

颅脑肿瘤放射治疗时射野外器官吸收剂量体模法测量与分析

邓大平 卢峰 孙洪强 魏玮 姜玉华

250062 济南, 山东省医学科学院放射医学研究所防护监测室(邓大平、卢峰);

250033 济南, 山东大学第二医院放疗科(孙洪强、魏玮、姜玉华)

通信作者: 邓大平, Email: yanzhid@126.com

DOI: 10.3760/cma.j.issn.1673-4114.2016.04.007

【摘要】目的 在是否使用楔形板和照射野面积不同的情况下, 测量和分析颅脑肿瘤放射治疗时射野外器官的吸收剂量。**方法** 使用中国成人男性仿真人体模型, 模拟颅脑肿瘤放射治疗, 采用不使用楔形板的普通方野照射技术组和使用楔形板的三维适形照射技术(3D-CRT)组, 普通方野照射技术组分别用 2 cm×2 cm 野和 4 cm×4 cm 野进行照射, 3D-CRT 组分别按等效方野面积分为 2 cm×2 cm 野和 4 cm×4 cm 野进行照射; 使用热释光剂量计测量射野外器官的吸收剂量并进行分析。**结果** 颅脑肿瘤靶区处方剂量为 100 cGy 时, 射野外各器官吸收剂量范围为 0.13~2.83 mGy。头颈部器官 4 cm×4 cm 野照射时的吸收剂量与 2 cm×2 cm 野比较, 差异有统计学意义($t=-5.023$, $P=0.004$); 胸腹部器官 4 cm×4 cm 野照射时的吸收剂量与 2 cm×2 cm 野比较, 差异无统计学意义($t=-1.438$, $P=0.171$)。普通方野照射组头颈部器官、腹部器官的吸收剂量与 3D-CRT 组比较, 差异均有统计学意义($t_{头}=-2.805$, $P=0.038$; $t_{腹}=-11.966$, $P=0.000$)。**结论** 接受颅脑肿瘤放射治疗的患者, 射野外器官吸收剂量的大小与照射野面积、是否采用楔形板照射技术有关。接受大野照射的患者, 靶区邻近器官吸收剂量越大; 照射野面积和处方剂量相同时, 使用楔形板的照射技术相对于不使用楔形板的射野外器官的吸收剂量增大。

【关键词】 脑肿瘤; 放射疗法, 适形; 辐射剂量; 三维适形照射技术; 普通方野照射技术

基金项目: 山东省科技发展计划(2009GG10002051)

Test and analysis of out-of-field organ dose in intracranial tumor radiotherapy using phantom

Deng Daping, Lu Feng, Sun Hongqiang, Wei Wei, Jiang Yuhua

Department of Protection and Monitor, Institute of Radiation Medicine, Shandong Academy of Medicine Sciences, Jinan 250062, China (Deng DP, Lu F); Department of Radiation Oncology, the Second Hospital of Shandong University, Jinan 250033, China (Sun HQ, Wei W, Jiang YH)

Corresponding author: Deng Daping, Email: yanzhid@126.com

【Abstract】 Objective To test and analyze out-of-field organ dose in intracranial tumor radiotherapy with or without wedges and in different radiation field areas. **Methods** The absorbed doses of out-of-field organs were measured using a thermoluminescent dosimeter by intracranial tumor radiotherapy simulation in the domestic phantom. The tests were grouped according to radiation field areas and techniques. Common square field techniques do not use wedges, whereas 3D conformal radiotherapy (3D-CRT) uses wedges. The radiation field area was divided into 2 cm × 2 cm and 4 cm × 4 cm fields. **Results** The absorbed doses of out-of-field organs ranged from 0.13 mGy to 2.83 mGy per 100 cGy prescription dose. The doses of organs adjacent to the target area are higher after irradiation using the 4 cm × 4 cm field than after irradiation using the 2 cm × 2 cm field ($t=-5.023$, $P=0.004$); however, no statistically significant ($t=-1.438$, $P=0.171$) difference can be found in organs non-adjacent to the target area. The doses of organs are higher after irradiation using 3D-CRT with a wedge than after irradiation using common square field techniques without a wedge regardless of whether the organs are adjacent to the target area or not ($t_{头}=-2.805$, $P=0.038$; $t_{腹}=-11.966$, $P=0.000$). **Conclusions** The absorbed doses of out-of-field organs of the

patients who received intracranial tumor radiotherapy are associated with radiation field areas and techniques. The doses of organs adjacent to the target area increase as the radiation field area increases in size. Given a uniform radiation field area and prescription dose, the absorbed doses of out-of-field organs irradiated by radiotherapy techniques with wedges are higher than those of organs irradiated by radiotherapy techniques without wedges.

