

文章编号 1006-8147(2020)02-0127-06

论著

基于双能 X 射线透视成像的肺部肿瘤运动跟踪方法及临床评价

贺树萌¹, 马善达², 王伟¹, 付东山¹

(1.天津医科大学肿瘤医院放疗科, 国家肿瘤临床医学研究中心, 天津市“肿瘤防治”重点实验室, 天津市恶性肿瘤临床医学研究中心, 天津 300060; 2.江苏瑞尔医疗科技有限公司, 无锡 214192)

摘要 目的:利用双能 X 射线透视成像技术,通过呼吸周期内高低能运动图像序列对软组织减影图像配准,提供一种无需金属标记的肺部肿瘤呼吸运动跟踪方法。**方法:**以肺部肿瘤患者的高低能 X 射线透视图像为研究对象,通过自动双能减影算法获得软组织减影图像,然后采用本研究提出的一种结合自适应参考图像选择和归一化互信息匹配的肿瘤运动跟踪算法,计算肿瘤呼吸运动轨迹和运动幅度。采集并分析 19 例肺癌患者的临床数据,以人工测量结果为参考基准,评价肿瘤运动跟踪算法的准确性。**结果:**19 例病例分析结果显示,运动跟踪算法计算获得的肿瘤呼吸运动轨迹和运动幅度,与人工测量方法获得的结果具有很好的一致性。对大部分病例,头脚方向运动幅度明显大于左右和腹背方向运动幅度,位于肺下半部分肿瘤的运动幅度明显大于位于肺中上部肿瘤。**结论:**无需金属标记的肿瘤运动跟踪算法,利用双能减影软组织图像,直接对肿瘤进行图像配准,能够较准确地跟踪肺部肿瘤呼吸运动。

关键词 双能减影;图像匹配;归一化互信息;肿瘤运动跟踪

中图分类号 R734.2+R812

文献标志码 A

Lung tumor motion tracking method and clinical evaluation based on dual energy X ray fluoroscopy

HE Shu-meng¹, MA Shan-da², WANG Wei¹, FU Dong-shan¹

(1.Department of Radiation Oncology, Cancer Institute and Hospital, Tianjin Medical University, National Clinical Research Center for Cancer, Key Laboratory of Cancer Prevention and Therapy, Tianjin, Tianjin's Clinical Research Center for Cancer, Tianjin 300060, China; 2.Rayer Medical Technology Co., Ltd., Wuxi 214192, China)

Abstract Objective: To provide a breathing motion tracking method for lung tumors without metal markers by registration of soft tissue subtraction images with the high and low energy motion image sequences in the respiratory cycle using dual-energy X-ray fluoroscopy imaging. **Methods:** Taking the high and low energy X-ray images of lung cancer patients, soft tissue images were obtained by an automatic dual energy subtraction algorithm. Combining adaptive reference image selection and normalized mutual information matching, a tumor motion tracking algorithm was proposed to calculate the breathing motion curve and motion amplitude of lung tumor. The clinical data of 19 patients with lung cancer were collected and analyzed. The accuracy of tumor motion tracking algorithm was evaluated using the manual measurement results as reference benchmark. **Results:** For all 19 patients, the results of breathing motion curve and motion amplitude calculated by tumor motion tracking algorithm were in good agreement with the results obtained by manual measurement. In most cases, the motion range in superior/inferior direction was greater than that in left/right and anterior/posterior directions, and the motion range of tumors in the lower half of the lung was larger than that in the middle and upper lung. **Conclusion:** Using dual-energy subtraction soft tissue images, a tumor motion tracking algorithm without metal markers can directly register tumors, and track the respiratory movement of lung tumors accurately.

Key words dual energy subtraction; image registration; normalized mutual information; tumor motion tracking

随着医学影像技术的发展,图像引导放射治疗已经成为放射治疗技术的重要组成部分。呼吸是造成胸腹部肿瘤在放射治疗分次内运动的主要原因^[1]。在治疗过程中对肿瘤进行运动跟踪是解决呼吸影响的一种有效方式,可减少射线对肿瘤周围健康组

织的伤害^[2]。目前临床常用的肿瘤运动跟踪方式为体表光学跟踪和 X 射线立体平面成像相结合技术^[3-5]。由于骨骼遮挡使肿瘤可视度受限,难以直接对肿瘤进行定位跟踪,通常在肿瘤内部或附近植入一个或多个金属标记,通过跟踪金属标记间接估算肿瘤位移^[6]。此方法两个主要缺点:金属标记植入可能引发气胸等并发症;肿瘤与金标点的位置不一致可能引入跟踪误差。X 射线双能减影技术可以去除骨骼,

