

放射肿瘤学专题

• 放射技术 •

MOBETRON 移动式术中电子线加速器临床应用*

张达, 廖雄飞, 黎杰[△]

610041 成都, 四川省肿瘤医院·研究所, 四川省癌症防治中心, 电子科技大学医学院 放疗中心

[摘要] 目的: 分析 MOBETRON 2000 移动式术中电子线加速器的剂量学特性、日常质量保证数据和治疗参数。方法: 使用 PTW0.6cc 指型电离室、静电计和三维水箱对 MOBETRON 加速器 3 档能量进行测量, 包括中心轴百分深度剂量和离轴比。利用机器自带的质量保证 (quality assurance, QA) 设备测量每日 QA 数据。同时, 分析并总结临床 46 例患者术中放疗治疗参数和操作经验。**结果:** MOBETRON 高能电子线的表面剂量随能量增加而增加; 随直径增加, 先降低再增加; 最大剂量深度 D_{max} 和治疗深度 D_{90} 随能量增加而增加, 随角度增加而降低; 实际射程随能量增加而增加; 输出剂量稳定性在 $\pm 3\%$ 以内。46 例患者顺利完成术中放疗操作, 剂量准确, 未发生意外。**结论:** MOBETRON 加速器产生的高能电子线具有表面剂量高, 剂量学参数稳定的特点, 能有效保护靶区后的正常组织, 治疗时间短, 适合术中暴露肿瘤区域的治疗。

[关键词] 术中放疗; MOBETRON; 剂量学特性; 质量保证; 治疗参数

[中图分类号] R730.55 **[文献标志码]** A doi:10.3969/j.issn.1674-0904.2020.01.010

引文格式: Zhang D, Liao XF, Li J. Clinical use of MOBETRON: a mobile electron-beam linear accelerator[J]. J Cancer Control Treat, 2020, 33(1): 56-61. [张达, 廖雄飞, 黎杰. MOBETRON 移动式术中电子线加速器临床应用[J]. 肿瘤预防与治疗, 2020, 33(1): 56-61.]

Clinical Use of MOBETRON: A Mobile Electron-Beam Linear Accelerator

Zhang Da, Liao Xiongfei, Li Jie

Department of Radiation Therapy, Sichuan Cancer Hospital & Institute, Sichuan Cancer Center, School of Medicine, University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu 610041, Sichuan, China

Corresponding author: Li Jie, E-mail: jie.li@yeah.net

This study was supported by National Key Research and Development Program of China (NO. 2017YFC011-3100) and by grants from Health Commission of Sichuan Province (NO. 18PJ143).

[Abstract] **Objective:** To analyze the dosimetric properties, quality assurance (QA) data and treatment parameters of MOBETRON 2000, an intraoperative electron radiotherapy accelerator. **Methods:** The parameters of each energy (6, 9 and 12 MeV) in MOBETRON linear accelerator were measured using PTW0.6cc Farmer ionization chamber, dosimetry electrometer and 3D blue-water phantom system, including the percentage depth dose and off-axial ratio. At the same time, daily QA data was measured using IntraOP QA equipment. We analyzed and summarized the intraoperative radiotherapy parameters and operational experience of 46 patients in clinical practice. **Results:** The surface dose of MOBETRON electron beam increased with energy growth. The D_{max} and D_{90} of different diameter applicators also increased with energy augment but decreased with the increase of angle. The practical range increased with the amplification of energy. The output stability satisfied clinical condition within $\pm 3\%$ limits. 46 patients completed treatment successfully in accurate dose, and no accidents occurred. **Conclusion:** The characteristics of high-energy electron beam generated by MOBETRON include high surface

dose, stable dosimetry parameters, and short treatment time.

It is suitable for the treatment of the exposed tumor area during surgery because it effectively protects normal tissues behind target area.

