

量化分析 R624-SCF 型固定装置在肺部 SBRT 过程中摆位误差

张俊 黄啸天 谢丛华 周云峰 鲍志荣 王大奖 陈诚 刘晖

430071 武汉大学中南医院放疗科(张俊、谢丛华、周云峰、鲍志荣、王大奖、陈诚、刘晖);

430072 武汉大学物理科学与技术学院(黄啸天)

通信作者:刘晖,Email:liuhui69_wh@hotmail.com

DOI:10.3760/cma.j.issn.1004-4221.2018.04.013

【摘要】 目的 应用 KV-CBCT 评估 R624-SCF 型固定装置在肺部 SBRT 治疗过程中的摆位误差,定量分析放疗过程中各种误差在累计摆位误差中的占比情况,揭示摆位误差的主要来源。**方法** 采集 32 例肺部肿瘤患者每周的 CBCT 数据及加速器每个月的 QA 数据,定量计算不同摆位误差。使用统计模型计算累计误差,并分析各次误差占比情况及来源。**结果** 32 例患者通过 420 次 CBCT 扫描。固定装置的摆位在水平、头脚、垂直 3 个方向上的误差分别为 (0.03 ± 0.72) 、 (0.73 ± 1.16) 、 (-0.21 ± 0.95) mm。肿瘤靶区运动位移在水平、头脚、垂直 3 个方向上的误差分别为 (0.71 ± 2.61) 、 (-0.80 ± 2.60) 、 (0.075 ± 1.77) mm。通过 Vance Keeling 公式计算误差,得到线性模型中各项误差占比情况:累计误差 54.55%,固定装置 9.21%,肿瘤运动 12.97%,治疗床沉降 2.55%,机架旋转中心 5.70%,准直器旋转中心 4.73%,治疗床旋转中心 4.61%,X 线射野中心 5.70%。**结论** 肺癌 SBRT 治疗过程中造成靶区误差的主要因素依次为摆位的随机性、肿瘤运动、固定装置、治疗床沉降以及机器等中心。在放疗过程中有针对性地控制肿瘤运动,对减小累计误差有重要意义。

【关键词】 肺肿瘤/放射疗法; 摆位误差; 累计误差

基金项目:湖北省自然科学基金(2011CDA135、2012FFA130)

Quantitative analysis of setup errors in lung SBRT with R 624 - SCF immobilization equipment

Zhang Jun, Huang Xiaotian, Xie Conghua, Liu Hui, Bao Zhirong, Wang Dajiang, Chen Cheng, Zhou Yunfeng

Department of Radiation Oncology, Zhongnan Hospital of Wuhan University, Wuhan 430071, China (Zhang J, Xie CH, Zhou YF, Bao ZR, Wang DJ, Chen C, Liu H); School of Physics and Technology, Wuhan University, Wuhan 430072, China (Huang XT)

Corresponding author: Liu Hui, Email: liuhui69_wh@hotmail.com

【Abstract】 Objective KV-CBCT was utilized to evaluate the setup errors in lung SBRT with R624-SCF immobilization equipment, quantitatively analyze the percentage of all types of errors in the cumulative errors and unravel the main sources of setup errors. **Methods** The CBCT data weekly and QA data monthly from 32 patients diagnosed with lung neoplasms were collected to quantitatively analyze the setup errors. The cumulative errors were calculated by statistical model. The proportion and source of each type of setup error was analyzed. **Results** All 32 patients received a total of 420 times of CBCT. The setup errors of immobilization equipment in the lateral, supine-inferior, anterior-posterior directions were (0.03 ± 0.72) mm, (0.73 ± 1.16) mm and (-0.21 ± 0.95) mm, respectively. The errors of tumor motion in three directions were (0.71 ± 2.61) mm, (-0.80 ± 2.60) mm and (0.075 ± 1.77) mm, respectively. According to the calculation formula proposed by Vance Keeling, the proportion of the cumulative error was 54.55%, 9.21% for immobilization equipment, 12.97% for tumor motion, 2.55% for couch sagging, 5.70% for Gantry radiation isocenter, 4.73% for Collimator radiation isocenter, 4.61% for couch radiation isocenter and 5.70% for X-ray field isocenter, respectively. **Conclusions** The main factors of setup errors during SBRT treatment for lung cancer are setup random, tumor motion, immobilization equipment, couch sagging and machine isocenter. During radiotherapy, targeted control of tumor motion is of significance for minimizing the cumulative errors.

