



放射治疗计划设计与实践

主编 王天权 宁四海 陈佐伟



西北大学出版社

图书在版编目 (CIP) 数据

放射治疗计划设计与实践 / 王天权, 宁四海, 陈佐伟 主编/
西安市: 西北大学出版社

【作 者】王天权 宁四海 陈佐伟 主编

【出版发行】西安市: 西北大学出版社

【页 数】127

【中图法分类号】R815 (医药、卫生>特种医学>放射医学>放射疗法)

【参考文献格式】王天权, 宁四海, 陈佐伟主编. 放射治疗计划设计与实践. 西安市: 西北大学出版社,

编 委 会

主 编 王天权 宁四海 陈佐伟

副主编 杨怡萍 卢金利 樊 涛

(按姓氏笔画顺序排)

王天权 陕西省肿瘤医院放疗科 副主任医师

宁四海 广西柳州广西医科大学第四附属医院肿瘤科 副主任医师

卢金利 西安交通大学第一附属医院 主治医师

陈佐伟 深圳市人民医院核医学科 主治医师

李 楠 陕西省肿瘤医院放疗科 技师

李 莎 陕西省肿瘤医院放疗科 医师

何 博 陕西省肿瘤医院放疗科 技师

杨怡萍 陕西省肿瘤医院放疗科 主任医师

周海平 陕西省宝鸡市中心医院肿瘤科 主治医师

谢小卫 陕西省肿瘤医院放疗科 副主任医师

樊 涛 陕西省肿瘤医院 CT 室 主治医师

前 言

当今放疗追求的是精确治疗,适形和调强已成为放疗发展的主方向。随着三维适形治疗技术的发展,治疗剂量的增大,对精确性的要求要求越来越高。升高剂量,改善肿瘤控制能否实现完全取决于设野边缘外放范围的合理程度和肿瘤临近组织的限制剂量。但精确不等于准确,只有对治疗计划的每个环节熟悉了解,才有可能设计出既精确又准确的治疗计划。本书从治疗计划程序的每个步骤进行了探讨。从患者资料的获取、治疗决定、体位固定、放疗模拟、治疗、验证,任何一个环节的疏漏,都将影响治疗的准确性和精确性,进而影响治疗的疗效。

本书作者均为临床一线的医生,尽管我们付出了辛勤的汗水,但由于时间的仓促和水平的限制,错误在所难免,希望前辈和同仁不吝赐教。

王天权

目 录

第一章 放疗模拟	(1)
第二章 影像在放疗中的应用	(8)
一、影像获得	(8)
二、影像的处理	(13)
三、随访研究	(15)
第三章 模型依据的剂量计算	(17)
一、放疗计算系统的历史	(17)
二、剂量计算的几种选择方式	(19)
三、剂量计算模型依据的辐射物理学基础	(19)
四、剂量计算	(22)
五、卷积方程	(24)
六、原光子入射在模体上的模型	(25)
七、射线束跟踪通过模体的入射能量注量	(26)
第四章 患者的体位和固定	(29)
一、患者体位	(29)
二、准确性和可重复性	(35)
三、固定装置	(40)
四、体位装置	(44)
第五章 三维适形放疗	(49)
一、3 - D CRT 生物基本原理	(50)
二、三维适形的放疗计划	(51)
三、3 - D 适形放疗的实施患者体位	(64)
四、计算机控制的放疗	(65)
五、三维适形放疗的不确定性	(66)

第六章 治疗计划的评估	(68)
一、正常组织并发症概率(NTCP)	(69)
二、肿瘤控制率	(71)
三、应用	(72)
第七章 分次照射: 放射生物学原理和临床实践	(76)
一、历史回顾	(76)
二、分次治疗的放射生物学原理	(77)
三、时间剂量分次模型	(86)
四、线性平方模型(LQ)	(87)
五、晚反应正常组织	(90)
第八章 获取患者资料	(96)
一、诊断临床表现	(96)
二、肿瘤的分类	(98)
三、治疗决定	(98)
四、三维适形放疗的选择标准(CRT)	(99)
五、治疗计划过程	(99)
第九章 胃肠道肿瘤	(101)
一、肛管癌	(101)
二、直肠癌	(103)
三、胰腺癌	(105)
四、食管癌	(107)
第十章 中枢神经系统肿瘤	(113)
一、影像研究	(114)
二、放射治疗指南	(115)
三、正常组织耐受及脑和脊髓的放射性损伤	(117)
四、治疗计划	(123)
五、治疗计划影像的选择	(123)