【Key words】 Brain neoplasms; Radiotherapy, conformal; Radiation dosage; Three dimensional conformal radiotherapy; Common square field techniques

Fund program: Science and Technology Development Plan of Shandong Province (2009GG10002051)

放疗是肿瘤最常用的治疗方法之一。接受放疗的患者，不仅靶区要受到射线照射，射野外的器官也会受到泄漏的射线和散射线的照射。射线照射对人体的辐射效应分为确定效应和随机效应。一般而言，靶区内肿瘤细胞发生了致死性的确定效应，而远离靶区的器官则可能发生随机效应，由此诱发了癌症的发生^[1-3]。辐射致癌效应发生的几率与放疗时射野外器官吸收剂量密切相关。随着放疗设备和技术的改进，肿瘤患者的生存率得到了很大的提高，同时对于长期生存的患者，辐射诱发癌症的研究也越来越多^[4-6]。本研究使用国产仿真人体模型，模拟颅脑肿瘤的放射治疗，使用热释光剂量计(thermoluminescent dosimetry, TLD)测量射野外器官的吸收剂量，并对影响因素进行初步探讨。

1 材料与方法

1.1 材料与仪器

中国成人男性仿真人体模型(以下简称体模, CDP1C型, 成都方拓公司), 采用复合材料制作人体骨骼、肌肉和内脏器官, 能够保证与活体组织的辐射等效性, 各器官分布有 TLD 插孔; 氟化锂(镁、铜、磷)玻璃管探测器(GS型, 中国辐射防护研究院), 退火炉 240 °C, 10 min 退火, 经过对其筛选和刻度, 选择重复性及长期稳定性好、环境衰退小、剂量信息的月衰退低于 3% 的探测器; 刻度因子的不确定度为 7.2% ($k=2$); 热释光测量仪(RGD-3B型, 北京防化研究院)的测量温度 270 °C、时间 16 s; 医用电子加速器(Precise型, 瑞典医科达公司)的泄漏辐射率符合 GBZ 126-2011《电子加速器放射治疗放射防护要求》^[7]。

1.2 研究方法

1.2.1 模拟照射

以颅脑肿瘤为模型, 靶区中心设计在颅脑横断

面的中心位置, 位于体表下 8 cm, 体表前部的标记中心位于眉心。照射技术分为不使用楔形板的普通方野照射技术组(简称方野组)和使用楔形板的三维适形照射技术(three dimensional conformal radiotherapy, 3D-CRT)组。照射野面积分为两组, 方野组照射时使用 2 cm×2 cm 野和 4 cm×4 cm 野; 3D-CRT 组照射时, 等效方野面积分为 2 cm×2 cm 野和 4 cm×4 cm 野。方野组的照射角度为 0°、90°和 270°; 3D-CRT 组的照射角度为 40°、90°和 277°。为了得到理想的剂量分布, 3D-CRT 组 40°子野照射时, 全部是开野照射, 不使用楔形板; 90°和 277°子野照射时采用两厚端相对的楔形板技术。按照临床治疗过程, 使用面罩和真空袋进行体位固定, 计算机断层扫描定位, 在放疗计划系统上勾画靶区, 加速器跳数[监测单位(monitor unit, MU)]的计算采用 6 MV X 射线源轴距三野照射方案, 50% 等剂量曲线包绕靶区, 靶区处方剂量为 100 cGy。两组照射技术各子野的照射角度及 MU 见表 1。

表 1 两组照射技术各子野的照射角度及 MU

Table 1 Radiation degrees and MU of subsidiary fields for two radiotherapy technology

组别	照射野面积	子野照射角度/°				
		0	40	90	270	277
普通方野照射技术组(MU)	方形野 2 cm×2 cm	56	-	42	42	-
	方形野 4 cm×4 cm	52	-	39	39	-
3D-CRT 组(MU)	等效方野 2 cm×2 cm	-	42	23+118 ^a	-	24+88 ^a
	等效方野 4 cm×4 cm	-	35	21+111 ^a	-	25+67 ^a

