

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2021.03.011

医学影像物理

## DoseLab软件检测CT图像噪声的程序改进及应用分析

时飞跃<sup>1,2</sup>, 王敏<sup>1</sup>, 秦伟<sup>1</sup>, 赵环宇<sup>1</sup>, 魏晓为<sup>1</sup>

1. 南京医科大学附属南京医院(南京市第一医院)肿瘤放疗中心, 江苏 南京 210006; 2. 南京医科大学医学物理研究中心, 江苏 南京 210029

**【摘要】目的:**对DoseLab软件进行程序改进,增加检测CT图像噪声的功能,对改进的程序进行测试分析。**方法:**首先,通过使用圆的内接多边形顶点位置计算公式,得到圆内接正三十二边形顶点坐标值。然后,在DoseLab软件Catphan 504模体CTP486模块的图像分析程序中,添加一个正三十二边形的感兴趣区(ROI),用于检测CT图像噪声。选取2018年每月由西门子CT模拟机日常质量检测(DQC)程序得到的水模体两个层面(S3和S4)的CT图像,对DoseLab改进程序进行测试。对DoseLab改进程序和DQC程序得到的CT图像噪声数据,进行统计分析和比较研究。**结果:**根据公式计算得到了半径4 cm圆的内接正三十二边形的32个顶点的坐标值,该多边形ROI的面积为49.94 cm<sup>2</sup>。计算DoseLab改进程序和DQC程序得到的CT图像噪声的差异( $\Delta N$ )。在120 kV情形,S3和S4层的 $\Delta N$ 值分别为(0.06±0.07) HU和(0.03±0.09) HU;在140 kV情形,S3和S4层的 $\Delta N$ 值分别为(0.10±0.09) HU和(0.08±0.09) HU。**结论:**通过添加正三十二边形ROI得到的DoseLab改进程序,可以自动分析水模体和Catphan模体,得到CT图像噪声数据。

**【关键词】**图像噪声;程序改进;CT模拟机;水模体;Catphan模体

**【中图分类号】**R318

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2021)03-0327-04

## Improvement of DoseLab software program for CT image noise measurement and its application

SHI Feiyue<sup>1,2</sup>, WANG Min<sup>1</sup>, QIN Wei<sup>1</sup>, ZHAO Huanyu<sup>1</sup>, WEI Xiaowei<sup>1</sup>

1. Radiation Therapy Center, Nanjing First Hospital, Nanjing Medical University, Nanjing 210006, China; 2. Medical Physics Research Center, Nanjing Medical University, Nanjing 210029, China

**Abstract: Objective** To improve DoseLab software program by adding the function of CT image noise measurement, and to perform a test analysis on the improved DoseLab program. **Methods** Firstly, the vertex coordinates of the regular 32-sided polygon were obtained by the vertex formula of inscribed regular polygon of a circle. Then, a regular 32-sided polygon region of interest (ROI) used for CT image noise detection was added in the image analysis program of DoseLab software for the CTP486 module of Catphan 504 phantom. The CT images of the water phantom of two slices (S3 and S4) which were obtained by the daily quality check (DQC) program of Siemens CT simulator every month in 2018 were selected to test the improved DoseLab program. The CT image noise data obtained from the improved DoseLab program and DQC program were analyzed and compared. **Results** According to the vertex coordinates of regular 32-sided polygon in a circle with a radius of 4 cm, the area of the polygon ROI was 49.94 cm<sup>2</sup>. Difference in image noise ( $\Delta N$ ) between improved DoseLab program and DQC program were calculated, and the results showed that the  $\Delta N$  for S3 and S4 was (0.06±0.07) HU and (0.03±0.09) HU under the voltage of 120 kV, and that the corresponding  $\Delta N$  was (0.10±0.09) HU and (0.08±0.09) HU under the voltage of 140 kV. **Conclusion** The improved DoseLab program with the addition of a regular 32-sided polygon ROI can be used to analyze water phantom and Catphan phantom automatically, thus obtaining CT image noise data.

