

基于平板 C 臂的导管定位方法^①

孟 德^{②*} 张 军^{③*} 刘 博* 王利军^{**}

(* 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)

摘 要 比较了影像增强器型 C 臂和平板 C 臂这两种 C 臂系统在空间定位上的优劣势,在此基础上设计了一种针对平板 C 臂的定位方法,该方法借助相机的针孔模型标定 C 臂系统成像模型,应用三角测量原理进行空间点的定位。利用自行设计的标定模板进行了单、双平板 C 臂的标定及立体定位试验。试验结果表明,双平板 C 臂的定位精度高于单平板 C 臂,两者定位的最大误差均小于 1.25mm,平均误差小于 0.62mm,均能满足临床应用需要。该方法具有原理简单、易实现的优点,由于成像原理的一致性,对不同厂家生产的平板 C 臂具有通用性。

关键词 平板 C 臂, 立体定位, 标定, 精度分析

0 引 言

C 臂式 X 光机(简称 C 臂)具有术中透视、实时成像等优点,已被广泛应用于临床手术。在利用 C 臂进行导航的手术中,医生可借助数字导航技术和医疗机器人系统对病灶进行精确定位和手术路径规划,并在机器人辅助下对手术器械进行准确操控和空间定位,从而避免反复利用 C 臂观察,达到简化手术操作、缩小手术切口、减少医患吃线量、提高手术精确度等目的。目前国内外已有多家单位开展基于 C 臂图像导航的医疗机器人系统的研究^[1,2]。本研究面向血管介入等机器人辅助手术,针对平板 C 臂设计了一种定位方法,并通过设计的试验验证方案对其进行了验证。试验表明,利用平板 C 臂进行立体定位具有很高的精度。

1 研究背景

医疗机器人在借助 C 臂图像导航实施手术时,医生需要借助机器人将介入导丝送至目标血管^[3],或将钛钉植入股骨并精确植入假体^[4],或精确实现脊柱磨削操作等^[5],这些精确动作的实现极大依赖导航系统定位信息的精度。为了利用 C 臂进行数字化导航,必须对利用 C 臂 X 光图像进行空间定位

的技术进行研究。

目前的 C 臂主要分为两类:影像增强器(X-ray image intensifier, XRII)型 C 臂和平板型 C 臂。XRII 型 C 臂造价低廉、应用普及,在各类医院均有配备。国内外多家单位都对 XRII 型 C 臂图像导航的相关技术开展了研究^[6-8]。研究表明, XRII 由于受其输入屏弧度、周边磁场、结构重量等因素的影响,其透视图像不可避免地存在失真变形^[9],且视野范围狭小且呈圆形,使得应用 XRII 型 C 臂导航时必须进行 C 臂图像校正,造成应用过程繁琐、导航精度有限。平板型 C 臂成本偏高,多在大型医院配备,但平板 C 臂具有重量轻、移动更方便、图像分辨率高且无失真、拥有更大的视野范围等优点,因而应用于数字化导航时,其过程简便、具有更高的定位精度。随着制造技术的进步,平板探测器成本将逐步下降,平板 C 臂的普及应用是必然趋势^[10]。目前对利用平板 C 臂进行定位的方法研究还较少见,因此针对平板 C 臂定位技术的研究是非常必要的。鉴于这种情况,本文面向血管介入机器人手术导航,研究了平板 C 臂定位的方法。首先结合平板 C 臂的成像原理,分析了它与 XRII 型 C 臂在定位方法上的不同,然后利用自行设计的标定模板,提出了一种针对平板 C 臂的标定和定位方法,利用相机针孔模型标定 C 臂系

① 863 计划(2009AA045301-4, 2009AA044002-1), 国家自然科学基金(60905021)和教育部博士点基金(20091102120028)资助项目。

② 男, 1977 年生, 副教授; 研究方向: 计算机视觉及智能系统。

③ 通讯作者, E-mail: tsai@buaa.edu.cn

(收稿日期: 2010-12-16)

统的成像模型,应用三角测量原理进行空间点的定位。为了验证方法的有效性,借助北京某医院的双平板 C 臂系统,进行了单、双 C 臂的空间点定位试验。试验结果表明,利用平板 C 臂进行立体定位具有很高的精度,双平板 C 臂的定位精度高于单平板 C 臂,两者定位的最大误差都小于 1.25 mm,平均误差小于 0.62 mm,均能满足临床应用需要。

