

加速器机载 kV-CBCT 成像参数与图像质量的定量分析

刘 磊¹ 吴爱东¹ 裴元吉² 闫 冰¹

摘要 采用 Catphan 503 模体,选用不同的扫描预设条件成像,对加速器机载千伏级锥形束 CT(kV-CBCT)图像的均匀性、噪声、低对比度分辨率和空间分辨率进行评估。结果表明提高 X 线球管管电压管电流、增大机架旋转扫描范围、减小准直器尺寸、提高重建精度等参数有利于获得高质量锥形束 CT(CBCT)图像,但同时患者将多受额外的 X 射线辐射,也加大 X 线球管和探测器等元器件的损耗。因此,临床使用中应根据患者解剖条件合理选择成像参数,这样既能保证图像质量,又尽可能降低患者的辐射剂量。

关键词 千伏级锥形束 CT;X 线容积成像系统;均匀性;噪声;低对比度分辨率;空间分辨率

中图分类号 R 814.42;R 815.6

文献标志码 A 文章编号 1000-1492(2014)09-1336-04

以加速器机载千伏级锥形束 CT(kV-cone beam CT kV-CBCT)为代表的容积成像技术可在线获取放疗患者的治疗图像,进行图像引导放射治疗(image-guided radiotherapy,IGRT),以提高靶区定位和摆位验证精度^[1-2]。kV-CBCT 的图像质量受扫描条件的影响较大,最终影响配准的精确度,因此有必要研究 kV-CBCT 图像质量与成像参数之间的关系^[3-4]。该研究采用 Catphan 503 模体,选用不同的 kV-CBCT 扫描预设条件成像,对其图像进行均匀性、噪声、低对比度分辨率和空间分辨率的评估,并分析图像随管电压、管电流、准直器大小、机架旋转范围和重建精度的变化规律,为锥形束 CT(CBCT)扫描条件的优化提供依据。

1 材料与方法

1.1 kV-CBCT 成像和 X 线容积成像系统 kV-CBCT 成像系统是由集成于加速器上的千伏级 X 线球管、非晶硅探测平板探测器以及基于 FDK 重建算法的数据采集和分析软件组成。主要结构中的图像重建和显示是在 XVI 的计算机工作站上完成,该工

作站连接着加速器的控制系统及探测器,在 CBCT 成像中起重要作用。

1.2 Catphan 503 体模 Catphan 503 体模(购自美国 The Phantom Laboratory 公司)是由以下 4 个模块串列组成的通用标准 CT 测量模体。CTP 486 模块由均匀的水等效材料构成,用于 CT 值均匀性、平均值和 CT 值噪声的测量;CTP 528 模块中嵌有一条精心加工的高分辨率标尺,最高分辨率为 21 lp/cm,用于测量 CT 的空间分辨率;CTP 404 模块在水平和垂直方向嵌有两条斜线和 8 个直径为 125 mm 的圆柱样品插件,用于测量 CT 值线性和低对比度分辨率。

1.3 成像条件的选取 标准成像条件:F0 滤过板,S20 准直器,管电压 120 kV,管电流 40 mA,单帧图像获取时间为 40 ms,机架顺时针旋转 1 周行 360°扫描,获取的投影图像总帧数约为 670 幅,选取高精度重建图像算法重建。为研究不同成像参数对图像质量的影响,分别改变标准成像条件中一个参数,将获取的图像与标准成像条件获取的图像进行对比。具体研究目的和参数改变如下:① 管电压对图像质量的影响:改变管电压分别为 70、100、120 kV;② 管电流对图像质量的影响:改变管电流分别为 10、20、40 和 80 mA;③ 扫描视野对图像质量的影响:分别选用 S20、M20 和 L20 准直器型号;④ 机架旋转范围对图像质量的影响:改变机架旋转范围分别为 200°、280°和 360°;⑤ 重建参数对图像质量的影响:分别采用低、中和高精度重建算法。

