

均整与非均整模式下 TrueBeam 加速器治疗床对放疗剂量的影响

时颖华,葛超,王利波,夏文明,陈坤志,杨旭,董丽华,王辉东,高岩
吉林大学白求恩第一医院放疗科,吉林 长春 130021

【摘要】目的:探讨均整(FF)与非均整(FFF)模式下瓦里安 TrueBeam 加速器全碳纤维治疗床对模体中心和表面剂量的影响。**方法:**将 30 cm×30 cm×20 cm 的固体水模分别放置于治疗床薄、中、厚段上,模体的中心与加速器等中心重合,德国 IBA FC65-G 电离室测量等中心的剂量;选取 6/10 MV 光子束 FF/FFF 模式 4 档能量,10 cm×10 cm 标准射野,等中心照射,以机架转角 0°~80°(间隔 10°采样)为参考,计算 100°~180°范围与对应角度参考剂量的比值得到对应角度的穿透因子;将 EBT3 胶片分别置于上述模体表面和底部,对应机架角度为 0°和 180°,分析相应的百分深度剂量。**结果:**4 档光子束能量下治疗床薄、中、厚段位置穿透因子范围分别为 0.956 6~1.000 0、0.955 4~1.000 0 和 0.954 8~1.000 0,薄中段在 6 MV-FFF 120°时最小,厚段在 6 MV-FFF 130°时最小。与 0°照射相比,180°照射 6 MV-FFF、6 MV、10 MV-FFF 和 10 MV X 射线表面剂量从 30.6%、24.1%、18.3%和 14.1%分别增加到 95.4%、93%、83%和 79.6%。**结论:**治疗床的存在减少肿瘤剂量、增加表面剂量,FFF 模式较 FF 影响更大,在治疗计划系统中加入虚拟床减小了治疗床引起的剂量学影响。

【关键词】碳纤维床;均整模式;非均整模式;穿透因子;表面剂量

【中图分类号】R815.6;R312

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2019)08-0867-05

Effects of carbon fiber couch of TrueBeam accelerator in flattening filter-free and flattening filter modes on radiotherapy dose

SHI Yinghua, GE Chao, WANG Libo, XIA Wenming, CHEN Kunzhi, YANG Xu, DONG Lihua, WANG Huidong, GAO Yan
Department of Radiotherapy, the First Bethune Hospital of Jilin University, Changchun 130021, China

Abstract: Objective To evaluate the dosimetric effects of carbon fiber couch of Varian TrueBeam accelerator in flattening filter-free (FFF) and flattening filter (FF) modes on the central and surface doses of a phantom. **Methods** The solid water phantom of 30 cm×30 cm×20 cm was placed on 3 parts (thin, medium and thick) of treatment couch, and the center of the phantom was set at the isocenter of gantry. The isocenter dose was measured with German IBA FC65-G ionization chamber. In this study, 6/10 MV photon beam with FF/FFF models, a standard field of 10 cm×10 cm and isocentric irradiation were adopted. Taking the measured dose with beam incidence angle which was changed in every 10° gantry angles between 0° and 80° as reference, the penetration factor was obtained by calculating the ratio between the dose in the range of 100°-180° and the corresponding reference dose. EBT3 Gafchromic film was placed at the surface and bottom of the phantom, with a corresponding gantry angle of 0° and 180°. Finally, the corresponding percent depth doses were analyzed. **Results** The penetration factor were 0.956 6-1.000 0, 0.955 4-1.000 0 and 0.954 8-1.000 0 at the thin, medium and thick parts of treatment couch. The penetration factor was minimal at 6 MV-FFF 120° for thin and thick parts of treatment couch, and at 6 MV-FFF 130° for the thick part of treatment couch. Compared with 0° irradiation, 180° irradiation with 6 MV-FFF, 6 MV, 10 MV-FFF and 10 MV X rays increased the surface doses from 30.6%, 24.1%, 18.3% and 14.1% to 95.4%, 93.0%, 83.0% and 79.6%, respectively. **Conclusion** The use of carbon fiber couch not only reduces tumor dose, but also increases surface dose. Moreover, the dosimetric effect of FFF modes is significantly larger than FF mode. The application of virtual carbon fiber couch in treatment planning system can reduce the dosimetric effects caused by treatment couch.

