

基于 3D 激光扫描仪的重离子治疗补偿器几何精度验证

The Geometric Accuracy Verification of Heavy Ion Radiotherapy Compensator Based on 3D Laser Scanner // MENG Li, MENG Wan-bin, MA Xiao-yun, ZHANG Yan-shan

孟 莉, 孟万斌, 马霄云, 张雁山

(甘肃省武威肿瘤医院重离子中心, 甘肃 武威 733000)

摘要: [目的] 利用手持式 3D 激光扫描仪对重离子均匀扫描治疗中所使用的补偿器进行三维重建, 然后利用重建数据进行补偿器加工精度验证。[方法] 利用 Geomagic qualify 软件, 将三维重建数据(重建值)与厂家补偿器数据(计划值)进行对齐、3D 分析比较, 利用 3D 对比报告, 检验补偿器加工精度。将加工精度符合要求的补偿器进行重离子计划绝对剂量验证, 采用 gamma 分析。[结果] 在补偿器 3D 几何偏差在 ± 0.5 mm 内的通过率必须 $\geq 95\%$, 及补偿器比对偏差在 ± 0.5 mm 内重离子计划绝对剂量的通过率必须 $\geq 90\%$ 的条件下, 补偿器 3D 几何偏差及重离子计划绝对剂量的偏差通过率分别为 $97.86\% \pm 0.83\%$ 和 $96.76\% \pm 3.24\%$ 。[结论] 利用手持式 3D 扫描仪对重离子均匀扫描治疗中所使用的补偿器三维重建, 并利用 Geomagic qualify 软件进行 3D 比较来验证补偿器加工精度是一种合理、准确且简单易行的补偿器验证方式。

关键词: 重离子; 放射疗法; 补偿器; 3D 激光扫描仪

中图分类号: R730.55 **文献标识码:** B **文章编号:** 1671-170X(2021)10-0876-05

doi: 10.11735/j.issn.1671-170X.2021.10.B014

2020 年 4 月我国首台自主知识产权的重离子治疗系统在甘肃省武威肿瘤医院重离子中心正式投入临床应用, 这使我国成为继日本、德国、美国之后的全球第四个实现重离子治疗肿瘤的国家, 实现了我国在大型医疗设备临床应用方面的历史性突破。重离子治疗肿瘤是当代公认的先进有效的放疗方法, 被国际上誉为 21 世纪最佳的放疗射线, 特别适宜于颅底、头颈、骨盆等部位的恶性肿瘤, 原发性和转移性肺癌、肝癌、软组织肉瘤、皮肤恶性肿瘤、乳腺癌以及局部复发的结直肠癌、胰腺癌、前列腺和泌尿生殖系统肿瘤、妇科恶性肿瘤等^[1-6]。与常规放疗射线相比, 重离子独特的物理及生物学特性, 使得它在人体中的剂量损失集中于射程的末端, 在剂量随射程分布曲线末端形成高剂量的 Bragg 峰^[7-9], 而在沿途剂量损失小、旁向散射小, 且相对生物效应(RBE)高, 对于辐射抗拒以及乏氧肿瘤同样具有很强的杀伤力^[10-13]。

目前, 甘肃省武威肿瘤医院重离子中心所使用的设备主要有两种治疗方式, 分别为被动扫描即均匀扫描和主动扫描即点扫描^[14-15]。均匀扫描时, 束流首先通过扫描磁铁将束流在横向扩展, 再通过脊型过滤器将 Bragg 峰纵向扩展至合适大小, 再通过计划系统(TPS)计算将展宽的 Bragg 峰准确落于肿瘤上, 实现被动式治疗。由于重离子束尾部剂量的相对生物效应(RBE)的不确定性, 在计划设计时, 往往要求在射野方向上位于肿瘤后方的正常组织不受或者少受照射, 因此需要根据靶区的具体分布制作补偿器, 将展宽后落于肿瘤后方的剂量通过补偿器的调节移除^[16]。补偿器是重离子被动扫描(均匀扫描)治疗方式中需要使用的一个重要的外挂式附件, 需要根据患者治疗计划情况订制加工。在补偿器加工完成后, 正式用于放射治疗前, 物理师须对补偿器进行质保(QA)和质控(QC), 保证其加工形状和计划值一致, 加工精度在规定范围(误差介于 ± 0.5 mm)方可用于放射治疗。

