

射波刀 VSI 系统非晶硅平板数字探测器的影像质量研究

祝小惠¹, 梁志文¹, 杜金林², 李晓东², 龙浩², 杨晶¹

1. 华中科技大学同济医学院附属协和医院肿瘤中心, 湖北 武汉 430022; 2. 中南民族大学电子信息工程学院, 湖北 武汉 430074

【摘要】目的:基于 QCkV-1 模体结合 PIPspro 软件评估分析射波刀 VSI 系统非晶硅平板数字探测器记录的影像质量。**方法:**将 QCkV-1 模体配合专用定位架按照预先制定的计划重复放置于射波刀成像子系统的影像中心位置, X 射线管拍片后获取由非晶硅平板数字探测器(成像仪 A 和 B)记录的两组影像, 导入 PIPspro 软件分析, 指标包括空间分辨率(f_{30} , f_{40} , f_{50})和对比度噪声比。**结果:**在临床治疗的 kV 值范围内(100~125 kV), 成像仪 A 的 f_{30} , f_{40} , f_{50} 最大偏差为 0.94%、1.67%、0.29%, 成像仪 B 分别为 0.81%、1.31% 和 1.42%。对于对比度噪声比, 当小于 115 kV 时两成像仪随 kV 值变化平缓, 大于 115 kV 时展现出明显分化。**结论:**QCkV-1 模体结合 PIPspro 软件能够便捷开展射波刀 VSI 系统非晶硅平板数字探测器成像质量的检测分析工作。

【关键词】非晶硅平板数字探测器; 射波刀 VSI; QCkV-1 模体; 空间分辨率; 对比度噪声比; 影像质量

【中图分类号】R318; R815

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2021)02-0133-05

Evaluation of the quality of images obtained using amorphous silicon flat-panel digital detectors in CyberKnife VSI system

ZHU Xiaohui¹, LIANG Zhiwen¹, DU Jinlin², LI Xiaodong², LONG Hao², YANG Jing¹

1. Cancer Center, Union Hospital, Tongji Medical College, Huazhong University of Science and Technology, Wuhan 430022, China; 2. School of Electronic and Information Engineering, South-Central University for Nationalities, Wuhan 430074, China

Abstract: Objective To evaluate and analyze the imaging quality of the amorphous silicon flat-panel digital detectors in CyberKnife VSI system using QCkV-1 phantom and PIPspro software. **Methods** QCkV-1 phantom and the special positioning frame were repeatedly placed in the image center of CyberKnife imaging subsystem according to the pre-designed plans. After X-ray tube photography, two groups of images recorded by the amorphous silicon flat-panel digital detectors (cameras A and B) were acquired and imported into PIPspro software for analysis. The analysis indicators included spatial resolution (f_{30} , f_{40} and f_{50}) and contrast-to-noise ratio. **Results** Within the range of kV values for clinical treatment (100-125 kV), the maximum deviations of f_{30} , f_{40} and f_{50} for camera A were 0.94%, 1.67%, 0.29%, while those were 0.81%, 1.31% and 1.42% for camera B, respectively. The contrast-to-noise ratios of images obtained by two cameras changed gently with kV when the value was less than 115 kV and showed obvious differentiations when it was greater than 115 kV. **Conclusion** QCkV-1 phantom combined with PIPspro software can be used to easily detect and analyze the imaging quality of the amorphous silicon flat-panel digital detectors in CyberKnife VSI system.

Keywords: amorphous silicon flat-panel digital detector; CyberKnife VSI; QCkV-1 phantom; spatial resolution; contrast-to-noise ratio

前言

近年来,射波刀系统(CyberKnife)被越来越广泛

的应用于开展立体定向放射外科和立体定向放射治疗。CyberKnife 能实现亚毫米量级的精准治疗主要依赖于靶区定位系统(Target Locating System, TLS),该系统由成像子系统和影像引导软件对目标结构(颅骨/脊柱/金标)或肿瘤靶区本身进行定位。在第五代设备 CyberKnife VSI 中,成像子系统通过一对安装在治疗室天花板上的千伏级 X 射线管对患者肿瘤部位进行正交拍片,并由安装在地面的一对非晶硅平板数字探测器记录影像。TLS 的定位精度和一致性受平板探测器记录的 X 线影像质量影响。为此,本

