

基于体外标志物的放疗患者位移监测方法

王妍璐^{1,2,3}, 何枫^{1,3*}, 侯再红^{1,2,3}, 靖旭^{1,3}, 程乙轮^{1,2,3}

¹中国科学院合肥物质科学研究院安徽光学精密机械研究所中国科学院大气光学重点实验室, 安徽 合肥 230031;

²中国科学技术大学, 安徽 合肥 230026;

³先进激光技术安徽省实验室, 安徽 合肥 230037

摘要 为提高放疗的治疗精度,需要实时监测放疗中患者病灶区域的位移。针对放疗过程中患者体表被热塑膜遮挡的特点,通过标志物的材质、形状等设计,最大限度地减少热塑膜遮挡对标志物定位精度的影响。首先根据标志物的颜色特征分割出热塑膜遮挡下的标志物并用凸包算法计算标志物的外轮廓;其次采用改进的最小二乘椭圆拟合算法拟合标志物外轮廓上的点并定位标志物;最后,基于标志物的位置特征匹配标志物并计算患者的位移值。通过搭建模拟实验平台多次实验,验证了该方法测量患者位移的精度是 0.2 mm,帧频可以达到 30 Hz,可以满足放疗中位移监测的实时性和精度要求。

关键词 医用光学与生物技术; 图像处理; 位移监测; 体外标志物; 最小二乘椭圆拟合; 精确放疗

中图分类号 TP391.4

文献标志码 A

DOI: 10.3788/LOP212863

Displacement Monitoring for Radiotherapy Patients Using *in Vitro* Markers

Wang Yanlu^{1,2,3}, He Feng^{1,3*}, Hou Zaihong^{1,2,3}, Jing Xu^{1,3}, Cheng Yilun^{1,2,3}

¹Key Laboratory of Atmospheric Optics, Anhui Institute of Optics and Fine Mechanics, Hefei Institutes of Physical Science, Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, Anhui, China;

²University of Science and Technology of China, Hefei 230026, Anhui, China;

³Advanced Laser Technology Laboratory of Anhui Province, Hefei 230037, Anhui, China

Abstract To improve the accuracy of radiotherapy, it is necessary to monitor the displacement of the patient's focus area in real time during radiotherapy. Considering that the surface of the patient's body is blocked by the thermoplastic film used during radiotherapy, the material and shape of the marker were designed to minimize the impact of this thermoplastic film on the positioning accuracy of the marker. First, the markers covered by the thermoplastic film were segmented according to their color characteristics; thereafter, the convex hull algorithm was employed to calculate the outer contour of the markers. Next, the improved least squares ellipse fitting algorithm was adopted to fit the points on the outer contour of the markers and locate the markers. Lastly, based on the location of the markers, features were matched to the markers, and the patient's displacement value was thus calculated. Based on a simulation experiment platform and multiple experiments, this method for measuring patient displacement achieves an accuracy of 0.2 mm, with frame rates of up to 30 Hz. Thus, this approach can meet the requirements of real-time and accurate displacement monitoring in radiotherapy.

Key words medical optics and biotechnology; image processing; displacement monitoring; *in vitro* markers; least squares ellipse fitting; precise radiotherapy

1 引言

癌症治疗中,70%的肿瘤患者需要在肿瘤发展的不同阶段接受放射治疗^[1]。尽管国外已研制出采用调强适形放疗、图像引导放射治疗等先进放疗技术的放疗设

备,但由于引进价格高昂^[2-3],国内区县级医院受限于资金大多只能采用传统的放疗方式。传统的放疗流程中,首先通过计算机断层扫描(CT)技术扫描定位患者体内的肿瘤位置,之后在患者体表覆盖量身定制的热塑膜,并根据CT结果在热塑膜上设置标记点来标记肿瘤的

收稿日期: 2021-11-03; 修回日期: 2021-11-27; 录用日期: 2021-12-13; 网络首发日期: 2021-12-26

基金项目: 国家自然科学基金(41405014)

通信作者: *lhe@aiofm.ac.cn

位置,最后放疗过程中放疗射线瞄准热塑膜上的标记点对患者进行放射治疗。患者随着放疗疗程进行身体不断消瘦,导致患者在热塑膜下具有一定的活动空间,在放疗时患者在热塑膜下的移动会导致本该照射在患者肿瘤靶区的放疗射线,照射在肿瘤周边的健康组织上。这不仅会降低治疗效果还给患者带来额外的副作用^[4]。因此在放疗中监测患者在热塑膜下的实时位移对提高放疗精度,减少放疗副作用有重要意义。

随着图像处理技术与医疗的不断融合^[5-6]以及普通光学相机不会给患者带来额外辐射的天然优势,采用普通光学相机监测放疗患者体位偏移引起越来越多学者的重视。申国盛等^[7]采用定向快速旋转简报(ORB)算法匹配分次摆位的热塑膜计算患者的摆位误差,但无法测量患者与热塑膜之间的相对移动。王艳等^[8]通过跟踪粘贴在患者体表的矩形标志物监测患者位移,但在热塑膜遮挡下矩形标志物无法准确定位,此方法无法使用。Takagi等^[9]在患者体表投影19道条纹,通过条纹宽度变化反应患者腹背方向的位移,但此方法无法测量患者水平方向的位移且在热塑膜遮挡下无法使用。

本文针对放疗过程中患者体表被热塑膜遮挡的特点,合理设计标志物的材质、形状减少热塑膜遮挡对体表标志物定位精度的影响,采用针对本文标志物的一套图像处理算法实现了放疗中患者水平方向位移的监测。该方法原理简单可靠、硬件成本低且有很高的位移监测精度和速度,可以和大多数放疗手术室的放疗直线加速器配合使用作为一种辅助手段提高放射治疗的精度,应用前景广阔。