【Key words】 Lung neoplasm/radiotherapy; Setup error; Cumulative error

Fund program: Hubei Provincial Natural Science Foundation (2011cda135, 2012ffa130)

放疗过程中的照射精度会直接影响放疗效果,而影响照射精度的因素很多,如摆位误差、患者机体和体内器官的不自主运动、辅助固定装置以及治疗设备的固有偏差等。如何在 SBRT 治疗过程中量化上述误差,临床意义重大。SBRT 技术具有单次剂量高、治疗分次少、微小偏差会对正常组织造成很大的伤害等特点,影响其疗效的主要因素是在治疗过程中由呼吸运动导致靶区的运动及形变^[1]。为有效控制靶区的运动及形变,武汉大学中南医院与广州科莱瑞迪公司共同研发了 R624-SCF 型 SBRT 固定装置^[2],大大提高了 SBRT 技术的摆位精确度。但是摆位的随机性和固定装置的偏差会产生随机误差,从而造成肿瘤运动的偏差,影响放疗效果。因此通过定量分析摆位误差的大小以及各种误差在累计摆位误差中的占比情况^[3],对改进摆位方法、完善体架结构的设计和精准放疗有重要意义。

材料与方 法

1. 病例来源: 随机选取 2013 年 2 月至 2016 年 8 月武汉大学中南医院放疗科采用瓦里安 iX 直线加速器治疗的肺癌患者 32 例, 其中 10 例肺部照射 3 次, 其余 22 例肺部照射 5 次。男 20 例、女 12 例, 年龄 45~76 岁(中位数 57 岁)。32 例患者每位治疗分次均 CBCT 确认至少 3 次(摆位后、自动修正后治疗前以及治疗结束后的确认, 最后 1 次确认主要是为研究治疗过程中的肿瘤及机体的运动)。

2. 摆位固定: 采用纤维板和个体化的热塑模型固定患者体位, 使用 R624-SCF 型号的 SBRT 固定装置^[2](图 1) 进行摆位固定。嘱患者平躺, 适度调整患者位置使其处于自我感觉舒适且便于重复的体位后, 抽取真空垫内气体使之成型。调整腹部滑尺位于剑突下, 调整腹部滑尺中部呼吸控制板的高度, 最大限度地控制因呼吸运动导致的肿瘤运动。所有患者均使用腹压板进行辅助固定。

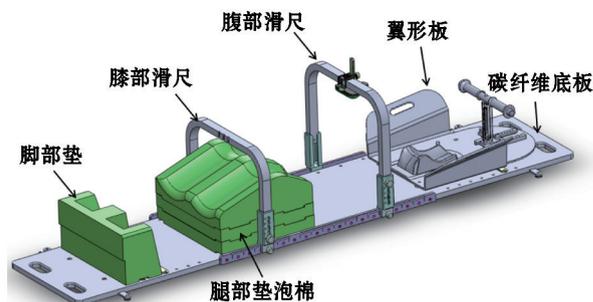


图 1 R624-SCF 型 SBRT 固定装置

CT 定位, 将定位激光对准选定的参考点, 在体表参考点放置标记点, 大小不同的肿瘤选择不同的层厚进行 CT 扫描。将 CT 扫描图像通过 Dicom 工作站传送至计划系统, 主管医师参考 CT, MRIPET-CT 等影像图像勾画靶区和 OAR 范围, 物理师根据主管医师的计划申请单, 使用 CT 定位确定等中心, 设计 SBRT 计划。

4. CBCT 位置验证: 采用瓦里安机载千伏级 CBCT 进行靶区位置验证, 配准过程由 Varian OBI 系统完成, 配准后由主管医师进行确认。误差 > 6 mm 时对患者重新摆位, 误差在 3~5 mm 时由系统自动移床校正, 校正后再次行 CBCT 确认校正位置, 此时若水平、头脚、垂直 3 个方向的误差均 ≤ 2 mm 即实施治疗。若第 1 次 CBCT 匹配后 3 个方位误差均 ≤ 2 mm, 则不需 2 次扫描, 可直接实施治疗。照射结束后, 获取第 3 次 CBCT 数据。所有的图像配准均采用软组织配准和体表配准, 配准的目的是为研究放疗过程中靶区的运动度。

