

儿童体部放疗模拟定位CT扫描参数优化

李桂元¹, 陈辛元^{1,2}, 赵亮¹, 王晓红¹, 田源^{1,2}, 戴建荣², 易俊林^{1,2}

1. 国家癌症中心/国家肿瘤临床医学研究中心/中国医学科学院北京协和医学院肿瘤医院廊坊院区, 河北 廊坊 065001; 2. 国家癌症中心/国家肿瘤临床医学研究中心/中国医学科学院北京协和医学院肿瘤医院, 北京 100021

【摘要】目的:在满足儿童放疗对模拟定位图像质量要求的前提下,通过模体扫描优化模拟定位CT参数设置,以降低放射辐射剂量。**方法:**使用CatPhan700模体模拟儿童体部,使用飞利浦24排大孔径螺旋模拟定位CT,在不同毫安秒(mAs)和不同管电压(kV)下扫描模体获取CT图像。mAs范围设置60~400 mAs,每间隔20 mAs进行1次扫描,kV设置80、100、120 kV。图像评价参数包括图像噪声 N_{10} 和SD均值、均匀性、低对比度分辨率、高对比度分辨率和Air、Acrylic、50%bone、LDPE、20%bone、Teflon、Polystyrene、DelrinTM、Lung、PMP、Water等物质的HU值稳定性。读取模拟定位CT系统自动计算的CTDI_{vol}和DLP以评价辐射剂量。**结果:**在100 kV条件下,随着mAs增加,CTDI和DLP均呈上涨趋势,数据拟合均为线性关系,斜率分别为0.034 5和0.932 4。随mAs增加,图像噪声呈非线性下降趋势,mAs从60增加到140 mAs时, N_{10} 和SD分别从0.25%和3.74 HU下降到0.14%和2.54 HU,当mAs≥180 mAs, N_{10} 在0.10%~0.12%波动,SD均值在2.0~2.5 HU波动,下降趋势明显变缓。当mAs从60 mAs增加到200 mAs时,图像低对比度分辨率迅速从0.53降低到0.29。图像均匀性、高对比度分辨率、不同物质HU值,受mAs影响较小。不同管电压扫描结果相比,100 kV、200 mAs的图像质量与120 kV结果相当,80 kV的图像质量无法达到临床要求。**结论:**为保证辐射剂量尽可能降低,对于模拟直径20 cm的圆柱体,管电压设置为100 kV时,mAs应选择在200 mAs。在实际儿童放疗模拟定位扫描中,可根据该模体结果和儿童的实际体型特征,微调扫描参数设置,以满足辐射防护最优化原则。

【关键词】模拟定位CT; 儿童; 放射治疗; 扫描参数; 参数优化

【中图分类号】R811.1

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2024)05-0534-07

Optimization of simulated localizable CT scanning parameters for pediatric body radiotherapy

LI Guiyuan¹, CHEN Xinyuan^{1,2}, ZHAO Liang¹, WANG Xiaohong¹, TIAN Yuan^{1,2}, DAI Jianrong², YI Junlin^{1,2}

1. Langfang Branch, National Cancer Center/National Clinical Research Center for Cancer/Cancer Hospital of Chinese Academy of Medical Sciences and Peking Union Medical College, Langfang 065001, China; 2. National Cancer Center/National Clinical Research Center for Cancer/Cancer Hospital of Chinese Academy of Medical Sciences and Peking Union Medical College, Beijing 100021, China

Abstract: Objective On the premise of meeting the image quality requirements of simulated location for pediatric radiotherapy, the simulated localizable CT parameters are optimized through phantom scanning to reduce the radiation dose. **Methods** CatPhan700 phantom was used to simulate the child's body, Philip 24-row large-aperture spiral simulated localizable CT was performed, and the CT images were obtained by scanning the phantom at different mAs and tube voltages. The mAs range was set at 60-400 mAs, the scanning was performed every 20 mAs interval, and the kV was set at 80, 100, and 120 kV. Image evaluation was carried out using parameters such as image noise (N_{10} and mean SD), uniformity, low contrast resolution, high contrast resolution, and the stabilities of HU values of Air, Acrylic, 50%bone, LDPE, 20%bone, Teflon, Polystyrene, DelrinTM, Lung, PMP and Water. The CTDI_{vol} and DLP automatically calculated by the simulated localizable CT system were read to evaluate the radiation dose. **Results** At 100 kV, as mAs increased, both CTDI and DLP showed upward trends, and the fitting results were linear correlated, with slopes of 0.034 5 and 0.932 4. Image noise was decreased nonlinearly with the increasing mAs. When mAs increased from 60 to 140 mAs, N_{10} decreased from 0.25% to 0.14%, and SD reduced from 3.74 HU to 2.54 HU. When mAs reached 180 mAs or higher, N_{10} fluctuated between 0.1% and