Keywords: carbon fiber couch; flattening filter mode; flattening filter-free mode; penetration factor; surface dose

【收稿日期】2018-12-04

【基金项目】国家重点研发计划(2017FYC0112104);吉林省发改委课题(2016C053-1);吉林省科技厅课题(201603040YY)

【作者简介】时颖华,物理师,研究方向:肿瘤放射物理,E-mail: shiyh1029@163.com

【通信作者】王辉东,物理师,研究方向:肿瘤放射物理,E-mail: wang_hd2010@163.com;高岩,工程师,研究方向:肿瘤精确放疗技术,E-mail: gao11020112@163.com

前言

放射治疗作为肿瘤治疗的3大治疗手段之一,其剂量和位置的精准是治疗质量的重要保证。国际辐射学单位委员会(ICRU)24报告指出,原发灶的根治剂量的精确性应好于 $\pm 5\%$;如果靶区剂量偏离最佳剂量 $\pm 5\%$ 时,就有可能使原发灶肿瘤局部复发或放射并发症增加^[1]。医用电子直线加速器治疗床是放射治疗病人的载体。治疗床的存在提高病人表面剂量,降低肿瘤剂量。有文献研究了瓦里安及医科达不同治疗床对6、10 MV射线的衰减,衰减约3%~6%,建议对治疗床的影响进行修正或补偿^[2-3]。TrueBeam加速器非均整模式(FFF)移除加速器射野均整器,提高了剂量率,缩短了治疗时间,因而广泛应用到临床。然而,很少文献讨论FFF模式下加速器治疗床对剂量学的影响。本文通过测量瓦里安TrueBeam医用电子直线加速器FFF模式和常规均整模式(FF)模式下治疗床穿透因子及表面剂量,分析不同能量及模式下治疗床对肿瘤和表面剂量的影响。

1 材料与方 法

1.1 材 料

选取瓦里安TrueBeam加速器6/10 MV光子束FF/FFF 4档能量和全碳纤维治疗床。整个床板从靠近机臂段开始分为薄、中、厚3个部分,每个部分各占1/3,见图1。测量仪器采用IBA公司生产的FC65-G电离室和ISP公司生产的GAFCHROMIC EBT3型号胶片。测量体模采用30 cm \times 30 cm \times 20 cm固体水模,其中电离室放置于体模中间10 cm深度处。



图1 TrueBeam 加速器治疗床

Fig.1 Treatment couch of TrueBeam accelerator

1.2 治疗床穿透因子

将固体水模分别放置在瓦里安TrueBeam医用电子直线加速器治疗床上。模体的中心与加速器等中心重合。照射野10 cm \times 10 cm,测量深度为水下10 cm。机架角从0°按顺时针方向每隔10°测量,至180°为止。加速器出束100 MU,记录电离室读数。对床面以上0°~80°的各点测量值作为参考数值 $D_{r, \text{度数}}$ (如 $D_{r,0}$),床面以下180°~100°的各点对应测量点的读数作为剂量仪读数 $D_{c, \text{度数}}$ (如 $D_{c,180}$), D_r 与 D_c 成对关系(如 $D_{r,0}$ 与 $D_{c,180}$ 、 $D_{r,10}$ 与 $D_{c,170}$),相应的穿透因子 $F=D_c/D_r$ 。

1.3 表面剂量

采用EBT3胶片测量表面剂量。胶片测量前先对胶片建立光学密度校正曲线。方法如下:加速器机架角度为0°,模体中心轴与射束中心轴重合,SSD=100 cm,剂量率500 MU/min,胶片放置于水下5 cm处,分别用0、50、100、200、300、400、700和1 100 MU照射胶片,照射24 h后将胶片按照编号放入爱普森10000XL扫描仪中扫描。通过MATLAB计算机软件编程读取胶片灰度。利用Origin软件给出胶片剂量刻度曲线。然后,将固体水模体的中心与加速器等中心重合,射野10 cm \times 10 cm,机架0°,胶片放置于固体水模体上表面射野中心处,照射300 MU,取出胶片;同样,机架180°,胶片放置于固体水模体下背面(即治疗床表面)射野中心处,照射300 MU,取出胶片。扫描分析以上成对的两组胶片,得到相应的剂量。两组剂量表明治疗床对表面剂量的影响。用同样的方法测量薄、中、厚3个部位的表面剂量。

