

基于透视图像的股骨颈手术导航系统研究^①

赵 剑^② 负 超 王君臣 胡 磊

(北京航空航天大学机器人研究所 北京 100083)

摘 要 针对股骨颈复位微创手术复位精度低,手术失败率高的问题,在研究 C 臂透视成像的基础上,基于 MicronTracker 双目视觉传感器研制了一种新型视觉导航系统。建立了系统数学模型,在 Matlab 中对模型进行了仿真,采用蒙特卡罗法对误差来源进行了分析,根据系统误差分析结果提出了误差控制策略。针对股骨生理解剖结构提出了股骨颈空心钉手术规划方法,同时系统给出了手术环境的视频信息,实时监控双目视觉传感器跟踪状况。通过相关的临床实验,验证了该手术导航系统的可行性。

关键词 误差分析,视觉导航系统,股骨颈骨折,空心钉,机器人辅助骨科手术

0 引 言

股骨颈骨折是髋部骨折中最常见的类型,由于股骨颈需要承担人体直立状态下的运动和支撑功能,其治疗效果将直接影响病人今后的生活质量。目前股骨颈骨折治疗的主要方法是利用三根空心钉,根据患者原来的生理解剖结构,将骨折的股骨头和股骨干固定在一起。其关键技术就是准确识别患者个体的生理结构,并将空心钉准确地植入到理想的固定位置。目前医生主要依靠术中 C 臂 X 线机透视成像、手术经验与技巧来实施手术。股骨颈的解剖结构复杂性和医生观察股骨手段的局限性增加了手术的难度,螺钉的位置很难达到理想的分布。另外,X 线透视的反复使用使医生、患者和有关人员长时间暴露在放射线辐射下。此时,需要采用计算机辅助外科手段改变这种局面。近几年国际上加强了计算机辅助外科在多个适应症上取得突破,如前交叉韧带重建^[1]和长骨复位^[2,3]。针对这些适应症的导航系统的研究也取得了长足的进步,如美国 Sofamor Danek 公司开发了主要应用于神经外科的 Stealth Station 手术导航系统,德国 Stryker 公司开发了主要应用于膝关节置换手术的手术导航系统。国内在这方面的研究也有一定的成果,如哈尔滨工业大学研制了一种基于图像导航的骨外科手术机器人系统,其功能还主要处于手术模拟和规划阶段;北京

航空航天大学研制了小型髓内钉远端锁孔导航系统,该系统已经进行了临床手术并取得了较好的效果,但是其自由度受到一定的限制。本文针对股骨颈骨折手术的实际问题,设计并实现了一种股骨颈空心钉手术导航系统,它采用视频跟踪平台,通过建立手术空间、X 光图像空间、手术器械空间、C 臂空间的坐标转换模型,实时计算并显示手术器械与股骨颈的位置关系,提高了医生的手眼协调能力,降低了复杂的股骨颈空心钉固定手术的难度,减少了辐射。

1 系统组成

1.1 系统结构

C 臂是手术室便捷的透视设备,利用 C 臂的二维透视图像实现三维手术空间的导航是本系统研究重点。该系统主要由 C 臂、标定板、校正板、图形采集卡、PC 机、Micro Tracker 光电相机等手术器械组成。进行微创手术时,病人的骨骼处于肌肉组织的覆盖下,手术器械扎入人体后处于何种位置医生无法直观获知。导航系统利用光电相机捕捉手术器械和手术对象的位姿,并仿照 X 光成像原理把手术器械投影叠加到先前拍摄的正侧位 X 光图像上。医生根据 X 光图像上手术器械与股骨的位置判断实际手术器械与股骨的位置,进而实施手术。术前正侧位股骨 X 光图像上的规划,给出了手术空心钉的

① 国家杰出青年科学基金(60525314),国家“十一五”支撑计划(2006BAI03A16)和北京市科技计划(D020602500007093)资助项目。

② 男,1983 年生,硕士;研究方向:机器人技术,计算机辅助手术;联系人,E-mail:zhaojian@me.buaa.edu.cn
(收稿日期:2008-02-22)

