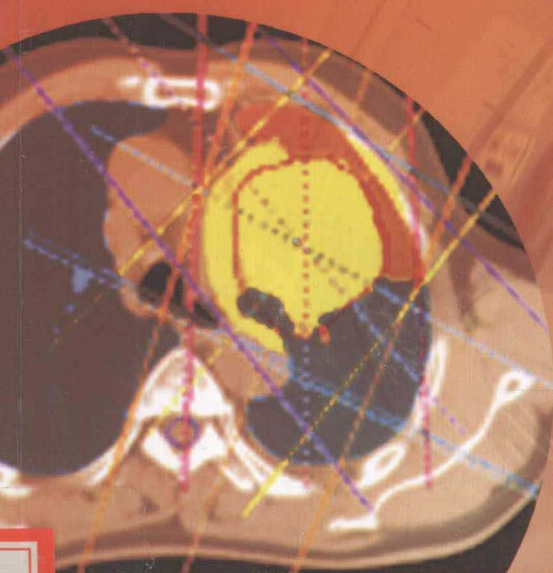




中国科学院教材建设专家委员会规划教材
全国高等医学院校规划教材

肿瘤精确放射治疗 计划设计学

王若峥 尹 勇 主编



科学出版社

中国科学院教材建设专家委员会规划教材
全国高等医学院校规划教材

肿瘤精确放射治疗 计划设计学

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

本书立足于当前国内精确放疗的实际情况,兼顾知识性、启发性。全书共分为十三章,从肿瘤精确放疗中的相关影像技术、靶区和危及器官的规范化定义、IMRT 原理及放射生物学入手介绍了放射治疗工作中的基本内容和基本概念。在此基础上,对每一种常见肿瘤的基本情况、放射治疗原则及技术方案等方面进行了简述;并对各肿瘤精确放疗计划的设计与优化进行详细讲解,其中大部分内容体现了编者近二十年来精确放疗技术应用的经验和技巧。

本书适用于从事放射治疗工作的专业人员、研究生、住院医师和实习生,对基层单位开展科研和教学工作有较高的参考价值。

图书在版编目(CIP)数据

肿瘤精确放射治疗计划设计学 / 王若峥,尹勇主编. —北京:科学出版社,2014.8

中国科学院教材建设专家委员会规划教材·全国高等医学院校规划教材
ISBN 978-7-03-041798-5

I. ①肿… II. ①王… ②尹… III. ①肿瘤-放射治疗学-医学院校-教材
IV. ①R730.55

中国版本图书馆 CIP 数据核字(2014)第 197294 号

责任编辑:李国红 朱 华 / 责任校对:桂伟利

责任印制:李 利 / 封面设计:范璧合

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>

北京世汉凌云印刷有限公司 印刷

科学出版社发行 各地新华书店经销

*

2014 年 8 月第 一 版 开本:787×1092 1/16

2014 年 8 月第一次印刷 印张:21

字数:494 000

定价:79.80 元

(如有印装质量问题,我社负责调换)

序

(于金明 中国工程院院士)

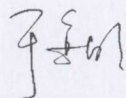
放射治疗作为肿瘤综合治疗方式之一,作用日趋重要。精确放疗技术的发展和推广应用推动放射治疗工作进入一个充满生命活力的崭新领域。近年来,我国的精确放疗事业发展突飞猛进,新型、高端放疗设备的普及和更新促进了 3D-CRT、IMRT、VMAT、IGRT 及 ART 等先进技术的推广应用。

据统计,目前许多市级甚至部分发达地区的县级医疗机构都配备了带有多叶光栅(MLC)和 IMRT 计划实施系统的直线加速器;一方面体现出我国医疗事业尤其是肿瘤放射治疗工作的快速发展和进步,另一方面对放射治疗从业人员的专业素养提出了更高的要求。

放射物理学作为肿瘤放射治疗的支柱学科之一,随时代变迁亦有了长足、快速发展。放射物理工作的一个重要环节——治疗计划设计是决定精确放疗成败的关键点,也是放射治疗工作人员(医师、物理师、技师)了解和掌握精确放疗的基础。本书编者在总结了多年本科、研究生和进修生带教工作基础上,撰写了《肿瘤精确放射治疗计划设计学》一书。

本书立足于当前国内精确放疗现状,兼顾知识性、启发性于一体;共分为十三章,从肿瘤精确放疗中的成像系统、靶区和危及器官的定义与勾画、放射治疗中的生物问题和 IMRT 技术原理与实施等方面介绍了放射治疗工作中的基本内容和基本概念。在此基础上,编者对每一种常见肿瘤的基本情况、放射治疗原则、技术方案等方面进行了简述,对各肿瘤精确放疗计划的设计与优化进行详细讲解,其中大部分内容体现了编者近二十年来精确放疗技术应用的经验和技巧。

本书的出版有利于精确放疗知识的普及和精确放疗工作精度的提高,同时对基层单位开展科研和教学工作有较高的参考价值,希望能够给广大有志于从事放射治疗工作的实习生和研究生一些有益的启示。



2014 年 6 月于济南

前言

21 世纪以来,放射治疗已成为肿瘤治疗中发展最迅猛的方法之一。其疗效(根治性、辅助性及姑息性)已经得到了广大医患的认可。精确放疗技术的发展与应用进一步提升了放射治疗在肿瘤综合治疗中的地位。