第一章 放疗模拟

几乎每个患者在放疗开始时要经过一个程序,这一程序要确定高剂量照射的组织区域。确定要照射的区域需要具有放射肿瘤医师的专业知识,放疗医师结合各种诊断和检查的结果,评估病变的范围和位置,设计适当的治疗过程。一旦区域限定,照射野完全包含靶区而靶区外的组织不受损伤。这个过程可通过各种方法来完成,但常见方法是射线穿过患者解剖部位形成可见的几何断面,用几何断面来设置适当的射线束。目的在于限定照射野以满足处方剂量的治疗,这个过程叫治疗模拟。

在开始放疗剂量前之所以要模拟放疗是由于这样一个简单事实,那就是兆伏特放射具有损伤性,放疗尽可能缩小照射区。

放疗模拟唯一关心的是治疗的几何图形,诸如射线的方向,射野大小,挡块的放置,患者的标记,以便每天都可复制性治疗的几何形状。在广泛意义上,剂量计算也是模拟考虑的一部分。传统上分为几何模拟和治疗计划,本章将局限于治疗的几何模拟。

(一) 常规模拟

放疗模拟的目标是保证照射野完全正确地对准将要照射的组织区域,模拟的正确与否可通过使用兆伏特治疗机的验证片来证实,验证时将一个适当的敏感胶片放在射线突出患者的一端,当患者在指定的治疗位置时,射线束使胶片曝光。胶片处理后,依据检验片对患者体位进行调整。

现在治疗模拟机的机械框架的组成和治疗机的相似,具有同样运动的机架、床、准直系统。诊断 X 线管代替了兆伏特的 X 线源,能够复制兆伏特射野的几何形状。射线束拦截后可产生传送 X 线照片或荧光检查影像。定位机可安装在远离控制台处。控制台带有荧光图像显示,允许操作时实时观看和修正射野位置。

这种类型的治疗模拟和使用兆伏特的验证片相比有许多特点,最重要的有如下几点:

1. 在不考虑用何种技术进位时,定位和记录所需时间较治疗长。

2. 诊断 X 线束在其径路上实际造成的组织损伤小。产生一个诊断 X 线照片的组织剂量远小于形成检证片的剂量。在定位过程中较大的体积有较多的照射时间,使得正常组织受到照射。

3. 高能射线产生的影像对比度差。在康普顿效应占优势的能量范围内,X 线能量衰减是电子密度的函数,与物质的原子数无关,这是它在治疗中一个显著的特征。但产生的传送影像差。由于高能射线的散射,影像质量更差。在影像平面内高能射线散射无法消除。用光效应占优势的能量射线来代替高能射线束,可很好地显示组织间差异。

4. 诊断能量透视影像可实时依据患者的解剖来观察和调整射野的位置。X 线透视直接观察一些器官的运动,而且还可将器官运动的情况结合在选择的射野几何形状中。

在首次治疗前如果能有一台准确模拟射野几何形状的模拟机,那么将会大大改善治疗诸如调节患者的体位,验证挡块等问题。多数情况下,进行仔细的模拟后,照射将会正确的实施。

定位结束后,由医师确定一个或更多照射野,用于患者的治疗。这些射野以如下几种方式记录下来:(1) 在患者机械参数图上作出注释,标明那一些可通过记录验证系统用于随后患者的摆位;(2) 模拟片表明从选择的方向和距离,患者解剖的 X 线投影图。同时表明了靶到胶片的距离,准直器的位置及 X 片别的参数,最后采用铅笔勾画出治疗时需要保护的部分,用来制作挡块;(3) 当治疗机在适当的方位时,在患者身上或患者的固定装置上标出射野的投影图。

(二) 靶区模拟

利用平面 X 线片或 X 线透视检查,制订放疗几何计划的限制是在多数情况下不可能直接看见要照射的部位(靶)。虽然肺癌和骨转移癌例外,但多数情况下靶区的位置要结合临床,解剖知识及断层影像来推断,不能直接看见病变组织。考虑到肿瘤扩散的特性,放疗包括较大的照射区域,包含了正常组织。由于确定照射野依据骨和气道,照射野几乎采用前后,后前及侧位野。利用显影增强剂等一些辅助手段,可直接显示某些结构例如通过直肠和膀胱造影确定前列腺位置,或手术放置银夹标明手术部位,但是在不能直接看见靶结构时,局域治疗依据骨解剖而确定。