植入最优位置,对医生给出了指导。系统结构如图 1 所示。

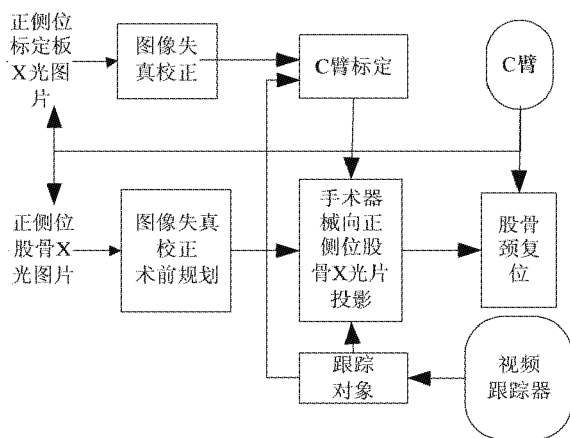


图 1 系统结构图

1.2 数学模型的建立

C 臂透视成像技术和一般摄影技术一样,都是基于针孔成像的原理,只是由于 X 光的穿透性,使其摄取的照片具有透视效果。如果能够得到拍摄 X 光图像时针孔成像模型的焦距,光源的位置以及成像面板位置等信息,就可以对手术空间中的手术器械进行人工针孔成像,实现模拟成像和自然成像图片的叠加。由于采用了相同的成像参数,叠加的图像能够反映手术空间中手术器械和手术对象在投影方向上的位置关系。凭借两个以上方向上的叠加图像,可以实现三维空间的导航。为了保证手术中患肢的移动不会导致系统失效,针孔模型应该和股骨空间固连,并且术中获取的手术器械坐标都应该转化到股骨空间坐标系下。为了实现股骨空间坐标系下的手术器械模拟针孔成像原理向 X 光图片上叠加,首先必须计算出手术器械在两个针孔模型坐标系下的坐标。我们采用了加拿大 Claron 公司开发的 Micro Tracker 2,这是一种完全被动式的光电相机,只要将黑白标记附着在跟踪目标上,即可进行标记识别和位置跟踪,对手术环境的影响非常小。系统的跟踪精度达 0.25mm。利用 MicroTracker2 视频跟踪相机,能够对每一帧图像识别手术器械和手术对象上 Marker,计算出其在相机坐标系下的坐标转换矩阵。

在骨头、手术器械、C 臂上分别安装 Micron Tracker 的标记 Marker,用以代表股骨模型坐标系、手术器械坐标系以及 C 臂坐标系。导航系统中的坐标如表 1 所示。

表 1 导航系统坐标系

序号	坐标系	简称	描述
1	手术器械坐标系	T	固定于手术器械上 Marker3 坐标系
2	相机坐标系	M	Micron Tracker 坐标系
3	股骨模型坐标系	B	骨头上 Marker2 坐标系
4	C 臂坐标系	C	标定板上 Marker1 坐标系
5	针孔模型坐标系	S	安装钢珠采用的坐标系
6	图像坐标系	I	X 光图像坐标系

实际手术中患肢也有可能移动,因此需要建立相对的空间关系,使得即使患肢或者手术器械都在移动的情况下,依然可以正确地显示两者的相对位置关系。设手术器械坐标系到相机坐标系的变换矩阵为 M_T ,C 臂坐标系到相机坐标系的变换矩阵为 M_C ,相机坐标系到股骨模型坐标系的变换矩阵为 B_M ,则手术器械在 C 臂坐标系下的坐标 V_C 为

$$V_C = {}^S_C {}^C_M {}^M_B {}^B_T {}^T_T \cdot V_T \quad (1)$$

以上公式中转换矩阵获取方式为 S_C :钢珠在针孔模型坐标系 S 下的坐标在设计制造时得到,点选钢珠通过 Micron Tracker 可以得到钢珠在 Marker1 坐标系 C 下的坐标。使用三组钢珠在两个坐标系下的坐标,可以求出转换矩阵 S_C 。其它坐标系转换矩阵均可以通过 Micron Tracker 跟踪 Marker 得到。