放射治疗是一项需要多学科、多部门协作的复杂技术。作为精确放疗的一个重要环节,放射治疗计划的设计与优化有着“抵背扼喉”的作用。完美的放射治疗计划可在不增加危及器官放射性损伤发生风险的基础上最大可能提升肿瘤靶区剂量。而这一切取决于放射治疗医师和物理师对计划设计的认知和操作熟练程度。在日常放射治疗工作中我们发现两种现象:

(1) 部分临床医师(尤其初涉放射治疗工作者)因对放射治疗计划设计知识不了解,往往会提出一些不是十分恰当的剂量学要求。

(2) 物理师尤其是年轻者,因缺乏肿瘤放射治疗的知识和对计划设计流程与技巧的掌握,在计划设计时存在犹豫不决、畏首畏尾、无从下手的情况。

这些情况对精确放疗工作的开展和提高是非常不利的。为此我们组织了工作在一线的放射治疗医师、物理师编写了《肿瘤精确放射治疗计划设计学》一书。本书共分为十三章,前四章为基本理论介绍,中间八章为常见肿瘤放射治疗知识简介和精确放疗计划设计详解,最后一章为精确放疗质控工作简介。

我们希望本书的出版能对从事放射治疗工作的临床医师、物理师及放射治疗技师有所帮助。希望通过本书的学习,放射治疗医师可以加深对放射治疗计划设计要点的认识,在工作中提出更加客观、合理的剂量学要求;物理师可以强化对放射治疗计划设计与优化流程和技巧的学习,提升工作信心,高质量完成更加完美、符合临床要求的治疗计划;放射治疗技师可以加强对放射治疗计划中照射方式、角度设置、剂量传输等知识的掌握,保证高精度、高效率的对患者施照。

希望本书的出版对我国精确放疗事业的发展和提高增添一份力量。

本书得到科技部国际合作项目(2012DFA31560),国家自然科学基金项目(81160327、81272699),新疆维吾尔自治区重大专项(201141138、201291171)和山东省软科学计划项目(2012RKC3001)的资助,在此表示感谢!同时谨借此书出版之际对曾经为本书的编写、修改付出辛勤劳动的同事及关心、帮助和支持我们的广大同仁表示感谢。

编 者

2014 年 6 月 18 日

目 录

第一章 肿瘤放射治疗中的医学影像成像系统	(1)
引言	(1)
第一节 CT 相关成像	(3)
第二节 磁共振成像	(7)
第三节 光子发射断层成像	(9)
第四节 可视化的剂量传输	(11)
第五节 超声	(11)
第六节 射线成像系统	(11)
第七节 CT 模拟定位	(12)
第八节 数字化重建图像	(14)
第九节 图像配准技术	(14)
第十节 容积可视化	(17)
第十一节 治疗过程中图像获取	(18)
第十二节 患者摆位图像	(20)
第十三节 图像引导放疗	(20)
第十四节 其他成像手段的研究	(21)
第二章 肿瘤精确放疗中相关区域的定义和勾画——ICRT 83 号报告	
解读	(25)
第一节 总述	(25)
第二节 大体肿瘤区	(26)
第三节 临床靶区	(27)
第四节 内靶区	(28)
第五节 计划靶区	(28)
第六节 危及器官	(30)
第七节 计划危及器官	(31)
第八节 治疗区	(31)
第九节 剩余危及区域	(32)
第三章 调强放射治疗技术简介	(33)
第一节 IMRT 计划简介	(33)
第二节 正向调强治疗计划	(33)
第三节 逆向调强治疗计划	(34)

第四节	逆向治疗计划的优化模型	(34)
第五节	逆向治疗计划的优化模型参数	(37)
第六节	调强放射治疗的实施	(39)
第四章	三维调强放疗中的放射生物学问题	(44)
第一节	概述	(44)
第二节	时间-剂量模型	(44)
第三节	等效均匀剂量模型	(46)
第四节	肿瘤控制概率模型	(48)
第五节	正常组织并发症概率模型	(49)
第五章	中枢神经系统肿瘤	(53)
第一节	胶质瘤	(53)
第二节	垂体瘤	(62)
第三节	脑转移瘤	(70)
第四节	髓母细胞瘤	(82)
第六章	头颈部肿瘤	(93)
第一节	鼻咽癌	(93)
第二节	喉癌	(116)
第三节	鼻腔及鼻旁窦癌	(126)
第七章	胸部肿瘤	(135)
第一节	食管癌	(135)
第二节	肺癌	(157)
第八章	乳腺癌	(178)
第一节	概述	(178)
第二节	临床表现、诊断、分期与治疗	(179)
第三节	乳腺癌放疗	(183)
第九章	消化系统肿瘤	(210)
第一节	直肠癌	(210)
第二节	胰腺癌	(219)
第三节	肝癌	(227)
第十章	前列腺癌	(238)
第一节	概述	(238)
第二节	临床表现、诊断与分期	(239)
第三节	放射治疗	(242)
第十一章	子宫颈癌	(251)
第十二章	恶性淋巴瘤	(272)
第一节	非霍奇金淋巴瘤	(272)
第二节	霍奇金淋巴瘤	(284)