2 体表标志物的设计

2.1 标志物的形状设计

标志物的设计与标志物提取和定位直接相关。为了降低提取和识别的难度,出现了各种人工标记点^[10]。体外标记点的形状设计可以根据位移计算方式的不同分为两类:一类是圆形、矩形等简单几何形状标志物。

首先提取标志物轮廓,再采用霍夫变换等算法利用轮廓点拟合标志物形状,再由标志物的几何中心的移动量确定患者的位移值^[8,11-13];另一类是具有明显纹理特征的标志物,首先采用Harris角点检测等算法提取标志物上的特征点,再用特征点匹配算法匹配实时图像与参考图像中的特征点来计算特征点的移动,从而确定患者的位移值^[7,14-16]。

在无遮挡时,以上两种标志物都能很好地跟踪患者的体位偏移。但是在热塑膜的密集遮挡下,对于依靠纹理特征定位的标志物,如图1(a)所示的X角点标志物在热塑膜遮挡下特征角点被完全遮挡无法提取,且特征匹配算法的准确度随着遮挡比例的增加逐渐下降^[17-18],误匹配会给位移计算带来很大的误差。对于简单几何形状的标志物来说,矩形标志物的两条边被遮挡时如图1(b)所示,图中的3个不同位置的矩形对应相同的露出轮廓,即由矩形的外轮廓无法复原唯一的矩形标志物,从而无法准确定位。图1(c)中的圆形标志物在平面直角坐标系中可以表示为

$$x^2 + y^2 + Ax + By + C = 0, \quad (1)$$

式中: x 、 y 分别为圆上点的横纵坐标; A 、 B 、 C 为表达式的未知参数。表达式有3个未知参数,即最少仅由圆轮廓上的3个点就可以确定一个唯一的圆,因为圆的这一几何特性,将标志物设计为圆形可以最大限度地减少热塑膜遮挡对标志物定位的影响。

因为定位标志物时只需要标志物的外轮廓信息,为减少标志物拟合算法的运算量,将标志物设计为如图2所示的圆环状省略标志物中间部分的信息,通过拟合圆环外轮廓上的点定位圆环标志物。医用热塑膜小孔之间遮挡部分的宽度为2 mm,将圆环标志物的环宽设置为3 mm,保证始终有部分标志物露出,避免标志物定位失败。为减少系统测量的随机误差,设置多个标志物组成标志物阵列,由所有标志物计算的位移平均值作为患者的实时位移值。标志物的间隔和尺寸可由病人监控的病灶范围灵活设置。本文实验中采用如图2所示的标志物阵列。

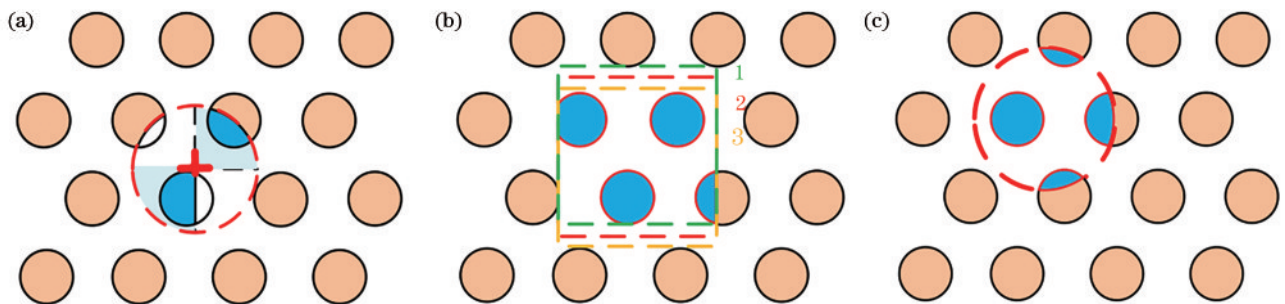


图1 不同类型标志物在热塑膜遮挡下的对比图。(a)热塑膜遮挡下的X角点标志物;(b)热塑膜遮挡下的矩形标志物;(c)热塑膜遮挡下的圆形标志物

Fig. 1 Comparison of different types of markers under cover of thermoplastic film. (a) X corner marker under cover of thermoplastic film; (b) rectangular marker under cover of thermoplastic film; (c) round marker under cover of thermoplastic film

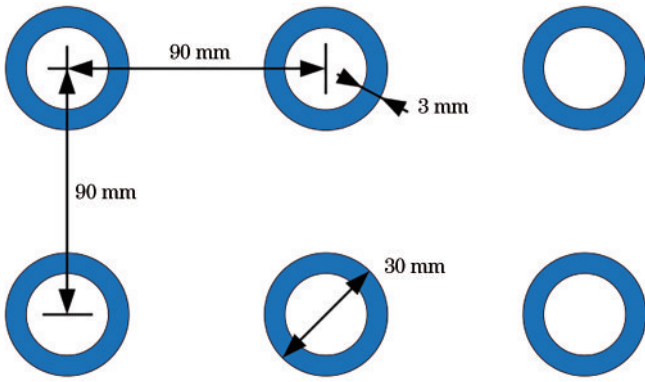


图 2 标志物设计示意图

Fig. 2 Schematic diagram of marker design

2.2 标志物的材质设计

对于基于标志物的光学追踪系统,在图像中分割标志物是定位标志物的第一步。大多数光学追踪系统中利用标志物与背景的亮度差异,对图像根据灰度值进行阈值分割提取标志物^[8,19]。在标志物与背景亮度

