

CT 与 CBCT 图像配准范围选择的对比研究

张 健, 岳海振, 张艺宝, 吴 昊

北京大学肿瘤医院暨北京市肿瘤防治研究所放疗科, 恶性肿瘤发病机制及转化研究教育部重点实验室, 北京 100142

【摘 要】目的:比较放疗定位 CT 图像与治疗前影像引导的 CBCT 图像自动配准范围的选择对于配准精度的影响。**方法:**分别获取 RANDO 仿真模体的定位 CT 图像和 20 组已知位置偏差的 CBCT 图像进行图像配准, 采用不同的配准范围得到 x、y、z 三个方向的相对偏差, 进行分析研究。**结果:**采用绝对偏差的方法进行对比分析, 配准范围为 (35×35×35) cm³ 的结果绝对偏差最小, 均值 0.166 mm, 标准差为 0.087, (20×20×20) cm³ 绝对偏差较小, 均值 0.316 mm, 标准差为 0.144, (10×10×10) cm³ 偏差最大, 均值 0.496 mm, 标准差为 0.219。**结论:**采用配对样本 T 检验, 配准范围为 (35×35×35) cm³ 配准精度最高, 相对于 (20×20×20) cm³ 和 (10×10×10) cm³ 的配准范围, P<0.001, 均具有显著的统计学意义; (20×20×20) cm³ 配准精度较高, 相对于 (10×10×10) cm³ 配准范围, P = 0.003 < 0.01, 具有显著统计学意义。本研究结果表明选择范围较大的配准方法有利于提高配准精度。

【关键词】影像引导的放疗; CBCT; 图像配准; 互信息

【DOI 编码】doi:10.3969/j.issn.1005-202X.2015.01.006

【中图分类号】R73

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2015)01-21-04

Registration Accuracy Comparison of CT and Cone Beam CT Image Based on Different Volumes of Interested Selection

ZHANG Jian, YUE Hai-zhen, ZHANG Yi-bao, WU Hao

Key laboratory of Carcinogenesis and Translational Research (Ministry of Education), Department of Radiotherapy, Peking University Cancer Hospital & Institute, Beijing 100142, China

Abstract: Objective To investigate the influence of different volume of interest (VOI) selection on the precision of registration between CT and Cone beam CT (CBCT) images applied in Image Guided Radiotherapy. Methods The planning CT images of an anthropomorphic phantom (RANDO) were acquired as references. Twenty sets of CBCT images with known displacements were registered to the CT images by selecting various VOI. Registration errors on the three orthogonal directions were recorded and analyzed. Results The minimum absolute errors were observed when a VOI of (35×35×35) cm³ was selected (mean = 0.166 mm, SD = 0.087). Intermediate errors were produced by a VOI of (20×20×20) cm³ (mean = 0.316 mm, SD = 0.144). A VOI of (10×10×10) cm³ led to the greatest errors (mean = 0.496 mm, SD = 0.219). Conclusion Paired t-test suggested that VOI of (35×35×35) cm³ achieved significantly higher accuracy of image registration in comparison to other VOIs (P<0.001). The performance of VOI of (20×20×20) cm³ is significantly better than that of (10×10×10) cm³ P= 0.003 < 0.01. The results show that image registration method using larger volume of interest is helpful to improve the registration accuracy.

Key words: IGRT; CBCT; image registration; mutual information

前 言

放疗治疗是恶性肿瘤的主要治疗手段之一, 据

估计, 约有 60%~70% 的肿瘤病人需要进行放射治疗, 而在所有可治愈癌症病人中, 放射治疗的贡献约占 40%, 具有十分重大的意义^[1]。随着技术的发展, 放射治疗已经从传统放疗和三维适形放射治疗技术 (Three Dimensional Conformal Radiotherapy, 3DCRT), 发展到更为精确的调强放射治疗 (Intensity Modulated Radiotherapy, IMRT)、影像引导放射治疗 (Image Guiding Radiotherapy, IGRT)、容积调强放射治疗 (Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT) 以及体部立体

【收稿日期】2014-11-04

【作者简介】张健(1986-), 男, 28 岁, 物理师, E-mail: zhangjian_bjch@h-otmail.com

【通信作者】吴昊(1976-), 科室副主任, 物理师, E-mail: wuhao_bric@sina.com

定向放疗(Stereotactic Body Radiotherapy, SBRT)。这些新技术在有效提高肿瘤靶区剂量的同时降低了周围正常组织受照剂量,进而达到提高治疗增益比的目的^[2-5]。在整个放射治疗过程中病人的正确摆位对于放疗的精确性起着至关重要的作用,在影像引导放射治疗中,放疗定位 CT 和锥形束 CT (Cone-Beam CT, CBCT) 的医学图像配准为实现精确摆位提供了可靠的解决方案。