**Keywords:** image noise; program improvement; CT simulator; water phantom; Catphan phantom

**【收稿日期】**2020-11-02

**【基金项目】**国家自然科学基金(81773240);江苏省自然科学基金(BK20181118)

**【作者简介】**时飞跃,博士,物理师,研究方向:肿瘤放射物理,E-mail: shifeiyue2013@126.com

**【通信作者】**魏晓为,博士,副主任医师,研究方向:肿瘤放疗增敏机制,E-mail: gswxw@126.com

### 前言

随着肿瘤精确放射治疗的发展,大孔径CT模拟机在放疗工作中得到了越来越广泛的应用<sup>[1-3]</sup>。精确放射治疗对大孔径CT模拟机的图像质量及稳定性提出了更高的要求。放疗CT模拟机必须定期做质量保证(QA)和质量控制(QC)检验,以确保CT模拟

定位过程的安全,并为肿瘤靶区和危及器官的精确勾画及放疗计划的精确剂量计算提供清晰准确的图像<sup>[4-6]</sup>。CT图像噪声(Image Noise),表征均匀物质的图像中某一区域内CT值偏离平均值的程度。在CT图像成像质量评价体系中,图像噪声评价是其中一个重要内容<sup>[7-8]</sup>。DoseLab质控分析软件,包含CT图像质量的分析模块,可通过分析质控模体的CT图像,得到物质的CT值、图像均匀性、空间分辨率、对比度噪声比(Contrast Noise Ratio, CNR)、层厚等数据<sup>[9]</sup>。但是该软件没有直接分析CT图像噪声的功能。本研究工作,根据CT装置质控检测规范,通过公式数据计算对DoseLab软件做程序改进,添加自动分析CT图像噪声的功能,并对获取的图像噪声数据进行测试和评价。

## 1 材料与方法

### 1.1 材料

Mobius公司(现已被瓦里安收购)的DoseLab质控分析软件(版本6.80),由DoseLab TG-142、FractionLab和DoseLab Pro3部分组成,包含了多种分析工具,可用于MV[(电子射野影像装置(Electronic Portal Imaging Device, EPID))及kV[(CT和锥形束CT(cone beam CT, CBCT))图像的分析。DoseLab TG-142的CT/CBCT Imaging QA工具,可用于分析CT图像,得到不同物质的CT值、图像均匀性、空间分辨率、CNR、层厚等参数<sup>[9-10]</sup>。

西门子SOMATOM Sensation Open CT模拟机,机架孔径82 cm<sup>[11]</sup>。西门子厂家为该CT模拟机配备了一套质控模体组,包含水模体、断层厚度模体、电线模体和准线模体共4个模块。水模体(Model No. 4806977)模块的外直径为20 cm,玻璃壁厚约0.5 cm。西门子Syngo软件系统中有专门用于日常质量检测的程序Daily Quality Check(DQC)。DQC程序,使用旋转扫描方式,有效层厚4.8 mm,每次旋转得到相邻的6层图像,每次扫描时间0.5 s,重建视野为250 mm,卷积核为S80f<sup>[8]</sup>。调用DQC程序,可获得标称管电压120和140 kV两种情形质控模体组的CT图像,并自动分析和保存数据结果(水的CT值、图像噪声和管电压值)。

### 1.2 方法

**1.2.1 程序改进** 对Catphan 504模体,DoseLab软件没有专门用于测量图像噪声的感兴趣区(ROI),因此本研究通过添加一个ROI 24(原来已有23个ROI),用来测量图像噪声。具体操作方法如下:(1)双击快捷方式打开DoseLab软件。(2)在主窗口的“Machine QA”区域点击“CT/CBCT”按钮,然后选择一套Catphan 504模体的CT图像序列,继续打开“CT

Imaging QA”窗口,在打开的窗口上,Phantom选择“Catphan 504”,Module选择“CTP486”。(3)点击“Preferences”菜单栏选择“Module Preferences”菜单,打开“CT Imaging QA Module Preferences”窗口。(4)在新打开窗口上的“ROIs to analyze”区域,通过点击“Add...”按钮,增加了“24(S)”ROI标记。(5)选中该标记,在“ROI coordinates (cm)”区域下,通过点击“Add...”按钮添加新ROI的X和Y坐标值。

