

RSSS-II 脊柱手术机器人系统开发及其实验研究

靳海洋^{1,2} 邓震^{1,2} 王宇¹ 张朋¹

¹(中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

²(德国汉堡大学 汉堡 22527)

摘 要 手术机器人应用于脊柱手术中, 辅助医生完成脊柱手术中钉道定位、钻钉道等操作, 有助于降低医生工作强度, 保证了手术操作的精确性、稳定性和安全性。文章针对椎弓根钉内固定术, 设计研制了脊柱手术辅机器人系统 RSSS-II。首先, 从脊柱手术的临床需求出发, 充分考虑术中安全性、手术区域覆盖范围、患者术中摆位以及对机器人占地空间等多方面因素, 设计六自由度串联式手术机械臂以及力反馈钻骨装置。其次, 以椎弓根钉内固定术中准确定位为目的, 对机器人导航定位所涉及的关键技术展开研究, 构建了图像导航定位系统。最后, 通过精度测试实验和离体样本骨实验, 对关键技术及系统的精度、安全性等进行原理性验证。实验结果显示, 脊柱手术机器人系统 RSSS-II 能满足手术对精度的要求。

关键词 脊柱外科手术; 手术机器人; 图像导航; 运动控制; 图像配准

中图分类号 TG 156 **文献标志码** A

The Development and Experiment Study of a Robotic Spinal Surgical System RSSS-II

JIN Haiyang^{1,2} DENG Zhen^{1,2} WANG Yu¹ ZHANG Peng¹

¹(Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

²(University of Hamburg, Hamburg 22527, Germany)

Abstract Using robotic surgery system in the transpedicular screw path drilling would be helpful for alleviating the burden of surgeons and guarantee the correctness, stability and safety of operations. Focusing on transpedicular fixation operation, the robotic spinal surgical system RSSS-II was designed and developed. Firstly, a 6 degree of freedoms in-serial surgery robotic arm and a bone drilling device with force sampling were designed to meet the requirements of spinal surgeries, such as the operational safety, the range of the operation area, the positioning of patient and installation space issues. Secondly, for the precise control of robot in positioning and path drilling process, some key technologies were studied and then the image navigation system was built. Finally, the safety, accuracy and feasibility of developed robotic spinal surgery system RSSS-II were

收稿日期: 2015-08-28 修回日期: 2015-09-09

基金项目: 广东省创新团队项目(JCYJ20140417172417129); 广东省省级科技计划项目(2014A020215027); 深圳市基础研究重点项目(JCYJ20140417113430650); 广东省重点实验室研究开发项目(ZDSYS20140509174140672)

作者简介: 靳海洋, 助理研究员, 研究方向为手术机器人; 邓震, 博士研究生, 研究方向为手术机器人、虚拟手术; 王宇, 硕士研究生, 研究方向为脊柱手术模拟平台; 张朋(通讯作者), 副研究员, 研究方向为手术机器人、移动机器人, E-mail: zhangpeng@siat.ac.cn。

demonstrated through series of experiments. The experimental results show that the accuracy of the system can satisfy the clinical requirement.

Keywords spinal surgical; surgical robot; image navigation; motion control; image registration

1 引言

伴随着全球老龄化趋势的越发明显,世界范围内脊柱疾病的发病率逐年增加,脊柱退行性病变和脊柱损伤的发病率呈明显上升趋势。2011年6月, Kotwal 等^[1]发表于美国《HSS Journal》的文章在对脊柱变形的统计结果中显示:成年群体患病分布于 2%~32%,而老龄群体患病率约为 60%。脊柱外科手术作为骨科手术的一个分支,由于脊柱本身的特殊解剖结构及其对中枢神经系统的重要保护作用,被认为是风险最高、难度最大的外科手术之一。2013年,澳大利亚一级创伤研究中心在对 965 个外伤性脊柱损伤患者的统计中显示:患者术后死亡率高达 5.2%,且 48.1%的存活者需要进行康复治疗^[2]。正是因为临床上对更高精度、安全及稳定的脊柱手术的需求,近些年来针对脊柱外科手术的各种辅助手术机器人系统成为了医疗机器人领域的一个研究热点。

手术机器人临床应用最成功的当属美国的 Da Vinci 手术机器人^[3,4]。该手术机器人是针对胸腹外科手术研制的,利用放大的实时内窥镜图像极大增强医生操作能力。尽管达芬奇手术机器人也被应用于脊柱手术中进行针对神经、韧带等软组织的手术操作,但是仍不适用于操作作用力大和震颤频率高的骨组织手术操作中。对于脊柱手术中骨组织的手术操作,对手术机器人末端承载力、定位精度、操作稳定性具有更高要求。