第十三章 放射治疗 QA 与 QC	(303)
第一节 概述	(303)
第二节 加速器的验收测试	(303)
第三节 加速器的数据采集	(308)
第四节 加速器临床测试	(311)
第五节 加速器日常 QA&QC	(313)
第六节 调强计划的验证	(315)
汉英对照表	(323)

第一章 肿瘤放射治疗中的医学影像成像系统

引言

医学影像成像系统是现代精确放疗的基础。在过去三十多年里,医学影像技术的发展促进了 3D 根治放疗剂量计算、传输和控制等取得了革命性进展。医学影像对评估肿瘤的进展程度、修改治疗计划和引导剂量传输方面起到了不可或缺的作用,其中一个最重要的进步就是实现了患者解剖信息在断层面面上的可视化显示。虽然恶性肿瘤可改变正常器官的空间位置关系,但现代医学影像系统可以从以下三个方面协助实现精确放疗。

- (1) 医学影像系统可提供肿瘤和临近器官的形状、体积和位置的准确信息。
- (2) CT 图像反映出的组织密度(电子密度)是放射剂量准确计算的基础。
- (3) 连续的动态影像成像系统可用于观察和评估生理运动造成的肿瘤和器官形态、位置的变化。

随着逆向调强放射治疗(intensity modulated radiotherapy, IMRT)、重离子放射治疗等剂量传输技术的应用,放射治疗可实现高适形度的剂量传输,如图 1-1 所示。这些高精度剂量传输技术的发展与应用,增加了大家对运动靶区成像和治疗的兴趣。治疗机房内成像系统的发展为在线图像引导放疗的实现提供了可能,通过获取患者治疗期间每日的影像信息,可减小由摆位和器官运动造成的误差,并可通过后台图像处理定量监测病灶变化,可更客观、真实的评估靶区及危及器官的真实受量,最终实现自适应放射治疗(adaptive radiotherapy, ART)。本章节着重讲述医学影像成像系统与调强适形放疗相关的成像手段和图像处理技术。

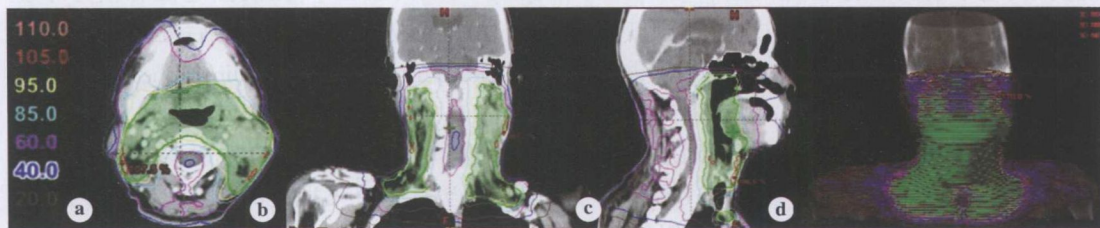


图 1-1 一例鼻咽癌患者 IMRT 计划的剂量分布图

a. 横断面; b. 冠状面; c. 矢状面; d. 三维重建

通过回顾性的检查、统计和分析放射治疗过程中不确定性的来源,可更好的开发用以提高治疗精度的成像系统。放疗过程中的不确定性因素从靶区的勾画就已经存在。在治疗计划中应用电子计算机 X 线断层扫描技术(computed tomography, CT)扫描图像的初步研究表明,若未使用 CT 扫描,约 20% 的患者肿瘤靶区覆盖是不够的,约 27% 刚好处于临界状态,只有约 53% 的患者肿瘤靶区的覆盖度是足够的。因此,应用一个准确、有效而又稳定的靶区范围确定方法非常重要,如图 1-2 所示。对器官因生理运动(如呼吸、膀胱充盈程度等)

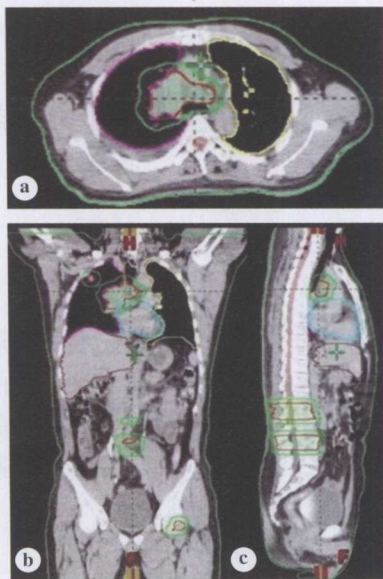


图 1-2 一例肺癌伴有骨转移患者的
胸腹盆部位模拟定位 CT 图像
a. 横断面; b. 冠状面; c. 矢状面

造成的靶区位置的不确定性,更应该给予动态的靶区足够的剂量覆盖。

治疗过程中的第 2 个不确定性因素来源于:为保证肿瘤的局部控制而必须给予适当又足量的处方剂量。处方剂量确定时还必须考虑临近正常组织的剂量限制。多模态成像系统可更好地提供正常组织结构准确的解剖位置和功能状态。如果将一种可更精确确定正常器官位置和功能区域的方法与高精度剂量传输系统相结合,则可在更好保护危及器官的同时给予肿瘤靶区更高的剂量,进而在不增加临床并发症基础上实现提高肿瘤的局部控制率,延长患者的生存时间。另一种剂量提升的方法就是通过对肿瘤特殊区域的成像,将肿瘤靶区划分为多个亚区域,给予特定区域更高的照射剂量,例如正电子发射型计算机断层显像 (positron emission computed tomography, PET) 图像确定的乏氧区域。