【收稿日期】2020-08-10

【基金项目】国家重点研发计划数字化诊疗装备研发专项(2016YFC-0106700);国家自然科学基金(12075322);华中科技大学同济医学院附属协和医院院内科学研究(02.03.2018-131)

【作者简介】祝小惠,硕士,技师,研究方向:放射治疗技术, E-mail: zhu-xiaohui@hust.edu.cn

【通信作者】杨晶,博士,主管技师,研究方向:放射治疗技术, E-mail: jingy200@hust.edu.cn

研究基于 QcKV-1 模体结合 PIPSpro 软件评估分析非晶硅平板数字探测器记录的影像质量, 为开展 CyberKnife VSI 成像子系统的质量保证 (Quality Assurance, QA) 工作提供一定参考。

1 资料与方法

1.1 CyberKnife VSI 的 TLS

本研究使用美国 Accuray 公司第五代机器人放射外科系统 CyberKnife VSI, 相比早期版本添置了 Iris 可变孔径准直器, 在治疗技术和效率上有一定改进。TLS 由成像子系统和影像引导软件协同发挥作用以实现靶区的精准定位。其中, 成像子系统由安装于治疗床两侧天花板上的一对 X 射线管 (射线源及发生器) 和一对入地式非晶硅平板数字探测器呈正交结构组成, 如图 1 所示。为简化起见, 非晶硅平板数字探测器在后文中称为成像仪 A (Camera A) 和成像仪 B (Camera B), 其成像分辨率为: 1 024 像素×1 024 像素 (尺寸 40 cm×40 cm)。影像引导软件基于获取的影像通过配准算法计算靶区治疗过程中的平移和旋转偏差以实现靶区的实施追踪。

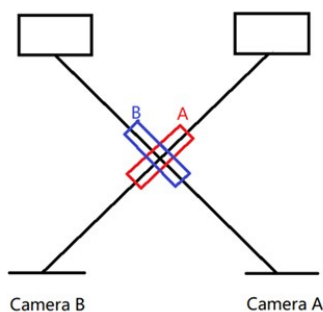


图1 TLS 成像子系统示意图
Fig.1 Schematic diagram of TLS imaging subsystem
A (红色) 和 B (蓝色) 分别对应成像仪 A 和 B 影像检测时的模体方位

1.2 QcKV-1 模体和 PIPSpro 软件

QcKV-1 模体 (美国 Standard Imaging 公司) 是一款专门用于分析千伏级 X 射线生成的二维投影图像质量的模体, 如图 2 所示。PIPSpro 软件 (Version 5.3, 美国 Standard Imaging 公司) 是一款配合 QcKV-1 模体用于图像分析的软件。

1.3 CT 扫描和计划传输

QcKV-1 模体放置于专门为 CyberKnife 应用几何设计的定位架上, 定位架边缘内置有 4 颗金标以实现可重复性精准定位。为了分别检测成像仪 A 和 B 的影像质量, QcKV-1 模体 (连同定位架) 按照图 1 中 A (红色) 和 B (蓝色) 的相对位置关系分别进行 CT 扫描 (120 kV, 400 mA, 层厚 0.75 mm), 将 CT DICOM 图



图2 QcKV-1 模体
Fig.2 QcKV-1 phantom

像导入 Multiplan 5.2.1 治疗计划系统, 分别制定针对成像仪 A 和 B 的金标追踪计划并传输至治疗工作站, 在模体模式下加载计划。

1.4 影像采集和分析

QcKV-1 模体连同定位架按照成像仪 A 的测试计划方位放置于治疗床, 通过配准拍片影像与计划数字重建影像使模体复现计划位置。在临床 kV 使用范围 (100~125 kV) 以 5 kV 间隔, 采集成像仪 A 的图像。将 QcKV-1 模体绕垂直于治疗床面的中心轴旋转 180° (成像仪 B 的测试计划方位), 加载相应计划进行拍片配准摆位, 在各 kV 值下采集成像仪 B 的图像。待模体图像采集完毕, 将模体及其定位架移开, 在各 kV 值下分别采集成像仪 A 和 B 的本底图像。