本文将以椎弓根钉内固定术为应用背景,考虑手术对手术机器人精确性、安全性和稳定性的需求,借助机器人技术、计算机技术、传感器技术以及图像导航技术等,构建脊柱手术辅助机器

人系统。重点研究机器人机构设计、图像导航、导航定位控制等关键技术,为脊柱手术机器人的临床应用做准备。

2 脊柱外科手术医学背景

脊柱手术主要用于治疗脊柱畸形、压缩性骨折、椎间盘病变以及脊髓压迫等疾病。较为常见的手术包括椎板减压术、脊柱融合术、椎间盘置换术等。典型脊柱手术往往需去除、替换病灶部位的组织进行治疗,从而导致脊柱的原有力学结构都会在一定程度上受到破坏,降低了脊柱对躯干支撑的稳定性。因此,脊柱手术中往往同时使用椎弓根钉内固定术对脊柱进行稳定性重建。典型的脊椎骨结构包括椎体、棘突、横突、上/下关节突、乳突、椎孔等。由于脊椎的横突、椎板、上下关节突均汇合在椎弓根的同一点上,因此,此处的力学性能最好。在临床上,医生往往将骨钉通过狭窄的椎弓根处植入椎体内,以期获得最好的固定强度和稳定性重建效果。因此,稳定性重建手术又被称为椎弓根钉内固定术。

临床上,医生基于图像导航系统完成手术诊断和手术规划以确定手术钉道路径。在手术中,医生首先使用开路器或骨钻进行钻钉道操作;然后将骨钉沿钉道植入脊椎骨内;之后将固定连杆弯曲至适当形状以适应所植入的骨钉之间的位置,并将连杆放入骨钉后部的 U 型槽内;最后用螺母将连杆固定,以完成脊柱稳定性的重建过程,如图 1 所示。

安全、稳定的重建对钉道钻入钉点、角度和到达的深度都有严格的要求。入钉点或角度选择

错误会导致钉道外偏或内偏, 从而损伤脊神经或血管; 钉道过深甚至穿透对侧皮质同样有可能损伤重要组织, 而钉道过浅则会导致后续植入的骨钉稳定性不良等问题。因其特殊位置, 椎弓根钻钉道也被认为是脊柱手术中最关键也是最危险操作之一。

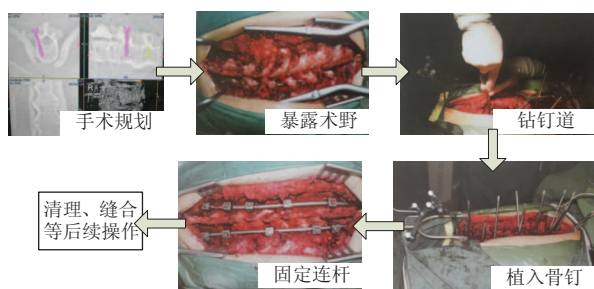


图 1 椎弓根钉内固定术实施简要流程

Fig. 1 Process of transpedicular fixation surgery

3 脊柱外科手术机器人机构综合

在非结构化的临床手术环境下, 基于工业机器人开发的手术机器人已无法满足手术需求, 手术机器人的研究已逐步过渡到专用手术机器人研究中。以色列基于 Stewart 并联机构开发了 SpineAssist 脊柱手术机器人^[5]。六自由度机器人通过调整动平台的位姿使导向套筒定位于预定的钉道位置, 为医生提供准确的操作导向。同样采用类似上述并联构型的还有德国 WISA RoMed 脊柱手术机器人^[6]。并联机构具有刚度大、结构紧凑、体积相对较小等优点, 但也存在工作空间较小、灵活性差的问题。

针对具有大工作空间的脊柱外科手术, 更多的研究者选择基于串联构型来构建脊柱手术辅助系统。包括采用直角坐标构型的韩国汉阳大学的 SPINEBOT-I 系统^[7]、浦项工业大学的 CoRASS 系统^[8]以及南开大学的脊柱手术机器人系统^[9]。采用直角坐标构型的工作空间大、空间简单, 但机器人所占用的空间较大, 在装备有各种设备仪

器的手术室难以实用。另外, 还有采用垂直关节机器人的德国 VectorBot 系统^[10]、Navarra 大学基于 PA-10 的脊柱手术辅助系统^[11]等。垂直关节机器人具有较大的工作空间/体积比, 具有更紧凑的结构形式, 比较适合应用于脊柱外科手术中。