5. 误差计算: (1) 真空垫和体架固定装置的误差: 多次放疗时不同患者的固定体架装置存在一定的随机性, 体架固定装置的松紧和位置偏差会影响放疗的精确性, 真空垫形变会导致位置偏移, 因此通过每位患者 5 次放疗的误差均值计算。以 Σ_j 表示体架和真空垫的系统误差, σ_j 表示摆放体架和真空垫的随机误差。(2) 肿瘤运动的位移误差: 通过分次内的 CBCT 摆位误差, 定量得到肺部肿瘤运动的误差, 采用软组织配准计算肿瘤运动的偏移量。以 σ_i 表示每次肿瘤运动的系统误差, σ_i 表示每次肿瘤运动的随机误差。(3) 治疗床的沉降误差: 治疗床的形变可引起患者体位的改变, 使之偏离辐射治疗视野, 从而影响放疗的精确性。其数据来源于日常 QA, 以表示治疗床的沉降误差。(4) 等中心偏移误差: 包括机架旋转中心误差、准直器旋转中心误差、治疗床旋转中心误差以及 X 线射野中心误差 4 种。通过查询日常 QA 记录, 并使用 Winston-Lutz test 系统^[4]统计水平、头脚、垂直 3 个方向的误差值, 4 种误差分别由 ΣIso_{GR} 、 ΣIso_{Collir} 、 ΣIso_{CoulR} 、 ΣIso_{X-ray} 表示。(5) 累计误差: 通过单独分析每次放疗中的随机误差和系统误差, 计算不同软件和硬件治疗系统的误差, 定量分析每部分误差对累计误差的贡献, 提供不同的数据获取方法、数据分析方法及建模技术, 保证误差计算值和 QA 的有效性。利用 Keeling 等^[3]提出的线性模型逐个提取出放疗过程中的摆位误差, 与每部分的系统误差线性相加, 随机误差求平方和,

3. CT 扫描及计划设计: 所有患者均通过模拟

从而得到累计误差 Σ_c 。Keeling 线性模型累计误差计算公式为(1),各项误差占累计误差的比值公式为(2)。

$$\Sigma_c = \Sigma_f + \Sigma_t + \Sigma_b + \Sigma_c + \Sigma Iso_{GR} + \Sigma Iso_{CollIR} + \Sigma Iso_{CouR} + \Sigma Iso_{X-ray}$$

$$\sigma_c = (\sigma_f^2 + \sigma_t^2 + \sigma_{GR}^2 + \sigma_{CollIR}^2 + \sigma_{CouR}^2 + \sigma_{X-ray}^2)^{\frac{1}{2}}$$

$$\Delta_c = \Sigma_c + \sigma_c \tag{1}$$

$$P_L(\sigma_c) = \frac{\sigma_c}{\Delta_c}, P_L(f) = \frac{\Sigma_f}{\Delta_c}, P_L(t) = \frac{\Sigma_t}{\Delta_c},$$

$$P_L(b) = \frac{\Sigma_b}{\Delta_c}, P_L(Iso_{GR}) = \frac{\Sigma Iso_{GR}}{\Delta_c},$$

$$P_L(Iso_{CollIR}) = \frac{\Sigma Iso_{CollIR}}{\Delta_c}, P_L(Iso_{CouR}) = \frac{\Sigma Iso_{CouR}}{\Delta_c},$$

$$P_L(Iso_{X-ray}) = \frac{\Sigma Iso_{X-ray}}{\Delta_c} \tag{2}$$

上述各公式中 Δ_c 表示累计误差, $P_L(\sigma_c)$ 表示总摆位误差占累计误差的比值, $P_L(f)$ 表示固定装置系统误差占累计误差的比值, $P_L(t)$ 表示肿瘤运动位移系统误差占累计误差的比值, $P_L(b)$ 表示治疗床沉降系统误差占累计误差的比值, ΣIso_{GR} 表示 Gantry Radiation 系统误差占累计误差的比值, ΣIso_{CollIR} 表示 Collimator Radiation 系统误差占累计误差的比值, ΣIso_{CouR} 表示 Couch Radiation 系统误差占累计误差比值, ΣIso_{X-ray} 表示 X-Ray 系统误差占累计误差的比值。

