

立体定向放射外科中图像引导技术的研究现状

蔡俊涛

四川大学华西医院神经外科, 四川 成都 610041

【摘要】立体定向放射外科(SRS)使用图像引导技术从图像中获得患者的位置信息,在一定程度上提高放射治疗的准确性和可靠性。本研究介绍了现代SRS设备中包括伽玛刀、射波刀、直线加速器以及Zap-X使用的各种图像引导放射治疗技术,对各种技术的引导方式和特点进行了分析,同时对它们的最新研究进行综述,最后展望未来融入不同成像方式的组合成像为个体化的SRS提供更精准的数据信息。

【关键词】立体定向放射外科;图像引导放射治疗;综述

【中图分类号】R318;R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2023)07-0822-05

Advances in image-guided techniques in stereotactic radiosurgery

CAI Juntao

Department of Neurosurgery, West China Hospital, Sichuan University, Chengdu 610041, China

Abstract: The application of image-guided technology in stereotactic radiosurgery (SRS) can obtain patient positioning information from images, improving the accuracy and reliability of radiotherapy to a certain extent. Herein various image-guided radiotherapy techniques used in modern SRS equipments including Gamma Knife, CyberKnife, linear accelerator and Zap-X are introduced. The guidance methods and characteristics of these techniques are analyzed, and their latest researches are summarized. It is predictable that the combined imaging integrating different imaging techniques will provide more accurate data information for personalized SRS.

Keywords: stereotactic radiosurgery; image-guided radiotherapy; review

前言

立体定向放射外科(Stereotactic Radiosurgery, SRS)由瑞典神经外科专家Leksell奠定理论基础,几十年来逐步发展成为治疗颅内肿瘤、血管和神经病变的重要手段^[1-2]。SRS最初是基于框架的头部刚性固定并采用单次大剂量照射,而现在SRS越来越多使用无框架的模式并且可以分次治疗。随着计算机技术、图像处理技术、放射物理技术的快速发展,图像引导技术在放疗中发挥了巨大作用,提高了治疗的可靠性和准确性,这一概念称为图像引导放射治疗(Image Guided Radiotherapy, IGRT)^[3-4]。在治疗设备不断发展下,SRS除了最初应用的伽玛刀系统,又产生了诸如射波刀、直线加速器以及Zap-X等平台。本研究就现代各种SRS设备中图像引导技术的研究现状进行综述。

1 Leksell 伽玛刀

医科达公司的Leksell伽玛刀能进行高精度静态聚焦照射,是SRS的重要治疗方式。最新一代的Leksell Icon型伽玛刀(图1)整合了锥形束CT(Cone-Beam CT, CBCT),增加了伽玛刀治疗的灵活性。CBCT采用非晶硅探测器面板,C型臂旋转一周约200°,临床模式下扫描只能采用预设的CT剂量指数(CT Dose Index, CTDI),不能修改设置参数,预设CTDI分别为2.5 mGy和6.3 mGy,管电压均为90 kVp,总投影数332次,毫安秒分别为132.8 mAs和332 mAs^[5]。CBCT可以对佩戴框架的患者在治疗前验证位置信息,也可以在预计划的基础上扫描CBCT定义立体定向坐标。对采用热塑面罩固定的患者,先行CBCT定义立体定向坐标,然后在治疗分次间和分次内可以通过CBCT确认患者摆位^[6]。Dutta等^[7]利用CBCT分析基于框架SRS的立体定向坐标偏移,结果发现较低KPS评分与前后平移误差和向量平移误差相关,较低的KPS评分和较长的固定螺钉总长度与旋转误差的俯仰、钟摆方向相关但与滚转方向无关。

【收稿日期】2023-05-04

【作者简介】蔡俊涛,技师,研究方向:放射物理与技术研究,E-mail: 397484932@qq.com

Chung 等^[8]研究伽玛刀 CBCT 配准精度,发现 CBCT 图像之间配准产生的平均三维偏差为 (0.2 ± 0.1) mm;CT 图像与 CBCT 图像配准产生的平均三维偏差为 (0.5 ± 0.2) mm;当 MR 图像与 CBCT 图像配准覆盖颅底区域时,两者配准产生的偏差最小,平均三维偏差为 (0.8 ± 0.3) mm。