[Key words] Intraoperative radiation therapy; MOBE-

[收稿日期] 2019-05-27 **[修回日期]** 2019-09-04

[基金项目] * 国家重点研发计划 (编号: 2017YFC011-3100); 四川省卫生健康委员会普及应用项目 (编号: 18PJ143)

[通讯作者] [△] 黎杰, E-mail: jie.li@yeah.net

TRON; Dosimetric property; Quality assurance; Treatment parameter

术中放疗(intraoperative radiation therapy, IORT)是指在手术中对不能切除的暴露肿瘤、切除后的瘤床区进行单次大剂量照射,以杀灭残留肿瘤细胞。其优点是在医生视觉、触觉引导下利用限光筒来决定放疗区域,可将正常组织与治疗区域分开,最大限度降低正常组织剂量。IORT 是一项多学科联合治疗肿瘤的技术,其顺利进行需要放疗科医生、物理师、外科手术医生、麻醉师和手术护士共同配合完成。四川省肿瘤医院于 2017 年 4 月采用 MOBETRON 2000 型移动式电子线加速器成功实施了西部地区首例 IORT 手术,同年 9 月正式开展临床治疗。截至 2018 年 7 月,共完成 IORT 手术 46 台,现将我们积累的质量保证(quality assurance, QA)数据和操作使用经验总结如下。

1 材料与方法

1.1 设备简介

我院引进的 MOBETRON 2000 型移动式电子线加速器(IntraOP Medical Inc., Sunnyvale, CA)具体参数如表 1 所示,其工作原理及介绍可参见文献^[1-3]。

该加速器配有 45 个不同直径和端面角度的圆柱形限光筒,应用于不同大小和角度的射野。限光筒直径 3 ~ 10cm,间隔 0.5cm 一个筒。限光筒端面倾角分别为 0、15 和 30 度,另配有一个直径 8cm,端面倾角 45 度的圆柱形限光筒和一个 7cm × 12cm,0 度的矩形限光筒。每个限光筒长 50cm,即为有效源皮距,表示虚拟射线原点到限光筒末端的距离为 50cm。每个限光筒配有 5mm 和 10mm 的组织补偿

片,补偿片大小和角度与限光筒相对应。机头配有消毒隔离帽,机头下方安装有一个射线阻挡装置,可与机头联动用于降低杂散辐射污染^[4]。

1.2 QA 设备

MOBETRON 2000 产生 3 档高能电子线用于治疗,分别为 6、9 和 12MeV,剂量率 330MU/min。每档能量配有一个 QA 测量模体(IntraOP QA Phantom),模体一端用于测量最大剂量深度 D_{max} ,另一端测量 50% 剂量深度 D_{50} 。同时,系统配备了 1 个直径 10cm,端面 0 度的 QA 专用限光筒,PTW0.6cc 指型电离室 1 个,静电计 1 台(Model 206, CNMC Instruments Inc.),如图 1 所示。

表 1 MOBETRON 2000 型移动式电子线加速器特征参数
Table 1. Characteristics of MOBETRON 2000

Feature	Description
Electron energy	6, 9, 12 MeV
Dose rate	330 MU/min
Field size	3 ~ 10 cm
Normal SSD*	50 cm
Surface dose	>90%
Docking motion	30 cm travel
Gantry rotation	50°
Gantry tilt rotation	30° (back), 10° (forward)
Horizontal plane motion	±5 cm
Speeds of motion	Linear: 2 mm/s, rotation: 1 degree/s

* MU; Machine unit; SSD; Source skin distance.



图 1 质控设备

Figure 1. Quality Control Equipment

a: Quality assurance applicator; b: Quality assurance phantom; c: Ionization Chamber; d: Electrometer.

1.3 测试方法

MOBETRON 2000 加速器放置于手术室,平时保持关闭状态,只有在治疗当天早上,物理师会开机

预热,并对机器进行详细而严密的 QA 和质量控制(quality control, QC),以确保各射线能量和剂量率在正常范围内。晨检主要包括两方面内容:剂量输

出稳定性和射束能量稳定性。测量输出量时使用 D_{max} 模块,测量能量稳定性 (D_{50}/D_{max}) 时使用 D_{50} 模块,每次出束 200MU。

1.4 治疗过程

IORT 是多学科联合治疗肿瘤的技术,在实施前需要进行多学科联合会诊,制定出最佳治疗方案;手术当天早上,物理师对加速器进行 QA 和 QC,保证输出剂量误差在 3% 以内。外科医生将肿瘤切除或暴露后,放疗医生探查瘤床区位置,确定照射范围和深度,并避开周围正常组织和器官。医生和护士安装固定支架,将限光筒固定在合适的位置和角度。护士将无菌隔离帽安装在治疗机头上,并用无菌床单覆盖治疗床,只露出限光筒和反光板。将治疗床推至机头下方,物理师调整机头位置,直到射束中轴与限光筒中轴对准,激光软到位系统发光二极管灯稳定地亮起。当机头与限光筒对准后,两者相距约