5. 统计方法: 统计所有患者的体表配准和靶区配准后的摆位误差数据, 通过 SPSS 19.0 软件分析误差数据分布, 并计算均值、标准差、频数分布、系统误差、随机误差及各项误差占累计误差的比值。

结 果

32 例患者体架和真空垫固定装置的误差在水平、头脚、垂直方向分别为 (0.03 ± 0.72) 、 (0.73 ± 1.16) 、 (-0.21 ± 0.95) mm, 详见图 2; 误差的最大值为 4 mm, 最小值为 -3 mm, 其分布趋势详见图 3。体架和真空垫固定装置头脚方向患者移动, 误差最大; 垂直方向由于呼吸运动固定松紧, 固定往往较好。在随机误差的分布中, 头脚方向的摆位不确定性最大, 达到 1.16 mm。

32 例患者肿瘤运动偏移量在水平、头脚、垂直 3 个方向分别为 (0.71 ± 2.61) 、 (-0.80 ± 2.60) 、 (0.075 ± 1.77) mm (0.71 ± 2.61) 、 (-0.80 ± 2.60) 、 (0.075 ± 1.77) mm, 详见图 4。通过分次内的靶区配准得到的肿瘤运动偏移量在累计误差中最大, 明显

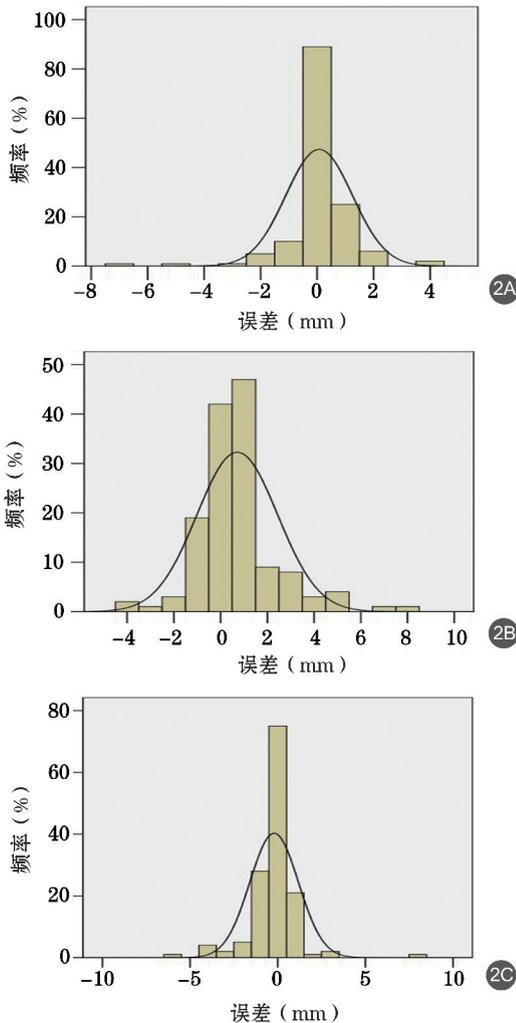


图 2 32 例肺癌患者水平(2A)、头脚(2B)、垂直(2C)方向的体架和真空垫固定装置的摆位误差频数分布

大于体架误差; 头脚方向移动幅度大, 偏移量亦最大; 前后方向由于体架固定, 移动较小。每例患者各次误差分布详见图 5。

治疗床的沉降误差是机器的固有误差, 在总的累计误差中占比很小, 详见表 1。通过日常 QA 可充分了解治疗床的形变, 合理控制误差。为模拟真实情况, 选择 60 kg 的正常成年人人体质量为参考, 将 3 个方向的误差求平方和, 得到 $\Sigma_b = 0.21$ mm。参考 keeling 线性模型计算 4 种等中心偏移误差, ΣIso_{GR} 、 ΣIso_{CollIR} 、 ΣIso_{CouR} 、 ΣIso_{X-ray} 值分别为 0.47、0.39、0.38、0.47 mm。详见表 2。