医学图像配准是指对于一幅医学图像寻求一种(或一系列)空间变换,使它与另一幅医学图像上的对应点达到空间上的一致。目前已经提出的图像配准方法主要分为基于几何特征和基于图像像素相似性两种^[6]。基于几何特征的方法速度较快,但配准效果主要依赖于几何特征的提取精度。基于像素相似性的方法主要根据图像中所有像素密度值和空间位置等参数,构造出代价函数,然后通过计算代价函数的最优解得到变换参数。目前 Varian 公司 Eclipse 计划系统采用基于像素相似性的互信息配准方法实现两组图像的配准。

为了减少患者在影像引导过程中体位变化的不确定性,以及提高治疗效率,临床上大多采用加速器自带的软件进行自动匹配。由于所采集病人的相对身体状况和摆位误差的存在,再加上靶区所在位置、呼吸运动等等因素的影响,CT 图像与 CBCT 图像并不能完全配准吻合,因此必要时还需要辅以费时的人工调整。而选择合适的感兴趣区(VOI),不仅影响图像自动匹配的速度,同时也会对匹配的结果产生影响。

本文研究了 VOI 的选择对于定位 CT 图像与每次放疗前的 CBCT 图像自动配准结果的影响。本研究采用美国 RANDO 仿真模体(The Phantom Laboratory)作为研究对象,分别获取 CT 定位图像和位置偏差已知的 20 组 CBCT 图像,然后采用 TrueBeam 加速器系统自带的医学图像配准软件,选择不同的 VOI 得到三组不同的配准结果,并对该配准结果与已知真实误差值进行对比分析。

1 材料与方法

1.1 CT 图像获取

使用西门子大孔径 CT(Siemens Sensation Open)对 RANDO 模体行头部扫描,层厚 3 mm,层数 105,分辨率为 512×512,像素大小 0.88 mm×0.88 mm。通过匹配 RANDO 模体体表标记和激光灯系统,并以调整治疗床的方式引入已知位置误差后,利用 Varian 公司的 TrueBeam 加速器上获取了模体的 CBCT 图像,层厚 2 mm,层数 89,分辨率 512×512,像素大小 0.51 mm×0.51 mm。该款机型的标称配准精度可达 0.1 mm,高于其他系列加速器的 1 mm 精度。

1.2 相似性测度

本文采用互信息(Mutual Information, MI)作为相似性测度。互信息是信息论中的一个基本概念,用来

描述两个随机变量间的统计相关性,是一个变量包含另一个变量的信息量的多少的度量^[7]。在多模图像配准中,当两幅图像的空间位置完全一致时,其中一幅图像中表达的关于另一幅图像的信息,也就是互信息为最大,它可用熵来描述

$$I(A,B)=H(A)+H(B)-H(A,B) \quad (1)$$

其中 $H(A)$ 和 $H(B)$ 分别为图像 A 和 B 的熵, $H(A,B)$ 为二者的联合熵。

在多模医学图像配准问题中,虽然两幅图像来源于不同的成像设备,但是它们基于共同的人体解剖信息,所以当两幅图像的空间位置完全一致时,其中一幅图像表达的关于另一幅图像的信息,也就是对应像素灰度的互信息应为最大。互信息配准具有以下优点:人工干预少,只依赖于图像本身的信息,不需要任何假设或先验医学知识,也不需要图像进行特征点提取,组织分类等预处理;精度高,可达到亚像素级;可靠性高,对图像中的几何失真不敏感;不依赖于成像设备,可应用于多模医学图像配准。

用图像的直方图代替概率分布本身就是一个近似,所以对于多模医学图像最大互信息配准方法,一般采用采样子集,插值,出界点策略等技术保证配准的精度。其中对于三维医学图像配准,三维体积数据集过于庞大,增加了计算的负担,因此需要采用采样子集技术进行采样,一般采样因子 $f_x = f_y = 4, f_z = 2$ 会得到满意的配准结果。最大互信息配准由于缺乏图像的空间信息,容易出现局部极值,从而导致误配准^[8-9]。

