

低密度剂量矩阵转换为高密度剂量矩阵的算法

程秀艳¹, 李明辉², 胡逸民²

1. 武汉大学物理科学与技术学院, 湖北 武汉 430072; 2. 中国医学科学院/北京协和医科大学肿瘤医院放射治疗中心, 北京 100021

【摘要】目的:建立一种插值算法,在用胶片采样得到的低密度剂量矩阵各采样点之间插值,使采样得到的低密度剂量分布矩阵转换为高密度剂量分布矩阵,然后与胶片采样的高密度剂量矩阵进行比较。**方法:**(1)绘制胶片的光密度-剂量特性曲线将光密度值转化为剂量值;(2)与EPID相同位置处,在用胶片得到的剂量分布矩阵上采样得到一个大小为840×840的高密度原矩阵,再在原矩阵上每隔6个点取一个值,得到一个大小为120×120的低密度矩阵,此方法是仿照Mapcheck2空间分辨率为7 mm,要将其插值为1 mm而进行;(3)对此大小为120×120的二维低密度矩阵,采用双立方插值算法,将其插值回大小为840×840的新矩阵;(4)将两个大小同为840×840的原矩阵与新矩阵的对应点进行3%和5%的剂量偏差的比较;(5)在相同的EPID位置处用Mapcheck2得到相同条件下的剂量分布,对此剂量分布采用上述双立方插值的方法进行间隔1 mm插值,将此插值后的剂量分布与胶片得到的剂量分布进行3 mm 3%标准Gamma分析。**结果:**对两个大小同为840×840矩阵的对应点的剂量偏差的比较中,射野80%宽度范围内有94.59%的点剂量偏差都在3%以内,有99.32%的点剂量偏差都在5%以内;对用Mapcheck2插值后的剂量分布与胶片得到的剂量分布的比较中,其3 mm 3%标准Gamma分析的通过率为92.28%。**结论:**采用双立方插值算法可以使低密度剂量分布矩阵转换为类似于胶片的高密度剂量分布矩阵,且结果具有可靠性。

【关键词】双立方插值;低密度剂量分布;高密度剂量分布

【中图分类号】R815

【文献标识码】A

【文章编号】1005-202X(2015)03-0397-04

Converting low density 2D array dose distributions to high density 2D array ones

CHENG Xiu-yan¹, LI Ming-hui², HU Yi-min²

1. College of Physics and Technology, Wuhan University, Wuhan 430072, China; 2. Department of Radiation Oncology, Cancer Hospital (Institute), Chinese Academy of Medical Science/Peking Union Medical College, Beijing 100021, China

Abstract: Objective To convert low density 2D array dose distributions to high density 2D array ones by establishing an interpolation algorithm, interpolating between the sampling points of low density 2D array dose distributions based on film dosimetry, and to compare it with the high density 2D array from the film. **Methods** The curve of optical density of the film and dosimetry characteristics converted the optical density to dose values. At the same EPID position, an exposed film by 6 MV X-rays was sampled out a high density 2D matrix with a resolution of 840×840 and then a dose matrix with resolution of 120×120 was sampled out as a new low density 2D array dose matrix by taking the value at every six points in the original matrix. This method was designed by simulating Mapcheck2 that spatial resolution was 7 mm and that interpolation was 1 mm. And the low density 2D array dose matrix with resolution of 120×120 was converted to a new virtual high density 2D array dose matrix with resolution of 840×840 by a bicubic interpolation algorithm. The dose comparisons among the corresponding dose points between the original and the virtual high density 2D dose array distributions were carried out with 3% and 5% dose deviation. At the same EPID position, a dose distribution with the same conditions was developed by the mapcheck2. The dose distribution was interpolated to a new one with 1 mm spatial resolution by the bicubic interpolation algorithm. And then the dose distribution was compared with the one from the film by the Gamma analysis, under the 3 mm 3% standards. **Results** The comparison results between the two 840×840 2D array dose matrix showed that in the 80%-wide

【收稿日期】2015-01-18

【作者简介】程秀艳(1988-),女,研究生, Tel: 13141350412, E-mail: rgxlm123@163.com。

【通信作者】胡逸民,教授、首席专家, E-mail: yiminhu888@163.com。

of the field, the deviations of 94.59% of all points was within 3%, and 99.32% of all points was within 5%. In the comparison of the dose distribution between the Mapcheck2 and the film, the pass rate was 92.28% by the standard Gamma analysis.