在线性模型中使用公式(1)计算累计误差, Σ_t 为 0.76 mm, σ_t 为 4.50 mm, Σ_f 为 1.07 mm, Σ_b 为 0.21 mm, ΣIso_{GR} 为 0.47 mm, 为 ΣIso_{GR} 0.39 mm, 为 ΣIso_{CollIR} 0.38 mm, 为 ΣIso_{CouR} 0.47 mm, 最终得到的累计误差为 ΣIso_{X-ray} 8.25 mm。在线性模型中使

用公式(2)计算各项误差占比情况,摆位误差占累计误差的比值最大(54.55%),肿瘤运动误差占12.97%,固定装置误差占9.21%,加速器机头和X线射野中心误差占5.7%,准直器误差占4.73%,治疗床旋转误差占4.61%,治疗床沉降误差占2.55%。

表 1 32 例肺癌患者三个方向治疗床的沉降误差

方向	0 kg	30 kg	60 kg	90 kg
水平(mm)	0	0.08	0.10	0.12
头脚(mm)	0	0.06	0.10	0.10
垂直(mm)	0.09	0.10	0.15	0.30
总形变(mm)	0.09	0.14	0.21	0.34

表 2 32 例肺癌患者三个方向等中心偏移误差($\bar{x} \pm s$)

方向(mm)	加速器机架	准直器	治疗床	X 线射野中心
水平	0.25±0.25	0.31±0.20	0.33±0.20	0.16±0.75
头脚	0.23±0.23	0.24±0.14	0.22±0.13	-0.39±0.15
垂直	0.32±0.32	n/a	n/a	0.21±0.02

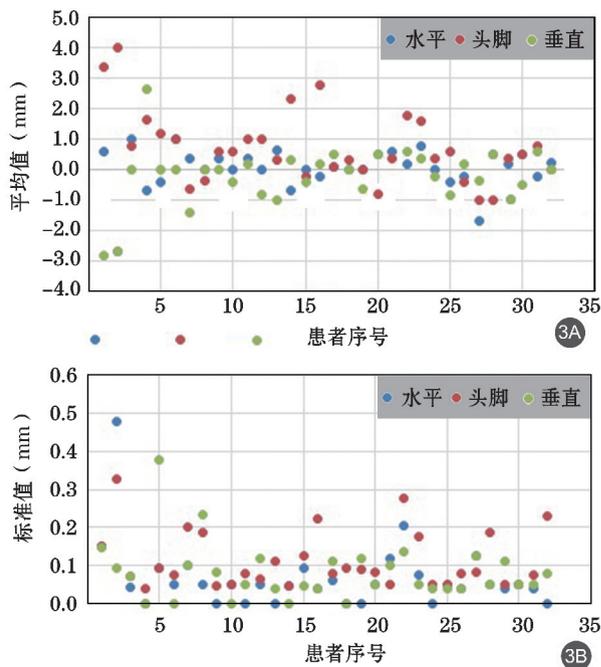


图 3 32 例肺癌患者多次放疗体架和真空垫固定装置摆位误差平均值(3A)和标准差(3B)散点图

讨 论

目前,基于千伏级 CBCT 的 SBRT 技术的图像配准是以 CBCT 图像和定位 CT 图像重合度为依据,定量计算得到摆位误差。在不考虑误差相互耦合的情况下,本文作者分离出了体架和真空垫的误差、肿瘤运动误差、治疗床沉降误差以及机器等中心线误