2 平板 C 臂的成像模型

2.1 X 光成像模型

X 光成像机制与针孔模型非常相似,如图 1 所示,点状射线源发射出 X 射线,透过物体投射到 X 光探测器并形成 X 光图像。X 射线可以穿透物体,因物体厚度、密度的不同 X 射线会被不同程度地吸收,在图像上表现为亮暗不同,从而构成成像基础。X 光成像与针孔成像的差别在于 X 光成像中物体在孔(X 光源)与成像面中间,而针孔成像中孔在物体与成像面中间。

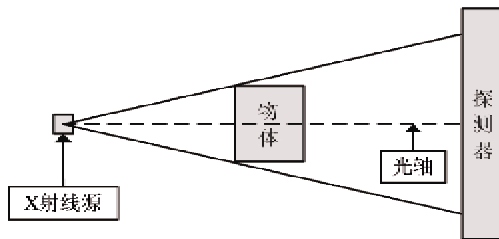


图 1 X 光成像示意图

2.2 XR II 型 C 臂成像原理

XR II 是将接收的 X 射线转化为电信号并最终形成可见光图像的关键部件,一般由输入窗、输入转换屏、光电阴极、阳极、电子光学聚焦系统、荧光输出屏等组件构成(见图 2)。首先,X 射线通过输入窗到达输入转换屏,转换屏将接收到的 X 射线转化为可见光,接着可见光照射光电阴极后发射出电子束,

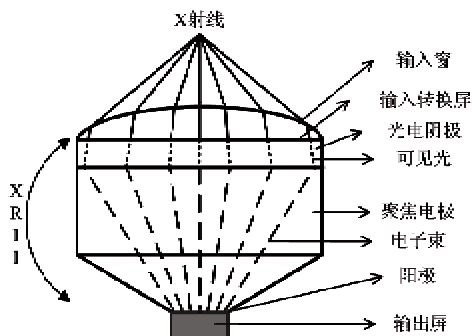


图 2 XR II 成像示意图

经过电子光学聚焦系统的加速和聚焦后,高速的电子束轰击荧光输出屏,最终产生可见光图像^[11]。

由于 XR II 结构的特殊性,导致 X 光图像不可避免地存在失真,主要有三种形式:1)枕形失真。由于输入屏是弧形曲面,不同方向的 X 射线到达曲面时会偏离预期位置。枕形失真呈放射状且是对称的,与 C 臂的位姿无关。2)S 形失真。受到地球磁场及周围磁场的影响,光电阴极发射的电子束会发生偏转,最终会产生 S 形失真。由于 S 形扭曲与磁场方向相关,所以其与 C 臂的位姿有关。3)偏移失真。XR II 本身具有一定的质量,长期受重力作用,会造成 C 臂电枢中心产生一定程度的偏移,这将导致图像出现偏移,并且偏移会随着 C 臂的姿态变化而改变。

综合以上分析,XR II 型 C 臂成像模型是非线性的。因此,在标定系统的成像模型时,需要先对其图像进行线性化校正,或直接利用非线性模型进行标定。但是,由于 X 射线源和 XR II 分别置于 C 臂的两端,在不同方位下机械结构发生的细微变化会引起系统投影模型参数的变化^[12],且 C 臂的旋转精度低,因此在标定时不能精确地重现校正 C 臂时的旋转角度,这就降低了标定的精度。

2.3 平板型 C 臂成像原理

平板探测器是将 X 射线转换为电信号的设备,根据转换方式的不同可分为直接转换型和间接转换型(见图 3)。间接转换型平板探测器,主要由闪烁体、光电二极管、薄膜晶体管(TFT)阵列构成,X 射线在闪烁体层转换成可见光,再通过光敏二极管转换成电信号,由 TFT 阵列读出。由于中间过程产生的可见光在传播时存在散射现象,所以一个点产生的可见光会被相邻的几个 TFT 单位探测到,从而降低了探测器的空间分辨率。直接转换型平板探测器,则使用一层无定型硒直接将 X 射线转换成电荷,再由 TFT 阵列读出。产生的电荷在电场作用下

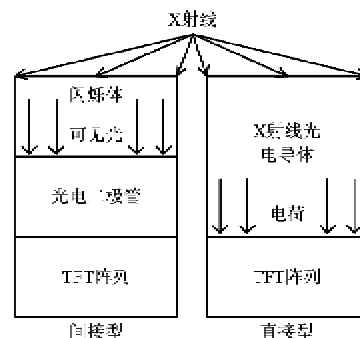


图 3 平板探测器成像示意图

会向某一确定方向移动,不存在散射的影响,因此直接转换型平板探测器的空间分辨率更高^[13]。

平板探测器的重量很轻,不同方位光轴偏移量非常小,成像过程中并不需要转化成高速运动的电子束,而且采用平面的设计,所以其透视图像并不存在失真。它的成像模型是中心透视成像,可利相机针孔模型进行标定。由于图像无失真、C 臂运动可控性高,其在空间定位方面比 XRII 型 C 臂更具优势。