【收稿日期】2023-11-19

【基金项目】国家自然科学基金(12275357);北京市自然科学基金(7222149);中国癌症基金会北京希望马拉松专项基金(LC2021A15);中国医学科学院肿瘤医院住培教学研究课题(E2024002)

【作者简介】李桂元, 硕士, 研究实习员, 研究方向: 医学物理、图像引导放疗, E-mail: 350202578@qq.com

【通信作者】陈辛元, 博士, 副研究员, 研究方向: MRI模拟定位、图像引导放疗, E-mail: cinya126chen@163.com

0.12%, the mean SD fluctuated between 2.0 and 2.5 HU, and the downward trends obviously slowed down. When mAs increased from 60 to 200 mAs, the low contrast resolution of the image dropped from 0.53 to 0.29. The image uniformity, high contrast resolution and HU values of different substances were less affected by mAs. The image quality of 100 kV and 200 mAs scanning was close to that of 120 kV scanning, but the image quality of 80 kV scanning failed to meet the clinical requirements. **Conclusion** In order to reduce the radiation dose as much as possible, the mAs should be set at 200 mAs when the tube voltage is set at 100 kV for a simulated cylinder with a diameter of 20 cm. In the actual simulation scanning for pediatric radiotherapy, the scanning parameters should be fine-tuned according to the phantom results and the actual physical characteristics of children to satisfy the optimization principle for radiation protection.

Keywords: simulated localizable CT; children; radiotherapy; scanning parameter; parameter optimization

前言

随着计算机技术和医疗水平的不断发展,CT设备与检查技术也迅速发展,多排螺旋CT检查作为临床重要的检查手段,在儿童群体中的应用越来越普遍。儿童由于其器官尚未发育完善,对X射线较敏感,电离辐射对儿童具有更大的潜在危害^[1-3]。近年来国内外对于诊断CT在儿童群体中应用的研究比较广泛,在保证扫描图像质量的前提下,针对儿童的不同扫描部位提出了相应的优化方案,以降低儿童所受辐射剂量,效果显著^[4-9]。2017年美国医学物理师协会(American Association of Physicists in Medicine, AAPM)的CT质量联盟(Alliance for Quality Computed Tomography, AQCT)发布了新版常规儿童胸部扫描方案^[10]和常规儿童腹盆部扫描方案^[11],对规范儿童CT扫描有重要的指导意义。随着儿童年龄和体质量的增加,需增加mAs,但是由于放疗患者个体差异及对图像质量要求不同,需了解体型体质量相近的儿童不同mAs设置对图像质量的影响。放疗模拟定位是放疗中的关键步骤,通常使用放疗模拟定位CT设备采集患者模拟定位图像^[12-13]。扫描参数主要是根据标准成人模型进行设定。当扫描对象是体型较小的儿童患者时,采用成人的扫描模式则会导致曝光过量等问题^[14]。由于放疗模拟定位CT与诊断CT目的不同,诊断CT目的在于发现病变,放疗模拟定位CT目的主要为获取病人影像信息,为设计放疗计划做准备,通过病人影像确定精确的治疗位置。儿童放疗模拟定位CT扫描参数设置不能只参考诊断CT扫描参数。目前对于儿童放疗模拟定位CT扫描参数设置无标准建议,各个医疗单位对儿童放疗模拟定位CT通常使用成人扫描参数或根据经验设置较小辐射剂量的扫描参数。儿童在模拟定位CT中所受辐射剂量和图像质量的关系亟待探究,以优化儿童放疗模拟定位CT扫描参数。本研究在满足儿童放疗对模拟定位图像质量要求的前提下,通过模体扫描优化模拟定位CT参数设置,以降低辐射剂量。

1 材料和方法

本研究所有图像均在飞利浦24排大孔径螺旋CT模拟定位机上完成数据采集和重建。

1.1 扫描序列参数

本研究主要探究模拟定位中毫安秒(mAs)和管电压(kV)的设置对儿童所受辐射剂量和图像质量的影响。扫描参数设置如下:螺距(Pitch)设置为0.813,扫描准直(Collimation)设置为16×1.5 mm,螺旋扫描一圈时间(Rotation Time)设置为0.75 s,扫描视野(Field of View, FOV)设置为400 mm,重建算法选择全模型迭代(Iterative Model Reconstruction, IMR)算法。首先研究在管电压设置为100 kV条件下,不同mAs对实验结果的影响,mAs设置从60增大到400 mAs,综合考虑辐射剂量和图像质量,选出在100 kV条件下最优的mAs设置。然后在最优mAs设置条件下,比较80、100 kV以及成人标准扫描条件120 kV的结果。综合mAs和kV结果,优化扫描参数。