4cm。所有工作人员撤离手术室后,物理师根据放疗医生给出的处方剂量和治疗深度,选择治疗能量,计算机器跳数,并出束。治疗完毕后,将治疗床推回原位置,加速器各参数恢复原状并关机。外科医生继续进行后续手术。

2 结果

2.1 百分深度剂量

2.1.1 表面剂量 不同直径,不同端面角度限光筒表面剂量如表 2 所示。根据 GB15213 - 2016《医用电子加速器性能和试验方法》相关要求^[5],医用电子直线加速器产生的电子线的表面剂量用体模表面下 0.5mm 处剂量表示。

从表 2 可以看出,表面剂量随能量增加而增加;随直径增加,表面剂量先降低再增加,且在 5cm 左右最低。

表 2 表面剂量 (%) 统计

Table 2. Surface Dose (%)

Energy (MeV)	Diameter 3cm			Diameter 5cm			Diameter 7cm			Diameter 10cm		
	0°	15°	30°	0°	15°	30°	0°	15°	30°	0°	15°	30°
6	82.2	84.3	86.8	81.0	82.2	83.6	83.4	84.4	85.8	85.0	86.2	87.1
9	88.0	88.9	88.9	85.9	86.7	86.5	87.6	87.9	87.1	89.3	89.4	88.2
12	91.2	91.1	89.9	90.3	88.6	89.4	90.7	90.6	90.0	92.6	92.3	90.6

2.1.2 最大剂量深度 D_{max} 不同直径,不同端面角度限光筒最大剂量深度 D_{max} 如表 3 所示。由表 3 可看出, D_{max} 随能量增加而增加,随角度增加而降低。端面 0 度的限光筒 D_{max} 随直径先增加后减小,在 5cm 时达到最大值。

2.1.3 有效治疗深度 D_{90} 不同直径,不同端面角度限光筒 D_{90} 剂量深度如表 4 所示。

临床上一般使用 90% D_{max} 深度作为有效治疗范围^[6],由表 4 可知, D_{90} 随能量增加而增加,随角度增加而降低。

表 3 最大剂量深度 (mm) 统计

Table 3. Depth of Maximum Dose (mm)

Energy (MeV)	Diameter 3cm			Diameter 5cm			Diameter 7cm			Diameter 10cm		
	0°	15°	30°	0°	15°	30°	0°	15°	30°	0°	15°	30°
6	12.3	10.3	7.3	13.3	11.3	8.3	12.3	10.3	8.3	11.8	10.3	8.3
9	16.3	13.3	9.3	19.3	16.3	12.3	18.3	16.3	12.3	17.8	16.3	12.3
12	17.3	14.3	10.3	22.3	19.3	14.3	21.3	20.3	15.3	21.8	20.3	16.3

表 4 D_{90} 剂量深度 (mm) 统计

Table 4. Depth of 90% Maximum Dose (mm)

Energy (MeV)	Diameter 3cm			Diameter 5cm			Diameter 7cm			Diameter 10cm		
	0°	15°	30°	0°	15°	30°	0°	15°	30°	0°	15°	30°
6	17.7	16.0	11.5	18.3	16.8	13.8	17.8	16.4	13.5	18.1	16.3	13.3
9	24.1	20.6	14.3	27.5	25.1	19.6	27.0	25.0	20.5	27.1	25.5	20.8
12	28.4	23.3	16.1	33.9	30.5	22.9	35.1	32.6	26.8	36.3	33.7	27.5

2.1.4 实际射程 R_p 不同直径和端面角度的限光筒电子线实际射程 R_p 如表 5 所示。

R_p 定义为电子深度剂量曲线下最陡峭处切线与韧致辐射形成的背景外推线交点的深度^[7]。

表 5 R_p (mm)统计

Table 5. Practical Range R_p (mm)