2 结 果

2.1 穿透因子结果

TrueBeam碳纤维治疗床3个不同厚度处穿透因子分别见图2~4,横坐标为机架角度,纵坐标为穿透因子,从180°(床的垂直下方)到100°(床的右侧),这样便于观察穿透因子随机架角度的变化的变化趋势。结果表明TrueBeam治疗床的穿透因子均大于0.95,随着能量增加而增加及床板厚度增加而减小,相同能量下FFF较FF低。在治疗床薄段位置,穿透因子范围为0.956 6~1.000 0,穿透因子随机架角度变化。机架角度在180°~120°时,穿透因子随着角度的减小逐渐下降;机架角度在120°~100°时,穿透因子随着角度的减小逐渐增加;在120°时最小。在治疗床中间段位置,穿透因子范围为0.955 4~1.000 0,机架角度在180°~120°时,穿透因子随着角度的减小逐渐下降;机架角度在120°~100°时,穿透因子随着角度的减小逐渐增加;在120°时最小。在治疗床厚段位置,穿透因子范围为0.954 8~1.000 0,机架角度在180°~130°时,穿透因子随着角度的减小逐渐下降;机架角度在130°~100°时,穿透因子随着角度的减小逐渐增加;在130°时最小。穿透因子随着能量的增加而增加。图5显示,6 MV-FFF X射线同一角度在不同位置的透射因子,床板越厚,透射因子越小;薄段与中段、厚段穿透因子的最大差值分别为0.005 9和0.013 0,相差很小。其余能量规律与6 MV-FFF是一致的,这里不再显示。

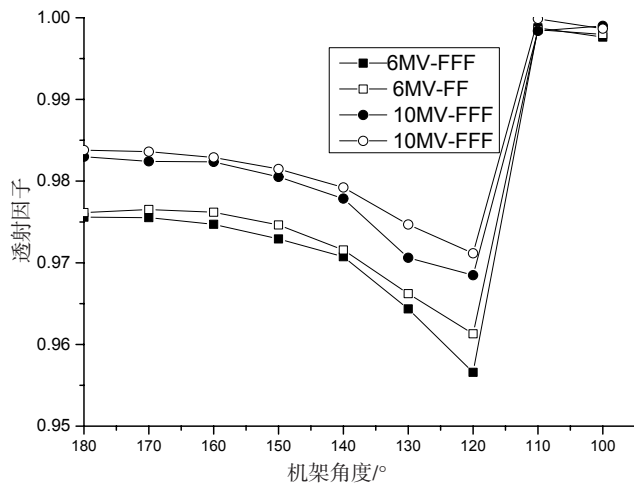


图2 TrueBeam 治疗床薄段位置不同能量穿透因子
Fig.2 Penetration factors at the thin part of TrueBeam treatment couch

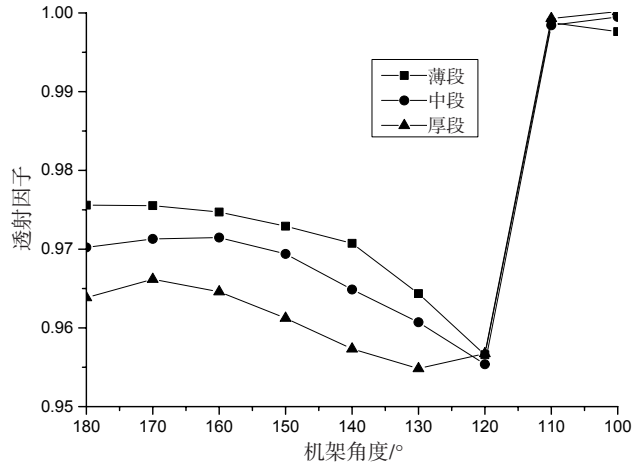


图5 6 MV-FFF 能量下治疗床不同位置穿透因子
Fig.5 Penetration factors at 3 parts of treatment couch with the same energy of 6 MV-FFF