我们经过多次考察、研究、探索, 手持式 3D 立体扫描仪通过对物体扫描, 实现对物体模型的三维数字化采集并进行数据预处理, 最终输出三维重建

基金项目: 甘肃省科技厅项目(2019-0203-SFC-0207)

通信作者: 马霄云, 放射物理室主任, 工程师, 硕士; 甘肃省武威肿瘤医院重离子中心, 甘肃省武威市凉州区清源镇(733000); E-mail: maxiaoyun2013@163.com

收稿日期: 2021-05-17; **修回日期:** 2021-06-18

模型。利用 Geomagic qualify 分析软件可以实现三维重建模型与计划系统输出转化后的 CAD 模型进行对比分析,得到补偿器加工误差分析报告,实现对补偿器加工精度的质控。随机选择 2020 年 4 月至 2021 年 4 月在甘肃省武威肿瘤医院重离子中心接受治疗的 92 例患者的 98 块补偿器验证报告进行回顾性分析,总结补偿器验证方法,以供参考。

1 材料与方法

1.1 一般材料

使用 Handyscan 700 手持式自定位三维激光扫描仪(加拿大,Creaform)及 VXelements 三维预处理软件进行补偿器三维数字化采集系统(Figure 1),Geomagic qualify 2013 分析软件,重离子加速器(中国科学院近代物理研究所研发的首台国产重离子加速器),重离子计划系统(由中国科学院近代物理研究所与上海大图医疗科技有限公司共同开发的国内首套重离子放射治疗计划系统),NX 数据转换软件,PTW OCTAVIUS Detector 1500XDR T10051(德国,PTW),Detector interface 4000(德国,PTW)、MEPHYSTO 软件(德国,PTW),固体水(RW3,德国,PTW)。

