

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2025.07.001

医学放射物理

质子与光子治疗系统机载CBCT成像质量与剂量对比研究

王远远^{1,2}

1. 中国科学技术大学附属第一医院离子医学中心(合肥离子医学中心), 安徽 合肥 230088; 2. 中国科学院合肥物质科学研究院, 安徽 合肥 230031

【摘要】目的:对比分析瓦里安 ProBeam 质子治疗系统与 Vitalbeam 直线加速器所配机载千伏级锥形束 CT(kV-CBCT) 的影像性能及成像剂量差异, 探究差异成因并提出质子治疗系统机载 CBCT 的改进方向。**方法:**采用 CatPhan504 模体及 CT 电离室剂量仪, 在标准头部和标准盆腔模式下进行 CBCT 扫描, 系统评估两种系统的 CT 值准确性、图像均匀性、空间几何形变、空间分辨率、低对比度、噪声及加权 CT 剂量指数(CTDI_w)。**结果:**瓦里安 Vitalbeam 直线加速器机载 CBCT 在两种扫描模式下的 CT 值准确性和图像均匀性方面均优于 ProBeam 质子治疗系统系统机载 CBCT。空间几何形变均在 ± 0.3 mm 以内, 且二者无显著差异。空间分辨率、低对比度和噪声方面, 光子系统机载 CBCT 均表现出优于质子系统的结果。光子系统在成像剂量方面要大于质子系统, 两种扫描模式下的 CTDI_w 分别为 3.59 mGy vs. 1.38 mGy(头部模式)和 40.03 mGy vs. 9.96 mGy(盆腔模式)。**结论:**瓦里安 ProBeam 质子治疗系统机载 CBCT 在影像性能方面整体劣于 Vitalbeam 直线加速器机载 CBCT, 而在成像剂量方面光子系统机载 CBCT 相对较高。差异来源主要是由于质子治疗系统采用更大的 SID 设计, 导致探测到的散射光子数量减少, 成像性能相比光子机载 CBCT 降低, 可以考虑通过改变 CBCT 系统结构设计和硬件的提升及算法的优化来进一步改善质子治疗系统机载 CBCT 的影像质量。

【关键词】图像引导; 锥形束 CT; 质子治疗系统; 影像性能; 成像剂量

【中图分类号】R318; R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2025)07-0841-06

Comparative study of the imaging quality and dose in on-board CBCT for proton versus photon radiotherapy systems

WANG Yuanyuan^{1,2}

1. Hefei Ion Medical Center, the First Affiliated Hospital of University of Science and Technology of China, Hefei 230088, China; 2. Hefei Institutes of Physical Science, Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, China

Abstract: Objective To comparatively analyze the imaging performance and dose characteristics of on-board kilovolt cone beam computed tomography (kV-CBCT) integrated with the Varian ProBeam proton therapy system and Vitalbeam linac, investigate the underlying causes of the discrepancies, and propose optimization strategies for on-board CBCT for proton therapy system. **Methods** CBCT scans were performed in standard head and pelvic protocols using a CatPhan504 phantom and CT ionization chamber dosimeter to systematically assess the accuracy of CT values, image homogeneity, spatial geometric deformation, spatial resolution, low-contrast, noise and weighted CT dose index (CTDI_w) of both systems. **Results** The on-board CBCT for Vitalbeam linac demonstrated better performance in terms of CT value accuracy and image homogeneity in both scanning protocols than the on-board CBCT for ProBeam proton therapy system. Spatial geometric deformations remained within ± 0.3 mm, and there was no significant difference between the two systems. Furthermore, the on-board CBCT for photon therapy system was advantageous in terms of spatial resolution, low contrast, and noise when compared to the proton therapy system. The imaging dose was higher for photon therapy system than proton therapy system, with CTDI_w of 3.59 vs 1.38 mGy in head protocol, and 40.03 vs 9.96 mGy in pelvic protocol, respectively. **Conclusion** The on-board CBCT for the Varian ProBeam proton therapy system is inferior to Vitalbeam on-board CBCT in imaging performance, while having relatively lower imaging doses in comparison. The source of the discrepancies is mainly from the larger SID design of the proton therapy system, which leads to a reduction in the number of detected scattered photons and a

【收稿日期】2025-02-18

【基金项目】国家自然科学基金(82202945); 合肥市自然科学基金(202334); 合肥综合性国家科学中心入库项目

【作者简介】王远远, 硕士, 工程师, 研究方向: 医学物理, E-mail: wangyuanyuan@himc.org.cn

reduced imaging performance than the on-board CBCT for photon therapy system. Potential strategies to enhance the imaging quality of proton therapy system on-board CBCT may involve structural redesign of the CBCT system, hardware upgrade, and algorithm optimization.