Energy (MeV)	Diameter 3cm			Diameter 5cm			Diameter 7cm			Diameter 10cm		
	0°	15°	30°	0°	15°	30°	0°	15°	30°	0°	15°	30°
6	32.4	32.1	29.2	32.2	31.3	29.8	32.1	31.2	29.8	32.8	31.6	30.0
9	46.8	46.0	37.6	46.5	45.9	43.4	46.3	45.5	43.7	46.8	46.6	43.9
12	58.4	57.4	39.9	58.8	58.2	54.4	59.3	58.2	55.5	59.8	59.0	56.0

2.2 每日 QA 数据

2.2.1 输出稳定性分析 各档能量输出稳定性如图 2 所示。由图可见,MOBETRON 的输出剂量稳定性都在 $\pm 3\%$ 以内,满足要求。

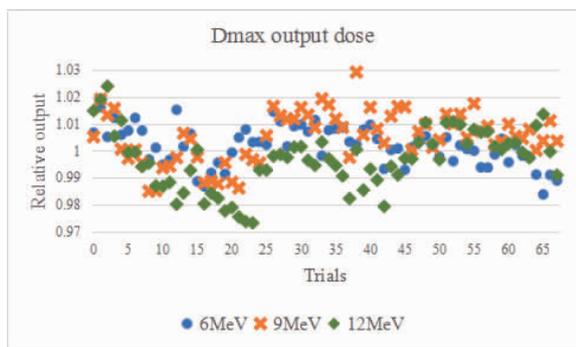


图 2 3 档能量 Dmax 输出剂量

Figure 2. Dmax Output Dose of 3 Patterns of Energy

2.2.2 能量稳定性分析 MOBETRON 电子线各档能量的稳定性用 D_{50}/D_{max} 进行分析,如图 3 所示。由图可以看出,3 档能量稳定性满足美国医学物理师协会 TG72 号报告要求,即 6MeV 允许误差范围为 $(-12.2\% \sim 12.5\%)$,9MeV 为 $(-13.3\% \sim 13.7\%)$,12MeV 为 $(-11.5\% \sim 11.9\%)$ ^[3]。

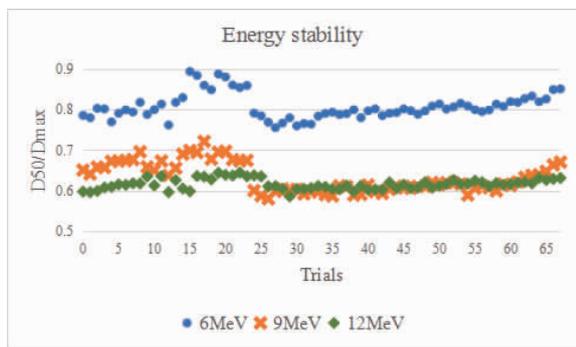


图 3 3 档能量稳定性 (D_{50}/D_{max}) 分析

Figure 3. Stability of 3 Patterns of Energy (D_{50}/D_{max})

2.3 IORT 病例数据

2017 年 5 月 ~ 2018 年 7 月,我院共进行 IORT

由表 5 可看出,端面 0 度,直径 10cm 的限光筒在能量 12MeV 时 R_p 最大为 59.8mm。 R_p 随能量增加而增加,随端面角度降低,0 度和 15 度 R_p 变化不大,30 度限光筒 R_p 快速下降。

手术 46 例。具体病例数如图 4 所示。

由图 4 可以看出,胰腺肿瘤接受 IORT 的比例最高,共 29 例,占 63%。其次为骨与软组织肿瘤,共 7 例,占 15%。

在 46 例病例中有 39 例为 1 射野,6 例 2 射野,1 例 3 射野照射。其中 29 例胰腺手术全部采用 1 射野,胰腺手术限光筒使用情况见图 5。由图 5 可以看出胰腺手术使用的限光筒直径多为 5cm,有 13 例,占 44.8%。4cm 和 5.5cm 直径各 5 例。