1.2 图像质量测试模体及分析指标

使用美国模体实验室(The Phantom Laboratory)生产的CatPhan700模体(图1)进行图像质量各项指标检测与分析。

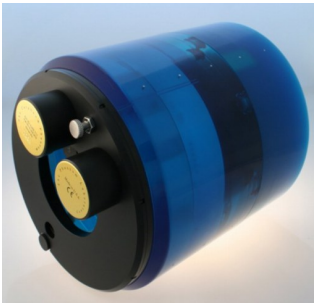


图1 CatPhan700 模体
Figure 1 CatPhan700 phantom

CatPhan700 模体为直径20 cm的圆柱体。根据AAPM发布的常规儿童腹盆部扫描方案^[11]中对儿童

体部参数的描述,本研究选取 20 cm 直径的模体可近似模拟儿童体部,对其扫描所获图像进行质量分析。儿童体部参数如表 1 所示。

表1 儿童体部参数
Table1 Children body parameters

年龄/岁	前后/cm	横向/cm	体部直径/cm	体质量/kg
<1	5~9	7~13	6~11	2.5~12.2
1~5	10~12	14~16	12~14	8.1~23.8
5~10	13~15	17~22	15~18	14.7~45.6
10~15	16~18	23~27	19~22	24.9~78.3
>15	19~21	28~32	23~26	40.5~95.7

对每个扫描序列参数组合均采集 CTP682、CTP714、CTP712 3 个模块,图像分析指标包括 11 种物质 CT 值、低对比度分辨率、高对比度分辨率、图像均匀性、图像噪声(N_{10} 、SD 均值)5 项。

HU 值(Quantitation CT)稳定性用 CTP682 模块测量,其内置 11 种不同密度等效插件用于 CT 值稳定性检测,插件包括空气(Air)、丙烯酸(Acrylic)、50%骨(50%bone)、低密度聚乙烯(LDPE)、20%骨(20%bone)、特氟龙(Teflon)、聚苯乙烯(Polystyrene)、树脂(Delrin™)、肺(Lung)、多聚甲基乙烯(PMP)、水(Water)。治疗计划系统(TPS)在剂量计算时会电子密度进行修正,电子密度是由 TPS 对模拟定位时扫描得到的各物质 CT 值转化得出^[15]。因此通过模拟定位 CT 扫描得到的各物质 CT 值必须要求准确和稳定。

低对比度分辨率(Low Contrast)测试亦采用 CTP682 模块测试。低对比度分辨率是指在影像中区分低对比信号的能力^[16]。在采集图像上读取 Polystyrene 和 LDPE 插件的平均像素值(Mean)和标准差(SD),低对比度分辨率计算公式如下:

$$LC = 6.5 \times \frac{(SD_{Polystyrene} + SD_{LDPE})/2}{Mean_{Polystyrene} - Mean_{LDPE}} \times 100\% \quad (1)$$

对于该式所得 LC,其数值越小,图像低对比度分辨率越好。

高对比度分辨率(High Contrast)采用 CTP714 模块测试。高对比度分辨率是指在两种物体 CT 值相差 100 HU 以上时,能分辨最小的圆形孔径或是黑白相间(密度差相同)的线对数。本研究采用分辨线对方法对高对比度分辨率进行测试。在采集图像上读取可识别的线对数量,其单位为 lp/cm。可识别线对数大于 5 lp/cm 时,图像质量合格。

图像均匀性(Uniformity)采用 CTP712 模块测量,其内置均匀水模体等效材料。在采集的图像上将面积 10 000 mm²的大圆感兴趣区域(ROI)放于模块中心,以勾画出图像中最均匀的区域,5 个面积 100 mm²小圆 ROI 放于大圆 ROI 边缘右、下、左、上(相当于时钟的 3、6、9、12 时的方位)及中心 5 个位置,3、6、9、12 方位的小圆 ROI 离轴距离为 4 cm。读取 5 个小圆 ROI 的平均 CT 值,分别计算周边 4 个 ROI 平均 CT 值与中心位置 ROI 平均 CT 值的偏差,偏差越小,图像均匀性越好。最大偏差的绝对值作为评价图像均匀性的指标。

图像噪声(Noise)用 CTP712 模块测量。图像噪声指均匀物质在目标区域中 CT 值对其平均值的变异,是评价图像质量的重要指标^[17]。本研究采用两个指标进行噪声测试。(1)读取水模块 SD 值评价噪声,测量方法如上述图像均匀性测量方法。记录 5 个小圆 ROI 的 SD 值,求得的 SD 均值作为图像噪声评价指标。(2)计算 N_{10} 值。在测量图像上,在水模块中选取直径为测试模块图像直径 40% 的 ROI,记录水模块 ROI 内 CT 值的平均值 $CT_{水}$ 与标准偏差 $\sigma_{水}$,并对层厚小于 10 mm 图像进行修正,计算公式如下:

$$N_{10} = \sqrt{\frac{T}{10}} \times \frac{\sigma_{水}}{CT_{水} - CT_{空气}} \times 100\% \quad (2)$$