直接显示软组织一个有效的途径是运用断层诊断影像,如 CT、MRI。CT 具有高

空间逼真度和很好的组织显示等特性,因而在放疗模拟中备受青睐。毫不夸张地说,断层影像方法彻底改革了诊断和各种治疗。在放疗方面,断层影像很明显的优势在于使我们直接地看见病变组织,并且应用这些知识确定适当的治疗区。尽管在CT下能更清晰地看见患者的解剖结构,而且能直接观察病灶,面临的问题是转换断层影像,使之能用于治疗几何计划中。尽管临床医师对患者疾病非常了解,但仍必须依据X射线平面片上显示的病变和周围组织的关系考虑。

解决这个问题的办法是治疗机或模拟机具有获取CT能力。1982年首次报道了治疗机或模拟机获取CT影像。治疗机或模拟机装有影像接受器,目的是为了拦截中心射线或射线束的中心平面。当这些射线束围绕患者照射时,这些射线束还可通过楔形板或托架上的附件滤过。模拟机转换用作CT扫描需要将X线管升级,以具有旋转功能。还需增添一台计算机进行影像重建,需要增添一台显示影像的监视器,适当的射线束滤过和影像接受器。由CT定位机产生的影像要比由诊断CT产生质量差,尽量定位CT应用后图像质量明显改善,而每次扫描时间在数分钟内,每位患者扫描层数受限于12层或24层。在另一方面,CT定位机扫描孔径比诊断CT孔径大,确保患者定位体位和治疗体位一致。当诊断CT用作定位时,诸如需要平板床等有关患者体位的机械问题显现出来,而CT定位机则不存在这样的问题。

当CT模拟时,在患者的治疗体位获得一个或几个轴向CT影像,显示病灶。这一技术进展很快,一旦等中心确定,人们在选择平面上能看见相对于等中心病灶和敏感组织的几何关系,并且在模拟完成前依据需要进行调整。通过改变或移动射野大小实时观看照射野效果,这反过来也给我们缩小射野边缘,及采用非常规射野的信心。

(三) 虚拟模拟

将断层影像完全用于治疗模拟的一种方法是用计算机模拟器完全代替模拟机。在这个方法中需要一些软件,诸如虚拟模拟器,模拟治疗机以及处理从一系列CT或其它断层影像所取得的数字象征的患者。由于患者和治疗机是虚拟的,这一过程称为虚拟模拟。它等同于CT模拟。

利用虚拟模拟形成射野安排在某种程度上不同于身体模拟,但概念上相同。

固定:在虚拟模拟中放疗患者的固定至关重要,由于所有的几何计划都在计算机模式中进行,那么就必须保证CT定位和每天放疗的体位一致。要达到体位一致,躯干部肿瘤就要使用半体真空垫来固定;头颈部则定做热塑料面膜来固定。

CT 断层: 患者躺在固定装置中, 当要进行 CT 扫描时, 通常在 CT 床上制作固定装置。但原则上固定装置在何时何地都在制作。登记放入头架中的头模, 将头枕、面膜随同头架一起登记体模, 目的是确保定位和治疗体位的一致。

对于体模, 用侧位和矢状位激光灯来校正体模。在 CT 定位时, 基准线画在体模上, 这些基准线作为患者体位校正和随后虚拟模拟确定射野等中心的参考标记。

建立坐标系: 坐标系是当观察者在 CT 床尾时, X 轴是从左到右, Y 轴朝向天花板, Z 轴朝向观察者的顺时针方向依据治疗床的体系。假定患者在治疗方位躺在床上, X 原点是在治疗床中心; Y 原点是在床头; Z 原点具体到患者。Z 原点利用 CT 扫描机的横向激光选择和标记, 将患者放置在 $Z=0$ 的机架中心上, 在体模上标记该位置; 锁定 $Z=0$ 时, Y 原点无须标记, 因为床头位置很容易限定。