3 基于平板 C 臂的定位方法

3.1 成像模型标定

标定 C 臂时,一般采用带有标记点的标定模板^[14, 15],通过获取标记点的像素坐标和世界坐标计算出 C 臂的投影矩阵。

由于 XRII 型 C 臂的透视图像存在失真,所以其标定模板同时也是校正模板,模板在使用时需要固定在 XRII 上随同 C 臂一起运动。为了建立统一的世界坐标系,一般在 XRII 或标定模板上粘贴标记,由外部光学系统进行测量跟踪。平板型 C 臂图像不需要校正,因而标定模板不需随同探测器一起运动,可参考相机标定方法制作立体标定模板。

C 臂系统的成像模型包括内部参数(相机几何及光学特性参数)和外部参数(相机在特定世界坐标系中的位姿参数)。实际标定情况可分为以下 3 种:(1)只标定投影内部参数,外部参数通过外部光学跟踪系统;(2)只标定投影内部参数,外部参数通过 C 臂自身运动参数给出,因平板较轻,利用平板 C 臂自身运动参数能给出较高精度;(3)同时标定内、外参数。

在只有单平板 C 臂情形下,既可以利用 C 臂自身系统提供运动参数,也可以通过外部光学测量系统提供参数。假设 C 臂的旋转精度是 0.5° , C 臂的半径是 90 cm,则平板的重复定位精度为

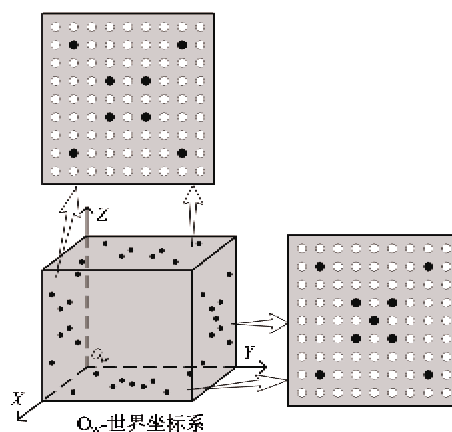
$$\frac{900}{2} \times \frac{0.5}{180} \times \pi = 3.927 \text{ mm} \quad (1)$$

而现在的可见光光学跟踪系统的空间定位精度可以达到 0.25 mm。因而,应利用光学跟踪系统来获取更高精度的 C 臂运动参数。在 C 臂导航系统中,一般还需要跟踪外部的手术器械或机器人的位置,因此光学跟踪系统是必不可少的。采用针孔模型标定 C 臂可以获取成像系统的内参数,同时借助光学跟踪系统可获取精确的系统外参数。

3.2 标定模板设计

本文设计了一款有机玻璃制的空心正方体作为

标定模板,用于标定 C 臂系统的成像模型(见图 4)。模板由厚度为 2.96 mm 的 400 mm × 40 mm 正方形玻璃面构成,每个面上均布(间距 40 mm)了 9 × 9 个圆孔(直径 2.96 mm)作为标记点。为了区分标记点,在每个面特定位置的圆孔中镶嵌了完全相同的钢珠(如图 4 中黑色实心圆点所示)。模板在使用时,放置在病床的合适位置。



(黑点为镶嵌钢珠的圆孔,白点为未镶嵌钢珠的圆孔)

图 4 标定模板示意图

3.3 空间定位算法

利用 X 光图像进行空间定位,与计算机视觉中立体视觉定位原理一致。C 臂在两个不同视角成像,通过两视角下的投影矩阵及目标点在两幅图像中的投影点,即可确定目标点的空间位置。在有两个平板 C 臂时,就相当于双目立体视觉;只有一个平板 C 臂时,相当于单目运动到两个位置成像形成运动立体视觉。

空间定位算法的主要步骤是:获取标定模板的 X 光图像,自动识别与提取图像中的标记点,标定 C 臂系统成像模型,选取及匹配空间点,立体定位空间点。定位算法具体过程如下:

(1) 获取标定模板的 X 光图像

将标定模板放置在病床的适当位置,并采集模板的 X 光图像。

(2) 图像中标记点的自动识别与提取

本文采用数学形态学的方法^[16]识别、提取 X 光图像中的标记点。首先,利用维纳滤波去除图像中的噪声,然后用开运算获取模板的背景图,原始图减去背景图得到标定模板的差图,之后进行阈值分割,提取标记点区域。经以上步骤可以分割出标记点的投影,再利用重心法^[17]可以得到标记点的质心坐标 (u, v) 。

(3) 标定 C 臂系统成像模型

C 臂标定^[14]的本质在于构建一个成像模型,确定空间三维场景投影为二维图像的映射关系。根据射影几何的相关知识,由标定模板的固有参数可以计算出标记点的世界坐标 (X_w, Y_w, Z_w) 。根据 $n(n > 6)$ 个标记点的图像坐标 (u_i, v_i) 及对应的世界坐标 (X_{wi}, Y_{wi}, Z_{wi}) , 利用相机针孔模型

$$s \begin{bmatrix} u_i \\ v_i \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & m_{14} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & m_{34} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_{wi} \\ Y_{wi} \\ Z_{wi} \\ 1 \end{bmatrix} = \mathbf{M} \mathbf{X}_{wi} \quad (2)$$

对 C 臂系统进行标定。式中, $\mathbf{M}$ 为 3×4 的投影矩阵, $\mathbf{X}_{wi} = (X_{wi}, Y_{wi}, Z_{wi}, 1)^T$, $i = 1, 2, \dots, n$ 是第 i 个标记点的世界坐标的齐次形式, s 是比例因子。当 $n > 6$ 时,可由最小二乘法可以解出投影矩阵。为了提高标定精度,实际操作中一般选取数十个已知点,从而降低了误差造成的影响。

利用双目视觉原理进行空间定位时,需要对两个不同视角下的 C 臂都进行标定,得到投影矩阵 $\mathbf{M}_1, \mathbf{M}_2$ 。

(4) 空间点的选取及匹配

为了从二维图像中恢复空间点的三维信息,需要对空间点在不同图像中的投影进行匹配。本文通过人工交互的方法实现了两幅图像中对应点的匹配。由于模板图像中只有标记点可以与背景区分,而这些点已经用于标定 C 臂,故不能直接用于定位试验。

在三维空间中,假设两条直线 l_1, l_2 相交于点 P , 它们的平行投影为 l'_1, l'_2 , 如果投影面与 l_1, l_2 确定的平面不垂直,那么 l'_1, l'_2 是相交的,且交点 p 为点 P 的投影点(见图5)。因此,在公共视野范围内,选取

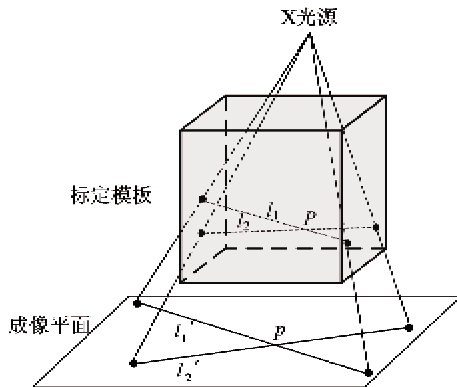


图5 直线交点投影示意图

标定模板上的 4 个标记点构成两条相交的直线 l_1, l_2 , 交点 P 即可作为定位用的空间点。同时,在两幅 X 光图像中,找到对应的 4 个标记点,构造出这两条相交的直线,并计算出投影点 p 的图像坐标。通过以上步骤,即可获得公共点的图像坐标和实际的世界坐标。

(5) 空间点立体定位

通过前述步骤可获取两视角下的 C 臂投影矩阵 $\mathbf{M}_1, \mathbf{M}_2$ 以及对应图像中的 n 组点对应,设空间点的齐次坐标为 $\mathbf{P} = [X_w, Y_w, Z_w, 1]^T$, 在两视角下图像的投影点的齐次坐标分别为 $\mathbf{p}_1 = [u_1, v_1, 1]^T$ 和 $\mathbf{p}_2 = [u_2, v_2, 1]^T$, 这样可以得到关于 X_w, Y_w, Z_w 的四个线性方程:

$$\begin{bmatrix} u_1 m_{31}^1 - m_{11}^1 & u_1 m_{32}^1 - m_{12}^1 & u_1 m_{33}^1 - m_{13}^1 \\ v_1 m_{31}^1 - m_{21}^1 & v_1 m_{32}^1 - m_{22}^1 & v_1 m_{33}^1 - m_{23}^1 \\ u_2 m_{31}^2 - m_{11}^2 & u_2 m_{32}^2 - m_{12}^2 & u_2 m_{33}^2 - m_{13}^2 \\ v_2 m_{31}^2 - m_{21}^2 & v_2 m_{32}^2 - m_{22}^2 & v_2 m_{33}^2 - m_{23}^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_w \\ Y_w \\ Z_w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{14}^1 - u_1 m_{34}^1 \\ m_{24}^1 - v_1 m_{34}^1 \\ m_{14}^2 - u_2 m_{34}^2 \\ m_{24}^2 - v_2 m_{34}^2 \end{bmatrix} \quad (3)$$