1.4 测量方法 选用不同成像条件分别对在加速器治疗床上已摆好位的 Catphan 503 体模重复 3 次 CBCT 扫描,获取相应的 3 组 CBCT 图像,结果取 3 组图像的平均值,具体图像指标获取方法如下:① 均匀性:CTP486 模块图像中心层面的中心及周围四个特定位置选取有效图像区域点,获取图像抽样像素值和标准差的平均值,并利用公式计算差异百分比,评价图像均匀性、噪声。

$$\text{均匀性差异百分比} = \left(\frac{\text{mean}(\text{high}) - \text{mean}(\text{low})}{\text{mean}} \right) \times 100$$

② 低对比度分辨率:在 CTP404 模块横断面图像上分别检测装有聚苯乙烯(Polystyrene)和低密度聚乙烯(LDPE)的横截面中心的像素平均值和标准差的

2014-04-10 接收

基金项目:高校省级自然科学基金项目(编号:KJ2010B380)

作者单位:¹安徽医科大学附属省立医院放疗科,合肥 230001

²中国科技大学核学院,合肥 230026

作者简介:刘 磊,男,硕士研究生;

吴爱东,男,副教授,硕士生导师,责任作者,E-mail: aid-

ongwu@21.cn.com

平均值,使用公式计算低对比度分辨率。

$$\text{低对比度分辨率} = \frac{(CT_{\text{polystyrene}} - CT_{\text{LDPE}}) / 10}{\left\{ \frac{\text{Mean}_{\text{polystyrene}} - \text{Mean}_{\text{LDPE}}}{(\text{SD}_{\text{polystyrene}} + \text{SD}_{\text{LDPE}}) / 2} \right\}}$$

③ 空间分辨率:在 CTP528 模块对应的 CT 图像层面,将窗宽调到最窄,并调节窗位和图像的对比值以及亮度,使能分辨的线对数最多,用目测法读出相应图像能分辨的线对数,以 lp/cm 表示。

2 结果

2.1 管电压 随着管电压的逐级升高,图像均匀性差异下降,由平均像素值标准偏差所表示的图像噪声降低;低对比度数值下降,肿瘤与软组织区分能力上升;空间分辨率也依次提高,见表 1。

表 1 图像质量随管电压的变化

管电压 (kV)	最高 (HU)	最低 (HU)	平均像素值 (HU)	均匀性 差异 (%)	低对比度 分辨率	空间分辨率 (lp/cm)
70	1 268	1 261	1 263 ± 18.6	0.91	2.14	5
100	1 027.1	1 021.1	1 023.1 ± 11.6	0.59	1.69	6
120	837.1	835.0	836.1 ± 7.9	0.25	1.34	7

2.2 管电流 管电流由 10、20、40、80 mA 逐级上升,相应的光子数量即总毫安秒分别为 260、520、1 020 和 2 040 mAs,图像低对比度分辨率数值逐渐下降,图像噪声也减小,见表 2。但对一定尺寸的模体,存在一个最佳的管电流,在此电流条件下,所得图像质量最佳,随着管电流的进一步增加,图像均匀性和空间分辨率反而有下降的趋势,见图 1。

