

C 型臂造影系统成像模型和运动模型标定方法研究

李颖超¹ 王涌天¹ 刘 越¹ 李延辉²

(¹ 北京理工大学信息科学技术学院光电工程系, 北京 100081; ² 首都医科大学附属北京朝阳医院心脏中心, 北京 100020)

摘要 C 型臂数字造影系统成像原理与相机成像原理类似,但自身机械结构导致其内参随方位改变而变化。提出了一种利用系统提供的方位参数直接计算成像系统内参和外参的新方法,该方法建立在造影系统成像特点和 C 型臂运动规律的基础上,并利用计算机视觉中的相关理论进行了描述。根据对精度、复杂度和灵活性的不同要求,提出了三种不同层次的模型,模型 1 用于计算一组特定方位下的系统内参和外参,模型 2 用于计算发射源到像增强器的距离固定时系统的内外参数,模型 3 用于计算任意方位下的系统内外参数。实验结果表明模型 1 的精度达到亚像素级,可以应用于对精度要求较高的场合;模型 2 和模型 3 的精度稍低,但具有较好的灵活性。

关键词 图像处理; 造影系统建模; 设备标定; C 型臂; X 射线造影

中图分类号 TP391 文献标识码 A doi: 10.3788/AOS20082810.1910

Study on Calibration of Imaging Model and Movement Model of C-Arm Angiography System

Li Yingchao¹ Wang Yongtian¹ Liu Yue¹ Li Yanhui²

(¹ School of Information Science and Technology, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China)
(² Heart Center, Beijing Chaoyang Hospital, Capital University Of Medical Science, Beijing 100020, China)

Abstract There is a strong similarity between the camera pinhole model and the C-arm imaging model of the angiography system. The difference is that the intrinsic parameters of the latter change when C-arm moves because of its special mechanical structure. A new method is presented for the calculation of the extrinsic and intrinsic parameters of a C-arm angiography system from the orientation parameters provided by its output device. This method is built on the imaging principle of angiography system and dynamic geometry of the C-arm, and the model description is based on the related theory in computer vision. Three models are provided, which give different accuracy, complexity and versatility. The first model can be used to calibrate the parameters in selected orientations of the C-arm, the second one in arbitrary orientations of the C-arm when the source-to-image intensifier distance (SID) is fixed, and the third one in arbitrary orientations of the C-arm with arbitrary values of SID. Experimental results show that the first model provides sub-pixel precision and can be used in high-accuracy applications. The accuracy of the second and third models is slightly lower, but can be used in applications with high requirement of flexibility.

Key words image processing; angiographic system modeling; device calibration; C-arm; X-ray angiography

1 引 言

X 射线造影术是目前临床上诊断和治疗血管病变的主要手段,造影设备主要由 X 射线发射源、像增强器、显示设备和 C 型臂等组成,其中 C 型臂是

整个系统的机动装置,X 射线发射源和像增强器分别固定于其两端。医生通过操纵 C 型臂在空间绕两个轴旋转获取不同方位下的图像从而便于观察病灶。方位角 α (LAO/RAO)和 β (CRA/CAU)分别表

收稿日期: 2008-01-21; 收到修改稿日期: 2008-04-24

基金项目: 国家 973 计划(2003CB716105)和国家 863 计划(2006AA02Z4E5)资助课题。

作者简介: 李颖超(1983-),男,博士研究生,主要从事计算机视觉、图像处理等方面的研究。E-mail: ycli@bit.edu.cn

导师简介: 王涌天(1957-),男,教授,博士生导师,主要从事现代光学设计及光电仪器工程、图像工程与视频处理技术、虚拟现实与增强现实技术等方面的研究。E-mail: wyt@bit.edu.cn

示绕两个轴旋转的角度,它们与发射源到像增强器之间的距离(D_{SI})是 C 型臂最重要的三个参数,在图像采集过程中成像系统将它们保存在图像文件信息头中。

C 型臂 X 射线机是造影系统的主体部分,其快速成像和设备小巧等优点使之成为血管三维重建^[1-3]和手术导航系统^[4-6]的主要成像设备。与计算机视觉中的相机标定^[7-9]类似,造影成像设备几何参数的标定也是一项重要的工作,其精度直接影响到三维重建和手术导航系统配准的精度。国内外研究人员针对该问题进行了大量研究和尝试,研究方法可以分为在线标定和离线标定两类。在线标定指在获取图像时根据图像特征实时计算成像几何参数^[10-13],这类方法的优点是精度高,不需事先标定;缺点是需要成像系统或者病人身上安装辅助设备,增加了系统的成本和复杂度。离线标定又分为特定方位标定和预测标定,其中前者只能提供特定方位下的成像几何参数^[14],后者是指根据 C 型臂的结构和运动特征建立关于方位角 α 、 β 的运动模型^[15-17],从而直接计算出任意方位下的成像几何参数,但现有的方法均对 C 型臂的结构和运动规律进行

了理想化的假设,同时也不适用于 D_{SI} 变化的情况。

由于 X 射线发射源和像增强器分别置于 C 型臂的两端,在不同方位下机械结构发生的细微变化会影响到内参^[18],从而导致内参随拍摄方位改变而改变,这是造影成像系统与相机最显著的区别之一,给标定造成了一定困难。通过综合考虑影响系统成像参数的多种因素,本文提出了一种标定 C 型臂造影系统成像模型和运动模型的新方法,该方法包含三种以 C 型臂运动模型为核心的不同模型,并通过专门设计的网格标志板进行标定。实验表明,所提出的三种模型的精度和灵活性有所差别,可以满足不同应用的要求。

2 C 型臂运动模型

X 射线造影系统与相机均符合透视投影成像原理,如图 1 所示, Π 为主平面, Ω 为像平面, f 为焦距, C 为光心, C_c 为光轴方向, Q 为物点。两种模型的差别在于造影成像模型的被测物体和像在主平面的同侧,而相机针孔投影模型的被测物体和像在主平面的两侧。两种成像模型均可用下式表示:

$$\begin{bmatrix} u \\ v \\ s \end{bmatrix} = \mathbf{K} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \mathbf{E} \begin{bmatrix} X_w \\ Y_w \\ Z_w \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_u & 0 & u_0 \\ 0 & f_v & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R & T \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_w \\ Y_w \\ Z_w \\ 1 \end{bmatrix}, \quad (1)$$

式中 $[u, v, s]^T$ 为图像坐标的齐次坐标, \mathbf{K} 为内参矩阵(3×3), \mathbf{E} 为外参矩阵(4×4),旋转矩阵 R 和平移矢量 T 共同组成了外参矩阵, $[X_w, Y_w, Z_w, 1]^T$ 为世界坐标系的齐次坐标。