将成像仪采集的模体和本底影像导入 PIPSpro 软件 (图 3), 选择 Imager QA 模块进行图像分析, 以分别评估每个成像仪的影像学指标。为降低随机误差对影像检测结果的影响, 每组影像均重复采集 3 次。分析指标包括空间分辨率 (f_{30} 、 f_{40} 和 f_{50}) 和对比度噪声比 (Contrast-to-Noise Ratio, CNR)。 f_{30} 、 f_{40} 和 f_{50} 指相对调制传递函数最大值的 30%、40% 和 50% 对应频率 (线对数/毫米, lp/mm)。

$$CNR = \frac{|\mu_{light} - \mu_{dark}|}{\sigma_{dark}} \quad (1)$$

其中, μ_{light} 、 μ_{dark} 分别为图像最浅、最深区域像素值的平均值, σ_{dark} 为图像最深区域像素值的标准差。

2 测试结果

2.1 空间分辨率 f_{30} 、 f_{40} 和 f_{50}

表 1 和表 2 分别为在不同 kV 值下成像仪 A 和 B 采集影像经分析得出的空间分辨率参数, 为了直观比较不同 kV 值下两成像仪影像的空间分辨率差异, 将表 1 和表 2 数据图像化呈现, 如图 4 所示。

2.2 CNR

表 3 为在不同 kV 值下成像仪采集影像经分析得出的 CNR 参数, 其图像化呈现如图 5 所示。

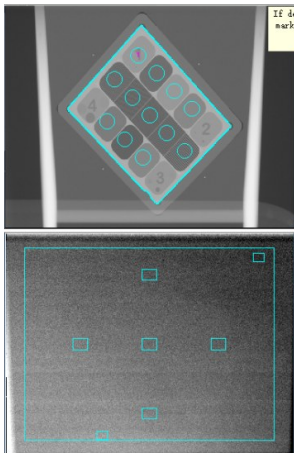


图3 PIPspro 软件的 Imager QA 测试
Fig.3 Imager QA test of PIPspro software

3 分析与讨论

CyberKnife 利用 TLS 实时引导机器人机械臂走位以实现亚毫米级精准放射治疗。TLS 起到了定位和追踪的重要作用,其所见即为成像子系统中一对非晶硅平板数字探测器记录的影像,良好的影像质量是 CyberKnife 安全精准治疗的先决条件之一。AAPM TG-135 报告指出成像子系统的成像质量参数基线建立及定期测试是十分必要的^[1],有助于物理师分析影像性能的变化,避免临床影像质量严重退化以致靶区定位精度降低。国外较早已使用基于影像引导功能的放疗设备开展影像质量的研究工作^[2-5]。目前国内基于 CyberKnife 开展了大量的计划优

表1 成像仪 A 影像在不同 kV 值下的空间分辨率参数(lp/mm)

Tab.1 Spatial resolutions of images obtained by camera A under different kV values (lp/mm)

空间分辨率	100 kV	105 kV	110 kV	115 kV	120 kV	125 kV
f_{30}	1.801±0.002	1.797±0.001	1.794±0.002	1.792±0.002	1.787±0.002	1.784±0.001
f_{40}	1.561±0.003	1.555±0.002	1.551±0.000	1.546±0.001	1.537±0.002	1.535±0.002
f_{50}	1.367±0.003	1.364±0.001	1.364±0.001	1.364±0.001	1.364±0.002	1.368±0.001

表2 成像仪 B 影像在不同 kV 值下的空间分辨率参数(lp/mm)

Tab.2 Spatial resolutions of images obtained by camera B under different kV values (lp/mm)