Conclusion The bicubic interpolation algorithm can successfully convert a low density dose matrix to a higher one, similar to the high density dose matrix of film, and the results are reliable.

Key words: bicubic interpolation; low density dose matrix; high density dose matrix

前言

调强适形放射治疗技术在当前放射治疗中的应用已经相当普遍。调强适形放射治疗技术能够造成高适合度的靶区适形剂量分布和避免周围器官的高量照射,但射野中由于器官和组织的运动,有可能使高度适形的剂量分布偏离靶区^[1]。因此需要建立照射中的靶区位置和靶区剂量分布的实时跟踪(Real Time Imaging Guide RT, rIGRT/Real Time Dose Guide RT, rDGRT)。目前用于靶区位置和剂量监测的射野影像系统主要有非晶硅平板^[2-3],它具有很高的灵敏度和空间分辨力,但由于其辐射耐受力很差,不能长期用于治疗中的剂量监测^[4-8]。另一类射野影像系统为二维电离室或半导体矩阵^[9-10],其灵敏度较高,辐射耐受力高,可用于治疗中的实时剂量监测。但由于电离室或半导体体积的限制,导致其空间分辨力较低。所以需要研究一种将低密度的剂量分布转换为类似于胶片的高密度的剂量分布的算法。目前关于这方面的研究较少,仅有 Sun Nuclear 公司采用一种叫做“Smarterpolation”的插值算法^[11]。

1 材料和方法

1.1 材料

剂量比对:采用 Varian Clinac 600CD 直线加速器、FC65-G 型号 0.6 cm³ 指型电离室(IBA 公司),DOSE1 型剂量仪和 EBT3 胶片 8"×10"型号(International Specialty Products Corporation)测量比对,测量模体选用等效固体水模体,Epson V700 型胶片扫描仪,RIT113 胶片剂量分析软件,SunNuclear 公司的二维半导体矩阵 Mapcheck2,以及剂量分析软件 SNC patient6.0。

1.2 方法

本研究的思路是先通过实验方法得到胶片的光密度-剂量特性曲线,将光密度值转化为剂量值。然后在得到的剂量分布矩阵上采样得到一个大小为 840×840 的高密度原矩阵,在原矩阵上每隔 6 个点取一个值,得到一个大小为 120×120 的低密度矩阵,对此大小为 120×120 的二维低密度矩阵,采用双立方插值算法,将其插值回大小为 840×840 的新的密度模

拟矩阵,将原矩阵与新矩阵的对应点进行 3%和 5%的剂量偏差的比较;再在相同的 EPID 位置处用 Mapcheck2 得到剂量分布,对此剂量分布采用上述双立方插值的方法得到插值后的高密度剂量分布,将此插值后的剂量分布与胶片得到的剂量分布进行 3 mm 3%标准 Gamma 分析。

1.2.1 胶片的刻度 我们将一张 EBT3 胶片裁剪成 9 小块,利用多叶光栅(MLC)形成的 5 cm×5 cm 射野,在小胶片上依次曝光 9 个不同剂量水平的剂量^[12],具体步骤为:(1)将 IBA 0.6 cm³ 电离室插入等效固体水模体内,2 cm 建成厚度(SSD=98 cm),8 cm 反散射层厚度,10 cm×10 cm 射野出束 100 MU,记录 DOSE1 剂量仪读数,得出该测量条件 100 MU 对应的吸收剂量。(2)将裁剪好的 EBT3 胶片依次夹在等效固体水模体中与电离室相同的位置处,同样 2 cm 建成厚度,8 cm 反散射层厚度,将模体连同胶片水平置于 Varian clinac 600 CD 加速器治疗床上(SSD=98 cm),5 cm×5 cm 射野共出束 9 次,胶片剂量范围 5 cGy~150 cGy,用来绘制光密度-剂量特性曲线。(3)将一整张 EBT3 胶片夹在等效固体水模体与电离室相同的位置处,同样 2 cm 建成厚度,8 cm 反散射层厚度,将模体连同胶片水平置于 Varian Clinac 600CD 加速器治疗床上(SSD=98 cm),能量 6 MV,射野(10×10) cm,出束 100 MU。根据得到的光密度-剂量校准曲线,将胶片的光密度分布图转换为射束剂量分布图。(4)将 Mapcheck2 夹在等效固体水模体与电离室相同的位置处,2 cm 建成厚度,8 cm 反散射层厚度,将模体连同 Mapcheck2 水平置于 Varian Clinac 600 CD 加速器治疗床上(SSD=98 cm),能量 6 MV,射野 10×10 cm,出束 100 MU,得到此时的剂量分布。