式中, $m_{ij}^k (k = 1, 2; i = 1, \dots, 3; j = 1, \dots, 4)$ 为 $\mathbf{M}_k$ 的第 i 行第 j 列元素。上式的每个方程均为一个平面方程,前两个方程联立为第一个视角下通过 p_1 的空间直线方程,后两个方程联立为第二个视角下通过 p_2 的空间直线方程。如果两条视线相交,则上式中只有 3 个独立方程,可以得到唯一解,但实际情况中视线通常不相交,则上式成为超定方程组,可用最小二乘法求解出 X_w, Y_w, Z_w 。

4 试验测试及误差分析

空间定位的精度是保证介入机器人导航定位系统精确性的基础。为了验证平板 C 臂定位的精度,笔者利用 Matlab 7.8 编程实现了上文阐述的算法,并设计了单、双 C 臂定位误差分析的试验方案。试验中,保持标定模板的位置不变,在多个方位下获取了标定模板的 X 光图像,借助这些图像完成了空间点定位试验。所有试验数据,均借助北京某医院购置的双平板 C 臂系统获取,图像大小为 512×512 像素。在进行误差分析时用到了以下几个物理量: (u_0, v_0) 表示图像中心点的坐标; α_x, α_y 分别代表图

像坐标系 u, v 轴的尺度因子; f 代表 C 臂的焦距; 误差是点的真实位置与重建位置的物理距离。

4.1 试验平台和标定模板

该系统拥有两个 C 臂, 分别是吊顶 C 臂和落地 C 臂(如图 6 所示); 其中, 吊顶 C 臂探测器的视野 (field of view, FOV) 为 11.8×11.8 in., 落地 C 臂探测器的视野为 11.8×15 in., 探测器的像素间距为 $154 \mu\text{m} \times 154 \mu\text{m}$ 。按照旋转轴的不同, C 臂的运动方向可分为两类, 绕着 α 轴运动的角度分别称作 RAO 和 LAO, 绕着 β 轴运动的角度分别称作 Cranial

和 Caudal。

4.2 试验数据

使用吊顶 C 臂在 $\text{RAO} = 0^\circ$ 、 $\text{Caudal} = 0^\circ$ (见图 7 (a), 称方位 1) 和 $\text{LAO} = -96^\circ$ 、 $\text{Caudal} = 0^\circ$ (见图 7 (b), 称方位 2) 两个方位下采集了标定模板的图像; 利用落地 C 臂在 $\text{LAO} = 0^\circ$ 、 $\text{Caudal} = 0^\circ$ 方位下采集了模板的图像 (见图 7 (c), 称方位 3)。图 7 各子图中, 已编号的标记点将用于标定投影模型, 各标记点的图像坐标和世界坐标见表 1。

标定出的三个位置的投影矩阵分别为:

$$\begin{aligned} M_1 &= \begin{bmatrix} -2.2977 & -0.2345 & -0.0113 & 702.3710 \\ 0.0031 & -0.2199 & -2.2998 & 698.5160 \\ -0.0000 & -0.0010 & -0.0000 & 1.0000 \end{bmatrix} \\ M_2 &= \begin{bmatrix} -2.3255 & -0.5002 & -0.0129 & 766.0358 \\ 0.0293 & -0.2381 & -2.3641 & 714.8331 \\ 0.0001 & -0.0010 & -0.0000 & 1.0000 \end{bmatrix} \\ M_3 &= \begin{bmatrix} -0.0038 & 3.5344 & 0.4302 & -447.5806 \\ 3.5383 & 0.0082 & 0.4396 & -434.8003 \\ 0.0000 & 0.0000 & 0.0017 & 1.0000 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