基金项目 国家重点研发计划(2017YFC0113100)

作者简介 贺树萌(1994-),女,硕士在读,研究方向:医学图像处理;
通信作者:付东山, E-mail: dongshan_fu@hotmail.com。

生成软组织减影图像,改进肿瘤图像清晰度和可视度,为无需金属标记的肿瘤运动跟踪提供新途径^[7-8]。据此,本研究提出了一种基于双能 X 射线减影技术的无标记肿瘤运动跟踪算法,通过自动双能减影算法获得去除骨性结构的软组织图像序列,以图像间平均像素差值作为衡量标准,自适应选择匹配所需的参考图像,采用基于归一化互信息的软组织匹配算法直接对肿瘤直接定位,实现无标记的肿瘤运动跟踪。

1 资料与方法

1.1 图像采集 本研究采用的双能成像设备主要由 C 型臂、治疗床、X 射线管、平板探测器、高压发生器和控制计算机组成。C 型臂旋转机械结构保证了在不同投影角度采集图像。通过双次曝光法采集高低能 X 射线图像对,采集过程中高低能 X 射线快速切换,采集一组高低能 X 射线图像需 103 ms,快速切换避免呼吸运动引起的图像伪影。

共采集 20 例接受放射治疗的肺部肿瘤病例,每个病例分别在 0°和 90°投影方向采集 9 或 10 个时相的高低能 X 射线图像对序列,高低能脉冲电压范围选择分别 120~130 kVp 和 70~80 kVp,共采集 394 高低能图像对。所采集图像大小为 768×1 024 像素,像素大小 0.4×0.4 mm。

1.2 自动减影算法 使用优化的加权对数算法获得去除骨性结构的软组织减影图像,公式为:

$$\ln(I_{Autoseft}^{DE}) = \ln(I^{High} \times h_{LPF}) - \omega_s \ln(I^{Low}) \quad (1)$$

其中 $I_{Autoseft}^{DE}$ 指经过自动减影算法得到的软组织减影图像, I^{High} 、 I^{Low} 分别指高低能 X 射线图像, ω_s 指权重系数, h_{LPF} 为 3×3 低通滤波矩阵。减影过程中采用对比度噪声比(contrast-to-ratio, CNR)值作为图像质量评价参数,自动获取可直接用于肿瘤跟踪定位的软组织减影图像。

1.3 肿瘤运动跟踪算法 本文提出了一种基于自适应参考图像更新和归一化互信息匹配的肿瘤运动跟踪算法。本算法根据图像间平均像素差值的变化,自适应选择参考图像,降低肿瘤位移、形变等因素对匹配算法的影响。同时,归一化互信息具有很好的鲁棒性,作为肿瘤匹配过程中的相似性测度,可保证匹配算法准确性。

肿瘤运动跟踪算法如下:读取软组织图像序列 I_1, I_2, \dots, I_N , 在第一时间相图像 I_1 中人工确定初始肿瘤区域;第二时相 I_2 以在第一时间相 I_1 为参考图像,直接应用归一化互信息匹配算法进行图像配准;对后续时相的图像 I_3 到 I_N , 自适应参考图像更新算法自动选择参考图像,然后再应用归一化互信息匹配算

法进行图像配准;完成所有时相的图像配准,得到呼吸周期内肿瘤在每个投影方向上的运动轨迹。

1.3.1 自适应参考图像更新算法 在肿瘤运动跟踪过程中,若仅以一幅软组织图像为参考图像进行跟踪,受肿瘤位移、形变等因素的影响,所得结果可能并不准确。而肿瘤位置在呼吸循环内具有重复性,两时相图像中的肿瘤位置越相近,肿瘤形态越相似,平均像素差值越小,匹配结果越准确。因此本文提出了基于图像间平均像素差值的自适应参考图像更新算法,自动寻找最佳参考图像。

I_i 与 I_j 分别为 i 时相与 j 时相的软组织图像,两幅图像之间的平均像素差值定义如下:

$$z(I_i, I_j) = \frac{1}{MN} \sum_{x=1}^M \sum_{y=1}^N |I_i(x, y) - I_j(x, y)| \quad (2)$$

式中 M 和 N 分别为图像水平和垂直方向的像素数, $I_i(x, y)$ 和 $I_j(x, y)$ 分别是 I_i 与 I_j 在 (x, y) 处的灰度值。该算法对图像间像素变化敏感,便于寻找与待匹配图像肿瘤位置与形态最相似的参考图像。