其中,T 为扫描层厚。 $N_{10} < 0.35\%$ 时,图像质量符合临床要求。

本研究对 CatPhan 模体采用成人标准模拟定位扫描条件进行了扫描,图像质量结果作为基线和儿童扫描结果进行比较。成人标准模拟定位扫描条件如下:Rotation Time 为 0.75 s, Collimation 为 16×0.5 mm,管电压为 120 kV,毫安秒为 280 mAs, Pitch 为 0.813, FOV 为 400 mm。

1.3 辐射剂量测定方法

对每个序列扫描完成后,扫描报告会给出该扫描条件下的容积 CT 剂量指数($CTDI_{Vol}$, mGy)和剂量长度乘积(DLP, mGy·cm),记录该值作为本研究儿童所受辐射剂量测定结果。对 mAs 与 $CTDI_{Vol}$ 和 DLP 进行线性拟合分析。

2 结果

2.1 mAs 与扫描剂量的关系

在固定管电压为 100 kV 情况下,本研究拟合结果显示 mAs 与 $CTDI_{Vol}$ 和 DLP 均呈正线性相关,斜率分别为 0.034 5 和 0.932 4, R^2 分别为 0.999 9 和 1,拟合结果如图 2 所示。采用标准成人扫描条件对 CatPhan 进行曝光时, $CTDI_{Vol}$ 为 16.6 mGy, DLP 为 466 mGy·cm。

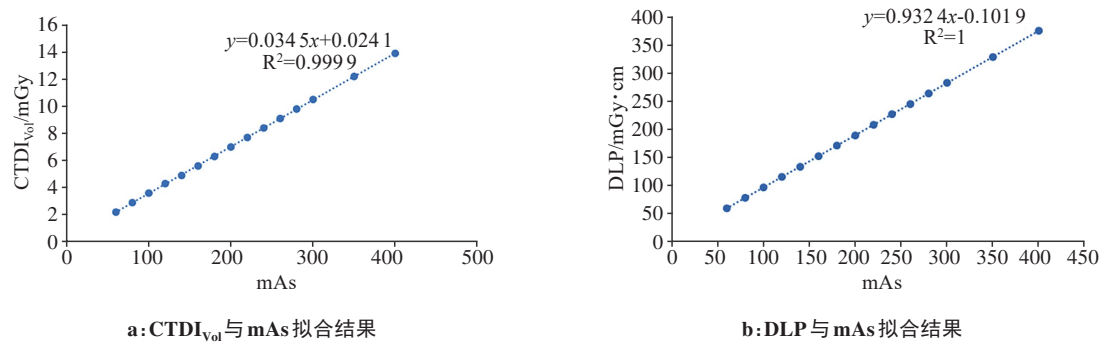


图 2 不同mAs线性拟合结果

Figure 2 Linear fitting results at different mAs

2.2 mAs与图像质量的关系

扫描图像噪声随mAs增加,呈非线性下降趋势。从60增加到140 mAs时,N₁₀和SD均值下降显著,分别从0.25%和3.74 HU下降到0.14%和2.54 HU,下降幅度为43.2%和32.1%;当mAs≥180 mAs时,N₁₀在0.10%~0.12%波动,SD均值在2.0~2.5 HU波动,下降趋势明显变缓。继续增大mAs导致辐射剂量增加,

图像噪声未见明显提高。标准成人扫描结果所得N₁₀为0.11%,SD均值为2.14 HU。与标准成人扫描结果相比,当mAs达到180 mAs后,儿童扫描图像噪声与标准成人扫描条件相当。综合上述结果,当mAs设置≥180 mAs,图像质量无明显改变。图像噪声参数与mAs关系如图3所示。