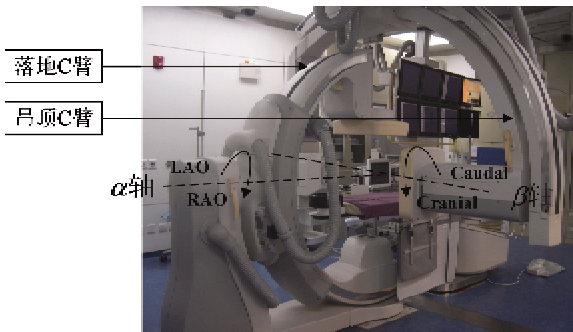


图 6 双平板 C 臂系统

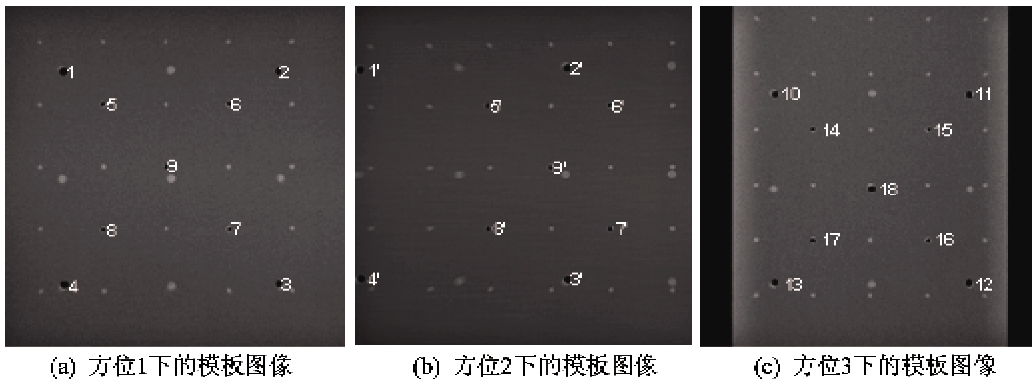


图 7 标定模板 X 光图像

表 1 图 7 中标记点的图像坐标与世界坐标

图像坐标(pixel)		世界坐标(mm)	
I1(92.29,100.89)	I6'(386.50,150.50)	W1(240.00,401.48,240.00)	W6'(160.00,-1.48,240.00)
I2(405.58,100.18)	I7'(387.11,336.89)	W2(160.00,401.48,240.00)	W7'(160.00,-1.48,160.00)
I3(406.18,412.88)	I8'(202.24,336.64)	W3(160.00,401.48,160.00)	W8'(240.00,-1.48,160.00)
I4(93.67,414.00)	I9'(294.00,244.00)	W4(240.00,401.48,160.00)	W9'(200.00,-1.48,200.00)
I5(149.50,148.50)	I10(116.62,132.00)	W5(240.00,-1.48,240.00)	W10(160.00,160.00,-1.48)
I6(334.09,148.21)	I11(399.15,132.56)	W6(160.00,-1.48,240.00)	W11(160.00,240.00,-1.48)
I7(334.50,332.50)	I12(398.38,414.87)	W7(160.00,-1.48,160.00)	W12(240.00,240.00,-1.48)
I8(150.19,333.28)	I13(116.13,414.38)	W8(240.00,-1.48,160.00)	W13(240.00,160.00,-1.48)
I9(242.00,240.66)	I14(172.26,183.59)	W9(200.00,-1.48,200.00)	W14(160.00,160.00,401.48)
I1'(6.59,98.00)	I15(340.17,184.00)	W1'(240.00,401.48,240.00)	W15(160.00,240.00,401.48)
I2'(319.97,95.07)	I16(339.69,351.88)	W2'(160.00,401.48,240.00)	W16(240.00,240.00,401.48)
I3'(320.90,412.50)	I17(172.00,351.50)	W3'(160.00,401.48,160.00)	W17(240.00,160.00,401.48)
I4'(8.29,411.12)	I18(257.59,273.50)	W4'(240.00,401.48,160.00)	W18(200.00,200.00,-1.48)
I5'(201.48,151.61)		W5'(240.00,-1.48,240.00)	

分解投影矩阵,可以获得各方位 C 臂的图像中心坐标 (u_0, v_0) 和焦距 f , 见表 2。

表 2 各方位 C 臂标定结果

方位	u_0 (pixel)	v_0 (pixel)	f (mm)1
262.24	257.54	1326.7	
2	275.32	263.14	1325.21
3	257.46	278.35	1546.94

4.3 单平板 C 臂空间点定位

该试验将吊顶 C 臂分别置于方位 1、2 下,并利用其采集的两幅图像进行立体定位。试验中,用前文方法获取了 13 个空间点的世界坐标和图像坐标,利用针孔模型重建出了点的空间位置,定位结果如表 3 所示。定位最大误差为 1.25mm,最小误差为 0.11mm,平均误差为 0.62mm,均方差为 0.28mm。

