

基于刚性配准的剂量分布对齐方法

韦健^{1,2} 张纬诚^{1,2} 闫冰³ 陈春花¹ 汪晖¹

¹(中国科学院合肥物质科学研究院 合肥 230031)

²(中国科学技术大学 合肥 230026)

³(中国科学技术大学第一附属医院 合肥 230001)

摘要 Gamma (γ) 分析是剂量验证、剂量分布比较最重要的手段, 由于不同剂量分布的坐标系定义/方向, 基准点设置不一致, 进行 γ 分析时往往要对待比较的剂量分布进行对齐, 而目前常用的 γ 分析软件的对齐手段简单, 在处理大照射野剂量分布时有显著错误, 严重影响了剂量分析比较的准确性。二维剂量分布对齐的要求是在只进行平移、旋转等空间变换, 从而达到两张剂量图上相应剂量点的空间位置一致。因为不同点之间的距离在对齐过程中必须是不变的, 所以, 本研究将对齐问题转化为刚性配准问题。本文采用基于归一化互相关的刚性配准方法, 将治疗计划系统计算的剂量分布图与实际测量的剂量分布图进行配准, 并输出配准后相应的平移量。选取36组计划系统和实测中心点一致的pinnacle³治疗计划系统设计的静态调强质量保证数据, 其中, 18组为小照射野, 另18组为大照射野, 使用PTW VeriSoft软件分别计算其在3%/3 mm、3%/2 mm、2%/2 mm通过标准下 γ 通过率。对于小照射野, 直接计算与VeriSoft对齐后和刚性配准后的不同标准 γ 通过率结果均基本相当, 其中在3%/3 mm通过标准下, VeriSoft对准后和刚性配准后与直接计算的 γ 通过率平均差异分别为0.5%和0.3%。对于大照射野, 与直接计算的 γ 通过率结果相比, 18组病例在VeriSoft对齐后于3%/3 mm、3%/2 mm、2%/2 mm通过标准下的 γ 通过率平均差异分别为17.1%、23.3%和28.3%, 均呈现较大差异。而刚性配准后与直接计算在3%/3 mm、3%/2 mm和2%/2 mm标准下 γ 通过率的平均差异分别为0.4%、1.1%和2.3%, 平均差异均较小。刚性配准解决了VeriSoft在处理大照射野剂量分布时存在显著错误的问题, 其可以作为放射治疗计划剂量验证时一种适用于不同照射野剂量分布对齐的方法。

关键词 γ 分析, 归一化互相关, VeriSoft, 刚性配准, 剂量分布比较

中图分类号 TL13

DOI: 10.11889/j.1000-3436.2022-0010

引用该文:

韦健, 张纬诚, 闫冰, 等. 基于刚性配准的剂量分布对齐方法[J]. 辐射研究与辐射工艺学报, 2023, 41(4): 040303. DOI: 10.11889/j.1000-3436.2022-0010.

WEI Jian, ZHANG Weicheng, YAN Bing, *et al.* Dose distribution alignment method based on rigid registration[J]. Journal of Radiation Research and Radiation Processing, 2023, 41(4): 040303. DOI: 10.11889/j.1000-3436.2022-0010.



Dose distribution alignment method based on rigid registration

WEI Jian^{1,2} ZHANG Weicheng^{1,2} YAN Bing³ CHEN Chunhua¹ WANG Hui¹

¹(Hefei Institutes of Physical Science, Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, China)

第一作者: 韦健, 男, 1995年8月出生, 2018年毕业于重庆大学, 现为在中国科学技术大学在读硕士研究生

通信作者: 汪晖, 助理研究员, E-mail: hui.wang@inest.cas.cn

收稿日期: 初稿 2022-01-23; 修回 2022-03-07

First author: WEI Jian (male) was born in August 1995, and graduated from Chongqing University in 2018. Now he is a graduated student at the University of Science and Technology of China

Corresponding author: WANG Hui, assistant professor, E-mail: hui.wang@inest.cas.cn

Received 23 January 2022; accepted 07 March 2022

²(University of Science and Technology of China, Hefei 230026, China)³(The First Affiliated Hospital of University of Science and Technology of China, Hefei 230001, China)