空间点 P 在探测器上的投影位置可以用针孔模型来计算,即任意点 P 在探测器的投影位置 P' 为发射源 O 与 P 的连线与探测器平面的交点。这种关系称为透视投影。假设模型焦距为 f 。

计算机使用图像是离散化的,一幅 $M \times N$ 灰度图像在计算机内是以一个 $M \times N$ 的一维数组进行存储,也可以把该一维数组看成是 $M \times N$ 的二维数组,图像坐标系为 o_{uw} ,该坐标系的原点取在图像的左上角, u, v 轴分别与 u', v' 轴平行。图像上的每一个像素的坐标 (u, v) 分别是该像素在数组中的行数和列数,该坐标并没有明确的物理意义,因而首先要将图像坐标的单位转化为以物理单位(mm)表示的形式。在探测器坐标系中,坐标原点 o' 定义为 C 臂坐标系 z 轴与探测器平面的交点,该点一般在探测器中心。但是由于 C 臂机械结构及地球磁场影响的原因,有时会有一些偏离,假设该交点在图像坐标中的坐标为 (u_0, v_0) ,单位像素对应的实际物理尺寸为 dx, dy 。

将上述各关系式联立,得到世界坐标到图像坐标的转换关系为

$$z \begin{bmatrix} v \\ u \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1/dx & 0 & u_0 \\ 0 & 1/dy & v_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f & 0 & 0 & 0 \\ 0 & f & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

将式(2)展开合并后得整理后可得两个关于 A_i 的线性方程组

$$A_1x + A_2y + A_3z + A_4 - A_5xu - A_6yu - A_7zu = u \quad (3)$$

$$A_8x + A_9y + A_{10}z + A_{11} - A_5xv - A_6yv - A_7zv = v \quad (4)$$

推导参见文献[4]。以上两方程包含 11 个待求参数, $A_i (i=1,2,\dots,11)$, 给定 $n (n \geq 6)$ 组标记点的空间坐标 $(x_i, y_i, z_i) (n=1,2,\dots,n)$ 以及相应的图像坐标 $(u_i, v_i) (n=1,2,\dots,n)$, 则可以得到 $2n$ 个关于 $A_i (i=1,2,\dots,11)$ 的线性方程组, 可以求解 A_i 。

计算出 A 后, 实际上已经确定了空间坐标和其对应的图像坐标的转换关系。在某些场合, 例如某些基于视频导航的计算机辅助骨科手术中, 在计算出 A 后不需要分解出 C 臂的内外部参数。

为了提供 6 组数据, 在 C 臂的探测器安装了双层标定板。双层标定板上装有 16 个钢珠, 钢珠的 C 臂空间坐标以及 X 光图片坐标作为数据对代入式(3), (4) 利用最小二乘法即可建立针孔模型, 得到了钢珠坐标系到图像坐标系的转换矩阵 S_T 。将其代入式(1) 合并得到了手术器械总的投影公式: $V_I = {}^I_S T {}^S_C T {}^C_B T {}^B_M T {}^M_T T \cdot V_T$

2 系统误差分析

2.1 系统误差分析理论基础

本文建立的数学模型是个多变量函数, 各输入变量误差按一定规律传递给最终结果, 形成合成误差。公式中目标函数与输入呈非线性。为了提高计算结果的精确性, 获得投影算法的精度, 并分析输入变量对误差的影响程度及变化规律, 本文采用蒙特卡罗方法对各输入变量进行随机过程模拟, 利用统计学方法分析系统数学模型的精度。