3.1 串联机械臂设计

从满足脊柱手术的临床需求出发, 考虑手术对安全性的特殊要求进行构型选择和结构设计。机械臂的构型首先应满足脊柱手术中钉道的定位和操作动作对自由度的要求。钉道入钉点的定位需要进行三个方向上的位置调整, 以及两个方向上的角度调整。除此之外, 为了保证导航系统对器械末端的标识点进行有效跟踪, 需要机器人末端钻骨装置具有一个旋转自由度, 以调整标识点的朝向。所以机器臂至少需要 6 个独立的自由度。其中, 3 个自由度用于位置调整, 另外 3 个自由度用于姿态调整。

较为常见的位置调整结构包括直角坐标型、柱面坐标型以及球面坐标型三种。脊柱手术过程中, 患者处于俯卧体位, 其脊柱近似平行于水平方向。同时在手术室条件下要求机器人的结构较为紧凑、重量较轻。比较直角坐标机器人和球面坐标机器人发现, 后者较前者有更大的工作空间/体积比, 具有更紧凑的结构形式。在旋转关节机器人中, 与球面坐标机器人相比, 柱面坐标机器人受到重力作用的关节数量更少, 有利于进一步减小机器臂的结构尺寸, 同时也降低了机器臂在关节意外失效情况下掉落伤害患者的可能性, 更加符合手术机器人对安全性的更高要求。综合比较几种串联机器人的构型形式, 本文选择柱面坐标型的位置调整自由度, 加上机器人前端 3 个姿态调整自由度。

此种构型形式中除第一关节为垂直运动的直线关节外, 其余关节均为旋转关节。脊柱手术机器人几何模型如图 2 所示。其中, 第 2、3 关节轴线垂直于水平面, 使机器人在水平面内运动;

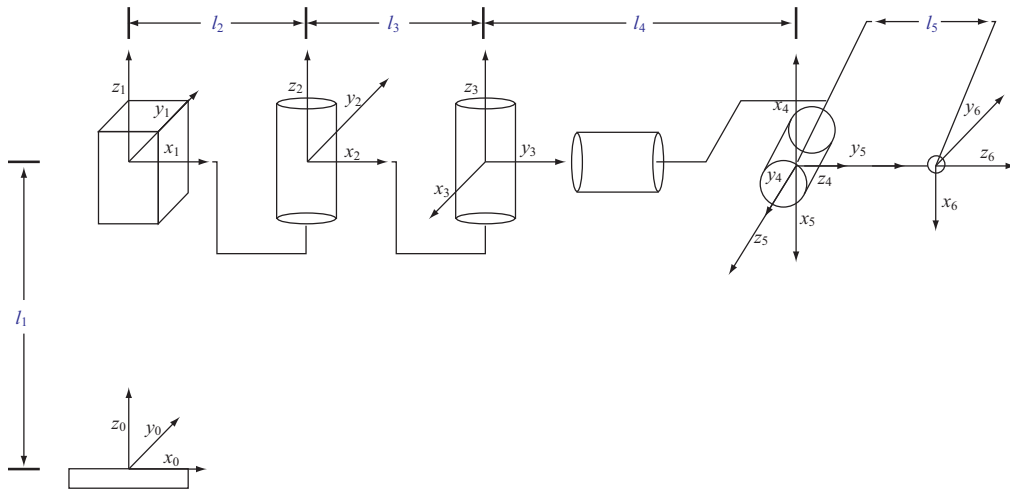


图2 脊柱手术辅助机器人几何模型

Fig. 2 Geometric model of the surgical robot

第4、5、6关节轴线相交于一点，形成机器人的“腕关节”。末端操作器械沿第6关节轴线安装，并由其带动旋转调整方向。

脊柱手术机器人的工作空间需要能够满足特定手术区域内的全部位置、姿态需求。临床上使用三个正交面(横断面、矢状面及冠状面)构成直角坐标系对患者进行描述。脊柱手术中钉道入钉点的选择主要在冠状面上进行。脊柱手术中患者体位为俯卧位，其冠状面近似水平；机器人摆放于手术床侧面，其坐标轴 x 方向近似垂直于矢状面， y 轴方向近似垂直于横断面，如图3所示。所以机器人末端器械主要在 x - y 平面上进行钉道入钉点的定位。

