

用于 C 臂快速标定的平面靶标可见标记点的提取与配准^①

孟 偲^{②*} 曲圣悦^{*} 王利军^{**} 王田苗^{***}

(^{*} 北京航空航天大学宇航学院 北京 100191)

(^{**} 卫生部北京医院神经外科 北京 100730)

(^{***} 北京航空航天大学机械工程及自动化学院 北京 100191)

摘要 为了简化基于 C 臂图像导航的临床手术中平板 C 臂的标定过程,提出了一种基于平面靶标可见标记点的自动提取及其与空间坐标匹配的平板 C 臂快速标定方法。该方法首先从图像中自动提取可能标记点并利用灰度加权质心法计算亚像素坐标;其次通过特殊标记点的分布建立靶标平面坐标系,利用平面靶标标记分布模式排除噪声点;然后估计图像平面到靶标平面的单应变换,并进一步为每一个可视标记点分配对应的空间靶面坐标,实现可视靶标标记点个数的自适应;最后利用基于共面靶标的径向排列约束(RAC)两步相机标定法标定出平板 C 臂成像参数。为验证该方法,分别用可见光相机模拟 C 臂和实际平板 C 臂进行了抗噪声干扰试验以及标记点反投影与三维重建误差分析试验,结果表明该方法具有鲁棒性,且标定结果稳定可靠,从而验证了其有效性和可行性。

关键词 C 臂标定, 特征提取, 自动匹配, 单应矩阵

0 引言

基于 C 臂透视图像的图像导引手术(image guided surgery, IGS)系统已成为计算机辅助手术(computer aided surgery, CAS)系统的一个重要研究方向,已广泛应用于机器人辅助血管介入手术^[1,2]、脊柱外科^[3]和骨科矫正手术^[4,5]等领域。在面向手术的基于 C 臂图像的 3D 导航系统中,C 臂标定是利用 C 臂图像进行欧氏空间重建的基础。本文从简化 C 臂标定过程的目标出发,基于对实现 C 臂标定的平面靶标点特征提取与配准技术的研究,提出了一种基于平面靶标可见标记点自动提出并与空间坐标匹配的平板 C 臂快速标定方法实验验证了该方法的可行性和有效性。

1 相关研究

传统 C 臂采用影像增强器 XRII 成像,产生的 X 光图像畸变较大,因而多采用标定校准板与 XRII 固连的校准或标定方法。传统标定方法^[6]假设校准板平面与 C 臂(虚拟)成像平面平行,由畸变较小的中心区域图像推出 C 臂理想图像,从而获取 C 臂图像校正模型,再用校正后的标定图像结合针孔成像模型对 C 臂进行相机标定^[7]。作者对传统方法进行了改进,无需平行假设,先对 C 臂进行非线性成像模型标定,然后再利用标定的畸变参数对 C 臂图像进行校正^[8-10]。然而这样会存在两方面的问题:一方面标定板安装在 XRII 上增加了 C 臂 XRII 部位重量,增加了 C 臂变形;另一方面完成标定后一般还需要将标定校准板移除,而标定板的移除会使实

① 863 计划(2013AA041201-7, 2013AA040804)资助项目。

② 男,1977 年生,博士,副教授;研究方向:计算机视觉,医疗机器人,视觉导航;联系人,E-mail: Tsai@buaa.edu.cn
(收稿日期:2015-01-05)

际 XRII 的参数发生变化^[11]。

平板 C 臂相比传统 C 臂,X 光图像成像部件(平板)质量轻且基本不存在畸变,因而可看作理想线性投影模型。由于平板 C 臂的图像不存在明显畸变,不需要进行类似传统 XRII-C 臂的图像畸变校正,因此可以只在平板 C 臂的视野中放置靶标,通过标记点的图像坐标与空间坐标的映射关系来标定 C 臂的参数。为保证标定精度,靶标上需仍要设计大量的标记点,并且标记点的图像坐标需要精确提取。同时,为提高自动化程度,标记点图像坐标应实现自动提取,标记点图像坐标与对应空间点坐标也要实现自动对应或匹配,提取与匹配过程都不需要医生干预。但在临床环境中,由于 C 臂视野(field of view, FOV)较小,成像过程中会产生 X 射线,而 C 臂 FOV 区域还会随位姿可调整而变化,因此放置在 C 臂视野中的靶标无法保证一次放置就让全部靶标进入视野,而对靶标位姿反复调整在手术室环境中也不现实。此外,由于 X 射线可穿透物体,立体靶标在任意 C 臂视角下,标记点在图像上分布没有规律,会造成标记点图像坐标与其对应空间点坐标的自动匹配困难^[12]。