Keywords: image-guided; cone-beam computed tomography; proton therapy system; imaging performance; imaging dose

前言

放射治疗是肿瘤治疗的重要手段之一,随着技术的不断发展,放疗设备的种类也在不断更新迭代。除了常规光子放疗,质子放疗因其独特的布拉格峰优势可以显著降低周围危及器官的剂量而得到越来越多的关注^[1-4]。然而,要实现放射治疗的高精度实施,还需要图像引导放射治疗(Image-Guided Radiation Therapy, IGRT)来提高照射的精准度。

IGRT 通常通过整合机载千伏级锥形束 CT (Cone-beam CT, CBCT) 技术,来实现肿瘤靶区与危及器官的三维可视化位置验证,使放射治疗的摆位误差控制达到亚毫米级精度^[5]。这对于质子治疗来说尤为重要,主要是由于质子束的射程对解剖结构变化的敏感性更高,CBCT的影像质量很大程度上会影响剂量分布的准确性与治疗安全性^[6]。对于常规光子放疗设备来说,IGRT的应用经过几十年的发展已相对成熟。然而,质子治疗一方面由于起步相对较晚,质子治疗设备数目较少,导致专用容积图像引导系统的开发相对滞后。另外,质子治疗系统的占地面积以及机架布局与直线加速器存在较大差异,主要是由于辐射屏蔽与旋转机架机械设计需求,其机载CBCT常需采用更大的源-探测器距离(Source-to-Imager Distance, SID),这可能导致在影像性能与

成像剂量方面异于传统光子治疗系统^[7]。

现有研究多集中于光子治疗系统的CBCT性能标准化方面,目前已形成成熟规范^[8]。而质子治疗系统因治疗室空间限制,机载CBCT的SID相比于光子系统显著增加,而目前缺乏针对质子与光子系统机载CBCT性能差异的定量对比研究^[9-10]。本研究通过CatPhan 504模体(美国The Phantom Laboratory)实验与电离室成像剂量测量,系统对比瓦里安ProBeam质子治疗系统(美国瓦里安公司)与Vitalbeam直线加速器(美国瓦里安公司,下文提到的光子治疗系统均指该直线加速器)机载CBCT的影像性能及成像剂量差异,并分析二者差异的缘由,为质子治疗图像引导系统的工程设计与优化提供改进建议。

1 资料与方法

1.1 设备与模体

(1)瓦里安ProBeam质子治疗系统配备的机载CBCT包含两组正交的kV系统,每组包含一个kV级X射线源和一个非晶硅探测器,分别集成在治疗头和旋转机架上。瓦里安Vitalbeam直线加速器配备了OBI系统,硬件由一组kV系统组成,同样包括一个X射线源和一个非晶硅探测器,分别置于直加主体结构的两侧^[11-12]。二者的实物图如图1所示。

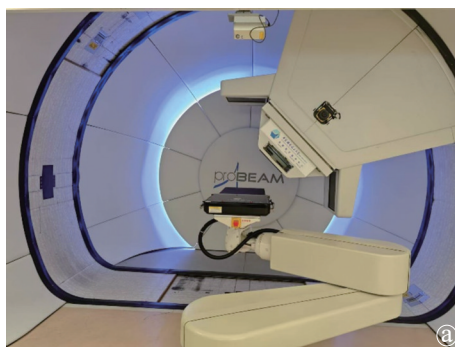


图1 瓦里安ProBeam质子治疗系统(a)与Vitalbeam直线加速器实物图(b)
Figure 1 Photographs of the Varian ProBeam proton therapy system (a) and Vitalbeam linac (b)

(2)使用Catphan504模体用于CBCT影像性能的测量(图2)。该模体主要包括4个模块:CTP404、CTP486、CTP515和CTP528模块。其中,CTP404模块包含多种测试物质,主要用于几何和CT值准确性的测量;CTP486模块是由均匀等效材料制成,用于图