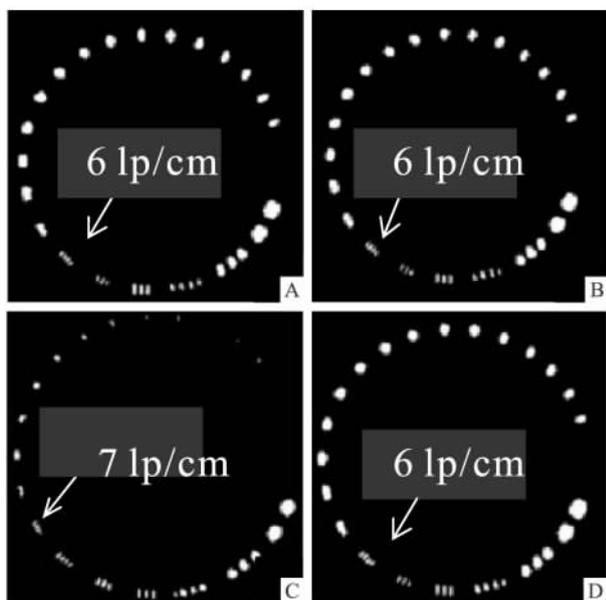


图 1 空间分辨率随管电流的变化

A:10 mA;B:20 mA;C:40 mA;D:80 mA

表 2 图像质量随管电流的变化

管电流 (mA)	最高 (HU)	最低 (HU)	平均像素值 (HU)	均匀性 差异 (%)	低对比度 分辨率	空间分辨率 (lp/cm)
10	1 230.7	1 219.5	1 222.9 ± 19.4	0.92	2.12	6
20	1 058.2	1 051.5	1 054.4 ± 12.5	0.64	1.77	6
40	837.1	835.0	836.1 ± 7.9	0.25	1.34	7
80	621.5	618.7	619.7 ± 5.8	0.45	1.23	6

2.3 准直器 图像质量随准直器面积大小变化的分析结果见表 3。准直器由最小 S 变为中等 M 到最大 L 时,图像均匀性差异由 0.25% 上升为 2.03% 和 4.56%,低对比度分辨率变化不明显,空间分辨率迅速由 7 lp/cm 下降为 3 lp/cm。

表 3 图像质量随准直器型号的变化

准直器	最高 (HU)	最低 (HU)	平均像素值 (HU)	均匀性 差异 (%)	低对比度 分辨率	空间分辨率 (lp/cm)
S20	837.1	835.0	836.1 ± 7.9	0.25	1.34	7
M20	932.9	914.2	919.1 ± 12.6	2.03	1.42	4
L20	872.4	833.9	843.9 ± 11.9	4.56	1.19	3

2.4 机架扫描范围 机架扫描范围由 200° 增加到 280° 和 360°,CBCT 获取图像的投影数增多,图像均匀性差异下降,低对比度数值下降,肿瘤与软组织实际区分能力提高,图像空间分辨率也提高,见表 4。

表 4 图像质量随机架旋转范围的变化

机架旋转 (°)	最高 (HU)	最低 (HU)	平均像素值 (HU)	均匀性 差异 (%)	低对比度 分辨率	空间分辨率 (lp/cm)
200	745.8	734.4	740.5 ± 10.1	1.54	2.40	5
280	535.7	529.0	532.5 ± 6.8	1.26	2.15	6
360	837.1	835.0	836.1 ± 7.9	0.25	1.34	7

2.5 重建分辨力 XVI 采用滤波反投影重建算法重建三维 CBCT 图像,重建精度分别为低、中、高 3 种。如表 5 所示,重建精度对均匀性和低对比度分辨率有一定影响,但对空间分辨率影响显著。

表 5 图像质量随重建分辨力的变化

重建精度	最高 (HU)	最低 (HU)	平均像素值 (HU)	均匀性 差异 (%)	低对比度 分辨率	空间分辨率 (lp/cm)
低	828.1	826.3	827.1 ± 2.7	0.21	2.18	2
中	819.5	818.5	819.0 ± 4.4	0.15	1.68	3
高	837.1	835.0	836.1 ± 7.9	0.25	1.34	7

3 讨论

噪声是影响 CBCT 图像质量的根本原因,噪声

过大表现为图像的均匀性差,呈颗粒状,低对比度分辨率和空间分辨率差^[5]。降低噪声的首要方法是提高 X 线的曝光条件,增加探测器接受的光子数量即总毫安秒的数值,一般而言,噪声减少 2 倍,以毫安秒表示的扫描剂量需增加 4 倍;其次是提高管电压, X 线的波长变短,穿透力增强,单位体积的光子量相对增加;另外还可使用小准直器以减少散射线的影响以及扩大机架扫描范围等^[6]。

低对比度分辨率是在低对比度情况下 ($\Delta CT < 10HU$) 分辨物体微小密度差别的能力,提高低对比度分辨率可增加肿瘤和软组织的区分能力^[7]。它的高低主要取决于每个体素所接受的光子量的多少,加大管电压、管电流、毫安秒可以增加探测器吸收的光子数;机架旋转范围增大,投影数增多,低对比度分辨率也相应提高;另外选择合理的重建算法也可改善低对比度分辨率。