针对 C 臂标定时进入 C 臂视野的靶标标记点数目不确定以及标记点的图像坐标与对应空间坐标的自动匹配困难问题,国内外诸多学者展开了研究。Li^[13]等人利用铜线和铜球设计标定靶标,根据铜球在图像中的位置与分布,为四组铜球分配空间坐标,并据此建立空间坐标系,以实现网格点坐标的分配,而后进行 C 臂图像的畸变校正与 C 臂参数标定。该方法需要对网格交叉点和圆点两种特征进行分别识别,且标定时必须要求所有铜球标记点进入视野,使得标定过程比较繁琐,拍摄要求比较高。Livyatani^[14]等人设计了由大小不同的标记点构成的标定靶标,其中大标记点呈 U 形分布。然后通过大小标记点的模板匹配,对大小标记点进行识别与定位。最后通过 U 形结构排列大标记点建立靶标平面坐标系,并实现图像坐标与靶标坐标的匹配。该方法在进行标记点模板匹配的过程中会有部分标记点被遗漏,且模板匹配耗时较长。张军^[15]等人运用形态学预处理图像,然后提取标记点图像坐标,按照几个

特殊标记点预先给定的空间坐标,建立图像平面到靶标平面的映射关系,进而为所有标记点分配空间坐标。该方法可以实现图像坐标与空间坐标的快速自动匹配,但是形态学预处理过程中损失了边缘的部分信息,影响了标记点的提取精度,另一方面需要人工输入标记点的空间坐标,使得算法适用范围受限,术前准备过程操作复杂。

上述标记点自动提取与对应方法,均主要针对靶标与 XRII 固连的传统 C 臂标定。针对平板 C 臂的标定,本研究希望仅拍摄一帧图像来估计 C 臂参数,从而减少 X 射线的使用,另外要能自动提取视野内标记点的图像坐标,并为其自动匹配空间坐标。

根据现有算法存在的不足,本文结合平板 C 臂标定的特点,提出了一种基于平面靶标可见标记点自动提取并与空间坐标匹配的平板 C 臂快速标定方法。首先从图像中自动提取可能标记点并利用灰度加权质心法计算亚像素坐标;其次通过特殊标记点的分布建立靶标平面坐标系,利用平面靶标标记分布模式排除噪声点;然后估计图像平面到靶标平面的单应变换,并进一步为每一个可视标记点分配对应的空间靶面坐标,实现可视靶标标记点个数的自适应;最后利用基于共面靶标的径向排列约束(radial alignment constrain, RAC)两步相机标定法标定出平板 C 臂成像参数。经过试验表明,该方法可以自动识别图像内的标记点并准确地分配空间坐标,进而标定出 C 臂参数,算法抗干扰能力较强。

2 基于平面靶标的 C 臂标定

针对 C 臂标定时靶标姿态不易调整,需要用尽量少的(最好一帧)标定图像来直接估计 C 臂参数,同时要适应标记点可能没有全部进入 C 臂 FOV 的问题,本文设计了一个等间距分布的平面圆点阵列靶标来进行 C 臂成像参数标定,如图 1 所示。图示平面标定板中,在中心位置附近布置 3 个特殊标记点,面积较大,呈不等腰直角三角形分布。在实际的临床 C 臂标定过程中,选用有机玻璃内嵌钢珠的方式制作该平面标定靶标。只要 C 臂拍摄到这 3 个特殊标记点,就可在不需要人工干预的情况下实现

标记点的自动提取和与空间坐标的匹配,完成 C 臂的标定,从而大大降低了拍摄要求和操作难度。

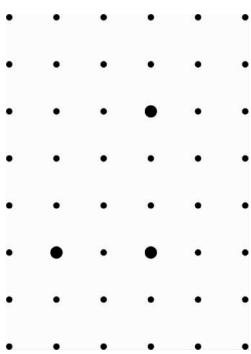


图 1 标定靶标

本文首先利用灰度加权质心法来提取标记点的图像坐标;然后,利用图像平面和靶标平面之间的单应性,为所有标记点分配靶标坐标;最后,利用 RAC 两步标定法,标定获取 C 臂参数。本算法整体的流程如图 2 所示。