对比度很大时该方法可以达到比较好的效果,但在本文应用场景中,背景部分的亮度不均匀,难以通过灰度值差异直接提取出标志物^[20]。在本文的患者位移监测系统监测范围内背景颜色较单一,适合用标志物的颜色特征分割标志物。

如果采用普通的漫反射材料制作标志物,由于标志物反射的光线经过热塑膜遮挡后才能到达相机,大部分光线被热塑膜遮挡使得捕获的图像中,标志物亮度很暗,颜色特征不明显,不利于标志物的提取。为增强标志物的颜色特性,采用微棱镜型反光膜制作标志物,并在相机周围同轴安装发散角小的环形光源垂直照射标志物。微棱镜型反光膜是基于立方角锥棱镜的折射和全反射原理制得的反光材料。微棱镜结构的高反光材料和普通漫反射材料对光的反射特性如图 3 所示,从相机周围发出的小角度光线照射到微棱镜结构后,光线大多数逆反射回相机,对比一般的漫反射材质的标志物,有更多光线反射到相机,使得图像中标志物的色彩鲜艳,易于提取。

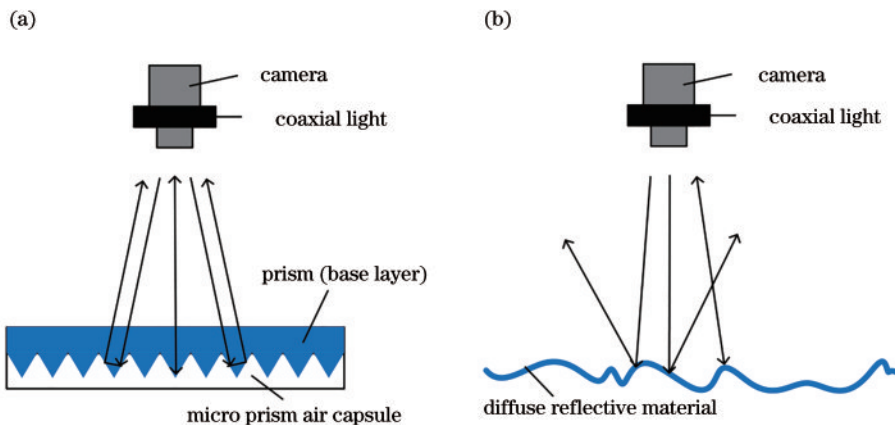


图 3 不同材质标志物反射光线对比图。(a)微棱镜反光膜逆反射光线示意图;(b)漫反射材质反射光线示意图

Fig. 3 Comparison of reflected light from different material markers. (a) Schematic diagram of retro-reflected light by microprism reflective film; (b) schematic diagram of light reflected by diffuse reflection material

3 患者位移实时监测算法

3.1 标志物的分割

对于基于标志物的光学追踪系统,在图像中分割提取标志物是定位标志物的第一步。放疗过程中标志物被热塑膜遮挡了一大部分,因此必须首先分割出遮挡下露出的标志物才能进一步拟合、定位标志物。

由于位移监测范围内背景颜色单一,适合利用标志物的颜色特征分割标志物。常见的方法是将相机采集的红、绿、蓝(RGB)图像转换到色度、饱和度、亮度(HSV)色彩空间,通过设置H、S、V三个分量的阈值分割标志物,但在光照条件变化时,需要不断调整阈值才能准确提取出标志物。在本系统的监测范围内,图像背景仅包含白色和肤色,而目标物可以人为设置颜色。将标志物设置为三原色之一的蓝色,白色中红色

分量和蓝色分量相同,不同人种的肤色主要是亮度差别,肤色的色度差别不大,均为红色分量大于蓝色分量^[21],然而蓝色标志物的蓝色分量远大于红色分量。根据背景和目标的这种颜色特点,可以直接在RGB色彩空间中彩色图像拆分成R、G、B三个通道的三个灰度图像,通过B通道的图像与R通道的图像对应像素的灰度值相减即可去除背景,将标志物分割出来。相比起常见的在HSV色彩空间的目标分割,该方法充分利用了放疗监测范围内背景的色彩特征,省去了色彩空间转换的步骤,也无需考虑在不同光照条件下各分量阈值的选取。