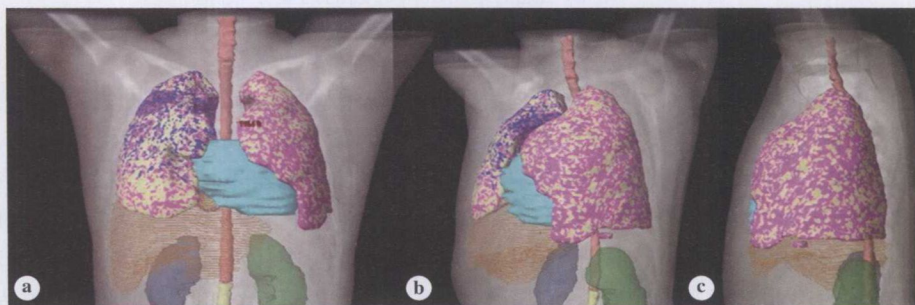
即使对肿瘤靶区进行精确勾画和给予足够的处方剂量,剂量传输过程中的不确定性依然存在,而医学影像系统可以监测、量化,进而纠正和适应这些不确定性:

- (1) 患者摆位时的系统误差和随机误差。
- (2) 器官生理状态变化导致的分次间器官运动。
- (3) 治疗分次内的器官运动。

放射治疗患者的影像数据可分为基于影像设备采集的图像和经后处理获得的图像。

目前常见的采集断层影像的设备主要有 CT、磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI)、PET、单光子发射计算机断层显像 (single photon emission computed tomography, SPECT) 和超声等。基于射线直接投影的成像技术在放疗中也有非常重要的作用,如平板透视技术、电子射野影像装置 (electronic portal imaging device, EPID)、在模拟定位和治疗中获得的图像。后处理图像主要是指对已获得的解剖学图像数据通过相应的后处理图像软件获得,包括通过 CT 图像获得的数字化重建图像 (digitally reconstructed radiograph, DRR) 和容积重建图像,如图 1-3 所示。

医学图像信息处理的一般原则已在有关影像诊断学和肿瘤学的专业教科书中进行了描述。在 Roentgen 发现 X 线后的 100 年中,医学影像学有了突飞猛进的发展。下面内容着重介绍与精确放射治疗相关的医学影像成像系统。



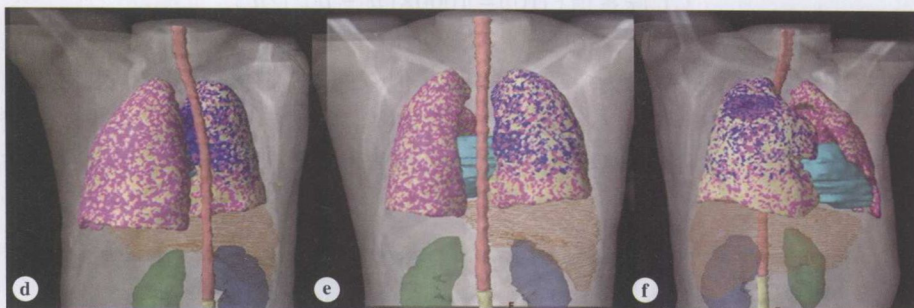


图 1-3 一例患者胸腹部模拟定位 CT 图像的 DRR 重建图像

a. 机架角 0°; b. 机架角 45°; c. 机架角 90°; d. 机架角 135°; e. 机架角 180°; f. 机架角 315°

第一节 CT 相关成像

在基于多模态影像手段的精确放射治疗中,容积图像的获取已成为常规,如图 1-4 所示。



图 1-4 基于扫描层厚 1mm 的加速器机载 CBCT 图像重建的三维容积图像

a. 正面全景图; b. 侧面全景图; c. 侧面剖开图

一、计算机断层成像

计算机断层成像(computed tomography, CT)原理,简而言之,主要是通过测量横向平面图像中每一个像素(图像的组成单元)的相对线性衰减系数,并将其转化为不同灰度重建而成的图像。如图 1-5 所示,应用探测器接受通过患者的扇形 X 线束辐射。当 X 线球管系统围绕人体旋转时,可获得患者的多个投影图像。基于这些投影图像,可以通过重建算法生成一个图像矩阵(目前常用的为 512×512 的分辨率),在这个矩阵中每一个像素都对应一个在诊断级别 X 线能量内的像素值(相对于水的密度)。像素值用 Hounsfield units(HU)单位的量化公式(1-1)表示,具体解释见图 1-5 所示:

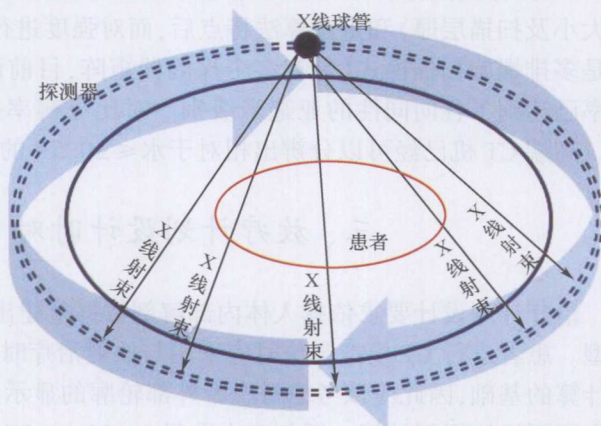


图 1-5 CT 图像获取的示意图

$$\text{CT 像素值(HU)} = 1000 \times (\mu_x - \mu_{\text{水}}) / \mu_{\text{水}} \quad (1-1)$$