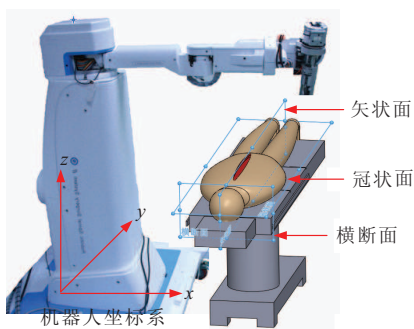


图3 术中机器人-患者位置关系

Fig. 3 Intraoperative positioning of the robot and patient

3.2 力反馈钻骨装置设计

针对脊柱手术中钻钉道过程，本文设计了专用的末端钻骨装置。如图4所示包括专用手术器械(专用医疗骨钻电机、快拆连接器、专用骨钻钻头)、直线传动单元、驱动电机、连接法兰、6轴力/力矩传感器以及红外定位靶点。

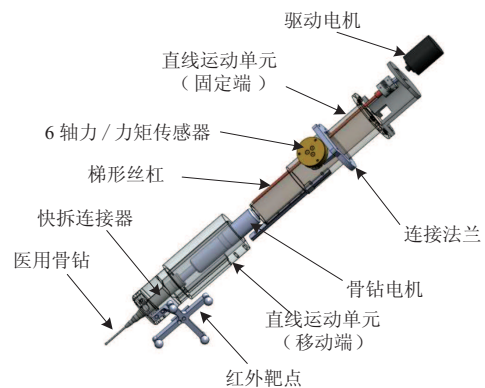


图4 力反馈钻骨装置

Fig. 4 Bone drilling device with thrust force feedback

其中，骨钻钻头通过专用的快拆连接器连接在骨钻电机输出轴之上，由医疗骨钻电机提供钻钉道所需要的高速旋转运动。钻钉道过程所需要的直线进给运动由尾端驱动电机及直线传动单元提供。红外靶点固定于直线传动单元的移动端，用来对骨钻的进给动作进行实时跟踪。为保证

断电情况下手术器械及直线传动部件的移动端不滑落, 选用能够自锁的梯形丝杠作为直线传动部件。直线传动单元的固定端通过连接法兰与 6 轴力/力矩传感器相连接, 此结构保证作钻钉道过程中的反馈力可以通过传动单元、连接法兰等部件传递给力/力矩传感器, 实现机器人末端的实时力感知。

4 图像导航定位系统

骨科手术辅助机器人系统中已经普遍使用了图像导航技术, 主要可分为二维图像导航及三维图像导航两类^[12,13]。其中, 二维图像导航通过拍摄患者手术部位的正、侧位两张透视图, 基于拾取对应点的方法进行配准, 构建手术区域的空间坐标系。北京航空航天大学研发的双平面骨科手术机器人以及骨科导航定位机器人就使用了这种图像导航方式^[14]。但这种方式中所使用的二维图像缺乏深度信息, 视野较为狭窄, 手术规划也在二维图像上进行, 加大了医生对图像中手术区域解剖结构的辨识难度, 影响手术的准确性。

三维图像导航能满足医生通过三维重建的手术区解剖结构模型直观地观察规划路径的空间位置, 并直接在三维空间中完成手术规划。以色列的 SpineAssist 系统中使用了术前计算机断层扫描技术(Computed Tomography, CT)获取的三维图像与术中二维图像配准相结合的方式实现三维图像导航^[5]。韩国的 SPINEBOT 系列机器人也使用了类似的方法^[7]。另一种基于三维图像的导航方式是通过骨性标记点或人工植入的标记点进行基于几何特征的配准。如哈尔滨工业大学的椎间盘置换手术机器人系统中就应用了这种方法^[15]。但术中患者骨性标记点往往不明显, 因此其选点精度、配准精度也受到一定的限制。

脊柱手术机器人系统中, 图像导航系统需为

医生提供患者手术区可视化图像供其手术诊断及手术规划, 同时为机器人提供手术规划信息监控和引起其运动。因此, 导航系统的开发需要能够满足机器人运动、操作正确性和精确性的要求, 同时满足医生进行术中诊断、规划和实时操作监视过程中的友好性需求。本节将椎弓根钉内固定术的准确定位为目的, 对构建图像导航定位系统的关键技术进行研究, 重点研究术中手术区三维重构技术、图像配准技术及导航定位控制技术。