1.2.2 绘制剂量-光密度特性曲线 用 Epson V700 扫描仪对获得的校准胶片进行扫描,以获得胶片上每个野中心点处的光密度(OD)值以及胶片背景光密度值。以剂量值为横坐标,测量所得光密度 OD 值的对数为纵坐标,用 RIT113 胶片剂量分析软件绘制不同剂量水平对应的剂量-光密度校准曲线,见图 1。

1.2.3 剂量分布矩阵采样及插值 在得到的剂量分布矩阵上采样得到一个大小为 840×840 的高密度的原

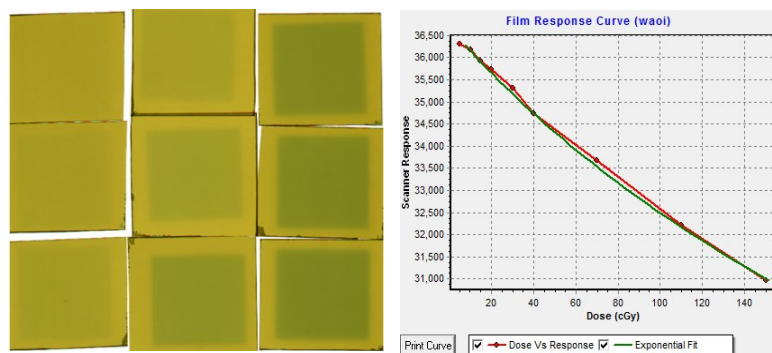


图1 剂量刻度胶片(左图)和获得的剂量-光密度曲线(右图)

Fig.1 Film of dose calibration (Left) and dose optical density curve acquired (Right)

矩阵,在原矩阵上每隔6个点取一个值,得到一个大小为 120×120 的低密度矩阵,对此大小为 120×120 的二维矩阵,采用双立方插值算法^[13],将其插值回大小为 840×840 的新的低密度模拟矩阵。

同时在使用Mapcheck2得到的剂量分布上采用上述双立方插值方法进行1 mm间隔插值,得到新的插值后的剂量分布。

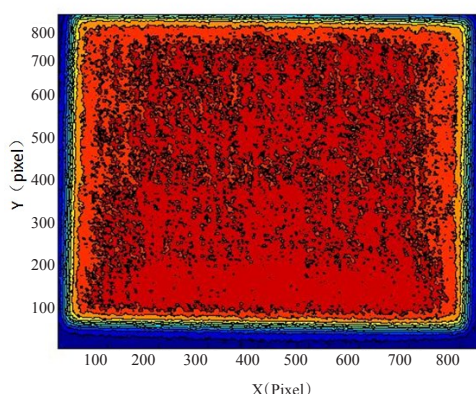
双立方卷积插值是利用待采样点周围16个点的值作3次插值,不仅考虑到4个直接相邻点的值的影响,而且考虑到各邻点间数值变化率的影响。这种算法需要选取插值基函数来拟合数据,其数学表达式如下:

$$S(w) = \begin{cases} 1 - 2w^2 + w^3, & w < 1 \\ 4 - 8w + 5w^2 - w^3, & 1 \leq w \leq 2 \\ 0, & w > 2 \end{cases} \quad (1)$$