空间分辨率	100 kV	105 kV	110 kV	115 kV	120 kV	125 kV
f_{30}	1.829±0.002	1.830±0.003	1.828±0.001	1.833±0.001	1.837±0.002	1.843±0.001
f_{40}	1.586±0.003	1.588±0.002	1.585±0.001	1.591±0.001	1.596±0.002	1.606±0.002
f_{50}	1.384±0.002	1.387±0.001	1.385±0.000	1.391±0.001	1.395±0.002	1.404±0.001

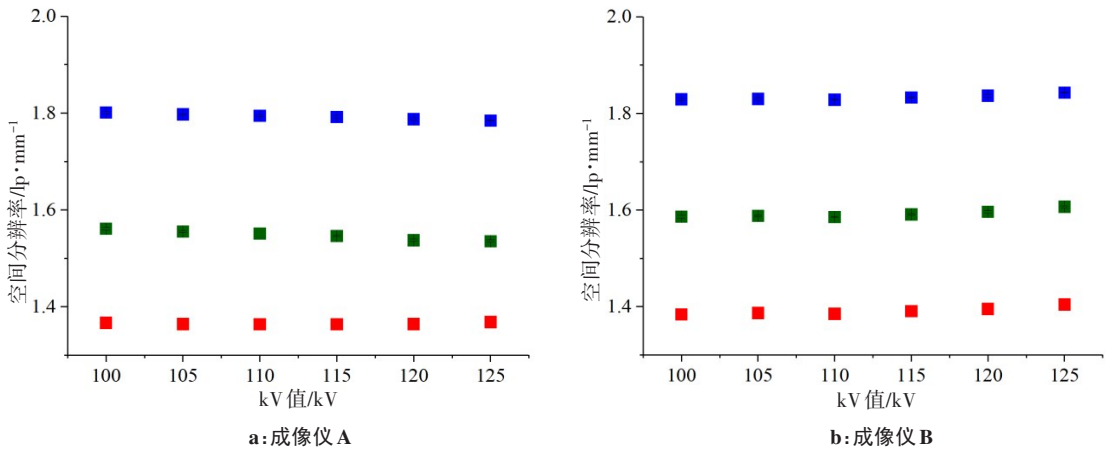


图4 不同 kV 值影像的空间分辨率参数

Fig.4 Spatial resolutions of images obtained under different kV values

蓝色、绿色和红色方框数据点分别对应 f_{30} 、 f_{40} 和 f_{50}

化^[6-8]、剂量算法^[9-11]、治疗技术^[12-14]以及 QA^[15-17]相关研究,专门针对成像子系统的 QA 工作还鲜有报道,本工作应该是国内 CyberKnife VSI 成像仪影像质量研究结果的首次报道。图 4 检测结果表明在临床 kV

表3 成像仪影像在不同kV值下的CNR参数
Tab.3 Contrast-to-noise ratio of images obtained under different kV values

CNR	100 kV	105 kV	110 kV	115 kV	120 kV	125 kV
成像仪 A	63.544±0.243	69.351±0.136	74.337±0.193	78.351±0.115	138.065±0.224	186.234±0.024
成像仪 B	65.333±0.238	70.780±0.226	76.424±0.175	81.472±0.185	33.846±0.072	139.879±0.244