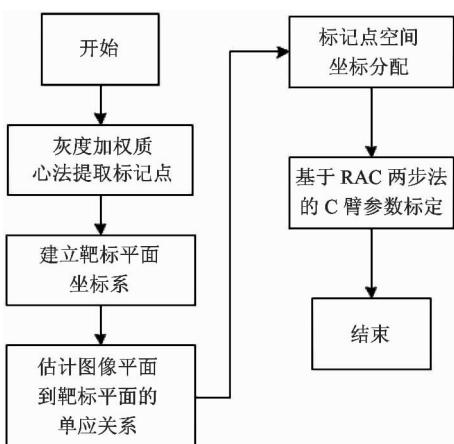


图 2 算法流程图

2.1 基于灰度加权的标记点图像定位

在实际 C 臂标定操作中,由于钢珠中间厚、边缘薄,在 X 射线的照射下均呈现出中心灰度较低、边缘灰度较高的特性。经反色处理后,标记点中心灰度较高、边缘灰度较低。而灰度加权质心法^[16]利用灰度作为坐标加权的权值,可以对标记点进行高精度定位,且权值的计算过程对噪声起到了抑制作用,能有效提高标记点定位的精确度。

为了减小靶标图像拍摄时随机噪声的干扰,先

利用高斯滤波进行图像平滑处理。考虑到形态学运算可能会损失标记点部分的边缘信息,使用自适应二值化对图像进行处理。自适应二值化能够很好地处理对比度较低的情况,并能完整地保留标记点的边缘信息。

然后,对二值化图像进行轮廓提取。由于背景复杂,需要对图像内轮廓进行初步筛选,以减小计算量。图像中标记点形态近似圆,我们用圆形度来描述标记点轮廓近似于圆的程度。本文定义轮廓圆形度 e 为轮廓周长 L 的平方与轮廓面积 N 的比值,如下所示:

$$e = L^2/N \quad (1)$$

周长,标记点的圆形度应近似于 4π 。

此外,标记点的轮廓面积不会很大,据此可以排除一些背景轮廓的干扰。设待筛选的轮廓为 q_i ,则筛选准则如下:

$$q_i \in \begin{cases} \varphi, & N_i \leq N_T, |e_i - 4\pi| < \varepsilon \\ \tilde{\varphi}, & \text{其他} \end{cases} \quad (2)$$

其中, φ 表示标记点轮廓集合, $\tilde{\varphi}$ 表示非标记点轮廓集合, N_T 表示所设置的面积阈值, e_i 表示轮廓 q_i 的圆形度, ε 表示圆形度与 4π 的近似程度,该阈值一般取较小的数值。

在初步筛选得到标记点的轮廓之后,需要对标记点进行定位。首先确定各标记点轮廓最大外接矩形框以减小运算量,然后在各个矩形框内利用灰度加权质心法提取标记点中心坐标。设 q_j 为筛选后的标记点轮廓,其最大外接矩形框为 Rect_j ,如图 3 所示。

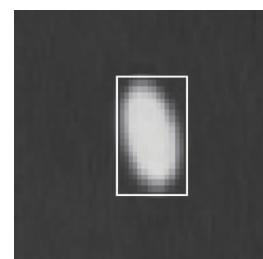


图 3 最大外接矩形框示意图

矩形框内存在灰度较高的标记点与灰度较低的背景信息,为了排除背景噪声的干扰,我们用某一像素点的灰度与平均灰度的差作为该点坐标的权值。

矩形框内某一像素点 (x_k, y_k) 的权值 $W_{(x_k, y_k)}$ 定义如下:

$$W_{(x_k, y_k)} = \begin{cases} 0, & I_{(x_k, y_k)} < A_j \\ I_{(x_k, y_k)} - A_j, & I_{(x_k, y_k)} > A_j \end{cases} \quad (3)$$