3.2 求取标志物外轮廓

经过标志物的分割,得到剔除背景后仅包含标志物的灰度图像。拟合定位标志物需要标志物外轮廓上的点,因此在分离出标志物后还需要提取出标志物外

轮廓上的点。本文设计了一种标志物外轮廓提取算法,流程图如图 4 所示,首先提取标志物的所有轮廓,

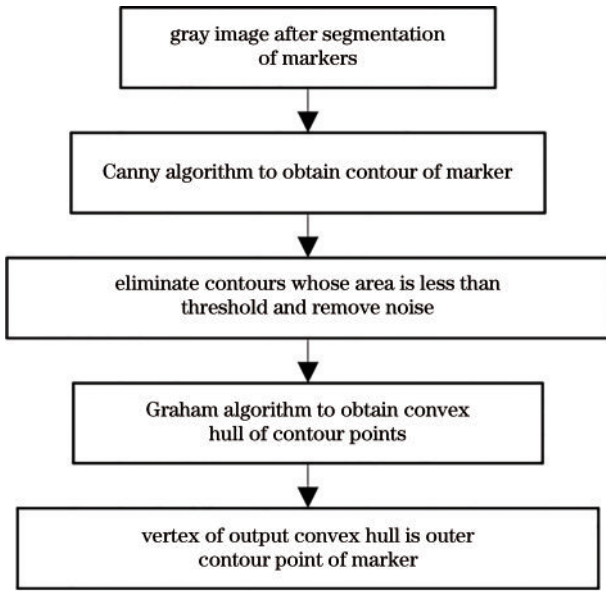


图 4 标志物外轮廓点提取算法流程图

Fig. 4 Flow chart of outer contour point of marker extraction algorithm

相比 Sobel 算子、Roberts 算子等一阶微分算子, Canny 算子的边缘提取精度更高且有一定噪声抑制能力,因此本文用 Canny 算子提取轮廓。之后剔除轮廓中面积小于设定阈值的轮廓,从而去除标志物分割后图像中的噪声点。此时得到的轮廓并非标志物最外层的轮廓,需要对得到的轮廓求取凸包,凸包算法实质上就是求得所有点的最小外接多边形,即可以求得目标的有效外部轮廓而忽略提取的中间的无效轮廓。由于本文方法对实时性要求较高,采用比较成熟且速度较快的 Graham 算法求取标志物轮廓的凸包,凸包的顶点就是标志物外轮廓上的点。Graham 扫描算法的用时与轮廓点的个数 N 正相关, N 越大算法用时越长,因此将标志物设计为圆环可以减少算法用时,更好地保证实时性。

3.3 改进的最小二乘法拟合算法

虽然设置的标志物为圆环形状,但是人体表面不可能完全水平,使得拍摄到的标志物更接近椭圆环,所以用椭圆拟合标志更为准确。椭圆拟合算法分为基于霍夫变换的椭圆拟合、基于图像距的椭圆拟合和最小二乘拟合三类,其中最小二乘法比起基于图像距的椭圆拟合具有更好的精度和稳定性^[22],并且比霍夫变换法运算简单且更容易保证实时性,因此本文选择最小二乘法拟合椭圆标志物。

标准最小二乘椭圆拟合算法的原理如下所述,椭圆的一般方程可以表示为

$$Ax^2 + Bxy + Cy^2 + Dx + Ey + F = 0, \quad (2)$$

式中: x 、 y 分别是椭圆轮廓上点的横纵坐标; A 、 B 、 C 、 D 、 E 、 F 为方程的未知参数。设图像中共提取到 n 个待

拟合点,所有待拟合点到椭圆的距离平方和表示为

$$f(A, B, C, D, E, F) = \sum_{i=1}^n (Ax_i^2 + Bx_iy_i + Cy_i^2 + Dx_i + Ey_i + F)^2, \quad (3)$$

式中, x_i 、 y_i 为第 i 个待拟合点的横纵坐标。式(3)取最小值时的椭圆就是最小二乘拟合结果,由极值理论,式(3)取最小值时满足表达式

$$\frac{\partial f}{\partial A} = \frac{\partial f}{\partial B} = \frac{\partial f}{\partial C} = \frac{\partial f}{\partial D} = \frac{\partial f}{\partial E} = \frac{\partial f}{\partial F} = 0, \quad (4)$$

求解式(4)所得线性方程组可得拟合椭圆一般方程的参数 A 、 B 、 C 、 D 、 E 、 F 。由椭圆的一般方程的参数计算椭圆中心的公式为

$$\begin{cases} x_{\text{center}} = \frac{2BC - AD}{A^2 - AB} \\ y_{\text{center}} = \frac{2D - AD}{A^2 - AB} \end{cases}, \quad (5)$$

式中, x_{center} 、 y_{center} 为拟合椭圆中心的横、纵坐标。

由此就可以初步定位标志物的位置。由于本文算法对标志定位的准确性和实时性较高,针对准确性和实时性对传统最小二乘算法作如下改进:

1) 剔除待拟合点中的粗差点。经过轮廓筛选后,图像中的大部分噪声被去除,但有时仍有少数提取的标志物外轮廓点并不在标志物外轮廓上,这些噪声点使得传统最小二乘椭圆拟合算法拟合出的椭圆与真实椭圆有较大偏差,因此必须剔除噪声点后重新拟合椭圆。计算所有待拟合点的 x 轴坐标和 y 轴坐标的中值,以此坐标为基准点。计算得到每个待拟合点到基准点之间的代数距离 d_i ($i=0, 1, 2, \dots, n$),将这组数据看作样本点集,根据 Grubbs 准则按照 90% 的置信概率剔除样本中的粗差点,并用剩余样本点重新拟合椭圆并检查是否含有粗差点,有粗差点则再剔除,直到没有粗差点,最终剩余的点进行拟合,结果用于标志的定位;

2) 截取感兴趣区域 (ROI),减少不必要的计算。由于患者在热塑膜固定下的位移有限,标志物只出现在图像的一部分区域,为了减少不必要的计算,在第一帧参考图像拟合标志物后截取以拟合的椭圆中心为中心且长宽为椭圆长短轴 1.5 倍的矩形为 ROI。之后的每帧实时图像仅在 ROI 内进行椭圆拟合,这样可以省去图像处理时遍历图像上不必要的像素点,同时待拟合点的坐标相比起以整个图像建立坐标系来说,坐标数值明显减小可以提升椭圆拟合算法的计算速度。改进的椭圆拟合算法如图 5 所示,其中本文改进部分为边框加粗部分。