双立方插值公式如下: $f(i+u, j+v) = ABC$ 其中, A 、 B 、 C 均为矩阵, A 、 B 、 C 形式如下:

$$A = [S(1+u)S(u)S(1-u)S(2-u)]$$

$$B = \begin{bmatrix} f(i-1, j-2) & f(i, j-2) & f(i+1, j-2) & f(i+2, j-2) \\ f(i-1, j-1) & f(i, j-1) & f(i+1, j-1) & f(i+2, j-1) \\ f(i-1, j) & f(i, j) & f(i+1, j) & f(i+2, j) \\ f(i-1, j+1) & f(i, j+1) & f(i+1, j+1) & f(i+2, j+1) \end{bmatrix}$$



$$C = S(1+v)S(v)S(1-v)S(2-v)T$$

其中, $f(i, j)$ 表示源图像。

1.2.4 数据分析 将得到的大小同为 840×840 的原矩阵和新矩阵的对应点进行3%和5%的剂量偏差的比较,同时使用Mapcheck2插值后的剂量分布与胶片得到的剂量分布进行3 mm 3%标准Gamma分析,来验证此插值算法的准确性。

2 结果

所有对应点的剂量偏差的分析中,射野80%宽度范围内有94.59%的点剂量偏差都在3%以内,有99.32%的点剂量偏差都在5%以内;射野边缘20%范围内有89.90%的点剂量偏差都在3%以内,有94.71%的点剂量偏差在5%以内。图2为原矩阵和新矩阵的剂量分布图。

使用Mapcheck2插值后的剂量分布与胶片得到的剂量分布的3 mm 3%标准Gamma分析的比较中,通过率为92.28%。图3分别为用胶片和用Mapcheck2插值后得到的剂量分布图。

3 讨论

本研究结果显示建立的双立方插值算法可以将

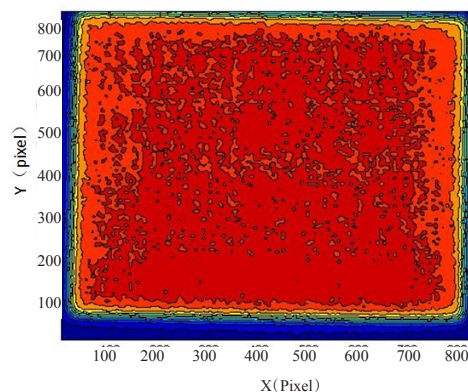


图2 原矩阵(左图)和新矩阵(右图)的剂量分布图

Fig.2 The dose distributions of original array (Left) and new virtual array (Right)

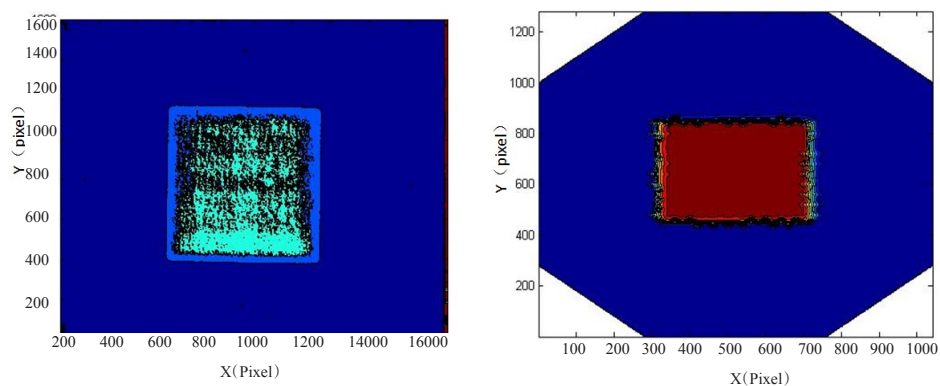


图3 胶片(左图)和用Mapcheck2(右图)插值后得到的剂量分布图

Fig.3 The dose distribution of the film (Left) and the Mapcheck2 (Right) after interpolated

低密度的剂量矩阵转换为高密度剂量矩阵,两者相差在3%(95.0%对应点)与5%(99.3%对应点)之内。在高剂量梯度跌落较大区插值的剂量与测量的剂量偏差较大,较难符合3%和5%的剂量偏差的要求,而且任何一种插值方法都是对真实剂量分布的一种估计,由于插值造成的误差无法避免,所以不可能插值后的剂量分布与原始剂量分布完全一致。