注: 表中, MU: 监测单位(monitor unit); 3D-CRT: 三维适形照射技术; ^a表示使用楔形板。

1.2.2 射野外器官吸收剂量测量

头颈部的靶区邻近器官选择腮腺和甲状腺作为测量器官。胸腹部的靶区非邻近器官选择乳腺、肝脏、肺脏、肾脏、脾脏、小肠、膀胱、睾丸等 8 个器官纳入测量范围。对于肝脏、肺脏、小肠等体积

较大或分布较广的器官, TLD 多点多层布放, 即分为上、中、下3层, 布放9个TLD, 肾脏、脾脏分为上、下两层, 布放4个TLD, 测量结果取其平均值; 对于腮腺、睾丸等体积较小的器官, TLD 单点中心布放。每组在相同的照射条件下各测量3次。

1.3 统计学分析

采用SPSS 19.0软件进行统计学分析。计量资料经正态性检验符合正态分布, 采用平均值 \pm 标准偏差($\bar{x}\pm s$)表示; 两组的组间均数比较采用配对样本 t 检验, 检验水准 $\alpha=0.05$ 。 $P<0.05$ 表示差异有统计学意义。

2 结果

2.1 射野外器官吸收剂量

当颅脑肿瘤靶区处方剂量为100 cGy时, 射野外各器官吸收剂量范围为0.13~2.83 mGy。照射野面积和照射技术不同, 射野外器官吸收剂量的大小不同(表2)。

2.2 照射野面积对射野外器官吸收剂量的影响

将方野组和3D-CRT组联合起来, 对两个照射野组进行比较, 从表2可见, 照射野面积对靶区邻近的头颈部器官吸收剂量的影响很明显, 头颈部器官4 cm \times 4 cm野照射时的吸收剂量与2 cm \times 2 cm野比较, 差异有统计学意义($t=-5.023$, $P=0.004$); 胸

腹部器官4 cm \times 4 cm野照射时的吸收剂量与2 cm \times 2 cm野比较, 差异无统计学意义($t=-1.438$, $P=0.171$)。

2.3 楔形板照射技术对射野外器官吸收剂量的影响

由于楔形板的屏蔽作用, 相对于不使用楔形板的普通方野照射技术, 3D-CRT 只有输出更多的MU才能使靶区达到处方剂量。本研究中使用楔形板的3D-CRT组较不使用楔形板的方野组, MU增加了约2倍(表1)。将2 cm \times 2 cm野和4 cm \times 4 cm野联合起来, 从表2可见, 方野组头颈部器官的吸收剂量与3D-CRT组比较, 差异有统计学意义($t=-2.805$, $P=0.038$); 方野组胸腹部器官的吸收剂量与3D-CRT组比较, 差异有统计学意义($t=-11.966$, $P=0.000$)。

3 讨论

头颈部肿瘤放疗后的并发症有11种之多^[8], 而并发症的发生与放疗时射野外器官的受照剂量密切相关^[9-11]。射野外器官剂量来源主要有两个, 一是加速器治疗头的泄漏辐射; 二是照射区的散射辐射。对于邻近靶区的器官剂量而言, 散射辐射为其主要来源。散射辐射剂量与散射面积(照射野面积)、入射辐射能量、散射角、散射方位角和散射距离等因素有关^[12]。颅脑肿瘤放疗时, 腮腺和甲状腺距离照射野较近, 因而受散射辐射影响大, 当照射野面积大时, 散射面积增大, 器官吸收剂量就高。对于远离靶区的器官, 如乳腺、肝脏、肺脏、小肠、睾丸等, 由于散射距离远, 散射辐射的剂量比例减小, 而泄漏辐射的剂量比例增大。在同一位置处加速器治疗头泄漏辐射率是相同的, 与照射野面积无关。因此, 当吸收器官剂量以泄漏辐射为主时, 照射野面积对远离靶区的器官剂量影响不明显。

相对于普通方野照射技术, 3D-CRT的主要优势是靶区更加适形, 能够减少对肿瘤周围正常组织的照射。由于靶区更加适形, 3D-CRT可给予肿瘤更高的治疗剂量, 而肿瘤周围正常组织接受的剂量不增加甚至是减少, 从而提高了肿瘤治愈率。但是在行3D-CRT治疗的很多时候, 由于受患者身体轮廓、肿瘤位置偏心、组织不均匀

表2 颅脑肿瘤放疗时不同照射技术和不同照射野面积的射野外器官的吸收剂量($\bar{x}\pm s$)/mGy

Table 2 The out-of-field organ dose in intracranial tumour radiotherapy under different techniques and different radiation field area($\bar{x}\pm s$)/mGy