3.4 标志物匹配与位移值计算

定位每帧图像中的标志物后,需要将每帧实时视频中的标志物与放疗开始时的第一帧参考标志物匹配后,才能计算每个标志物实时的位移值。由于标志物之间的相对位置是固定的,可以利用标志物的几何位置关系匹配标志物。将拟合出的 6 个标志物椭圆圆心

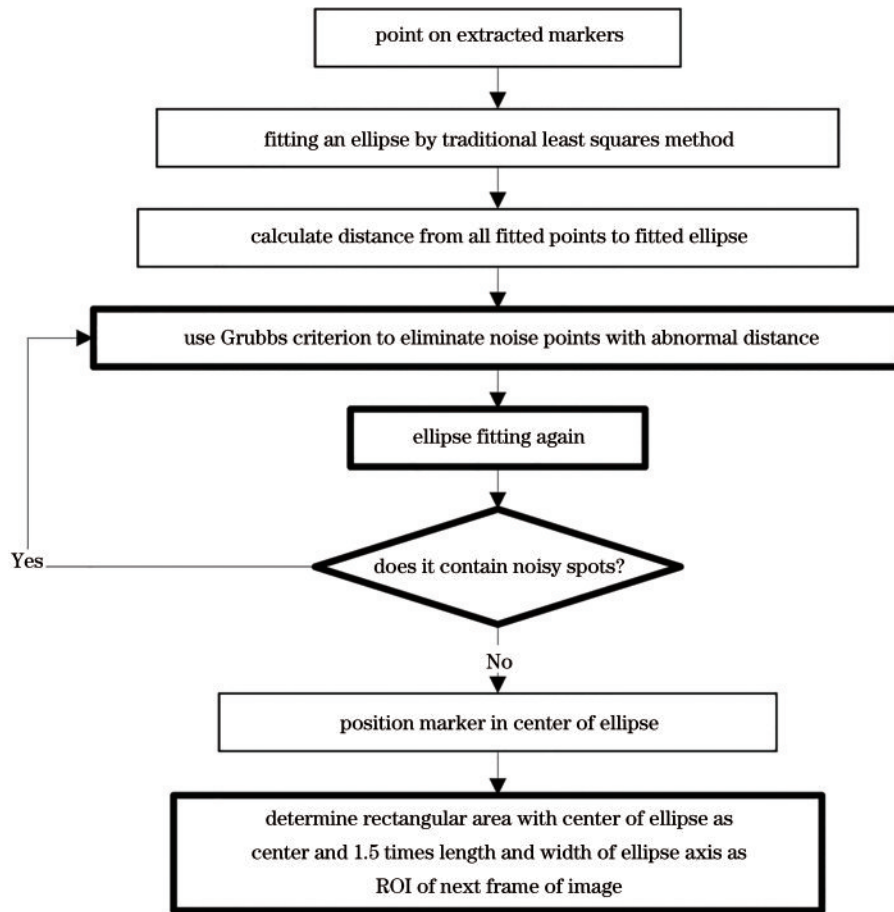


图 5 改进的椭圆拟合算法流程图

Fig. 5 Flow chart of improved ellipse fitting algorithm

按照 y 轴坐标值大小排序, y 值较小的 3 个标志是第一行, y 值较大的 3 个标志是第二行。同一行的 3 个标志再根据 x 坐标值的大小排序, 这样就可以将标志物从上到下、从左到右依次编号, 将每帧实时图像中的标志物与参考图像中编号相同的标志物配对。配对的实时图像中的标志物中心坐标与参考图像中标志物的中心坐标差值就是患者的实时像素坐标位移值 u 。

像素坐标位移值转换为世界坐标位移值才能真正反映患者的位移情况。相机成像原理可近似为图 6 所示的小孔成像模型^[23], 由几何关系可得

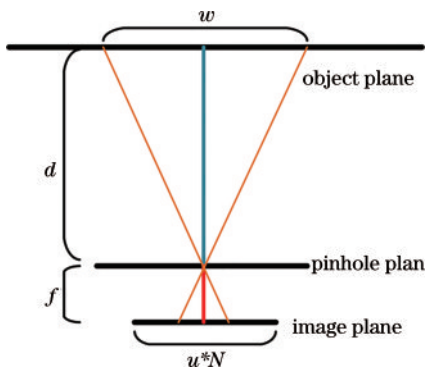


图 6 小孔成像模型

Fig. 6 Small hole imaging model

$$f/d = u*N/w, \quad (6)$$

式中: u 为像素坐标位移值; N 为像元尺寸; f 为镜头焦距; d 为物平面到摄像头的距离; w 是标志物在物平面的位移值; $u*N$ 表示标志物在像平面的位移值。 f 、 d 、 u 、 N 均为已知量, 则可以求得物平面的位移值 w 。

4 实验与结果分析

4.1 实验平台搭建

实验平台搭建如图 7 所示, 摄像机固定在模拟治疗床上方支架上, 架设高度距离模拟治疗床 100 cm, 以垂直于模拟治疗床的角度拍摄患者胸腹部。环形光源与相机同轴安装在相机外侧。图像工作站可放置在放疗监控室内便于医生实时观察患者位移情况。标志物固定于患者体表, 通过监测标志物的移动间接监测患者的位移。