ABSTRACT Gamma (γ) analysis is the most important method for dose verification and dose distribution comparison. Because of the inconsistency of the coordinate system definitions and directions of different dose distributions and the inconsistent reference point settings, in γ analysis, the dose distributions should often be aligned for comparison. However, the alignment method of the current commonly used γ analysis software is extremely simple, and there are significant errors in processing the dose distribution of the large radiation field, which seriously affect the accuracy of the dose analysis and comparison. Aligning the two-dimensional dose distribution requires performing spatial transformations such as translation and rotation to achieve the same spatial position of the corresponding dose points on the two dose maps. Because the distance between different points must be constant during this alignment process, in this study, the alignment problem is transformed into a rigid registration problem. A rigid registration method based on normalized cross-correlation is used to register the dose distribution map calculated using a treatment planning system with the actually measured dose distribution map and output the corresponding translation amount after registration. 36 groups of static intensity-modulated quality assurance data designed using the pinnacle³ treatment planning system, whose planning system is consistent with the measured center point, are selected; 18 groups are small irradiation fields, and the other 18 groups are large irradiation fields. PTW VeriSoft software is used to calculate the γ passing rate under 3%/3 mm, 3%/2 mm, and 2%/2 mm pass standards separately. For small irradiation fields, the results of the direct calculation of different standard γ passing rates after alignment with VeriSoft and rigid registration are identical. Among them, under the 3%/3 mm pass standard, the results of VeriSoft alignment and rigid registration are compared with those directly calculated, the average differences in γ passing rate are 0.5% and 0.3%, respectively. For the large irradiation field, compared with the directly calculated γ passing rate results, the average differences of the γ passing rate under 3%/3 mm, 3%/2 mm, and 2%/2 mm pass standards after VeriSoft alignment are 17.1%, 23.3%, and 28.3%, respectively, with ten groups of cases all exhibiting great differences. The average differences of the γ passing rate under the 3%/3 mm, 3%/2 mm, and 2%/2 mm standards after rigid registration and direct calculation are 0.4%, 1.1%, and 2.3%, respectively, and the average difference is small. Rigid registration solves the problem of significant errors in VeriSoft's handling of large-field dose distributions. It can be used as a method for the alignment of dose distributions in different fields when verifying the dose of radiation treatment plans.

KEYWORDS Gamma analysis, Normalized cross-correlation, VeriSoft, Rigid registration, Dose distribution comparison

CLC TL13

目前临床上普遍采用的放射治疗技术(IMRT)由于剂量率高、射野复杂和剂量梯度大等^[1]问题,美国医学物理学家协会(AAPM)^[2]和欧洲放射治疗和肿瘤学会^[3]均在建议报告中强调了治疗前剂量验证的必要性,针对患者的质量保证(Quality assurance, QA)是实施IMRT不可或缺的环节,由此在临床上产生了各种相应的解决方案与剂量测定系统^[4-6],其中的验证程序往往伴随着剂量分布的比较,即参考剂量分布(探测器测量)与评估剂量分布(治疗计划系统计算)的比较。因此,IMRT剂量验证中剂量分布比较的准确性非常重要。

剂量分布比较主要是统计各个分布的剂量差

异,同时要求其结果具有临床相关性,为了更加有效比较参考与评估剂量分布,以提高治疗执行的信心水平,目前已经发展了多种剂量比较方法^[7],如剂量差异(Dose-difference)法^[8]和DTA(Distance-to-agreement)法^[9],这两者分别仅适用于低剂量梯度和高剂量梯度区。对此,Low等^[10]在这两种方法的基础上引入了Gamma(γ)分析法,随后部分学者对其进行了一系列改进和扩展^[11-13]。尽管 γ 指数存在一定的内在局限性^[14-15],在目前的剂量分布比较方法中, γ 分析已被广泛用作验证程序中的“金标准”,所有比较剂量分布的商业软件通常都包含 γ 算法的某种形式^[16-17]。无论是采用哪种剂量分布比较方法,均

需要将待比较的参考剂量分布与评估剂量分布对齐,只有两张剂量分布图对齐于同一坐标系中,剂量分布比较的结果才有效^[16]。各大厂商执行 γ 分析的IMRT QA产品中均有各自的自动配准(Auto registration)功能,如SunNuclear公司的SNC Patient、Varian公司的Portal Dosimetry、PTW的VeriSoft等。另外AAPM TG-218报告中提到不同厂商的IMRT QA软件对同一剂量分布执行了 γ 分析结果并不一致,认为可能是由于剂量对齐或处理图像分辨率的方法差异所致,建议用户应该对其使用的软件运行基准测试用例来评估其准确性^[17]。

因此,针对目前广泛应用于国内各大医院的放疗QA软件PTW VeriSoft,遵循AAPM TG-218报告以及厂商的建议,在使用中发现其自动对齐(Align automatically)功能对小照射野测量(照射野小于测量范围)的剂量分布对齐效果良好,而在大照射野测量(射野大于测量范围)的比较结果中存在显著错误。图像配准的刚体变换可在不改变图像伸缩性的条件下对剂量图进行空间变换,而使剂量图上相应剂量点的空间位置基本一致,为了解决VeriSoft自动对齐在剂量分布对齐中的局限性,本研究利用刚性配准来对齐剂量分布图。使用PTW VeriSoft软件分别对18组小照射野测量和18组大照射野测量的Pinnacle计划QA数据进行 γ 分析计算,得到直接计算、VeriSoft对齐后和基于归一化互相关(Normalized cross-correlation, NCC)^[18]的刚性配准后 γ 通过率,分析 γ 通过率结果差异,探讨基于NCC的刚性配准应用于剂量分布比较对齐的可行性。