图1 Leksell Icon 型伽玛刀
Figure 1 Leksell Icon Gamma Knife
①CBCT;②红外摄像头;③面罩适配器;④治疗床;⑤参考
标记点;⑥鼻尖标记;⑦射线治疗单元

对于使用面罩固定行伽玛刀治疗的患者,为了监测治疗期间的患者位移,Leksell Icon 型伽玛刀使用高清运动管理(High Definition Motion Management, HDMM)系统,该系统由红外摄像机、面罩适配器上固定的4个参考标记、1个患者鼻尖标记和集成到控制系统中的软件组成^[9]。在治疗期间红外摄像机以 20 Hz 的频率跟踪患者鼻尖标记相对于固定参考标记的位置,如果超过设定的阈值,则放射源回到阻挡位置并提醒操作者。当标记返回到设置的位置时,治疗重新开始。Knutson 等^[10]在一项模体的测试中发现 HDMM 的空间准确度 <0.1 mm,测量的总体系统延迟 <200 ms,5 次治疗中断后导致的剂量差异 $<0.5\%$ 。Wang 等^[11]比较了 HDMM 和光学表面监测系统的准确度和灵敏度,研究得出平移运动方面 HDMM 的总体准确度更好;HDMM 的帧速率更快,在捕获运动方面更灵敏。

2 射波刀

射波刀是安科锐公司的立体定向放射治疗系统,将紧凑型的 6 MV 直线加速器安装在机械臂上。

其机械臂具有 6 个自由度,能将加速器精确送达预定位置,射束从患者体外半球型空间内限定的多个节点位置照射肿瘤,并且通过图像引导实时调整机械臂而改变射束的位置,实现射束追踪靶区的移动,以确保治疗的准确性和精确性^[12]。射波刀成像子系统由 2 个安装在天花板上的互相垂直的 X 射线源和 2 个安装在地板的非晶硅探测器组成。从第 4 代射波刀开始,探测器位于地板内,每个 X 射线与水平面成 45° 角,每次拍摄获取一组正交影像^[13-15]。目前的 M6 型射波刀(图 2)的成像 X 射线管电压范围为 40~150 kV,在中心投照尺寸约为 $19\text{ cm}\times19\text{ cm}$,探测器的总灵敏面积为 $(43\times43)\text{ cm}^2$ ^[16]。成像子系统在治疗前和治疗中获取的患者实时影像与基于 CT 的数字重建影像(Digitally Reconstructed Radiograph, DRR)进行配准,在颅内 SRS 配准采用 6D 颅骨追踪系统实现治疗前的影像引导摆位和治疗中的位置偏差修正。Kataria 等^[17]利用射波刀 6D 颅骨追踪技术分析患者头部 SRS 分次内误差,得出大多数分次内位移 ≤ 1 mm 和 1° ,左右、前后、上下、滚转、俯仰及钟摆平均误差为 (0.27 ± 0.61) mm、 (0.24 ± 0.62) mm、 (0.14 ± 0.24) mm、 $0.13^\circ\pm0.21^\circ$ 、 $0.18^\circ\pm0.25^\circ$ 、 $0.28^\circ\pm0.44^\circ$ 。Pantelis 等^[18]通过长期测量和分析射波刀成像的总系统误差,基于胶片测量头模的总系统误差为 (0.40 ± 0.18) mm;使用聚合物凝胶结合患者 CT 并包含多个靶点的 3D 打印头模测量的总系统误差 <0.66 mm;患者 MR 图像数据测得的临床平均总系统误差为 (0.87 ± 0.25) mm。

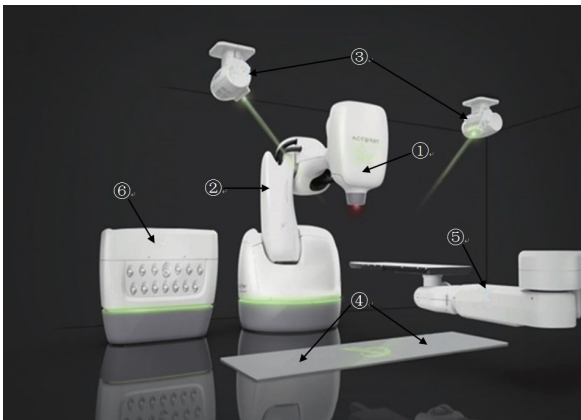


图2 M6 型射波刀
Figure 2 M6 CyberKnife
①6 MV 直线加速器;②机械臂;③kV 级 X 射线源;④非晶硅探测器;
⑤治疗床;⑥准直器切换台