1.3.2 归一化互信息匹配算法 Studholme 等^[9]于 1999 年提出了归一化互信息理论,图像 I_i 与图像 I_j 间的归一化互信息值定义为:

$$NMI(I_i, I_j) = \frac{\sum_a P_i(a) \log P_i(a) + \sum_b P_j(b) \log P_j(b)}{\sum_{a,b} P_{I_i I_j}(a, b) \log P_{I_i I_j}(a, b)} \quad (3)$$

其中 a, b 分别为图像 I_i 和图像 I_j 中的灰度值, $P_i(a)$ 和 $P_j(b)$ 分别表示图像 I_i 与图像 I_j 的概率分布, $P_{I_i I_j}(a, b)$ 表示的是图像 I_i 和 I_j 的联合概率分布。归一化互信息值越大,说明两幅图像越相似,当两幅图像完全一样时,归一化互信息值为 1。

选择归一化互信息作为相似性测度有以下几个原因:首先归一化互信息的计算仅使用图像本身信息,在两幅图像的灰度级数相似的情况下有良好的匹配精度,较高的可靠性。其次,不需要图像分割、特征提取等预处理,步骤简便。同时,与标准互信息方法相比,归一化互信息更具有鲁棒性。

匹配算法流程如图 1 所示,其中 I_i 为参考图像, I_j 为待匹配图像,具体步骤为:

(1)在参考图像中定义“匹配窗口”,如图 1A 中红色矩形所示。当参考图像为软组织图像序列中第 1 时相图像时,匹配窗口由人工确定,是包含整个肿瘤及其边界信息的最小矩形;其他时相图像中匹配窗口位置由图像匹配获得。

(2)在待配准图像中定义“搜索窗口”,如图 1B 中白色矩形。搜索窗口几何中心位置与参考图像中的匹配窗口几何中心位置相同。呼吸周期内肺部肿瘤运动幅度大约在 10~20 mm^[10],据此确定本研究

搜索窗口大小,保证搜索窗口覆盖肿瘤运动范围。搜索窗口的建立避免了在图像匹配时进行全图搜索,可降低计算复杂度,减少匹配计算时间。

(3)在搜索窗口内建立全域平移搜索模型^[1],得到不同的待匹配子区域,部分子区域如图1B中蓝色矩形所示。

(4)分别计算匹配窗口与各个待匹配子区域的归一化互信息值,结果如图1C所示。归一化互信息值最大的子区域与匹配窗口最相似,为肿瘤区域,如图1B中黄色矩形区域所示。目视证实了通过归一化互信息匹配算法得到的肿瘤区域位置的正确性。

1.4 人工测量方法 人工测量结果由具有医学图像背景的专业人员测定。在各时相软组织图像中仔细画出包含肿瘤区域的最小矩形并找到该矩形的几何中心,用几何中心位置代表肿瘤在各时相图像中的位置,得到肿瘤在两个投影方向的运动轨迹,并得到肿瘤在3个方向上的呼吸运动幅度。

最小矩形的确定方法如下:首先,在各时相软组织图像中确认肿瘤区域;然后在肿瘤区域中,找到距离软组织图像上下左右4条边界最近的(即,最上、最下、最左、最右)4个点;第三,过这4个点,分别做平行于相应边界的直线,相交成一个矩形。

该矩形即为包含肿瘤区域的最小矩形。

肿瘤受呼吸作用影响,除了会产生位移之外,还会发生形变。无论是位移,还是形变,都会直接反映在肿瘤区域的变化上;而本测量方法中,最小矩形是恰恰包含整个肿瘤区域的。因此本测量方法(以包含肿瘤区域的最小矩形的几何中心来代表肿瘤位置)同时兼顾了位移和形变两种因素,从而保证了测量的准确性。

2 结果

2.1 自动减影算法结果 用本文提出的自动减影算法分析394高低能图像对,获得394幅去除骨性结构的软组织图像,肺部肿瘤可见度得到显著提高。自动减影算法减少了骨骼对肿瘤的遮挡,获得的软组织图像用于肿瘤运动跟踪的分析计算。

用一组具有代表性的图像展示自动减影算法结果,如图2所示,图中蓝色矩形框内为肿瘤区域。在高低能图像中,由于骨骼遮挡肿瘤可见度受限,经自动减影算法处理得到的软组织减影图像,背景骨骼被消除,肿瘤更加清晰可辨认。