1 材料与方法

二维剂量分布对齐的要求是在只进行平移、旋转等空间变换从而达到两张剂量图上相应剂量点的空间位置一致,因为不同点之间的距离在这个对齐过程中必须是不变的,所以本研究将对齐问题转化为刚性配准问题。

1.1 刚性配准

图像配准的基本过程主要包括4个模块^[19]:空间变换、插值操作、相似性测度和优化策略,如图1所示。其中空间变换又分为刚体变化、仿射变换、投影变换等,采用刚体变化的空间变化即为刚性配准。其基本思路是在要配准的图像中选取一幅作为固定不动的参考图像(Fixed image),其他图像根据参考图像进行空间变换,称为浮动图像(Moving

image),在进行一系列的空间变换(旋转、移动)后使得浮动图像与参考图像上相应像素点的空间位置达到基本一致,最后输出各项平移量参数。本研究利用兼容于不同操作系统的医学影像分割与配准软件包ITK(Insight segmentation and registration toolkit)刚性配准工具^[19],对需要进行 γ 分析计算的剂量分布进行对齐,而得到相应的平移量,其中使用基于归一化互相关(NCC)^[18]的准则来量化变换后图像之间的相似性,使用梯度下降法来根据相似性测度中得到的经过量化的测度优化变换参数。

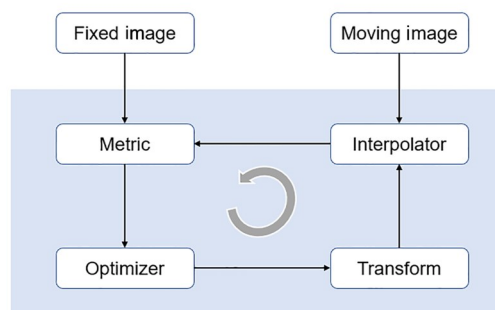


图1 图像配准的基本框架
Fig.1 Basic framework of image registration

1.2 计划QA数据的选取

选取36组Pinnacle³计划系统设计的QA数据,测量数据通过平板探测器PTW 2D-Array seven29TM获得,其中有18组为小野照射测量,探测器测量的有效测量范围大于照射野大小,18组为大野照射测量,照射野大小大于探测器的有效测量范围,如图2所示。

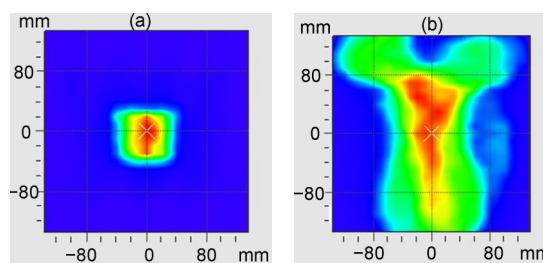


图2 小照射野(a)与大照射野(b)示例图
Fig.2 Examples of small-field radiation (a) and large-field radiation (b)

本研究为了能起到参照目的,选取Pinnacle³计划QA数据的原因是Pinnacle³计划系统的中心点的确定与探测器中心点的确定是一致的,即每个QA计划的中心定在模体的中心。因此,在将Pinnacle³计划QA数据导入到5.1版本的Verisoft软件计算

时,默认测量和计算的剂量分布已经基本对齐,直接 γ 分析计算所得的结果起到与对齐后 γ 计算结果参照的作用。

1.3 数据处理和分析

数据处理的基本流程如图3所示。首先,将两张剂量分布图的数据格式转成可以读取的格式(如CSV格式),同时将较低分辨率的测量剂量分布重采样成与计算剂量分布相同的分辨率,采用相比于最近邻元法还原性更好的双线性插值方法进行插值。将两组做格式转换和重采样处理后的剂量分布数据作为刚性配准的输入。ITK刚性配准

算法可以准确得到相应空间变换参数,为了保证与Verisoft的自动对准结果拥有可比性,排除由于 γ 算法的不一致引起的误差,将ITK刚性配准获得的空间变换参数,输入到需要计算的两张剂量分布图的Verisoft对齐平移量界面中,再计算 γ 通过率结果。按照临床普遍采用的计算阈值为最大参考剂量值的10%,分别计算3%/3 mm、3%/2 mm和2%/2 mm通过标准下不同对齐方法的局部和全局 γ 通过率。VeriSoft中局部 γ 的设置Local dose,全局 γ 为Max dose。将所得的不同条件 γ 通过率的结果列表作图,分析其中差异和原因并得出相应的结论。