其中 A_j 为最大外接矩形框的平均灰度值。

利用上述权值对矩形框内的像素点的坐标进行加权求和得到该标记点的图像坐标,即

$$\begin{cases} x_j^c = \frac{\sum W_{(x_k, y_k)} \times x_k}{\sum W_{(x_k, y_k)}} \\ y_j^c = \frac{\sum W_{(x_k, y_k)} \times y_k}{\sum W_{(x_k, y_k)}} \end{cases} \quad (4)$$

其中 (x_j^c, y_j^c) 为矩形框标记点轮廓 q_j 所对应的标记点中心坐标。

2.2 基于单应性的标记点靶标坐标分配

为了给标记点分配靶标坐标,先根据 3 个特殊标记点建立靶标平面坐标系,然后利用单应矩阵描述图像平面到靶标平面的映射关系,进而把标记点图像坐标单应变换至靶标平面,以实现标记点靶标坐标的快速准确分配。

为了描述各个标记点在靶标上的分布情况,需要建立靶标平面坐标系。根据标记点的面积特征,首先确定 3 个面积较大的特殊标记点,然后统计任意两特殊标记点连线上普通标记点的数目,由于 3 个特殊标记点呈非等腰直角三角形分布,即可根据连线上的普通标记点数目为 3 个特殊标记点分配坐标。将直角顶点定义为空间坐标系原点 $O(0,0)$,另外两点分别为 X 、 Y 轴上的点 $A(3,0)$ 和 $B(0,2)$ 。靶标平面坐标系的建立如图 4 所示。

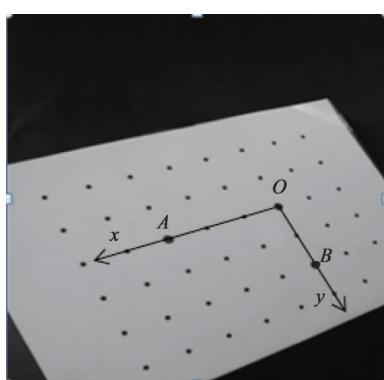


图 4 靶标平面坐标系

靶标平面坐标系建立之后,利用单应矩阵描述图像平面到靶标平面的映射关系。而要确定此单应矩阵至少需要找到 4 个点对,由于已经确定了 3 个特殊标记点在图像中的坐标以及其靶标平面坐标,只需找到一个与任意两个特殊标记点都不共线的第 4 个点即可建立图像平面到靶标平面的映射关系。本文选取靶标坐标系第一象限内距离原点最近的点作为第 4 个点 M (图 5),即靶标坐标系下的 $(1,1)$ 点。

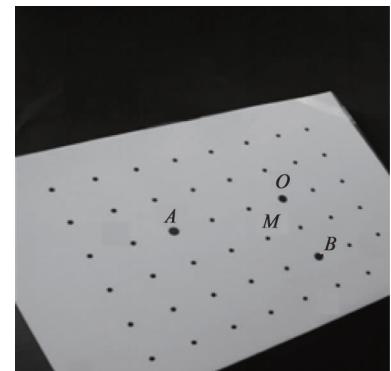


图 5 第 4 个点的位置

在确定图像平面到靶标平面的单应矩阵后,利用此单应矩阵对所有标记点图像坐标进行变换,并对坐标值进行归整,即可得到各标记点对应的靶标坐标。

需要注意的是,图像中可能存在与靶标标记点形态特征相似的圆形噪声,且噪声点一般位于靶标阵列区域之外。根据靶标标记点的行列分布模式特点,可将噪声点进行排除。

2.3 C 臂参数标定

C 臂参数标定的本质在于构建一个成像模型,并确定将空间 3D 场景经由 C 臂投影为 2D 图像的有关映射参数。

在获取到标记点的靶标坐标之后,以上述 O 点作为坐标系原点,以靶标平面为 XOY 平面,即可获得各标记点对应的空间坐标。然后,利用径向排列约束(RAC)两步标定法,根据标记点的图像二维坐标与其对应的空间三维坐标,即可标定获得 C 臂的参数。

3 试验验证

为了验证本文所述的平面靶标图像标记点的自动提取与匹配方法在实际应用中的可行性,利用可见光相机采集图像以及平板 C 臂采集的图像进行了一系列试验。由于平板 C 臂的成像特点近似于工业相机的 CCD 成像,因此利用可见光相机模拟平板 C 臂具有可行性。

