

基于几何特征的 X 射线图像中圆形标志点自动提取

王广志 童明 丁辉

(清华大学医学院, 北京, 100084)

摘要: 从 X 射线图像中快速准确地提取圆形标志点是基于 C 形臂的手术导航中进行跟踪的关键环节。由于在实际应用中 X 射线图像的标记点半径较小, 并且有其他的背景噪声和干扰物, 使得一些传统的圆形检测方法往往鲁棒性不够高。针对这一问题, 本文提出了一种基于几何特征的圆形目标检测方法, 利用这种方法能够对 X 射线图像中的圆形标记点进行自动提取。实验测试表明该方法能够有效地检测不同半径的圆, 并且能够通过调节参数检测到不标准的圆形。实验结果显示该方法在对 C 形臂 X 射线成像中的圆形标志物的自动提取具有较高的效率及鲁棒性。

关键词: 圆形检测; 曲线拟合; 特征提取; 标志点提取

中图分类号: TP391.41 **文献标志码:** A

Automatic Circular Marker Detection for X-ray Images Base on Geometric Parameter

Wang Guangzhi, Tong Ming, Ding Hui

(School of Medicine, Tsinghua University, Beijing, 100084, China)

Abstract: Automatic detection of markers for fluoroscopic images is the key for fluoroscopy-based navigation system. Due to the small radius of markers and background noises, the robust and the precision of traditional circle detection algorithms are not satisfied. In order to solve this problem, a geometric-parameter-based algorithm, which can extract markers automatically from X-ray images, is proposed. The method can detect the circles of different radius in fluoroscopic images and non-standard circles by adjusting the parameter. The experimental results show that the proposed algorithm holds high efficiency and robustness.

Key words: detection of circles; conic fitting; feature extraction; extraction of markers

引 言

由于 C 形臂 X 射线机具有实时成像和使用便捷的特点, 在心脏和骨科等介入式手术中被广泛使用。近年来, 基于 C 形臂的手术导航系统得到了更广泛的使用^[1-2]。在基于 C 形臂的手术导航系统中, 为实现人体和器械的跟踪, 常常通过特殊形状的标记点来表征其位置, 因此图像中标志点的自动识别是实现跟踪的关键。在实际系统设计中, 一般采取不同直径的金属小球作为标志物, 通过检测不同直径小球的位置来进行系统标定和畸变矫正等。由于金属小球的密度较大, X 射线几乎不能透过, 因此在投影

图像中标志物的像素灰度值接近 0。同时因为标志物为球体,不同角度的射线穿过球体的厚度并不一致,所以标志物在投影图像中的影像灰度值并不一致,一般来讲,靠近边缘的灰度值较高,同时影像中噪声和干扰目标等经常导致图像中小球的边缘不够规则,给自动监测带来困难。

图像中的圆形目标检测可以借助图像分割方法进行,但图像分割的计算效率通常无法满足实时性的要求^[3]。为快速检测图像中的圆形目标,实用化的处理方法主要可以分为两大类:一种是利用霍夫圆变换的方法^[4-5],另一种是基于圆形的几何特征进行检测的方法^[6-8]。第 1 类方法的基本思想是将边缘图像中的每一点都映射到参数空间中的一个区域并且将其贡献累加,然后输出参数空间的局部最大值作为检测到的目标。这种方法需要较大的存储量和计算量,并且在图像中目标较多,圆形半径较小时(例如小于 10 个像素),正确的目标圆轮廓在参数空间的累计量会较少,从而可能得不到正确稳定的检测结果。第 2 类方法往往基于边缘像素点,利用圆形的几何特征来检测轮廓是否为圆形。例如,文献[9]提出基于曲线拟合的两步法检测圆形,在圆形边缘局部畸变的情况下,能够正确地检测到圆形且计算效率高。考虑在手术导航中 X 射线图像中目标可能较多且其面积较小、像素不均匀,并且目标之间无相互遮挡的特点,本文提出一种利用圆的几何特征检测轮廓是否为圆的新算法。该算法首先通过边缘检测算法得到图像中的边缘轮廓,然后计算轮廓的几何特征,并利用几何特征的值判断轮廓是否为圆形,实验证明该方法具有较强的鲁棒性,并且计算效率较高。