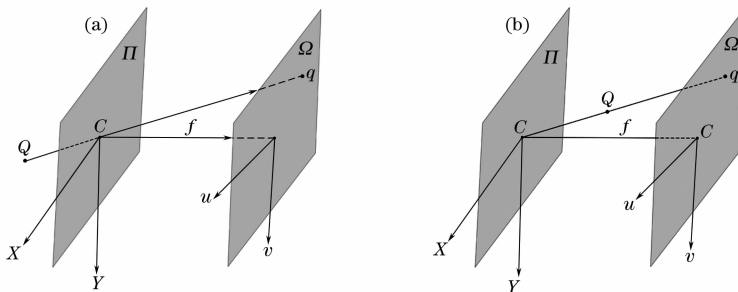


图 1 两种成像模型比较。(a) 相机透视投影模型,(b) 造影设备成像模型

Fig. 1 Comparisons between two imaging models. (a) Camera pinhole model, (b) angiographic imaging model

图 2 为 Dumay 提出的 C 型臂运动模型,其中 O 为同心点, S 为发射源,C 型臂通过绕 α 轴和 β 轴旋转来改变方位。该模型是一个理想化的模型,基于以下假设:1) α 和 β 的旋转轴正交且相交于同心点 O ;2) k 轴和 l 轴分别与图像的横轴和纵轴平行;3) 从发射源 S 到像增强器的中心光束通过 O 点;

4) 中心光束垂直于 β 旋转轴。由于在实际情况中这些条件均未必成立,因此直接利用该模型进行标定将引入较大的系统误差。

通过综合考虑 C 型臂的运动规律和机械结构特点,我们提出了如图 3 所示的新型 C 型臂运动模型,其中 S 为发射源,当调整 β 角时 S 沿圆 O 运动,

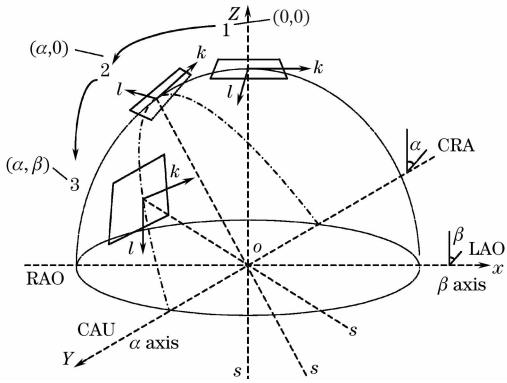


图 2 C 型臂理想运动模型

Fig. 2 Dumay's C-arm movement model

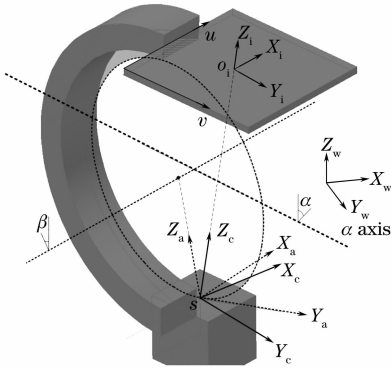


图 3 C 型臂运动模型坐标系定义

Fig. 3 Definition of coordinate systems in the proposed C-arm geometric model

β 轴过点 O 且垂直于圆 O 所在的平面。在 S 处建立发射源运动坐标系 $S-X_a-Y_a-Z_a$, 其 x 轴平行于 β 轴, z 轴由 S 指向 O 。在像增强器的像面上建立图像坐标系 $O_i-X_i-Y_i-Z_i$, 其 x 轴和 y 轴分别与图像的横轴 u 和竖轴 v 平行, O_i 为 X 射线中心束的像点。在 S 处建立成像坐标系 $S-X_c-Y_c-Z_c$, 相当于相机模型中的相机坐标系, 其中 X_c, Y_c 分别与 X_i, Y_i 平行, Z_c 由发射源 S 指向 O_i , 为 X 射线中心束的方向。该模型与 Dumay 模型最大的区别在于: α 轴与 β 轴不一定相交于 O 点, 也不一定相互正交; 发射源中心 S

与圆心 O 的连线和 X 射线中心光束不一定重合。上述模型基本上没有对 C 型臂的结构和运动做理想化的假设。模型中主要存在 4 个坐标系, 世界坐标系 $O_w-X_w-Y_w-Z_w$, 发射源运动坐标系 $S-X_a-Y_a-Z_a$, 成像坐标系 $S-X_c-Y_c-Z_c$, 以及图像坐标系 $O_i-X_i-Y_i-Z_i$ 。发射源运动坐标系和成像坐标系之间相差一个刚体变换且不会随 C 型臂的运动和 D_{SI} 的改变而改变, 而在 D_{SI} 不变时成像坐标系和图像坐标系也相对固定。各坐标系之间的关系如图 4 所示, 其中为了便于描述 C 型臂的运动规律, 引入了参考坐标系 $S-X_a^0-Y_a^0-Z_a^0$, 等价于 α, β 均为 0 时的发射源运动坐标系。

根据计算机视觉理论, 外参为成像坐标系到世界坐标系的变换矩阵, 定义如下:

$$E = E_{wc}^{-1} = (E_{wa}E_{ac})^{-1}, \quad (2)$$

根据图 4, 从世界坐标系到方位 (α, β) 下发射源运动坐标系的变换为

$$E_{wa} = E_0E_\alpha E_\beta, \quad (3)$$

其中 E_α, E_β 分别为 C 型臂绕 α 轴旋转和绕 β 轴旋转对应的变换矩阵。结合(2)式、(3)式, 任意方位下的外参为

$$E = (E_0E_\alpha E_\beta E_{ac})^{-1}, \quad (4)$$

运动坐标系和成像坐标系的坐标原点均位于发射源处, 因此 E_{ac} 是只包含旋转的刚体变换。如果将世界坐标系设立在参考坐标系, 则在任意角度下的外参为

$$E = (E_\alpha E_\beta E_{ac})^{-1}. \quad (5)$$

可以将 α 轴表示为 (a, p) , a, p 分别为 α 轴在参考坐标系中的单位方向矢量和轴上的某一点, 它们所组成的六参数向量与 E_α 的关系如下:

$$E_\alpha = \begin{bmatrix} R_\alpha & t_\alpha \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_\alpha & p - R_\alpha p \\ 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (6)$$

其中 R_α 与旋转矢量相对应, 旋转矢量的方向和模分别对应旋转轴的方向和旋转角, 这里旋转矢量 $r_\alpha = \alpha a$ 。 R_α 可以利用 Rodrigues 公式^[19]求得