空间分辨率是 CBCT 扫描图像质量分析的重要指标,表示为在高对比度情况下 ($\Delta CT > 100 HU$) 区分相邻最小物体的能力^[8]。除受管球焦点尺寸等几何因素影响外,增加管电压和毫安秒,有利于提高空间分辨率,但探测器的能量响应可能随之下降;另外空间分辨率还受图像重建精度影响较大,重建精度越高,像素越小,图像越清晰,但重建时间加长,会增加图像引导图像在线配准的时间,使患者难以耐受而发生位置移动,影响位置验证的准确性^[9]。

综上所述, kV-CBCT 的图像质量受扫描条件影响很大,提高扫描成像条件有利于获得高质量的 CBCT 图像,但同时患者将多受额外的 X 射线辐射^[10],也加大 X 线球管和探测器等元器件的损耗,如何在实际临床应用中以最小的照射剂量获得最佳的图像质量是目前 CBCT 研究的热点之一^[11]。根据患者的体厚和解剖部位选择管电压、毫安秒、准直器、机架旋转范围以及合理规划扫描次数是减少患者剂量的有效措施,如对于儿童和瘦小患者,体部扫描可选用 S20 准直器,并降低曝光条件;头颈部扫描

时,采用机架旋转 200° 的半扫描模式等。

参考文献

- [1] Zbijewski W, De Jean P, Prakash P, et al. A dedicated cone-beam CT system for musculoskeletal extremities imaging: Design, optimization, and initial performance characterization [J]. *Med Phys*, 2011, 38(8): 4700-13.
- [2] 吴爱东,张绍虎,张红雁,等. 锥形束 CT 测量胸段食管癌调强放疗摆位误差对剂量的影响 [J]. *中华放射医学与防护杂志*, 2012, 32(4): 379-82.
- [3] Hassan B, van der Stelt P, Sanderink G. Accuracy of three-dimensional measurements obtained from cone beam computed tomography surface-rendered images for cephalometric analysis: influence of patient scanning position [J]. *Eur J Orthod*, 2009, 31(2): 129-34.
- [4] 王运来,廖雄飞,葛瑞刚. 加速器机载锥形束 CT 输出量及稳定性分析 [J]. *中国医疗器械杂志*, 2011, 35(5): 383-5.
- [5] 柏森,蒋晓芹,张洪,等. 锥形束 CT 重建影像 CT 值空间均匀性分析 [J]. *中华放射肿瘤学杂志*, 2008, 17(1): 47-50.
- [6] Hoffmann E, da Silva A M, Azevedo D, et al. Evaluation of image quality parameters of small and full field of view cone beam computed tomography dental imaging systems [J]. *Med Phys*, 2012, 39(6): 3627-8.
- [7] Ding G X, Duggan D M, Coffey C W. Characteristics of kilovoltage x-ray beams used for cone-beam computed tomography in radiation therapy [J]. *Phys Med Biol*, 2007, 52(6): 1595-615.
- [8] 王运来,廖雄飞,葛瑞刚. 加速器锥形束 CT 成像参数对空间分辨率的影响 [J]. *中国医学影像技术*, 2010, 26(6): 1173-5.
- [9] 汪隽琦,徐志勇,胡伟刚,等. 千伏级锥形束 CT 图像质量和稳定性及三维影像体积重建精度研究 [J]. *中华放射肿瘤学杂志*, 2012, 21(2): 176-80.
- [10] Kan M W, Leung L H, Wong W, et al. Radiation dose from cone beam computed tomography for image-guided radiation therapy [J]. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 2008, 70(1): 272-9.
- [11] Bissonnette J P, Balter P A, Dong L, et al. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: A report of the AAPM TG-479 [J]. *Med Phys*, 2012, 39(4): 1946-63.