组织勾画: 一旦扫描结果获得, 患者就可离去。随后的模拟步骤在计算机上进行, 开始勾画靶区, 这一过程在治疗设计中至关重要。这些组织通常包括一个或多个靶区, 避免重要组织器官受照射。靶区勾画包括 GTV、CTV、PTV。GTV 是可见靶区, 指肿块可能摸到或可见或临床上证实存在肿瘤病灶的范围和位置; CTV 为临床靶区加上亚临床病灶, 为了达到根治或姑息的目的, CTV 必须接受足够的照射剂量。有时 GTV 和 CTV 是相同的, GTV 和 CTV 是解剖和生物学上的概念, PTV 是一个几何上的概念。考虑到各种几何因素改变的影响, 需要选择适当大小的照射野, 确保 CTV 获得准确的处方剂量。PTV 由 CTV 加上患者的运动、器官运动、器官形状和大小的改变和射野的不确定性构成。

照射野设计: 一旦三维适形的组织勾画完成后, 就可依据勾画的组织设置适当的射野。

虚拟模拟和实际模拟一样, 虚拟模拟能模拟治疗机运动。虚拟模拟由七个控制板组成, 这些控制板或窗口一起实施常规模拟机或治疗机的功能, 尤其是 BEV 控制板能仿效传统荧光检查。因为它从辐射源外投射患者的解剖结构, 此外, 射野轮廓限定可应用鼠标通过手画, 影像的数字化或依据一定的边缘自动勾画。传统的荧光屏显示和 BEV 的显著不同, 在于荧光屏显示能清晰地表明组织解剖, 但不能很好地显示软组织结构, 而 BEV 能清晰显示所要关心的组织结构。

控制面板拥有治疗机和传统模拟机所有功能, 治疗床能在三个轴线上运动(左右、前后、上下)。准直器、治疗床、机架可以旋转。用鼠标控制操作可将准直器打开或关闭。

源皮距显示器与传统的光学距离显示器的功能类似, 但它能用于在没有改变照

射野方向的情况下,改变射野 SSD 大小。Z 轴观察机架变化;Y 轴观察纵向变化,对于特殊射野方向,这些观察有助于正确评估治疗机的位置。

Z 和 Y 观察面板显示从它们各自方位等中心的深度,作用类似于实际模拟机室的两侧激光灯,此外,Z 和 Y 观察面板提供了虚拟模拟最重要的特征,即:在图像的坐标系中依据影像间的相互关系设置射野,而不是在治疗机的机架——床坐标系中。旋转 X、Y 观察窗口的控制键使照射野中心轴和准直器中心轴一致,利用这些控制键可简单快捷地设置斜野或设置合理的非共面野。

影像面板及影像选择面板具有最初的影像资料,设置的照射野照射路径在影像上显现,这有助于仔细地分析特定的形状和方向的照射野对照射区域的影响。当任何照射野参数变化时,虚拟模拟通过的射野面板能及时地做出调整,选择合理的射野方向。

记录:在常规模拟下要记录三项内容。照射野、模拟片、皮肤标记。虚拟模拟与此类似。

虚拟模拟中,详细表明了射野的各种参数:等中心位置、射线能量、SSD、楔形板的规格、准直器设置、机架和床的位置。此外,这些信息可根据需要进行修改,记录及用于射野的验证及每天患者的摆位。

模拟片由 DRR 取代,DRR 是计算机模拟形成射线片的过程。射线的矩阵是射线投射通过 CT 影像后形成的数学矩阵。每一射线径迹上的辐射剂量进行积分,积分值用来形成数字影像。涉及复杂照射野时,计算并打印出 AP - DRR 和一个侧位 DRR,可用来验证等中心。

(四) 存在的误区及相应的对策

虚拟模拟使组织定位更精确,精确的定位反过来使靶区外放边缘显著缩小,然而外放边缘缩小将面临以下几种问题。

(1) 患者和器官运动在虚拟模拟中没有很好的显示,实际模拟在荧光屏上容易地看到一些器官的运动,依据运动范围设置射野。一个明显的例子是肺部肿瘤,在荧光屏上很清楚地看见肿块及其随呼吸运动的上、下界。这个运动在 CT 上并没有直接显示出,若 CT 扫描花费几分钟,又没有呼吸门控,每层扫描片显示不同呼吸时相的组织结构,造成的后果是运动的靶区像隔肌一样,在一个断层片上显示,而在随后的 2 个断层断片没有显示,随后又显示出来。因此,注意器官的运动由 CTV 形成 PTV 时适度的外放,这一点至关重要。

(2) 在一些部位 CTV 很准勾画出,如果用作虚拟模拟的 CT 影像不能很好地显示出病变,尤其是微小病变,放疗医生必须依赖疾病生物学行为确定 CTV。特别在脑瘤中,将影像增强的病变或影像增强病变加上水肿区作为 CTV,可能并不完全适合。