4.1 图像三维重建技术

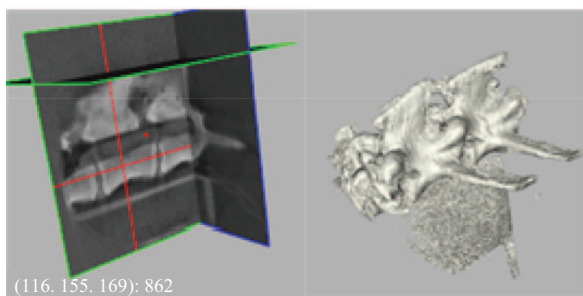
CT 或核磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging)获取的手术区图像重构为三维模型, 方便术者更直观地对患者脊柱的空间形态、手术路径、器械位置等进行直观的观察。医学影像三维重构的方法主要分为体绘制、面绘制两种。从三维重构的图像效果来看, 体绘制要优于面绘制; 但从算法的效率以及交互性上来说, 面绘制要远胜体绘制。术中导航系统着重关注软件的交互性能, 因此, 本文采用移动立方体(Marching Cubes, MC)面绘制算法^[16,17]进行手术区脊椎的三维重构。

MC 算法是一种基于三维空间图像数据场等值面抽取的算法。其基本思路为通过设定图像灰度阈值构造体素内部的等值面三角片, 并按照等值三角片的顶点和法向量进行拼接, 得到整体三维等值面作为三维模型的轮廓。本文基于 Visualization Toolkit 提供的 Observer-Command 交互模式, 建立了基于交互的三维重建功能。图 5 (a)和(b)分别为使用羊脊椎骨图像、人体脊椎骨模型图像三维重建的结果。可见, 本方法可以比较方便和准确地进行图像三维重建阈值的选择, 可以有效提高重建的效率。

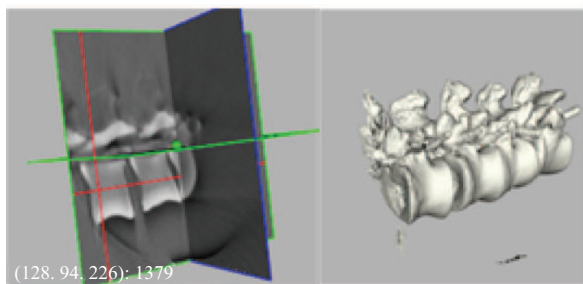
4.2 图像配准技术

图像导航的核心之一是建立图像-患者-机器人三者之间的统一坐标变换关系。其中机器人-患者间的变换关系通过术中实时定位跟踪来进

行计算, 而图像-患者间的坐标变换关系则需要通过图像配准过程进行建立, 如图 5 所示, 实质上就是求得图像坐标系 $O_{im}x_{im}y_{im}z_{im}$ 和患者坐标系 $O_p x_p y_p z_p$ 之间的变换矩阵 ${}^{im}T_p$ 。脊柱手术中的配准过程属于刚性配准, 常用的方法有基于点/点、点/面、轮廓/面以及面/面关系的基于几何特征的配准方法, 此外还有在图像像素级进行配准的方法。



(a) 羊脊椎骨



(b) 人脊椎模型

图 5 不同样本交互三维重建结果

Fig. 5 Results of 3D reconstruction with different samples

本文采用基于点/点关系的配准方法中拾取点法^[18]和迭代最近点(Iterative Closest Point, ICP)法^[19]两种算法相结合的配准方法。在提高了配准精度的同时避免了因图像坐标系与参考坐标系姿态相差过大而导致的配准失效现象。手术配准过程中, 首先将患者参考坐标系内点集 ${}^p P_i$ 与图像坐标系内的点集 ${}^{im} P$ 进行配准, 得到初次粗配准转换矩阵 ${}^{im} T_{p1}$, 以及粗配准后的参考点集 ${}^p P_i$; 然后采用 ICP 算法将参考点集 ${}^p P_i$ 与图像点集 ${}^{im} P$ 进行二次精配准, 得到精配准矩阵 ${}^{im} T_{p2}$, 从而获得最终的配准矩阵 ${}^{im} T_p = {}^{im} T_{p1} \cdot {}^{im} T_{p2}$ 。图 6

