筒,用于限定 X 射线照射野大小以适应治疗需要。

治疗计划:治疗病人所需参数的总和。例如:靶点数目和位置、准直器型号、治疗床角度和治疗弧等。

治疗计划系统:进行治疗计划的设计,主要是进行剂量分布的计算和治疗计划的选优的计算机系统,称为治疗计划系统。

照射野:X 射线束经过准直器后,在过等中心且与 X 射线束中心轴垂直的平面内 50% 等剂量曲线形成的区域。

治疗坐标系:病人躺在治疗床上,由病人的右到左为 Lat(X)轴的正向,由病人垂直朝上的方向为 A-P(Y)轴的正向,Axial(Z)轴正向符合左手坐标系规则。

标志杆:在 CT 定位架上,并能在 CT 上清晰显示出来,以确定病灶位置的圆杆。

定位箱:带有标志杆的定位框架,用于确定体内病灶的位置。

负压袋:放在定位箱内,用来固定人体位置的袋子。

CT 定位架:带有定位标志杆的框架,可在 CT 上确定出病灶的位置。

三维调节机构:具有三维坐标调节和绕垂直轴线回转的功能,用于在治疗时将靶点定位于等中心点的装置。

二次等中心回转臂:在二次等中心机架架上,且能绕等中心轴线转动,其前端可装夹准直器的装置。

准直器万向连接器:安装于加速器治疗头上,并与装夹于二次等中心回转臂上的准直器柔性连接的装置。

机械等中心:二次等中心回转臂的回转轴线、准直器轴线与三维调节机构回转轴线的交点。

零位指示器:指示等中心位置的装置。

调节座:安装在加速器治疗头上,用于固定及调节准直器的装置。

1.1.3 治疗计划系统分类

目前的临床放射治疗包括立体定向放射外科、立体定向放射治疗、三维适形放射治疗和调强治疗^[1]。这些临床放射治疗都需要专用的复杂计算机软件系统(治疗计划系统)来配合加速器工作。相应的软件系统根据其工作过程可分为适形放射治疗^[3]或经典适形放射治疗(CCRT, Classical Conformal Radiation Therapy)和适形调强放射治疗或逆向治疗计划系统(IMRT, Intensity Modulated Radiation Therapy)^[4]。

立体定向放射外科是立体定向技术与放射治疗学相结合而形成的一门新兴学科,属于立体定向外科学科范畴。是指利用立体定向技术对颅内靶点精确定位,单次大剂量放射线集中照射于靶组织,使之产生局灶性坏死,从而达到类似手术治疗的效果。

围绕立体定向放射外科的概念,不同医疗设备的发明及新技术相继出现。20 世纪 80 年代,Colombo 和 Betti 等学者对医用直线加速器加以改进,增加了立体定向系统和准直器,采用非共面多弧度小野三维集束照射病灶,取得了与 γ 刀类似的治疗效果。将这种经过改进的直线加速器称为 X 刀(X-knife)。一般采用分次治疗,在学术界称为立体定向放射治疗(SRT, Stereotactic Radiotherapy)。

立体定向放射治疗基于多个小射野在三维空间从多个方向集中照射病灶。立体定向放射治疗是使用专用的立体定位装置,通过 CT 或 MRI 扫描定位,利用聚焦的原理,将各个照射野或照射弧的放射线集中到肿瘤区(靶区),而靶区周围正常组织受量很少。所以物理上精确定位和计算机上精准的立体定向系统是核心。

随着影像诊断与放疗技术的不断改进,采用高能 X 射线或 γ 射线、电子束、质子束等围绕靶点连续旋转或固定野集束照射,可在照射部位得到与靶区断层图相适形的剂量分布,使放射线最大限度地集中在病变靶区内。在治疗病人时,首先根据 CT、MRI 所得的病灶(靶区)与周围器官和组织的三维解剖,