像均匀性和噪声测量;CTP515模块由内外两组低密度孔径结构组成,用于低对比度的测量;CTP528模块内部嵌有21组分辨力标尺,用于图像空间分辨力的测量^[13-14]。

(3)使用电离室和模体用于CBCT成像剂量的测

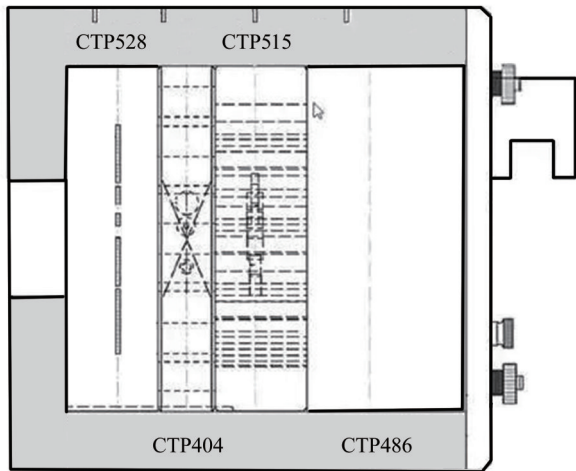


图2 Catphan 模体结构示意图

Figure 2 Schematic diagram of the Catphan phantom structure

量。电离室的型号为PTW30009(德国PTW公司),有效测量长度为10 cm。剂量模体包括两部分,一个头部模体和一个体部模体,均由等效水材质制成。头部模体的直径为16 cm,体部模体的直径为32 cm,长度均为14 cm。两个模体的中心及四周有5个插孔,用于电离室插入后进行成像剂量测量。

1.2 CBCT 成像扫描

ProBeam质子治疗系统和 Vitalbeam 直线加速器采用头部模式和盆腔模式进行CBCT扫描,扫描的条件按照各自的标准协议进行,具体的基本参数和扫描条件如表1所示。

1.3 影像质量

(1)CT值准确性。采用 Catphan504 模体 CTP404 模块进行CT值准确性的测量分析。该模块中包含7种不同密度的物质,分别测量不同物质感兴趣区的平均CT值。

表1 光子与质子治疗系统机载CBCT的基本参数及扫描条件

Table 1 Basic parameters and scanning conditions of the on-board CBCT for photon and proton therapy systems

参数	头部模式		盆腔模式	
	光子	质子	光子	质子
机架旋转角度/ $^{\circ}$	160	191	360	360
机架旋转速度/ $^{\circ}\cdot s^{-1}$	6	6	6	6
Fan Type	Full-Fan	Full-Fan	Half-Fan	Half-Fan
x	-14/14	-14.5	-24.7/3.4	-2.8/26.2
y	-10.7/10.7	-10.9	-10.7/10.7	-10.9/10.9
管电压/kVp	100	100	125	125
曝光/mAs	150	811	1 080	4 633
Beam hardening filter	Titanium 0.89 mm	Titanium 0.89 mm	Titanium 0.89 mm	Titanium 0.89 mm
扫描直径/cm	26.3	29	46.5	52.1
扫描范围/cm	18.6	21.2	18.6	20.7
SAD/m	1	2.7	1	2.7
SID/m	1.5	3.7	1.5	3.7

x、y代表kV射束准直器在X和Y方向的叶片位置;SAD代表X射线源到等中心的距离,SID指X射线源到探测器的距离

(2)图像均匀性。采用 Catphan504 模体 CTP486 模块进行图像均匀性的测量分析。分别在该模块的上、左、下、右和中心5个位置设定感兴趣区测量其平均CT值(\overline{CT}),周边与中心平均CT值的最大差值作为图像均匀性的测量值,具体计算公式为:

$$\text{均匀性} = \text{Max}(|\overline{CT}_{\text{中心}} - \overline{CT}_{\text{周边}i}|)(i = 1,2,3,4) \quad (1)$$

其中, $\overline{CT}_{\text{中心}}$ 表示模块中心位置感兴趣区的平均CT值, $\overline{CT}_{\text{周边}i}$ 表示模块四周位置感兴趣区的平均CT值。