试验过程中,利用反投影误差与三维重建误差量化本文算法的精度。其中,反投影误差是指标记点的空间坐标经过相机参数矩阵投影后的坐标与标记点图像坐标之间的均方差;三维重建误差则是指双目视觉重建标记点的三维坐标与标记点空间坐标之间的均方差。

3.1 可见光图像试验

为了便于观察图像坐标与空间坐标的匹配结果,将定位后的标记点按照行列的分布情况进行排序,用连线的方式表示出来,并画出各点的靶标坐标图,试验结果分别如图 6(a)和(b)所示。

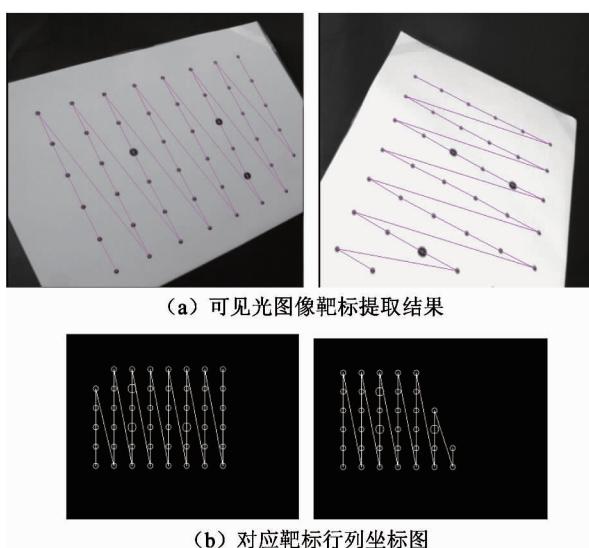


图 6 可见光图像标记点自动提取

为了验证本文算法在实际操作中的抗干扰能力,加入与靶标标记点类似的噪声点,其靶标标记点自动提取结果如图 7 所示,噪声标记点被算法自动识别排除。

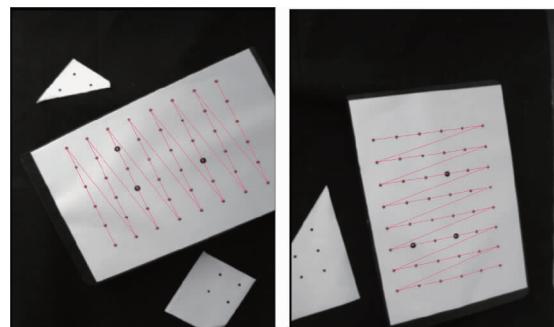


图 7 有噪声干扰的标记点自动提取

为验证本文算法标定结果的精确性与稳定性,给图像施加不同水平的高斯噪声,在对相机进行标定后利用立体视觉重建标记点三维位置并反投影到图像上,计算其平均误差,结果如下表 1 所示。

表 1 可见光误差试验结果

噪声标准差	0	0.1	0.2
反投影误差 (像素)	0.410	0.410	0.409
三维重建误差 (mm)	0.376	0.378	0.379

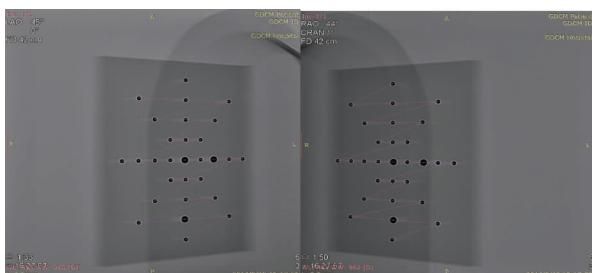
试验结果表明,当部分标记点没有进入视野时,本文方法依然能够正确地为标记点分配对应的空间坐标,实现图像坐标与空间坐标的自动匹配。在有噪声点干扰情况下,算法可以将位于靶标之外的与标记点类似的噪声点进行排除。在图像被随机噪声干扰的情况下,本文算法标定结果基本保持稳定不变。