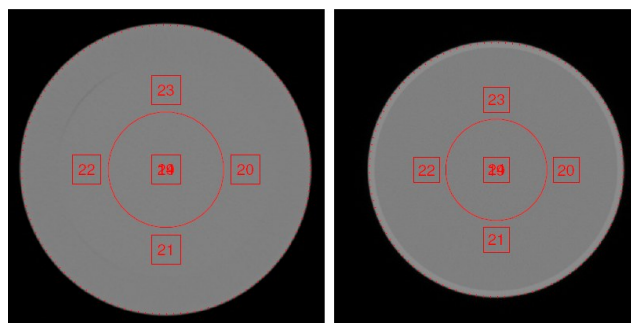
在DoseLab软件中不能添加圆形ROI,因此使用一个正三十二边形的ROI代替圆形ROI。正三十二边形ROI顶点的坐标值由如下公式计算得到<sup>[12]</sup>:

$$\text{ang}(m) = \begin{cases} \frac{1}{2} \times \frac{2\pi}{n} = \frac{\pi}{n}, & m = 1 \\ (m-1) \frac{2\pi}{n} + \text{ang}(1), & m > 1 \end{cases} \quad (1)$$

$$\begin{cases} x_m = R \times \cos(\text{ang}(m)) \\ y_m = R \times \sin(\text{ang}(m)) \end{cases} \quad (2)$$

对本研究, $n=32$ 。本研究中的水模体和Catphan 504模体,圆柱形的直径均为20 cm。根据CT设备质控检测规范<sup>[13]</sup>,检测CT图像噪声应选择直径为40%×20=8 cm的圆形ROI,对应半径 $R=4$  cm。

**1.2.2 程序测试** 通过DoseLab软件进行改进,改进后程序可用于分析Catphan 504的CTP486模块和No.4806977水模体的CT图像,并在导出的报告文件中给出ROI-24的标准差SD值(表征图像噪声)。注意,DoseLab可以自动找寻并分析导入的Catphan 504模体CT图像序列中CTP486模块的图像;但是对于水模体的CT图像,需要在导入时选择好文件,并在导入后手动点击分析按钮。图1为CTP486模块和水模体的CT图像中添加正三十二边形的示意图。除了正三十二边形,图中还有程序中原来设置的ROI 19~24共5个方形ROI用于图像均匀性的计算<sup>[11]</sup>。图1a和图1b中,两个模体的外直径均为20 cm,视觉大小不同的原因在于视野(FOV)的不同,前者FOV为220 mm,后者FOV为250 mm。



a: Catphan 504 模体 CTP486 模块

b: 4806977 水模体

图1 在DoseLab软件中添加正三十二边形ROI的示意图

Fig.1 Schematic diagram of adding a regular 32-sided polygon in DoseLab software

**1.2.3 比较分析** 为了测试DoseLab改进程序的效果及准确性,选取2018年1月~12月每月使用DQC程序检测水模体得到的部分CT图像,然后使用DoseLab改进程序分析选取的CT图像得到图像噪声数据,最后与DQC程序得到的图像噪声数据进行比较分析。每次DQC检测,DQC程序自动分析得到两种管电压情形(120和140 kV)、两个层面(S3和S4层)共计4个图像噪声数据<sup>[14]</sup>。DoseLab改进程序和DQC程序共计得到2×4×12=96个图像噪声数据,每组12个数据。

2 结果

使用正三十二边形顶点位置公式,计算得到32个顶点的X和Y坐标值,结果见表1。

表1 正三十二边形ROI的顶点坐标  
Tab. 1 Vertex coordinates of the region of interest of regular 32-sided polygon