(3)空间几何形变。几何形变的测量采用 CTP404 模块,其内部有4个直径为3 mm的圆,通过测量相邻圆心之间的距离来检测CBCT图像的几何形变。

(4)空间分辨力。通过扫描 CTP528 模块,观察其内部21组呈放射状分布的高密度线的成像,记录可以看清至第几组线对作为空间分辨力的测量值。

(5)低对比度分辨力。测量采用 CTP515 低对比度模块进行,应用对比度为1%组的外围孔径来检测低对比度分辨力。在横断面图像中观察低对比度目标的可见性,记录可清晰分辨的最小目标尺寸即为低对比度分辨力测量值。

(6)图像噪声。采用 CTP486 模块进行图像噪声的分析。在该模块的中心部位选择一个10 cm直径的圆形区域作为感兴趣区,读取该区域CT值的平均值(CT_{mean})和标准差(SD),标准差的值即为图像噪声值。

1.4 成像剂量

对于CBCT扫描,同一个模体中不同位置处的辐射剂量存在差异,为了更好地反映整体的辐射剂量水平,参考美国医学物理师协会TG-179号报告引入加权CT剂量指数($CTDI_w$)参数来表征CBCT的成像剂量^[12],其计算公式如下:

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,C} + \frac{2}{3}CTDI_{100,P} \quad (2)$$

其中, $CTDI_{100,C}$ 表示电离室插入模体中心位置时测量

的CBCT成像剂量指数, $CTDI_{100,P}$ 表示电离室插入模体周边位置时测量的平均成像剂量指数。

2 结果

2.1 CBCT图像质量分析

表2展示了光子和质子治疗系统机载CBCT在头部和盆腔两种扫描模式下的CT值准确性对比结果。结果表明二者CT值准确性偏差均小于40 HU的标准要求,但质子治疗系统机载CBCT相比于光子系统CT值准确性要相对差些。

表2 kV-CBCT的CT值准确性测试结果(HU)
Table 2 kV-CBCT CT value accuracy test results (HU)

材料	基准值	头部模式				盆腔模式			
		实测值-光子	偏差值-光子	实测值-质子	偏差值-质子	实测值-光子	偏差值-光子	实测值-质子	偏差值-质子
Air (空气)	-1 000	-996.3	3.7	-993.2	6.8	-998.1	1.9	-997.1	2.9
PMP (聚甲醛戊烯)	-200	-190.5	9.5	-176.5	23.5	-196.5	3.5	-185.3	14.7
LDPE (低密度聚乙烯)	-100	-106.3	-6.3	-73.9	26.1	-108.2	8.2	-90.2	9.8
Polystyrene (聚苯乙烯)	-35	-42.1	-7.1	-18.2	16.8	-41.2	6.2	-28.1	6.9
Acrylic (丙烯酸树脂)	120	116.2	-3.8	150.1	30.1	112.3	7.7	135.2	15.2
Delrin (聚甲醛树脂)	340	361.7	21.7	377.3	37.3	359.3	19.3	376.1	36.1
Teflon (聚四氟乙烯)	990	961.3	-28.7	1 019.2	29.2	955.4	34.6	1 025.5	35.5

表3展示了两种机载CBCT在头部和盆腔扫描模式下的图像均匀性对比结果。光子治疗系统机载CBCT在两种扫描模式下的均匀性都好于质子治疗系统,分别为(9.8 vs. 19.7) HU和(6.9 vs. 8.0) HU,二者均满足±40 HU范围内的标准要求。

表3 图像均匀性测试对比结果(HU)
Table 3 Image homogeneity test results (HU)

部位	头部模式		盆腔模式	
	光子	质子	光子	质子
上	44.6±6.5	47.8±6.2	46.7±2.2	29.2±2.2
下	51.0±8.2	31.2±7.5	50.8±1.6	37.7±3.3
左	47.9±7.2	34.9±6.4	49.9±2.1	37.3±5.2
右	48.7±7.5	45.1±10.5	45.7±2.3	37.5±4.8
中	41.2±5.7	28.1±3.6	43.9±2.8	29.7±5.9
均匀性	9.8	19.7	6.9	8.0