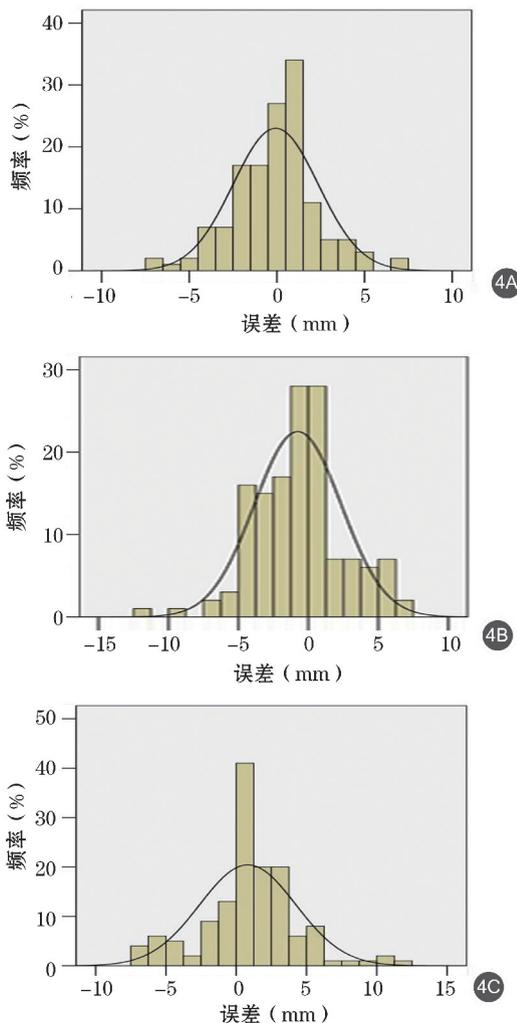


图 4 32 例肺癌患者水平(4A)、头脚(4B)、垂直(4C)方向肿瘤运动的摆位误差频数分布

差;在计算累计误差时采用 2 种不同的计算模型,定量分析各项误差占累计误差的比值。本研究摆位不确定性是真空垫和体架的误差、肿瘤运动误差、机器等中心误差以及治疗床的沉降误差的综合表征。目前,关于放疗过程中各种误差的量化分析相关文献较少,关于摆位不确定性的文献很多,如何减少影响放疗的不确定因素还需今后进一步讨论。

肺部肿瘤的 SBRT 摆位误差是累计误差的主体,占 54.55%。Van^[5]的研究结果表明,摆位不确定性是由误差的标准差决定的,随机误差和系统误差都存在标准差。从统计学角度分析,标准差较大的误差不确定性更高,标准差较小的误差不确定性相对小。Keeling 等^[3]提出的线性模型对摆位的不确定性做出了定量解释,在放疗过程中,从图像配准到摆位、从治疗到评估均存在不确定性,对每个步骤中误差的标准差求均方根,可达到精确摆位。肿瘤运动误差占累计误差的第二位(12.97%),患者由于

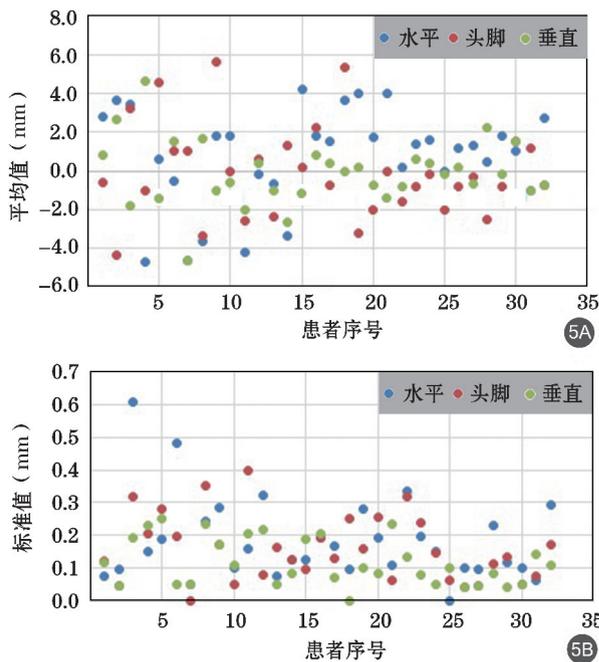


图 5 32 例肺癌患者多次放疗肿瘤运动偏移量的平均值(5A)和标准差(5B)散点图

呼吸运动和肢体扭动,会造成肿瘤在头脚方向的移动,同时肿瘤本身在不同治疗分次中存在形变。体架和真空垫固定装置的误差占累计误差的第三位(9.21%),固定装置在治疗中起到限制患者移动的作用,其本身存在的形变和松紧也直接影响放疗精度。随机摆位误差是由于技师在摆位过程中,每次摆位位置选择的偏差所致,这种误差可以通过使用先进的辅助定位装置和图像引导设备减小。