数学模型中, 各输入变量均服从或近似服从正态分布, 故采用服从正态分布的输入变量进行抽样计算。具体方法是: 首先, 对每个输入变量 a_i , 利用

Matlab 生成一组样本容量为 N 的服从正态分布输入变量, 并确定取值范围, 设为 $A_i + 3\sigma_i$, 其中 i 代表第 i 个输入变量, A_i 为该变量名义真值, σ_i 为标准差, 即满足 $a_i \sim N(A_i, \sigma_i)$ 。然后将各输入变量的随机抽样数据代入到算法的数学模型中计算误差, 最终得到一组样本容量为 N 的计算结果。对该组误差数据进行统计学分析, 计算其均值 μ 和方差 σ , 得到投影算法的精度及误差分布规律。根据正态分布的特点, 投影算法的精度表示为 $\max(|\mu + 3\sigma|, |\mu - 3\sigma|)$ 。如果只对部分输入变量进行随机抽样, 并对计算结果进行统计分析, 可以得到该部分变量对算法误差的影响程度。

2.2 误差分析

由于股骨颈空心钉手术投影算法涉及变量主要分为两类, 一种是图像坐标主要表现为像素坐标, 一种是空间三维坐标。数学模型具有变量多, 非线性等特点, 因此, 很难得到完全理论上的误差分布规律。本文采取下述方法进行误差分析计算: 首先利用 Matlab 生成输入变量样本; 然后按照上述步骤对数据进行计算、分析, 如不考虑图像畸变的影响, 得到的最终结果只与投影算法中的各输入变量相关; 最后, 以每次分析过程中的输入变量正态分布的标准差 σ_i 为横坐标, 误差统计结果为纵坐标绘制误差分布曲线, 确定投影算法的误差分布规律。

系统建立过程中求解转换矩阵 S_T 时点击钢珠获取坐标所带来的误差最大, 单独对该部分进行误差分析, 图 2 描述了算法精度测试结果, 曲线表示一组有代表性实验的试验结果。0, 1, 2 三条曲线分别表示算法内输入空间三维坐标变量绝对值为 10mm, 100mm, 1000mm 随机抽样时的误差标准差。在每次分析过程中, 每个输入变量抽样个数取 $N = 1000$ 。每个输入图像二维变量坐标值的允许偏差为 1, 根据“ 3σ 原则”, 标准差 $\sigma_0 = 0.33$ 。每个空间三维变量坐标值的允许偏差由双目视觉相机精度决定, 取为

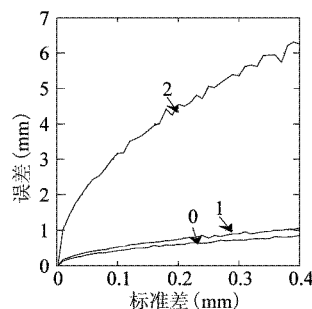


图2 转换矩阵精度测试结果

0.25mm,根据“ 3σ 原则”,标准差 $\sigma_1 = 0.08$ 。由曲线图看出坐标绝对值越大,经过转换后产生的误差越大。考虑到实际空间坐标绝对值基本就在 1000mm 左右,在此条件下,转换误差为 12.517mm。由此可见 δT 必须在制作标定板的时候专门设计 Marker 位置,从设计上保证 δT 精度。

忽略转换矩阵 δT 的误差,图 3 描述了算法精度测试结果,曲线表示一组有代表性实验的试验结果。0,1 两条曲线分别表示算法内输入图像二维坐标变量和空间三维坐标变量随机抽样时的误差标准差。在每次分析过程中,每个输入变量抽样个数取 $N = 1000$ 。每个空间三维变量坐标值的允许偏差由双目视觉相机精度决定,取为 0.25mm,根据“ 3σ 原则”,标准差 $\sigma_1 = 0.08$ 。系统误差为 1.939mm。

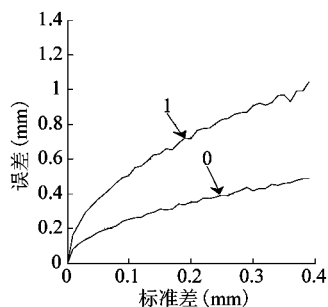


图 3 模型精度测试结果

由于术中需要拍摄不同角度的图片,因此需要考察 C 臂仰角对系统数学模型的影响。从 δT 分解出内外部参数进行比较。图 4 为外部参数 α 、 β 、 γ 随角度变化而变化的曲线,可以看出, α 、 β 、 γ 三个旋转角均接近于 0° ,这是因为实验中设定世界坐标系和相机坐标系相平行的原因。另外, α 、 β 角偏差大于 γ 角,是因为 C 臂的电枢重力影响,使得发射源在旋转过程中 X 和 Y 方向更容易受到重力的影响而发生偏移。 α 、 β 角在 30° 附近时偏差最小,这与 C 臂在仰角 30° 左右失真最小的结论也是相一致的。