2.2 肿瘤运动跟踪算法结果 根据解剖学知识,沿第二、四肋骨前端下缘各画一条水平线可将肺部分成上、中、下3个部分^[12]。在采集的20例肺部肿瘤病例图像中,由于肿瘤位置以及投影角度选择原因,

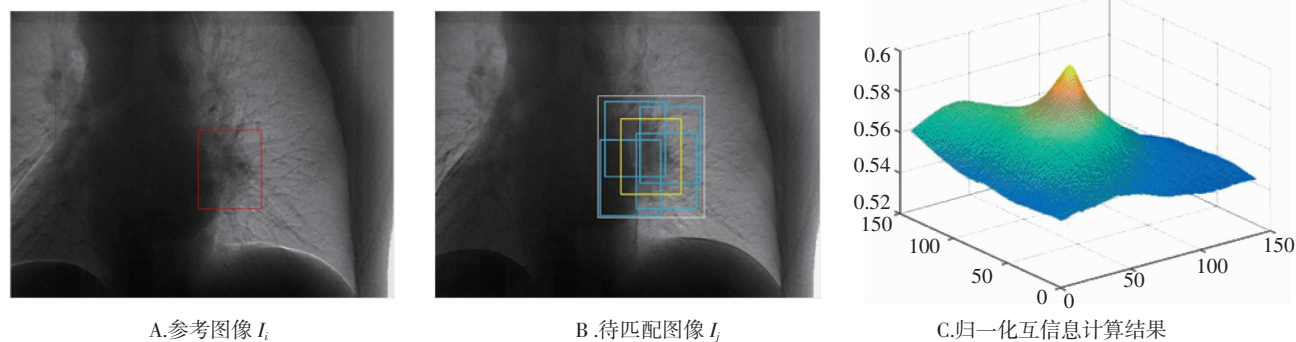


图1 肿瘤匹配流程

Fig 1 Tumor matching process

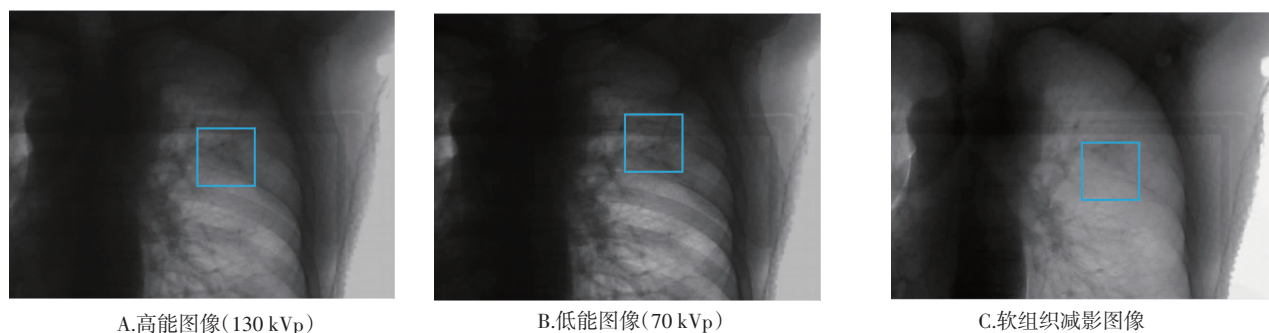


图2 肿瘤可见度目视比较

Fig 2 Visual comparison of tumor visibility

其中一个病例的肿瘤在高低能 X 射线图像及软组织图像中均不可见,故本研究选择余下的 19 例肺部肿瘤病例,进行肿瘤运动跟踪的分析。其中肺上部肿瘤病例 2 例,肺中部肿瘤病例 10 例,肺下部肿瘤病例 7 例。

2.2.1 结果比较 三维空间中坐标轴根据 ICRU62 号报告定义:X、Y 和 Z 方向分别表示左右、头脚和腹背方向。肿瘤在 X 方向和 Z 方向的运动幅度分别由 0°投影方向和 90°投影方向的图像确定;肿瘤在 Y 方向的运动幅度,取由 0°投影方向和 90°投影方向的图像计算的较大值。

将算法结果与人工测量结果进行对比,如表 1 所示。表中序号 1、2 病例为肺上部肿瘤病例;3~12 病例为肺中部肿瘤病例;13~19 为肺下部肿瘤病例。

根据表 1 结果计算得到的 X、Y 和 Z 方向运动幅度偏差的平均值±标准差值,分别为 (-0.49 ± 0.75) mm、 (-0.44 ± 0.88) mm 和 (-0.29 ± 1.00) mm,结果表明肿瘤运动跟踪算法与人工测量方法得到的结果有较好的一致性。用人工测量方法得到的结果作为参考基准,证实肿瘤运动跟踪算法计算结果的准确性。从表 1 可知,序号 3 病例 Z 方向结果偏差值大于 2.5 mm。分析其可能原因,该病例肿瘤体积较大(直径大于 40 mm),伴随呼吸运动发生较大形变,导致算法结果与人工测量结果存在较大偏差。