组织器官	测量次数	普通方野照射技术组		3D-CRT组	
		方形野 2 cm \times 2 cm	方形野 4 cm \times 4 cm	等效方野 2 cm \times 2 cm	等效方野 4 cm \times 4 cm
腮腺	3	0.37 \pm 0.04	1.19 \pm 0.12	0.70 \pm 0.08	2.83 \pm 0.25
甲状腺	3	0.36 \pm 0.04	1.18 \pm 0.11	0.52 \pm 0.05	1.76 \pm 0.18
乳腺	3	0.34 \pm 0.03	0.35 \pm 0.04	0.44 \pm 0.04	0.52 \pm 0.04
肺脏	3	0.26 \pm 0.03	0.28 \pm 0.03	0.36 \pm 0.04	0.54 \pm 0.05
肝脏	3	0.28 \pm 0.03	0.28 \pm 0.03	0.38 \pm 0.04	0.41 \pm 0.04
肾脏	3	0.23 \pm 0.02	0.28 \pm 0.02	0.39 \pm 0.04	0.52 \pm 0.05
脾脏	3	0.24 \pm 0.02	0.26 \pm 0.02	0.42 \pm 0.03	0.54 \pm 0.05
小肠	3	0.28 \pm 0.03	0.24 \pm 0.02	0.55 \pm 0.05	0.47 \pm 0.04
膀胱	3	0.22 \pm 0.02	0.21 \pm 0.02	0.39 \pm 0.03	0.35 \pm 0.04
睾丸	3	0.14 \pm 0.01	0.13 \pm 0.01	0.35 \pm 0.03	0.30 \pm 0.03

注: 头颈部的4 cm \times 4 cm野与2 cm \times 2 cm野亚组比较 $P<0.05$ ($t=-2.805$); 头颈部、腹部的普通方野照射组与3D-CRT组比较 P 均 <0.05 ($t_{\text{头}}=-2.805$, $t_{\text{腹}}=-11.966$); 3D-CRT: 三维适形照射技术。

等因素的影响,在照射野中必须加入楔形板,以得到理想的剂量分布^[13]。Precise 型医用电子加速器的物理楔是一楔合成楔形板,它是将一个 60°楔形角的楔形板与开野按一定比例混合,合成 0°~60°间任意楔形角的楔形板^[14]。由于楔形板的屏蔽作用,相对于不使用楔形板的普通方野照射技术,3D-CRT 技术只有输出更多的 MU 才能使靶区达到处方剂量。本实验中使用楔形板的 3D-CRT 组较不使用楔形板的普通方野照射技术组, MU 增加了约 2 倍。MU 增大,加速器的照射时间就延长,治疗头的泄漏辐射也就越大,因而无论是 2 cm×2 cm 野还是 4 cm×4 cm 野,3D-CRT 组射野外器官吸收剂量均高于方野照射技术组。Milliken 等^[15]开发了一种叫做 omni-wedge 的全向楔形板技术,配备在医科达加速器上,由 1 个开野和 2 个楔形方向相互垂直的楔形野组成,相对于标准楔形板,可以使 MU 平均减少 37%,由此可见改变楔形野可以降低 MU 数。也有人在研究机架角固定的情况下,找到机头角和楔形角的最佳组合,以达到降低 MU 的目的^[14]。

综合上述,接受 6MV X 射线治疗的颅脑肿瘤患者,射野外器官吸收剂量的大小、照射野面积与是否使用楔形板的照射技术有关。接受大野照射的患者,头颈部器官吸收剂量越大,但对胸腹部器官吸收剂量影响不明显。照射野面积和处方剂量相同时,使用楔形板的照射技术相对于不使用楔形板的照射技术,射野外器官的吸收剂量增加。本研究采用 100 cGy 作为实验处方剂量,射野外各器官吸收剂量范围为 0.13~2.83 mGy。临床上总的处方剂量往往在 5000~7000 cGy,此时其射野外各器官吸收剂量范围可近似的按“线性”关系推出。

