

基于视觉模型的 C 形臂投影图像快速校正方法^①

吕绍杰^② 孟 颀 周付根 刘 博 周晓君

(北京航空航天大学图像中心 北京 100191)

摘 要 针对普通 C 形臂投影图像失真影响计算机辅助手术的精度和传统校正方法费时的问题,提出了一种基于摄像机视觉模型的方法来快速校正 C 形臂 X 射线投影失真图像。该方法通过分析 C 形臂 X 射线投影图像失真的来源和类型,把 C 形臂系统标定和投影失真图像校正融为一体,再利用视觉模型的 Tsai 法对其进行标定获取畸变参数,然后利用畸变参数对失真图像进行几何校正。实验结果表明,在放射源到探测器的距离为 120cm 时,最大误差为 8.8 个像素,放射源到探测器的距离为 121cm 时,最大误差为 9.1 个像素。放射源到探测器的距离变化 18mm 时,标定获得放射源到探测器的距离变化值为 18.11mm,相差 0.11mm,并且在不同姿态时 C 形臂投影失真图像校正结果具有稳定性。该方法的优点是减小了建立理想图像带来的误差,而且步骤简单,容易在线使用。

关键词 C 形臂, 投影失真图像, 视觉模型, Tsai 法

0 引 言

随着计算机技术的发展,计算机辅助手术系统成为医疗领域的研发热点之一。C 形臂因具有透视成像、移动方便等优势而被广泛地用于临床诊断和手术评估,现在与计算机技术结合后,越来越多地被应用到计算机辅助手术导航和手术器械定位^[1]。但由于 C 形臂 X 射线投影图像存在失真变形,使图像中的病人解剖结构信息发生扭曲变形,在直接用于手术导航和器械定位时,会影响定位的精度,从而影响手术的结果,严重时会出现医疗事故。因此,基于 C 形臂 X 射线投影图像的手术器械定位、导航和三维重建辅助手术系统必须对失真图像进行校正。传统的 C 形臂投影失真图像校正都是先通过建立理想图像,再寻找失真图像和理想图像的变换关系,然后利用获得的这个关系对失真图像进行校正。但实际上绝对的理想图像是不可能获得的,传统方法中所说的理想图像也都是近似的,这就要面对理想图像误差的问题,因而在建立近似理想图像时需要做很多工作,既耗时又费力。本文针对这个问题进行了研究,提出了一种基于摄像机视觉模型的方法来快速校正 C 形臂 X 射线投影失真图像,该方法可用

于计算机辅助手术导航和手术器械定位。

1 C 形臂投影图像的失真变形

C 形臂成像系统主要包括 X 射线源、影像增强器、光学耦合系统、电荷耦合器件(CCD)摄像机及图像采集卡,其中影像增强器是 C 形臂成像系统的关键部件,一般由由输入窗、输入转换屏、光电阴极、阳极、电子光学聚焦系统、荧光输出屏、外壳等组件构成^[2]。

入射的 X 射线通过输入窗进入到输入转化屏,输入转化屏把 X 射线转化成可见光,可见光照射光电阴极后发射出电子,电子束经过加速和聚焦,轰击输出屏产生可见光图像(如图 1)。

C 形臂 X 射线投影图像失真的原因主要是:(1)影像增强器的输入屏为弧形曲面,人体组织器官透视后残余的 X 线投影到该曲面上无法到达预定的位置,从而导致最终生成的图像存在枕形失真^[3];(2)在影像增强器中加速后的电子束受地球及周围电子设备磁场影响发生偏转和平移,从而导致输出图像产生“S”形失真^[4];(3)X 线图像成像系统器件的加工安装误差,尤其是金属氧化物半导体(MOS)在面阵 CCD 半导体衬底上的排列定位误差,导致输

^① 863 计划(2007AA04Z246)和国家自然科学基金(60905021)资助项目。

^② 男,1983 年生,硕士生;研究方向:医学图像处理;联系人, E-mail: lvshaojie-2005@163.com
(收稿日期:2009-02-06)

出图像产生局部变形失真^[5]。此外,C形臂影像增强器的重量会造成 C 形臂电枢中心产生一定程度的偏移,从而也导致图像出现偏移^[6]。因此,根据 C 形臂 X 射线投影图像失真的原因可分为三种失真类型:针垫失真(或称枕形失真)、S 形失真、图像偏移。Caspersen^[7]曾对影像增强器所成图像的变形规律进行了定性分析与定量测量,指出枕形失真是 C 形臂 X 射线投影图像变形的形式。S 形扭曲因受磁场影响,与 C 形臂的位置和姿态有关。图像偏移会随着 C 形臂的姿态变化而改变,但图像偏移不影响导航精度,只影响 X 光三维重建结果的质量。