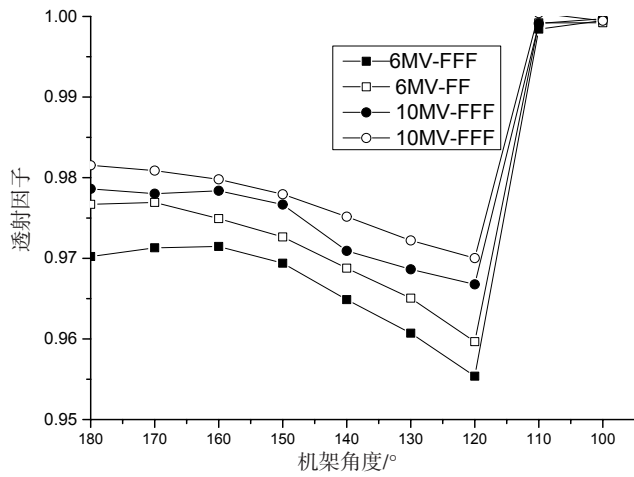


图3 TrueBeam 治疗床中间段位置不同能量穿透因子
Fig.3 Penetration factors at the medium part of TrueBeam treatment couch

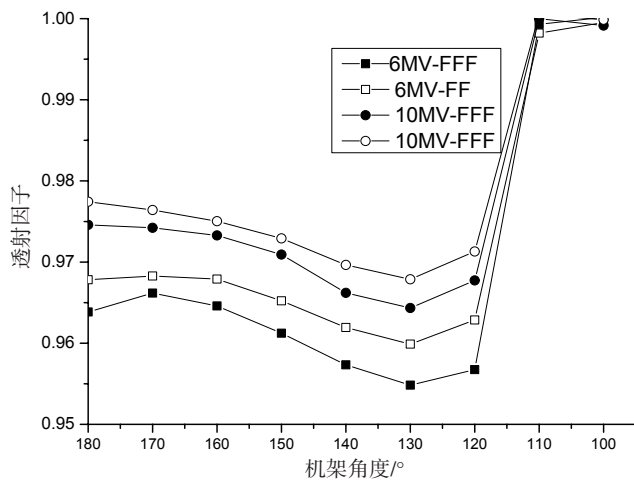


图4 TrueBeam 治疗床厚段位置不同能量穿透因子
Fig.4 Penetration factors at the thick part of TrueBeam treatment couch

2.2 表面剂量结果

胶片光学密度校正曲线见图6。结果表明能量越低,治疗床越厚,表面剂量越高。表面剂量FFF模式较FF模式更高。6 MV-FFF X射线在无床照射时表面剂量是30.6%,在有床照射时薄、中和厚段表面剂量分别增加到89.3%、91.5%和95.4%;6 MV X射线时表面剂量从24.1%分别增加到86.7%、89%、93%;10 MV-FFF X射线时表面剂量从18.3%分别增加到77.5%、79.5%、83%;10 MV X射线表面剂量从14.1%分别增加到70.9%、72.3%、79.6%。表面剂量增加最多的是10 MV治疗床厚段,接近565%,增加最少的是6 MV-FFF治疗床薄段,接近292%。