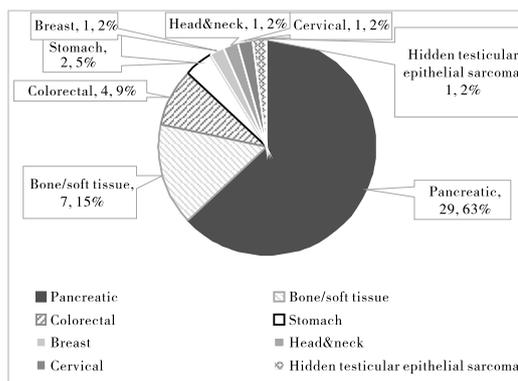


图 4 病例统计

Figure 4. Case Statistics

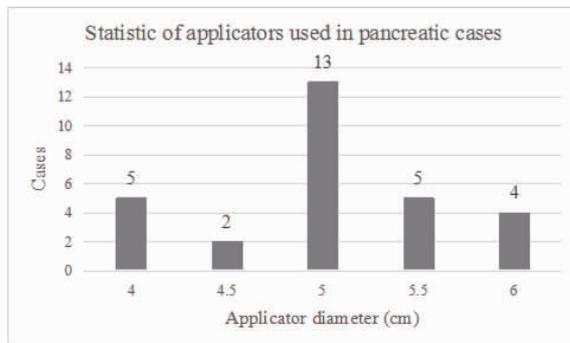


图 5 胰腺手术限光筒使用情况

Figure 5. Statistic of Applicator Used in Pancreatic Cases

骨/软组织外科有 2 例 2 射野,1 例 3 射野,胃肠外科有 2 例 2 射野,结直肠和宫颈各有 1 例 2 射野。

在 39 例 1 野照射病例中, 12MeV 能量有 25 例, 占 64.1%, 其中胰腺病例为 23 例, 结直肠 2 例。9MeV 能量有 8 例, 其中胰腺 6 例, 占 75%。6MeV 能量 6 例, 骨/软组织有 4 例, 占 66.7%。胰腺手术照射深度约为 3cm, 射线能量 12MeV 或 9MeV; 骨与软组织肿瘤照射深度较为表浅, 靶区面积大, 多采用多野野连接照射, 照射深度在 1cm 左右, 能量多为 6MeV 和 9MeV, 且多使用补偿片, 以减少治疗深度。在全部 46 例病例中, 仅 11 例使用补偿片, 而 7 例骨/软组织 IORT 中就有 6 例使用补偿片, 可见骨/软组织 IORT 照射深度较浅。在限光筒角度选择上, 0 度有 33 例, 占 71.7%。

3 讨论

IORT 利用低能光子或高能电子线对肿瘤组织或瘤床区进行单次大剂量照射, 其剂量跌落陡峭, 且可以将正常器官移出靶区外。IORT 可单独使用, 也可与外照射 (external beam radiation therapy, EBRT) 相结合进行局部治疗, 以提高局控率^[1]。目前的 EBRT 大多采用高能光子束。三维适形和调强技术的发展可以有效降低正常组织受量, 但对射线敏感组织附近的肿瘤或者对射线不敏感的肿瘤组织, 治疗效果有限。而 IORT 可以在医生视觉、触觉引导下直接对瘤床区或肿瘤组织进行单次大剂量照射, 同时避开周围正常组织和器官; 对于肿瘤后面的正常组织的受量可通过调整射线能量来控制照射深度。如果靶区内有正常组织, 可将其移出靶区范围。IORT 一般只有一个射野, 且源皮距固定, 这有利于简化治疗计划设计。通常物理师只需要根据限光筒直径、端面角度、治疗深度, 选择适当的射线能量, 并计算机器跳数。每个限光筒的剂量分布在对机器验收时已进行测量, 并记录下来; 同时, 不同限光筒和射线能量所对应的机器跳数也记录下来, 用于治疗时计算机器跳数。

我院引进的 MOBETRON 2000 型移动式电子线 IORT 加速器, 其电子线准直性好, 高度聚焦, 因此产生的杂散辐射较少。在常规光子线 EBRT 中, 由于皮肤建成效应, 表面剂量较低; 而 MOBETRON 采用高能电子线直接对暴露的肿瘤或瘤床区进行单次大剂量辐照, 表面剂量在 90% 左右, 3 档能量的 R_p 最大均不超过 60mm, 能有效保护靶区后组织, 且剂量率较高。与光子线 EBRT 相比, 术中电子线照射治疗时间更短, 表面剂量更高, 靶区剂量分布更均匀。但 IORT 专用加速器存在两方面的不足, 一是无法