1.3 实验步骤

(1)用铅点标记 RANDO 模体并在大孔径 CT 上进行扫描得到定位 CT 图像。利用 Eclipse 计划系统在图像上勾画出虚拟的靶区(大小约 6 cm×7.5 cm),将计划中心设置为靶区体积中心,制定 Setup 计划后传入 TrueBeam 加速器控制系统。

(2)利用 RANDO 模体的体表标记和激光灯系统进行摆位,使等中心与 RANDO 模体的计划中心一致后行 CBCT 扫描,以检验 X、Y、Z 三个方向上的位置吻合情况,然后进行模体位置微调,进一步确保摆位的精确性。

(3)调整好中心原点坐标后,分别在 X、Y、Z 方向上移动治疗床,并保证其另外两个方向位置不变。再对 X、Y、Z 三个方向同时移床并进行 CBCT 扫描,移动距离依次为 0.2 cm、0.5 cm、1.0 cm,得到 20 组 CBCT 图像。

(4)将所有 CBCT 图像与计划 CT 图像进行在线匹配,匹配范围分别是以靶区为中心的默认的范围(35×35×35)cm³、适中范围(20×20×20)cm³、较小的适应靶区的范围(10×10×10)cm³,分别记录匹配结果并进行统计分析。

1.4 评价标准及分析方法

对于图像配准范围选择问题,我们设计了一个特定的评估标准。首先在坐标为(x,y,z)为(0,0,0)时,

配准结果设为 (x_0, y_0, z_0) , 计算两组图像配准结果的相对偏差, 然后计算根据公式 2 计算绝对偏差。设原始移动坐标为 (x, y, z) , 配准后坐标为 (x_1, y_1, z_1) , 则其绝对偏差如下所示:

$$D = \sqrt{(x_1 - x - x_0)^2 + (y_1 - y - y_0)^2 + (z_1 - z - z_0)^2} \quad (2)$$

2 结果与分析

本实验选取头部模体 CT 图像与坐标变换后得到的 20 例 CBCT 图像配准结果, 以及采用公式 2 定义的评估方法计算得到的绝对偏差如表 1 所示, 其中序号 1 的结果为模体在不做任何变换的情况下的配准结果, 其他数据由配准后相应的坐标减去 $(0, 0, 0)$ 位置的配准结果后得到。

对表 1 中 19 例绝对偏差结果做箱图分析可知, 选择不同范围的配准方法, 对于配准结果有较大影响, 如图 1 箱图分析所示。对于 $(35 \times 35 \times 35) \text{ cm}^3$, 其配准结果绝对偏差中位数为 0.17 mm, 均值为 0.166 mm, 标准差为 0.087; $(20 \times 20 \times 20) \text{ cm}^3$ 配准结果绝对偏差中位数为 0.32 mm, 均值为 0.316 mm, 标准差为 0.144; 而 $(10 \times 10 \times 10) \text{ cm}^3$ 配准结果的绝对偏差中位数为 0.46 mm, 均值为 0.496 mm, 标准差为 0.219, 说明配准范围和配准误差成反比, 范围越大误差越小。

采用配对样本 t 检验分别比较三种配准范围对于配准误差的影响, 结果如表 2 所示。三组对比结果 P 值均小于 0.01, 具有显著的统计学意义。

3 讨论和结论

放疗定位 CT 和 CBCT 图像的精确配准是 IGRT 过程中非常重要的一个环节, 是实现精确放疗的关键

技术, 在提高肿瘤控制概率的同时, 可以减少放疗副反应的发生。快速精确的 CT 和 CBCT 图像的自动配准是实现快速位置校准的重要保证, 对于提高治疗精度, 缩短治疗时间, 提高病人舒适度也有着十分重要的意义。

本文对于放疗定位 CT 与 CBCT 图像自动匹配范围选择的研究目的是寻求一种快速、精确的配准方法以减少由基于最大互信息的医学图像配准算法带来的位置偏差, 从而提高摆位精度和治疗效果。本文选取 RANDO 模体的头部进行研究, 主要考虑到 RANDO 模体的可控摆位精度和可重复性, 以减少人为因素带来的偏差。而且头部结构复杂, 信息量大, 对于互信息配准算法的精度是一个极大考验, 具有一定的代表性。本研究依据日常临床工作中的实际情况, 实验设定的摆位偏差均在 1 cm 以内。对于大于 1 cm 的极限情况, 需要手动大致配准后再进行自动配准, 以减少由于互信息局部极值缺陷带来的配准偏差。对于实验结果, 其配准偏差很小, 单一方向最大为 0.5 mm, 而由公式 2 计算得到的绝对偏差也在 1 mm 以内, 但是此偏差却占实验设计的原始偏差的 20% 左右。