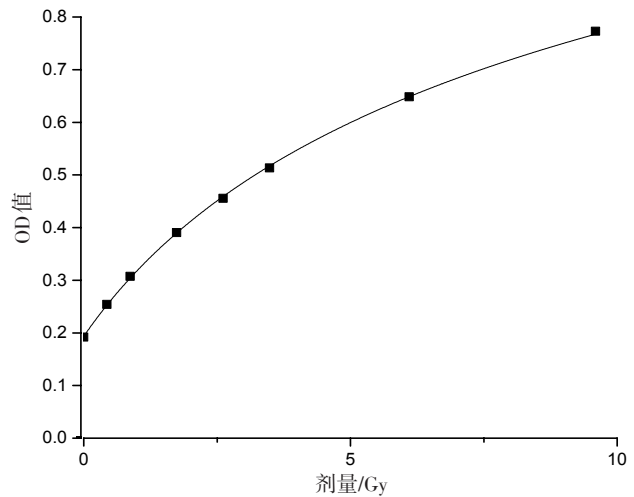


图6 EBT3胶片剂量刻度曲线
Fig.6 EBT3 film calibration curve

3 讨论

治疗床的存在提高皮肤表面剂量,降低肿瘤的

吸收剂量。穿透因子越大说明碳纤维治疗床对射线阻挡越小,越小说明碳纤维治疗床对射线阻挡越大。本研究结果表明 Truebeam 医用电子直线加速器治疗床薄段和中间段穿透因子 $180^{\circ}\sim 120^{\circ}$ 区间时,穿透因子均逐渐降低,在 $120^{\circ}\sim 100^{\circ}$ 区间穿透因子均逐渐增加,在 120° 时最低。这是因为随着角度减小,射线在治疗床中穿透的距离变长,但路径增加的幅度较小,所以穿透因子是逐渐减小且相互间差别较小。但是,在 $120^{\circ}\sim 100^{\circ}$ 区间时,角度越小,射线越早脱离治疗床边缘,使得射线在治疗床中穿透距离变短,衰减更少,穿透因子越大。在厚段透射因子随着角度变化有着同样规律,但是在 130° 时最小。这是加速器治疗床结构导致的,厚段床板的厚度增加和边缘弧度变大。TrueBeam 治疗床 3 个位置在同一角度时,治疗床越厚,射线在治疗床穿透距离变长,穿透因子越小,即 TrueBeam-thin 位置透射因子最大,其次是 TrueBeam-medium,最后是 TrueBeam-thick。本研究表明在同一位置穿透因子 FF 模式较 FFF 模式高,这是因为能量越高,射线穿透本领越大,FFF 模式下均整器换成薄铜片,射线软化,6 MV-FFF 射线接近 4 MV X 射线,10 MV-FFF 射线接近 8 MV X 射线^[4]。Sedaghatian 等^[5]及 Berg 等^[6]报道碳纤维床板透射因子与机架角度有关,本研究结果与之相符。花威等^[7]报道瓦里安直线加速器全碳纤维治疗床 6 和 15 MV X 射线,主床板和延长板的穿透因子在机架角 $105^{\circ}\sim 120^{\circ}$ 区间最低,主床板在 115° 时最小,穿透因子分别为 0.954 4 和 0.968 5;延长板在 110° 时最小,穿透因子分别为 0.914 7 和 0.924 7;衔接处的穿透因子远小于主床板和延长板, 120° 时最小,分别为 0.484 8 和 0.586 0。

从表面到最大剂量深度区域称为剂量建成区域,该区域吸收剂量随深度而增加。治疗床的存在提高表面剂量,其原因是治疗床相当于一层组织等效材料,使得建成区域向皮肤方向移动。根据本文穿透因子研究结果可知,治疗床相当于 4~6 mm 等效水厚度,相当于建成区向皮肤表面移动了 4~6 mm。Butson 等^[8]报道瓦里安医用电子直线加速器网格碳纤维治疗床 6 MV X 射线 $10\text{ cm}\times 10\text{ cm}$ 照射野垂直入射时表面剂量从 27% 增加到 55%,而床不存在时表面剂量是 19%。Seppälä 等^[9]报道 8 种医用电子直线加速器治疗床 6 和 15 MV X 射线 $10\text{ cm}\times 10\text{ cm}$ 照射野和 $20\text{ cm}\times 20\text{ cm}$ 照射野 180° 照射时表面剂量 41%~98.6%,其中瓦里安 Exact IGRT 治疗床 6 MV $10\text{ cm}\times 10\text{ cm}$ 照射野 0° 和 180° 照射时表面剂量分别为 35.2% 和 90.8%。本研究结果与上述结果是一致的,这是因为

表面剂量变化梯度大,0.1 mm 相差 2%^[10]。Hoppe 等^[11]报道 1 例立体定向放射治疗患者因在计划设计时未考虑到治疗床和定位设备,使得计划设计者认为皮肤只有 50% 处方剂量,但是在后来的模拟发现实际剂量高达 90% 处方剂量,最终导致患者皮肤出现 4 级毒副反应。这也与肿瘤贴近皮肤表面和计划设计时照射野(3 个)数目少有关系。