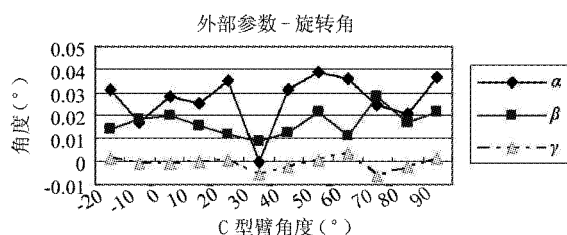


图 4 外部参数 α 、 β 、 γ 变化曲线

图 5 为发射源 X 和 Y 坐标随 C 臂仰角变化而改变的曲线。从图中看出在大约仰角 30° 左右时 X 和 Y 位置偏移最小,因为 C 臂在这个姿态时失真最小,与上边的 α 、 β 角结论也相一致。但是因为 X 和 Y 方向受图像噪声及坐标提取精度影响较大,故两曲线并无明显的变化规律。

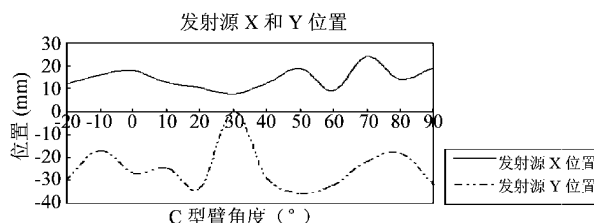


图 5 发射源 X 和 Y 位置

图 6 显示焦距 f 随着 C 臂角度的变化范围幅度达到 42mm。这主要是因为 C 臂的主要质量集中在两端,随着 C 臂仰角的改变重力作用使得 C 臂发生形变。在普通 C 臂用于计算机辅助骨科手术时,由于其焦距随姿态不同而改变,也就是说小孔成像的模型也在发生改变,因此不同的 C 臂姿态均需要单独进行针孔模型的建立,而不能采用某个固定姿态的参数标定结果,否则术中导航投影会产生误差。

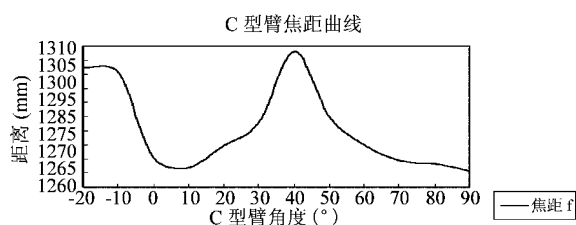


图 6 C 臂焦距变化曲线

3 手术规划方法设计

3.1 手术规划的目的

王田苗等人研究得出三根空心钉以倒三角方式布局,并且空心钉都位于股骨颈硬质层,能够保证股骨颈复位的稳定性,促进股骨颈骨折面的愈合,有利于病人的尽快康复^[5]。但是微创手术中,股骨颈处于肌肉组织覆盖下,医生单凭几张 X 光图片以及对病人骨骼解剖位置的估计,很难实现空心钉入点的准确定位。钻孔中也很难保证钉子与股骨颈主轴平行的要求,容易打歪,导致钻头穿出股骨硬质层,甚至扎入肌肉组织。借助导航系统,并在系统中加以规划,给出了手术空心钉的植入最优位置,能够较好的提高空心钉植入效果。

