

文章编号: 1007-4627(2012)03-0305-05

剂量引导精确放射治疗中三维评价算法设计及实现

王玉^{1,2,3}, 李贵^{2,3,4}, 汪冬^{2,3,4}, 吴宜灿^{1,2,3,4}, FDS 团队

(1. 中国科学技术大学核科学技术学院, 安徽 合肥 230027;

2. 中国科学院核能安全技术研究所, 安徽 合肥 230031;

3. 安徽省精确放疗工程技术研究中心, 安徽 合肥 230031;

4. 中国科学院等离子体物理研究所, 安徽 合肥 230031)

摘要: 针对临床剂量学验证中二维评价方法只能反映每张平片上剂量分布情况, 并根据剂量引导精确放疗系统中三维剂量验证需求设计算法实现对三维剂量分布的比较。根据公式, 在 Visual C++ 控制台下实现剂量偏差、位置偏差及 γ 分析三维评价算法。设计两个计划进行算法验证: 计划 1 为方野照射等效水, 用于验证算法的正确性; 计划 2 为适形野照射仿真头模, 用于验证算法的实用性。结果表明, 计划 1 中, 对剂量偏差, 容许值范围内通过率为 100%; 对位置偏差和 γ 分析, 容许范围内通过率为 100%, 容许边界值处为 $100 \pm 7.7\%$ 。计划 2 中, 3 种算法通过率分别为 88.35%、100% 和 95.07%。这说明该算法可用于剂量引导精确放疗系统中实现三维剂量分布的评价。

关键词: 剂量引导精确放射治疗; 三维剂量分布; γ 分析; 剂量偏差; 位置偏差

中图分类号: O571.5

文献标志码: A

1 引言

Low 等^[1]在 1998 年首次提出的 γ 分析方法已成为剂量分布评价研究广为接受的方法, 市场上可见到的用二维 γ 分析方法进行剂量验证的软件产品有 Film-QA 和 MAPCHECK 等。但是病人体内剂量分布其实是三维的, 国际上关于三维评价方法的研究处于探索阶段, 由于数据分辨率有限、搜索最小距离繁琐等原因未能实现真正三维数据的评价。国内也未见到相关的研究报道。和 γ 分析方法一起使用的评价方法有剂量偏差 (Dose-Difference, 简称 DD) 方法和位置偏差 (Distance-To-Agreement, 简称 DTA) 方法, 三者结合实现对剂量分布的评价和验证。本研究根据 3 种评价方法的公式和物理意义来设计剂量引导精确放射治疗系统中三维评价模块的算法, 以实现三维剂量验证, 并通过例题验证算法的正确性和实用性。

以中国科学院合肥物质科学研究院和中国科学技术大学核科学技术学院为依托的 FDS 团队与国

内多家科研机构合作, 目前已成功研发了精确放射治疗软件系统 (Accurate/Advanced Radiotherapy System, 简称 ARTS)^[2-3], 在关键技术方面取得突破, 发展并集成了蒙特卡罗有限笔形束剂量计算方法^[4-5]、数字人体建模^[6]、多目标逆向优化^[7]、智能定位摆位^[8]等技术。课题组在 ARTS 基础上提出了剂量引导精确放射治疗技术, 即通过剂量学方法引导放射治疗计划进行精确的质量控制, 从而达到治疗剂量与计划剂量精确吻合的目的, 进而开发了剂量引导精确放射治疗系统 (Dose-guided Radiotherapy for Accurate/Advanced Radiotherapy System, 简称 ARTS-DGRT), 发展了能谱反演^[9-10]、剂量反演^[11]和三维剂量验证等方法。本研究是其中三维剂量验证部分, 为实现 ARTS-DGRT 原型系统提供技术支持。

2 方法

2.1 3 种评价方法

在引言中提到, 现在国际上通用的 3 种剂量评

价方法是剂量偏差、位置偏差和 γ 分析，下面对这 3 种方法作简要介绍。

(1) 剂量偏差(DD)方法^[12]