CT 图像反映出的线性衰减系数是同一像素内电子密度和原子数目的综合信息。放射治疗计划中 CT 模拟定位机一般为单一球管机器,但双能 CT 扫描可以展现出物质相对的原于组成和电子密度的组织特征。不同组织在 CT 图像上的 HU 值可进一步推算出用于剂量计算的电子密度值,而 CT 图像窗宽、窗位参数的调节可以增强感兴趣区内组织、结构的显示,如图 1-6 所示。

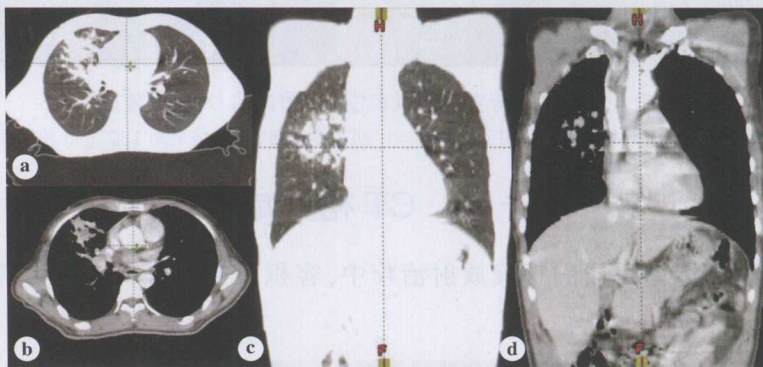


图 1-6 一例肺癌患者胸部 CT 模拟定位像
a. 横断面肺窗; b. 横断面纵隔窗; c. 冠状面肺窗; d. 冠状面纵隔窗

二、CT 扫描机配置

自 20 世纪 70 年代中期 CT 机开始商业化以来,其扫描硬件经历了革命性发展。一个基本的三代 CT 机包含了与 X 线球管位置相对的可旋转探测器。第三代 CT 机通过逐层扫描的方式获得容积图像,只能获得特定扫描层面的投影数据,直到扫描床进到下一个床位。20 世纪 90 年代初期,螺旋 CT 机发明成功。在螺旋扫描机中,滑环技术的应用允许 X 线球管及探测器在患者缓慢通过扫描仪同时连续旋转,进而获得患者的容积 CT 图像;而多排探测器技术的应用使多个相邻的探测器环同时接受 X 线束的信号,进一步提高了扫描的速度。

CT 图像空间分辨率是在充分考虑了 CT 机的几何特性(如焦点大小、探测器的尺寸、视窗大小及扫描层厚)和重建算法特点后,而对强度进行量化处理的结果。现代的 CT 机基本都是多排螺旋扫描模式(带有多探测器矩阵,目前已经达到了 64 排,甚至更多),图像分辨率已达到了各向同性的亚毫米级别。对比分辨率是用于量化像素 HU 值的细小变化能力。高端 CT 机已经可以分辨出相对于水 $\leq \pm 0.5\%$ 的差别。

三、放疗计划设计时对 CT 机的要求

治疗计划设计要求依据人体内部解剖数据重建出一个组织显示良好,结构连续的解剖模型。患者进行 CT 模拟定位时应采用与放射治疗时一致的体位。视窗选择是进行准确剂量计算的基础,因此应该考虑对患者外部轮廓的显示。沿患者纵轴方向连续扫描获取的数据集可更好地用于计算。近年来大孔径($\geq 85\text{cm}$)CT 的应用让对那些体型庞大或需要特殊体位固定装置(如乳腺托架等)患者的模拟定位成为了现实。

CT 扫描可提供患者在治疗位置上三维方向的解剖图像。传统的横断面图像是按照患者在仰卧位时,图像的左边是患者的右边的方式进行显示。显示在 CT 图像上的标记和数字是用以说明像素大小、层厚和扫描过程中的其他参数等。

伪影可影响用于计划设计的 CT 图像质量。当 X 线穿过密度特别高的物体(如义齿等)时造成的射束硬化效应可造成条纹状的伪影,生理运动亦可造成条纹状的伪影。这些伪影可能影响计算 X 线的路径长度,从而导致强度和能量密度(或物质相互作用产生的粒子数)计算得不准确,如图 1-7 所示。