序号	X	Y	序号	X	Y
1	3.98	0.39	17	-3.98	-0.39
2	3.83	1.16	18	-3.83	-1.16
3	3.53	1.89	19	-3.53	-1.89
4	3.09	2.54	20	-3.09	-2.54
5	2.54	3.09	21	-2.54	-3.09
6	1.89	3.53	22	-1.89	-3.53
7	1.16	3.83	23	-1.16	-3.83
8	0.39	3.98	24	-0.39	-3.98
9	-0.39	3.98	25	0.39	-3.98
10	-1.16	3.83	26	1.16	-3.83
11	-1.89	3.53	27	1.89	-3.53
12	-2.54	3.09	28	2.54	-3.09
13	-3.09	2.54	29	3.09	-2.54
14	-3.53	1.89	30	3.53	-1.89
15	-3.83	1.16	31	3.83	-1.16
16	-3.98	0.39	32	3.98	-0.39

使用DoseLab改进程序和DQC程序,获得S3层的CT图像噪声值(图2)和S4层的CT图像噪声值(图3)。使用 $\Delta N$ 表示DoseLab改进程序和DQC程序得到的CT图像噪声值的差异,公式为 $\Delta N=N(\text{DoseLab})-N(\text{DQC})$ ,其中 $N(\text{DoseLab})$ 和 $N(\text{DQC})$ 分别表示DoseLab改进程序和DQC程序得到的CT图像噪声值。对 $\Delta N$ 进行统计分析,得到每组数据的平均值、标准差、最大值、最小值和极差,结果见表2。

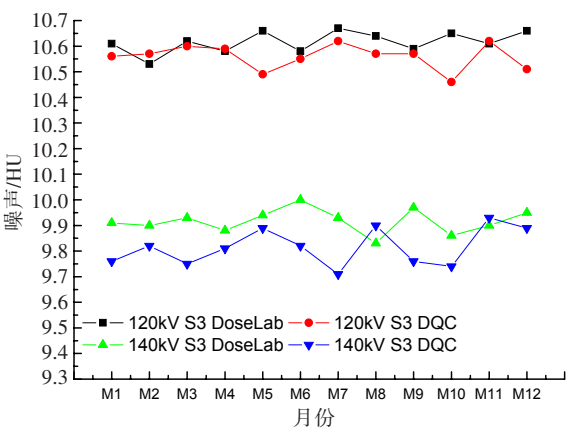


图2 使用DoseLab改进程序和DQC程序获得S3层CT图像噪声值比较

Fig.2 Comparison of CT image noises of S3 obtained from improved DoseLab program and DQC program

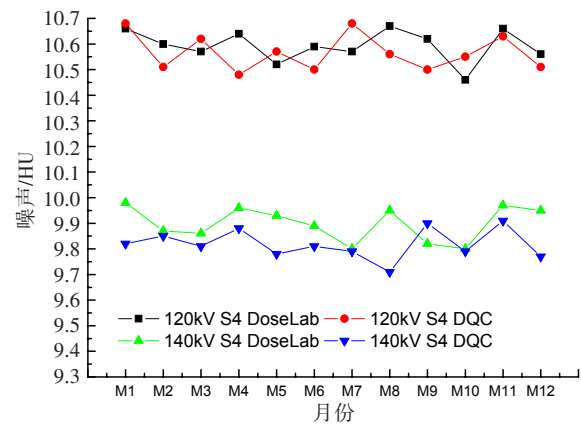


图3 使用DoseLab改进程序和DQC程序获得S4层CT图像噪声值比较

Fig.3 Comparison of CT image noises of S4 obtained from improved DoseLab program and DQC program

表2 DoseLab改进程序和DQC程序图像噪声值差异(HU)  
Tab.2 Differences in image noises between improved DoseLab program and DQC program (HU)

参数	120 kV		140 kV	
	S3	S4	S3	S4
最大值	0.19	0.16	0.22	0.24
最小值	-0.04	-0.11	-0.07	-0.08
平均值	0.06	0.03	0.10	0.08
标准差	0.07	0.09	0.09	0.09
极差	0.23	0.27	0.28	0.32

3 讨论

国家计量检定规程JJG 961-2017《医用诊断螺旋计算机断层摄影装置(CT)X射线辐射源》和卫生行业标准WS 519-2019《X射线计算机体层摄影装置质



量控制检测规范》中,规范了有关于CT设备的图像质量检测方法。美国医学物理学家协会AAPM TG66号报告,有关于放疗CT模拟机和CT模拟程序的详细检测方法和规范。