直接比较剂量值，用于低剂量梯度区域的评价。

$$DD(r) = \Delta(r, r') |_{r'=r} = D_i(r) - D_r(r), \quad (1)$$

其中： $D_i(r)$ 为评价点剂量值； $D_r(r)$ 为参考点剂量值； r' 为三维空间评价点处； $DD(r)$ 是评价点剂量与参考点 r 处剂量的差值。若差值在容许范围内则认为在该参考点的评价通过。容许范围一般设置为参考点处方剂量的 $\pm 3\%$ 。

(2) 位置偏差(DTA)方法^[12]

用于高剂量梯度区域的评价。

$$DTA(r) = \min_{\{r' | D_i(r') = D_r(r)\}} \{ \Delta r(r, r') \}, \quad (2)$$

其中： $\Delta r(r, r')$ 是三维空间内评价点与参考点之间的距离； DTA 是在容许距离范围内寻找与参考点具有相同剂量值的评价点和参考点之间的最小距离。容许距离一般设置为 3 mm。

(3) γ 分析方法(γ Method)^[2]

将剂量偏差和位置偏差结合起来，用于各种区域的评价。

$$\gamma(r) = \min \left\{ \sqrt{\left(\frac{\Delta r(r, r')}{\delta r_0} \right)^2 + \left(\frac{\Delta D(r, r')}{\delta D_0} \right)^2} \right\}, \quad (3)$$

其中： δr_0 为位置偏差容许值； δD_0 为剂量偏差容许值。对于任一参考点，若 $\gamma \leq 1$ 则在该点的评价通过。

2.2 ARTS-DGRT 中三维评价算法设计

(1) 剂量偏差(DD)

由公式(1)可知，两套数据直接相减，对其差值进行判断，当差值小于容许范围则认为该点评价通过，超出容许范围认为不通过。记录通过的点数和通过率。该算法考察两套剂量分布数据对应剂量值之间的差值，适用于低剂量梯度区域的评价。

(2) 位置偏差(DTA)

根据公式(2)可知，以参考点数据为标准点，每个参考点都要对欲评价的数据进行遍历搜索，找到与其剂量一致的点并求出两者之间的最小距离。因为最小距离一定存在于离参考点较近的地方，因此先在三维空间内以参考点为中心界定一个球体范围

(球体半径为距离容许值)，从参考点出发在球体内进行 10 个方向(3 个轴方向、6 个面对角线方向，1 个体对角线方向)的逐点搜索，若搜索到与参考点剂量一致的点，则认为在该参考点的评价通过；若搜索不到，就对 10 个方向进行遍历搜索，只要存在一个比参考点剂量值大的点和紧邻的一个比参考点剂量值小的点，那么在真实的三维空间分布中一定存在与参考点剂量值相等的点，用线性插值的方法计算出该点的位置。记录通过的点数、通过率和搜索到的最小距离。该算法适用于高剂量梯度区域的评价。

(3) γ 分析

根据公式(3)可知， γ 值最小的点一定存在于离参考点较近的点。对于每个参考点，同样先在三维空间内以参考点为中心界定一个球体范围，求出参考点和球体范围内所有评价点之间的剂量差值和距离，两者分别除以各自的容许值后，再求出平方和。若 $\gamma \leq 1$ 则认为在该参考点的评价通过，若大于 1 则评价不通过。记录通过的点数、通过率和每个参考点的 γ 值。

3 种算法的实现流程均可用图 1 表示。

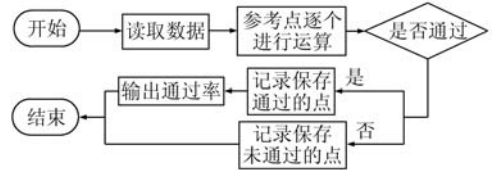


图 1 算法实现流程图

2.3 验证例题设计

因为位置偏差方法考察的是在 3 mm 的容许距离范围内是否存在等值评价点，为了满足算法精度的要求，评价点数据在三维空间的分辨率要达到 1 mm×1 mm×1 mm 的剂量分布。

2.3.1 算法正确性验证例题(方野计划照射等效水)

采用 ELEKTA SYNERGY 6 MV 加速器方野计划照射等效水，射野大小为 5 cm×5 cm，以等中心点为中心选取 10 cm×10 cm×20 cm 范围的空间。正确性验证例题的参考点数据和评价点数据均来自 ARTS 的剂量计算结果。