1 圆形目标提取算法

1.1 圆的拟合与圆形特征

1.1.1 圆的拟合

给定一组点 $\{p_i\} = \{(x_i, y_i)\} (i=1, \dots, n)$, 用一个圆拟合这组点可以通过求下式的最小值

$$Q(x_0, y_0, r) = \sum_{i=1}^n ((x_i - x_0)^2 + (y_i - y_0)^2 - r^2)^2 \quad (1)$$

通过将 Q 分别对 x_0, y_0, r 求偏导,并令其为 0, 可以求出其闭合解为^[10]

$$r^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n ((x_i - x_0)^2 + (y_i - y_0)^2) \quad (2)$$

$$x_0 = \frac{A_2 C_2 - B_2 C_1}{A_1 B_2 - A_2^2}; y_0 = \frac{A_2 C_1 - A_1 C_2}{A_1 B_2 - A_2^2} \quad (3)$$

定义: $a_k = \sum_{i=1}^n x_i^k, b_k = \sum_{i=1}^n y_i^k, c_{kl} = \sum_{i=1}^n x_i^k y_i^l, k=1, 2, 3, l=1, 2, 3$; 其中 $A_1 = \frac{2a_1^2}{n} - 2a_2, B_1 = \frac{2a_1 b_1}{n} - 2c_{11}, C_1 = a_3 + c_{12} - \frac{a_1(a_2 + b_2)}{n}; A_2 = B_1, B_2 = \frac{2b_1^2}{n} - 2b_2, C_2 = b_3 + c_{21} - \frac{b_1(a_2 + b_2)}{n}$ 。

1.1.2 圆度特征的计算

在数学上圆度定义为^[10]

$$D = \frac{4\pi s}{I^2} \quad (4)$$

式中: I 为轮廓的长度(pixel); s 为轮廓所包含的面积(pixel²)。由圆度的定义可以得出结论: 当轮廓为标准圆时, 其圆度值为 1, 而轮廓为其他任意形状, 其圆度值均小于 1, 并且轮廓形状越接近圆形, 其圆度值越接近 1。

基于本文所要解决的问题, 定义一种变形的圆度特征为

$$\hat{D} = \frac{S}{\pi r^2} \quad (5)$$

式中: r 为利用式(2)中圆拟合方法求出的半径; S 为轮廓内所包含的像素点个数。

1.2 圆形目标提取算法

文献[9,11]分别利用圆度和曲线拟合的方法进行图像中圆形的检测。利用圆度定位需要确定一个阈值,其中圆度大于阈值的轮廓被认为是圆形。由于在实际应用中阈值的确定受到圆半径的影响,文献[11]根据经验来确定阈值,没有提供一个自适应选择的方法;同时,利用圆度对凹形轮廓检测也可能会出错,在实际应用中将导致结果不够鲁棒。利用文献[9]描述的方法,目标轮廓为弯月形时,算法会将轮廓误判为圆形。

考虑到C型臂X射线图像中圆形目标数量较多,其像素不均匀,并且目标之间不相互遮挡的特点,本文设计了一种算法,综合利用曲线拟合以及上述变形的圆度特征判别图像中的轮廓是否为圆形,算法的流程如图1所示。算法通过图像预处理将原始图像转为二值图像,然后通过查找轮廓的方式得到二值图像中所有的轮廓,并检测这些轮廓点是否构成符合待检测特征的圆形。预处理方法可以根据原图像的特点选择相应的方法。本文针对C形臂X射线图像的成像特点及目标像素值比背景像素值小的特点,选择如图1右边方框中所示的预处理流程。

1.2.1 图像二值化

二值化操作将图像从灰度图变换为二值图像,主要操作方法有:全局取阈值法和局部取阈值法。常用的全局自适应阈值法有大津法^[12],此方法通过求类间方差最大得到一个最优的全局阈值,适用于灰度直方图形态为双峰的图像。局部取阈值法通过每个像素的邻域特性确定其阈值。文献[13]评估了40种不同的取阈值的方法,他们的测试集显示Sauvola的局部自适应二值化方法要比其他的二值化方法有更好的性能。其计算像素阈值的方法是

$$t(x, y) = m(x, y) \left[1 + k \left(\frac{s(x, y)}{R} - 1 \right) \right] \quad (6)$$