Navab^[8]研究了 C 形臂的成像模型,认为 C 形臂的成像模型与摄像机的针孔模型相似。C 形臂投影图像的几何非线性失真变形与摄像机几何非线性失真变形相类似,因此 C 形臂投影图像失真变形可以使用摄像机的非线性模型进行校正。

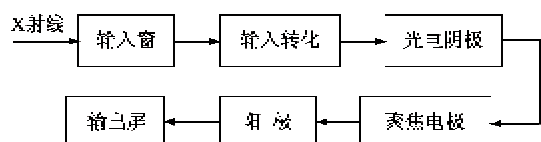


图 1 X 射线在影像增强器中的成像过程

2 基于摄像机视觉模型的 Tsai 校正法

2.1 校正方法

图像的失真校正实际上是图像处理中的几何校正,即研究理想图像与失真图像中对应像素之间的坐标转换关系和灰度值映射关系。目前,图像变形校正方法通常归类为两种:全局法和局部法^[9]。全局法是对整幅图像使用同一个最优的单一变换模型,以确定理想图像与失真图像中对应像素之间的空间映射关系和灰度值映射关系。具体的全局校正算法包括刚体变换、仿射变换、透视变换以及多项式变换等;局部法则是在图像中局部控制点的基础上,构造映射函数,以确定理想图像中局部区域像素与失真图像中对应的局部区域像素之间的空间映射关系和灰度值映射关系。局部法可使控制点处的映射更加精确,而对于控制点之外的像素点则通过某种曲面拟合方法来实现。闫士举^[10]提出了一种基于滑动最小二乘法(MLS)和多项式拟合的校正方法。Soimu^[11]提出了综合全局法和局部法的混合校正方法。这些方法虽然校正精度可以满足临床要求,但是它们在校正时需要建立理想图像。在对图像校正

时实际只能建立近似的理想图像,这必然就引入了理想图像误差,因此目前这些校正方法校正的图像质量与建立理想图像的近似程度有直接关系。本文针对这些问题进行了研究,提出了一种基于摄像机视觉模型的全局校正方法。

2.2 算法

摄像机的线性模型(又称针孔模型)是对摄像机成像过程的近似,是一种线性化的假设,也是 Tsai 模型的基础。摄像机由于实际的镜头并不是理想的透视成像,而是带有不同程度的畸变^[12],使得空间点所成的像并不在线性模型所描述的位置 (X, Y) , 存在偏移实际像平面坐标 (X', Y') 的非线性畸变值 (δ_x, δ_y) , 且有

$$X = X' + \delta_x \quad Y = Y' + \delta_y \quad (1)$$

$$\begin{aligned} \delta_x(x, y) &= k_1 x(x^2 + y^2) + (p_1(3x^2 + y^2) \\ &\quad + 2p_2 xy) + s_1(x^2 + y^2) \\ \delta_y(x, y) &= k_2 y(x^2 + y^2) + (p_2(3y^2 + x^2) \\ &\quad + 2p_1 xy) + s_2(x^2 + y^2) \end{aligned} \quad (2)$$

其中第一项称为径向畸变,第二项称为离心畸变,第三项称为薄透镜畸变。

因此非线性模型除包括线性模型的全部参数外,还包括径向畸变参数 k_1, k_2 和切向畸变参数 p_1, p_2 , 薄透镜畸变参数 s_1, s_2 , 它们一起构成非线性模型的摄像机内部参数。

C 形臂 X 射线投影图像中的枕形失真相当于摄像机图像中的枕形畸变,S 形失真相当于摄像机图像中的切向畸变,但图像偏移失真和摄像机图像中的薄透镜失真都比较小,可以忽略。因此本文采用摄像机中的改正 Tsai 法对 C 形臂 X 射线投影失真图像进行校正。非线性失真畸变值为:

$$\begin{aligned} \delta_x(x, y) &= k_1 x(x^2 + y^2) + (p_1(3x^2 + y^2) \\ &\quad + 2p_2 xy) \\ \delta_y(x, y) &= k_2 y(x^2 + y^2) + (p_2(3y^2 + x^2) \\ &\quad + 2p_1 xy) \end{aligned} \quad (3)$$

