

非共面野在植入式心脏起搏器食管癌调强放疗中的应用

朱小杨¹ 王明²

¹ (浙江大学医学院附属第二医院放疗科 杭州 310009)

² (河北省沧州市中心医院放疗科 沧州 061001)

摘要 通过对非共面野调强(Non-coplanar intensity modulated radiation therapy, No-co-IMRT)与共面野调强(Coplanar IMRT, Co-IMRT)的比较,探讨非共面野在植入式心脏起搏器食管癌调强放疗中的剂量学特点。选取8例经临床病理检查证实并均带有植入式心脏起搏器的食管癌患者,采用Eclipse逆向调强计划系统,对每例患者分别设计非共面野调强计划(3个共面野和2个非共面野)和共面野调强计划(5个共面野)。每例患者的2个计划所用物理参数一致,并用剂量体积直方图(DVH)、适形指数(CI)、均匀指数(HI)和机器跳数和控制点数目等项目作为计划评价指标。结果显示,除非共面野计划中的起搏器和导线 $D_{\max}$ 指标明显降低外,两组计划中靶区和其他正常组织间的差异均无统计学差异($p>0.05$)。与共面调强放疗计划相比,非共面调强计划中的机器跳数和控制点数也没有明显增加。结果表明在对有植入式心脏起搏器的食管癌放疗中,采用非共面调强技术能显著降低心脏起搏器和导线的受量。

关键词 植入式心脏起搏器, 食管癌, 调强放疗, 非共面野

中图分类号 R730.55, R739.6, TL72

目前放疗已成为治疗肿瘤的重要手段之一,但对带有植入式心脏起搏器的肿瘤患者进行放疗有很大的危险性。放疗中的电离辐射能引起心脏起搏器半导体元件内电荷积聚及电流异常,引起起搏器故障或干扰起搏器的功能^[1],继而会出现无效起搏,甚至诱发恶性心律失常。根据Sundar等^[2]建议,如果患者依赖起搏器而又需要放疗的植入起搏器肿瘤患者,若起搏器在射野外但接受剂量 $>2\text{ Gy}$ 或起搏器在射野内均属于高危险性;患者依赖起搏器且起搏器在射野外接受 $<2\text{ Gy}$ 或患者不完全依赖起搏器但接受 $2\sim 10\text{ Gy}$ 剂量均属于中危险性;起搏器在照射野外,患者不完全依赖起搏器并接受剂量 $<2\text{ Gy}$ 属于低危险性。对于植入式心脏起搏器的食管癌患者而言,由于受各种条件限制而不能选择手术、化疗等治疗的,放射治疗则是此类患者的首选治疗方法。而目前按照95%靶区体积满足 60 Gy 处方剂量和正常组织不超量的情况下,使用共面野设计调强计划,难以实现起搏器和导线剂量 $<10\text{ Gy}$,因此寻求更有效的放疗技术或放疗方式是提高植入心脏起搏器的肿瘤患者生存率的重要手段。由于此类患者在放疗过程中存在较大的危险性,因此在临床上实施放疗的病例并不多。本研究选取8例食管癌为研

究对象,为保护植入的心脏起搏器和导线,采用非共面野制定调强计划,着重关注非共面野应用于植入心脏起搏器的食管癌调强放疗中剂量学特点,给临床应用提供参考。

1 资料与方法

1.1 临床资料

选取经病理学检查证实的8例食管癌患者,均带有植入式心脏起搏器(属不完全依赖型),年龄67~80岁,中位年龄75岁。治疗前做心电图、动态心电图、心脏B超和CT检查,但严禁做核磁共振检查,经评价起搏器功能后并确定能耐受放疗。放疗期间心电监测起搏器情况。患者取仰卧位,双手抱头,置于额上,采用热塑体膜固定后用GE 16排螺旋大孔径增强CT扫描,范围从颌下至肝门区,层厚 3.75 mm ,图像经网络传输至Eclipse10.0治疗计划系统(购自美国Varian公司)。