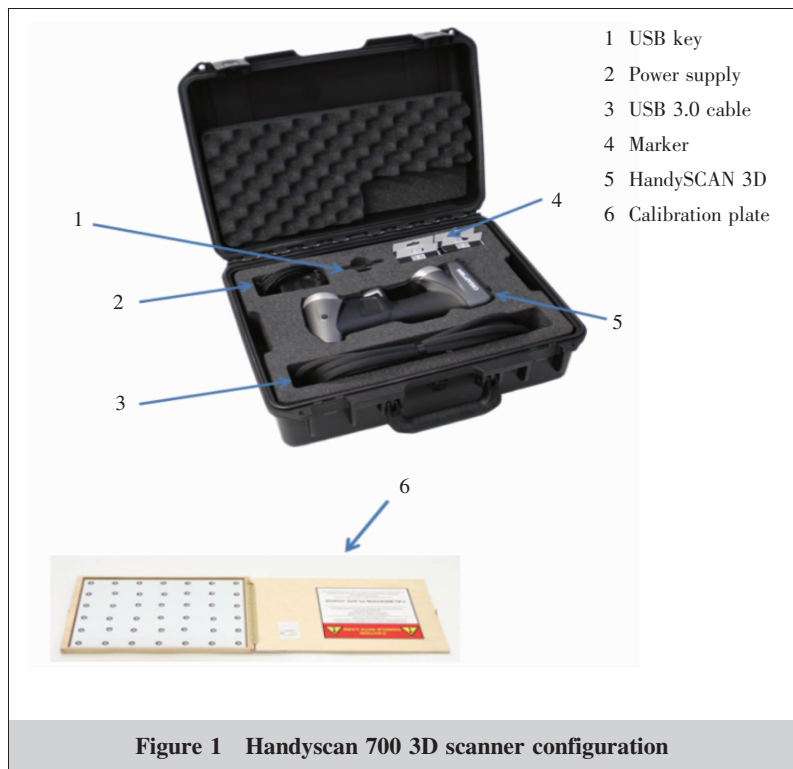


Figure 1 Handyscan 700 3D scanner configuration

1.2 方法

1.2.1 参考数据获取

碳离子治疗计划系统(ciPlan)制作完患者治疗计划后,导出患者补偿器数据,使用 NX 数据转换软件将补偿器数据转换为工厂可以进行加工的 CAD 模型。该 CAD 模型即为补偿器验证的标准参考数据。

1.2.2 测量数据获取

手持式 3D 扫描仪可以用来侦测并分析现实世界中物体或环境的形状(几何构造)与外观数据,其利用三角形测距法建构出 3D 图形,即透过手持式扫描仪对目标物发射激光,以两个侦测器(相机)测量目标物表面到扫描仪的距离,通过计算机软件转换为 3D 模型。

使用手持式 3D 激光扫描仪进行补偿器扫描,设置合适的扫描仪参数后采集补偿器数据信息,再通过 VXelements 三维预处理软件进行数据处理,去除杂点和飞溅点,最终得到测量数据^[17-18]。在扫描过程中,需要注意扫描距离以及角度,尽可能减少扫描盲区。

1.2.3 数据对比

将扫描仪输出的 stl 文件导入 Geomagic qualify 分析软件并设置为 Test 文件,将补偿器 CAD 模型导入软件并设置为 Reference 文件,然后将两个文件选择合适的对齐方式对齐后进行 3D 比较并生成报告。3D 分析时,最大临界值、最大名义值、最小名义值和最小临界值采用+2 mm、+0.5 mm、-0.5 mm、-2 mm,当偏差介于±0.5 之间的百分比≥95%时,我们认为该补偿器符合临床需求,验证通过。

1.2.4 计划验证

在保证重离子各档能量的等中心偏移量、射野平坦度、均匀性、对称性以及稳定性均满足临床治疗要求的前提下,利用 PTW 电离室 1500XDR、固体水以及相应的辅助设备对患者计划进行平面剂量验证。PTW 软件采用温度气压校正,误差分析采用 Gamma 分析方法,设置距离误差分析标准和剂量误差分析标准为 5 mm/3%,测量结果≥90%为计划验证通过^[19]。

2 结 果

补偿器合格是该射野绝对剂量合格的前提,本研究随机分析总结的 92 例患者共 98 块补偿器验证报告,所有补偿器(100%,98/98)的 3D 几何偏差满足临床需求,即 3D 几何偏差介于±0.5 之间的百分比≥95%,其 3D 几何偏差百分比为 97.86%±0.83%。通过 Geomagic qualify 分析软件的 3D 比较(Figure 2),可以直观的读出 Test 文件和 Reference 文件的名称、偏差色谱图以及统计学分析(如 3D 偏差、最大距离、平均距离、标准偏差、RMS)。其中偏差色谱图分 13 个色段,根据我们自己定义的最大临界值=+2 mm、最大名义值=+0.5 mm、最小名义值= -0.5 mm 和最小临界值=-2 mm,绿色表示偏差在允许范围内,即偏差介于±0.5 mm 之间时,此补偿器加工精度符合临床要求,该补偿器验证通过。越往暖色系偏,说明偏差>+0.5 mm,Test 文件该点数值>Reference 文件该点数值且偏差超过 0.5 mm,即补偿器该点挖掘深度不够;越往冷色系偏,说明偏差<-0.5 mm,Test 文件该点数值<Reference 文件该点数值且偏差超过-0.5 mm,即补偿器该点挖掘深度过深;如果某个区域是灰色,则表示 Test 文件该区域数据采