3 直线加速器

3.1 CBCT

目前直线加速器使用最多的主要是瓦里安和医科达公司的产品,在常规放射治疗的基础上,许多机器型号可以使用相应的立体定向配件和专用的治疗计划系统(Treatment Planning System, TPS)进行共面或非共面的SRS。图像引导常用的设备是机器整合的CBCT,其X射线源和平板探测器都安装在机架上,当机架围绕患者旋转时采集一系列2D图像并进行数据重建为3D图像^[19-20]。通常在治疗前采集CBCT图像并和计划CT之间进行图像配准,纠正患者摆位误差。Calvo-Ortega等^[21]利用体模端到端测试瓦里安直线加速器CBCT引导的SRS空间准确性,结果测试的总体系统准确度平均值为1.4 mm,对应的95%置信区间为1.8 mm;准确度的系统和随机空间分量分别为0.2 mm和0.8 mm。Zhang等^[22]在医科达直线加速器上利用胶片测试和评估SRS计划在CBCT图像引导下,模体定位的准确性,结果表明端到端模体测试的定位精度在每个方向上均在1 mm以内。

3.2 光学表面成像

光学表面成像(Optical Surface Imaging, OSI)引导的放射治疗属于表面引导放射治疗(Surface Guided Radiotherapy, SGRT)技术的一种,提供了一种非电离辐射的图像引导方法,可以实时、连续地获取患者体表数据并重建出三维影像信息,通过与参考表面实现亚毫米级的配准,能辅助治疗前摆位和实时监测患者分次内运动^[23-24]。目前OSI商业化的产品主要有英国Vision RT公司的AlignRT,瑞典C-RAD公司的Catalyst和美国瓦里安公司的Identify等几种光学表面成像系统。Lee等^[25]的一项前瞻性研究报告了基于269例患者SRS治疗期间415次AlignRT准确性评价,不确定度为 (1.0 ± 2.5) mm和 $-0.1^\circ \pm 1.4^\circ$,95%置信区间在5 mm和 3° 范围内,此外从成像到获得批准总的设置时间平均为 (0.8 ± 0.3) min,效率均高于CBCT和2D kV成像。Swinnen等^[26]研究Catalyst在脑转移瘤非共面SRS中的准确性,模体测试下CBCT和Catalyst在等中心的旋转偏差保持在 0.2° 范围内, 0° 和 270° 治疗床位置时平移分别在0.1 mm和0.5 mm范围内,靶区中心的胶片和TPS剂量偏差分别为 -1.2% 、 -0.1% 、 -0.0% 和 -1.9% ;对于7名患者的测试,在等中心平均平移和旋转偏差为 (0.24 ± 0.09) mm和 $0.15^\circ \pm 0.07^\circ$, 45° 和 90° 治疗床角度时等中心点偏移最大。

3.3 ExacTrac

ExacTrac是德国博医来公司可以兼容直线加速器的第三方图像引导系统。在之前的ExacTrac系统上,由2个位于加速器两侧地板上的X射线源、2个安

装在治疗床上方天花板两侧的非晶硅探测器以及1个红外追踪系统组成^[27]。最新一代的ExacTrac被称为ExacTracDynamic(ETD),该系统仍然由2个X射线源和非晶硅探测器组成立体的X射线装置,1个光学/热成像系统取代了原有的红外追踪系统,其包括1个结构光投影仪、2个高分辨率摄像头和1个集成热成像摄像头。ETD结合了基于光学、热学和X射线的并行追踪,热成像将患者的热能特征与其3D重建的光学表面结构关联,创建出混合表面,减少滑动效应并且热成像不受环境照明条件的影响,因此,其可以更快地匹配实时表面和参考表面^[28]。Mendes等^[29]评估了ETD的光学/热表面和立体X射线成像定位系统,同时与CBCT进行比较,并测试了与辐射等中心的一致性,所有系统包括立体X射线成像、光学/热表面成像、CBCT和MV射野成像之间的位移误差均在亚毫米范围内;此外,对14例使用面罩治疗的颅内肿瘤患者发现光学/热表面成像与立体X射线成像之间的差异最大为0.02 mm,光学/热表面成像定位系统显示出与其他IGRT系统相当的准确性。