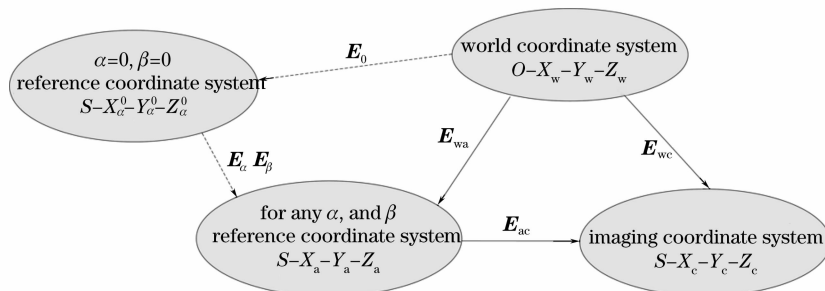


图 4 坐标系之间的关系

Fig. 4 Relationship of the coordinate systems

$$R_\alpha = e^w = I + \frac{w}{\|w\|} \sin(\|w\|) + \frac{w^2}{\|w\|^2} [1 - \cos(\|w\|)],$$

$$w = [r_\alpha]_\times = \begin{bmatrix} 0 & -r_{a3} & r_{a2} \\ r_{a3} & 0 & -r_{a1} \\ -r_{a2} & r_{a1} & 0 \end{bmatrix}, \quad (7)$$

其中 w 为旋转矢量对应的反对称矩阵。

E_β 为绕 β 轴旋转所对应的变换矩阵, 即图 3 中的发射源运动坐标系以圆心 O 为旋转中心绕 x 轴旋转所对应的变换:

$$E_\beta = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \beta & -\sin \beta & r \sin \beta \\ 0 & \sin \beta & \cos \beta & r - r \cos \beta \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (8)$$

其中 r 为圆 O 的半径。

综合(4)式、(6)式、(8)式,(4)式可以表示为:

$$E = \{\alpha, \beta; E_0, r, a, p, E_{ac}\}. \quad (9)$$

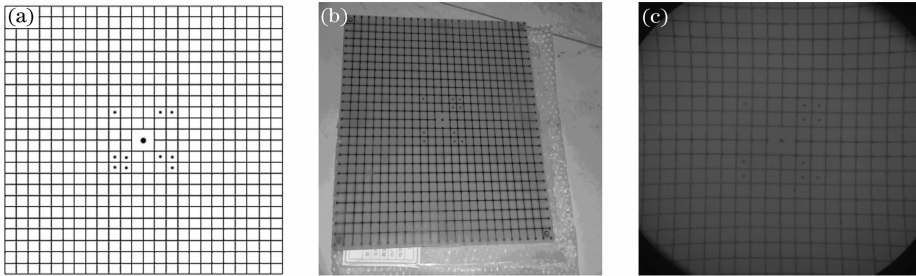


图 5 标志板。(a)标志板设计示意图,(b)标志板实物图,(c)标志板在 X 射线成像下的图像

Fig. 5 Phantom. (a) Sketch map of phantom, (b) photo of phantom, (c) X-ray angiographic image of phantom

3.1 r, E_{ac} 和 E_0 的初始值估计

利用 $\alpha=0, \beta=[-30^\circ, -20^\circ, -10^\circ, -5^\circ, 0^\circ, 5^\circ, 10^\circ, 20^\circ, 30^\circ]$ 下的图像对 r, E_{ac} 和 E_0 进行估计。根据(4)式,此时的外参为

$$E = (E_0 E_\beta E_{ac})^{-1}, \quad (10)$$

在 $\alpha = 0$ 时 C 型臂运动模型如图 6(a) 所示,在任意两个方位下的外参分别为

$$E_1 = (E_0 E_{\beta_1} E_{ac})^{-1}, \quad E_2 = (E_0 E_{\beta_2} E_{ac})^{-1}, \quad (11)$$

如图 6(b) 所示,两者之间的变换为 E_{12} , 即

$$E_{12} = E_1 E_2^{-1} = E_{ac}^{-1} E_{\beta_1}^{-1} E_{\beta_2} E_{ac}, \quad (12)$$

由于 E_{12} 与 $E_{\beta_1}^{-1} E_{\beta_2}$ 描述了相同的平移分量,因此 E_{12} 的平移矢量的模与两个方位下发射源之间的距离相等。根据图 6(a) 中的几何关系:

$$r_{estimate} = \frac{|AB|}{2\sin(|\beta_1 - \beta_2|/2)} = \frac{|t_{12}|}{2\sin(|\beta_1 - \beta_2|/2)}, \quad (13)$$

3 C 型臂运动模型参数标定

图 5 为标定所用的标志板,利用激光制板技术将网格导线均匀布于电路板上制作而成。标志板尺寸为 $266 \text{ mm} \times 266 \text{ mm}$, 网格线长宽为 $260 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$, 网格线间距为 10 mm 。将横竖网格的交点作为控制点,为了便于在标志板上建立坐标系和精确定位,特别增加了一些标志点,包括标志板中心圆点(直径为 3 mm)和网格内的圆点(直径为 1 mm)。

由(9)式可知,标定运动模型就是要计算参数 (E_0, r, a, p, E_{ac}) 。标定的方法是先对参数进行估计,然后利用非线性优化算法进行优化。将标志板置于床上,固定 D_{Si} 到某一值,调整 C 型臂方位在 $\alpha=[-30^\circ, -20^\circ, -10^\circ, -5^\circ, 0^\circ, 5^\circ, 10^\circ, 20^\circ, 30^\circ]$, $\beta=[-30^\circ, -20^\circ, -10^\circ, -5^\circ, 0^\circ, 5^\circ, 10^\circ, 20^\circ, 30^\circ]$ 时获取图像,并利用数字图像处理方法提取控制点。为了估计出参数的初始值,先假设各方位下的系统内参相同,通过张正友提出的标定方法^[20]计算出内参和各幅图像的外参。

其中 t_{12} 为 E_{12} 的平移矢量。

估计出 r 后,(12)式变为关于 E_{ac} 的线性方程:

$$E_{ac} E_{12} - E_{\beta_1}^{-1} E_{\beta_2} E_{ac} = 0. \quad (14)$$

联合多个角度得到齐次线性方程组,可以利用 SVD

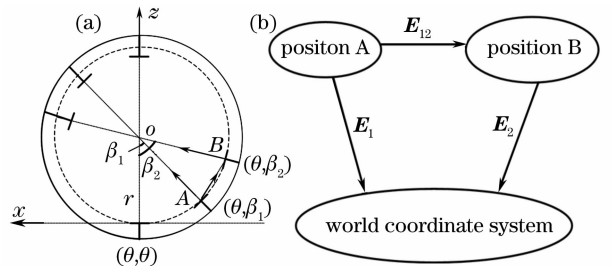


图 6 $\alpha=0$ 时 C 型臂运动模型。(a) 运动模型,(b) 两个方位外参之间的关系

Fig. 6 C-arm movement model with $\alpha = 0$. (a) Movement model, (b) relationship between extrinsic parameters of two orientations