均匀性:上、下、左、右4个区域的HU值与中间HU的差值的最大值

表4展示了CBCT图像的空间几何形变结果,使用测距工具分别测量个相邻圆孔之间的距离。结果表明二者在头部和盆腔模式下的空间几何形变相

似,没有显著差异,且与基准值之间的偏差均小于1 mm,都在±0.3 mm以内。

表4 空间几何形变测试结果(mm)
Table 4 Spatial geometric deformation test results (mm)

指标	头部模式				盆腔模式			
	上	下	左	右	上	下	左	右
基准值	50.0	50.0	50.0	50.0	50.0	50.0	50.0	50.0
实测值-光子	50.0	49.9	50.1	50.0	49.9	50.0	50.1	50.0
实测值-质子	49.9	50.0	50.2	50.0	49.9	50.0	50.0	50.2

表5汇总展示了两种设备机载CBCT在头部和盆腔扫描模式下空间分辨率、低对比度及图像噪声方面的对比结果。从空间分辨率的结果可以看出,两种扫描模式下光子系统机载CBCT均优于质子系统,分别为(7 vs. 6) LP/mm和(5 vs. 4) LP/mm。对于低对比度,头部模式的分辨力都比较差,对于光子系统仅能看到第1个圆球(15 mm),而质子系统无法看清。盆腔模式下要明显优于头部模式,对于光子和质子系统来说能分别识别到第7(4 mm)和

第5(7 mm)个圆球。在图像噪声方面, 盆腔模式也展现出了优于头部模式的结果, 光子系统机载CBCT的图像噪声在两种模式下也均好于质子系统。

表5 CBCT影像空间分辨率、低对比度及噪声对比分析结果
Table 5 Comparison of spatial resolution, low-contrast and noise in CBCT images

测试项	头部模式		盆腔模式	
	光子	质子	光子	质子
空间分辨率/LP·mm ⁻¹	7	6	5	4
低对比度/mm	15	-	4	7
图像噪声/HU	3.7	4.6	2.5	3.0

2.2 CBCT成像剂量

表6展示了两种系统机载CBCT的成像剂量对比结果。其中, 光子系统机载CBCT在头部和盆腔扫描模式下的成像剂量为3.59和40.03 mGy, 质子系统分别为1.38和9.96 mGy, 均低于光子系统, 并且盆腔扫描成像剂量远高于头部扫描模式。

表6 光子与质子治疗系统机载CBCT成像剂量
Table 6 On-board CBCT imaging dose for photon and proton therapy systems

探测器位置	头部模式		盆腔模式	
	光子	质子	光子	质子
中间/ μ Gy	367.50	148.00	3 102.00	636.00
左边/ μ Gy	413.50	167.50	4 418.00	1 094.00
下边/ μ Gy	527.00	180.50	4 261.00	1 020.00
右边/ μ Gy	334.50	119.50	4 695.00	1 196.00
上边/ μ Gy	142.00	61.50	4 437.00	1 396.00
CTDI _w /mGy	3.59	1.38	40.03	9.96

3 讨论

图像引导是放射治疗实现精准照射的关键技术, 可以通过直接比较治疗室内成像与患者定位时的三维计算机断层扫描图像的位置偏差来矫正患者摆位误差, 从而显著提高放射治疗的精度。相比于传统光子放疗, 质子放疗对于射野路径上的变化更加敏感, 这主要是由于质子布拉格峰的特性, 小的位置偏差就可能引起大的剂量分布变化^[15]。因此, 图像引导在质子放疗中的作用会更为重要。然而, 由于粒子放疗的起步相对较晚, 容积图像引导在光子放疗中的应用已经超过粒子治疗。近20年来, CBCT三维引导已成为医用直线加速器的成熟标配, 而质子治疗设备开始配备容积图像引导系统则是近十年内才开始的^[16-17]。滞后的原因主要是由于粒子治疗