利用计划系统计算出射野照射方向上应有的强度分布,然后按照设计好的强度分布在治疗机上实施治疗。这种方法称为适形放射治疗,即高放射剂量区(照射野)形态与肿瘤(靶区)形态一致。由于靶区总是立体的,且又是用放射线治疗,故又称三维适形放射治疗。

三维适形放射治疗计划系统适用于大多数不规则形状的凸形肿瘤,但对于外形及不规则的肿瘤,尤其是凹形肿瘤或与重要脏器位置靠近的肿瘤,三维适形放射治疗计划系统仍不能满足需求,在这种情况下应该选择调强放射治疗(IMRT,Intensity Modulated Radiation Therapy)。当要求适形治疗靶区内及靶表面剂量分布均匀,则必须使每个照射野内剂量率能按要求调整,并使靶区剂量很高,周围组织剂量很低,该照射方式称为调强放疗。调强放射治疗是在多野照射的基础上,根据肿瘤的情况每个照射野给予不均匀的剂量,通过调节剂量强度达到适形照射的要求。

图 1-4 是传统三维适形放射治疗和调强放疗的对比流程图。

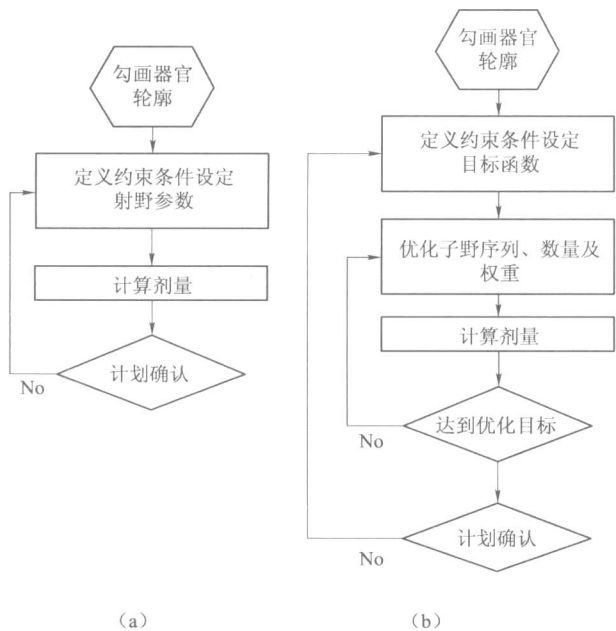


图 1-4 传统计划与调强计划流程对比
(a) 传统计划;(b) 调强计划

放射治疗系统有不同的分类方法。

按照维数分为二维和三维,指计算模型和计算结果的显示的维数。二维放射治疗系统的计算模型和结果显示都局限在二维平面内;三维放射治疗系统的计算模型和结果除了基本的二维平面内,还扩展到三维空间范围。

按照治疗技术分为外照射(External Radiotherapy)和内照射(Brachy Radiotherapy)。

按照治疗模式分为常规放疗、适形放疗、调强放疗。三者的治疗效果见图 1-5。图 1-5 中,左图为三

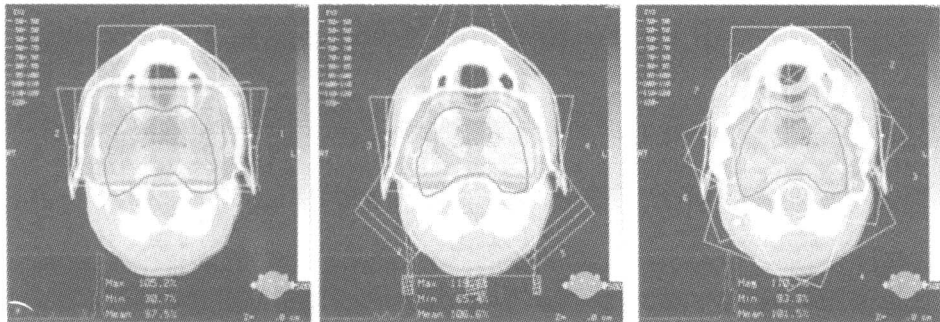


图 1-5 常规放疗、适形放疗、调强放疗结果对比图

个照射野的常规放疗;中图是 6 个照射野的适形放疗;右图是 7 个照射野的调强计划。图中中心区域的粗曲线是病灶。中间区域是 100%等剂量区,其外周是 70%等剂量区。图示可明显得出结论:调强能够达到最好的适形治疗效果。