1.2 轮廓勾画

由主治医师以上的放疗医师在CT图象上按影像学和临床检查结果逐层勾画靶区(GTV)及危及器

官(包括心脏起搏器及导线),计划靶区 PTV 由 GTV 外放而成并按实际情况做适当修改。

1.3 计划设计

共面野调强计划根据 PTV 形状与周围正常器官的位置等受限情况采用尽可能避开心脏起搏器和导线的最合适 5 个共面野,并调整小机头角度,并设置优化参数后得到最优计划。非共面野计划则在共面野基础上选择 3 个合适共面野,再加 2 个避开心脏起搏器和导线的非共面野(床角转动范围限制:往 90°或 270°方向最大旋转 45°,以防机头碰撞),设置优化参数后得到最优计划。2 种调强计划均用 Eclipse 计划系统(Trilogy, Varian medical system, Palo alto, CA)设计,6 MV X-射线,每个照射野的通量强度均采用滑窗技术(Sliding windows)转化成计划实施所需的子野序列。剂量要求:95%的靶体积(PTV)达到处方剂量 60 Gy(2.00 Gy × 30 F);正常组织不超过其最大照射耐受剂量:脊髓 $D_{\max} \leq 45$ Gy,肺 $V_5 \leq 50\%$,肺 $V_{20} \leq 25\%$,肺 $V_{30} \leq 20\%$,肺 $D_{\text{mean}} \leq 16$ Gy,心脏 $V_{30} < 40\%$,心脏 $V_{40} < 30\%$,心脏起搏器和导线 $D_{\max} < 10$ Gy。

1.4 数据处理与评估

采用 SPSS 16.0 统计软件行配对资料 t 检验,显著性检验水平设为 0.05,结果用均数±标准差“ $\bar{x} \pm s$ ”表示。

2 结果

2.1 靶区受量比较

共面野调强与非共面野调强均能使靶区达到相应处方剂量,虽非共面野调强的 HI 和 CI 较优于共面调强,但两计划间差异并无统计学意义($t = 1.203$ 、 2.006 , $p > 0.05$)^[3-5]。见表 1。

2.2 正常组织受量比较

非共面野调强能显著降低起搏器和导线的 $D_{\max}$ 的剂量($t = -8.219$, $p < 0.05$),但在脊髓、双肺和心脏的保护方面,均无明显的优势($t = 1.712$ 、 2.579 、 -3.025 、 -2.875 、 -2.306 、 3.049 、 2.074 , $p > 0.05$)。见表 2。

表 1 计划靶区(PTV)剂量指标
Table 1 Dose index of PTV

($\bar{x} \pm s$)

靶区 Target volume	评价指标 Evaluating index	共面野调强 Co-IMRT	非共面野调强 No-co-IMRT
计划靶区 PTV	最大剂量 Max dose / Gy	65.9±2.0	67.4±0.3
	平均剂量 Mean dose / Gy	61.8±1.8	63.2±1.5
	均匀指数 HI	1.06	1.05
	适形指数 CI	0.77	0.80

表 2 正常组织剂量指标
Table 2 Dose index of normal tissues

($\bar{x} \pm s$)

组别 Groups	脊髓 $D_{\max}$ Spinal cord $D_{\max}$ / Gy	起搏器和导线 $D_{\max}$ Cardiac pace- maker and wires $D_{\max}$ / Gy	肺 V_5 Lung V_5 / %	肺 V_{20} Lung V_{20} / %	肺 V_{30} Lung V_{30} / %	肺 D_{mean} Lung D_{mean} / Gy	心脏 V_{30} Heart V_{30} / %	心脏 V_{40} Heart V_{40} / %
共面野调强 Co-IMRT	35.8±1.0	25.8±1.3	46.5±8.6	16.8±1.4	5.6±1.5	9.9±2.0	30.4±8.4	16.0±3.5
非共面野调强 No-co-IMRT	36.8±0.7	6.1±0.7	47.8±12.1	14.7±2.5	4.3±2.1	7.4±1.9	32.1±8.4	18.7±1.8
t	1.712	-8.219	2.579	-3.025	-2.875	-2.306	3.049	2.074
p	0.059	0.021	0.183	0.071	0.086	0.078	0.060	0.062

2.3 机器跳数和控制点数目的比较

共面野计划中机器跳数和控制点数目分别为 578±67 和 537±25;非共面野计划中的机器跳数和

控制点数目分别为 629±54 和 560±18。两种调强计划在机器跳数和控制点数目上差异无统计学意义($t = 2.512$ 、 2.071 , $p > 0.05$)。