2.3 算法实现

根据算法要求,本文设计制作了一个标定模板,模板(如图 2)有上下两层,每层有一定数量既定规格的小孔。模板直径略大于 C 形臂的影像增强器直径,可直接安装在影像增强器端。模板经过 X 射线投影成像(图 3),小孔成像在图像上是一系列圆形成点。校正步骤如下(图 4):

(1)安装模板并采集一幅模板 X 射线投影图像(图 3)。

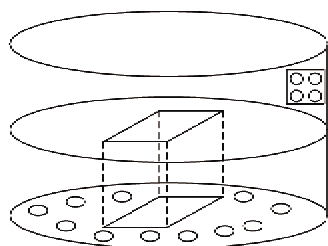


图 2 模板示意图

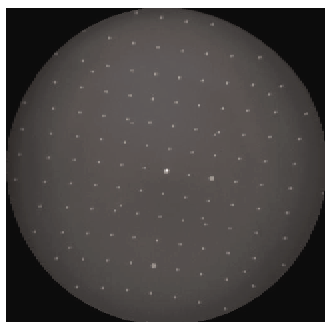


图 3 模板 X 射线投影图

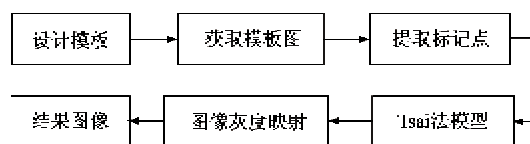


图 4 C 形臂 X 射线投影图像的校正流程图

(2)提取圆形标记点坐标。首先利用形态学运算中的开运算提取模板背景图像,然后用原模板图像减去背景图像就得到只含有圆形标记点的图像。最后计算出圆形标记点的质心作为失真标记点的图像坐标(图 5)。

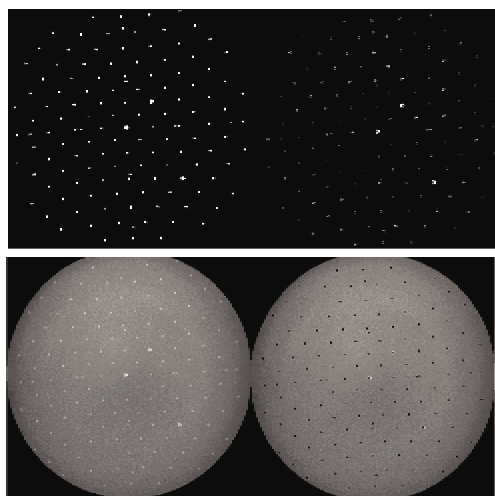


图 5 形态学提取的标记点图像

(3)系统标定。根据(2)获得的图像坐标,用视觉模型中的 Tsai 法对系统进行标定。Tsai 法一般分

两步:第一步是利用最小二乘法解超定线性方程,给出外部参数;第二步求解内部参数。

(4)校正图像。利用(3)标定得到的畸变参数,先把失真图像的图像坐标映射到理想图像中,再利用最近邻灰度插值法对理想图像中的整数图像坐标进行灰度插值。

3 校正误差分析

3.1 误差分析指标

为了评价校正后的图像质量,在这里我们设计了均值、方差、最大误差、最小误差 4 个指标进行评估。通过这些指标比较理想标记点和校正后标记点的接近程度来评价这种校正方法的好坏。此外为了验证系统标定的结果,本文还设计了一个指标:距离变化值。

均值是 Tsai 法校正后所有标记点与针孔模型获得的理想标记点的坐标误差的平均值 (E_{ms}), 方差是 Tsai 法校正后所有标记点与针孔模型获得的理想标记点的坐标误差的方差 (std), 最大误差是 Tsai 法校正后的标记点与针孔模型获得的理想标记点的最大坐标误差 (E_{max}), 最小误差是 Tsai 法校正后的标记点与针孔模型获得的理想标记点的最小坐标误差 (E_{min}), 由式