容积调强技术 (VMAT) 具有较好的靶区适形度与均匀度、降低危及器官受量、缩短治疗时间,已广泛应用于临床^[12-15]。VMAT 一般采用全弧照射,射线不可避免地要经过治疗床。以往进行常规二维治疗时,仅是简单地将透射因子归为某一固定值(通常垂直照射),与入射角度无关。本研究结果表明透射因子不但与入射角度有关,而且有的角度特别大,同时也提高了皮肤表面剂量。在临床上,使用高能 X 射线治疗的目标是消除深部肿瘤,忽视了皮肤表面剂量,本研究结果显示皮肤表面剂量提高了 3~5 倍,这在临床上是不容忽视的。随着精准立体定向放疗 (SBRT) 的发展,有必要考虑治疗床的剂量学影响。商用治疗计划系统 Varian Eclipse、Philips Pinnacle 和 BrainLAB iPlan RT Dose 均支持虚拟床技术^[16-17]。治疗床的 CT 值可以通过采用公司的推荐值,也可通过实际测量获得治疗床的 CT 值。治疗床可以拆下来进行扫描,但比较麻烦。目前,有学者通过蒙特卡罗模拟获得治疗床 CT 值。Vanetti 等^[18]报道 Varian IGRT 碳纤维治疗床 CT 值对前列腺癌的剂量学影响:床表面 CT=-700 HU,床里面 CT=-960 HU 时,6 和 15 MV X 射线衰减因子计算结果与测量结果最接近;剂量计算时加床与不加床剂量差异高达 1.5 Gy (处方剂量 70 Gy),这在临床上不可以忽略;能量越低,影响越大。

SBRT 在癌症治疗方面的临床优势已得到广泛的证实,但因治疗时间长而未能广泛应用到临床^[19-22]。FFF 模式移除了加速器射野均整器,最高剂量率为 2 400 MU/min,是常规治疗的 4 倍,大大缩短了治疗时间。SBRT 采用的容积调强技术搭配 FFF 模式,大大缩短治疗时间而广泛应用到临床。本研究结果表明治疗床穿透因子和表面剂量均较 FF 模式下影响更大。对于体部 SBRT,治疗部位大多对应治疗床中厚段,如果采用 6 MV-FFF 射线治疗,治疗床对剂量的影响更为突出。在治疗计划系统中加入虚拟床,减小了治疗床引起的剂量学影响。计划设计时,尤其是偏向后方,肿瘤 SBRT 尽量采用多野照射,降低皮肤表面剂量。