式中: $m(x, y)$, $s(x, y)$ 分别以像素 (x, y) 为中心,大小为 $\omega \times \omega$ 的窗中所覆盖像素的平均值与方差; $t(x, y)$ 为像素 (x, y) 的阈值。然而由于该算法需要计算每个窗内像素集合的均值和方差,计算量较大,在实时应用中速度会受到限制。本文综合考虑计算量和阈值化的性能,采取了一种简化的局部自适应阈值计算方法。考虑图像中大小为 $\omega \times \omega$ 的窗,阈值可表示为

$$t(x, y) = m(x, y) - c \quad (7)$$

式中: c 为常量,均值 $m(x, y)$ 可以用积分图的方法快速计算。窗的大小由目标大小确定,在X射线图像标志点提取中,标志点像的大小一般不超过 10×10 个像素,因此可以选择窗口大小在 $15 \times 15 \sim 50 \times 50$ 之间,对于面积大的目标可以选择更大的窗口。常量 c 与图像中目标和背景对比度有关, c 取值越大,越多与背景对比度不高的像素点将被移除。在本文的应用中,由于在手术导航的X射线图像中小球目标与背景对比度很高,为了去除其他噪声点和物体的干扰,可以取 c 值为50左右。在提取标志点的同时,抑制背景中物体的干扰。在二值化基础上,可以提取成簇的亮像素的外轮廓。

1.2.2 圆形目标检测

通过二值化得到图像中所有包含轮廓的待选像素坐标后,对这些候选点依次检测其轮廓是否形成圆形,检测的具体方法如下:

(1) 利用1.1.1介绍的曲线拟合方法,求出参数 x_0, y_0, r ,定义拟合度为

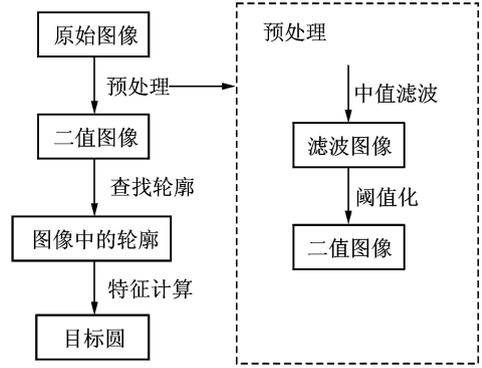


图1 算法流程图

Fig. 1 Flow chart of the algorithm

$$\begin{aligned}\varphi &= \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sqrt{(\sqrt{(x_i - x_0)^2 + (y_i - y_0)^2} - r)^2} \\ &= \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sqrt{((x_i - x_0)^2 + (y_i - y_0)^2 + r^2 - 2r\sqrt{(x_i - x_0)^2 + (y_i - y_0)^2})} \quad (8)\end{aligned}$$

式中: φ 为轮廓上所有像素点偏离所拟合曲线的平均距离。容易计算得到 $\varphi < r$, 因此在设置阈值时, 对于越小的物体, 设置的阈值需越小, 设置的阈值需与待检测圆形的半径 r 成比例关系。另一方面, 对于半径较大的物体, 依然要保证 φ 值不能超过一个固定的值。综上, 利用式(8)求出 φ 值, 若 $\varphi < \min(\epsilon_1 r, \epsilon_2)$ (ϵ_1, ϵ_2 为设定的阈值), 继续步骤(2), 否则判断此轮廓为非圆形。其中阈值 ϵ_1, ϵ_2 的选择与所要提取的轮廓形状有关, ϵ_1, ϵ_2 越大, 能够被检测的形状规则度要求越低。实际上, 可以计算边长为 r ($r > 10$) 个像素的正方形的拟合度约为 $0.33r^2$, 可见正方形的拟合度随边长变大而成平方增大, ϵ_2 的值可以根据此设置, 为了排除半径较大的非圆形, 取值为 $8 \sim 15$ 时可以取得较好的结果, ϵ_1 的值是为了排除半径较小的非圆形, 取 $0.5 \sim 1$ 时可以取得较好的结果。

(2) 计算轮廓的 \hat{D} 值, 若 $\hat{D} > \epsilon_3$ (ϵ_3 为设定的阈值), 则判断此轮廓为圆形, 否则判断此轮廓为非圆形。在上述处理中, 由于轮廓能够通过步骤(1)的检测, 说明此轮廓可能为圆形或者为弯月形, 如图 2 所示。图 2 中实线为弯月形的轮廓, 虚线为拟合的圆形, 轮廓的 φ 值足够小, 但其 \hat{D} 值小于 0.5 , 圆形的圆度特征 \hat{D} 值接近 1 , 而弯月形的圆度特征 \hat{D} 值一般小于 0.5 , 因此 ϵ_3 值选择 $0.5 \sim 0.6$ 可以取得较好的结果。