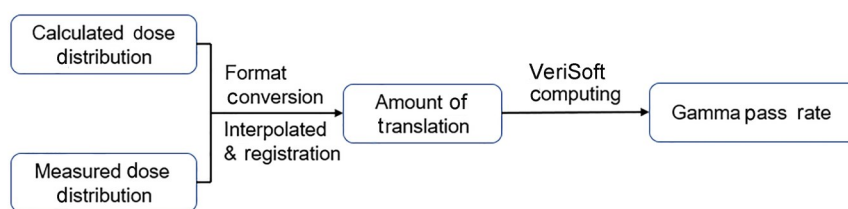


图3 数据处理流程

Fig.3 Flow chart of data analysis

2 结果与讨论

2.1 结果

先计算各组QA数据中计算与测量的剂量分布的 γ 通过率,再计算各组剂量分布分别通过两种对齐方式对齐后的 γ 通过率。表1和表2分别是18组小照射野测量QA数据与18组大照射野测量QA数据直接计算,与两种对齐方式对齐后的3%/3 mm标准 γ 通过率结果,以及两种对齐后 γ 通过率与直接计算结果的差异,为了使结果更直观,图4为不同通过标准 γ 通过率作图结果。从图4可以直观地看出,左侧1部分是小照射野测量的结果,右侧2部分是大照射野测量结果。其中黑、红和蓝色线分别是直接计算、VeriSoft对准后、刚性配准后的 γ 通过率。表3是小照射野测量和大照射野测量两种对准 γ 通过率与直接计算结果不同 γ 通过率的平均差异。

从表1和图4(a1)可以看出,对于18组小照射野测量的3%/3 mm γ 分析,VeriSoft与刚性配准两种对齐的 γ 通过率与直接计算结果的 γ 通过率基本一致,与直接计算结果的平均差异分别为0.5%和

0.3%;对于18组大照射野测量的3%/3 mm γ 分析,表2和图4(a2)显示,VeriSoft对齐后结果与直接计算结果均有不同程度的差异,最大差异病例14达到39.3%,18组病例的平均差异为17.1%,而刚性配准后 γ 通过率与直接计算结果基本一致,最大差异为病例1的1.5%,18组病例的平均差异为0.4%。在3%/2 mm和2%/2 mm标准下,两种对齐方法对齐后与直接计算对比也有相似的结果,即对于小照射野照射测量,两种对齐方法的 γ 通过率结果与直接计算结果基本一致,而大照射野照射测量,直接测量结果与VeriSoft对齐结果差异巨大,而与刚性配准结果基本一致。值得注意的是,在表3给出的不同 γ 标准下的平均差异结果中可以看到,VeriSoft对齐与直接计算在3%/3 mm、3%/2 mm和2%/2 mm标准下 γ 通过率的平均差异分别为17.1%、23.3%和28.3%,而刚性配准与直接计算在3%/3 mm、3%/2 mm和2%/2 mm标准下 γ 通过率的平均差异分别为0.4%、1.1%和2.3%。说明随着标准越严格,大照射野测量的平均差异越大。

对于局部 γ 分析的结果类似,其中局部 γ 通过率的值与全局的 γ 通过率均要低,对齐后的平均差异也比全局的要大。

表1 小照射野照射测量直接计算、Verisoft对齐后和刚性配准后的 $\gamma(3\%/3\text{ mm})$ 通过率结果
Table 1 Results of gamma (3%/3 mm) pass rate calculated directly after small-field radiation measurement, verisoft alignment and rigid registration

病例 Case	01	02	03	04	05	06	07	08	09	10	11	12	13	14	15	16	17	18
<i>O</i> / %	100	97.8	98.7	98.5	100	98.6	100	100	99	99.2	96	100	95.3	98.7	100	98.9	97.8	100
<i>V</i> / %	100	97.8	100	98.5	98.5	98.6	100	100	98	99.2	94.1	100	96.5	99.7	100	98.9	98.9	100
<i>I</i> / %	100	97.8	100	98.5	100	98.6	100	100	99	99.2	94.1	100	96.2	99.3	100	98.9	98.9	100
OVE / %	0.0	0.0	1.3	0.0	1.5	0.0	0.0	0.0	1.0	0.0	2.0	0.0	1.3	1.0	0.0	0.0	1.1	0.0
OIE / %	0.0	0.0	1.3	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	2.0	0.0	0.9	0.6	0.0	0.0	1.1	0.0

注：其中*O*，直接计算 γ 通过率；*V*，VeriSoft对齐后 γ 通过率；*I*，刚性配准后 γ 通过率；OVE，直接计算和VeriSoft对齐后 γ 通过率差异；OIE，直接计算和刚性配准后 γ 通过率差异。