像 EBRT 一样设计放疗计划, 二是由于其每一脉冲剂量较高 (3 ~ 12 cGy/pulse), 很难使用放疗标准剂量计测量^[1]。由于加速器机头移动范围有限, 因此对患者摆位、手术切口和限光筒端面角度选择都有一定的要求; 同时, 麻醉机、监护仪等设备和医生手术操作习惯等也需要在术前考虑。安装好限光筒后, 应尽量使限光筒端面与机头平行, 以利于物理师调整机头位置, 节省调节时间。物理师调节激光软到位系统是一个比较耗时的过程, 机头可在 5 个方向上进行调节, 调节任一方向, 均会引起其余 4 个方向的变化。物理师通过激光位置点来判断调节方向, 需要多次微调, 不断缩小误差范围, 直到激光软到位灯稳定地亮起。此时机头与限光筒之间的距离约为 4cm, 机头与限光筒之间通过激光反射来确定位置偏差, 精度小于 1mm^[8]。激光软到位系统还会受到呼吸运动的影响, 尤其在胸腹部 IORT 时, 可能会使位置偏差增大而导致治疗中断, 因此, 需要麻醉师适当减小患者呼吸幅度, 并加深麻醉^[9]。

目前, 我们对 MOBETRON IORT 加速器共进行了 60 多次检测, 其输出剂量均在 $\pm 3\%$ 以内, 剂量学参数较稳定, 能满足临床应用要求^[10]。根据美国医学物理师协会 TG72 号报告, 能量稳定性的评价方式为 IORT 加速器百分深度剂量曲线左右各平移 1mm 后, 射线能量改变的范围^[10]。根据该报告^[10], 我们使用加速器自带的 QA 模体进行测量, 并计算出 3 档能量的允许误差范围。IORT 属于单次大剂量照射, 对剂量准确性要求较高, 因此, 每次实施前, 物理师会对加速器进行 QA 和 QC, 并将检测结果记录下来, 以便剂量计算时进行修正。为保证患者得到准确、安全、可靠的治疗, 需要设计一套规范合理的 QA 程序, 以确保整个系统的准确性和精确度。为此, 我们根据设备厂商提供的 QA 系统和程序, 结合手术室特殊的防护环境, 并参考 TG72 号报告^[10], 建立了一套合理有效的日常 QA 程序。

IORT 目前主要应用于局部晚期和复发或反复发生的肿瘤, 尤其是 EBRT 已不再适用的患者^[11]。近年来, IORT 在治疗早期乳腺癌方面也取得了可喜的效果^[12-14]。我院已完成的 46 例 IORT 手术中, 胰腺肿瘤最多, 其次为骨与软组织肿瘤。IORT 作为胰腺癌的综合治疗方法之一, 可以提高局控率, 延长生存时间, 改善患者生活质量^[15-17]。我院骨与软组织外科于 2018 年 4 月开展第一台术中放疗后, IORT 患者数量增长较快。IORT 在提高骨与软组织肿瘤疗效的同时还能保留骨与软组织部分功能, 在肿瘤

局部控制上占有明显优势^[18-20]。骨与软组织肿瘤也是使用接野照射最多的,这是由于患者靶区较大,一个射野无法完全覆盖所有靶区,或者靶区间隔较远。但接野治疗存在一定问题,包括如何衔接才能确保靶区既不遗漏又不出现过高剂量,相接处剂量分布如何等,需要行进一步的研究。IORT 采用单次大剂量照射,剂量一般在十几到几十 Gy,与常规分割照射不同,IORT 这种单次大剂量照射首先破坏肿瘤血管的内皮细胞,继而引起肿瘤自身免疫反应,能有效抑制肿瘤细胞增殖周期中细胞的再氧合和再分布^[21]。在放射生物学理论中,单次照射的治疗比比常规分割照射低,但由于 IORT 照射区域较小,且可将正常组织移出靶区外,因此其对正常组织的损伤大大降低。另一方面,Sindelar 等^[21]通过实验证明单次剂量小于 25Gy 一般不会产生毒副作用。由于肿瘤局控率与总剂量之间存在明确的关系,因此,可以通过 IORT 与 EBRT 相结合来提高总体剂量,以获得更好的局控率。

作者声明:本文全部作者对于研究和撰写的论文出现的不端行为承担相应责任;并承诺论文中涉及的原始图片、数据资料等已按照有关规定保存,可接受核查。

学术不端:本文在初审、返修及出版前均通过中国知网(CNKI)科技期刊学术不端文献检测系统的学术不端检测。

同行评议:经同行专家双盲外审,达到刊发要求。

利益冲突:所有作者均声明不存在利益冲突。

文章版权:本文出版前已与全体作者签署了论文授权书等协议。

[参考文献]

[1] Lamanna E, Gallo A, Russo F, et al. Intra-operative radiotherapy with electron beam [M]. Rijeka: Modern Practices in Radiation Therapy InTech, 2012 : 147-148.