(3) 为进一步提高算法的鲁棒性, 可利用关于目标点的个数以及空间分布的先验知识, 选出所提取的具有最好拟合度和圆度特征的目标。

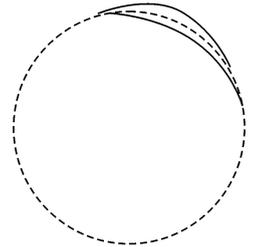


图 2 弯月形轮廓示意图

Fig. 2 Sketch of the curved shape

2 实验结果

为了测试该方法对 C 形臂 X 射线图像中圆形标志物的识别准确性, 对图 3 所示的从不同角度拍摄的 X 射线原始图像, 分别使用文献[9]提出的检测圆形轮廓的两步法和本文的方法进行圆的检测及识别。原始图片为有机玻璃模型在 C 形臂下的成像, 其中有机玻璃模型上贴了不同半径的球形钢珠, 该模型为了模拟心电射频消融手术的动态跟踪而构建, 其中大、小圆筒分别模拟胸腔和心脏, 里面插有消融导管头端。测试所使用的图像工作站参数为: DELL OPTIPLEX 380 台式计算机, Intel® Core™ 2 Duo CPU, 主频 2.93 GHz, 内存 2 GB。使用 Visual Studio 2008 开发环境, 利用 OpenCV 函数库, 使用 C++ 语言实现这两种算法。本文中没有提供与霍夫圆变换的检测结果对比, 是因为目标圆的半径较小, 利用霍夫变换方法无法成功检测到图 3 中的圆形标志物。

图 4 给出了对图 3 中对应两幅图二值化的处理结果。图 5 为采用文献[9]的方法对图 4 中的圆目标加以提取的结果, 其中十字中心表示检测到的圆心, 小圆表示检测到的圆形轮廓, 可见图 4 中的短线状非圆目标也被识别为圆形目标。图 6 为采用本文算法对图 4 中圆目标加以提取的结果(图中的十字线和圆标示与图 5 相同)。从图 6 可以看出二值化图像中圆形的目标被正确提取, 而非圆的目标被排除。从图 5, 6 算法的对比可以看出: 利用本文算法能够排除文献[9]中算法对非圆目标的误判, 比文献[9]描述的算法具有更高的鲁棒性。图 5 中利用文献[9]的方法误将长条形(可以看作是半径较大的弯月形目标)的目标检测为圆形目标, 而本文的方法能够利用圆度的特征将此目标排除。为验证实际应用场景下的圆形标志物提取效果, 采用图 7(a)所示的图像进行测试, 在人体胸腔表面粘贴了 4 个较大的球形标志, 表征人体的空间位置, 可以看到在存在介入的探测导管图像中, 利用设置好的参数, 能够有效的