【参考文献】

- [1] 胡逸民, 张红志, 戴建荣. 肿瘤放射物理学[M]. 北京: 原子能出版社, 1999: 614-618.
HU Y M, ZHANG Z H, DAI J R. Radiation oncology physics[M]. Beijing: Atomic Energy Press, 1999: 614-618.
- [2] 尹朝晟, 唐世强, 史俊文, 等. 碳纤维床对光子射束的衰减及其修正因子[J]. 中国医学物理杂志, 2016, 33(8): 770-775.
YIN C S, TANG S Q, SHI J W, et al. Attenuation of photon beam caused by carbon fiber treatment couch and related correction factor[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2016, 33(8): 770-775.
- [3] 王良英, 柏朋刚, 李奇欣, 等. 医科达新型全碳纤维床衰减及其各向一致性的研究[J]. 医疗装备, 2010, 23(7): 1-3.
WANG L Y, BAI P G, LI Q X, et al. Investigation of the attenuation factor of Elekta carbon fiber table and its consistency in every direction[J]. Chinese Journal of Medical Device, 2017, 23(7): 1-3.
- [4] CASHMORE J. The characterization of unflattened photon beams from a 6 MV linear accelerator[J]. Phys Med Biol, 2008, 53(7): 1933-1946.
- [5] SEDAGHATIAN T, MOMENNEZHAD M, RASTA S H, et al. An update of couch effect on the attenuation of megavoltage radiotherapy beam and the Variation of absorbed dose in the build-up region[J]. J Biomed Phys Eng, 2017, 7(3): 279-288.
- [6] BERG M, BANGSGAARD J P, VOGELIUS I S. Absorption measurements on a new conebeam CT and IMRT compatible tabletop for use in external radiotherapy[J]. Phys Med Biol, 2009, 54(14): N319-N328.
- [7] 花威, 李军, 陈婷婷, 等. Varian 直线加速器全碳纤维治疗床对放疗剂量的影响[J]. 医疗卫生装备, 2012, 33(7): 108-109.
HUA W, LI J, CHEN T T, et al. Effect of whole carbon fiber couch of Varian linear accelerator on radiotherapy dose [J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2012, 33(7): 108-109.
- [8] BUTSON M J, CHEUNG T, YU P K. Megavoltage x-ray skin dose variation with an angle using grid carbon fibre couch tops[J]. Phys Med Biol, 2007, 52(20): N485-N492.
- [9] SEPPÄLÄ J K, KULMALA J A. Increased beam attenuation and surface dose by different couch inserts of treatment tables used in megavoltage radiotherapy[J]. J Appl Clin Med Phys, 2011, 12(4): 15-23.
- [10] OLCH A J, GERIG L, LI H, et al. Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices: report of AAPM Task Group 176[J]. Med Phys, 2014, 41(6): 061501.
- [11] HOPPE B S, LASER B, KOWALSKI A V, et al. Acute skin toxicity following stereotactic body radiation therapy for stage I non-small-cell lung cancer: who's at risk?[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2008, 72(5): 1283-1286.
- [12] CILLA S, CARAVATTA L, PICARDI V, et al. Volumetric modulated arc therapy with simultaneous integrated boost for locally advanced rectal cancer[J]. Clin Oncol, 2012, 24(4): 261-268.
- [13] PALMA D, VOLLANS E, JAMES K, et al. Volumetric modulated arc therapy for delivery of prostate radiotherapy: comparison with intensity-modulated radiotherapy and three-dimensional conformal radiotherapy[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2008, 72(4): 996-1001.
- [14] OTTO K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc[J]. Med Phys, 2008, 35(1): 310-317.
- [15] VERBAKEL W F, CUIJPERS J P, HOFFMANS D, et al. Volumetric intensity-modulated arc therapy vs. conventional IMRT in head-and-neck cancer: a comparative planning and dosimetric study[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2009, 74(1): 252-259.
- [16] WAGNER D, VORWERK H. Treatment couch modeling in the treatment planning system eclipse[J]. J Cancer Sci Ther, 2011, 3(1): 188-193.
- [17] NJEH C F, PARKER J, SPURGIN J, et al. A validation of carbon fiber imaging couch top modeling in two radiation therapy treatment planning systems: Philips Pinnacle³ and BrainLAB iPlan RT Dose[J]. Radiat Oncol, 2012, 7(1): 190-200.
- [18] VANETTI E, NICOLINI G, CLIVIO A, et al. The impact of treatment couch modelling on RapidArc[J]. Phys Med Biol, 2009, 54(9): N157-N166.
- [19] ANDREWS D W, SCOTT C B, SPERDUTO P W, et al. Whole brain radiation therapy with or without stereotactic radiosurgery boost for patients with one to three brain metastases: phase III results of the RTOG9508 randomised trial[J]. Lancet, 2004, 363(9422): 1665-1672.
- [20] CHANG J Y, SENAN S, PAUL M A, et al. Stereotactic ablative radiotherapy versus lobectomy for operable stage I non-small-cell lung cancer: a pooled analysis of two randomised trials[J]. Lancet Oncol, 2015, 16(6): 630-637.
- [21] GERUM S, HEINZ C, BELKA C, et al. Stereotactic body radiation therapy (SBRT) in patients with hepatocellular carcinoma and oligometastatic liver disease[J]. Radiat Oncol, 2018, 13(1): 100-108.
- [22] WANG X S, RHINES L D, SHIU A S, et al. Stereotactic body radiation therapy for management of spinal metastases in patients without spinal cord compression: a phase 1-2 trial[J]. Lancet Oncol, 2012, 13(4): 395-402.

(编辑:黄开颜)