$$E_{ms} = \frac{\sum_{i=1}^K ((x_i - X_i)^2 + (y_i - Y_i)^2)}{K} \quad (4)$$

$$E_{max} = \max(\sum_{i=1}^K ((x_i - X_i)^2 + (y_i - Y_i)^2)) \quad (5)$$

$$E_{min} = \min(\sum_{i=1}^K ((x_i - X_i)^2 + (y_i - Y_i)^2)) \quad (6)$$

表示。 (x_i, y_i) 是 Tsai 法校正后的标记点坐标, (X_i, Y_i) 是针孔模型获得的近似理想标记点坐标。

距离变化值 (L) 是比较实际变化放射源到探测器的距离 (L_1) 和 Tsai 法标定后焦距变化的距离。

$$L = |L_1 - |f_1 - f_2|| \quad (7)$$

其中 f_1 是 Tsai 法第一次标定后的焦距值, f_2 是 Tsai 法第二次标定后的焦距值。

3.2 校正后结果分析

3.2.1 放射源到探测器距离为 120cm 时直尺投影图像的校正结果分析

从图 6 结果知,失真的直尺图像经过 Tsai 法校正后基本消除了直尺的明显变形。

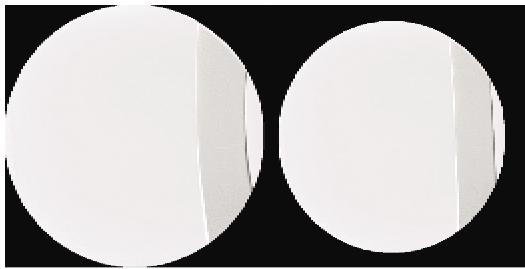


图 6 直尺原始图像和校正后的图像

3.2.2 放射源到探测器距离为 120cm 时模板投影图像的校正结果误差分析

Tsai 法校正后所有标记点与针孔模型获得的理想标记点的坐标误差如图 7 和表 1 所示。其中 Original 表示模板标记点原始图像坐标, Ideal 表示模板标记点针孔模型成像的理想图像坐标, Revised 表示模板标记点校正图像坐标, 实线表示模板标记点原始图像坐标与孔模型成像的理想图像坐标误差绝对值, 星线表示模板标记点校正图像坐标与孔模型成像的理想图像坐标误差绝对值。

表 1 放射源到探测器距离为 120cm 时的误差比较

标记点类型	最大误差 (pixel)	最小误差 (pixel)	平均值 (pixel)	方差
Original-ideal	64.9	0.7	19.8	16.8
Revised-ideal	8.8	0.7	4.2	1.8

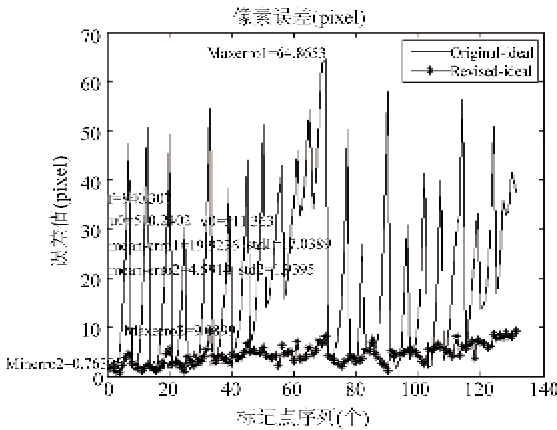


图 7 误差图

从上面结果知,在放射源到探测器 120cm 时使用 Tsai 法校正,最大误差为 8.81 个像素,其对应的实际空间距离是 2.62mm。

3.2.3 放射源到探测器距离为 121cm 时模板投影图像的校正结果误差分析

Tsai 法校正后所有标记点与针孔模型获得的理想标记点的坐标误差如图 8 和表 2 所示。其中 Orig-

inal 表示模板标记点原始图像坐标, Ideal 表示模板标记点针孔模型成像的理想图像坐标, Revised 表示模板标记点校正图像坐标, 实线表示模板标记点原始图像坐标与孔模型成像的理想图像坐标误差绝对值, 星线表示模板标记点校正图像坐标与孔模型成像的理想图像坐标误差绝对值。

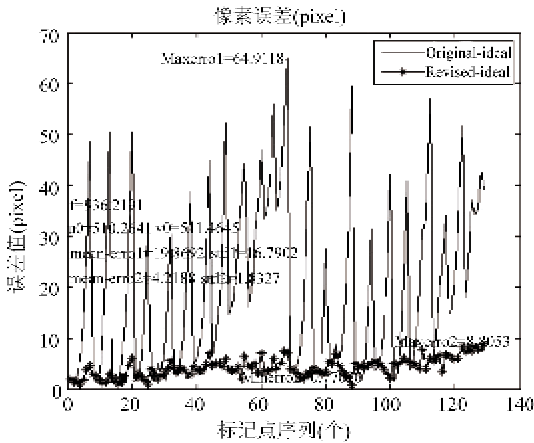


图 8 误差图

表 2 放射源到探测器距离为 121cm 时的误差比较

标记点类型	最大误差 (pixel)	最小误差 (pixel)	平均值 (pixel)	方差
Original-ideal	64.9	0.8	19.9	17.0
Revised-ideal	9.1	0.7	4.4	1.9