3.2 图像上投影方案的确定

理论上,系统可以实现股骨颈任意方向的投影,但是前提是每个方向都要单独建立一个针孔模型,这需要采集大量数据,花费大量时间。手术中为了节约时间,只需要在几个关键方向实现投影即可。股骨颈截面近似倒三角,正侧位图上能够方便地获取股骨颈轴线和截面信息,本文选取股骨颈正侧位为主要方向进行投影。拍摄的股骨颈正侧位 X 光图像,实际上就是针孔模型的自然投影。手术器械在拍摄 X 光图片以后才进入手术空间,根据手术器械与股骨的相对位置,人工模拟针孔成像过程,把手术器械(简化为一条直线)叠加到 X 光图像上。

拍摄 X 光照片时,股骨应该尽量靠近标定板,因为在针孔模型中,物体越接近投影面板,投下的影子越接近本体。根据误差分析的结论,C 臂正侧位的针孔模型参数不一样,每次都应该单独建立。

正侧位图像规划算法简化后如下:

股骨正位图规划:用户在正位图上手动选取股骨颈轴线,在股骨颈截面最狭窄处再选取与股骨颈轴线垂直的股骨颈截面。计算并绘出与股骨颈对称轴平行,且分别位于截面 1/3 和 4/5 处的直线。图 7 中,空心钉 2 和 3 的投影重叠。

股骨侧位图规划:同样,用户在侧位图上手动选取股骨颈轴线,在股骨颈截面最狭窄处再选取与股骨颈轴线垂直的股骨颈截面。计算并绘出与股骨颈对称轴平行,且分别位于截面 1/4 和 3/4 处的直线。图 8 中,空心钉 1 的投影与股骨颈轴线重叠。

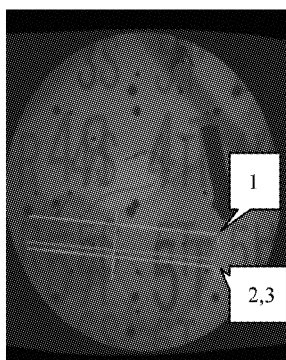


图 7 股骨颈正位图规划

3.3 追踪器位置设计

为了追踪股骨的位置和姿态,需要安装一个与股骨固连的 Marker2。根据误差分析的结果,Marker2 的安装应该尽量靠近手术区域,固定必须十分可靠,不能有任何的活动,否则将影响导航的准确性。股骨大转子的顶点处骨质坚硬,并且靠近手术区域,适

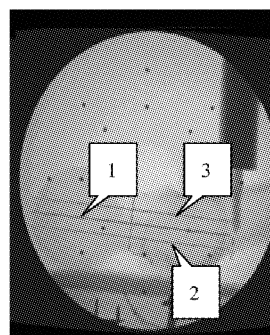


图 8 股骨颈侧位图规划

合安装追踪器。在股骨大转子的顶点偏外侧,钻一小孔,用以固定肢体追踪 Marker2。

为了追踪针孔模型的位姿,在标定板上也要安装追踪器 Marker1。通过误差分析得知点取钢珠获取其坐标的方法引入的误差高达 12mm 之巨,必须加以控制。在制作标定板时,硬件上保证 Marker1 坐标系与钢珠的安装坐标系重合,避免手工点取钢珠获取钢珠坐标,可以较好地控制误差来源。

3.4 手术流程

手术前准备:分别采集正位和侧位的校正板 X 光图像,正位侧位标定板 X 光图像,正位和侧位股骨颈 X 光图像。

图像预处理:打开正位和侧位股骨 X 光图像,系统自动对打开的图像自动校正,并显示在相应的子窗口中;对其中的图像进行相关的预处理:旋转、翻转、Gamma 校正和灰度变换。