偏差分布的具体点数、所占比例以表格和直方图的

Table 1 Deviation distribution

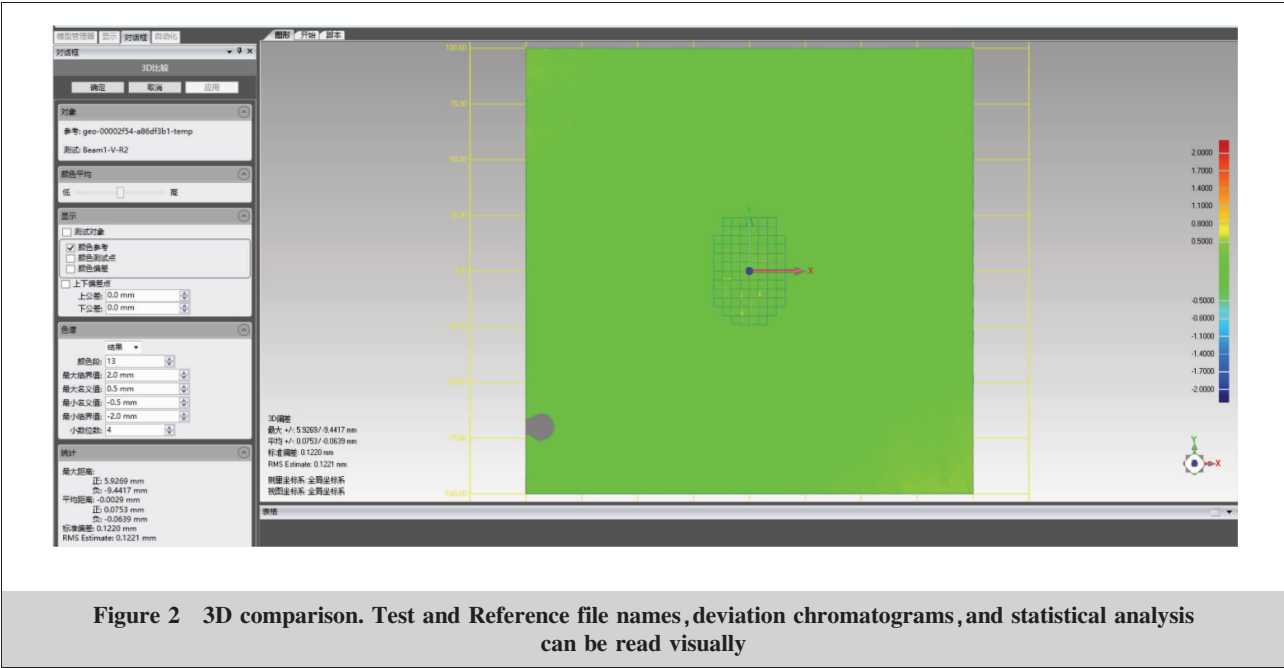
≥ Min	<Max	#Point	%
-2.0000	-1.7000	0	0
-1.7000	-1.4000	0	0
-1.4000	-1.1000	0	0
-1.1000	-0.8000	4	0
-0.8000	-0.5000	120	0.0492
-0.5000	0.5000	243225	99.6391
0.5000	0.8000	545	0.2233
0.8000	1.1000	122	0.0500
1.1000	1.4000	35	0.0143
1.4000	1.7000	9	0.0037
1.7000	2.0000	5	0.0020

形式显示(Table 1)。

分析 92 例患者的 98 块补偿器的射野绝对剂量验证报告,100%(98/98) 的计划射野绝对剂量通过率大于 90%, 其绝对剂量偏差通过率为 96.76%±3.24%。

3 讨 论

补偿器由于铣床精度、加工工艺以及材料的特殊要求等各种因素,使得其在加工过程中极有可能发生加工精度不能满足临床需求的情况,因此,物理师需要对其进行加工精度检测,但是使用传统距离测量方式,不仅繁琐,而且工作量大也不可能覆盖全