为图像配准过程中坐标转换关系。

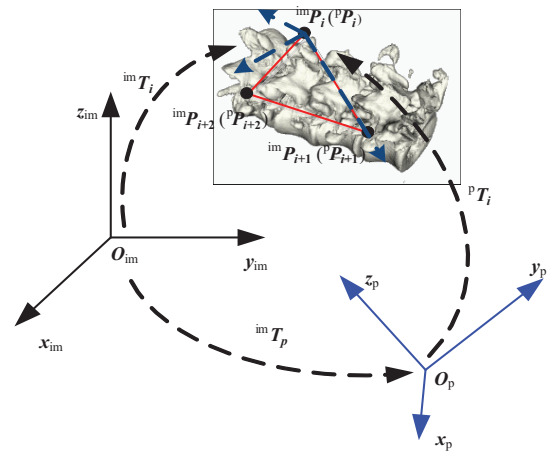


图 6 图像配准过程示意图

Fig. 6 Schematic diagram of image registration

4.3 导航定位控制技术

导航定位系统使用红外双目摄像机以及固定于机器人末端器械和患者脊柱的红外靶点进行二者的实时定位跟踪, 实现术中导航-机器人-患者系统的空间变换坐标系进行描述, 完成手术规划信息到机器人控制参数的变换, 从而实现对手术机器人导引。因此, 整个坐标系统可以分为三个子坐标系: 手术器械坐标系、患者坐标系以及光学定位器坐标系, 如图 7 所示。其中, 手术器械坐标系中, 通过器械手动校准建立器械尖端在器械标识点坐标系下的位姿矩阵 ${}^{im} T_i$; 患者坐标系中, 通过图像配准建立空间变换矩阵 ${}^{im} T_{pm}$, 将现实空间中位于患者靶点坐标系 $O_{pm} x_{pm} y_{pm} z_{pm}$ 的手术区域的位姿信息转换至图像坐标系 $O_{im} x_{im} y_{im} z_{im}$ 中; 在光学定位器坐标系 $O_{tr} x_{tr} y_{tr} z_{tr}$ 中, 光学定位器实时跟踪手术器械靶点位姿 ${}^{tr} T_{im}$ 及患者靶点位姿 ${}^{tr} T_{pm}$, 并通过器械和患者子坐标系内的坐标变换, 形成定位器-手术器械-患者图像之间的空间变换闭环。在手术规划过程中, 医生在患者图像坐标系 $O_{im} x_{im} y_{im} z_{im}$ 内进行手术规划, 确定钉道的入口点位置 ${}^{im} P_{en}$ 及目标点位置 ${}^{im} P_{tar}$ 。在导航定位过程中, 导航信息变换到机器人末端器械坐标系 $O_t x_t y_t z_t$ 中。这样可以方

便术中随时调整光学定位器的位置, 同时不改变导航信息的值。

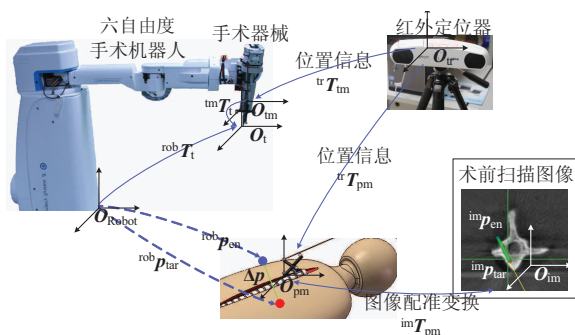


图 7 机器人导航定位坐标变换关系

Fig. 7 Coordinate system of navigational positioning

5 实验

5.1 导航定位精度测试实验

人体及动物脊椎骨表面形状复杂, 难以测量实际的定位位置及角度误差, 所以采用圆形蜡模进行导航定位测试实验。实验用蜡模如图 8 所示, 其顶部以及侧面精确划分了网格, 网格的间距为 20 mm。为使网格节点能够清楚地显示在 C 型臂扫描的图像中, 在节点处粘贴了直径为 1 mm 的钢珠。