(1) DD 算法例题设计

计算出选取空间内的剂量分布，等中心点剂量归一化为 1，将此套数据按照一系列剂量差值梯度

生成的另外一套数据作为欲评价的数据，差值分别为 0.01, 0.02, 0.03(容许边界值)和 0.1。

(2) DTA 算法例题设计

首先计算出所选空间内的剂量数据，等中心点剂量归一化为 1，然后沿着与治疗床平面平行的方向将源的位置分别移动 3(容许距离边界值)和 5 mm，再计算出移动后的剂量分布，并将其作为欲评价的数据。

(3) γ 分析算法例题设计

1) 采用 DD 的例题，保持源的位置不变仅改变剂量大小；2) 采用 DTA 的例题，改变源的位置则对 γ 分析中的 DTA 部分进行验证。

2.3.2 应用例题

ELEKTA SYNERGY 6 MV 加速器适形 5 野计划照射人体仿真头模，如图 2 和图 3 所示。以等中心点为中心选取 10 cm×10 cm×20 cm 的空间。采用 2 种方法(ARTS 剂量计算和 ARTS-DGRT 剂量反演)计算出第 3 个照射野的三维剂量分布，作为参考点数据和评价点数据，然后用正确性验证后的算法进行计算。查看 2 种计算方法得到的数据是否具有有一致性。



图 2 仿真头模



图 3 适形 5 野照射计划

3 结果

3.1 算法正确性验证例题(方野计划照射等效水)

(1) DD 例题验证结果(见表 1)

表 1 DD 例题验证结果

验证例题数据	通过的点数	通过率 / %	是否符合预期
完全一样的数据	2 050 401	100	是
对应数据相差 0.01	2 050 401	100	是
对应数据相差 0.02	2 050 401	100	是
对应数据相差 0.03	2 050 401	100	是
对应数据相差 0.1	0	0	是

(2) DTA 例题验证结果

提取两套数据等中心平面上的点进行等剂量线绘图。以源的位置移动 5 mm 为例，从图 4 中可以看出，2 种相同颜色的等剂量线横坐标上的差值为 5 mm，即表示位置移动了 5 mm，从而保证了验证数据的可用性。

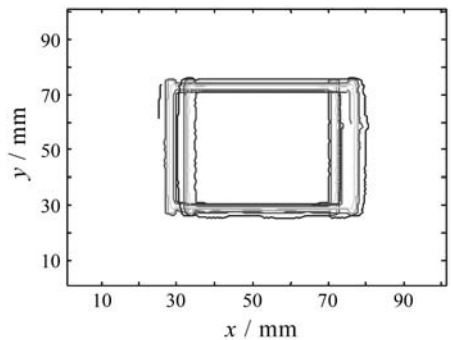


图 4 源位置移动前后等中心平面剂量分布

然后将得到的剂量分布来验证 DTA 算法，结果如表 2。

表 2 DTA 例题验证结果

验证例题数据	通过的点数	通过率 / %	最小距离	是否符合预期
完全一样的数据	2 050 401	100	0	是
源移动 3 mm	2 050 401	98.953 5	0	是
源移动 5 mm	2 050 401	63.060 4	0	是

(3) γ 分析例题验证结果(见表 3)

表 3 γ 分析例题验证

验证例题数据	通过的点数	通过率 / %	γ 值	是否符合预期
改变剂量大小(DD)				
完全一样的数据	2 050 401	100	0	是

对应数据相差 0.01	2 050 401	100	0.333 166	是
对应数据相差 0.02	2 050 401	100	0.333 333	是
对应数据相差 0.03	2 047 854	99.875 8	0.333 333	是
对应数据相差 0.1	250 552	12.219 7		是
改变源的位置(DTA)				
完全一样的数据	2 050 401	100	0	是
源移动 3 mm	2 050 401	100	0	是
源移动 5 mm	1 876 260	91.507	0	是

3.2 应用例题(适形 5 野计划照射仿真头模)