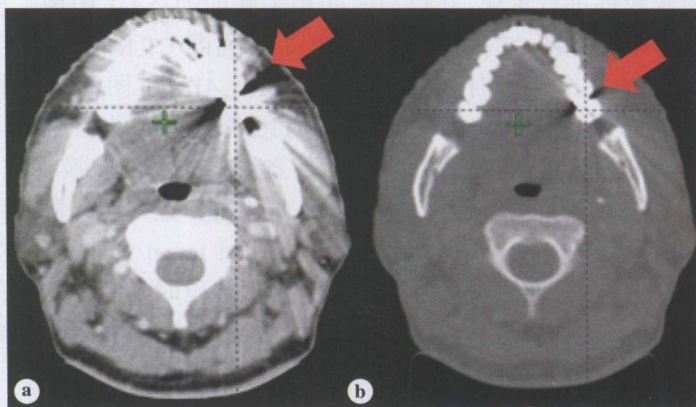


图 1-7 一例鼻咽癌患者模拟定位 CT 图像上假牙造成的放射性伪影
a. 横断面软组织窗; b. 横断面骨窗

部分容积效应是造成横断面 CT 扫描图像伪影的另一个原因。如若空间位置选择不合适,层厚选择将影响对小病灶的检测能力。空间重叠也会造成伪影,例如在对肝脏进行成像时,自由呼吸下的标准扫描方式会获得不真实的器官重建和体积测量。这种运动伪影可以通过门控技术和与时间分辨相关联的容积扫描予以解决。

四、运动器官的成像

呼吸运动对 CT 图像造成的伪影已被发现了多年。一个常规胸部 CT 扫描过程中轻微的呼吸运动可造成膈肌表面或者肺组织的不连续扫描,即重复扫描或漏扫描,如图 1-8 所示,运动造成的伪影可通过运动模体进行模拟和分析。



图 1-8 呼吸运动造成的腹部器官的重复扫描和漏扫描现象
a. 腹部器官的漏扫描; b. 腹部器官的重复扫描

五、四维 CT 扫描

应用四维 CT 扫描(four-dimensional computed tomography, 4D-CT)的目的是获取运动器官形状和位置的连续变化。4D-CT 最早于 2003 年应用在单层 CT 机上,现在已经成为商业化的产品。4D-CT 通过追踪腹部皮肤的运动幅度、肺活量计测得的通气量、内部解剖结构位置等的变化追踪呼吸运动,并转化为呼吸信号。根据这些呼吸信号将包含时空信息的容积 CT 图像数据进行重建,获得与时间相关联的动态 CT 图像。多排 4D-CT 扫描需要几分钟的时间,并最终将 CT 图像分割为 10 个序列的 CT 图像,每一个序列的 CT 图像均对应呼吸周期中的一个特定时相。如图 1-9 所示,4D-CT 图像获取和分割的具体内容,可参照本章后所列的此类文献。4D-CT 扫描时患者所接受的辐射剂量约是传统模拟定位 CT 的 5 倍,但可以通过没有显著减少运动信息影像技术的转换来减少剂量。

4D-CT 成像技术通过引入时间概念,量化和展现肿瘤和正常组织随呼吸运动发生形状和位置的变化,为放疗工作者能够实现对内靶区(internal target volume, ITV)更完全的覆盖提供了可能(前提是假设治疗时患者的呼吸运动与模拟定位时具有非常好的一致性),如图 1-9 所示。4D-CT 图像信息也为是否应用门控计划、运动控制技术治疗策略的制订提供了参考。

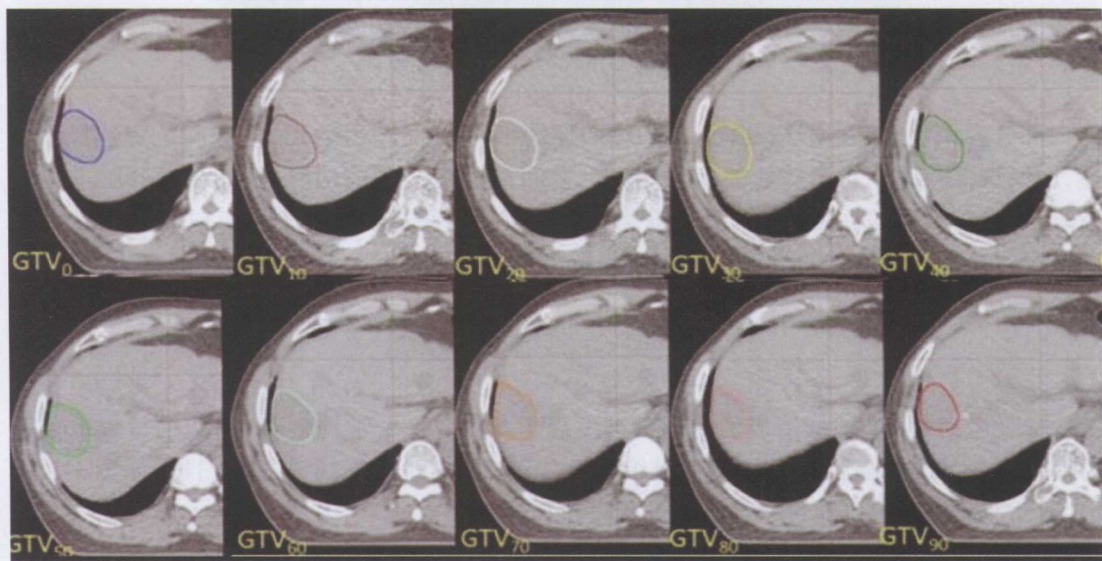


图 1-9 基于 4D-CT 10 个序列的图像进行原发性肝癌个体化内靶区勾画示意图

GTVx 代表在 X 时相 CT 图像上勾画的 GTV

4D-CT 可用于 1s 左右的器官运动,其时间分辨率尚达不到分析心脏运动的精度。最早超快 CT 机主要用于心脏剂量的研究,现在已经用于分析照射野内靠近心脏的组织结构的运动,目前电子束扫描 CT 可在 50ms 内获得心脏的影像,已完成的研究表明靠近心脏的大血管和肿瘤的运动幅度可超过 1cm。