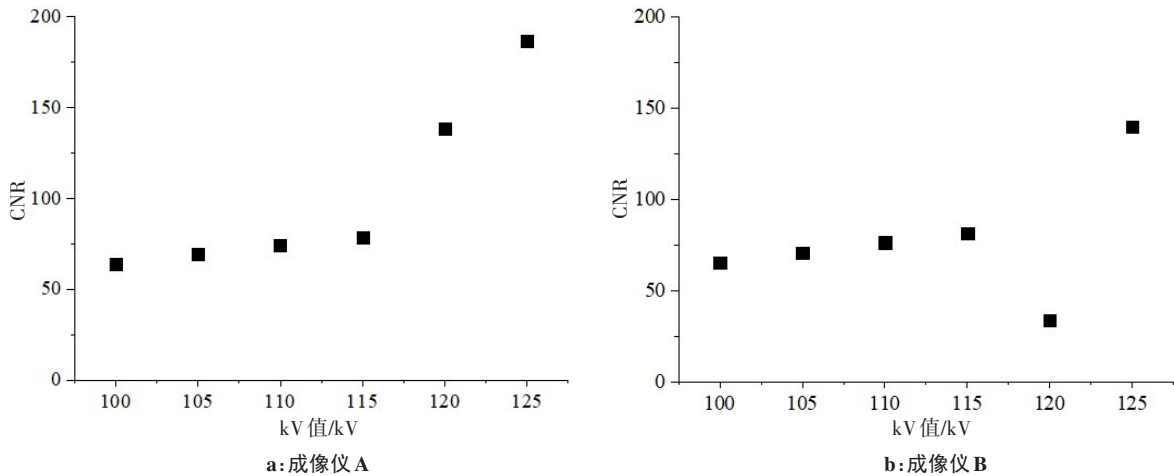


图5 不同kV值影像的空间分辨率参数
Fig.5 Contrast-to-noise ratios of images obtained under different kV values

值范围内空间分辨率受kV值影响较小:成像仪A的 f_{30} 、 f_{40} 和 f_{50} 的最大偏差为0.94%、1.67%和0.29%;成像仪B的 f_{30} 、 f_{40} 和 f_{50} 的最大偏差为0.81%、1.31%和1.42%。同时,两成像仪展现出较为一致的空间分辨率性能。图5检测结果表明两成像仪影像CNR值在115 kV以下变化平缓且较为一致,115 kV以上产生明显分化,这说明两成像仪对于120 kV和125 kV X射线的响应具有明显差异。值得注意的是在120 kV处CNR差异最大,此差异是否会影响TLS定位精度,已通过E2E测试和患者计划QA结果予以否定。究其原因:实际临床治疗过程中影像引导软件使用的影像经过了各kV值下响应增益修正,此情况下的成像仪响应差异仍在修正能力范围以内,因此其对临床靶区定位的影响不易察觉,但如同Purwar等^[18]的研究报道,此种情况在后期需定期检测以确认是否发生进一步变化或预判成像仪损坏的发生。图4和图5中的检测数据如考虑绝对值没有太大意义,其目的在于建立影像质量的基线标准,同时展现长时间定期测试的数据趋势从而有助于分析和预判成像仪的工作情况和损坏可能。

当然研究中也发现了一些限制:研究用软件版本无法导入经TLS几何修正后影像文件,不具备边距测量功能,因此无法开展模体影像尺寸与标称尺寸的对比研究;成像仪存在固有的X射线响应差异,

如对增益修正后影像进行分析更具有临床价值,但增益信息目前无法获取;研究中检测发现的成像仪间影像差异,有可能来源于X射线管的性能变化,仍需相关QA工具开展进一步研究;成像仪影像质量的极限阈值以及其与临床肿瘤靶区定位精度的相关性仍需进一步研究。

综上所述,QCkV-1模体配合PIPSpro软件可用于CyberKnife VSI非晶硅平板数字探测器的QA工作,适合于影像质量参数的基线建立及周期性相对测量,同时质控产品与放疗设备厂商间的深度磨合及针对CyberKnife应用的软件升级有利于更完备的影像质量检测。

【参考文献】

[1] DIETERICH S, CAVEDON C, CHUANG C F, et al. Report of AAPM TG 135: quality assurance for robotic radiosurgery [J]. Med Phys, 2011, 38(6): 2914-2936.

[2] YADAV P, TOLAKANAHALLI R, RONG Y, et al. The effect and stability of MVCT images on adaptive TomoTherapy[J]. J Appl Clin Med Phys, 2010, 11(4): 4-14.

[3] STANLEY D N, PAPANIKOLAOU N, GUTIÉRREZ A N. An evaluation of the stability of image-quality parameters of Varian on-board imaging (OBI) and EPID imaging systems[J]. J Appl Clin Med Phys, 2015, 16(2): 87-98.