部射野范围,Handyscan 3D 手持式自定位三维激光扫描仪可以精确的测量补偿器加工的实际情况,其分辨率可达 0.05 mm, 体积精确度为 0.02 mm+0.06 mm/m,每秒可进行 480 000 次测量,且体积小,重量轻(仅 0.85 kg),易操作易搬动,环境要求低(操作温度范围:15~40 ℃;操作湿度范围(非冷凝):10%~90%),操作简单、方便,可由一名物理师独立完成,可提高工作效率,结果可靠且精确。

当然,Handyscan 3D 手持式自定位三维激光扫描仪本身系统中会有一些微小的偏差,如果在每次使用扫描仪前或者搬运、移动扫描仪后没有及时进行校准而直接进行测量,就会使这种偏差增大,最终影响补偿器测量结果。

由于补偿器尺寸小,且人体组织情况复杂,补偿器在小区域内深度变化急剧,以及补偿器加工精度的要求,可能存在某个小区域扫描仪扫描不到的情况(Handyscan 3D 手持式自定位三维激光扫描仪分辨率高且体积精确度高,只有当某区域体积极小且深度极深时才会出现扫描仪获取不到数据的情况),虽然扫不到的面积会很小,但是这在一定程度上还是会影响补偿器误差在 ± 0.5 mm 之间的百分比,这就需要我们根据实际情况来具体问题具体分析,若实在是通过各种方式没办法解决或者对整体影响不明显时,可以忽略。

出厂时补偿器表面的油污及磕碰引起的补偿器形变也会引起扫描时补偿器距离的变化,增加补偿器误差,影响最终结果,因此,在补偿器扫描前我们需要保持补偿器表面干净并轻拿轻放。

扫描仪扫描参数的设置以及扫描时长、扫描过程中补偿器的移动、扫描者本身的经验也会影响扫描仪对补偿器数据的获取,进而影响引起 Test 文件和 Reference 文件的偏差变化,从而影响最终结果。

因此,选择合理的扫描参数、增加补偿器表面的反射、相对长时间多角度扫描、扫描期间保持补偿器表面干净、轻拿轻放以及保持补偿器位置的相对静止并形成标准的补偿器扫描规范文件(standard operating procedure,SOP)都将有利于改善以上原因引起的不必要的偏差,提高扫描对比结果的精确度、可信度。

由于重离子束尾部剂量的相对生物效应(RBE)的不确定性,通过补偿器的调节可以将展宽后落于

肿瘤后方的剂量移除,保护射野方向上位于肿瘤后方组织不受或少受照射。因此,患者补偿器是否准确会极大的影响治疗精度,进而影响疗效^[16],而补偿器几何精度验证是重离子治疗中一项十分重要的验证项目。

补偿器合格是该射野绝对剂量合格的前提,一个重离子均匀扫描治疗的补偿器验证通过该射野的绝对剂量验证不一定通过,但是,如果一个射野的绝对剂量验证通过,则该射野所使用的补偿器绝对满足临床需求。由上述结果可知,当将验证合格的补偿器用于绝对剂量验证时,使用该补偿器的计划射野的绝对剂量均 $\geq 90\%$,即该射野计划验证通过,说明采用手持式 3D 立体扫描仪进行补偿器验证的方法是合理的。

重离子治疗技术在国内刚刚开展,各环节质控都没有成套的设备、方法去完成,需要使用者不断探索、研究,最终应用于临床。补偿器在国内投入使用,尚属首例,市场上没有针对补偿器质控的专门设备。因此,如何实现对补偿器的精准质控,是重离子均匀扫描放射治疗技术用于临床治疗的关键项目之一。而利用手持式 3D 自定位扫描仪可以准确的重建补偿器三维数据,并应用 Geomagic qualify 分析软件实现三维重建模型与计划系统输出转化后的 CAD 模型进行 3D 对比分析,得到补偿器加工误差分析报告,实现对补偿器加工精度的质控,就目前而言,是一种准确、方便、可靠的补偿器验证方式。

参考文献:

- [1] Kamada T,Tsujii H. Carbon ion radiotherapy in Japan:an assessment of 20 years of clinical experience[J]. Lancet Oncol,2015,16:e93-e100.
- [2] Malouff TD,Mahajan A,Krishnan S,et al. Carbon ion therapy:a modern review of an emerging technology[J]. Front Oncol,2020,10:82.
- [3] Akbaba S,Held T,Lang K,et al. Bimodal radiotherapy with active raster-scanning carbon ion radiotherapy and intensity-modulated radiotherapy in high-risk nasopharyngeal carcinoma results in excellent local control[J]. Cancers,2019,11:E379.
- [4] Shibuya K,Ohno T,Terashima K,et al. Short-course carbon-ion radiotherapy for hepatocellular carcinoma;a multi-institutional retrospective study [J]. Liver Int,2018,38:2239-2247.

- [5] Shiba S, Okamoto M, Kiyohara H, et al. Prospective observational study of high-dose carbon-ion radiotherapy for pelvic recurrence of rectal cancer (GUNMA 0801)[J]. *Front Oncol*, 2019, 9: 702.
- [6] Karasawa K, Omatsu T, Arakawa A, et al. A phase I clinical trial of carbon ion radiotherapy for stage I breast cancer: clinical and pathological evaluation[J]. *J Radiat Res*, 2019, 60: 342–347.
- [7] Kanai T, Furusawa Y, Fukutsu K, et al. Irradiation of mixed beam and design of spread-out Bragg peak for heavy-ion radiotherapy[J]. *Radiat Res*, 1997, 147: 78–85.
- [8] Durante M, Loeffler JS. Charged particles in radiation oncology[J]. *Nat Rev Clin Oncol*, 2010, 7: 37–43.
- [9] Tinganelli W, Durante M. Carbon ion radiobiology [J]. 2020, *Cancers*, 12(10): 3022.
- [10] Rackwitz T, Debus J. Clinical applications of proton and carbon ion therapy[J]. *Semin Oncol*, 2019, 46(3): 226–232.
- [11] Mohamad O, Yamada S, Durante M. Clinical indications for carbon ion radiotherapy [J]. *Clin Oncol*, 2018, 30(5): 317–329.
- [12] Mohamad O, Sishc BJ, Saha J, et al. Carbon ion radiotherapy: a review of clinical experiences and preclinical research, with an emphasis on DNA damage/repair[J]. *Cancers*, 2017, 9: 66.
- [13] Durante M, Paganetti H. Nuclear physics in particle therapy: a review[J]. *Rep Prog Phys*, 2016, 79: 096702.
- [14] Li Q, Dai Z, Yan Z, et al. Heavy-ion conformal irradiation in the shallow-seated tumor therapy terminal at HIRFL[J]. *Med Biol Eng Comput*, 2007, 45(11): 1037–1043.
- [15] Li Q, Sihver L. Therapeutic techniques applied in the heavy-ion therapy at IMP [J]. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, 2011, 269: 664–670.
- [16] Tsujii H. Carbon-ion radiotherapy: principles, practices, and treatment planning[M]. Japan: Springer, 2014: 53–56.
- [17] 成思源, 刘俊, 张湘伟. 基于手持式激光扫描的反求设计实验[J]. *实验室研究与探索*, 2011, 30(8): 153–156.
- Cheng SY, Liu J, Zhang XW. Experimental teaching of the reverse design based on hand-held laser scanning[J]. *Research and Exploration In Laboratory*, 2011, 30(8): 153–156.
- [18] 李丽娟, 高姗, 林雪竹. 基于 Geomagic qualify 工件偏差检测技术[J]. *制造业自动化*, 2014, 63(9): 35–38.
- Li LJ, Gao S, Lin XZ. Work piece deviation detection techniques based on Geomagic qualify[J]. *Manufacturing Automation*, 2014, 63(9): 35–38.
- [19] Furukawa T, Inaniwa T, Hara Y, et al. (2013). Patient-specific QA and delivery verification of scanned ion beam at NIRS-HIMAC[J]. *Med Phys*, 2013, 40(12): 1121707.