从上面结果知,在放射源到探测器 121cm 时使用 Tsai 法校正,最大误差为 9.09 个像素,其对应的实际空间距离是 2.71mm。

3.2.4 焦距变化

在放射源到探测器 120cm 和 121cm 时, Tsai 法校正分别获得焦距 f 是 917.72mm 和 935.83mm, 距离变化量为 18.11mm, 实际放射源到探测器的变化距离为 18mm, $L = 0.1121mm$ 。

4 结论

本文分析了 C 形臂 X 射线投影图像失真的来源、类型以及对计算机辅助手术的影响, 并提出了一种基于摄像机视觉模型的 Tsai 法来快速校正 X 射线投影图像的失真, 以达到提高计算机辅助手术器械定位和导航的精度。此方法优点是: (1) 把 C 形臂系统标定和 X 射线投影失真图像校正融为一个整体, 易于在线使用; (2) 不需要耗费时间建立近似理想图像, 减小了因建立理想图像不够准确而出现很

大的误差;(3)不需要进行多项式拟合计算,减小了一定的计算量。这种方法步骤还比较简单,结果具有稳定性,能有效地满足实际临床手术导航和定位精度的要求。

参考文献

- [1] Fahrig R, Ganguly A, Jared D, et al. C-arm CT with XR II s and digital fiat panels: a review. In: Proceedings of SPIE Developments in X-Ray Tomography IV, Denver, CO, USA, 2004. 5535. 400-409
- [2] Giakoumalis G E. Matching factors for various light-source-photo detector combinations. *Apply Phys*, 1991, 52(1):7-9
- [3] Chakraborty D P. Image intensifier distortion correction. *Med Phys*, 1987, 14(2): 249-252
- [4] Rudin S, Bednarek D R, Wong R. Accurate characterization of image intensifier distortion. *Med Phys*, 1991, 18(6): 1145-1151
- [5] Cerveri P, Forlani C, Borghese N A. Distortion correction for x-ray image intensifiers: local unwarping polynomials and RBF neural networks. *Med Phys*, 2002, 29(8):1759-1771
- [6] 王田苗,刘文勇,胡磊.基于多项式拟合的 C 臂投影全局校正法.高技术通讯,2007,17(9):919-922
- [7] Casperson L W, Spiegler P, Grollman J H J. Characterization of aberrations in image intensified fluoroscopy. *Med Phys*, 1976, 3(2):103-106
- [8] Navab N, Mitschke M M. Recovering projection geometry: how a cheap camera can outperform an expensive stereo system. In: Proceedings of the 2000 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'00), Hilton Head, South Carolina, USA, 2000. 1063-6919
- [9] Schueler B A, Hu X P. Correction of image intensifier distortion for three-dimensional X-ray angiography. In: Proceedings of the SPIE Medical Imaging, San Diego, CA, USA, 1995. 2432. 272-279
- [10] 闫士举. 基于 C 形臂手术导航关键技术研究及系统实现:[博士学位论文]. 上海:上海交通大学,2008. 50-78
- [11] Soimu D, Badea C, Pallikarakis N. A novel approach for distortion correction for X-ray image intensifiers. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 2003, 27(1):79-85
- [12] 张颂德,张正友.计算机视觉.北京:科学出版社,1998. 52-72

Fast C-arm projection image correction based on visual model

Lv Shaojie, Meng Cai, Zhou Fugen, Liu Bo, Zhou Xiaojun
(Image Processing Center, BeiHang University, Beijing 100191)

Abstract

In view of the fact that the accuracy of computer-assisted surgery is impacted by the C-arm X-ray projection image distortion and the present distortion corrections are time-consuming, the paper proposes a visual model-based correction method for fast correction of C-arm X-ray projection distortion images. This method conducts the analysis of the sources and types of C-arm X-ray projection image distortion and treats the C-arm system calibration and projection distortion image correction as an integrate system firstly, and then, obtains the distortion parameters by using the Tsai method of visual model. Finally, the distortion images are corrected by using distortion parameters. The experimental results show that the maximum error is 8.81 pixels at 120cm between the X-ray source to the detector. The maximum error is 9.09 pixels at 121cm between the X-ray source to the detector. When the difference between the X-ray source to the detector is 18mm, the result obtained by using this method is 18.11mm and the error is 0.11mm. The results are stable when the C-arm is at different postures. The method has the advantages of elimination of ideal image errors, simplicity in steps, and easy online usage.

Key words: C-arm, projection distortion image, visual model, Tsai method