3 讨论

从 20 世纪 50 年代初用于临床到现在, 心脏起搏器发展迅速。现代心脏起搏器是一个多部件系统, 包括植入人体系统与体外程控系统。植入人体系统由起搏导线和脉冲发生器组成, 导线为特制的直径 1–2 mm 的柔软的包裹绝缘层金属线, 经穿刺或切开人体静脉送入心脏内部; 脉冲发生器则是起搏系统核心, 是一合金制造的外壳严密包裹的含电池的微型电脑, 重量为 25–125 g, 大小如一块小巧巧克力。起搏器按一定形式的人工脉冲电流刺激心脏, 使心脏产生有效收缩, 缓解或消除患者症状。随着集成电路、微电脑芯片和半导体的应用, 现代起搏器虽然体积更小、结构更复杂、功能更多、灵敏度更高、耗电量更少, 但更易受电离辐射的影响。直线加速器治疗肿瘤患者时产生的电离辐射能引起心脏起搏器半导体元件内电荷积聚及电流异常, 从而引起起搏器故障。根据临床观察和体外研究, 直线加速器产生的电离辐射会造成两种故障, 一种是在起搏器受到最低辐射剂量 2 Gy 时^[6], 造成起搏器的短暂脉冲频率干扰及程序改变但不会对患者造成危害的轻微故障; 另一种是起搏器受到最低辐射剂量 10 Gy 时, 出现对患者造成危害的严重故障^[7], 例如脉冲输出频率严重偏离, 起搏器长时间输出抑制, 或者起搏器完全损坏, 此类故障需要患者立即更换起搏器脉冲发生器。因此在放疗下颈至上腹部范围肿瘤时(如乳腺癌、肺癌和食管癌等)需考虑射线对植入心脏起搏器的影响。

国外对心脏起搏器做了很多体内或体外的研究, 并已有由于放疗引起心脏起搏器故障或引发起搏器停搏而死亡的事例报道^[6–11]。由于调强放疗在靶区适形性以及保护周围正常器官等方面的剂量学优势明显, 调强放疗已成为食管癌的主要治疗手段。带有植入式心脏起搏器又需做调强放疗的食管癌患者, 在满足靶区和正常组织的情况下, 如何使心脏起搏器免受或少受软硬件的损坏, 已成为制定调强计划的一个重要限制条件。本研究两种调强计划均能满足靶区和各项危及器官的剂量参数限制, 在靶区、双肺、心脏 V_{30} 、心脏 V_{40} 和脊髓受量方面均无显著差异($p>0.05$), 但非共面野调强计划能明显降低心脏起搏器和导线部位剂量, 且有统计学意义($p<0.05$)。按照 Sundar 等^[2]需要放疗的植入起搏器肿瘤患者危险性的分类, 本研究中 8 例食管癌患者

的心脏起搏器和导线的剂量均已超过 2 Gy, 属于中高危危险性。当起搏器和导线接受剂量超过 10 Gy 时, 不管患者是否依赖起搏器, 对该患者实施放疗均属于高危危险性, 放疗过程中会导致起搏器软件和硬件永久性损坏, 甚至危及生命, 因此共面野调强计划的起搏器和导线最高剂量的平均值超过了 25 Gy, 在临床上根本无法执行。非共面野调强中的起搏器和导线接受的剂量在 2–10 Gy 之间, 属于中危险性, 放疗过程中可能会出现轻微软件故障, 但能通过重置软件而得到修复, 因此临床上可以实施放疗, 但应严密关注心脏起搏器功能和治疗前后心电图检查结果的变化, 以保证放疗的顺利进行, 必要时及时寻求心脏病医生的帮助。

另在机器跳数和控制点数目的比较中, 共面野调强计划和非共面野调强计划间也未发现有显著差异($p>0.05$), 提示非共面野调强并没有延长治疗时间。从本研究中可以发现, 对于特定需要保护的结构如心脏起搏器及导线, 通过用完全避开该组织的非共面射野角度, 既可十分有效地降低该器官的剂量, 而且对靶区的适形度和其他正常组织的受量不会有太大的影响, 有时还可以提高靶区的适形度或降低其他正常组织的剂量(如双肺的 V_{20} 、 V_{30} 和平均剂量)。

总之, 将非共面野运用于食管癌调强放疗中, 不仅不会延长治疗时间, 而且还能更好地保护心脏起搏器和导线, 能让植入心脏起搏器的肿瘤患者顺利完成调强放疗, 提高此类特殊肿瘤患者的生存率。由于本研究采集的病例不多, 仅从剂量学方面阐述了非共面野在植入心脏起搏器的食管癌调强放疗中的技术优势, 未能跟踪、收集远期毒副反应与预后效果的相关数据, 因此患者能否从临床疗效中获益, 还需进一步地跟踪与研究。