本书针对外照射的三维适形放射治疗(CCRT)系统进行完整的阐述。

1.2 CCRT 基本操作过程

图 1-6 是 CCRT 适形放射治疗的操作流程示意图。CCRT 操作一般按照以下几个步骤进行:

- ① 患者摆位,一般需要定向定位框架。
- ② 获取带有定向框架的二维医学影像,前期多采用扫描医学胶片的方法,后期可直接得到符合 DICOM 3.0 标准的医学影像。
- ③ 对二维医学影像序列进行排序,得到各二维影像之间正确的几何位置关系。
- ④ 对二维医学影像进行处理,勾画二维器官病灶,得到病灶及其周围组织的几何^{[5][7]}、物理参数信息。
- ⑤ 利用计算机图形学算法^{[3][7]}三维重建病灶及其周围组织。
- ⑥ 制订治疗计划(CCRT)。如果是 IMRT 软件系统,则由计算机逆向优化得到治疗计划^[4]。
- ⑦ 根据治疗计划计算三维空间剂量场分布,如采用算法^[9],这是一个很复杂的过程。
- ⑧ 分析评估治疗计划。通常采用 DVH 图、二维等剂量线、三维等剂量面方法。
- ⑨ 输出治疗计划。可通过打印治疗计划手工输入到加速器或者直接通过计算机传递治疗计划到加速器。
- ⑩ 使用加速器根据治疗计划对患者做实际的治疗。

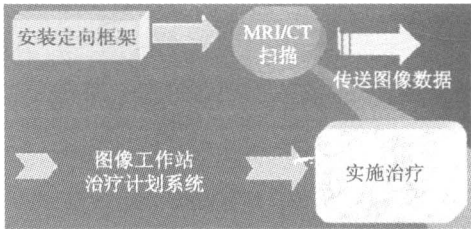


图 1-6 CCRT 操作流程示意图

1.2.1 患者二维医学影像的获取

用于三维适形放射治疗系统的医学影像成像技术主要有三种:正电子放射层析成像技术(PET)、X 射线层析成像技术(CT)、磁共振成像技术(MRI)。

成像后的影像数据获取有两种方法:扫描胶片影像和电子数据。

由于商业垄断原因,医学影像格式对外不开放,在这种情况下得到数据也没有用处。所以前期放疗计划系统多采用扫描方式获取患者医学影像数据。随着医学软硬件和网络的普及,医学影像数据越来越趋向于标准化,DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine)协议应运而生。DICOM 包括数字成像和通信两个方面,是由美国放射学院(ACR,American College of Radiology)和国家电气制造商协会(NEMA,National Electrical Manufactures Association)共同制定的。目前,医学影像数据通讯存储格式一般遵循 DICOM 标准。现在广泛使用的是 DICOM 3.0 标准。

图 1-7 患者二维影像,左图是扫描胶片得到的图像,右图是通过网络传输得到的符合 DICOM 3.0 标准的患者医学影像断层图像。

1.2.2 患者二维医学影像的排序

得到二维医学影像后,要进行各断层图像排序,重新构造断层图像间的空间几何关系,以便后期生成患者三维数据。排序主要有三种方法:手工排序、辅助定位架排序、自动排序。

早期扫描胶片方法获取的二维影像,各图片没有序列关系,但每幅影像图片上都有标明影像断层的相对位置,此时需要为每幅图片手工输入影像断层的这个相对位置值,需注意长度单位。结合每幅影像图片的比例(因为是扫描图片,所以必须手工设置得到比例——图片上像素与实际大小的比例关系)信息,构成患者三维空间数据所需的信息都已获取,然后可以进行后续的勾画轮廓(1.2.3 患者二维医学