4 Zap-X

Zap-X是一种新型的包含自屏蔽的专用SRS系统,通过S波段3 MV直线加速器产生X射线,而直线加速器安装在一个带有辐射屏蔽的万向支架内,类似于一个大型陀螺仪,围绕着一个等中心点精确地旋转,这种机械构造使射束能从大约 2π 立体角交叉照射,这是颅内SRS的理想要求^[30-31]。Zap-X通过集成的单个kV平面成像系统可以围绕患者旋转成像,在SRS前拍摄两个角度的kV图像确定治疗中心点的实际位置,系统根据kV图像和TPS重建的DRR进行配准,并自动纠正摆位直至偏差 <1 mm,然后将轴向轴线旋转 360° ,每 36° 拍摄一张新的kV图像,并与DRR图像对比,以实现轴向对齐。在下一个等中心点治疗时,将再次自动确认治疗中心;分次治疗期间,系统会按设定时间定期更新kV图像,并与同一角度的DRR进行比较,实时验证患者的位置信息^[32-33]。Srivastava等^[34]分析了2年内Zap-X系统的稳定性,在机械和辐射等中心一致性测试中,利用kV成像定位头模,得出总的平均定位误差为 (0.46 ± 0.17) mm;在端对端等中心测试中,利用kV成像定位,头模中胶片测量得出总的平均定位误差为 (0.52 ± 0.28) mm。Zap-X系统如图3所示^[35-36]。

5 结语与展望

随着科学技术的不断进步,高分辨率成像技术已成为现代放射治疗的核心技术,IGRT不再局限于

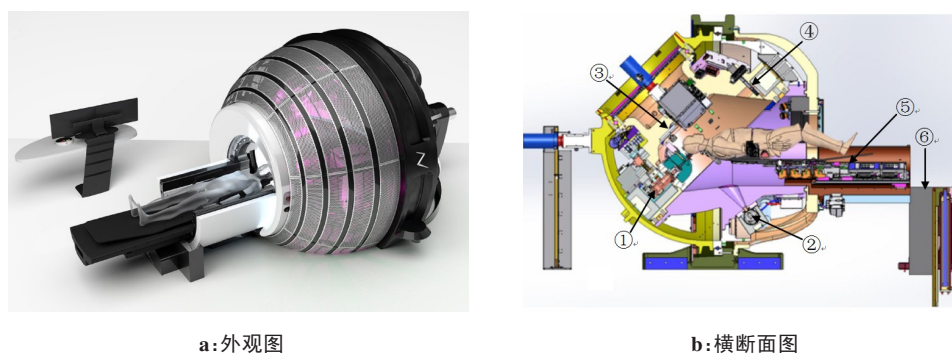


图3 Zap-X系统

Figure 3 Zap-X system

①直线加速器;②kV级X线球管;③kV影像探测器;④MV影像探测器;⑤治疗床;⑥气动屏蔽门

使用单一的某种技术。单一的技术往往有自身的缺陷,CBCT或2D kV成像都会增加患者的辐射且软组织分辨率较低;同时CBCT剂量相对较高,成像速度较慢,分次内不能进行实时监测;而2D kV是一种2D成像,不能容积成像^[37-39]。基于红外线或结构光的光学成像系统在患者外表面和内部解剖结构之间的空间相关性较低,可能受治疗室内环境照明或光衰减表面等因素影响图像配准,此外,具有平移或旋转对称性的活动表面存在配准滑动效应^[25-26,30]。颅内SRS的特点是颅骨的刚性结构容易识别,但对于软组织或者血管病变需要借助MRI或者DSA才能更好地指导临床的治疗,而借助热学、光学等体表影像的辅助,进一步改善了以往单独使用X射线的IGRT。未来SRS的发展方向可能会融入MRI、PET或者DSA等进行治疗前或实时的位置验证,而且根据患者的不同情况,选取几种成像方式组合进行成像,将为个体化的SRS提供更精准的数据信息。