参考文献

- 1 Marbach J R, Sontag M R, Van Dyk J, et al. Management of radiation oncology patients with implanted cardiac pacemakers: report of AAPM Task Group No.34. American Association of Physicists in Medicine [J]. Medical Physics, 1994, 21: 85-90.
- 2 Sundar S, Synlonds P, Deehan C. Radiotherapy to patients with artificial cardiac pacemakers [J]. Cancer Treatment Reviews, 2005, 31(1): 474-486.
- 3 胡逸民.肿瘤放射物理学 [M]. 北京: 原子能出版社, 1999: 126-131.

- HU yimin. Radiation oncology physics [M]. Beijing: Atomic Energy Press, 1999: 126-131.
- 4 Baer W, Alber M, Nuesslin F. A method to reduce the number of beam segments for step and shoot IMRT [J]. Radiother Oncol, 2001, **10**(1): 61-73.
- 5 Van't Riet A, Mak A C, Moerland M A, *et al.* A conformation number to quantify the degree of conformality in brachytherapy and external beam irradiation: Application to the prostate [J]. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 1997, **37**(3): 731-736.
- 6 QRertermous T, Megahy M S, Das Gupta D S, *et al.* Pacemaker failure resulting from radiation damage [J]. Radiology, 1983, **148**: 257-258.
- 7 Venselaar J L. The effects of ionizing-radiation on 8 cardiac-pacemakers and the influence of electromagnetic-interference from 2 linear accelerators [J]. Radiotherapy Oncology, 1985, **3**(1): 81-87.
- 8 Katzenberg C A, Marcus F I, Heusinkveld R S, *et al.* Pacemaker failure due to radiation therapy [J]. Pacing Clinical Electrophysiology, 1982, **5**(1): 156-159.
- 9 Pourhamidi A H. Radiation effect on implanted pacemakers [J]. Chest, 1983, **84**: 499-500.
- 10 Haruko H, Takayuki H, Ayako O, *et al.* Comparison of the effects of high-energy photon beam irradiation (10 and 18MV) on 2 types of implantable cardioverter-defibrillators [J]. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 2013, **85**(3): 840-845.
- 11 Venselaar J L, Van Kerkoerle H L, Vet A J. Radiation damage to pacemakers from radiotherapy [J]. Pacing Clinical Electrophysiology, 1987, **10**(1): 538-542.

Study on non-coplanar intensity modulated radiation therapy in esophageal carcinoma implanted with permanent cardiac pacemaker

ZHU Xiaoyang¹ WANG Ming²

¹(Department of Radiation Oncology, the Second Affiliated Hospital, School of Medicine, Zhejiang University, Hangzhou 310009, China)

²(Department of Radiation Oncology, Cangzhou Central Hospital, Cangzhou 061001, China)

ABSTRACT The aim is to evaluate the physical dose distributions in esophageal carcinoma implanted with permanent cardiac pacemaker treated with non-coplanar intensity modulated radiation therapy (no-co-IMRT). Eight patients with esophageal carcinoma implanted cardiac pacemaker proven by histology were treated by IMRT. For each patient, we designed two IMRT plans by Eclipse IMRT inverse plan system: non-coplanar IMRT plan (3 coplanar fields and 2 non-coplanar fields) and coplanar IMRT plan (5 coplanar fields). The same physical parameter was applied to the same patient in both plans. Plans were evaluated in terms of dose-volume histogram, conformity index, homogeneity index, monitor unit and control points. The results showed that no-co-IMRT plan could significantly reduce the max dose of implantable cardiac pacemaker and the wires ($p < 0.05$), but no significant difference was found between no-co-IMRT plan and co-IMRT plan in target volume and other normal tissues. Compared with co-IMRT plan, the monitor unit (MU) and control points of no-co-IMRT plan were not increased significantly ($p > 0.05$). These findings indicate that the technique of no-co-IMRT can obtain the fewer max dose of implantable cardiac pacemaker and the wires during intensity modulated radiation therapy of esophageal carcinoma.

KEYWORDS Implantable cardiac pacemaker, Esophageal carcinoma, Intensity modulated radiation therapy, Non-coplanar fields

CLC R730.55, R739.6, TL72