3.2 C 臂图像试验

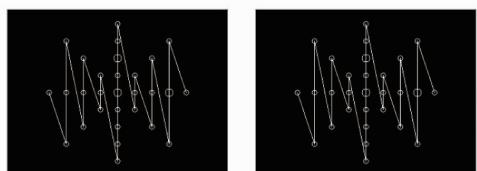
为验证本文算法对真实 C 臂的有效性,通过北京医院的西门子 Artis Zee Bi-plane C 臂进行了标定试验,其标定图像及标记点提取结果如图 8 所示。

相类似,给双 C 臂图像施加不同水平的高斯噪声,并对比反投影误差和三维重建误差,结果如表 2 所示。

除此之外,本研究还利用特制的试验板进行了空间测距试验,钢性小球在试验板上分三层分布(图 9)。用双 C 臂对其拍摄并恢复钢球空间位置,然后计算钢球之间的距离并与实际距离进行比较,



(a) 双C臂图像靶标提取结果



(b) 双C臂标定图像对应靶标行列坐标图

图 8 C 臂图像标记点自动提取

表 2 C 臂误差试验

噪声标准差	0	0.1	0.2
反投影误差 (像素)	0.231	0.232	0.234
三维重建误差 (mm)	0.190	0.187	0.186

用距离误差的均方差来量化标定精度,结果如表 3 所示。

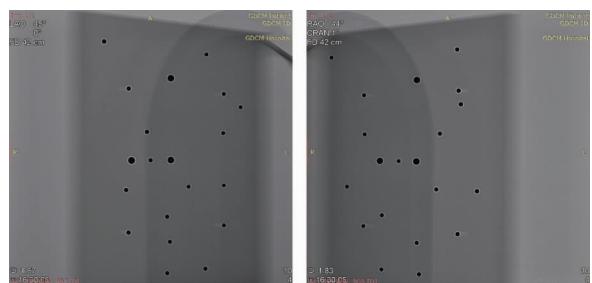


图 9 三层试验板图像

表 3 三维测距误差试验

噪声标准差	0	0.1	0.2
三维测距误差 (mm)	0.180	0.244	0.306

试验表明,本文算法对 C 臂图像也能正确地为标记点分配对应的空间坐标,实现图像坐标与空间坐标的自动匹配。而且,本文算法在随机噪声的干

扰下也能很好地标定出 C 臂参数。此外,由于 C 臂拍摄图像中标记点边缘更加清晰,且 X 射线下的标记点呈现出中间灰度低、边缘灰度高的特点,更适合灰度加权质心法的提取;而可见光图像的标记点边缘可能受光照影响,成像质量不如 C 臂图像,且标记点的灰度比较均匀,因此 C 臂图像的实验精度比可见光相机图像的试验高。

4 讨论与分析

由于 RAC 两步法使用共面靶标的条件限制,靶标平面需要与成像平面保持 30°以上的夹角,但是在可见光的试验条件下,夹角过大时标记点在图像中的形态会接近椭圆,给标记点的提取与定位造成一定难度。但 C 臂因为透视成像,不存在这个限制,因此建议将夹角保持在 45°左右。

在进行测距靶标的实验过程中,由于钢珠是嵌入到有机玻璃中的,其嵌入深度并不好估计,因此会引起误差的增大,若考虑钢珠嵌入深度及其半径的影响,测距误差会更小。

5 结 论

为了降低 C 臂的标定过程中拍摄要求和操作难度,并在无人工干预的情况下实现标记点的自动提取和标记点空间坐标的分配,本文提出了一种平面靶标标记点的图像坐标与空间坐标的自动匹配方法。首先,利用灰度加权质心法对拍摄的平面靶标图像提取标记点坐标;其次,通过特殊标记点的分布建立靶标平面坐标系;然后,估计图像平面到靶标平面的映射关系,并为每一个标记点分配对应的空间坐标;最后,利用 RAC 的两步法标定出 C 臂参数。

试验表明,本文采用的方法能够实现平面靶标图像上标记点的自动提取,并且能在无人工干预的条件下实现空间坐标的分配,实现图像坐标和空间坐标的自动匹配。试验结果表明,本文算法图像坐标提取精度较高,对噪声的抗干扰能力较强。

参考文献

- [1] Meng C, Zhang J, Liu D, et al. A remote-controlled vascular interventional robot: system structure and image