表 3 单 C 臂空间点定位结果

编号	实际的世界坐标(mm)			计算的世界坐标(mm)			误差 (mm)
	X	Y	Z	X	Y	Z	
1	160.00	200.00	180.00	160.02	200.07	179.55	0.46
2	160.00	200.00	200.00	160.00	200.10	200.04	0.11
3	160.00	200.00	220.00	160.02	199.63	220.50	0.62
4	180.00	200.00	160.00	179.58	199.95	159.97	0.42
5	180.00	200.00	200.00	180.31	201.21	200.00	1.25
6	180.00	200.00	240.00	179.54	200.37	239.98	0.59
7	200.00	200.00	160.00	200.06	199.42	159.97	0.58
8	200.00	200.00	200.00	199.98	200.81	200.01	0.81
9	200.00	200.00	220.00	200.07	200.88	219.56	0.99
10	200.00	200.00	240.00	200.10	199.61	240.01	0.40
11	220.00	200.00	160.00	220.35	200.56	160.02	0.66
12	220.00	200.00	200.00	219.88	200.54	200.00	0.55
13	220.00	200.00	240.00	220.49	199.65	240.02	0.60

4.4 双平板 C 臂空间点定位

该试验将吊顶 C 臂置于方位 1 下、落地 C 臂置于方位 3 下,并利用其采集的两幅图像进行立体定位。试验中,用前文方法获取了 13 个空间点的世界

坐标和图像坐标,利用针孔模型重建出了点的空间位置,定位结果如表 4 所示。定位最大误差为 0.59mm,最小误差为 0.02mm,平均误差为0.26mm,均方差为 0.17mm。

表 4 双 C 臂空间点定位结果

编号	实际的世界坐标(mm)			计算的世界坐标(mm)			误差 (mm)
	X	Y	Z	X	Y	Z	
1	160.00	200.00	200.00	160.00	199.96	200.02	0.05
2	180.00	200.00	200.00	179.76	200.06	199.98	0.25
3	200.00	160.00	200.00	199.76	160.07	199.46	0.59
4	200.00	200.00	160.00	199.85	199.93	160.00	0.17
5	200.00	200.00	200.00	200.01	199.99	199.99	0.02
6	200.00	200.00	240.00	200.20	200.04	239.99	0.21
7	200.00	240.00	200.00	200.01	240.03	200.52	0.52
8	220.00	200.00	200.00	220.29	200.02	199.99	0.29
9	240.00	200.00	200.00	240.00	200.04	199.97	0.05
10	180.00	200.00	200.00	179.76	200.06	199.98	0.25
11	220.00	200.00	200.00	220.29	200.02	199.99	0.29
12	200.00	220.00	200.00	199.92	220.18	199.91	0.22
13	200.00	180.00	200.00	199.87	180.37	199.87	0.41

4.5 定位误差分析

单平板 C 臂和双平板 C 臂定位结果的比较,如图 8 所示。定位试验表明,单、双平板 C 臂空间定位都具有很高的精度,且双 C 臂定位的精度高于单 C 臂,其中单平板 C 臂定位平均误差小于 0.65mm,双平板 C 臂定位平均误差小于 0.30mm。造成误差的主要原因有:(1)提取的标记点像素坐标的精度。标记点像素坐标的精度,会直接影响到 C 臂标定的效果,进而影响定位精度。(2)C 臂投影模型标定精度。C 臂成像模型标定的精度,将直接影响到空间点定位精度。

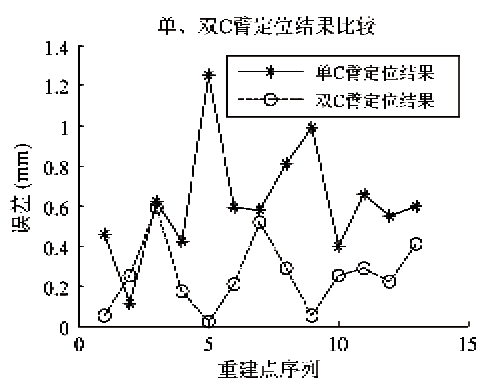


图 8 单、双 C 臂定位比较

5 结论

本文面向血管介入等机器人辅助手术,针对平板 C 臂设计了一种定位方法和试验验证方案。方法借助相机的针孔模型标定 C 臂系统成像模型,应用三角测量原理进行空间点的定位。该方法具有原理简单、易实现的优点,由于成像原理的一致性,对不同厂家生产的平板 C 臂具有通用性。最后,借助自行设计的标定模板和北京某医院的双 C 臂系统,比较了单、双平板 C 臂定位的精度。