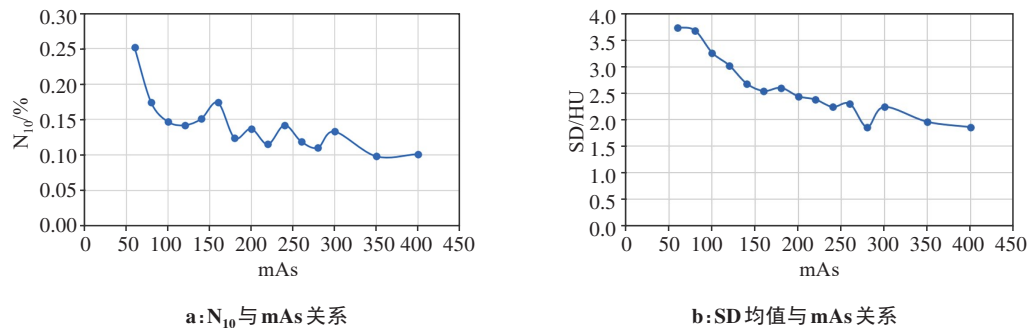


图 3 mAs与噪声关系

Figure 3 Relationships between mAs and noise

低对比度分辨率随mAs增加,亦呈非线性下降趋势。从60 mAs增加到200 mAs时,低对比度分辨率指标从0.53降低到0.29,下降约45.3%,表明mAs影响儿童模拟定位CT低对比度分辨率显著。200~260 mAs时,图像低对比度分辨率在0.30上下波动。≥260 mAs,图像低对比度分辨率在0.25±0.01范围内小幅波动。标准成人扫描条件下图像低对比度分辨率为0.21,当mAs设置≥200 mAs,图像低对比度分辨率到达与标准成人扫描条件结果相同水平,结果如图4所示。

本研究结果显示,图像高对比度分辨率受mAs影响较小。60~400 mAs扫描范围内,扫描图像可识别线对全部为5 lp/cm。采用标准成人扫描条件得出的高对比度分辨率也为5 lp/cm,图像质量符合标准。

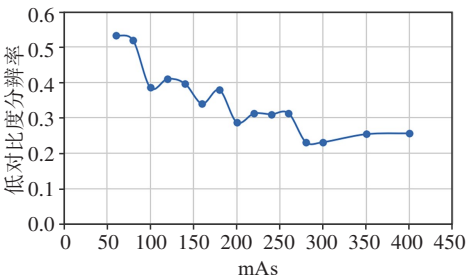


图 4 低对比度分辨率与mAs关系

Figure 4 Relationship between low contrast resolution and mAs

本研究结果(图5)显示,图像均匀性受mAs影响较小。60~400 mAs扫描范围内变化范围仅为2.4~3.8 HU,表明受mAs影响较小,该结果符合WS519-2019报告中CT机检测均匀性偏差≤6 HU的检测标准^[18],同时也符

合AAPM83报告建议的CT图像均匀性偏差<5 HU检测标准^[9]。标准成人扫描条件所获图像均匀性为3.5 HU,本研究结果与成人扫描结果一致。

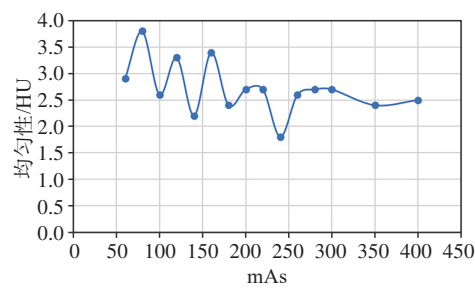


图5 图像均匀性与mAs关系
Figure 5 Relationship between uniformity and mAs

11种物质的HU值稳定性测量结果显示,在不同mAs扫描下,HU值未见明显区别,且均在标称值范围内,符合图像质量要求。结果如表2所示。

2.3 kV对图像质量和辐射剂量的影响

本研究将不同kV条件下与成人标准扫描条件下的结果进行对比,结果如表3所示。100 kV、200 mAs扫描得到的图像质量与成人标准条件扫描结果相当,噪声、均匀性、低对比度分辨率和高对比度分辨率均符合临床要求,辐射剂量降低了60%,更低的kV设置(80 kV)所得图像的噪声、低对比分辨率和高对比分辨率都比100 kV和120 kV结果差,虽然辐射剂量比100 kV更低,但是图像质量已经无法满足临床要求。

表2 不同mAs下11种物质HU值(HU)
Table 2 HU of 11 substances at different mAs (HU)