方法求得 E_{ac} 。 E_{ac} 是只包含旋转的刚体变换,用奇异值分解(SVD)求得 E_{ac} 后还要使其满足正交约束。为了简化计算,这里采用另一种方法求解。刚体变换可以用旋转矢量和平移矢量表示,其中旋转矢量和旋转矩阵之间通过 Rodrigues 公式相互转换。由(12)式, E_{ac} 必满足使方程两侧刚体变换所对应的旋转矢量相等的条件,每个方程可以提供 3 个约束,而 E_{ac} 是三自由度,故可唯一确定 E_{ac} ,然后利用非线性优化方法进行优化,代价函数如下:

$$r_{ac} = \operatorname{argmin} \left\{ \sum_i (\|r_{12}^i - r^i\|^2 + \|t_{12}^i - t^i\|^2) \right\}, \quad (15)$$

式中 i 为方程索引, r_{12}^i 、 t_{12}^i 为(12)式左侧 E_{12} 的旋转矩阵对应的旋转矢量和平移矢量, r^i 和 t^i 分别为(12)式右侧变换矩阵 $E_{ac}^{-1} E_{\beta 1}^{-1} E_{\beta 2} E_{ac}$ 对应的旋转矢量和平移矢量。利用 Rodrigues 公式可以计算出旋转变换 E_{ac} 。

将 r 和 E_{ac} 代入(10)式后可估算出 E_0 ,为了保证精度,这里将所有角度下求得的 E_0 的平均变换作为 E_0 的最终估计。至此便完成了对 r 、 E_{ac} 和 E_0 的初值估计。

3.2 a 和 p 的初始值估计

前面根据 $\alpha=0$ 时的各方位图像对 E_{ac} 、 E_0 以及

r 进行了估算,本节根据所有方位的图像对 E_a 的相关参数 a 和 p 进行估计。根据(4)式可得

$$E_a = \begin{bmatrix} R_a & t_a \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = (E_{\beta} E_{ac} E E_0)^{-1}, \quad (16)$$

a 表示旋转变换 R_a 的旋转轴方向,即 R_a 的特征值 1 所对应的单位特征向量,且沿参考坐标系 y 轴的正向,因此 a 满足如下约束:

$$\begin{cases} R_a a = a, \\ a \cdot (0 \ 1 \ 0)^T > 0, \\ \|a\| = 1 \end{cases} \quad (17)$$

由(6)式可得

$$(I - R_a) p = t_a, \quad (18)$$

由于 $I - R_a$ 不满秩,因此

$$p = (I - R_a)^+ t_a. \quad (19)$$

在实际求解过程中根据(19)式求得的 p 不稳定,其原因在于 p 的模过大,从而放大了误差,为此采取另一种计算方法。由于旋转轴与参考坐标系的 y 轴方向接近,因此必然与 $x-z$ 平面相交,以其交点作为 p ,得到

$$\begin{cases} p = (t_x \ 0 \ t_z)^T, \\ (I - R_a) = [r_1 \ r_2 \ r_3], \end{cases} \quad (20)$$

代入(18)式可得

$$p = \begin{bmatrix} (t_a \times r_3) \cdot (r_1 \times r_3) \\ (r_1 \times r_3) \cdot (r_1 \times r_3) \end{bmatrix} \ 0 \ \begin{bmatrix} (t_a \times r_1) \cdot (r_3 \times r_1) \\ (r_3 \times r_1) \cdot (r_3 \times r_1) \end{bmatrix}^T. \quad (21)$$

3.3 非线性优化

将前面求出的模型参数的初步估计作为非线性优化算法的初始值,优化算法的代价函数为

$$F = \sum_{i,j} \|x_i^j - PX_i^j\|, \quad P = \begin{bmatrix} f & 0 & u_0 \\ 0 & f & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} E\{r, a, p, E_0, E_{ac}\}, \quad (22)$$

式中 i 为标志板图像中控制点的索引号, j 为成像方位的索引号, X_i^j 和 x_i^j 分别为第 i 个控制点的世界坐标及其在第 j 个方位下的图像坐标。在计算上述投影误差时必须给出内参矩阵,而 C 型臂的运动会造成机械结构产生不可忽略的细微改变,从而导致内参发生变化。国外有学者利用多图标定^[21]的方法标定特定方位下的内参,但要获得稳定的内参,至少需要 10 幅图像,工作量大。Gorges^[18]通过实验得出的结论表明:当 D_{S1} 不变时,C 型臂方位的改变仅会影响到内参中的 u_0 、 v_0 。故可以认为发射源固定而像增强器存在轻微的平移,因此未引起 E_{ac} 的改变。将内参和运动模型参数一起优化,得到模型 M_1 :

$$M_1 = \{r, a, p, E_{ac}, E_0, f, (u_0^i, v_0^i)_{i=0,1,2,\dots,n-1}\} = \operatorname{argmin} F. \quad (23)$$

非线性优化采用 Levenberg-Marquet(LM)优化算法。

3.4 模型扩展

在保持 D_{S1} 不变的情况下模型 M_1 可以计算出 C 型臂处于任意方位时的外参,但却只能提供选定方位下的内参。由于内参 u_0 和 v_0 随方位改变而变化,建立 u_0 和 v_0 关于方位角 α 和 β 的多项式模型:

$$\begin{cases} \mu_0(\alpha, \beta) = \sum_{n=0}^{N_1} \sum_{m=0}^n a_j \alpha^{n-m} \beta^m, \\ \nu_0(\alpha, \beta) = \sum_{n=0}^{N_2} \sum_{m=0}^n b_j \alpha^{n-m} \beta^m, \end{cases} \quad (24)$$

式中 N_1, N_2 分别为两个多项式模型的最高次数, $j = n(n+1)/2 + m$ 。利用该多项式模型可以得到

任意方位下对应的内参中的 u_0 和 v_0 。将该模型代入到模型 M_1 中得到模型 M_2 :

$$M_2 = \{r, \mathbf{a}, p, \mathbf{E}_{ac}, \mathbf{E}_0, f, (a_i)_{i=0.1.2.\dots.N_1(N_1+3)/2}, (b_i)_{i=0.1.2.\dots.N_2(N_2+3)/2}\}, \quad (25)$$