六、锥形束 CT

除了环形探测器,X线CT也可采用平板探测器,基于这种结构设计的CT机即为锥形束(cone beam computed tomography,CBCT)CT,通过在1分钟左右完成的X线球管和探测器环绕人体的多角度平板投影图像获得一组容积图像,进而重建计算分割为一套完整的CT图像。配置在直线加速器上的CBCT已经开始商业化出售,其可在每次治疗前获得患者在相应解剖位置软组织的容积图像数据。当前CBCT扫描视野孔径只有25cm,随着探测器的升级其孔径已可达到35cm。因CBCT图像体素是各向同性的,故其纵轴方向的空间分辨率与横轴方向的基本一致。Jaffray 等就CBCT图像信息的获取与重建进行了详细的描述。CBCT可通过直线加速器提供的治疗用MV级的容积图像获得。这种图像投影是通过射线束与EPID相结合获得,与KV级的CBCT图像相比,其有以下的特点:

- (1) 无需对衰减系数进行从KV级到MV级的校正。
- (2) 可减少高密度组织(金属髋关节或义齿等)造成的伪影。
- (3) 图像数据无需进行电子密度转换,可直接用于治疗剂量的计算。

和其他的断层成像系统一样,CBCT图像的获取受运动影响较大。3D-CBCT数据可以显示运动器官的模糊边缘。相对于传统CT图像那样一层一层扫描造成较大伪影的方法相比,运动可造成CBCT图像较模糊。在图像重建前可根据时间分辨数据将获得的投影图像分割为多个时相CBCT,形成所谓的4D-CBCT。

第二节 磁共振成像

磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)是通过射频脉冲和磁场测定相应像素内原子核磁矩变化情况,获得相应结构的清晰成像。MRI成像时,首先由一个永磁场用来确定预扫描范围内原子核的方向,一般常用的原子核有 ^1H 、 ^{13}C 、 ^{19}F 和 ^{31}P 等。通过射频脉冲激励打破原子核基态,不同的原子核可获得不同的能量,当撤去脉冲后,测量原子核自旋磁矩恢复到在永磁体内初始状态的弛豫时间,在原子核发生弛豫过程中,电磁波信号发射出来。MRI图像质量依赖于采集过程中相应体素内的质子密度、弛豫时间、血流情况及磁化率等变量,而空间分辨率、对比度和获取时间则是相互影响的。不同软组织的自旋密度和弛豫时间存在很大差异,因此MRI可以展现出优于CT的对比度和分辨率。MRI成像过程不局限于轴向扫描(横向)方式,这与CT成像方式有很大不同。在射频脉冲激励过程中,应用梯度磁场可以实现不同位置二维平面图像的选择,只有那些被射频脉冲所激励的自旋磁矩才可以被检测到,因此其可直接进行矢状面、横断面和冠状面成像。动态MRI则可以电影模式展现与放疗相关器官的连续运动,如肝脏。

最常用的MRI成像方式是氢质子成像,常规获得两个序列的图像,T1加权像和T2加权像。T1和T2加权像分别反映纵向和横向的弛豫时间。对于像钆这样含有不成对电子的顺磁性物质可以增强物质的磁化率,这种效应在MRI成像过程中可以加快T1和T2的转化时间。钆制剂可作为MRI强化扫描的强化剂。磁共振图像在头颈部肿瘤模拟定位中的应用价值已经得到了大家的公认,并已经在一些大型的医疗机构进行了临床应用,结果表明MRI可以显著提高此类肿瘤靶区的勾画精度。

一、功能磁共振成像

MRI 不仅可以提供人体解剖学信息,也可通过功能磁共振成像(functional magnetic resonance imaging, fMRI)展现人体生理和神经活动。fMRI 技术可以检测大脑活动区血流变化情况,当大脑局部活动增强时,氧气需求增加,导致血红蛋白的供应量增加,因血红蛋白为顺磁性的物质,血流量增加会导致局部信号的变化,这就为脑功能区域的识别与标记提供了技术。脑功能 MRI 成像要求磁场强度须达到一定程度(1.5T 以上),才能对人类大脑的以下区域进行标记:

(1) 人类接受视觉刺激的视觉系统。

(2) 语言处理区域。

(3) 大脑运动和感觉皮质区。

当前,颅内病灶放射治疗时,只有几个解剖结构进行了勾画与标记。视交叉、脑干、视神经和极后区的耐受剂量已经得到确定。虽然脑的相同解剖区有相应的功能区,但这些功能区解剖位置在个体之间的变异非常显著。此外,大脑部分功能区可能会因为病变组织影响或者功能重组造成位置偏离预期。如果在放射治疗前能对各神经生理的活动点进行定位的话,可能会避免这些区域遭受照射,以防严重并发症的发生。

二、磁共振波谱成像

磁共振的信号主要来源于 ^1H ,如果采用压制水信号的方法可以测量和分析其他化合物的性质。波谱技术最初只能进行小区域的测定,目前已经可以进行多体素成像和测量。目前压制水信号的波谱技术已有商业化销售的产品。MRI 波谱分析可展现每一个体素内的化学成分组成。测定代谢物浓度的峰值高度、不同峰值的比值及波峰的整体组成等方法都可用于鉴别组织组成。磁共振波谱成像(magnetic resonance spectroscopy, MRS)技术一般应用于脑和前列腺的放射治疗。