mAs	Air	Acrylic	50%bone	LDPE	20%bone	Teflon	Polystyrene	Delrin™	Lung	PMP	Water
60	-971.0	123.8	749.9	-98.3	250.6	942.4	-42.8	345.0	-800.3	-183.4	5.5
80	-971.3	123.7	750.4	-98.0	253.0	942.7	-42.3	344.8	-799.6	-184.7	5.5
100	-970.4	122.4	748.8	-98.5	250.6	943.3	-42.0	345.8	-799.0	-185.4	4.9
120	-972.4	122.1	748.6	-97.5	252.2	942.9	-42.0	343.7	-798.6	-185.1	5.1
140	-971.4	122.3	749.2	-97.6	253.6	944.1	-41.9	343.9	-799.5	-185.2	5.5
160	-970.9	122.2	749.3	-97.5	252.6	944.9	-43.0	343.8	-797.8	-186.1	6.1
180	-971.7	121.6	749.1	-97.9	251.5	943.8	-42.1	344.0	-798.9	-186.0	5.2
200	-971.8	122.8	750.1	-97.7	252.4	943.1	-42.3	344.4	-798.4	-186.3	5.6
220	-972.0	122.4	748.5	-97.9	253.2	943.9	-41.7	343.4	-798.5	-185.6	4.4
240	-971.6	121.6	749.9	-99.0	252.4	943.8	-42.4	344.2	-798.5	-185.7	4.7
260	-972.2	121.9	749.3	-97.1	251.1	943.7	-41.8	343.6	-799.1	-185.3	4.5
280	-971.4	123.0	749.5	-97.5	251.9	944.5	-41.7	343.8	-799.0	-185.6	5.3
300	-972.1	122.2	750.2	-97.6	251.8	944.0	-41.4	342.8	-798.7	-185.9	4.7
350	-971.7	122.0	750.8	-97.9	252.2	943.2	-41.6	343.2	-799.5	-186.3	5.5
400	-972.1	122.3	750.3	-98.2	252.2	943.1	-42.1	343.9	-798.2	-185.7	4.5

表3 不同kV扫描条件下图像质量和辐射剂量对比
Table 3 Comparison of image quality and radiation dose under different kV scanning conditions

扫描方案	N ₁₀ /%	SD/HU	均匀性/HU	低对比度分辨率/%	高对比分辨率/lp·cm ⁻¹	CTDI _{Vol} /mGy	DLP/mGy·cm
120 kV, 280 mAs	0.11	2.14	3.5	31.03	5	16.6	466
100 kV, 200 mAs	0.14	2.44	2.7	27.84	5	6.9	186
80 kV, 200 mAs	0.22	4.96	2.9	48.75	3	3.2	174

3 讨论

模拟定位CT作为放疗过程中的重要步骤,已经得到广泛应用,其辐射防护问题也日益得到人们的

关注。由于儿童年龄较小,各器官和组织处在发育期,其受辐射损伤较成人更加敏感。相关研究指出,电离辐射对儿童的严重副作用包括认知能力下降、

生长迟缓、骨质疏松、变形、内分泌功能障碍等,同时增加了儿童继发性恶性肿瘤的风险^[20-22]。因此,儿童模拟定位CT扫描方案亟待建立,以保证最大程度符合辐射防护最优化原则。

模拟定位CT可优化的扫描参数众多,包括管电压、管电流、螺距、准直器、扫描长度等^[23-25]。本研究采用CatPhan700模体模拟儿童体部,对比不同mAs和kV下各分析指标的差异,优化放疗中儿童模拟定位CT扫描方案,达到降低辐射剂量、保证图像质量的目的。降低mAs可以显著降低辐射剂量,mAs每降低一半,辐射剂量也会降低约50%,我们的研究与赖爱平等^[14]的研究结果一致。在本研究设置的mAs范围内(60~400),图像均匀性偏差全部小于5 HU,该结果符合WS519-2019和AAPM83报告的检测标准,全部扫描方案均满足临床工作对图像质量的要求。同时,本研究全部扫描方案下11种物质的CT值均在标称范围内,高对比度分辨率均在合格范围内,符合图像质量要求。但本研究结果表明,过低的mAs设置,会导致图像噪声增加和低对比度的下降,严重影响图像质量,可能降低ROI勾画的准确性和放疗的精准度。这是因为管电流决定X射线的量,管电流越小,X射线光子量越少,导致模体单位体积受照光子量减少,光子分布不均匀,噪声增大^[26-27]。当mAs从60增加到180时,图像噪声可优化43%,优化效果明显。当mAs增大到180后,图像噪声趋于稳定,再高的mAs只会增加辐射剂量。同时,mAs的降低会使图像低对比度分辨率变差,结果显示当mAs从60增加到200时,低对比度分辨率可优化45.3%。mAs的增加对提高图像质量效果显著,当mAs大于200后,该指标优化效果微弱。不同kV设置所得结果显示,100 kV可满足临床图像质量要求,80 kV由于管电压过低,射线穿透能力下降,导致图像质量明显低于成人标准扫描条件和100 kV,已无法满足临床要求。100 kV、200 mAs的扫描结果与成人标准模拟定位扫描条件结果相比,图像质量相当,同时儿童所受辐射剂量CTDI_{Vol}降低了9.7~10.4 mGy,降低幅度达到58.4%~62.7%。

文献显示10~15岁儿童身体直径为20 cm,AQCT发布的新版常规儿童腹盆部扫描方案^[10]针对该年龄段体型体质量的儿童,推荐飞利浦64排螺旋CT扫描时,Rotation Time为0.5 s,Collimation为64×0.625 mm,管电压为120 kV,Pitch为0.6,FOV为180~360 mm,其中mAs为175 mAs,与我们的结果相似。同时本研究结果显示,不同mAs对图像指标的影响不同,放疗模拟定位时技师可根据需求灵活设置CT扫描参数。