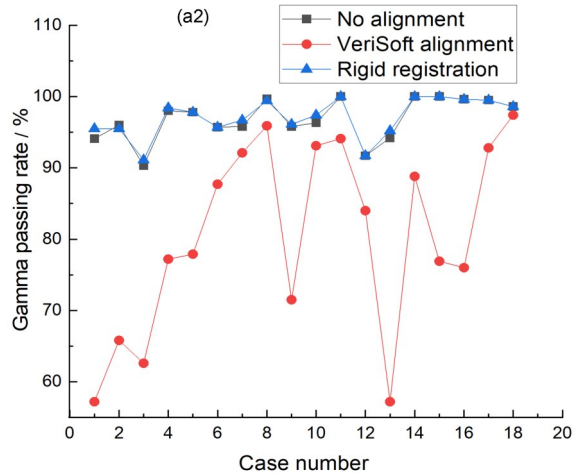
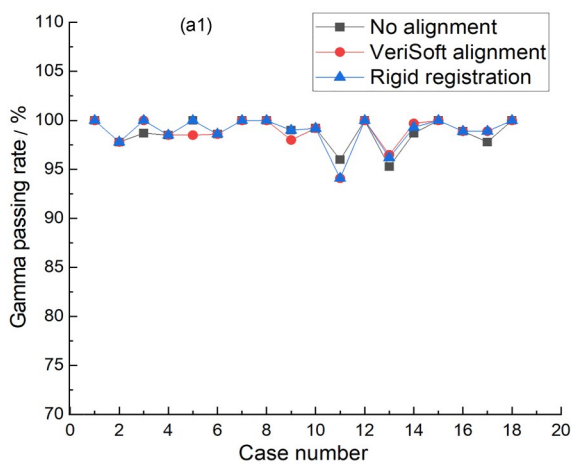
Note: among them, *O*, γ passing rate calculated directly; *V*, γ passing rate after VeriSoft alignment; *I*, γ passing rate after rigid registration; OVE, the difference of γ pass rate after direct calculation and VeriSoft alignment; OIE, the difference of γ pass rate after direct calculation and rigid registration.

表2 大照射野照射测量直接计算、Verisoft对齐后和刚性配准后的 $\gamma(3\%/3\text{ mm})$ 通过率结果
Table 2 Results of gamma (3%/3 mm) pass rate calculated directly after large-field radiation measurement, verisoft alignment and rigid registration

病例 Case	01	02	03	04	05	06	07	08	09	10	11	12	13	14	15	16	17	18
<i>O</i> / %	94.1	96	90.3	98	97.8	95.7	95.8	99.7	95.8	96.3	100	91.7	94.2	100	100	99.6	99.5	98.6
<i>V</i> / %	57.2	65.8	62.6	77.2	77.9	87.7	92.1	95.9	71.5	93.1	94.1	84	57.2	88.8	76.9	76	92.8	97.4
<i>I</i> / %	95.5	95.5	91.1	98.4	97.8	95.7	96.7	99.4	96.1	97.4	100	91.7	95.2	100	100	99.6	99.5	98.6
OVE / %	39.2	31.5	30.7	21.2	20.3	8.4	3.9	3.8	25.4	3.3	5.9	8.4	39.3	11.2	23.1	23.7	6.7	1.2
OIE / %	1.5	0.5	0.9	0.4	0.0	0.0	0.9	0.3	0.3	1.1	0.0	0.0	1.1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0

注：*O*，直接计算 γ 通过率；*V*，VeriSoft对齐后 γ 通过率；*I*，刚性配准后 γ 通过率；OVE，直接计算和VeriSoft对齐后 γ 通过率差异；OIE，直接计算和刚性配准后 γ 通过率差异。

Note: Among them, *O*, γ passing rate calculated directly; *V*, γ passing rate after VeriSoft alignment; *I*, γ passing rate after rigid registration; OVE, the difference of γ pass rate after direct calculation and VeriSoft alignment; OIE, the difference of γ pass rate after direct calculation and rigid registration.