设备的定制属性和数量较少, 以及粒子治疗装置设计及治疗室几何布局与传统光子治疗设备存在的差异造成的。

目前, 关于容积图像引导在放射治疗中的应用研究已有很多, 但这些研究主要是集中于常规光子放射治疗中容积图像引导的应用及成像设备的性能和标准化检测方面^[18-19], 暂没有对于质子治疗系统与光子治疗系统容积成像系统之间的影像性能和成像剂量方面对比研究。本研究针对瓦里安ProBeam质子治疗系统和瓦里安Vitalbeam直线加速器机载CBCT的影像性能和成像剂量进行了系统性的对比分析, 量化了二者CBCT在头部和盆腔扫描模式下的图像质量和成像剂量差异。结果显示, 质子治疗系统机载CBCT在CT值准确性、图像均匀性、空间分辨率、低对比度和噪声方面的性能均低于光子治疗系统, 在图像几何形变方面二者没有显著差异。影像性能方面的差异可能主要来源于瓦里安ProBeam质子治疗系统采用了机架式CBCT设计。其中, X射线源安装在机架旋转地板的后方, 探测器板则安装在喷嘴的两侧。这种设计导致X射线源到等中心的距离(SAD)和X射线源到探测器的距离(SID)变得很大, 分别为2.7和3.7 m。相比之下, 瓦里安Vitalbeam直线加速器机载CBCT的SAD和SID仅为1和1.5 m。治疗患者与探测器之间距离的增大使得X射线经过人体后到达探测器板的散射光子数目显著减少, 从而引起CBCT成像质量的降低。尽管质子治疗系统机载CBCT成像时提高了管电流, 但过高的管电流可能会大大降低X射线源的寿命, 设备商可能会有一个权衡的考虑。在成像剂量方面, 光子治疗系统机载CBCT的成像剂量要高于质子治疗系统。虽然质子系统机载CBCT的曝光参数更高, 但由于SAD相比于光子系统要大很多, 根据平方反比定律, 可能导致实际的吸收剂量降低。

质子治疗系统由于配备的旋转机架通常体积庞大, 这也是机架式CBCT的SAD和SID远大于光子治疗系统的主要原因。对于一些新型的紧凑型质子治疗系统, 配备了可伸缩式的X射线成像系统, 可以进一步减少上述的距离。另外一种改进方案是C形臂CBCT, 安装在天花板上可以实现围绕患者在治疗中心和非治疗中心做360°扫描^[20]。此外, 室内滑轨CT可以彻底解决图像质量问题, 但无法在治疗中心进行摆位验证^[21-22]。同时, CT成像也显著增加了患者的吸收剂量。安装在治疗床上的CBCT成像环是另一种近期在研的技术方案, X射线源和平板探测器均安装在环上, 可以围绕患者独立旋转, 但由于重量较大对治疗床的高定位精度也具有较高的挑战性。除此之外, 提升探测器的探测效率、动态范围、散射矫

正能力以及算法方面的优化等方面也可以进一步改善质子治疗系统机载CBCT的影像质量。

综上所述,瓦里安ProBeam质子治疗系统机载CBCT在影像性能方面要劣于瓦里安Vitalbeam直线加速器机载CBCT,但具体性能参数均在标准限值范围内。在成像剂量方面,质子系统机载CBCT相对较低,对于患者的成像吸收剂量相对较小。