利益冲突 本研究由署名作者按以下贡献声明独立开展,不涉及任何利益冲突。

作者贡献声明 邓大平负责方法的建立、论文审阅;卢峰、孙洪强、魏玮、姜玉华负责现场实验、论文撰写等工作。

参 考 文 献

- [1] King AD, Ahuja AT, Teo P, et al. Radiation induced sarcomas of the head and neck following radiotherapy for nasopharyngeal carcinoma[J]. Clin Radiol, 2000, 55(9): 684-689. DOI: 10. 1053/crad. 2000. 0503.
- [2] Wang CC, Chen ML, Hsu KH, et al. Second malignant tumors in patients with nasopharyngeal carcinoma and their association with Epstein-Barr virus[J]. Int J Cancer, 2000, 87(2): 228-231. DOI: 10. 1002/1097-0215(20000715)87:2<228::AID:IJC12>3. 0. CO; 2-T.
- [3] 陈运贤,钟雪云. 第二次原发性肿瘤的发生与预防[J]. 肿瘤研究与临床, 2001, 13(1): 5-7. DOI: 10. 3760/cma. j. issn. 1006-9801. 2001. 01. 002.
Chen YX, Zhong XY. Occurrence and prevention for second primary cancer[J]. Cancer Res Clin, 2001, 13(1): 5-7.
- [4] Halg RA, Besserer J, Schneider U. Systematic measurements of whole-body dose distributions for various treatment machines and delivery techniques in radiation therapy[J]. Med Phys, 2012, 39(12): 7662-7676. DOI: 10. 1118/1. 4767773.
- [5] 马继过,杨克强. 放射治疗诱发恶性肿瘤 32 例分析[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2000, 9(2): 108. DOI: 10. 3760/j. issn: 1004-4221. 2000. 02. 010.
Ma CG, Yang KQ. 32 cases of radiation induced malignant tumor [J]. Chin J Radiat Oncol, 2000, 9(2): 108.
- [6] Chuang SC, Hashibe M, Yu GP, et al. Radiotherapy for primary thyroid cancer as a risk factor for second primary cancers[J]. Cancer Lett, 2006, 238(1): 42-52. DOI: 10. 1016/j. canlet. 2005. 06. 015.
- [7] 中华人民共和国卫生部. GBZ 126—2011 电子加速器放射治疗放射防护要求[S]. 北京: 中国标准出版社, 2011.
Ministry of Health, People's Republic of China. GBZ126-2011 Radiological protection standard of electron accelerator in radiotherapy[S]. Peking: China Standard Press, 2011.
- [8] 温晓玲,邓开鸿. 头颈部癌放疗后的并发症[J]. 华西医学, 2008, 23(6): 1497.
Wen XL, Deng KH. Complications after head and neck cancer radiation therapy[J]. Huaxi Med J, 2008, 23(6): 1497.
- [9] 杨云利,刘颖新,陆海杰,等. 鼻咽癌放疗治疗后诱发肉瘤 4 例报告[J]. 实用癌症杂志, 2002, 17(1): 15, 转 18. DOI: 10. 3969/j. issn. 1001-5930. 2002. 01. 049.
Yang YL, Liu YX, Lu HJ, et al. Report of 4 cases about induced sarcoma after nasopharyngeal carcinoma radiation therapy[J]. J Pract Cancer Med, 2002, 17(1): 15, 转 18.
- [10] Sharma DS, Animesh, Deshpande SS, et al. Peripheral dose from uniform dynamic multileaf collimation fields; implications for sliding window intensity-modulated radiotherapy[J]. Br J Radiol, 2006, 79(940): 331-335. DOI: 10. 1259/bjr/16208090.
- [11] Meeks SL, Paulino AC, Pennington EC, et al. In vivo determination of extra-target doses received from serial tomotherapy[J]. Radiother Oncol, 2002, 63(2): 217-222. DOI: 10. 1016/S0167-8140(02) 00074-9.
- [12] 李德平,潘自强. 辐射防护手册(第一分册)辐射源与屏蔽[M]. 北京: 原子能出版社, 1987.
Li DP, Pan ZQ. Manual of Radiation Protection (Part 1). Source and shielding[M]. Peking: Atomic Energy Press, 1987.
- [13] 刘永超. Omni-wedge 在脑瘤三维适形放射治疗计划中的应用[J]. 包头医学, 2011, 35(1): 12-14. DOI: 10. 3969/j. issn. 1007-3507. 2011. 01. 008.
- [14] Liu YC. Application of Omin-wedge to brain tumor three dimen-

sional conformal radiotherapy planning[J]. J Baotou Med, 2011, 35 (1): 12-14.

[14] 邹念东. 医科达物理楔形板在治疗计划设计中的使用研究[J]. 中国医学物理学杂志, 2014, 31(2): 4756-4759. DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2014.02.009.