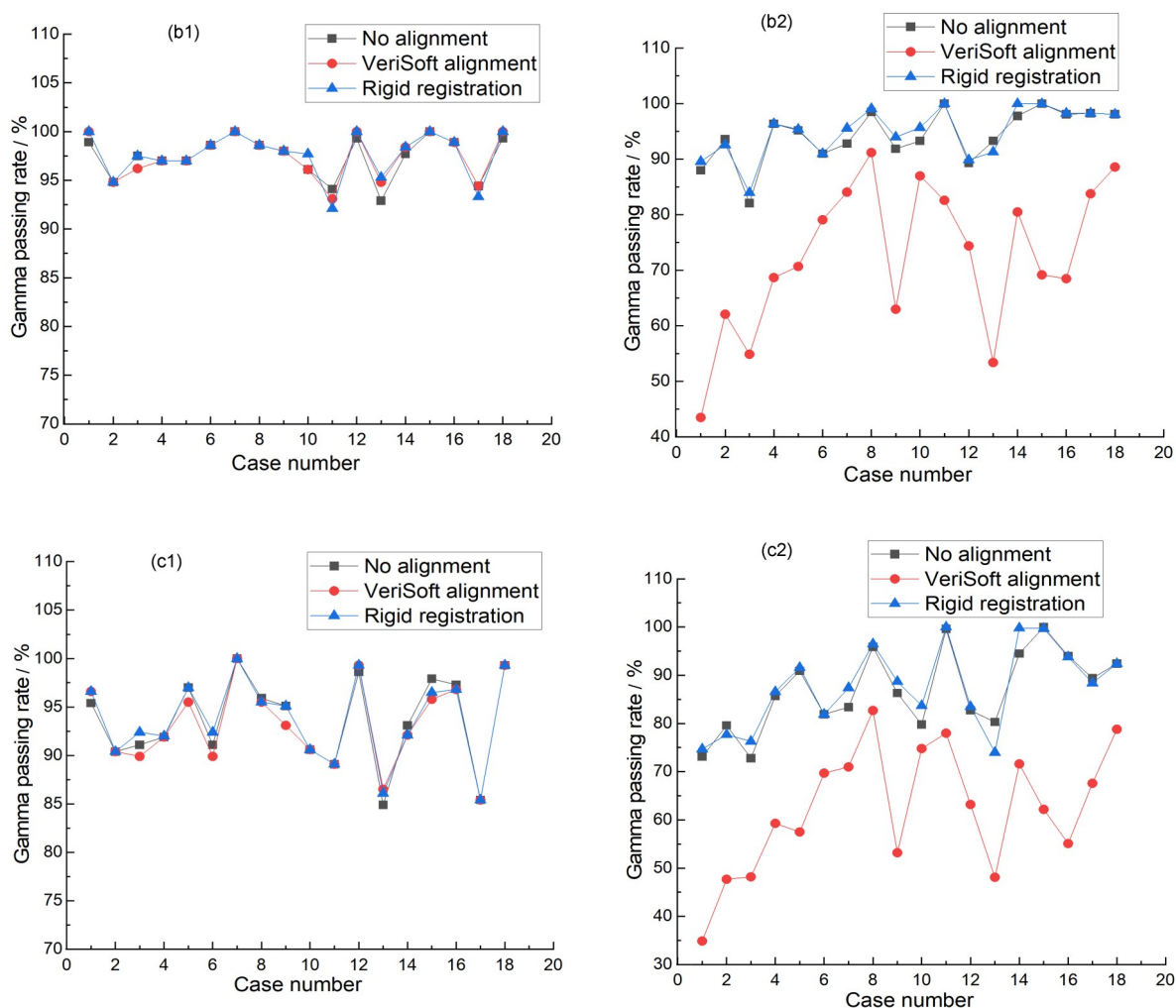


图4 不同通过标准的 γ 通过率结果:(a1)小照射野照射测量(3%/3 mm);(a2)大照射野照射测量(3%/3 mm);(b1)小照射野照射测量(3%/2 mm);(b2)大照射野照射测量(3%/2 mm);(c1)小照射野照射测量(2%/2 mm);(c2)大照射野照射测量(2%/2 mm);(彩色见网络版)

Fig. 4 Gamma passing rate results of different pass standards: (a1) small-field radiation measurement (3%/3 mm); (a2) large-field radiation measurement (3%/3 mm); (b1) small-field radiation measurement (3%/2 mm); (b2) large-field radiation measurement (3%/2 mm); (c1) small-field radiation measurement (2%/2 mm); (c2) large-field radiation measurement (2%/2 mm)(color online)

表3 两种对齐 γ 结果与直接计算结果的小野测量和大野测量不同 γ 通过率的平均差异

Table 3 Average error of the different gamma pass rates of the small-field radiation measurement and the large-field radiation measurement of the two alignment gamma results and the direct calculation results

测量类型	对齐方式 / %	3%/3 mm	3%/2 mm	2%/2 mm
Measurement type	Alignment method			
小野测量	MOVE	0.5	0.4	0.8
Small-field radiation measurement	MOIE	0.3	0.6	0.5
大野测量	MOVE	17.1	23.3	28.3
Large-field radiation measurement	MOIE	0.4	1.1	2.3

注: MOVE,直接计算与VeriSoft对齐后 γ 通过率的平均差异;MOIE,直接计算和刚性配准后 γ 通过率的平均差异。

Note: MOVE, mean difference in gamma pass rate after direct calculation and alignment with VeriSoft; MOIE, mean difference in gamma pass rate after direct calculation and rigid registration.