在实际儿童放疗模拟定位扫描中,相同年龄儿童的体质量和体型存在一定差别,该问题在成人扫描中也普遍存在。通常CT技师会根据临床经验在标准扫描条件下进行微调,如体质量较大则提高管电压或管电流。本研究所使用的模拟定位机管电压可设置为80、100和120 kV,根据kV对图像和辐射剂量的影响综合评价,实际儿童模拟定位可固定100 kV管电压的设置,对体质量较大儿童可适当提高mAs。本研究对mAs和kV进行了优化,未来考虑螺距、扫描范围等参数,同时对于不同的扫描部位也需要制定相应的扫描方案。需要在后续工作中进一步探索,进而全面优化放疗中儿童模拟定位CT的扫描参数和方法。

综上所述,本研究结果表明扫描图像的均匀性和11种物质的CT值受mAs的影响较小,可满足临床要求。考虑到过低的mAs会使图像噪声和低对比度分辨率变差而无法满足临床要求,为保证辐射剂量尽可能降低,对于模拟直径20 cm的圆柱体,管电压设置为100 kV时,mAs应选择200 mAs。在实际儿童放疗模拟定位扫描中,可根据成人扫描原则微调扫描参数设置,以满足辐射防护最优化原则。

【参考文献】

- [1] Khong PL, Frush D, Ringertz H. Radiological protection in paediatric computed tomography[J]. Ann ICRP, 2012, 41(3/4): 170-178.
- [2] Miglioretti DL, Johnson E, Williams A, et al. The use of computed tomography in pediatrics and the associated radiation exposure and estimated cancer risk[J]. JAMA Pediatr, 2013, 167(8): 700-707.
- [3] 牛亚婷, 苏垠平, 牛延涛, 等. 儿童CT扫描致癌风险评估研究进展[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2020, 40(2): 156-160.
Niu YT, Su YP, Niu YT, et al. A review of the long-term cancer risk of CT scans in children[J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2020, 40(2): 156-160.
- [4] 迟婧, 徐东风, 尹胜男, 等. 超低管电压(70 kVp)联合FLASH技术在儿童鼻窦CT中的应用[J]. 中国辐射卫生, 2021, 30(4): 501-505.
Chi J, Xu DF, Yin SN, et al. Application of 70 kVp tube voltage combined with the FLASH in low-dose CT of pediatric paranasal sinus[J]. Chinese Journal of Radiological Health, 2021, 30(4): 501-505.
- [5] 那点金, 范晨辉, 刘昊, 等. 儿童CT检查辐射剂量最优化问题初探[J]. 泰山医学院学报, 2020, 41(1): 72-75.
Xing DJ, Fan CY, Liu H, et al. Exploring the optimization of radiation dose in children's CT examination[J]. Journal of Taishan Medical College, 2020, 41(1): 72-75.
- [6] 王鑫宏, 刘成佳, 孙建忠, 等. 儿童CT扫描部位及有效剂量分析[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2017, 37(11): 866-869.
Wang XH, Liu CJ, Sun JZ, et al. Analysis of CT-related sites and effective dose in children[J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2017, 37(11): 866-869.
- [7] 李大伟, 周献锋, 杨春勇, 等. 儿童CT检查中扫描参数的优化[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2014, 34(6): 466-469.
Li DW, Zhou XF, Yang CY, et al. Optimization of scanning parameters in children CT examination[J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2014, 34(6): 466-469.
- [8] 叶国伟, 王淑珍, 叶再挺. 儿童胸部CT扫描条件选择[C]//第十一次全国中西医结合影像学学术研讨会暨全国中西医结合影像学研究进展学习班资料汇编. 武汉: 中国中西医结合学会, 2010: 727-729.
Ye GW, Wang SZ, Ye ZT. Selection of CT scanning conditions for