通过运动跟踪算法结果分析比较肺上部、肺中部与肺下部肿瘤的运动情况。肺上部肿瘤在 X、Y 和 Z 方向的运动幅度分别为 (1.75 ± 0.77) mm、 (4.35 ± 0.63) mm 和 (2.15 ± 1.48) mm;肺中部肿瘤在 X、Y 和 Z 方向的运动幅度分别为 (2.05 ± 0.77) mm、 (4.43 ± 3.16) mm 和 (2.42 ± 0.83) mm;肺下部肿瘤在 X、Y 和 Z 方向的运动幅度分别为 (2.31 ± 0.98) mm、 (11.3 ± 2.3) mm 和 (2.15 ± 1.48) mm。通过上述结果可得出以下结论:相比左右方向与腹背方向,肿瘤在头脚方向的运动幅度最大;并且肺下部肿瘤头脚方向运动幅度明显大于位于肺中上部肿瘤运动幅度。

2.2.2 结果说明 以下用序号 15 病例为代表,详

表 1 19 例肺部肿瘤三维方向运动幅度

Tab 1 Three-dimensional motion amplitude of 19 cases of lung tumors

序号	肿瘤位置	算法结果/mm			人工测量结果/mm			偏差值 Δ /mm		
		X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
1	肺上部	2.3	3.9	3.2	3.9	5.2	2.9	-1.6	-1.3	0.3
2		1.2	4.8	1.1	1.8	4.4	1.5	-0.6	0.4	-0.4
3	肺中部	2.1	7.2	3.1	3.9	6.9	5.6	-1.8	0.3	-2.5
4		1.9	1.3	1.9	1.4	1.4	1.2	0.5	-0.1	0.7
5		1.2	1.9	4.3	1.2	3.4	3.5	0	-1.5	0.8
6		1.7	2.3	1.3	3.1	3.4	1.3	-1.4	-1.1	0
7		1.6	2.4	1.9	1.6	4.1	2.9	0	-1.7	-1.0
8		2.4	2.9	2.6	1.8	1.9	2.4	0.6	1.0	0.2
9		3.5	3.1	2.7	3.5	3.9	2.6	0	-0.8	0.1
10		3.2	10.5	2.4	3.5	9.9	2.6	-0.3	0.6	-0.2
11		1.6	8.5	2.1	2.0	9.9	2.3	-0.4	-1.4	-0.2
12		1.3	4.2	1.9	2.0	3.5	2.7	-0.7	0.7	-0.8
13	肺下部	2.6	10.9	0.8	3.7	11.7	1.1	-1.1	-0.8	-0.3
14		2.6	13.3	4.0	4.4	14.3	3.6	-1.8	-1.0	0.4
15		2.3	9.9	4.0	2.1	9.8	2.2	0.2	0.1	1.8
16		1.6	12.3	2.9	1.3	14.0	3.4	0.3	-1.7	-0.5
17		1.6	6.9	1.8	2.0	7.2	2.1	-0.4	-0.3	-0.3
18		4.2	12.6	1.1	4.9	13.1	3.0	-0.7	-0.5	-1.9
19		1.3	13.2	0.5	1.4	12.6	2.2	-0.1	0.6	-1.7

注:偏差值 Δ =算法结果-人工测量结果

细说明运动跟踪算法结果。该病例 0°与 90°投影方向呼吸循环中各含 10 个时相的软组织图像。由于篇幅所限,本文仅展示该病例呼吸循环中 4 个间隔时相的跟踪结果图像。图 3 和图 4 分别为 0°和 90°投影方向的跟踪结果,图 3A、图 3B、图 3C、图 3D 与图 4A、图 4B、图 4C、图 4D 分别为 0°和 90°投影方向的第 1、2、5、8 时相软组织剪影图像及跟踪结果,其中图 3A 与图 4A 中包含肿瘤区域的白色矩形为参考配准区域,作为图像配准的位置基准,图 3B、图 3C、图 3D 与图 4B、图 4C、图 4D 的白色矩形为由跟踪算法得到的被配准区域。从图中目视证实肿瘤跟踪算法的准确性。