总 结

治疗模拟是放疗中一个重要的环节,在这个环节中,放疗医师设计出个性化的治疗方案。

(樊涛 陈佐伟 李楠 王天权 宁四海)

参考文献

- 1 Leunens G, Menten J, Weltens C, et al. Quality assessment of medical decision making in radiation oncology: variability in target volume delineation for brain tumor. *radiother Oncol* 1993; 451 – 486.
- 2 Bushong S. Radiologic Science for technologists. St. louis: Mosby, 1993.
- 3 Siebert JA. One hundred years of medical diagnostic imaging technology. *Health physics* 1995; 69: 695 – 720.
- 4 Humm J, Pizzuto D, Fleischman E, Mohan R. Collision detection and avoidance during treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995; 1101 – 1108.
- 5 Ross CS, Hussey DH, pennington EC, et al. Analysis of movement of intrathoracic neoplasms using ultrafast computerized tomography, *In J Radiat oncol phys* 1990; 18: 671 – 677.
- 6 Balter J, Sandler H, Lam. et al. measurement of prostate motion over the course of radiotherapy. *Int J Radiat Biol Phys* 1993; 27: 223.
- 7 Coia LR, Schultheiss TE, Hanks GE, eds. A practical guide to CT Simulation. Madison: Advanced medical Publishing, 1995.
- 8 Bosch WR. Integrating the management of patient treatment planning and image data. In: Purdy JA, ed. Categorical course syllabus: 3 – dimensional radiation therapy treatment planning. Chicago: Radiology society of North America, 1994: 151 – 160.
- 9 Pelizzari CA, Ryan MJ, Grzeszczuk R, et al. Volumetric visualization of anatomo-

my for treatment planning. Int j Radiat Oncol Biol phys 1995; 34: 205 – 212.

10 Kuszyk BS, Ney DR, Fishman EK. The current state of the art in three dimensional oncologic imaging: an overview. Int J Radiat Oncol Phys 1995; 33: 1029 – 1040.

11 Denham JW, Dally MJ, Hunter k, et al. Objective decision making following a portal film: results of a pilot study. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1993; 26: 869 – 876.

第二章 影像在放疗中的应用

在过去二十余年,医学影像学发展使三维剂量的计算和剂量分布的实施更容易,其中最重要进步是在断层平面上显示出组织解剖。恶性肿瘤通常改变了正常组织器官的空间关系。一定的大小,形状和位置的肿瘤为三维适形提供了条件,组织密度的量化导致精确的剂量计算。

放疗控制肿瘤局部失败的一个潜在的原因是靶区勾画不准确,使用 CT 在治疗计划的早期研究表明没有使用 CT,肿瘤没有完全覆盖为 20%;肿瘤边缘外放不够的为 27%,肿瘤覆盖及外放正确的为 53%。准确地确定靶区及确定靶区的方式是十分重要的。

第二个放疗控制失败的原因是由于肿瘤周围正常组织剂量限制,是肿瘤剂量不足导致。影像对这些组织提供精确的解剖定位,而且功能显像已有所发展,正常组织和功能区的准确定位结合复杂的放疗技术(诸如调强治疗)在实施高剂量放疗提高局控率的同时,没有增加并发症。

即使病变能精确勾画及给予足够的剂量,但剂量的不确定性仍然存在。原因是由于患者体位的随机和系统误差及生理状态的改变诸如膀胱和直肠的充盈状况,将影响靶区移动。影像可用于患者体位的检测、量化和纠正。

在放疗中,各种影像资料可分成两类:获取的影像和处理的影像。获得的影像包括 CT、磁共振(MRI)、正电子发射断层(PET)、单光子发射计算机断层(SPECT)、超声检查等影像。X 射线投射影像包括 X 线片和电子射影像。处理影像来源于获得影像,对其进行合成或分析,以满足特定的治疗计划。