因本研究中采用的双立方插值算法具有一阶偏导数连续、并且交叉导数处处连续的特点,同时因两采样点之间的剂量变化不是线性的,所以双立方插值算法相比线性插值算法可以更好地接近两采样点之间的剂量分布。但由于双立方插值结果具有连续性的特点,对于两采样点之间剂量分布变化比较剧烈时,此插值方法的结果也会有较大偏差。

4 结论

采用双立方插值算法将低密度的剂量矩阵转换为高密度剂量矩阵的结果具有可靠性,可用于实时剂量引导。

【参考文献】

- [1] 胡逸民. 肿瘤放射物理学[M]. 北京: 原子能出版社, 1999: 538-541. Hu YM. Radiation oncology physics[M]. Beijing: Atomic Energy Press, 1999: 538-541.
- [2] Wouter VE, Leah MD, Sebastiaan N, et al. A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry[J]. Radiother Oncol, 2008, 88(3): 289-309.
- [3] 张彦新, 戴建荣, 易俊林, 等. 应用EPID分析头颈部肿瘤调强放疗的摆位误差[J]. 中华放射肿瘤学, 2008, 17(1): 39-42. Zhang YX, Dai JR, Yi JL, et al. Analyzing setup error with electron portal images device for head and neck tumors treated with intensity modulated radiation therapy[J]. Chinese Journal of Radiation Oncology, 2008, 17(1): 39-42.
- [4] 陈明伟, 邓小武, 黄绍敏, 等. 非晶硅电子射野影像用于放射治疗剂量

学质量控制检验的应用[J]. 癌症, 2007, 26(11): 1272-1275.

Chen MW, Deng XW, Huang SM, et al. Application of amorphous silicon electronic portal imaging device (a-Si EPID) to dosimetry quality assurance of radiation therapy[J]. Chinese Journal of Cancer, 2007, 26(11): 1272-1275.

- [5] 孙彦泽, 谈友恒, 文万信. 非晶硅电子射野影像系统用于加速器照射野剂量学特性的研究[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2012, 32(4): 395-398. Sun YZ, Tan YH, Wen WX. Study on dosimetric verification system based on amorphous silicon flat panel detector[J]. Chinese Journal of Radiological Medicine and Protection, 2012, 32(4): 395-398.
- [6] 徐寿平, 王石, 吴朝霞, 等. 应用EPID基于非晶硅电子射野影像装置的剂量响应研究[J]. 中国医学物理学杂志, 2012, 29(3): 3380-3385. Xu SP, Wang S, Wu ZX, et al. Study of dose-response for an amorphous silicon electronic portal imaging device[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2012, 29(3): 3380-3385.
- [7] Van ZM, Dirks M, Breuers M, et al. Portal dose image prediction for in vivo treatment verification completely based on EPID measurements[J]. Med Phys, 2009, 36(3): 946-952.
- [8] Wendling M, Louwe RJ, McDermott LN, et al. Accurate two-dimensional IMRT verification using a back-projection EPID dosimetry method[J]. Med Phys, 2006, 33(2): 259-273.
- [9] Daniel LT, Misbah G, Di Y, et al. Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance[J]. Radiother Oncol, 2004, 70: 199-206.
- [10] 李承军, 张爱华, 王陆洲, 等. Mapcheck的剂量学质量保证[J]. 中国医学物理学杂志, 2010, 27(3): 1833-1836. Li CJ, Zhang AH, Wang LZ, et al. Dosimetric quality assurance for mapcheck[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2010, 27(3): 1833-1836.
- [11] Ellenberg J. Using math to turn lo-res datasets into hi-res samples[J]. Wired Magazine, 2010, 10(3): 135-137.
- [12] 余建义, 金献测, 吴式琇, 等. 调强放射治疗调强胶片验证的胶片校准[J]. 中国医学物理学杂志, 2007, 24(5): 319-321. Yu JY, Jin XC, Wu SX, et al. Film calibration for the intensity modulated radiotherapy film verification[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2007, 24(5): 319-321.
- [13] 王会鹏, 周莉莉, 张杰. 一种基于区域的双三次图像插值算法[J]. 计算机工程, 2010, 36(19): 216-218. Wang HP, Zhou LL, Zhang J. Region-based bicubic image interpolation algorithm[J]. Computer Engineering, 2010, 36(19): 216-218.