以第 1 时相图像为基准位置,肿瘤在 X、Y、Z 方向的位移均为 0 mm。表 2 中列出由两种方法得到的

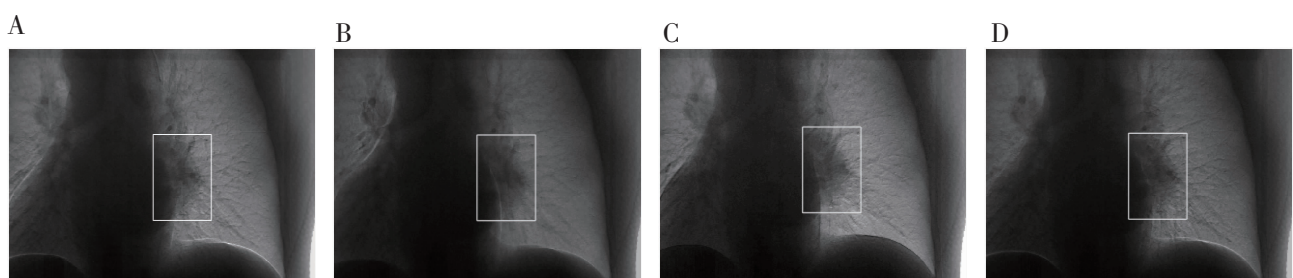


图 3 序号 15 病例 0°投影方向第 1、2、5、8 时相的软组织剪影图像及肿瘤跟踪结果

Fig 3 Soft tissue subtraction images and tracking results of breathing phase 1, 2, 5, and 8 in 0° projection direction

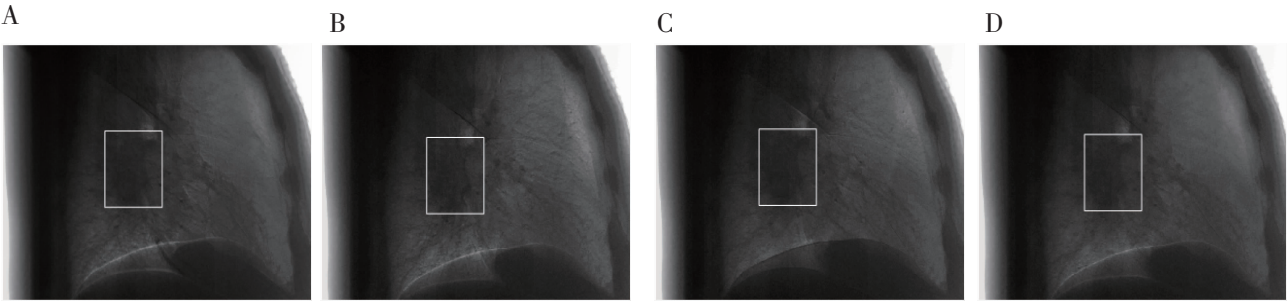


图 4 序号 15 病例 90°投影方向第 1、2、5、8 时相的软组织剪影图像及肿瘤跟踪结果

Fig 4 Subtracted soft tissue images and tracking results of breathing phase 1,2,5 and 8 in 90° projection direction

0°投影方向各时相肿瘤位移结果以及两种方法结果的偏差。X、Y 方向位移的偏差的平均值±标准差值分别为(0.07±0.25) mm、(0.04±0.33) mm。对表 2 中数据进行多项式曲线拟合得到肿瘤运动轨迹,如图 5 所示,两种方法结果的拟合曲线有较好的一致性。

表 2 0°投影方向肿瘤运动跟踪结果

Tab 2 Tumor displacement at different phases in 0° projection direction

时相	算法结果/mm		人工测量结果/mm		Δ/mm	
	X	Y	X	Y	X	Y
1	0	0	0	0	0	0
2	0.5	-2.7	0.3	-2.3	-0.4	0.2
3	0	-0.5	0.1	-0.8	0.3	-0.1
4	-1.6	3.2	-1.8	3.5	-0.3	0.2
5	-1.6	6.7	-1.6	6.4	0.3	0
6	-1.3	5.6	-1.5	5.1	0.5	0.2
7	-0.3	1.9	-0.6	2.4	-0.5	0.3
8	0.7	-3.2	0.3	-3.4	0.2	0.4
9	0.3	-0.7	0.3	-0.9	0.2	0
10	-0.5	1.6	0	1.5	0.1	-0.5