- children's chest[C]//Compilation of materials for the 11th National Symposium on Integrated Traditional Chinese and Western Medicine Imaging and the National Course on Research Progress in Integrated Traditional Chinese and Western Medicine Imaging. Wuhan: Chinese Association of Integrative Medicine, 2010: 727-729.
- [9] 高德春, 顾卫根, 毛定立. 儿童头颅CT扫描条件选择[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2004, 24(5): 447-448.
Gao DC, Gu WG, Mao DL. The selection of scan factor about CT of children skull[J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2004, 24(5): 447-448.
- [10] AAPM. Routine pediatric chest CT protocols[EB/OL]. (2017-07-21). <https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/documents/PediatricRoutineChestCT.pdf>.
- [11] AAPM. Routine pediatric abdomen and pelvis CT protocols[EB/OL]. (2017-07-21). <http://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/documents/PediatricRoutineAbdomenPelvisCT.pdf>.
- [12] 刘原照. CT模拟定位系统[J]. 医疗装备, 2010, 23(2): 1-5.
Liu YZ. CT simulation system[J]. Medical Equipment, 2010, 23(2): 1-5.
- [13] 陈远贵, 徐本华, 李小波, 等. 大孔径CT模拟定位系统在放射治疗中的应用[J]. 医疗装备, 2010, 23(1): 14-17.
Chen YG, Xu BH, Li XB, et al. Clinical application of large bore CT simulation in radiation oncology[J]. Medical Equipment, 2010, 23(1): 14-17.
- [14] 赖爱平, 丁信法, 裴方威, 等. 降低儿童16层螺旋CT检查辐射剂量的研究[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2006, 26(2): 180-183.
Lai AP, Ding XF, Gong FQ, et al. Optimizing scan parameters to reduce the radiation dose on 16 slices CT examination of children[J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2006, 26(2): 180-183.
- [15] 郑庆增, 鞠忠建, 邵莹, 等. 模拟定位CT的机型及扫描参数对CT值和噪声的影响[J]. 中国医学物理学杂志, 2017, 34(5): 439-444.
Zheng QZ, Ju ZJ, Shao Y, et al. Impact of different CT simulators and scanning parameters on CT value and image noise[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2017, 34(5): 439-444.
- [16] 张坤, 韩晶晶, 李芳, 等. CT模拟定位机扫描条件对图像质量的影响[J]. 现代肿瘤医学, 2022, 30(4): 693-697.
Zhang K, Han JJ, Li F, et al. The influence of scanning condition of CT simulated positioner on image quality[J]. Journal of Modern Oncology, 2022, 30(4): 693-697.
- [17] Solomon J, Lyu P, Marin D, et al. Noise and spatial resolution properties of a commercially available deep learning-based CT reconstruction algorithm[J]. Med Phys, 2020, 47(9): 3961-3971.
- [18] 中华人民共和国国家卫生健康委员会. X射线计算机体层摄影装置质量控制检测规范: WS 519-2019[S]. 北京: 中国标准出版社, 2019: 1-8.
National Health Commission of the People's Republic of China. Specification for testing of quality control in X-ray computed tomography: WS 519-2019[S]. Beijing: Standards Press of China, 2019: 1-8.
- [19] Mutic S, Palta JR, Butker EK, et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66[J]. Med Phys, 2003, 30(10): 2762-2792.
- [20] Pearce MS, Salotti JA, Little MP, et al. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study[J]. Lancet, 2012, 380(9840): 499-505.
- [21] Kopp LM, Gupta P, Pelayo-Katsanis L, et al. Late effects in adult survivors of pediatric cancer: a guide for the primary care physician[J]. Am J Med, 2012, 125(7): 636-641.
- [22] Kumar S. Second malignant neoplasms following radiotherapy[J]. Int J Environ Res Public Health, 2012, 9(12): 4744-4759.
- [23] Muhammad NA, Kayun Z, Abu Hassan H, et al. Evaluation of organ dose and image quality metrics of pediatric CT chest-abdomen-pelvis (CAP) examination: an anthropomorphic phantom study[J]. Appl Sci, 2021, 11(5): 2047.
- [24] 王道庆, 戚元刚. 优化CT扫描方案, 降低患者辐射剂量[J]. 中国辐射卫生, 2010, 19(2): 187-188.
Wang DQ, Qi YG. Optimizing CT scanning program, reducing patients' radiation dose[J]. Chinese Journal of Radiological Health, 2010, 19(2): 187-188.
- [25] Vazquez JL, Pombar MA, Pumar JM, 等. 儿童颅骨畸形的低剂量多层CT扫描优化方案[J]. 国际医学放射学杂志, 2013, 36(5): 508.
Vazquez JL, Pombar MA, Pumar JM, et al. Optimization scheme for low-dose multi-slice CT scanning of skull deformities in children[J]. International Journal of Medical Radiology, 2013, 36(5): 508.
- [26] Iyama Y, Nakaura T, Yokoyama K, et al. Cardiac helical CT involving a low-radiation-dose protocol with a 100-kVp setting: usefulness of hybrid iterative reconstruction and display preset optimization[J]. Medicine (Baltimore), 2016, 95(46): e5459.
- [27] 刘景鑫, 杨海山. 螺旋CT图像噪声影响因素的实验分析[J]. 中华放射学杂志, 2000, 34(1): 9-12.
Liu JX, Yang HS. Helical CT image noise: experimental study of influencing factors[J]. Chinese Journal of Radiology, 2000, 34(1): 9-12.

(编辑: 黄开颜)