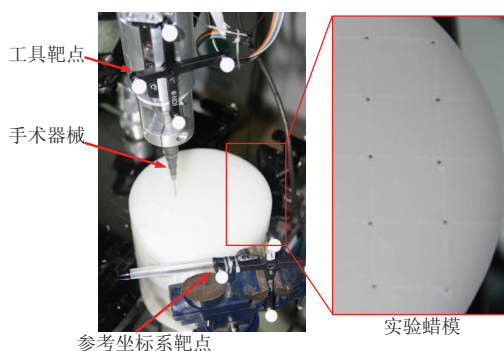


图 8 实验场景及所用蜡模

Fig. 8 Experimental setups and wax mould

为了验证定位位置精度, 规划入口点为蜡模上表面网格节点, 目标点垂直于蜡模表面的路径, 如图 9(a) 所示; 为了验证定位角度精度,

规划入口点为蜡模上表面节点, 目标点为蜡模侧面网格节点, 如图 9 (b) 所示。

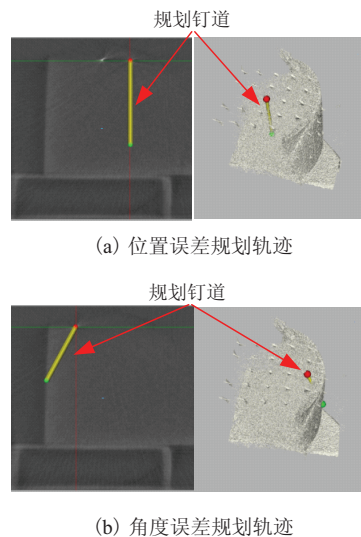
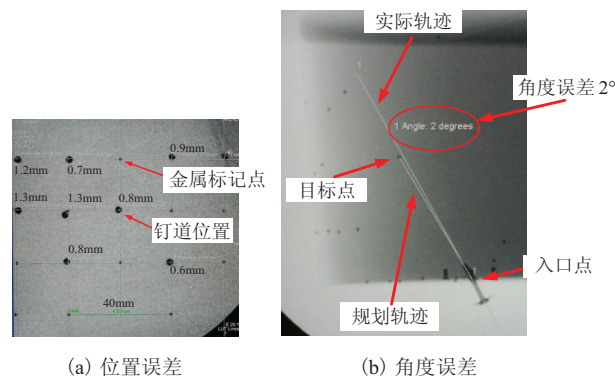


图 9 定位精度实验规划钉道

Fig. 9 Planned paths in positioning experiments

图 10 (a) 和 (b) 分别为定位位置误差及角度误差的结果。统计上述实验结果, 平均位置误差为 1.0 mm, 最大位置误差为 1.3 mm; 平均角度误差为 1.1°, 最大角度误差为 3°。在已经成功商业化的 Spine-Assist 脊柱手术导引系统中, 由 Togawa 等^[20]发布的关于椎弓根螺钉植入和经椎板关节突螺钉植入的研究报告中统计了 32 根导丝和 4 根螺钉的植入情况。研究结果表明 36 次测试中有 32 次测试的定位误差在 1.5 mm 以内,



(a) 位置误差

(b) 角度误差

图 10 精度实验实验结果

Fig. 10 Results of positioning experiments

能够满足成年患者腰椎段和大部分胸椎段的手术需求。

本文同样以成年人胸、腰椎段为临床要求的分析对象,图 11 给出了分析机器人的定位精度是否能够达到临床要求的分析方法。腰椎段椎弓根宽度为 7.8~13.4 mm,胸椎段为 6~8.8 mm^[21]。以椎弓根宽度 7 mm 为例,实验所用钻头直径为 2 mm。利用式(1)进行钉道距离椎弓根边缘距离的计算。

$$d_r = \frac{1}{2}D_p - \left[\left(\frac{1}{2}D_d + e_p \right) + l_p \cdot \sin e_a \right] \quad (1)$$

其中, $D_p=7$ mm 为椎弓根宽度; $D_d=2$ mm 为钻头直径; $e_p=1.3$ mm 为实验获得的最大位置误差; $e_a=3^\circ$ 为测得的最大角度误差; $l_p=8$ mm 为钉道的深度。由以上参数可获得最大定位位置、角度误差情况下钉道距离椎弓根边缘距离为 0.8 mm,可以保证安全地植入骨钉而不穿透椎弓根皮质。因此,机器人在导航定位下的精度可满足腰椎部位以及部分胸椎部位对经椎弓根钻钉道的精度要求。

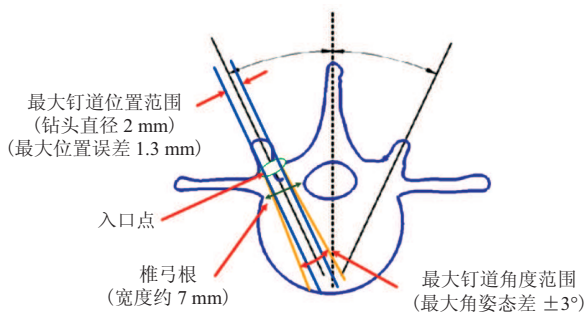


图 11 经椎弓根钻顶到的精度分析

Fig. 11 Precision analysis of transpedicular screw path drilling

5.2 离体样本骨实验

基于所构建的脊柱手术机器人系统进行离体样本骨实验。对本文中机器人辅助脊柱手术的操作流程、控制系统以及导航定位等功能进行验证。选择年龄为 4 年左右的绵羊腰椎段脊椎骨作为实验对象,实验分为手术规划阶段、导航定位