注:偏差值Δ=算法结果-人工测量结果

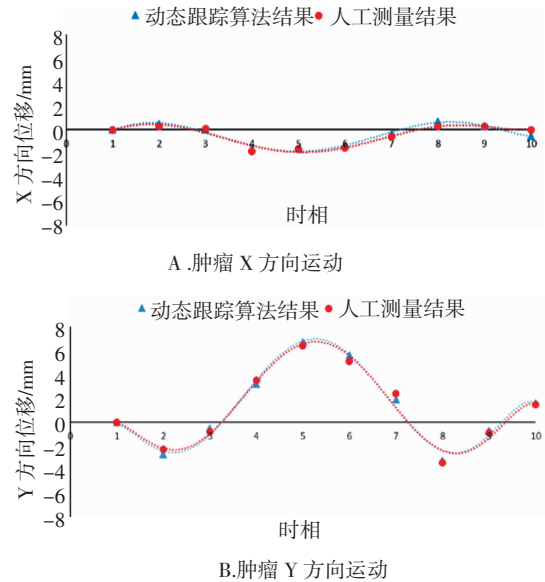


图 5 0°投影方向肿瘤运动曲线拟合

Fig 5 Tumor motion fitting curve in 0° projection direction

该病例在 90°投影方向的结果,如表 3 和图 6 所示。X、Y 方向位移的偏差的平均值±标准差值分别为(0.04±0.29) mm、(-0.35±0.35) mm。同样,两种方法结果的拟合曲线有较好的一致性。

表 3 90°投影方向肿瘤运动跟踪结果

Tab 3 Tumor displacement at different phases in 90° projection direction

时相	算法结果/mm		人工测量结果/mm		Δ/mm	
	Y	Z	Y	Z	Y	Z
1	0	0	0	0	0	0
2	-5.8	-2.7	-6.0	-1.5	0.2	-1.2
3	-5.6	-2.4	-5.9	-1.3	0.3	-1.1
4	-2.9	-1.3	-2.7	-0.5	-0.2	-0.8
5	1.3	1.3	1.6	0.7	-0.3	0.6
6	3.8	0.3	3.2	0.6	0.6	-0.3
7	1.6	-0.8	1.5	-1.0	0.1	0.2
8	-3.5	-0.3	-3.2	-0.5	-0.3	0.2
9	-5.3	-1.8	-5.5	-1.3	0.2	-0.5
10	-0.8	-2.0	-0.6	-1.4	-0.2	-0.6

注:偏差值Δ=算法结果-人工测量结果

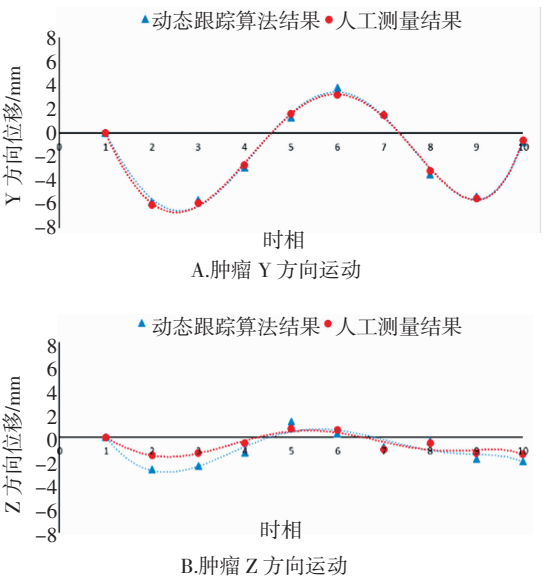


图 6 90°投影方向肿瘤运动曲线拟合

Fig 6 Tumor motion fitting curve in 90° projection direction

3 讨论

肺部肿瘤在放射治疗过程中由呼吸引起持续运动,严重影响肺部肿瘤放射治疗的精准性。国内外许多学者对肺部肿瘤在呼吸作用下的运动范围进行了研究。Plathow 等^[13]对 20 例患者采用双序列动态 MRI 扫描观察肿瘤运动幅度,结果为:肺上部肿瘤在 X、Y、Z 方向的平均运动幅度分别为 (3.4 ± 1.6) mm, (4.3 ± 2.4) mm, (2.8 ± 1.3) mm;肺中部肿瘤在 X、Y、Z 方向的平均运动幅度分别为 (4.3 ± 2.4) mm, (7.2 ± 1.8) mm, (4.3 ± 2.2) mm;肺下部肿瘤在 X、Y、Z 方向的平均运动幅度分别为 (6.0 ± 2.8) mm, (9.5 ± 4.9) mm, (6.1 ± 3.3) mm。吴瑞花等^[14]在 X 线模拟定位机下测量 63 例患者的肺部肿瘤(金标)的运动幅度,结果为:肺上部肿瘤在 X、Y、Z 方向的平均运动幅度分别为 (1.6 ± 0.8) mm, (2.7 ± 0.8) mm, (2.0 ± 1.3) mm;肺中部肿瘤在 X、Y、Z 方向的平均运动幅度分别为 (2.6 ± 1.1) mm, (7.3 ± 3.6) mm, (4.3 ± 2.8) mm;肺下部肿瘤在 X、Y、Z 方向的平均运动幅度分别为 (2.8 ± 1.7) mm, (12.0 ± 5.3) mm, (4.2 ± 2.0) mm。