CT设备的图像噪声是指均匀物质的CT图像中某一区域内CT值偏离平均值的程度。AAPM TG66号报告指出:“图像噪声决定了观察者(医师、剂量师等)可以区分的物体对比度下限。含有低对比度物体的背景越均匀,与背景的对比度越大。理论上,噪声最小的图像能增加正常结构和靶区体积的描绘精度。”图像噪声是CT模拟机图像质量的重要参数之一,需要定期进行质控检测。JJG 961-2017指出,噪声的大小用感兴趣区域(ROI)内均匀物质的CT值的标准偏差(SD)表示。JJG 961-2017和WS 519-2019分别规定了噪声水平( $H$ )和噪声的测量值 $n$ 的计算方法。本文为了分析方便,仅采用ROI内CT值的标准偏差来表示图像噪声。其实,只要根据公式做相应计算,就可以得到 $H$ 和 $n$ 的值。

使用检测规范和行业标准提供的方法,通过手工勾画ROI对CT图像进行分析,需要耗费较多时间,而且不能保证每次测试操作的一致性。因此,市场上出现了一些CT图像的自动分析软件,例如QALite<sup>[15]</sup>。使用这些软件可以缩短分析时间,实现图像分析的一致性,提高检测工作效率。使用DoseLab质控分析软件,通过把相应模体的CT图像导入,可进行自动分析,给出物质的CT值、图像均匀性、空间分辨率、CNR等CT图像质量参数数据。笔者前期已经使用该软件分析了西门子CT模拟机CT值的长期稳定性、CT值线性的长期稳定性以及瓦里安OBI系统CBCT图像CT值的长期稳定性等<sup>[10,16]</sup>。此外,笔者还对DoseLab检测CT图像均匀性的程序进行了改进,使用正十六边形代替原程序中的正方形ROI<sup>[11]</sup>。

将表1中的三十二点坐标位置导入DoseLab软件,建立一个新的正三十二边形ROI(ROI-24)。经计算,该ROI的面积为49.94 cm<sup>2</sup>,而 $R=4$  cm的圆的面积为50.27 cm<sup>2</sup>。DQC程序自动勾画了 $R=4$  cm的圆形ROI用于检测图像噪声。由图2、图3和表2可见,DoseLab改进程序和DQC程序所得的图像噪声值差异较小,最大为0.24 HU,差异的平均值 $\leq 0.10$  HU。可见,DoseLab改进程序可以有效检测CT设备的图像噪声。两种程序所得图像噪声的微小差异,应当来源于ROI的面积的不同。

综上所述,本工作通过计算正多边形的坐标位置,然后在DoseLab中添加了一个正三十二边形的ROI,实现了该软件自动分析CT图像噪声的功能。该DoseLab改进程序可对水模体和Catphan模体的CT图像进行自动分析,从而缩短CT图像噪声的分析时间,提高检测工作效率。