对于头颈部肿瘤, 配准范围选择为默认的 $(35 \times 35 \times 35) \text{ cm}^3$ 时配准误差最小, 配准范围大小与配准误差具有明显的反比关系。虽然范围大小选择对于配准结果的影响很小, 但是对于剂量梯度较大区域的危及器官保护具有十分重大的意义, 尤其是在单次大剂量照射中, 微小的位置偏差对于危及器官受量和放疗精度影响作用更为明显。对于配准时间, 由于互信息配准技术已经相当高效和快速, 且其配准速度所依赖的硬件设备也足够完善, 三种配准范围的配准时间均在临床可接受范围内 ($< 10 \text{ s}$)。

表 1 实验结果

Tab.1 Experimental Results

Serial Number	Initial Coordinates(cm)	Registration Error (mm)						Absolute Dev.(mm)					
		$(35 \times 35 \times 35) \text{ cm}^3$			$(20 \times 20 \times 20) \text{ cm}^3$			$(10 \times 10 \times 10) \text{ cm}^3$			$(35 \times 20 \times 10) \text{ cm}^3$		
1	0.00 0.00 0.00	-0.10	0.00	-0.40	0.10	0.00	0.10	-0.10	-0.10	0.30	0.41	0.14	0.33
2	0.10 0.10 0.10	-0.10	0.10	-0.10	0.20	-0.10	0.30	-0.10	-0.30	0.60	0.05	0.04	0.04
3	0.20 0.20 0.20	-0.10	0.00	0.00	0.20	-0.20	0.10	-0.30	-0.40	0.80	0.17	0.37	0.68
4	0.30 0.30 0.30	-0.10	-0.10	0.20	0.10	0.00	0.50	-0.10	0.10	-0.00	0.10	0.30	0.95
5	0.50 0.50 0.50	-0.20	-0.30	-0.10	0.10	0.00	0.50	-0.10	0.10	0.00	0.25	0.51	0.14
6	0.10 0.00 0.00	-0.10	-0.10	0.00	0.30	-0.20	0.40	-0.40	-0.40	-0.40	0.14	0.54	0.69
7	0.20 0.00 0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.10	-0.20	-0.40	0.30	0.00	0.10	0.54
8	0.30 0.00 0.00	-0.10	-0.10	0.00	0.20	-0.10	0.00	0.10	0.20	0.40	0.14	0.22	0.46
9	0.50 0.00 0.00	-0.10	0.00	0.00	0.00	-0.10	0.30	0.20	-0.30	0.20	0.10	0.32	0.41
10	1.00 0.00 0.00	-0.20	-0.10	0.20	0.00	-0.10	0.20	-0.30	0.10	0.10	0.22	0.22	0.37
11	0.00 0.10 0.00	-0.10	-0.20	0.00	0.10	0.00	0.50	0.20	-0.40	0.00	0.22	0.51	0.45
12	0.00 0.20 0.00	-0.10	0.00	0.00	0.00	-0.10	0.30	0.20	-0.50	-0.30	0.10	0.32	0.62
13	0.00 0.30 0.00	-0.10	-0.10	0.00	0.10	0.00	0.00	0.00	-0.20	-0.20	0.14	0.10	0.28
14	0.00 0.50 0.00	0.00	-0.10	0.00	0.10	-0.20	0.40	-0.50	-0.10	0.50	0.10	0.46	0.71
15	0.00 1.00 0.00	-0.20	-0.10	0.00	0.10	-0.10	0.40	0.00	-0.30	0.20	0.22	0.42	0.36
16	0.00 0.00 0.10	-0.10	-0.10	0.30	0.10	-0.10	0.40	-0.10	0.20	0.40	0.33	0.42	0.46
17	0.00 0.00 0.20	-0.10	0.00	0.00	0.20	-0.10	0.10	-0.30	-0.10	0.60	0.10	0.25	0.68
18	0.00 0.00 0.30	-0.10	0.00	0.20	0.10	-0.20	0.10	-0.20	0.00	0.30	0.22	0.24	0.36
19	0.00 0.00 0.50	-0.20	0.00	0.20	0.00	0.00	0.30	0.10	-0.40	-0.30	0.28	0.30	0.51
20	0.00 0.00 1.00	-0.20	-0.20	0.00	0.20	-0.03	-0.10	0.10	-0.50	0.50	0.28	0.37	0.71