本文搭建的平台中的硬件包括工业相机、图像工作站、同轴光源、反光标志物和二维电动滑台。硬件设备的参数如表 1 所示

4.2 实验方法

体模上罩着为体模制作的热塑膜模拟放疗中的患者, 并将体模摆放在精度为微米量级的二维电动滑台上, 通过控制滑台移动模拟患者在治疗中的位移。实

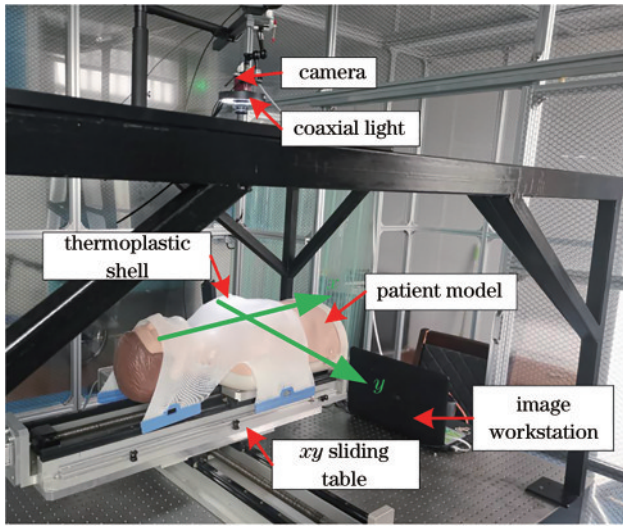


图 7 实验平台搭建图

Fig. 7 Experimental platform building diagram

验中利用电动滑台带动体模分别沿右手方向和脚部方向移动 5 mm 和 10 mm, 实验重复 3 次, 每次分别记录

下位移理论值和实际测量值, 通过对比位移理论值与实际测量值之间的误差, 分别验证系统在 x 方向和 y 方向上的位移测量精度。

分别采用改进前后的椭圆拟合算法处理相同的 100 帧视频图像, 图像中体膜静止不动, 记录算法定位标志物的最大误差和算法处理每帧图像的用时。通过比较算法改进前后的用时和标志物定位的稳定性验证算法改进后的优越性。

4.3 实验结果

实验过程中, 标志物分割、外边缘提取和拟合定位算法的实验结果如图 8 所示

图 8(a) 为工业相机捕获的患者胸腹部原始图像, 经过标志物分割后如图 8(b) 所示, 可见本文的标志物分割算法可以很好地分割出标志物剔除背景。对标志物计算轮廓并筛选面积过小的轮廓后如图 8(c) 所示, 可见有时仍有较大的噪声点无法去除。对每个标志物的轮廓求凸包后得到标志物的外轮廓上的点如图 8(d) 所示, 由于噪声点的存在, 提取的外轮廓点中

表 1 实验平台的硬件设备及主要参数

Table 1 Hardware equipment and main parameters of experimental platform

Name	Equipment main parameters and materials
Industrial camera	Resolution: 1200×1600; pixel number of channels: 3; lens focal length: 25 mm; pixel size: 6.45 μm×6.45 μm
Image workstation	Operating system: Windows8 64-bit operating system; CPU: INTEL Core I5-5200U quad-core; graphics card: HD5500
Coaxial light	Power: 9 W; working voltage: 24 V; divergence angle: 60°
Markers	Microprism reflective structure; blue; ring shape
Two-dimensional electric slide	Accuracy: micron level

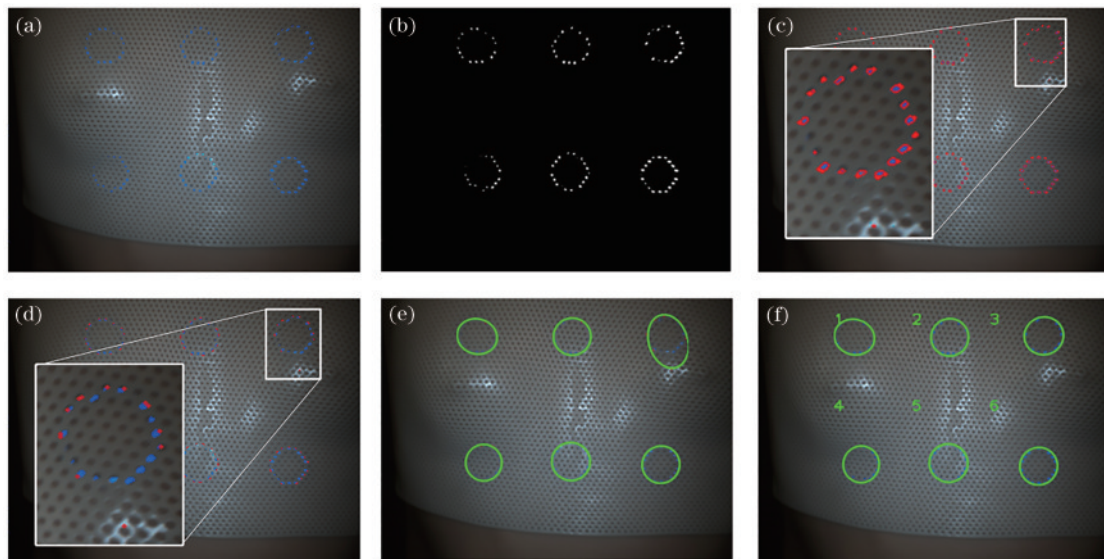


图 8 标志物拟合定位的实验结果图。(a) 原始图像; (b) B 通道图减去 R 通道图像结果; (c) 标志物的轮廓提取; (d) 对轮廓求凸包; (e) 传统最小二乘椭圆拟合; (f) 提出的改进最小二乘椭圆拟合

Fig. 8 Experimental results of marker fitting and positioning. (a) Original image; (b) B channel image minus R channel image result; (c) contour extraction of markers; (d) find convex hull of contour; (e) traditional least squares ellipse fitting; (f) proposed improved least squares ellipse fitting