【参考文献】

- [1] Mendel JT, Schroeder S, Plitt A, et al. Expanded radiosurgery capabilities utilizing Gamma Knife Icon™[J]. Cureus, 2021, 13(3): e13998.
- [2] Tian Z, Yang X, Giles M, et al. A preliminary study on a multi-resolution-level inverse planning approach for Gamma Knife radiosurgery[J]. Med Phys, 2020, 47(4): 1523-1532.
- [3] Hirose TA, Arimura H, Fukunaga JI, et al. Observer uncertainties of soft tissue-based patient positioning in IGRT[J]. J Appl Clin Med Phys, 2020, 21(2): 73-81.
- [4] Boissonnat G, Chesneau H, Barat E, et al. Validation of histogram-based virtual source models for different IGRT kV-imaging systems[J]. Med Phys, 2020, 47(9): 4531-4542.
- [5] Vulpe H, Save AV, Xu Y, et al. Frameless stereotactic radiosurgery on the Gamma Knife Icon: early experience from 100 patients[J]. Neurosurgery, 2020, 86(4): 509-516.
- [6] Duggar WN, Morris B, Fatemi A, et al. Gamma Knife® Icon CBCT offers improved localization workflow for frame-based treatment[J]. J Appl Clin Med Phys, 2019, 20(11): 95-103.
- [7] Dutta SW, Kowalchuk RO, Trifiletti DM, et al. Stereotactic shifts during frame-based image-guided stereotactic radiosurgery: clinical measurements[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2018, 102(4): 895-902.
- [8] Chung HT, Kim JH, Kim JW, et al. Assessment of image co-registration accuracy for frameless gamma knife surgery[J]. PLoS One, 2018, 13(3): e0193809.
- [9] Petti PL, Rivard MJ, Alvarez PE, et al. Recommendations on the practice of calibration, dosimetry, and quality assurance for gamma stereotactic radiosurgery: report of AAPM Task Group 178[J]. Med Phys, 2021, 48(7): e733-e770.
- [10] Knutson NC, Hawkins BJ, Bollinger D, et al. Characterization and validation of an intra-fraction motion management system for masked-based radiosurgery[J]. J Appl Clin Med Phys, 2019, 20(5): 21-26.
- [11] Wang H, Xu Z, Grantham K, et al. Performance assessment of two motion management systems for frameless stereotactic radiosurgery[J]. Strahlenther Onkol, 2021, 197(2): 150-157.
- [12] Ding C, Saw CB, Timmerman RD. Cyberknife stereotactic radiosurgery and radiation therapy treatment planning system[J]. Med Dosim, 2018, 43(2): 129-140.
- [13] Papalazarou C, Klop GJ, Milder MT, et al. CyberKnife with integrated CT-on-rails: system description and first clinical application for pancreas SBRT[J]. Med Phys, 2017, 44(9): 4816-4827.
- [14] Moeckli R, Baillod A, Gibellieri D, et al. Dose indicator for CyberKnife image-guided radiation therapy[J]. Med Phys, 2020, 47(5): 2309-2316.
- [15] Kiljan M, Weil S, Vásquez-Torres A, et al. CyberKnife radiation therapy as a platform for translational mouse studies[J]. Int J Radiat Biol, 2021, 97(9): 1261-1269.
- [16] Conti A, Romanelli P, Pantelis E, et al. CyberKnife neurosurgery[M]. Cham: Springer, 2020: 38-39.
- [17] Kataria T, Narang K, Gupta D, et al. Analysis of intrafraction motion in CyberKnife-based stereotaxy using mask based immobilization and 6D-skull tracking†[J]. J Radiosurg SBRT, 2016, 4(3): 203-212.
- [18] Pantelis E, Moutsatsos A, Antypas C, et al. On the total system error of a robotic radiosurgery system: phantom measurements, clinical evaluation and long-term analysis[J]. Phys Med Biol, 2018, 63(16): 165015.
- [19] Stankovic U, Ploeger LS, Sonke JJ. Improving linac integrated cone beam computed tomography image quality using tube current modulation[J]. Med Phys, 2021, 48(4): 1739-1749.
- [20] Taneja S, Barbee DL, Rea AJ, et al. CBCT image quality QA: establishing a quantitative program[J]. J Appl Clin Med Phys, 2020, 21(11): 215-225.
- [21] Calvo-Ortega JF, Hermida-López M, Moragues-Femenía S, et al. Investigating the spatial accuracy of CBCT-guided cranial radio surgery: a phantom end-to-end test study[J]. Phys Med, 2017, 35: 81-87.
- [22] Zhang M, Fan Q, Lei Y, et al. Assessment of an Elekta Versa HD linear accelerator for stereotactic radiosurgery with circular cone collimators[J]. J Xray Sci Technol, 2020, 28(1): 71-82.
- [23] Freislederer P, Kügele M, Öllers M, et al. Recent advanced in surface guided radiation therapy[J]. Radiat Oncol, 2020, 15(1): 187.
- [24] Li G. Advances and potential of optical surface imaging in radiotherapy[J]. Phys Med Biol, 2022, 67(16). DOI: 10.1088/1361-6560/ac838f.