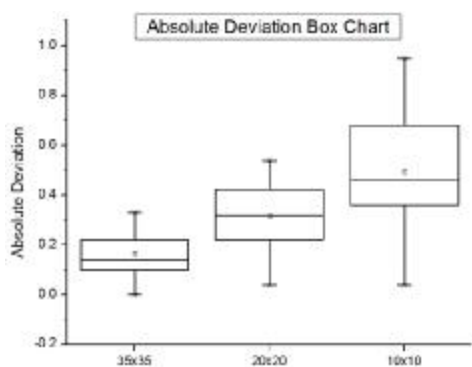


图 1 箱图结果分析

Fig.1 Box Chart Analysis

表 2 配对样本 T 检验结果

Tab.2 Paired Samples T Test Results

t test	35 vs 20	35 vs 10	20 vs 10
P	<0.001	<0.001	0.003

由于本文选取的是 RANDO 模体的头部进行研究,相关结果对于体部肿瘤,尤其是靶区较小的体部立体定向放射治疗(Stereotactic Body Radiation Therapy, SBRT),可能不具备太大的参考意义,相关研究还需深入。考虑其原因主要有如下两个方面:其一,相对而言头部基本属于刚体,靶区相对位置固定,较大的配准区域有助于提供更多信息使得图像配准更加准确;其二,RANDO 模体无法提供与患者治疗时类似的动态信息,而实际体部图像配准容易受到外轮廓变化以及各种器官运动的影响,选择大的配准区域可能导致干扰信息远远大于有用信息。

本研究采用 RANDO 模体比较研究不同配准范围对于互信息配准结果的影响,具有一定的临床意义。本实验需要注意以下几个问题:第一,保证 RANDO 模体的一致性,因为该模体由层厚 2.5 cm 的薄片组成,保证模体在 CT 和 CBCT 扫描时的位置一致性

对于配准实验的精确性至关重要。第二,实验前需要对 TrueBeam 加速器的进行必要的质控,包括治疗床的精度和 CBCT 的等中心精度等。本研究存在的问题是公式 2 所定义的绝对偏差不能全面反映基于互信息的刚体配准结果在三个坐标方向的总体偏差,寻求一种更合理的判定方法称为下一步研究的重要内容。

【参考文献】

- [1] 殷蔚伯, 胡逸民. 肿瘤放射治疗学[M]. 北京: 中国协和医科大学出版社, 2008: 1-5.
Yin WB, Hu YM. Radiation Oncology [M]. Beijing: Peking Union Medical College press, 2008: 1-5.
- [2] Bertelsen A, Hansen CR, Johansen J, et al. Single arc volumetric modulated arc therapy of head and neck cancer [J]. Radiother Oncol, 2010, 95(2): 142-148.
- [3] Clemente S, Wu B, Sanguineti G, et al. SmartArc-based volumetric modulated arc therapy for oropharyngeal cancer: A dosimetric comparison with both intensity-modulated radiation therapy and helical tomotherapy[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2011, 80(4): 1248-1255.
- [4] Doornaert P, Verbakel WF, Bieker M, et al. RapidArc planning and delivery in patients with locally advanced head-and-neck cancer undergoing chemoradiotherapy [J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2011, 79(2): 429-435.
- [5] Verbakel WF, Cuijpers JP, Hoffmans D, et al. Volumetric intensity modulated arc therapy vs. conventional IMRT in head-and-neck cancer: a comparative planning and dosimetric study[J]. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2009, 74(1): 252-259.
- [6] Pluim J, Maintz J, Viergever MA. Mutual information-based registration of medical images: A survey [J]. IEEE Transaction on Medical Imaging, 2003, 22(8): 986-1004.
- [7] 罗述谦, 周果宏. 医学图像处理与分析 [M]. 北京: 科学出版社, 2010: 164-165.
Luo SQ, Zhou GH. Medical image processing and analysis [M]. Beijing: Science Press, 2010: 164-165.
- [8] Jeffrey Tsao. Interpolation artifacts in multimodality image registration based on maximization of mutual information[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2003, 22(7): 235-260.
- [9] Mallat S, Zhong S. Characterization of signals from multiscale edges [J]. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1992, 14(7): 710-732.