2.2 分析

从表3的结果可以看出,对于小照射野测量的计算,两种对齐方法在三种标准(3%/3 mm、3%/2 mm、2%/2 mm)下与直接计算 γ 通过率结果的平均差异基本一致,对于大照射野测量的计算,刚性配准后的结果与直接计算结果也基本一致,而VeriSoft对齐后的计算结果与直接计算结果相差巨大。VeriSoft的自动对齐算法是基于参考与评估的剂量分布边界进行对齐,在小照射野测量中,探测器测量的面积大于照射野的大小,探测器能够得到完整照射野的剂量分布,因此,剂量分布边界与TPS计算的剂量分布边界一致,此时基于剂量分布边界对齐方式可行;而大照射野照射中,由于照射野大于探测器的面积,所测得的剂量分布不完整,其边界与TPS计算剂量分布边界不一致,此时强行使用VeriSoft的基于边界对齐方式,将导致测量与计算的剂量分布图上的点无法对应,导致 γ 计算结果不准确。而刚性配准是基于归一化互相关(NCC)的准则来量化变换后图像之间的相似性,通过多次迭代后得到相关性最高的平移量参数,是基于整个剂量分布的剂量值进行对齐,不因剂量分布边界不一致而导致图像的伸缩变换,因此,其无论是在边界一致的小野照射中还是边界不一致的大照射野照射中均有良好的对齐效果。

全局与局部 γ 分析的区别在于剂量差归一化方式的不同,对于全局归一化可以用式(1)表示。

$$\delta(r_r, r_e) = \frac{[D(r_r) - D(r_e)]}{D_{\text{norm}}} \times 100\% \quad (1)$$

式中: $D(r_r)$ 是参考剂量分布中参考点剂量; $D(r_e)$ 是对应的评估剂量分布中评估点剂量; D_{norm} 是常数,可以是参考剂量分布和评估剂量分布中任意剂量值,排除参考剂量分布坏点误差,通常采用参考剂量分布中的最大剂量值 $D_{r, \text{max}}$, VeriSoft的全局归一化Global max用的就是这值。局部归一化用式(2)表示。

$$\delta(r_r, r_e) = \frac{[D(r_r) - D(r_e)]}{D_r} \times 100\% \quad (2)$$

式中: D_r 表示参考剂量分布中相应点的剂量值,不是常数。其中可知在参考剂量分布中相应点的剂量值 D_r 小于等于最大剂量值 $D_{r, \text{max}}$,因此全局归一化的剂量差值要小于等于局部归一化的剂量差值,根据 γ 指数公式,全局归一化所得的 γ 值相比

于局部归一的值更容易通过标准,因此全局 γ 分析的通过率比局部 γ 分析通过率高。

AAPM TG-218报告中Miften等^[17]对多个商用IMRT QA γ 分析软件进行了 γ 指数测试,使用Ju等^[20]方法的 γ 测试结果作为基准,发现在同一 γ 通过标准和剂量阈值下,不同软件对同一临床治疗计划剂量分布的 γ 计算结果与Ju等的结果存在不同程度的差异,个别软件差异达到6.2%,并指出产生差异的原因可能是由于图像分辨率的处理或剂量分布对齐方式的不同而导致。因此,强调用户应该了解不同软件实现 γ 算法的方式,并应针对他们的算法运行基准测试用例以评估其准确性。另外,用户在使用相应的商业IMRT QA软件时需要了解其功能的适用条件,以及知道全局 γ 分析与局部 γ 分析的原理,针对不同计划使用,以保证得到可靠的剂量分布比较结果。

3 结论

刚性配准与PTW VeriSoft的自动对齐(Align automatically)对小照射野的二维剂量分布的对齐效果均表现良好,在大照射野的二维剂量分布对齐中,刚性配准基本准确,而VeriSoft对准后的结果出现巨大偏差,不适用大照射野测量的对齐,因此刚性配准可以作为一种 γ 分析中二维剂量分布对齐的方法。PTW VeriSoft的自动对齐在大野照射情况下并不总是有效,VeriSoft用户应该了解该功能使用的局限性。

本文由于研究条件所限制,仅以PTW VeriSoft为例,后续可以对其他IMRT QA软件的自动对准效果进行比较研究,同时研究数据单一,仅使用Pinnacle³的QA数据,可使用不同计划系统的QA数据以及对测量与计算剂量分布中心点不一致的情况进行研究,强化刚性配准方法可用于剂量分布对齐的结论,为快速执行精确可靠的剂量分布对齐方法研究提供参考。

致谢 本文工作是在中国科学院合肥物质科学研究院和中国科学技术大学附属第一医院放疗科进行的,感谢中国科学院合肥物质科学研究院其他成员和中国科学技术大学附属第一医院放疗科提供的各项帮助和支持。