- [25] Lee SK, Huang S, Zhang L, et al. Accuracy of surface-guided patient setup for conventional radiotherapy of brain and nasopharynx cancer [J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2021, 22(5): 48-57.
- [26] Swinnen AC, Öllers MC, Loon Ong C, et al. The potential of an optical surface tracking system in non-coplanar single isocenter treatments of multiple brain metastases[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2020, 21(6): 63-72.
- [27] Ippolito E, Fiore M, Di Donato A, et al. Implementation of a voluntary deep inspiration breath hold technique (vDIBH) using BrainLabExacTrac infrared optical tracking system[J]. *PLoS One*, 2018, 13(5): e0195506.
- [28] Chow VU, Cheung ML, Kan MW, et al. Shift detection discrepancy between ExacTrac dynamic system and cone-beam computed tomography[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2022, 23(5): e13567.
- [29] Mendes VD, Reiner M, Huang L, et al. ExacTrac dynamic workflow evaluation: combined surface optical/thermal imaging and X-ray positioning[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2022, 23(10): e13754.
- [30] Weidlich GA, Bodduluri M, Achkire Y, et al. Characterization of a novel 3 megavolt linear accelerator for dedicated intracranial stereotactic radiosurgery[J]. *Cureus*, 2019, 11(3): e4275.
- [31] Weidlich GA, Schneider MB, Simcic V, et al. Self-shielding for the ZAP-X®: revised characterization and evaluation[J]. *Cureus*, 2021, 13(3): e13660.
- [32] Cao Q, Tan J, Ren Y, et al. Evaluation of radiation shielding requirements and self-shielding characteristics for a novel radiosurgery system[J]. *Health Phys*, 2021, 121(5): 506-512.
- [33] 王金媛, 戴相昆, 郑庆增, 等. 新型立体定向放射外科治疗设备—Zap-X[J]. *中国医学物理学杂志*, 2022, 39(1): 76-80.
- Wang JY, Dai XK, Zheng QZ, et al. A novel stereotactic radiosurgery system Zap-X[J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2022, 39(1): 76-80.
- [34] Srivastava SP, Sorensen SP, Jani SS, et al. Machine performance and stability of the first clinical self-shielded stereotactic radiosurgery system: initial 2-year experience[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2022, 15: e13857.
- [35] Srivastava SP, Jani SS, Pinnaduwa DS, et al. Treatment planning system and beam data validation for the ZAP-X: a novel self-shielded stereotactic radiosurgery system[J]. *Med Phys*, 2021, 48(5): 2494-2510.
- [36] Weidlich GA, Schneider MB, Adler JR. Characterization of a novel revolving radiation collimator[J]. *Cureus*, 2018, 10(2): e2146.
- [37] Goyal S, Kataria T. Image guidance in radiation therapy: techniques and applications[J]. *Radiol Res Pract*, 2014, 2014: 705604.
- [38] Ibbott GS. The need for, and implementation of, image guidance in radiation therapy[J]. *Ann ICRP*, 2018, 47(3-4): 160-176.
- [39] Grégoire V, Guckenberger M, Haustermans K, et al. Image guidance in radiation therapy for better cure of cancer[J]. *Mol Oncol*, 2020, 14(7): 1470-1491.

(编辑:谭斯允)