- guidance. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2013, 9(2) : 230-239
- [2] Wang T, Zhang D, Da L. Remote-controlled vascular interventional surgery robot. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2010, 6 (2) : 194-201
- [3] 王田苗, 张家磊, 刘忠军等. 基于力反馈的脊柱外科机器人系统的设计与实现. *机器人*, 2007, 29 (5) : 463-468
- [4] 刘文勇, 王满宜, 王田苗等. 计算机辅助髓内钉远端锁定系统误差分析. *北京航空航天大学学报*, 2004, 30 (9) : 850- 854
- [5] Sati M, Staubli H U, Bouquin Y, et al. Real-time computerized in situ guidance system for ACL graft placement. *Computer Assisted Surgery*, 2002, 7(1) : 25- 40
- [6] Schmidgunk C, Ritter D, Lang E. Calibration model of a dual gain flat panel detector for 2D and 3D X-ray imaging. *Medical physics*, 2007, 34(9) : 3649-3664
- [7] Mitschke M M, Navab N. Optimal configuration for dynamic calibration of projection geometry of X-ray C-arm systems. In: Proceedings of the IEEE Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis, Hilton Head Island, USA, 2000. 204-209
- [8] Meng C, Zhang J, Zhou F G, et al. New method for geometric calibration and distortion correction of conventional C-arm. *Computers in Biology and Medicine*, 2014, 52 (3) : 49-56
- [9] Gutiérrez L F, Ozturk C, McVeigh E R, et al. A practical global distortion correction method for an image intensifier based X-ray fluoroscopy system. *Medical physics*, 2008, 35(3) : 997-1007
- [10] Cerveri P, Forlani C, Borghese N A, et al. Distortion correction for X-ray image intensifiers: Local unwarping polynomials and RBF neural networks. *Medical physics*, 2002, 29(8) : 1759-1771
- [11] Zhang G, Wei Z. A position-distortion model of ellipse centre for perspective projection. *Measurement Science and Technology*, 2003, 14(8) : 1420
- [12] 孟健, 张军, 刘博等. 基于平板 C 臂的导管定位方法. *高技术通讯*, 2012, 22(4) : 395-402
- [13] Li Y, Wang Y, Tang S, et al. Distortion correction and geometric calibration for X-ray angiography system. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, 2009, 56(3) : 608-619
- [14] Livyatan H, Yaniv Z, Joskowicz L. Robust Automatic C-arm Calibration for Fluoroscopy-based Navigation: A Practical Approach. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention—MICCAI 2002*. Springer Berlin Heidelberg, 2002. 60-68
- [15] 孟健, 张军, 吕绍杰等. 基于简比的 C 臂图像标记点自动匹配方法. *中国生物医学工程学报*, 2010, 29 (5) : 654-660
- [16] 张广军. 视觉测量. 北京: 科学出版社, 2008

Extraction and match of visible markers on a planar phantom for fast C-arm calibration

Meng Cai * , Qu Shengyue * , Wang Lijun ** , Wang Tianmiao ***

(* School of Astronautics, Beihang University, Beijing 100191)

(** Department of Neurosurgery of Beijing Hospital, Beijing 100730)

(*** School of Mechanism Engineering and Automation, Beihang University, Beijing 100191)

Abstract

To simplify the flat-panel C-arm calibration in the C-arm based surgery, a fast C-arm calibration method based on automatic extraction of the visible markers on a planar calibration phantom and the markers' match for spatial coordinates is proposed. The method has the steps below: Firstly, the possible markers in images are extracted automatically and their sub-pixel positions are computed by an intensity-weighted centroid algorithm. Secondly, a 2-D affine coordinate system is established in the phantom according to the distribution of the special markers, and false markers are excluded by the distribution pattern. Thirdly, the homography between the image plane and the phantom plane is estimated, and with this homography, the visible markers' spatial coordinates can be inferred directly. Finally, the planar phantom based two-stage method with the radial alignment constrain (RAC) is utilized to calibrate the C-arm. To validate the proposed method, the anti-noise test and the tests for error analysis of markers' re-projection and 3D reconstruction were conducted with the C-arm simulated by a CCD camera and the real C-arm separately. The results showed that the proposed method was accurate, stable and robust, thus its feasibility and effectiveness were verified.

Key words: C-arm calibration, feature extraction, automatic matching, homography