致谢:感谢生原医疗王辉、曹鹰、郝洋在DoseLab软件使用中提供的帮助和支持;感谢江苏省计量科学研究院邢立腾在计量检定规程方面的帮助。

## 【参考文献】

- [1] BEEKSMA B, TRUANT D, HOLLOWAY L, et al. An assessment of image distortion and CT number accuracy within a wide-bore CT extended field of view[J]. Australas Phys Eng Sci Med, 2015, 38(2): 255-261.
- [2] TOMIC N, PAPACONSTADOPOULOS P, ALDELAJIAN S, et al. Image quality for radiotherapy CT simulators with different scanner bore size[J]. Phys Med, 2018, 45: 65-71.
- [3] 廖雄飞, 黎杰, 王培. CT模拟定位机的扫描参数对放疗计划系统剂量计算的影响[J]. 肿瘤预防与治疗, 2015, 28(1): 49-51.  
LIAO X F, LI J, WANG P. The effect of CT simulator scanning parameters on dose calculating in treatment planning system[J]. Journal of Cancer Control and Treatment, 2015, 28(1): 49-51.
- [4] MUTIC S, PALTA J R, BUTKER E K, 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.
- [5] 邓小武, 黄邵敏, 祁振宇. CT模拟机的质量控制和质量保证检验[J]. 中国肿瘤, 2004, 13(9): 546-550.  
DENG X W, HUANG S M, QI Z Y. Quality control and quality assuring requirements of CT-simulator[J]. China Cancer, 2004, 13(9): 546-550.
- [6] 祁振宇, 黄邵敏, 邓小武. 放疗计划CT值的校准检测及其影响因素分析[J]. 癌症, 2006, 25(1): 110-114.  
QI Z Y, HUANG S M, DENG X W. Calibration of CT values used for radiation treatment planning and its impact factors[J]. Chinese Journal of Cancer, 2006, 25(1): 110-114.
- [7] 张富利, 陈建平, 郑明民. Philips大孔径CT模拟机噪声测试研究[J]. 中国医疗设备, 2009, 24(1): 123-124.  
ZHANG F L, CHEN J P, ZHENG M M. Measurement of image noise for Philips large bore CT-simulator[J]. China Medical Devices, 2009, 24(1): 123-124.
- [8] 时飞跃, 柏正璐, 秦伟. 西门子CT模拟机水的CT值、图像噪声和管电压的长期稳定性分析[J]. 中国医学物理学杂志, 2017, 34(12): 1232-1235.  
SHI F Y, BAI Z L, QIN W. Long-term stability of CT number of water, image noise and tube voltage for a Siemens CT-simulator[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2017, 34(12): 1232-1235.
- [9] OLIVER J A, ZEIDAN O A, MEEKS S L, 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.
- [10] 时飞跃, 任军, 吴正参, 等. 西门子Sensation Open CT模拟机CT值稳定性分析[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2017, 26(12): 1407-1410.  
SHI F Y, REN J, WU Z C, et al. Study on constancy of CT numbers of Siemens Sensation Open CT-simulator[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2017, 26(12): 1407-1410.
- [11] 甘晓根, 徐子海, 廖福锡, 等. 西门子SOMATOM Open CT简介及在放射治疗中的优势[J]. 中国医疗设备, 2011, 26(3): 100-101.  
GAN X G, XU Z H, LIAO F X, et al. Introduction of Siemens SOMATOM Open CT system and its advantages in radiation therapy[J]. China Medical Devices, 2011, 26(3): 100-101.
- [12] 柏正璐, 时飞跃, 蒋红兵. 使用DoseLab检测CT图像均匀性的程序改进[J]. 中国数字医学, 2017, 12(12): 57-60.  
BAI Z L, SHI F Y, JIANG H B. Program improvement in DoseLab for testing CT image uniformity[J]. China Digital Medicine, 2017, 12(12): 57-60.
- [13] 马桥, 刘德明. 四川省CT机质量控制与辐射防护检测结果分析[J]. 职业卫生与病伤, 2015, 30(3): 161-163.  
MA Q, LIU D M. Detection and analysis on CT machine quality control and radiation protection in Sichuan province[J]. Journal of Occupational Health and Damage, 2015, 30(3): 161-163.
- [14] 蒋志伟, 霍新颖, 时飞跃, 等. 层面位置对西门子CT模拟机图像噪声的影响[J]. 中国医疗设备, 2020, 35(3): 64-66.  
JIANG Z W, HUO X Y, SHI F Y, et al. Influence of slice position on image noise for a Siemens CT simulator[J]. China Medical Devices, 2020, 35(3): 64-66.
- [15] BARATEAU A, GARLOPEAU C, CUGNY A, et al. Dose calculation accuracy of different image value to density tables for cone-beam CT planning in head & neck and pelvic localizations[J]. Phys Med, 2015, 31(2): 146-151.
- [16] 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 F Y, TIAN S C, JIN X, et al. Long-term constancy analysis of CT numbers for cone-beam CT image of a Varian OBI system[J]. Acta Metrologica Sinica, 2020, 41(1): 103-108.

(编辑:薛泽玲)