存在粗差点。如果采用传统最小二乘拟合算法拟合标志物则结果如图 8(e)所示,右上角的标志物存在较大的拟合定位偏差,采用本文提出的基于 Grubbs 准则改进的最小二乘拟合算法拟合标志物结果如图 8(f)所示,可见标志物拟合未受粗差点影响,明显提高了拟合

精度。标志物根据位置关系编号显示在标志物左上角,实时视频图像和参考图像中的标志物根据编号进行匹配从而计算位移。

系统测得的体模位移值与理论位移值的对比如表 2 所示。

表 2 位移测量精度验证实验结果

Table 2 Displacement measurement accuracy verification experiment results

Test item	Move towards foot						Move towards right hand					
	Test 1	Test 2	Test 3	Test 4	Test 5	Test 6	Test 1	Test 2	Test 3	Test 4	Test 5	Test 6
Real displacement in x -axis /mm	0	0	0	0	0	0	10	10	10	5	5	5
Real displacement in y -axis /mm	10	10	10	5	5	5	0	0	0	0	0	0
Measured displacement in x -axis /mm	0.19	0.07	-0.05	-0.07	0.04	0.02	9.89	9.98	10.01	5.01	4.92	4.99
Measured displacement in y -axis /mm	9.84	9.96	9.97	4.97	4.96	4.97	0.09	-0.12	0.14	0.05	0.12	0.03
Error in x -axis /mm	0.19	0.07	-0.05	-0.07	0.04	0.02	-0.11	-0.02	0.01	0.01	-0.08	-0.01
Error in y -axis /mm	-0.16	-0.04	-0.03	-0.03	-0.04	-0.03	0.09	-0.12	0.14	0.05	0.12	0.03

由表 2 可知, x 方向位移测量的最大误差为 0.19 mm, y 方向位移测量最大误差为 0.11 mm, 均在 0.2 mm 以内, 系统精度可以满足在放疗中监测患者位移的精度要求。

椭圆拟合算法改进前后拟合定位稳定性和算法用时的对比如表 3 所示。

表 3 算法改进前后对比

Table 3 Comparison before and after algorithm improvement

Algorithm	Average time /ms	Maximum error /mm
Original algorithm	5.82	1.34
Improved algorithm	3.64	0.12

由表 3 可知, 椭圆拟合算法改进后, 本文位移监测算法处理 1 帧视频图像的平均用时在 4 ms 以内, 比起改进前算法速度提升 60% 左右, 处理实时视频帧频可以达到 30 Hz 以上, 因此系统的实时性也可以达到实际使用的要求。算法速度提升的主要原因是在 ROI 内进行图像处理减少了不必要的计算, 标志物在图像中占比越小这种速度的提高就越明显。标志物定位稳定性方面, 由于进行了粗差点的检测和去除, 改进后算法对标志物的拟合定位稳定性明显提高, 不易受到噪声干扰产生较大的误差。

4.4 实验结果的误差分析

本文实验中的误差主要来自这几个方面: 1) 相机标定误差, 相机标定得到的相机的内外参数与真实参数存在一定误差, 则由像素位移利用相机的内外参计算出的世界坐标下的位移也会存在误差; 2) 由于标志物在体表产生形变并非标准椭圆, 使得椭圆拟合标志物不完全准确, 进而导致标志物定位有误差; 3) 二维电动滑台的位移误差, 电动滑台移动的距离与预设的理论值之间存在误差。

5 结 论

从提高放疗过程中的治疗精度需求出发, 提出一种基于体外标志物的放疗过程中位移监测的方法。首先设计了一种高反光材质的蓝色圆环形标志物固定于患者胸腹部的体表, 用于跟踪患者的身体移动。采用提出的标志物提取算法可以在热塑膜大面积遮挡的前提下快速、准确地提取出标志物。基于 Grubbs 准则改进的最小二乘椭圆拟合算法可以剔除距离拟合椭圆较远的粗差点, 通过实验对比, 改进的最小二乘椭圆拟合算法在存在噪声干扰时拟合定位标志物稳定性更好。最后利用标志物间的几何位置关系匹配标志物并计算标志物的世界坐标下的真实位移值。

为验证所提方法的可行性, 搭建了实验平台, 采用二维电动滑台带动体膜移动模拟患者在放疗过程中身体移动, 并用设计的系统实时测量患者的位移。通过多次重复实验, 提出的放疗中患者位移监测方法的精度在 0.2 mm 以内, 帧频可以达到 30 Hz, 满足放疗中患者位移监测的精度和实时性要求。

参 考 文 献

- [1] Chen W Q, Zheng R S, Baade P D, et al. Cancer statistics in China, 2015[J]. CA: A Cancer Journal for Clinicians, 2016, 66(2): 115-132.
- [2] Ren X C, Liu Y E, Li J, et al. Progress in image-guided radiotherapy for the treatment of non-small cell lung cancer[J]. World Journal of Radiology, 2019, 11(3): 46-54.
- [3] Liney G P, Whelan B, Oborn B, et al. MRI-linear accelerator radiotherapy systems[J]. Clinical Oncology, 2018, 30(11): 686-691.
- [4] de Ruyscher D, Faivre-Finn C, Moeller D, et al. European Organization for Research and Treatment of Cancer (EORTC) recommendations for planning and delivery of high-dose, high precision radiotherapy for