因此当 D_{Si} 固定时利用模型 M_2 可以计算任意方位下的内参和外参。

医生经常会改变 D_{Si} 以调整术野, 尽管这不会对 C 型臂运动模型造成影响, 但却改变了焦距。然而焦距不变是模型 M_1 和 M_2 的前提, 因此需要重新标定。在很多文献中直接将 D_{Si} 用作焦距, 但由于受传感器安装位置的影响, 这种做法必然会引入误差。这里将焦距和 D_{Si} 之间的关系定义如下:

$$f = k(D_{Si} + \delta), \quad (26)$$

式中 f 为焦距, k 为像素密度(单位: 像素/毫米), δ 为 D_{Si} 的误差。要计算出任意 D_{Si} 对应的焦距, 需要标定 k 和 δ 。假设 u_0 和 v_0 不受 D_{Si} 变化的影响, 可以得到模型 M_3 :

$$M_3 = \{r, \mathbf{a}, p, \mathbf{E}_{ac}, \mathbf{E}_0; D_{Si}, k, \delta, (a_i)_{i=0.1.2.\dots.N_1(N_1+3)/2}, (b_i)_{i=0.1.2.\dots.N_2(N_2+3)/2}\}, \quad (27)$$

利用该模型可以直接计算出任意方位下系统的内外参数, 需要的仅是 C 型臂的方位参数。该模型经过标定之后可以长期使用, 更加灵活方便。

下面给出参数 k 和 δ 的标定方法。如图 7 所示, 将标志板紧贴像增强器并固定, 标志板与像平面平行, 在标志板中心建立世界坐标系, 其 x 轴和 y 轴平行于板面, z 轴垂直于板面。此时, 标志板和图像之间的变换是相似变换:

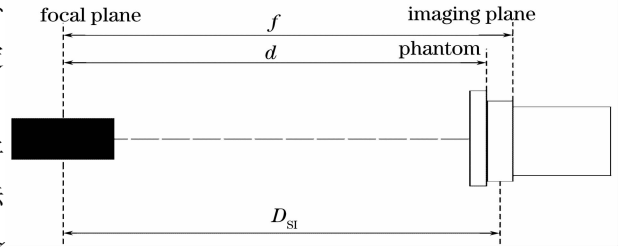


图 7 焦距和 D_{Si} 关系模型

Fig. 7 Relationship between D_{Si} and focal length

$$\lambda \begin{bmatrix} u \\ v \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f & 0 & u \\ 0 & f & v \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 & t_1 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 & t_2 \\ 0 & 0 & 1 & d \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f \cos \theta & -f \sin \theta & ft_1 + ud \\ f \sin \theta & f \cos \theta & ft_2 + vd \\ 0 & 0 & d \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ 1 \end{bmatrix}, \quad (28)$$

因此标志板平面到图像的 2D 单应应为

$$H = \begin{bmatrix} h_{11} & h_{12} & h_{13} \\ h_{21} & h_{22} & h_{23} \\ h_{31} & h_{32} & h_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f \cos \theta / d & -f \sin \theta / d & ft_1 / d + u \\ f \sin \theta / d & f \cos \theta / d & ft_2 / d + v \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (29)$$

式中 f 和 d 均与 D_{Si} 存在固定关系, 设 $d = D_{Si} + \epsilon$, 根据(26)式得

$$\frac{f}{d} = \frac{k(D_{Si} + \delta)}{D_{Si} + \epsilon} = m, \quad (30)$$

式中 $m = \sqrt{h_{11}^2 + h_{12}^2}$ 。将(30)式写成线性方程的形式

$$k \cdot D_{Si} - m_i \epsilon + c = m_i D_{Si}, \quad (31)$$

式中 $c = k\delta$, i 为图像索引号。方程中存在 3 个未知数(k, ϵ, c), 因此需要保持 C 型臂的方位和标志板的位置不变, 改变 D_{Si} 拍摄至少 3 幅图像。为了保证结果的精度和稳定性, 这里选取 6 个以上 D_{Si} 值, 每个 D_{Si} 下获取一幅图像。

4 实验和讨论

保持标志板的位置不动, 在多个方位下($\alpha =$

$[-30^\circ, -20^\circ, -10^\circ, 0^\circ, 10^\circ, 20^\circ, 30^\circ]$, $\beta = [-45^\circ, -30^\circ, -20^\circ, -10^\circ, 0^\circ, 10^\circ, 20^\circ, 30^\circ]$), D_{Si} 分别选取 900 mm、1050 mm 和 1200 mm 获取共三组标志板图像。对所有图像先进行畸变校正, 然后利用数字图像处理技术提取控制点。所有实验数据均是在首都医科大学附属北京朝阳医院利用 Philips 公司生产的 Integris Allura 血管造影系统获取, 同时所有的实验在一台中央处理器为 P IV 3.2 GHz, 内存为 1 GB 的微型计算机上完成。

4.1 模型 M_1 精度分析

4.1.1 初始值估计验证

初始值选取对非线性优化算法影响很大, 不合适的初始值不仅影响计算速度, 甚至会导致优化算法不能收敛到全局最优。用三组不同 D_{Si} 下获取的

图像分别标定模型 M_1 , 每组 56 幅, 共 129 个参数。实验表明, 任意给定初始值时经过长时间迭代后不能得到理想的结果, 而经过初始值估计后三组实验的优化迭代过程如图 8 所示, 显然, 投影误差经过第一次迭代便明显降低, 经过 11 次迭代收敛到全局最优, 用时约 1 min。这组实验说明了 C-arm 运动模型参数初始值估计的有效性。

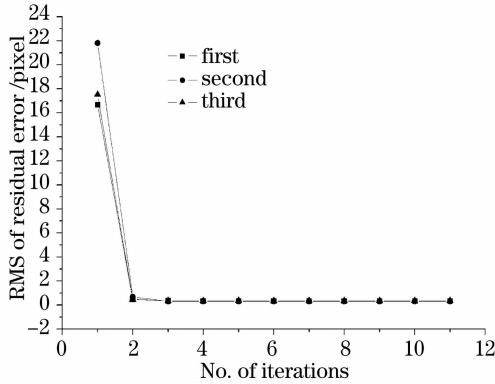
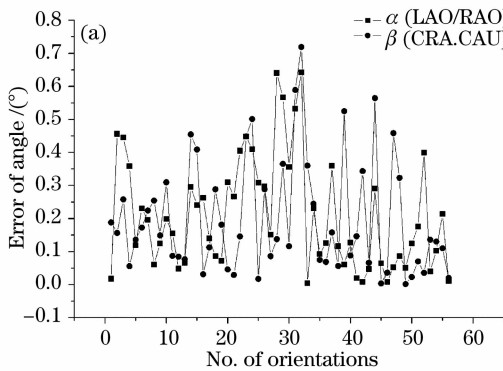