【参考文献】

- [1] McKeever MR, Sio TT, Gunn GB, et al. Reduced acute toxicity and improved efficacy from intensity-modulated proton therapy (IMPT) for the management of head and neck cancer[J]. *Chin Clin Oncol*, 2016, 5(4): 54.
- [2] Medical Services Advisory Committee. Public summary document application No. 1638-proton beam therapy for paediatric and rare cancers[EB/OL]. https://www.msac.gov.au/sites/default/files/documents/1638%2520Final%2520PSD_Nov2020_redacted.pdf.
- [3] Hwang EJ, Gorayski P, Le H, et al. Particle therapy tumour outcomes: an updated systematic review[J]. *J Med Imaging Radiat Oncol*, 2020, 64(5): 711-724.
- [4] Ferlay J, Colombet M, Soerjomataram I, et al. Cancer statistics for the year 2020: an overview[J]. *Int J Cancer*, 2021, 149(4): 778-789.
- [5] Jaffray DA. Image-guided radiotherapy: from current concept to future perspectives[J]. *Nat Rev Clin Oncol*, 2012, 9(12): 688-699.
- [6] Paganetti H, Beltran C, Both S, et al. Roadmap: proton therapy physics and biology[J]. *Phys Med Biol*, 2021, 66(5): 05RM01.
- [7] Lane SA, Slater JM, Yang GY. Image-guided proton therapy: a comprehensive review[J]. *Cancers (Basel)*, 2023, 15(9): 2555.
- [8] Bissonnette JP, Balter PA, Dong L, et al. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: a report of the AAPM TG-179[J]. *Med Phys*, 2012, 39(4): 1946-1963.
- [9] Zhu L, Xie YQ, Wang J, et al. Scatter correction for cone-beam CT in radiation therapy[J]. *Med Phys*, 2009, 36(6): 2258-2268.
- [10] Arjomandy B, Taylor P, Ainsley C, et al. AAPM task group 224: comprehensive proton therapy machine quality assurance[J]. *Med Phys*, 2019, 46(8): e678-e705.
- [11] 庄永东, 王彬, 朱金汉, 等. 医用直线加速器机载影像系统QC图像定量评估方法研究[J]. *中华放射肿瘤学杂志*, 2017, 26(4): 442-447.
Zhuang YD, Wang B, Zhu JH, et al. A quantitative evaluation of quality control image for on-board imaging system of medical linear accelerator[J]. *Chinese Journal of Radiation Oncology*, 2017, 26(4): 442-447.
- [12] 孙小喆, 孟慧鹏, 毛京群, 等. OBI影像引导放射治疗系统的质量保证(QA)及维护保养[J]. *中国医学物理学杂志*, 2013, 30(6): 4527-4529.
Sun XZ, Meng HP, Mao JQ, et al. OBI image guided radiation therapy system of quality assurance (QA) and maintenance[J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2013, 30(6): 4527-4529.
- [13] 时飞跃, 田书畅, 金洵, 等. 瓦里安OBI系统锥形束CT图像CT值长期稳定性分析[J]. *计量学报*, 2020, 41(1): 103-108.
Shi FY, Tian SC, Jin X, et al. Long-term constancy analysis of CT numbers for cone-beam CT images of a Varian OBI system[J]. *Acta Metrologica Sinica*, 2020, 41(1): 103-108.
- [14] 杨波, 雷琪琪, 王涛, 等. TaiChi加速器机载千伏级影像质量控制体系研究[J]. *中国医学装备*, 2023, 20(6): 11-17.
Yang B, Lei QQ, Wang T, et al. Study on the quality control system of on-board image with kV level of TaiChi accelerator[J]. *China Medical Equipment*, 2023, 20(6): 11-17.
- [15] Landry G, Hua CH. Current state and future applications of radiological image guidance for particle therapy[J]. *Med Phys*, 2018, 45(11): e1086-e1095.
- [16] Engelsman M, Schwarz M, Dong L. Physics controversies in proton therapy[J]. *Semin Radiat Oncol*, 2013, 23(2): 88-96.
- [17] Slater JM, Archambeau JO, Miller DW, et al. The proton treatment center at Loma Linda University Medical Center: rationale for and description of its development[J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 1992, 22(2): 383-389.
- [18] 管秋, 李楠, 杨波, 等. CBCT图像质量质控体系建立及结果分析[J]. *中华放射肿瘤学杂志*, 2014, 23(2): 161-164.
Guan Q, Li N, Yang B, et al. Cone beam CT quality assure procedure and the analysis of results[J]. *Chinese Journal of Radiation Oncology*, 2014, 23(2): 161-164.
- [19] 周永强, 金献测, 易金玲, 等. 锥形束CT的验收与QA探讨[J]. *中国医学物理学杂志*, 2013, 30(1): 3854-3858.
Zhou YQ, Jin XC, Yi JL, et al. Commissioning and QA experience with CBCT[J]. *Chinese Journal of Medical Physics*, 2013, 30(1): 3854-3858.
- [20] Fattori G, Riboldi M, Pella A, et al. Image guided particle therapy in CNAO room 2: implementation and clinical validation[J]. *Phys Med*, 2015, 31(1): 9-15.
- [21] Li H, Wu R, Poenisch F, et al. SU-F-J-188: clinical implementation of in room mobile CT for image guided proton therapy[J]. *Med Phys*, 2016, 43(6 Part 11): 3451.
- [22] Oliver JA, Zeidan OA, Meeks SL, et al. The mobius AIRO mobile CT for image-guided proton therapy: characterization & commissioning[J]. *J Appl Clin Med Phys*, 2017, 18(3): 130-136.

(编辑:薛泽玲)