三、MRI 成像技术在放疗计划设计中的应用

MRI 图像优于 CT 最基本的是拥有较高的软组织分辨能力,特别是在中枢神经系统方面,MRI 较 CT 对脑内异常的检测更加敏感。这种优势在头部极后区因射线硬化造成伪影较多的部位和 CT 难以区分边界的低级别胶质瘤成像方面更加明显。在这种情况下,临床医生通过图像配准技术将基于 CT 和 MRI 勾画的靶区进行分析和融合。多模态影像技术在腹盆腔肿瘤的应用可以提高组织的对比度,更加准确地勾画出恶性肿瘤的范围。

MRI 成像过程中磁场的不均匀性、射频脉冲的空间分布、磁场梯度的快速变化等都会造成伪影的产生。

磁场的不均匀性可造成被扫描物体的几何失真,产生枕形或桶形的扭曲,导致在图像长轴方向上产生轻微的差异。外来物体(如术后留置的银夹)亦可造成局部的几何失真。即使这些外来物质小到连普通的 X 线也无法发现,在 MRI 图像上造成的伪影主要表现为信号的缺失和空间的扭曲。在扫描过程中患者的移动可以造成图像上出现多个异常的点。

因此用 MRI 进行模拟定位时,这方面的几何失真必须予以考虑的。目前活体内进行 MRI 图像信息校正的技术还不能实现,因此大部分都是采用模体进行校正的。相比于 CT 图像信息可以直接测量和几何体重建不同,因对钙组织不敏感, MRI 不能对骨骼的细节进行成像(这对有骨侵犯的肿瘤来说更加重要),同时运动造成的伪影也降低了图像质量,这也是 MRI 进行计划制订不容忽视的一个问题。

第三节 光子发射断层成像

通过检测注入人体后放射性药物发射的 γ 射线而进行的断层成像包括单光子发射计算机断层成像术(single-photon emission computed tomography, SPECT)和正电子发射断层成像术(positron emission tomography, PET),此类图像采集通过前方带有闪烁晶体的 γ 照相机完成。闪烁晶体通过吸收 γ 射线发射出的可见光,并被光流倍增管进行信号增强,对这些信号进行重建就可获得放射性物质分布的容积信息。放射性核素通过静脉注射进入人体,并被组织中特定的生物分子摄取和结合,通过测量这类生物分子的分布情况即可获得图像。在 SPECT 成像中,成像所需要的 γ 射线通过同位素的衰减直接发射出来,而 PET 成像则需要正电子的参与,这些正电子与就近的负电子发生电子对湮灭产生一对能量相同(0.511 MeV)方向相反的 γ 射线。PET 扫描机一般采用一个完整的环形探测器,以便可以接受来自各个方向的 γ 射线,每次进行 PET 图像采集时需要在多个床位进行采集,每一个床位一般采集数分钟。PET 可以用于测定脑部的 ^{18}F FDG 的浓聚情况,而 MRI 可以展示其血流情况。两者结合应用可以提高恶性胶质瘤患者肿瘤活性的检测。目前这种 PET-MRI 已经设计成功并在推广应用。SPECT 灌注成像已经用于评估照射剂量对肺功能的影响。PET 图像在鉴别肺不张与肿瘤靶区、纵隔淋巴结是否有转移方面具有独特的优势,如图 1-10 所示。

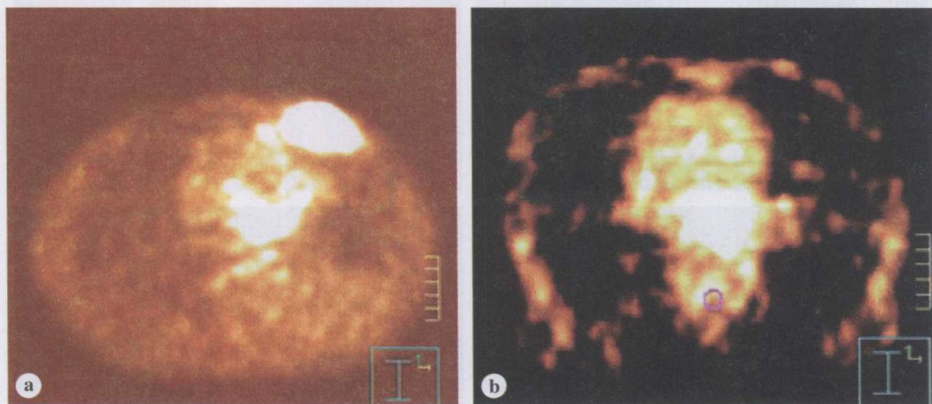


图 1-10 一例胸壁肿瘤和一例食管癌患者的 PET 图像(肿瘤区显示为高摄取)

a. 胸壁肿瘤的 PET 图像; b. 食管癌 PET 图像

PET 图像在治疗计划中的应用

单独的 PET 图像不能用于治疗计划的制订,因其只能显示人体内浓聚正电子部分的活性,目前的 PET 大部分是与 CT 联合应用即所谓的正电子断层扫描(positron emission tomography-computed tomography, PET-CT)(图 1-11)。PET 常用于 FDG 摄取增加的恶性肿