图 8 LM 优化算法迭代过程

Fig. 8 Process of iterations of LM optimization algorithm

4.1.2 运动模型精度分析

旋转轴是 C 型臂运动模型最重要的参数, 其精



度反映了模型的精度。由(4)式得

$$\begin{cases} \mathbf{E}_{i\alpha} = (\mathbf{E}_{i\beta}\mathbf{E}_{ac}\mathbf{E}_i\mathbf{E}_0)^{-1}, \\ \mathbf{E}_{i\beta} = (\mathbf{E}_{ac}\mathbf{E}_i\mathbf{E}_0\mathbf{E}_{i\alpha})^{-1}, \end{cases} \quad (32)$$

其中 i 为方位索引号。根据(32) 式可以求得变换矩阵 $\mathbf{E}_{i\alpha}$ 和 $\mathbf{E}_{i\beta}$, 从而得到旋转轴和相应的旋转角度。故采用如下标准对运动模型的精度进行评价:

$$\begin{cases} \Delta_i^c = \|\mathbf{c}_i - \mathbf{c}\|, \\ \Delta_i^d = \|d_i - d_i\|, \end{cases} \quad (33)$$

式中 i 为方位索引, \mathbf{c}_i 为根据(32) 式求得的 α 轴或 β 轴, \mathbf{c} 为标定出的旋转轴, d_i 为根据(32) 式求得的旋转角度, d_i 为旋转角度的实际读数。运动模型精度越高, Δ_i^c 和 Δ_i^d 越小。旋转轴精度分析如图 9 所示, 图 9(a) 为角度误差 Δ_i^d , 旋转角 α 和 β 的平均误差均为 $0.21 \pm 0.02^\circ$, 图 9(b) 为旋转轴误差 Δ_i^c , 其取值范围为 $[0, 2]$ 。需要注意的是在某些方位下旋转轴误差相对较大, 主要是由零向量的方向不确定性造成的, 因为在这些方位下 α 或者 β 为 0, 旋转矩阵对应的旋转向量为零向量, 故在统计时不应考虑这些特殊方位。统计得出 α 轴的平均误差为 $0.02 \pm 0.002^\circ$, β 轴的平均误差为 $0.01 \pm 0.002^\circ$ 。实验结果表明运动模型具有较高的精度。

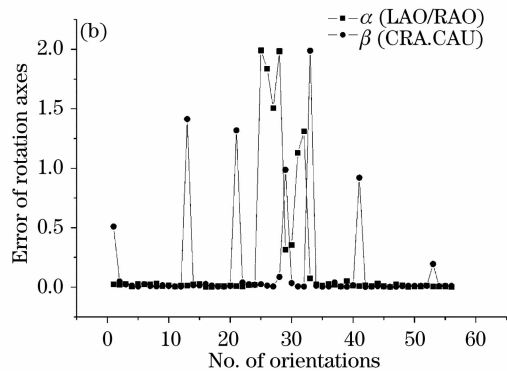


图 9 C 型臂运动模型旋转轴精度分析。(a) 各方位下旋转角误差, (b) 各方位下为旋转轴误差

Fig. 9 Accuracy analysis of rotation axes in C-arm movement model. (a) Error of rotation angles, (b) error of rotation axes in different orientations

表 1 在各个角度下 M_1 模型的残差 (单位: 像素)

Table 1 Residual error for model M_1 in different orientations (Unit: pixel)

β	-45°		-30°		-20°		-10°		0°		10°		20°		30°	
	Max	Mean	Max	Mean	Max	Mean	Max	Mean	Max	Mean	Max	Mean	Max	Mean	Max	Mean
-30°	1.17	0.16	0.49	0.11	0.08	0.01	0.19	0.04	0.27	0.05	0.21	0.04	0.36	0.06	0.63	0.13
-20°	1.45	0.33	0.24	0.05	0.50	0.08	0.54	0.13	0.44	0.12	0.22	0.07	0.19	0.03	0.68	0.11
-10°	0.85	0.22	0.78	0.12	1.04	0.24	1.37	0.33	0.89	0.30	0.56	0.22	0.25	0.07	0.51	0.09
0°	0.69	0.16	0.28	0.07	1.26	0.27	0.80	0.28	0.85	0.34	0.74	0.23	0.50	0.13	1.27	0.23
10°	1.73	0.35	0.47	0.10	0.27	0.07	0.73	0.28	0.99	0.35	0.54	0.17	0.23	0.05	0.87	0.11
20°	1.68	0.20	0.45	0.05	0.22	0.04	0.18	0.05	0.41	0.14	0.65	0.19	0.20	0.03	0.89	0.12
30°	1.30	0.63	1.31	0.22	0.66	0.10	0.12	0.03	0.22	0.06	0.07	0.01	0.33	0.05	1.03	0.18

4.1.3 模型 M_1 精度分析

利用一组标志板图像标定出模型 M_1 的各个参数后,根据式所求得各幅图像的投影误差反映了 M_1 模型的精度,如表 1 所示, M_1 模型在各个角度下残差的平均值都在 0.5 个像素以下,残差的最大值大多分布在 1 个像素以下,最大也不超过 2 个像素。经过分析发现,在图像的中心部位残差较小、精度较高,而较大的残差主要分布在图像的边缘部分,这是由于图像边缘畸变较大而且没有得到较好的校正,此外,标志点提取算法也会引入误差。

上述实验结果表明,模型 M_1 较好地描述了 C 型臂的运动规律,具有较高的精度。

4.2 模型 M_2 精度分析

为了验证模型 M_2 的精度,首先采用与模型 M_1 相同的精度分析方法,便于对两者精度进行比较,实验数据见表 2,然后保持 D_{SI} 不变选取多个方位 ($\alpha=[-25^\circ, -15^\circ, 0^\circ, 15^\circ, 25^\circ], \beta=[-25^\circ, -15^\circ, 15^\circ, 15^\circ]$) 拍摄标志板图像,利用该组图像的投影误差衡量模型 M_2 的精度,实验数据见表 3,同时对旋转轴的精度进行了分析,如图 10 所示。