本研究中仅包含 2 例肺上部肿瘤,无统计学意义,对于肺下部与肺中部肿瘤来说,本研究结果与上述文献结果相符合,呼吸作用下肿瘤在头脚方向运动幅度最大,左右及腹背方向运动幅度较小。本研究建立了肿瘤运动跟踪算法,未考虑肿瘤呼吸运动中旋转和形变,在一定程度上影响运动跟踪的准确性。

本研究提出了一种基于双能 X 射线透视成像的无需标记点的肺部肿瘤运动跟踪算法。双能透视成像设备可在不同投影角度采集呼吸周期高低能 X 射线图像序列,使用自动减影算法去除骨骼结构获得软组织图像序列。对 19 例肺部肿瘤病例采集的图像进行分析,用人工测量方法得到的结果作为参考基准,验证了本文的肿瘤运动跟踪算法计算结果的准确性和可靠性。本研究得出的肺部肿瘤呼吸运动幅度的结果与文献中基于其他方法得到的结果

基本相符合。

参考文献:

- [1] Verma P, Wu H, Langer M, et al. Survey: real-time tumor motion prediction for image-guided radiation treatment[J]. Comput Sci Eng, 2011, 13(5): 24
- [2] Montanaro T, Nguyen D T, Keall P, et al. A comparison of gantry-mounted X-ray-based real-time target tracking methods[J]. Med Phys, 2018, 45(3): 1222
- [3] 付东山,黎维娟.体部伽玛刀图像引导技术的发展[J]. 中国医疗设备, 2014, 29(10): 4
- [4] Ozhasoglu C, Saw C B, Chen H, et al. Synchrony -cyberknife respiratory compensation technology[J]. Med Dosim, 2008, 33(2): 117
- [5] Yan H, Yin F F, Kim J H. A phantom study on the positioning accuracy of the Novalis Body system[J]. Med Phys, 2004, 30(12): 3052
- [6] Teske H, Mercea P, Schwarz M, et al. Real-time markerless lung tumor tracking in fluoroscopic video: Handling overlapping of projected structures[J]. Med Phys, 2015, 42(5): 2540
- [7] Sherertz T, Hoggarth M, Luce J, et al. Prospective evaluation of dual-energy imaging in patients undergoing image guided radiation therapy for lung cancer: initial clinical results[J]. Int J Radiat Oncol, 2014, 89(3): 525
- [8] Bowman W A, Robar J L, Sattarivand M. Optimizing dual-energy x-ray parameters for the ExacTrac clinical stereoscopic imaging system to enhance soft-tissue imaging[J]. Med Phys, 2017, 44(3): 823
- [9] Studholme C, Hill D L G, Hawkes D J. An overlap invariant entropy measure of 3D medical image alignment[J]. Pattern Recogn, 1999, 32(1): 71
- [10] Keall P J, Mageras G S, Balter J M, et al. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76[J]. Med Phys, 2006, 33(10): 3874
- [11] Fu D, Kahn R, Wang B, et al. Xsight lung tracking system: a fiducial-less method for respiratory motion tracking [M]// in robotic radiosurgery: treating tumors that move with respiration. Edited by: Urschel H C, Kresl J J, Luketich J D, Berlin Heidelberg: Springer, 2007: 265
- [12] 陈雷,洪楠. 正常胸部 X 线平片的影像学表现[J]. 中国社区医师, 2012, 28(5): 5
- [13] Plathow C, Ley S, Fink C, et al. Analysis of intrathoracic tumor mobility during whole breathing cycle by dynamic MRI[J]. Int J Radiat Oncol, 2004, 59(4): 952
- [14] 吴瑞花,宋勇春,袁智勇,等. 肺肿瘤运动规律及其影响因素的研究[J]. 中华放射肿瘤学杂志, 2011, 20(3): 193

(2019-04-16 收稿)