作者贡献声明 韦健是本研究的所有工作的执行人,完成代码实现和数据处理分析以及论文的写作;张纬诚参与了配准代码实现的指导;闫冰参

与了实验数据获取和处理；陈春花参与了论文的指导和修改；汪晖是本研究的构思者和发起人，指导实验设计与论文的写作和修改。全体作者均已阅读并同意最终的文本。

参考文献

- Ezzell G A, Galvin J M, Low D, *et al.* Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee [J]. *Medical Physics*, 2003, **30**(8): 2089-2115. DOI: 10.1118/1.1591194.
- Ezzell G A, Burmeister J W, Dogan N, *et al.* IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119[J]. *Medical Physics*, 2009, **36**(11): 5359-5373. DOI: 10.1118/1.3238104.
- Gillis S, De Wagter C, Bohsung J, *et al.* An inter-centre quality assurance network for IMRT verification: results of the ESTRO QUASIMODO project[J]. *Radiotherapy and Oncology*, 2005, **76**(3): 340-353. DOI: 10.1016/j.radonc.2005.06.021.
- Siochi R A C, Molineu A, Orton C G. Patient-specific QA for IMRT should be performed using software rather than hardware methods[J]. *Medical Physics*, 2013, **40**(7): 070601. DOI: 10.1118/1.4794929.
- Kerns J R, Childress N, Kry S F. A multi-institution evaluation of MLC log files and performance in IMRT delivery[J]. *Radiation Oncology*, 2014, **9**: 176. DOI: 10.1186/1748-717X-9-176.
- Alberto Vazquez-Quino L, Huerta-Hernandez C I, Rangaraj D. Clinical experience with machine log file software for volumetric-modulated arc therapy techniques [J]. *Baylor University Medical Center Proceedings*, 2017, **30**(3): 276-279. DOI: 10.1080/08998280.2017.11929614.
- Diamantopoulos S, Platoni K, Patatoukas G, *et al.* Treatment plan verification: a review on the comparison of dose distributions[J]. *Physica Medica*, 2019, **67**: 107-115. DOI: 10.1016/j.ejmp.2019.10.029.
- Mah E, Antolak J, Scrimger J W, *et al.* Experimental evaluation of a 2D and 3D electron pencil beam algorithm [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 1989, **34**(9): 1179-1194. DOI: 10.1088/0031-9155/34/9/004.
- Harms Sr W B, Low D A, Wong J W, *et al.* A software tool for the quantitative evaluation of 3D dose calculation algorithms[J]. *Medical Physics*, 1998, **25**(10): 1830-1836. DOI: 10.1118/1.598363.
- Low D A, Harms W B, Mutic S, *et al.* A technique for the quantitative evaluation of dose distributions[J]. *Medical Physics*, 1998, **25**(5): 656-661. DOI: 10.1118/1.598248.
- Bakai A, Alber M, Nüsslin F. A revision of the gamma-evaluation concept for the comparison of dose distributions[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2003, **48**(21): 3543-3553. DOI: 10.1088/0031-9155/48/21/006.
- Childress N L, Rosen I I. The design and testing of novel clinical parameters for dose comparison[J]. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 2003, **56**(5): 1464-1479. DOI: 10.1016/s0360-3016(03)00430-9.
- Moran J M, Radawski J, Fraass B A. A dose-gradient analysis tool for IMRT QA[J]. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2005, **6**(2): 62-73. DOI: 10.1120/jacmp.v6i2.2006.
- Basran P S, Woo M K. An analysis of tolerance levels in IMRT quality assurance procedures[J]. *Medical Physics*, 2008, **35**(6): 2300-2307. DOI: 10.1118/1.2919075.
- Stasi M, Bresciani S, Miranti A, *et al.* Pretreatment patient-specific IMRT quality assurance: a correlation study between gamma index and patient clinical dose volume histogram[J]. *Medical Physics*, 2012, **39**(12): 7626-7634. DOI: 10.1118/1.4767763.
- Low D A, Moran J M, Dempsey J F, *et al.* Dosimetry tools and techniques for IMRT[J]. *Medical Physics*, 2011, **38**(3): 1313-1338. DOI: 10.1118/1.3514120.
- Miften M, Olch A, Mihailidis D, *et al.* Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: recommendations of AAPM Task Group No. 218[J]. *Medical Physics*, 2018, **45**(4): e53-e83. DOI: 10.1002/mp.12810.
- Khalil A, Ng S C, Liew Y M, *et al.* An overview on image registration techniques for cardiac diagnosis and treatment[J]. *Cardiology Research and Practice*, 2018, **2018**: 1437125. DOI: 10.1155/2018/1437125.
- Johnson H J, McCormick M, Ibanez L. The ITK software guide third edition updated for ITK version 4.5[M]. New York: Kitware Inc., 2013.
- Ju T, Simpson T, Deasy J O, *et al.* Geometric interpretation of the gamma dose distribution comparison technique: interpolation-free calculation[J]. *Medical Physics*, 2008, **35**(3): 879-887. DOI: 10.1118/1.2836952.