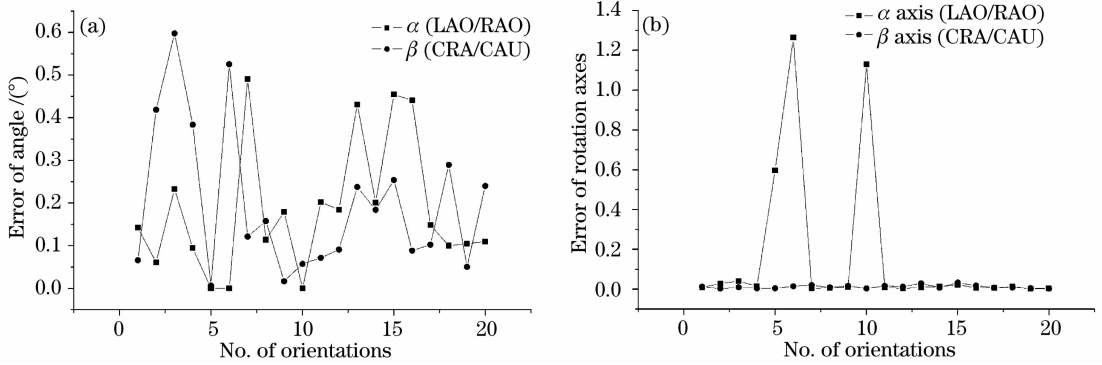


图 10 C 型臂运动模型旋转轴精度分析。(a)各方位下旋转角误差,(b)各方位下为旋转轴误差

Fig. 10 Accuracy analysis of rotation axes in C-arm movement model. (a) Error of rotation angles, (b) error of rotation axes in different orientations

表 2 在各个角度下 M_2 模型的残差 (单位: 像素)

Table 2 Residual error for model M_2 in different orientations (Unit: pixel)

β	-45°		-30°		-20°		-10°		0°		10°		20°		30°	
	Max	Mean	Max	Mean	Max	Mean	Max	Mean	Max	Mean	Max	Mean	Max	Mean	Max	Mean
-30°	2.68	1.56	1.04	0.32	0.23	0.07	0.50	0.23	0.49	0.14	0.61	0.33	1.10	0.70	1.79	0.50
-20°	2.11	1.48	1.23	0.66	1.67	1.45	0.94	0.62	1.10	0.68	0.83	0.65	1.96	1.59	1.48	0.64
-10°	1.51	0.35	1.22	0.41	1.70	0.87	1.72	0.75	1.71	0.74	1.53	0.51	2.31	1.23	1.48	0.53
0°	1.61	0.48	0.85	0.38	1.80	0.42	1.06	0.34	1.36	0.81	1.74	0.48	2.12	1.19	2.02	0.63
10°	2.18	1.37	1.18	0.31	0.71	0.24	1.42	0.45	1.13	0.65	0.80	0.23	0.78	0.36	1.36	0.57
20°	2.32	1.45	0.67	0.10	0.69	0.30	0.47	0.16	0.60	0.18	1.08	0.27	0.65	0.33	1.33	0.79
30°	1.65	1.09	1.30	0.31	1.21	0.57	0.47	0.15	0.25	0.07	0.41	0.18	0.60	0.28	1.56	0.64

表 3 模型 M_2 精度分析 (单位: 像素)

Table 3 Accuracy evaluation for model M_2 (Unit: pixel)

β	-25°		-15°		15°		25°	
	Max	Mean	Max	Mean	Max	Mean	Max	Mean
-25°	1.00	0.80	1.41	0.69	1.15	0.40	0.32	0.08
-15°	1.17	0.65	2.36	1.08	2.56	1.21	1.43	0.90
0°	1.40	0.59	3.78	1.16	2.24	0.98	1.52	1.03
15°	0.90	0.42	0.60	0.20	0.52	0.23	1.53	0.64
25°	1.36	0.23	0.95	0.27	0.64	0.14	2.69	0.97

从实验结果可以看出利用相同的图像所标定出的模型 M_1 和 M_2 精度不同。模型 M_2 的精度有所下降,其误差来源与模型 M_1 相同,精度下降的主要

原因是利用多项式对参数 u_0 和 v_0 进行拟合会影响精度,同时多项式次数的选择也会影响精度。表 3 表明利用模型 M_2 计算任意方位下系统的内外参时

平均误差基本在 1 个像素左右,这样的精度已经可以满足医学增强现实系统的需要。由图 10 可以看出旋转轴精度与模型 M_1 相当,虽然该模型较模型 M_1 整体精度有所下降,但运动模型依然保持了较高的精度。在利用造影图像进行冠脉三维重建时需要更高精度的系统内外参数,一般采取的方法是在投影误差最小化准则下利用非线性优化的方法获取高精度的系统参数,因此可以用模型 M_2 提供的参数作为非线性优化的初始值以提高迭代精度和缩短计算时间。

4.3 模型 M_3 精度分析

模型 M_3 的优点是不受 D_{SI} 变化的影响,即使

表 4 模型 M_3 精度分析(单位:像素)

Table 4 Accuracy evaluation for model M_3 (Unit: pixel)

β	-45°	-30°	-20°	-10°	0°	10°	20°	30°
α	Max	Mean	Max	Mean	Max	Mean	Max	Mean
-30°	2.06	2.09	2.60	2.41	1.00	1.17	2.67	1.09
-20°	3.04	1.11	0.66	1.67	1.87	2.25	3.43	1.49
-10°	2.48	2.76	3.03	2.88	3.70	2.23	2.28	2.85
0°	2.60	2.53	1.57	1.26	1.28	1.81	1.31	1.87
10°	2.39	0.66	2.53	0.76	0.42	0.41	0.51	0.55
20°	2.93	2.92	1.65	0.92	0.22	0.20	1.58	2.68
30°	2.36	2.28	1.76	2.46	0.81	0.52	1.69	2.65

5 结 论

本文通过研究 C 型臂数字造影成像系统的结构、运动特点和成像特性提出了三种系统参数标定模型,利用上述模型可以直接根据 C 型臂的方位参数标定或者计算出系统的外参和内参。与同类方法相比,该方法不仅考虑到 C 型臂运动对内参的影响,同时也适用于 D_{SI} 变化的情况。该方法的优点是只需在空间采集一组图像便可同时标定出成像模型和运动模型,操作方便。三种模型包含相同的运动模型,可以方便地计算系统的外参,它们的不同之处在于:模型 M_1 可以标定出给定方位下的系统内外参数,精度很高,但是由于只能在选定角度下进行观察,灵活性差;模型 M_2 通过对不同方位下的内参建模,在 D_{SI} 不变的前提下可以计算出任意方位下的系统内参,精度较高,应用灵活;模型 M_3 对模型 M_2 进行了扩展,将 D_{SI} 变化模型引入其中,虽然精度较前两者略低,但是很大程度上提高了应用灵活性。在应用中可以根据实际需要和三种模型的不同特点选择合理的模型,比如在三维重建以及定量分析等对精度要求较高的场合下选择模型 M_1 和模型 M_2 ,而在增强现实手术培训系统等对精度要求相对