Quantitative analysis of the impact of preset imaging parameters on image quality of Linac-integrated kV-CBCT unit

Liu Lei¹, Wu Aidong¹, Pei Yuanji², et al

(¹Dept of Radiotherapy and Oncology, The Affiliated Provincial Hospital of Anhui Medical University Hefei 230001;

²China University of Science and Technology Institute of Nuclear Hefei 230026)

Abstract This study scanned the Catphan 503 phantoms to evaluate the uniformity, noise, low contrast resolution

◇ 经验与体会 ◇

危重症患者血浆 DNA 水平及其对疾病严重程度和预后的预测价值

蔡晓培¹, 张 泓¹, 罗庆礼²

摘要 采用实时荧光定量 PCR 技术对 132 例急诊重症监护室(EICU)患者血浆 DNA 水平进行定量检测,根据预后将患者分为存活组(95 例)、死亡组(37 例),分别检测患者入 EICU 后即刻、24 h、48 h 及 1 周血浆 DNA 的量;另选 30 例健康体检者为健康对照组。与健康对照组相比,EICU 患者血浆 DNA 水平明显升高,各时相点血浆 DNA 水平升高差异均有统计学意义($P < 0.05$)。EICU 患者死亡组血浆 DNA 水平高于存活组,其中 24 h、48 h 时相点血浆 DNA 水平升高差异有统计学意义($P < 0.05$)。血浆 DNA 的受试者工作特征曲线(ROC)曲线下面积(AUC)较乳酸及 APACHE II 评分的 AUC 大,其中 48 h 血浆 DNA 的 AUC 最大为 0.847(95% CI 0.648 ~ 1.000)。

关键词 外周血血浆 DNA;危重症;预后

中图分类号 R 342.3;R 449

文献标志码 A **文章编号** 1000-1492(2014)09-1339-04

在急危重症的整体救治中,病情评估不仅有助于制定正确的医疗干预方案,而且有助于评价疗效,适时调整治疗方案,故有效的病情评估之于危重症

管理十分重要,研究评估指标或工具有临床指导意义。近年来,血浆 DNA 水平的定量检测和临床疾病之间关系的研究越来越受到关注。1977 年 Leon et al^[1]首先发现肿瘤患者血液循环中 DNA 水平显著高于健康对照组。血浆 DNA 在一些急性病症如创伤^[2]、心搏骤停^[3]以及急性胰腺炎^[4]中均有所升高,并且经过有效的治疗后血浆 DNA 的水平有所下降,推测定量检测血浆 DNA 的水平或可成为评价疾病严重程度及治疗反映性的新生物标志物。因此,笔者拟进一步研究作为一种微创、快速检测指标,血浆 DNA 能否敏感及特异地反映疾病的危重状态;血浆 DNA 与 ICU 患者死亡率的时效、量效关系;血浆 DNA 是否有助于提高临床对危重症患者病情严重程度预测能力。

1 材料与方法

1.1 病例资料 收集 2012 年 6 月~2013 年 3 月安徽医科大学第一附属医院急诊重症监护室(emergency intensive care unit,EICU)收住的危重症患者,研究组共入选 132 例患者,其中男 75 例,女 57 例,年龄 18~94(59 ± 20)岁,全部病例 24 h APACHE II 评分为(20 ± 8)分,平均 EICU 滞留时间为 8.6 d。健康对照组 30 例来自本院体检中心,年龄、性别与研究组匹配。收集临床资料包括:年龄、性别、EICU 滞留时间(d)、原发感染、继发感染、是否行血液净

2014-05-29 接收

基金项目:安徽省自然科学基金(编号:1208085MH150)

作者单位:¹安徽医科大学第一附属医院急诊科,合肥 230022

²安徽病原生物学省级实验室和人兽共患病安徽省重点实验室,合肥 230032

作者简介:蔡晓培,女,硕士研究生;

张 泓,女,副教授,主任医师,硕士生导师,责任作者,E-mail:zhanghong20070703@163.com

and spatial resolution of Linac-integrated kV-cone beam CT image with choosing different scanning preset parameters, and analyzed the image variations changed with the tube voltage, tube current, collimator type, gantry scanning range and reconstruction precision. The results showed that improving X-ray tube voltage and current, expanding the scanning gantry rotation range and reducing collimator size, increasing reconstruction precision and other imaging parameters were conducive to high quality cone beam CT images. As a result, patients suffered more additional X-ray radiation and X-ray tube and detector components loss increased, simultaneously. Imaging scanning preset parameters should be reasonably chosen according to the patient's anatomy, which can guarantee the image quality and minimize patient radiation dose.

Key words kV cone beam computed tomography; X-ray volume imaging; uniformity; noise; low contrast visibility; spatial resolution