[4] STANLEY D N, RASMUSSEN K, KIRBY N, et al. An evaluation of the stability of image quality parameters of Elekta X-ray volume imager and iViewGT imaging systems[J]. J Appl Clin Med Phys,

- 2018, 19(3): 64-70.
- [5] IFTIMIA I, HALVORSEN P H. Development of clinically relevant QA procedures for the BrainLab ExacTrac imaging system [J]. J Appl Clin Med Phys, 2018, 19(3): 108-113.
- [6] CAO Y S, ZHU X F, JU X P, et al. Optimization of dose distributions of target volumes and organs at risk during stereotactic body radiation therapy for pancreatic cancer with dose-limiting auto-shells [J]. Radiat Oncol, 2018, 13(1): 11.
- [7] 王境生, 于旭耀, 李丰彤, 等. 早期非小细胞肺癌射波刀放疗中肺部组织的剂量学分析[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2018, 38(12): 933-937.
- WANG J S, YU X Y, LI F T, et al. A dosimetric analysis of lung tissue in early stage non-small cell lung cancer patients treated by CyberKnife radiotherapy [J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2018, 38(12): 933-937.
- [8] ZHANG S M, YANG R J, WANG X. Dosimetric quality and delivery efficiency of robotic radiosurgery for brain metastases: comparison with C-arm linear accelerator based plans [J]. J Appl Clin Med Phys, 2019, 20(11): 104-110.
- [9] PAN Y X, YANG R J, LI J, et al. Film-based dose validation of Monte Carlo algorithm for Cyberknife system with a CIRS thorax phantom [J]. J Appl Clin Med Phys, 2018, 19(3): 142-148.
- [10] 杨晶, 刘洪源, 曹婷, 等. 射波刀肺部治疗计划不同剂量算法差异的影响因素分析[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2018, 27(12): 1083-1087.
- YANG J, LIU H Y, CAO T, et al. Effect of the discrepancy of the dose calculation results of different algorithms on CyberKnife lung tumor treatment plan [J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2018, 27(12): 1083-1087.
- [11] YANG J, LIU G, LIU H Y, et al. Influence of CyberKnife prescription isodose line on the discrepancy of dose results calculated by the ray tracing and Monte Carlo algorithms for head and lung plans: a phantom study [J]. Curr Med Sci, 2020, 40(2): 301-306.
- [12] LIANG Z W, YANG J, LIU H Y, et al. Real-time tumor motion monitoring and PTV margin determination in lung SBRT treatment [J]. Acta Oncol, 2019, 58(12): 1786-1789.
- [13] LI G Q, WANG Y, QIU M J, et al. Optimized CyberKnife lung treatment: effect of fractionated tracking volume change on tracking results [J]. Dis Markers, 2020: 9298263.
- [14] CHANG Y, LIU H Y, LIANG Z W, et al. Dosimetric effect of intrafraction tumor motion in lung stereotactic body radiotherapy using CyberKnife static tracking system [J]. Technol Cancer Res Treat, 2019, 18: 1533033819859448.
- [15] 朴俊杰, 徐寿平, 段学章, 等. 射波刀系统射野输出因子测量及对比 [J]. 中国医学装备, 2017, 14(8): 17-20.
- PIAO J J, XU S P, DUAN X Z, et al. Measurement and comparison of output factors of the radiation field for CyberKnife system [J]. China Medical Equipment, 2017, 14(8): 17-20.
- [16] 韩军, 刘洪源, 杨晶, 等. 一种快速的射波刀同步追踪精度检测方法 [J]. 中华放射医学与防护杂志, 2018, 38(1): 17-20.
- HAN J, LIU H Y, YANG J, et al. Validation of a rapid method for synchrony tracking precision detection for the CyberKnife system [J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2018, 38(1): 17-20.
- [17] 张喜乐, 杨瑞杰, 李君, 等. 射波刀VSI系统的主要性能测试 [J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2018, 27(10): 925-929.
- ZHANG X L, YANG R J, LI J, et al. Performance evaluation of a CyberKnife VSITM system [J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2018, 27(10): 925-929.
- [18] PURWAR A. SU-GG-I-80: preliminary evaluation of the QCKV-1 phantom and CyberKnife® digital flat panel detector (FPD) imager response [J]. Med Phys, 2008, 35(6): 2660.

(编辑: 薛泽玲)