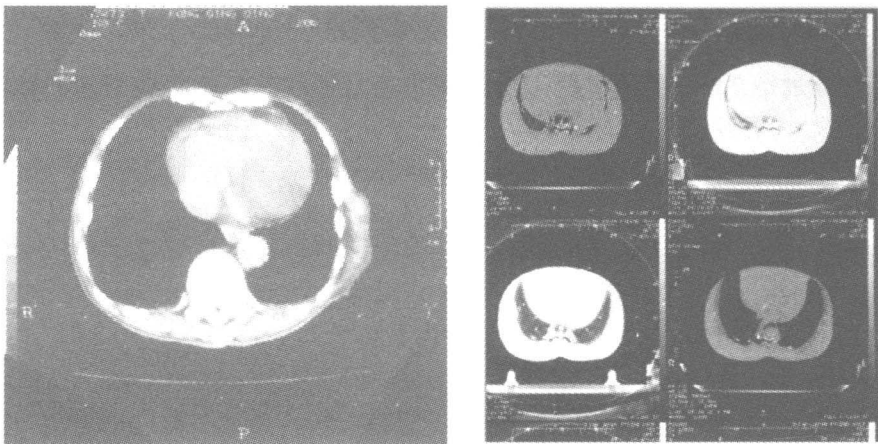


图 1-7 患者二维影像(左图为扫描胶片图像,右图为 DICOM 传输图像)

影像轮廓识别),患者三维人体模型重建(1. 2. 4 重建患者的三维人体模型)。

要求精确摆位的放射治疗系统,医学影像成像时需要辅助以定位装置,如果采用九点定位方法,则可以通过半自动方法得到二维影像序列的断层图像关系,参见九点配准。

目前广泛使用符合 DICOM 协议的医学影像,这些断层影像直接包含有各断层相对位置信息,断层比例信息。可利用这些信息自动生成患者三维模型。图 1-8 是患者二维断层与三维模型示意图,其中左图为患者二维断层图像,中图为患者冠状图(从患者正面观察患者),右图为患者矢状图(从患者侧面观察患者)。

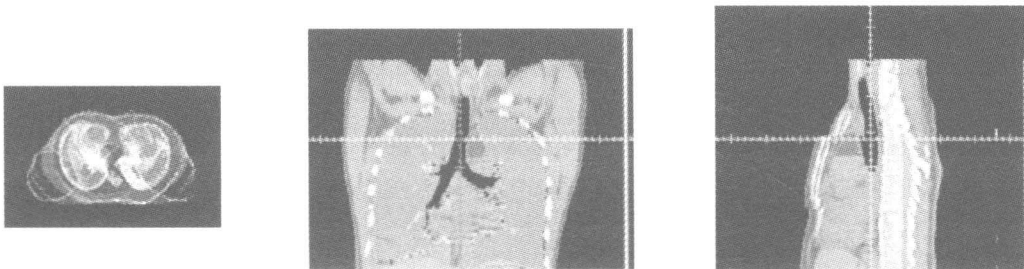


图 1-8 二维断层图像与三维患者模型示意图

1. 2. 3 患者二维医学影像轮廓识别

放射治疗是为了给予肿瘤区域高剂量区以尽可能杀死肿瘤细胞,同时保护其周围的敏感器官,以便其正常组织细胞所受伤害最小。所以放疗系统要勾画肿瘤和重要器官轮廓,分析治疗计划使得肿瘤接受到的剂量分布,也要分析周围敏感器官的所接受的剂量分布,确定这个剂量分布的最优可能性。基于这个原因,必须在患者二维影像上勾画重要(敏感)器官和肿瘤。勾画方法有手工勾画和自动轮廓识别,如图 1-9 所示,具体参见 2. 3. 1. 5 器官识别。