一、影像获得

在影像依据的计划中,不仅需要普通的射线片还需要复杂的影像资料,图示了在放疗中需要的影像资料。

(一) 获取解剖或功能影像

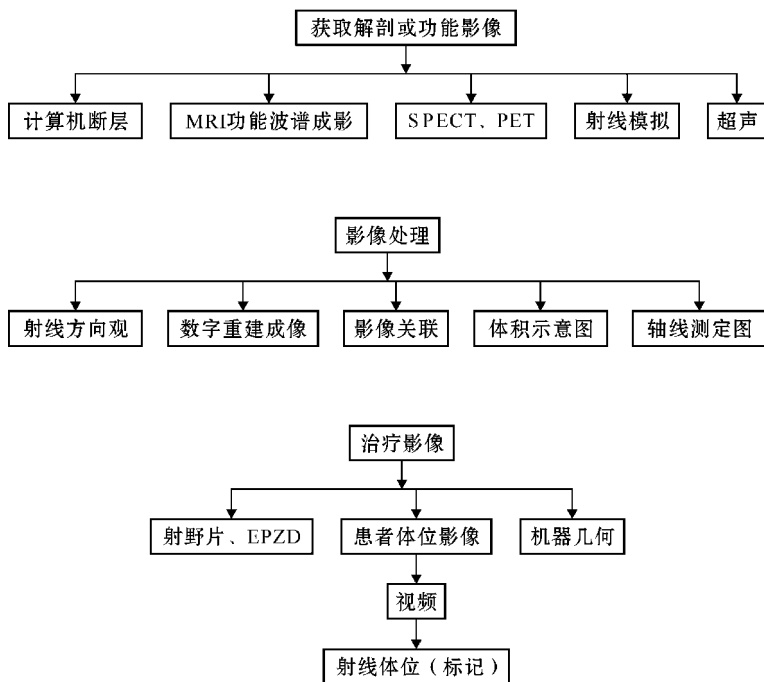


图 2-1

计算机断层:

CT 测量的是每一像素在横断影像平面相对线性衰减系数。简单地说, X 射线的扇形射线通过患者, 传导的放射由环状探头所测得, 显示在图 2-2 中, 通过旋转辐射源可得到许多投射图。通过这些投射图重建产生一个影像矩阵, 矩阵大小通常为 1024×1024 像素。在 X 线诊断能量, 相对线性衰减系数的积分测量构成了 CT 值。CT 值 $(\text{HU}) = 1000(U_x - U_w) / U_w$ 线性衰减系数是电子密度

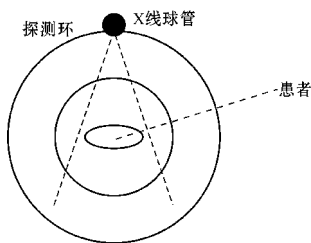


图 2-2 CT 扫描图解

和组织原子数的函数, 表明相对原子构成和电子密度的组织特征。可通过双光子扫描获得, 尽管大多数放疗计划 CT 扫描在单一光子下进行, CT 值可通过双光子扫描获得。诊断能量时, 不同组织的 HU 值能按照电子密度近似外推, 治疗剂量的计算需要 HV 值。

每一像素的 HU 值用灰色来表示, CT 值高于操作者选择的最大值时, 呈白色, 低于最大值时为黑色, 在上、下窗口水平之间像素呈灰色。

扫描类型: 70 年代中期 CT 问世以来, CT 技术发展很快。三代 CT 扫描 X 线球管不动, 探头旋转。三、四代扫描机可获得立体横断解剖影像。在特定位置获得 CT 影像后, 诊断床将移动向下一个位置。在开始扫描时, 患者可憋气或在平静呼吸中扫描。

上世纪 90 年代早期螺旋 CT 问世, 它采用滑环技术。当患者缓慢通过扫描窗时, X 线球管不停地旋转, 憋气一次, 可获得 40 轴向断层图像, 减少了运动伪影。因此, 螺旋 CT 能改善靶区的勾画和清楚显示解剖结构, 后处理经重新分解和重建形成更薄的断层片, 以改善空间分辨率。

超快扫描最初用于心脑血管研究, 现在用于研究放疗野中组织器官的运动。围绕患者用于产生 X 射线的扫描电子束, 只需毫秒的扫描速度。这个速度的扫描机可用在放疗中, 以研究由于心脏运动所造成肺肿瘤的移动。

CT 的空间分辨率可用调制传递函数来表示, 即扫描几何条件(焦点大小、病灶大小、探头大小、视野、扫描层厚)。四代扫描机在 1mm 系列有高对比度。对比分辨能力是衡量识别与背景色 HU 差别不大物体的能力, CT 能识别和量化序列在 0.5% 水平。