等中心误差的占比相对较小,原因在于治疗机在使用过程中受重力、机械等因素影响,在不同的方向上会有微小的偏差,这与实际情况也相符,根据 TG-142 可在日常 QA 和月检中修正。治疗床的沉降误差几乎可以忽略,碳素纤维床的非完全刚性结构会产生形变误差,患者的体质量和治疗床的角度在治疗过程中会导致治疗床出现沉降位移,从而影响摆位误差。这一误差常无法通过技术手段修正,可通过日常的 QA 充分了解治疗床的形变特点,为放疗提供参考,合理控制误差。Mcgarry 等^[6]在计算前列腺癌放疗过程中的误差时,参考了相关标准对系统误差和随机误差的组成做出了具体说明^[7]。系统误差主要来源于医生勾画肿瘤时的误差、患者运动误差、模体的形变误差以及系统摆位误差,而随机误差的主要来源是随机摆位误差和射线半影等。CT 扫描、计划制定以及直线加速器等几何误差也会对系统误差和随机误差造成影响。Mcgarry 等^[6]分

析了误差的主要来源,发现不同的定义和计算方法累积误差差异有统计学意义。

计算累计误差时不同误差会相互耦合,如治疗床的误差与患者摆位误差的耦合,固定装置的误差与摆位误差的耦合等。相互影响对于独立分析每一部分的精确度和不确定性存在一定的困难,耦合在数学层面很小,几乎可以忽略,但是为了更加精细地对比和计算,需要定量分析各误差之间的相关性系数,如何有效消除耦合需今后进一步研究。

目前,放疗过程中的靶区勾画和图像配准相关文献较多。靶区轮廓勾画的不确定性是导致放疗误差的重要来源之一,在临床工作中不同医生对统一靶区的定位也会有细微差别,且对计划的实施和执行也存在不确定性。本研究着重讨论了实际计划执行过程中各项误差占累计误差的比值,并结合肺部的 SBRT 治疗效果,探讨性地分析了摆位误差中的不确定来源,对临床有一定的实际意义。

综上所述,使用 R624-SCF 型 SBRT 固定装置治疗肺癌患者时,提高技师的摆位水准,并定量控制肿瘤的位移,可显著降低放疗过程中的累计误差。

参 考 文 献

- [1] 郭明芳,郭雷鸣,赵娅琴,等.锥形束 CT 研究肺癌放射治疗中的摆位误差[J].中国肿瘤临床,2009,36(15):848-852. DOI: 10.3969/j.issn.1000-8179.2009.15.003. Guo MF, Guo LM, Zhao YQ, et al. Interfractional and Intrafractional Errors in Radiotherapy of Lung Cancer Using Cone-beam Computed Tomography (CBCT) [J]. Chin J Clin Oncol, 2009, 36(15): 848-852. DOI: 10.3969/j.issn.1000-8179.2009.15.003.
- [2] 刘晖,张俊,钟亚华,等.自制体部固定装置在 SBRT 放疗中的应用分析[J].中华放射肿瘤学杂志,2013,22(6):501-503. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1004-4221.2013.06.021. Liu H, Zhang J, Zhong YH, et al. The analysis of clinical application of home-made immobilization device in SBRT [J]. Chin J Radiat Oncol, 2013, 22(6): 501-503. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1004-4221.2013.06.021.
- [3] Keeling V, Hossain S, Jin H, et al. Quantitative evaluation of patient setup uncertainty of stereotactic radiotherapy with the frameless 6D ExacTrac system using statistical modeling [J]. J Appl Clin Med Phys. 2016, 17(3): 111-127. DOI: 10.1120/jacmp.v17i3.5959.
- [4] Gao, JF, Liu, XQ. Off-Isocenter winston-lutz test for stereotactic radiosurgery/stereotactic body radiotherapy [J]. Int J Med Phys, Clin Engineer Radiat Oncol, 2016, 154-161. DOI. org/10.4236/ijmpcero.2016.52017.
- [5] Van HM. Errors and margins in radiotherapy [J]. Semin Radiat Oncol, 2004, 14(1): 52-64.
- [6] Mcgarry CK, Cosgrove VP, Fleming VA, et al. An analysis of geometric uncertainty calculations for prostate radiotherapy in clinical practice [J]. Br J Radiol, 2009, 82(974): 140.
- [7] Harrison AJL. Technical overview of geometric uncertainties in radiotherapy [J]. Br Inst Radiol, 2003(1): 11-44.