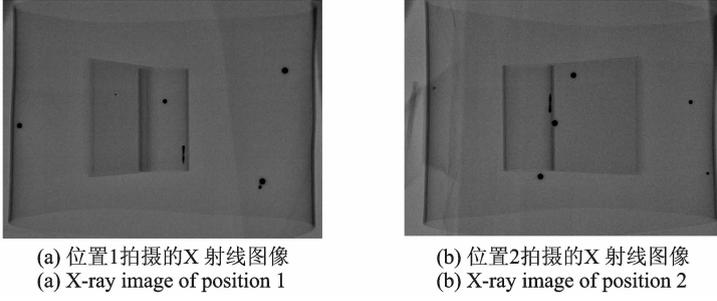


图3 测试所用的X射线图像

Fig. 3 X-ray images used to test the algorithms

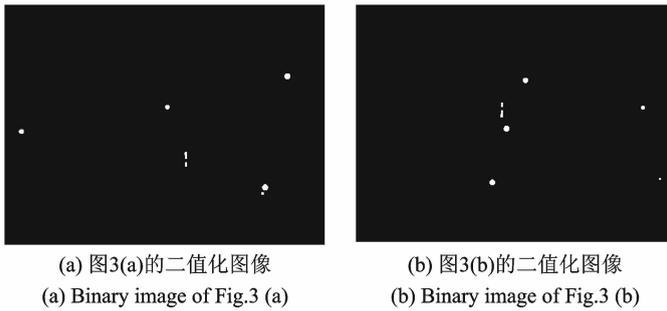


图4 预处理后二值化的图像

Fig. 4 Binary images after thresholding

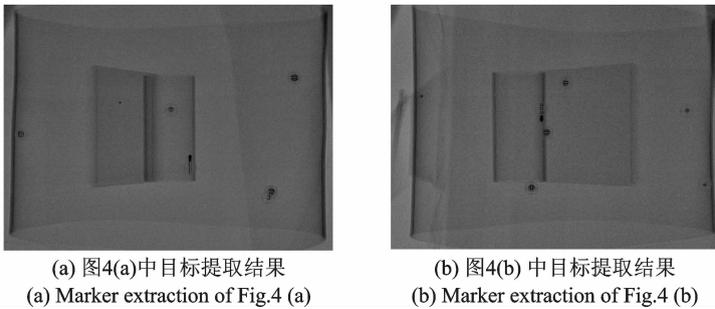


图5 采用文献[9]算法提取目标的结果

Fig. 5 Extraction results using the algorithm of Ref. [9]

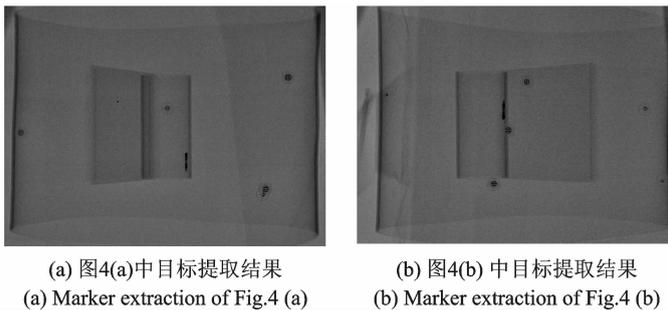
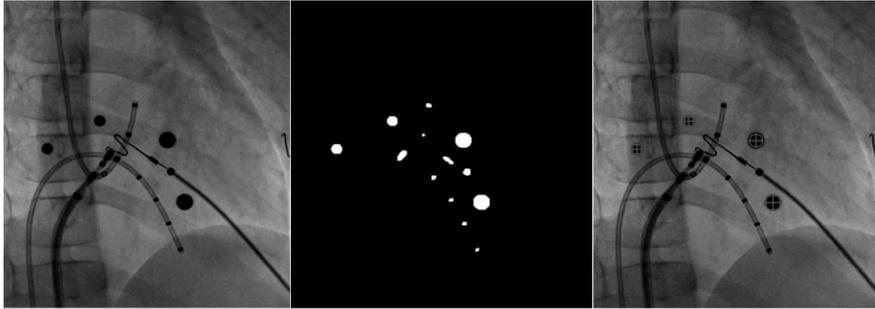


图6 采用本文算法提取目标的结果

Fig. 6 Extraction results using proposed algorithm

排除场景中小的方形目标,所设计的算法可以正确地提取感兴趣的体表标志点。

利用本文算法对另外 20 幅与图 7 中图像类似的实际 X 射线图像中圆形标志物进行自动提取,都取得了很好的效果,在规定待提取的圆形标记点数目 n 的情况下,选出 φ 值最小,而 \hat{D} 值大于 0.6 的前 n 个目标,通过目视识别全部目标都得到了正确的提取结果。并且由于待检测目标的半径差异不大,在检测中不需要调整参数,实现了自动检测。若不规定圆形标记点数目,则有可能将图像中类似圆形的其他目标也提取出来。



(a) 带有标志的胸腔X射线图像 (b) 二值化结果 (c) 圆形标志点提取结果
(a) X-ray image of chest with circular markers (b) Results of binary processing (c) Extracted circular markers