计划扫描: 因为依赖解剖资料建立解剖模型, 三维治疗计划要求内在一致的解剖资料。通常患者固定在治疗体位, 选择的视野能够显现外轮廓, 剂量计算需要它。

CT 提供了治疗体位理想的患者解剖的三维影像, 几乎所有横断面影像就如从下面观察一样。如右侧影像显示为患者的左侧结构, 图像及数码信息标在图像上, 提供像素大小、层厚和别的射线照片参数。

CT 影像上存在着伪影。当光子束通过个体不透光区时, 诸如颅脑的后颅窝骨或金属牙齿时, 硬射线透过时, 产生条纹, 组织器官的生理运动也能产生条纹, 进而导致错误的影像。例如, 平静呼吸肝扫描后三维重建的肝脏与实际有差距, 估计的容积也不同。如果层厚选择不当, 层厚影响小病灶的识别能力, 这可能导致容积伪影。

磁共振影像形成:

MRI 涉及在一个给定的体素中, 通过使用无线电频率的辐射和磁场将原子核磁化。MRI 质量主要取决于获取时的变量。影响图像质量的因素包括体素内原子密度、弛豫时间、流量、磁化的敏感性、磁化率、空间分辨率。软组织自旋密度和弛豫时间变化很大, 造成影像有很高的对比度。通常有两种影像, 一个为 T_1 加权影像, 另一个为 T_2 加权影像。 T_1 和 T_2 与自旋弛豫时间有关和 RF 激励后组织的反应有关。

顺磁物质,诸如钆等为奇数电子,具有磁化敏感性,这些材料对 MRI 影像的影响在于改变 T_1 和 T_2 弛豫率。当血脑屏障有破坏时,钆螯合物用作对比剂。

不像 CT, MRI 并不限于轴向断层影像。确切地说, RF 脉冲时,在适当的磁场梯度,能进行任意二维断层。如果 RF 激励的自旋共振能监测到, MRI 可直接显示冠状、矢状和任意方位影像。

MRI 功能性显像: 相对于组织结构的信息,功能性 MRI 显像揭示(FMRI) 的是生理和神经病变的活动。 FMRI 检测的是与脑的特定区域功能活动有关的血流变化。当脑部进行功能活动时,该活动区的氧需求量增加,结果造成了由于过多补偿而使氧合血红蛋白增加。由于去氧血红蛋白具有顺磁性,血流时增加变化导致磁共振信号的轻微变化。脑功能显像在临床扫描的磁场强度是可行的,在虚拟模拟时,利用 MRI 影像能定位出视觉系统、可识别语言区、感觉和运动皮质区。

对于颅内治疗计划,只有少量组织要保护。对视交叉、脑干、视神经耐受剂量有一定程度的分解。尽管对大多数人来说,解剖区和功能区是相同的,但个体的变异更有意义。因而由于肿物影响或颅内病变可引起功能改变,原先的功能区可被取代。如果脑部放疗的患者在作治疗前, MRI 确定了生理功能区,那么放疗治疗病灶时,则有可能避照这些区域。

MRI 在治疗计划中作用: MRI 影像优于 CT 影像主要在高软组织分辨率,尤其是中枢神经系统。一般来说, MRI 在识别脑部异常时,较 CT 敏感,尤其在后颅窝。在后颅窝,由于存在 CT 伪影, CT 影像质量降低,而且低分化星形细胞瘤在 CT 影像上边缘显示不清。在这些情况下,临床医师分析和勾画出 CT 和 MRI 确定的病变,融合它们成为相应的靶区。在腹部和盆腔, MRI 影像和造影使勾画靶区更精确。

磁场不均性: RF 场空间分布及磁场梯度的快速改变影响 MRI 影像质量,这些形成了 MRI 伪影。磁场不均匀性造成的伪影包括几何形状歪曲;异物也可导致局部歪曲;手术银夹也会降低 MRI 影像质量。即使当金属碎片在 X 线平片上因太小而没有显示,在 MRI 中,它也能形成伪影。表现为信号缺失和空间歪曲,如果患者移动,影像上会出现许多阴影。因此用这种方式进行计划扫描必须特别留心几何形状歪曲。人体模型扫描用于校正扫描机,但是体内改变是很难补偿的。通常 CT 图像亦可获得,直接比较 CT 和 MRI 图像,进行图像融合,补偿各自影像的不足。

MRI 对钙化不敏感,不能清楚显示骨皮质。而这一点对于评估骨转移、骨受侵很重要。由于运动伪影降低了影像的质量,所有这些均不利于治疗计划的制订。