表 4 列出了应用例题的计算结果。从表中可以看出,计算得到的两套数据的 γ 分析通过率大于 90%(一般的临床标准),即认为两套数据具有一致性,证明了算法的实用性。

表 4 应用例题计算结果

3 种评价方法	通过的点数	通过率 /%	最小距离	γ 值
DD	1 811 537	88.350 0	—	—
DTA	2 050 401	100	0	—
γ 分析	1 949 362	95.070 0	—	0

4 讨论

在算法正确性验证例题中,导致 DTA 算法在容许距离边界值处(3 mm)通过率不能达到 100% 的原因有以下两点:

(1) 计算机误差 源数据的数据类型定义为浮点型,只保证 6 位有效数字,本研究在对算法进行验证时采用的是相对剂量,在计算过程中产生计算机精度误差;

(2) 源数据误差 10 个方向的搜索也不能完全包括真实情况下的三维空间内所有的点,仍会存在漏算的点。

本研究中所选取的三维空间边界面上的点容易漏算,空间边界 6 个面上的点数占总点数的比例为 $(100 \times 100 \times 8 + 200 \times 100 \times 4 - 100 \times 8 - 200 \times 4) / 2\ 050\ 401 \approx 7.7\%$ 。针对这两种情况,我们默认在容许边界值处通过率为 $100 \pm 7.7\%$ 时,即认为欲评价的数据全部通过。 γ 分析方法 DD 验证中容许边界值处通过率不能达到 100%,同样是因为浮点型数据只能保证六位有效数字。因此在容许边界值处数据通过率为 $100 \pm 7.7\%$ 时,就认为欲评价的数据全部通过。另外,算法中设计的数据分辨率为 $1\text{ mm} \times 1\text{ mm} \times 1\text{ mm}$,在实际应用中很难达到这么高的分辨率,常常采用线性插值的方法来增加欲评价的

数据量,本研究为了提高评价算法的精确性而采用较高的数据分辨率(1 mm)。

后续的研究将进一步发展三维剂量验证方法,实现精确快速计算与可视化,主要研究集中在以下两个方面:(1)提速 选用例题中三维空间中 3 个轴方向数据分辨率均为 1 mm,当选取空间加大时,数据量也大大地增加。尤其是 DTA 算法要进行 10 个方向上的搜索,这需要约 2 min 的时间,因此后续的研究会集中在采用并行计算或基于 GPU 等方法来提高计算速度;(2)评价结果可视化 采用 VTK 开发包将评价结果三维可视化,根据用户的需求查看感兴趣器官、勾画靶区等局部区域的评价通过情况,更好地为用户提供指导和参考。

5 结论

本研究针对传统的剂量评价方法仅局限于二维的缺陷,以及剂量引导精确放射治疗系统中存在三维剂量验证的需求设计了三维剂量评价算法,并经过例题验证算法是可行的,满足 ARTS-DGRT 中三维剂量验证的需求。后续将进一步发展三维剂量验证方法,满足提速和可视化的需求。

参考文献(References):

- [1] DANIEL A LOW, WILLIAM B, HARMS, SASA M, *et al.* Medical Physics, 1998, **25**(5): 656.
- [2] WU Yican, LI Guoli, TAO Shengxiang, *et al.* Chinese Journal of Medical Physics, 2005, **22**(6): 683(in Chinese). (吴宜灿, 李国丽, 陶声祥, 等. 中国医学物理学杂志, 2005, **22**(6): 683.)
- [3] WU Yican, SONG Gang, CAO Ruifen, *et al.* Chinese Physics C (HEP & NP), 2008, **32**((Suppl. II)): 177.
- [4] SONG Gang, LI Guoli, WU Aidong, *et al.* Nuclear Physics Review, 2006, **23**(2): 246(in Chinese). (宋钢, 李国丽, 吴爱东, 等. 原子核物理评论, 2006, **23**(2): 246.)
- [5] ZHENG Huaqing. Monte Carlo FSPB Photon Dose Calculation in Accurate Radiotherapy[D]. Lanzhou: Lanzhou University, 2009, (7): 1-50(in Chinese). (郑华庆. 精确放射治疗中基于蒙特卡罗有限笔形束的光子剂量计算方法研究[D]. 兰州: 兰州大学, 2009, (7): 1-50.)
- [6] CHENG Mengyun, WU Yican, HUANG Qunying, *et al.* The Method of Constructing Digital Human Phantom from CT Images with Density and Elemental Composition Derived from CT Numbers; China. Public No: CN101458826[P/OL]. 2009-06-17. [http://www.sipo.gov.cn/zljs\(in Chinese\).](http://www.sipo.gov.cn/zljs(in Chinese).)