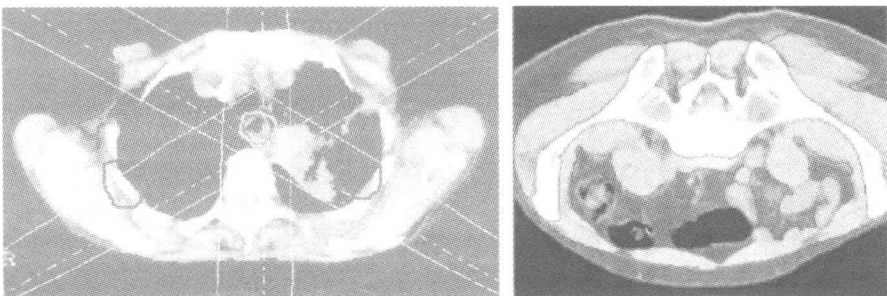


图 1-9 患者二维影像轮廓勾画(左图为手工勾画轮廓;右图为自动识别轮廓)

1.2.4 重建患者的三维人体模型

放疗计划系统通过建立三维人体模型,可以帮助医生直观地观察患者体内肿瘤病灶及周围敏感正常组织的形态位置尺寸,并获得其量化指标,从而更加准确地制订治疗计划。

有了前面的 1.2.2(患者二维医学影像的排序)信息基础,在二维图像上勾画的轮廓(1.2.3 患者二维医学影像轮廓识别)虽然是像素单位,但可以转换为患者三维空间的实际大小。因此可以重建患者三维模型——带有肿瘤和重要器官的三维模型。

三维重建方法有三种:基于等直面提取的方法(图 1-10 左图)、基于轮廓线的方法(图 1-10 中图)、基于体数据的方法。具体方法参见 2.3.2 患者三维模型重建。

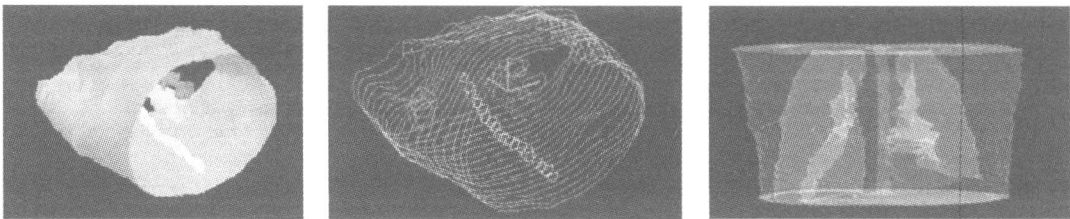


图 1-10 患者三维模型(左图为面片模型;中图为线框模型;右图为透明模型)

1.2.5 制定治疗计划

放射治疗计划系统是放射治疗的质量保证(QA, Quality Assurance)必不可少的工具。它通过对放射源(加速器)和患者建模(计算机模型),模拟治疗计划及治疗结果——剂量场在人体内的三维空间分布来评估治疗计划的可行性及治疗计划的优劣。

制定治疗计划需要给出放射源加速器的束流个数,每个束流机臂角度,机头角度,处方剂量(单位 cGy)等信息,计算出最后的每个束流机器跳数(单位 Mu)。参见治疗计划输入示意图(图 1-11)。