[2] Meurk ML, Goer DA, Spalek G, et al. The Mobetron: A new concept for IORT [J]. Front Radiat Ther Oncol, 1997, 31 : 65-70.

[3] 廖雄飞, 姚杏红, 黎杰, 等. Mobetron 移动式术中放疗加速器剂量学参数稳定性评估 [J]. 肿瘤预防与治疗, 2019, 32(4) : 340-344.

[4] Stevens P, Van Hoof F, Messens E, et al. EP-1691 IORT & stray

radiation: comparison of 2 commercial linacs [J]. Radiat Oncol, 2019, 133 : S909-S910.

[5] GB 152132016, 医用电子加速器性能和试验方法 [S].

[6] 殷蔚伯. 肿瘤放射治疗学(第四版) [M]. 北京: 北京协和医科大学出版社, 2008 : 45.

[7] Podgorsak EB. Review of Radiation Oncology physics: A handbook for teachers and students [M]. Vienna: International Atomic Energy Agency Publication, 2005 : 277-279.

[8] 陈毅, 沈文同, 赵胜光, 等. Mobetron 术中放疗加速器的物理测试和操作技术 [J]. 实用临床医药杂志, 2016, 20(5) : 88-91.

[9] 丁超, 孙莉, 承耀中, 等. 术中放疗病人的麻醉管理 [J]. 中国医刊, 2010, 45(4) : 33-34.

[10] Beddar AS, Biggs PJ, Chang S, et al. Intraoperative radiation therapy using mobile electron linear accelerators: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 72 [J]. Med Phys, 2006, 33(5) : 1476-1489.

[11] Debenham BJ, Kenneth SH, Louis BH. Present status and future directions of intraoperative radiotherapy [J]. Lancet Oncol, 2013, 14(11) : e457-e464.

[12] 柴凡, 赵庆丽, 张锋军, 等. 乳腺癌保留乳房手术联合术中放疗治疗 60 例近期疗效观察 [J]. 中华乳腺病杂志(电子版), 2017, 11(1) : 13-18.

[13] Barrou J, Tallet A, Cohen M, et al. Contribution of intraoperative radiotherapy (IORT) for therapeutic de-escalation in early breast cancer: Report of a single institution's experience [J]. Breast J, 2018, 24(5) : 715-723.

[14] Baghani H, Moradmand H, Aghamiri S. Breast intraoperative radiotherapy: A review of available modalities, dedicated machines and treatment procedure [J]. J Radiother Pract, 2019, 18(1) : 98-106.

[15] 郑苗丽, 冯勤付. 胰腺癌术中放疗的临床研究进展 [J]. 中华结直肠疾病电子杂志, 2016, 5(1) : 6-10.

[16] 陈超, 宫路路, 姜学远, 等. 术中放疗在胰腺癌临床治疗中的研究进展 [J]. 癌症进展, 2019, 17(1) : 26-30.

[17] 李珊, 赵春波, 乔文波. 术中放疗在胰腺癌中的应用进展 [J]. 实用肿瘤学杂志, 2019, 33(3) : 280-283.

[18] 聂芳芳. 软组织肉瘤术中放疗的研究进展 [J]. 医学研究生学报, 2017, 30(2) : 208-211.

[19] 张宗春, 高国香, 刘松龄, 等. 软组织肉瘤手术加术中放疗的临床研究 [J]. 中华肿瘤防治杂志, 2007, 14(23) : 1821-1822.

[20] Miller ED, Xu-Welliver M, Haglund KE. The role of modern radiation therapy in the management of extremity sarcomas [J]. J Surg Oncol, 2015, 111(5) : 599-603.

[21] Sindelar WF, Kinsella TJ. Normal tissue tolerance to intraoperative radiotherapy [J]. Surg Oncol Clin N Am, 2003, 12(4) : 925-942.