- (程梦云, 吴宜灿, 黄群英, 等. 利用 CT 值赋予密度、组成成分的数字人体建模方法: 中国. 专利公开号: CN101458826 [P/OL]. 2009-06-17. <http://www.sipo.gov.cn/zljs/>.)
- [7] CAO Ruifen, WU Yican, PEI Xi, *et al.* Chinese Physics C, 2011, **35**: 313.
- [8] TAO Shengxiang, WU Yican, CHEN Yixue, *et al.* Computerized Medical Imaging and Graphics, 2006, **30**(5): 273.
- [9] LI Gui, LIN Hui, WU Aidong, *et al.* Chinese Physics Letter, 2008, **25**(7): 2710.
- [10] MENG Yao, LI Gui, ZHENG Huaqing, *et al.* A Method of Obtaining Energy Deposition Function; China. Public No: CN101477202[P/OL]. 2009-07-08. [http://www.sipo.gov.cn/zljs\(in Chinese\)](http://www.sipo.gov.cn/zljs(in%20Chinese)).
- (孟耀, 李贵, 郑华庆, 等. 一种能量沉积核的获取方法: 中国. 专利公开号: CN101477202. 2009[P/OL]. 2009-07-08. <http://www.sipo.gov.cn/zljs/>.)
- [11] Li Gui, Zheng Huaqing, Wu Yican, *et al.* Nuclear Techniques, 2010, **33**(1): 48–53(in Chinese). (李贵, 郑华庆, 吴宜灿, 等. 核技术, 2010, **33**(1): 48.)
- [12] DYK J V, BARNETT R B, CYGLER J E, *et al.* International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 1993, **26**(2): 261.

Realization of 3D Evaluation Algorithm in Dose-guided Radiotherapy

WANG Yu^{1, 2, 3, 1)}, LI Gui^{2, 3, 4}, WANG Dong^{2, 3, 4}, WU Yi-can^{1, 2, 3, 4}, FDS Team

(1. School of Nuclear Science and Technology, University of Science and Technology of China, Hefei 230027, China;

2. Institute of Nuclear Energy Safety Technology, Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, China;

3. Engineering Technology Research Center of Accurate Radiotherapy, Anhui Province, Hefei 230031, China;

4. Institute of Plasma Physics, Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, China)

Abstract: 3D evaluation algorithm instead of 2D evaluation method of clinical dose verification is highly needed for dose evaluation in Dose-guided Radiotherapy. 3D evaluation algorithm of three evaluation methods, including Dose Difference, Distance-To-Agreement and γ Analysis, was realized by the tool of Visual C++ according to the formula. Two plans were designed to test the algorithm: plan 1 was radiation on equivalent water using square field for the verification of the algorithm's correctness; plan 2 was radiation on the emulation head phantom using conformal field for the verification of the algorithm's practicality. For plan 1, the dose difference, in the tolerance range has a pass rate of 100%, the Distance-To-Agreement and γ analysis was of a pass rate of 100% in the tolerance range, and a pass rate of $99 \pm 1\%$ at the boundary of range. For plan 2, the pass rate of algorithm were 88.35%, 100%, 95.07% for the three evaluation methods, respectively. It can be concluded that the 3D evaluation algorithm is feasible and could be used to evaluate 3D dose distributions in Dose-guided Radiotherapy.

Key words: dose-guided radiotherapy; 3D dose distribution; γ analysis; dose difference; distance-to-agreement

Received date: 4 Nov. 2011; **Revised date:** 10 Jan. 2012

Foundation item: National Natural Science Foundation of China (30900386, 81101132); Natural Science Foundation of Anhui Province (11040606Q55)

1) E-mail: yuwang09@mail.ustc.edu.cn