- lung cancer[J]. *Radiotherapy and Oncology*, 2017, 124(1): 1-10.
- [5] Park J, Brady D J, Zheng G A, et al. Review of bio-optical imaging systems with a high space-bandwidth product[J]. *Advanced Photonics*, 2021, 3(4): 044001.
- [6] Dai H L, Shan H R, Sun Z C, et al. Single-cell detection by enhancement of fluorescence in waveguides for cancer diagnosis and therapy[J]. *Photonics Research*, 2021, 9(12): 2381-2387.
- [7] 申国盛, 李强. 普通摄像机图像引导的放射治疗技术[J]. *光学精密工程*, 2019, 27(6): 1405-1415.
Shen G S, Li Q. Technique of image guided radiotherapy with conventional video cameras[J]. *Optics and Precision Engineering*, 2019, 27(6): 1405-1415.
- [8] 王艳, 孙向明, 熊珀艺, 等. 基于双目视觉的呼吸运动实时跟踪方法研究[J]. *中国生物医学工程学报*, 2018, 37(1): 72-78.
Wang Y, Sun X M, Xiong P Y, et al. Binocular stereo vision based real-time tracking for respiratory motion[J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2018, 37(1): 72-78.
- [9] Takagi H, Obata Y, Kobayashi H, et al. Clinical usefulness of a newly developed body surface navigation and monitoring system in radiotherapy[J]. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 2011, 12(2): 3400.
- [10] 刘慧洁, 买买提明·艾尼, 古丽巴哈尔·托乎提, 等. 一种合作编码标志的设计与识别定位[J]. *激光与光电子学进展*, 2021, 58(12): 1210015.
Liu H J, Mamtimin G, Gulbahar T, et al. Design and identification of cooperative coded targets[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2021, 58(12): 1210015.
- [11] 陈存秀. 基于摄像机的图像引导放射治疗研究与设计[D]. 成都: 电子科技大学, 2005: 27-32.
Chen C X. Research and design of image-guided radiotherapy based on camera[D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology of China, 2005: 27-32.
- [12] 孙曦, 周正东. 3D医学图像中标志点的自动识别与定位[J]. *现代生物医学进展*, 2008, 8(4): 709-712.
Sun X, Zhou Z D. 3D automatic fiducial marker detection and localization approach[J]. *Progress in Modern Biomedicine*, 2008, 8(4): 709-712.
- [13] 李鹏. 基于外标记点的心脏介入手术导航配准方法研究[D]. 武汉: 武汉理工大学, 2016: 22-33.
Li P. Research on external fiducially markers-based registration in cardiac interventional surgery navigation[D]. Wuhan: Wuhan University of Technology, 2016: 22-33.
- [14] 刘丽萍. 神经外科导航系统术前规划及术中定位技术研究[D]. 福州: 福州大学, 2016: 26-37.
Liu L P. Research on preoperative planning and intraoperative positioning technology for neurosurgery navigation system[D]. Fuzhou: Fuzhou University, 2016: 26-37.
- [15] 朱超华, 陈武凡, 徐子海, 等. 基于双目视觉的呼吸运动实时跟踪方法研究[J]. *中国生物医学工程学报*, 2011, 30(4): 520-527.
Zhu C H, Chen W F, Xu Z H, et al. Binocular stereo vision based real-time tracking for respiratory motion[J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2011, 30(4): 520-527.
- [16] 徐冬溶, 严序, 范亮艳. 基于动态跟踪技术免除运动伪影的磁共振影像方法和系统: CN103315739A[P]. 2013-09-25.
Xu D R, Yan X, Fan L Y. Magnetic resonance imaging method and system for eliminating motion artifact based on dynamic tracking technology: CN103315739A[P]. 2013-09-25.
- [17] 张胜虎, 马惠敏. 遮挡对于目标检测的影响分析[J]. *图学学报*, 2020, 41(6): 891-896.
Zhang S H, Ma H M. An analysis of occlusion influence on object detection[J]. *Journal of Graphics*, 2020, 41(6): 891-896.
- [18] Wang K K, Xiao L, Yi W, et al. Experimental realization of a quantum image classifier via tensor-network-based machine learning[J]. *Photonics Research*, 2021, 9(12): 2332-2340.
- [19] 于之靖, 马凯, 王志军, 等. 采用改进KLT算法的标志点匹配方法[J]. *激光与光电子学进展*, 2018, 55(2): 020301.
Yu Z J, Ma K, Wang Z J, et al. Marker matching method with improved KLT algorithm[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2018, 55(2): 020301.
- [20] 屈治华, 邵毅明, 邓天民, 等. 复杂光照条件下的交通标志检测与识别[J]. *激光与光电子学进展*, 2019, 56(23): 231009.
Qu Z H, Shao Y M, Deng T M, et al. Traffic sign detection and recognition under complicated lighting conditions[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2019, 56(23): 231009.
- [21] Chen W, Wang K, Jiang H F, et al. Skin color modeling for face detection and segmentation: a review and a new approach[J]. *Multimedia Tools and Applications*, 2016, 75(2): 839-862.
- [22] 潘登, 李艳丽, 高东, 等. 基于椭圆拟合的多光斑/重叠光斑中心提取方法[J]. *光学学报*, 2020, 40(14): 1410001.
Pan D, Li Y L, Gao D, et al. Center extraction method of multiple and overlapping faculae based on ellipse fitting[J]. *Acta Optica Sinica*, 2020, 40(14): 1410001.
- [23] 李涛, 关棒磊, 张家铭, 等. 基于点线特征结合的单目相对位姿测量方法[J]. *激光与光电子学进展*, 2020, 57(8): 081102.
Li T, Guan B L, Zhang J M, et al. Relative pose measurement method for monocular cameras by combining the point and line features[J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2020, 57(8): 081102.