手术规划:医生选择股骨颈的轴线和股骨颈中部垂直于轴线的截面线,系统根据相应的规则生成空心钉合理的分布位置。

手术导航:系统跟踪手术器械位置,并实时将手术器械在正位和侧位图上进行投影。医生根据手术器械的投影在 X 光图像上的位置(图 9),可以判断

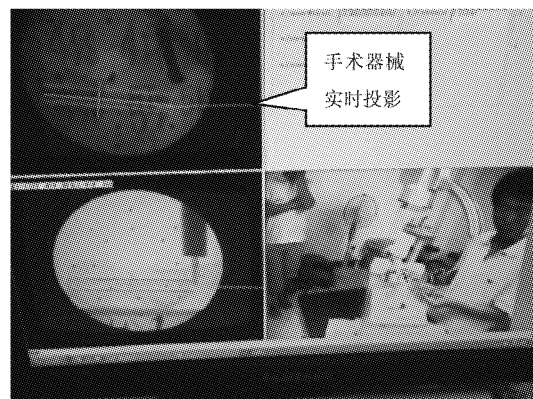


图 9 软件界面

手术器械与手术对象的位置关系。

4 精度实验

为了测量系统精度,将股骨换成印刷电路板,使用探针点取电路板上坐标点,并且记录下导航软件显示的探针在电路板 X 光片中的投影的位置。图 10 给出了精度测试结果。图中,“◆”标记的是探针实际点取的坐标位置,“●”标记的是导航显示的位置。他们之间的距离即为系统误差。实验结果证明系统的定位精度应该能稳定在 2mm 以内。

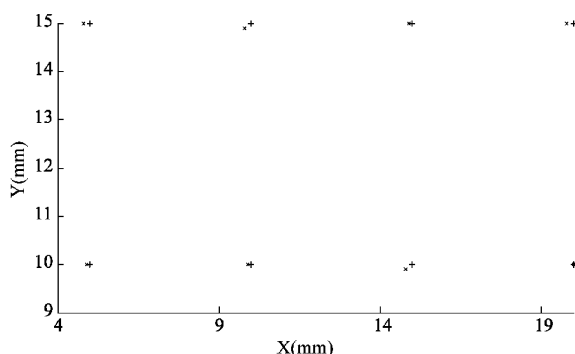


图 10 精度测试结果

5 结 论

为了降低股骨颈手术失败率,提高空心钉的合理分布,减少医生病人所受辐射,本文设计实现了股

骨颈空心钉手术导航系统。提供了空心钉布局规划模块,给出空心钉的合理分布,使得医生能够在导航系统的引导下进行钻孔打钉,提高了精度,并且减少了透视设备的使用次数。通过误差分析提出了控制误差的策略,通过实验验证了系统的精度。

参考文献

- [1] Sabczynski J, Hille E, Dries S, et al. Computer assisted arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. In: Proceedings of the 16th International Congress and Exhibition on Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS 2002), New York: Springer, 2002. 263-268
- [2] Hofstette R, Slomczykowski M, Krettek C, et al. Computer-assisted fluoroscopy-based reduction of femoral fractures and antetortion correction. *Computer Aided Surgery*, 2000, 5(5): 311-325
- [3] 刘宁,杨建玺,董海鹏等.手术导航在股骨干骨折手术中的应用研究.河南科技大学学报,2004,22(4):302-303
- [4] Yang J X, Qian J W, Fu Z L, et al. Research on computer aided surgical navigation based on binocular stereovision. In: Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, Luoyang, China, 2006. 1532-1536
- [5] 王田苗,裴葆青,周力等.股骨颈骨折手术空心钉内固定的生物力学综合分析.北京生物医学工程,2006,25(6): 561-564

A tomography-based navigation system for fixation of femoral neck fracture

Zhao Jian, Yun Chao, Wang Junchen, Hu Lei

(Robotics Institute, BeiHang University, Beijing 100083)

Abstract

A new type of visible light video navigation system was developed based on the research on the C arm tomography. The micron Tracker binocular visual navigation equipment was used to acquire the position information of surgical instrument. The mathematic model of the system was established and simulated in Matlab. The origin of errors was analyzed with the Monte Carlo method and the error control strategy was presented according to the error analysis result. The surgical planning based on close reduction and internal fixation with three cannulated screws was given. Video information was also provided to monitor the status of the tracked objects. The clinical experiment result shows that the navigation system is feasible.

Key words: error analysis, visual navigation system, femoral neck fracture, cannulated screws, computer assisted surgery