Zhou ND. Study on The ELEKTA Wedge in The Treatment Plan-

ning[J]. Chin J Med Phys, 2014, 31(2): 4756-4759.

[15] Milliken BD, Hamiton RJ, Rubin SJ. The omni wedge: a method to produce wedge fields at arbitrary orientations[J]. Med Phys, 1996, 23(3): 337-342.

(收稿日期: 2016-03-11)

(上接第 271 页)

SENSE、TSE factor 等, 并根据参数设置的冲突提示来进行调整, 这样可以在确保图像质量的同时加速 MR 扫描。但是由于篇幅限制, 笔者未对表 1、表 2 中的单项及关联参数之间的变动对扫描速度的影响, 以及表 3 中修改后的 SNR、NU 变化原因等展开讨论。此外, 本研究测量 SNR 时发现 FOV 内背景区域信号强度并不一致, 故采用如图 1 中 B 所示 4 个区域的平均值。其原因需进一步测试分析。值得注意的是, 本研究的实验机型单一、序列较少、实验模型体积较小, 虽然模拟临床条件下加速扫描后, 模型的图像质量与原始者具有可比性, 但与在临床患者中的实际应用可能仍存在差距。因此, 尚需不同体型受检者的临床应用比较结果等来进一步验证本研究所提供方法的可靠性。

利益冲突 本研究由署名作者按以下贡献声明独立开展, 不涉及任何利益冲突。

作者贡献声明 贺小红负责研究命题的提出、设计, 以及数据、图像分析和论文起草; 周新韩负责全部实验数据整理、图像分析和论文修订; 高明勇负责数据、图像分析和论文修订; 杨镜全负责 T1 加权序列参数修改和比较实验; 马锦城负责 T2 加权序列参数修改和比较实验。

参 考 文 献

[1] 倪萍, 陈自谦. 磁共振质量保证和质量控制若干问题的探讨[J]. 中国医疗设备, 2008, 23(6): 87-89. DOI:10.3969/j.issn.1674-1633.2008.06.035.

Ni P, Chen ZQ. Discussion on quality assurance and quality control of MRI[J]. China Med Equip, 2008, 23(6): 87-89.

[2] 康立丽, 卢广文, 余晓镔, 等. MRI 扫描参数与信噪比关系的实验研究[J]. 中华放射学杂志, 2003, 37(3): 225-227. DOI: 10.3760/j.issn:1005-1201.2003.03.007.

Kang LL, Lu GW, Yu XE, et al. Experimental research of the relationship between signal-to-noise ratio and scan parameters of MRI[J]. Chin J Radiol, 2003, 37(3): 225-227.

[3] Price RR, Axel L, Morgan T, et al. Quality assurance methods and phantoms for magnetic resonance imaging; report of AAPM nuclear magnetic resonance Task Group No.1[J]. Med Phys, 1990, 17(2): 287-295.

[4] National Electrical Manufacturers Association. MS 3-2008(R2014). American National Standard for Determination of Image Uniformity in Diagnostic Magnetic Resonance Images[S]. Rosslyn: NEMA, 2008.

[5] Santarelli X, Garbin G, Ukmar M, et al. Dependence of the fractional anisotropy in cervical spine from the number of diffusion gradients, repeated acquisition and voxel size [J]. Magn Reson Imaging, 2010, 28(1): 70-76. DOI: 10.1016/j.mri.2009.05.046.

[6] Kim SJ, Choi CG, Kim JK, et al. Effects of MR parameter changes on the quantification of diffusion anisotropy and apparent diffusion coefficient in diffusion tensor imaging: evaluation using a diffusional anisotropic phantom [J]. Korean J Radiol, 2015, 16(2): 297-303. DOI: 10.3348/kjr.2015.16.2.297.

[7] 杨镜全, 高明勇, 罗素玲, 等. 吞咽过程动态 MRI 的可行性探讨[J]. 国际放射医学核医学杂志, 2012, 36(1): 52-55. DOI: 10.3760/ema.j.issn.1673-4114.2012.01.013.

Yang JQ, Gao MY, Luo SL, et al. The feasibility of magnetic resonance imaging of the dynamic swallowing [J]. Int J Rad Med Nucl Med, 2012, 36(1): 52-55.

[8] 陈武凡, 康立丽. MRI 原理与技术[M]. 北京: 科学出版社, 2012: 96-97.

Chen WF, Kang LL. Magnetic resonance imaging principle and technology[M]. Beijing: Science Press, 2012: 96-97.

(收稿日期: 2016-02-18)