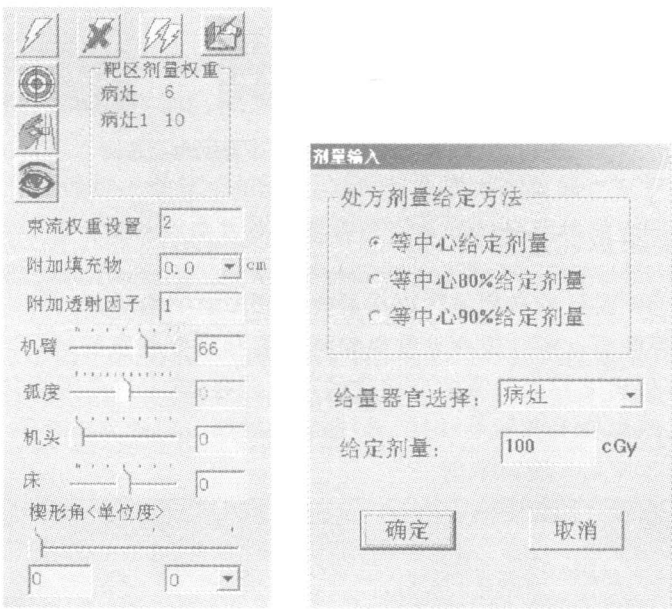


图 1-11 治疗计划输入示意图

1.2.6 计算治疗结果

根据治疗计划计算得到治疗结果——剂量场在人体内的三维空间分布。计算模型有经验模型、卷

积/叠加模型、笔形束模型、蒙特卡罗等。不论哪种计算模型,都很复杂。

剂量计算和剂量分布一直是放射治疗中的重点和难点。剂量计算是否准确、高效,剂量曲线分布是否正确是放射治疗成败的关键^[10]。

治疗计划的具体计算模型参见第 3 章计算模型。

1.2.7 显示计算结果

剂量计算结果可以通过在不同的断层图像上直观地观察二维等剂量线/面分布图(图 1-12)来展示,可以展示三维空间等剂量面分布图(图 1-13),还有横断面,矢状面,冠状面等剂量线/面分布图等方式直观显示剂量计算结果。

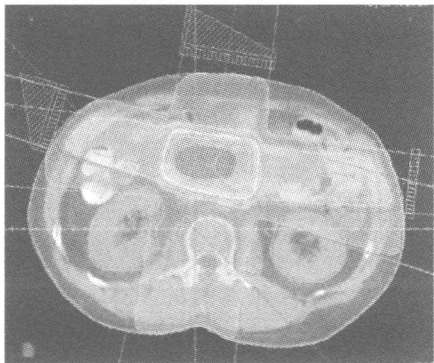


图 1-12 断层二维等剂量线/面分布图

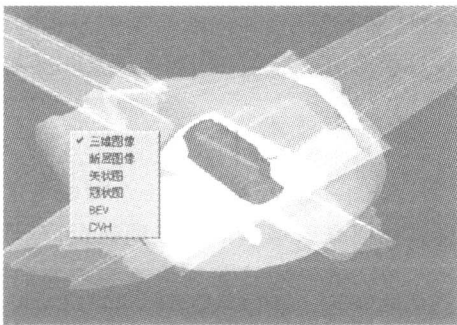


图 1-13 三维等剂量面分布图

1.2.8 计算结果评估与检测

计算结果检测分为两种,在不同时期进行。首先要检测计算模型计算准确率是否符合放疗系统标准的要求,即计算模型的准确率。其次要评估每个治疗计划的可实施性,即对患者实施的每个具体计划的可实施性。

放疗计划系统不论采用哪种计算模型,其准确率最终结果要满足 TG23 检测,参见 5.1 TG23 检验。

针对患者的每个具体治疗计划,评估方法有等剂量线,等剂量面的直观方法,参见 4.2 等剂量线/面,还有 DVH(剂量体积直方图)评估方法,参见 4.1 DVH。

1.2.9 输出治疗计划

输出有两种,打印输出和 DICOM 通讯传输。

打印输出应包括每个照射野的机臂参数,机器跳数。输出还包括可选的二维、三维等剂量线分布图输出。

符合 DICOM-RT 协议的治疗参数也可直接传至治疗机(加速器)。

1.3 CCRT 涉及学科领域及算法

1.3.1 计算机图像

图像是现代信息社会最基本的信息。数字图像处理的研究对象是图像处理技术,这是计算机技术的重要分支和发展方向。数字图像处理是许多学科,包括医学的重要基础。

图像处理就是利用计算机对图像进行处理。主要包括以下几项内容:点运算、几何处理、算术处理、图像增强、图像复原、图像重建、图像编码、图像识别、图像理解等。