D_{SI} 发生改变也无需重新标定,因此比模型 M_1 和模型 M_2 更加灵活。这里同样用投影误差评价模型 M_3 的精度,在多个方位角($\alpha=[-30^\circ, -20^\circ, -10^\circ, 0^\circ, 10^\circ, 20^\circ, 30^\circ]$, $\beta=[-45^\circ, -30^\circ, -20^\circ, -10^\circ, 0^\circ, 10^\circ, 20^\circ, 30^\circ]$)下获取标志板图像,各幅图像的投影误差统计如表 4 所示。模型 M_3 的精度较模型 M_2 有所下降,主要原因是对焦距和 D_{SI} 关系模型进行标定时会引入一定误差,此外,假设 C 型臂 D_{SI} 的变化不会影响到系统的运动模型和内参中的 u_0, v_0 也会影响精度。灵活性的提高是以损失部分精度为代价的,但模型 M_3 可以满足对灵活性要求较高的场合。

较低但对灵活性和实时性要求较高的场合可以选择模型 M_3 。

参 考 文 献

- 1 Yang Jian, Wang yongtian, Liu Yue *et al.*. 3-D reconstruction of coronary arterial trees from uncalibrated monoplane angiographic images[J]. *Chin. J. Computers*, 2007, **30**(9): 1594~1602
杨 健,王涌天,刘 越等. 基于未标定单平面造影图像的冠状动脉树三维重建[J]. *计算机学报*, 2007, **30**(9): 1594~1602
- 2 C. Canero, P. Radeva, R. Toledo *et al.*. 3D curve reconstruction by biplane snakes[C]. *Proc. ICPR*, 2000, **4**: 563~566
- 3 S. Y. J. Chen, J. D. Carroll, J. C. Messenger. Quantitative analysis of reconstructed 3-D coronary arterial tree and intracoronary devices [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2002, **21**(7): 724~740
- 4 J. C. Eyke, J. E. Ricciardi, R. Warren Roesch *et al.*. Computer-assisted virtual fluoroscopy [J]. *The University of Pennsylvania Orthopaedic J.*, 2002, **15**: 53~59
- 5 B. König, U. Stöckle, M. Sati *et al.*. Virtual fluoroscopy: safe zones for pelvic screw fixations[C]. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, 2000, **1935**: 1215~1219
- 6 Zhang Yi, Wang Manning, Song Zhijian. Multi-step 2D/3D image registration in image-guided spine surgery [J]. *J. Computer-Aided Design & Computer Graphics*, 2007, **19**(9): 1154~1165
张 翼,王满宁,宋志坚. 脊柱手术导航中分步式 2D/3D 图像配准方法[J]. *计算机辅助设计与图形学学报*, 2007, **19**(9): 1154~1165

- 7 Li Weimin, Yu Qiaoyun, Liu Chao. Calibration method with separation pattern of a single-camera based on difference coordinates[J]. *Acta Optica Sinica*, 2006, **26**(5): 697~701
李为民, 俞巧云, 刘超. 采用分离式差分标定靶的单摄像机标定方法[J]. *光学学报*, 2006, **26**(5): 697~701
- 8 Hu Zhanyi, Wu Fuchao. A review on some active vision Based camera calibration techniques[J]. *Chin. J. Computers*, 2002, **25**(11): 1149~1156
胡占义, 吴福朝. 基于主动视觉摄像机标定方法[J]. *计算机学报*, 2002, **25**(11): 1149~1156
- 9 Meng Xiaoqiao, Hu Zhanyi. Recent progress in camera self-calibration[J]. *Acta Automatica Sinica*, 2003, **29**(1): 110~124
孟晓桥, 胡占义. 摄像机自标定方法的研究与进展[J]. *自动化学报*, 2003, **29**(1): 110~124
- 10 N. Nassir, R. B.-H. Ali, M. M. Matthias *et al.*. Dynamic geometrical calibration for 3D cerebral angiography[C]. *Proc. SPIE*, 1996, **2708**: 361~370
- 11 M. M. Mitschke, N. Navab. Optimal configuration for dynamic calibration of projection geometry of X-ray C-arm systems[C]. *IEEE Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis*, 2000. 204~209
- 12 M. M. Mitschke, N. Navab. Recovering projection geometry: How a cheap camera can outperform an expensive stereo system [C]. *Proc. IEEE Conference Computer Vision Pattern Recognition*, 2000, **1**: 193~200
- 13 Huang Yongfeng, Li Shan, Zhao Jun. The registration of 2D/3D images based on external markers[J]. *J. Shanghai Jiaotong University*, 2006, **40**(7): 1108~1111
黄永锋, 李杉, 赵俊. 基于外标记点的 2D/3D 图像配准方法[J]. *上海交通大学学报*, 2006, **40**(7): 1108~1111
- 14 Yang Donghai, Jia Zhiheng, Wu Dongmei. The research on calibration technology of X-ray machine in medical bonesetting robot system[J]. *Machinery & Electronics*, 2005, **2005**(3): 34~38
杨东海, 贾志恒, 吴冬梅. 医疗正骨机器人系统 X 光机标定技术研究[J]. *机械与电子*, 2005, **2005**(3): 34~38
- 15 A. C. M. Dumay, H. C. Reiber, J. J. Gerbrands. Determination of optimal angiographic viewing angles: basic principles and evaluation study [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1994, **13**(1): 13~24
- 16 C. Canero, E. Nofrerias, J. Mauri *et al.*. Modelling the acquisition geometry of a C-arm angiography system for 3D reconstruction [C]. *Topics in Artificial Intelligence: 5th Catalan Conference on AI*, 2002. 322~335
- 17 S. Gorges, E. Kerrien, M. O. Berger *et al.*. Model of a vascular C-arm for 3D augmented fluoroscopy in interventional radiology [J]. *Lecture Notes in Computer Science*, 2005, **3750**(1): 214~222
- 18 S. Gorges, E. Kerrien, M. O. Berger *et al.*. An effective technique for calibrating the intrinsic parameters of a vascular C-arm from a planar target [C]. *Proc. SPIE*, 2006, **6141**: 61411W-1~10
- 19 M. Moakher. Means and averaging in the group of rotations[J]. *SIAM J. Matrix Analysis and Applications*, 2002, **24**(1): 1~16
- 20 Z. Zhang. A flexible new technique for camera calibration[J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2000, **22**(11): 1330~1334
- 21 J. M. Lavest, M. Viala, M. Dhome. Do we really need an accurate calibration pattern to achieve a reliable camera calibration[C]. *Proc. 5th European Conference on Computer Vision*, Freiburg, Germany, 1998, **1**: 158~174