试验表明,平板 C 臂的 X 光图像不存在失真,标定结果具有很高精度。单平板 C 臂定位试验中,C 臂没有做重复运动试验,运动误差没有影响定位精度,但在实际手术中,单 C 臂运动必定引入运动误差。而利用双平板 C 臂进行定位,可以避免 C 臂重复运动误差对空间点重建的影响,具有更高的定位精度。双平板 C 臂定位精度要高于单平板 C 臂定位精度,两者定位的平均误差均小于 0.62 mm,可满足临床手术需求。

参考文献

- [1] Junejo F, Bouazza-Marouf K, Kerr D, et al. X-ray-based machine vision system for distal locking of intramedullary nails. In: Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, Thousand Oaks, USA, 2007. 365-375
- [2] 孙立宁, 张剑, 杜志江. 一种基于图像导航的骨外科手术机器人系统. 哈尔滨工程大学学报, 2006, 27(2): 285-289
- [3] Wang T M, Zhang D P, Liu D. Remote-controlled vascular interventional surgery robot. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2010, 6(2): 194 - 201
- [4] 吴冬梅, 杜志江, 孙立宁. 机器人辅助骨科微创手术. 中国矫形外科杂志, 2005, 13(24): 1845-1847
- [5] 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
- [6] 闫三举, 钱理为, 葛斌. XRI 图像引导手术系统的研究与实现. 中国生物医学工程学报, 2010, 29(1): 117-121
- [7] Mitschke M, Navab N. Recovering the X-ray projection geometry for three-dimensional tomographic reconstruction with additional sensors: Attached camera versus external navigation system. *Medical Image Analysis*, 2003, 7(1): 65-78
- [8] Gutierrez L F, Ozturk C, McVeigh E R, et al. A practical global distortion correction method for an image intensifier base X-ray fluoroscopy system. *Medical Physics*, 2008, 35(3): 997 - 1007
- [9] Cerveri P, Forlani C, Borghese N A. Distortion correction for X-ray image intensifiers: local unwarping polynomials and RBF neural networks. *Medical Physics*, 2002, 29(8): 1759 - 1771
- [10] Schmidgunst 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
- [11] 闫三举. 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: 上海交通大学机械与动力工程学院, 2008
- [12] 李颖超, 王涌天, 刘越等. C 型臂造影系统成像模型和运动模型标定方法研究. 光学学报, 2008, 28(10): 1910-1919
- [13] 唐杰, 张丽, 高文焕. 基于平板探测器的锥束 CT 系统综述. 中国体视学与图像分析, 2004, 9(2): 65-70
- [14] Livyatan H, Yaniv Z, Joskowicz L. Robust automatic C-arm calibration for fluoroscopy-based navigation: A practical approach. In: Proceedings of the International Con-

- ference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, Piscataway, USA, 2002. 60-68
- [15] Mitschke 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, Piscataway, USA, 2000. 204-209
- [16] Canero C, Vilarino F, Mauri J, et al. Predictive (un) distortion model and 3-D reconstruction by biplane snakes. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2002, 21(9):1188-1200
- [17] Zhang G, Wei Z. A position-distortion model of ellipse center for perspective projection. *Measurement Science and Technology*, 2003, 14(8): 1420-1426

Catheter localization using C-arm with flat-panel

Meng Cai^{*}, Zhang Jun^{*}, Liu Bo^{*}, Wang Lijun^{**}

(^{*} School of Astronautics, Beijing University of Aeronautics and Astronautics, Beijing 100191)

(^{**} Department of Neurosurgery of Beijing Hospital, Beijing 100730)

Abstract

The advantages and disadvantages of the two types of C-arm in spatial localization, one with an image intensifier and another with a flat-panel, are compared. And based on this, a method for catheter localization using the C-arm with flat-panel is proposed. The method uses the pinhole camera model to calibrate the C-arm system, and uses the triangulation theory to achieve three-dimensional reconstruction. The Experiments on C-arm calibration and catheter localization with the single C-arm and the dual C-arm were conducted by using a custom-designed phantom. The results showed that the positioning accuracy with the dual C-arm was higher than that with the single C-arm. Their maximum errors were both less than 1.25 mm, and the average errors were less than 0.62 mm, which can meet the clinical requirement. The proposed method is simple in principle, and easy to realize. It can be applied to flat-paneled C-arms produced by different manufacturers for their similar imaging principle.

Key words: flat panel C-arm, stereo localization, calibration, accuracy analysis