图 7 实际胸腔 X 射线图像中圆形标志点检测结果

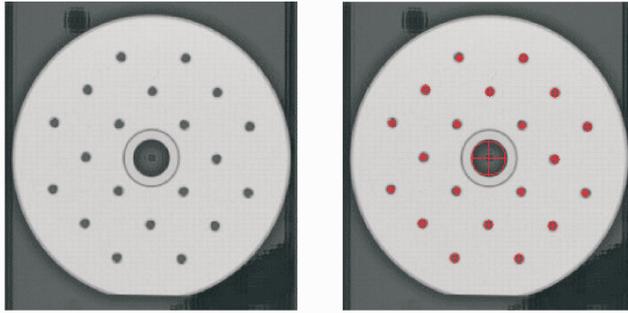
Fig. 7 Circular markers extraction of chest X-ray image

3 实验结果分析

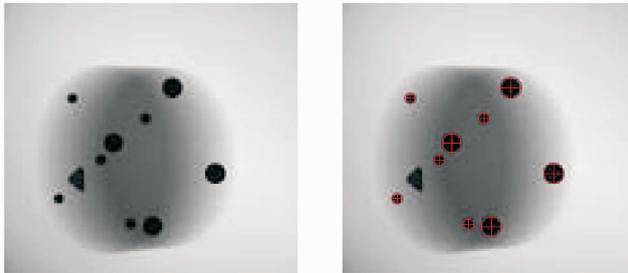
实验结果表明,本文采取的方法对 X 射线图像中圆形标记物自动提取具有很好的鲁棒性,解决了文献[5,9]中检测算法对于弯月形物体产生误判的问题。从时间复杂度来看,假设图像大小为 $n \times n$,二值化后得到的边缘像素点数为 m ,那么采取霍夫圆变换的算法检测圆的时间复杂度为 $O(mn^2)$ ^[14],而本文算法的复杂度为 $O(m)$,因此本文的算法复杂度较低。为了测试算法的运行效率,随机选取 6 幅图像,记录算法所消耗的时间。实验结果表明,本文算法处理一幅图像平均消耗时间小于 70 ms,因此本文算法能够实现低帧率的实时在线检测。考虑到算法复杂度的降低,有可能采用 GPU 进行加速,以达到更高的目标提取速度,这对于在手术导航系统中实时应用具有重要的意义。

在本文中对临床实际获得的胸腔 X 射线图像序列,是对序列中每张图像单独进行提取计算的,在提高本文算法速度后,有可能对序列运动图像中的圆形目标进行跟踪,同时,基于图像中目标运动的连续性,可以利用前一帧图像中提取的目标位置,定义下一帧图像的搜索区域,从而排除对二值化图像中所有候选点的重复检测,进一步提高检测速度。通过修改本文算法的参数值,该算法也能很好地提取其他图像中不同大小的圆形物体,而排除图像中非圆的物体,图 8 给出了两个具有不同半径圆形目标,以及混有非圆目标图像的检测结果,其中十字中心表示检测到的圆心,圆表示检测到的圆形轮廓。从图 8 可以看出,本文算法正确地检出了其中不同大小的圆形目标。

相对于 Hough 变换算法,本文所提出算法不能检测两个圆形相互遮挡的情景。考虑在手术导航实际应用中,所布置的圆形标志点通常是用于系统标定、跟踪和畸变矫正等,因此其空间分布是设计好的,在系统设计中可以通过将标志物置于特定的位置避免不同的标志物投影重叠,并利用各个标志点之间在投影图像中的分布模式提高检测的鲁棒性。为了增强算法自身的鲁棒性,也可以利用更复杂的策略,比如弧形检测来对相互遮挡的圆形进行检测。



(a) 具有不同大小圆目标的图像及检测结果
(a) Extraction result of circular markers with different radius



(b) 具有圆与非圆目标图像的检测结果
(b) Extraction result of image with non-circular markers

图8 本文算法对不同半径圆形标记和含有非圆标记图像的检测结果

Fig.8 Circular markers extraction of other test images using proposed algorithm

4 结束语

Hough 变换方法用于检测目标图像中的圆形具有一定局限性,其待检测的圆形应当比较接近标准圆,且圆的半径不能太小。在基于 C 形臂的手术导航系统中,圆形标志物的投影半径一般较小,Hough 变换难以检测到目标圆形。本文提出的通过轮廓拟合和圆度判别的算法能够有效地解决上述问题,更稳定地检测图像中圆形的目标,并且算法具有线性的时间复杂度,因此在 X 射线手术导航系统中具有实用价值。

参考文献:

- [1] Pascal Fallavollita. Acquiring multiview C-arm images to assist cardiac ablation procedures[J]. EURASIP Journal on Image and Video Processing, 2010, 2010:1-10.
- [2] Wang M, Ding H, Wang G. Target visibility enhancement for C-arm cone beam CT-fluoroscopy-guided hepatic needle placement: Implementation and accuracy evaluation [J]. Int J Comput Assist Radiol Surg, 2015(10): 263-273.
- [3] 郑馨,王勇,汪国有. EM 聚类和 SVM 自动学习的白细胞图像分割算法[J]. 数据采集与处理, 2013, 28(5):614-619. Zheng Xin, Wang Yong, Wang Guoyou. White blood cell segmentation using expectation-maximization and automatic support vector machine learning [J]. Journal of Data Acquisition and Processing, 2013, 28(5):614-619.
- [4] Kim C, Ballard D H, Sklansky J. Finding circles by an array of accumulators[J]. Communications of the Association for Computing Machinery, 1975,18(2): 120-122.
- [5] 雷芳. 基于改进 GHT 算法的圆形目标物的检测[J]. 电子设计工程, 2014, 22(18): 26-28. Lei Fang. Circle objective detection based on improved GHF[J]. Electronic Design Engineering, 2014, 22(18): 26-28.
- [6] Dori Dov, Liu Wenyin. Stepwise recovery of arc segmentation in complex line environments[J]. International Journal on Document Analysis and Recognition, 1998, 1(1): 62-71.
- [7] 王林波,王延杰,邸男,等. 基于几何特征的圆形标志点亚像素中心定位[J]. 液晶与显示, 2014, 29(6): 1003-1008. Wang Linbo, Wang Yanjie, Di Nan, et al. Subpixel location of circle target center based on geometric features[J]. Chinese

Journal of Liquid Crystals and Displays, 2014, 29(6), 1003-1008.

- [8] 吴一全, 孟天亮, 吴诗娅. 图像阈值分割方法研究进展 20 年(1994-2014)[J]. 数据采集与处理, 2015, 30(1): 1-23.
Wu Yiquan, Meng Tianliang, Wu Shihua. Research progress of image thresholding methods in recent 20 years(1994-2014) [J]. *Journal of Data Acquisition and Processing*, 2015, 30(1): 1-23.
- [9] 于中, 徐文立, 陈峰. 边缘图像中圆形轮廓的两步法检测[J]. 计算机辅助设计与图形学学报, 2005, 17(2): 243-246.
Yu Zhong, Xu Wenli, Chen Feng. Two-step method for detection of circle profiles in edge images[J]. *Journal of Computer Aided Design & Computer Graphics*, 2015, 17(2): 243-246.
- [10] 武仲科, 焦海星, 戴国忠. 一种线段和圆弧的逼近方法及其在工程图纸矢量化中的应用[J]. 计算机辅助设计与图形学学报, 1998, 10(4): 328-332.
Wu Zhongke, Jiao Haixing, Dai Guozhong. An algorithm of approximating line segment and circular arcs and its application in vectorization of engineering drawings[J]. *J CAD & CG*, 1998, 10(4): 328-332.
- [11] 张之稳, 宋世军. 利用圆度进行圆定位的方法[J]. 山东大学学报: 工学版, 2006, 36(1): 19-22.
Zhang Zhiwen, Song Shijun. Circle locating method based on roundness[J]. *Journal of Shandong University: Engineering Science*, 2006, 36(1): 19-22.
- [12] Nobuyuki O. A threshold selection method from gray-level histograms[J]. *IEEE Trans Sys Man Cyber*, 1979, 9(1): 62-66.
- [13] Sezgin M, Sankur B. Survey over image thresholding techniques and quantitative performance evaluation[J]. *Journal of Electronic Imaging*, 2004, 13(1): 146-165.
- [14] Christopher H. Reduction of computational complexity of hough transforms using a convolution approach[C] // 24th IVCNZ Donald Bailey. Wellington, New Zealand: IEEE Computer Society Press, 2009: 373-378.

作者简介:



王广志(1959-), 男, 博士, 教授, 研究方向: 医学图像引导手术, E-mail: wgz-dea@tsinghua.edu.cn。



童明(1987-), 男, 硕士研究生, 研究方向: 机器学习与医学图像处理。



丁辉(1967-), 女, 硕士, 高级工程师, 研究方向: 医学图像处理, E-mail: Dinghui@tsinghua.edu.cn。