阶段、钻钉道操作控制三个主要阶段。在手术规划阶段,使用三维 C 型臂对样本骨进行扫描,并将扫描图像导入导航系统进行三维图像重建以及手术规划,如图 12 所示。

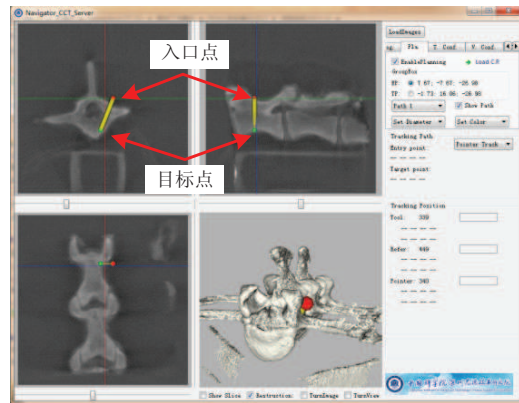


图 12 导航系统界面及手术路径规划

Fig. 12 Path planning in the UI of navigation software

导航定位阶段中,在图像导航系统中选择并发送规划的手术路径到机器人控制系统,机器人根据所发送的钉道数据进行自主运动,定位于入口点并指向目标点位置。导航定位过程同步显示在导航系统可视化界面中,如图 13(a)所示。钻钉道阶段,钻钉道过程的参数设定如下:钻头直径 2 mm,进给速度 0.5 mm/s,钻头转速 8 000 r/min。按照临床手术要求在 L2、L3 节腰椎进行正常规划的 4 条路径,图 13(b)为钻钉道结果,验证了机器人在导航定位下进行钻钉道的准确性。

6 结论及展望

针对脊柱手术中的椎弓根钉内固定术,设计研制了脊柱手术辅助机器人系统 RSSS-II。该系统总体上应包含两部分:手术辅助机器人系统以及图像导航定位系统。以实现机器人辅助手术过程中的准确定位控制、安全钻钉道操作控制为目标,对机器人机构设计、运动控制、图像三维重建、图像配准以及导航定位控制等关键展开系统研究,构建了手术机器人系统和图像导航系统。

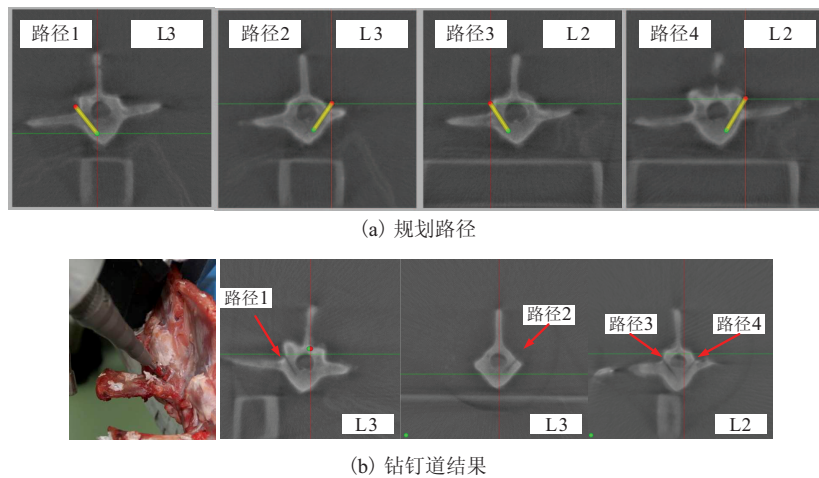


图 13 正常规划钉道实验结果

Fig. 13 Normal planned paths and the drilled screw paths

导航定位精度测试实验最大定位位置、角度误差情况下钉道距离椎弓根边缘距离为 0.8 mm, 可以保证安全地植入骨钉而不穿透椎弓根皮质, 满足腰椎部位以及部分胸椎部位对经椎弓根钉道的精度要求。通过导航引导下机器人的动物样本骨椎弓根钻钉道实验, 进行手术机器人运动控制、图像导航、导航定位等技术测试。测试实验验证了机器人辅助脊柱手术系统的总体定位精度满足临床需求。

当前, 脊柱手术机器人系统的研究还处于实验阶段, 离临床应用还有一段距离。非结构化的临床环境的复杂性和动态性, 都对脊柱手术机器人的准确定位和安全操作控制带来严重影响。为开发更具有临床应用价值的脊柱手术机器人系统, 还需对脊柱手术机器人在临床应用中遇到的问题及挑战进行详细分析, 对相关关键技术展开深入而广泛的研究。

参 考 文 献

- [1] Kotwal S, Pumberger M, Hughes A, et al. Degenerative scoliosis: a review [J]. *HSS Journal*, 2011, 7(3): 257-264.
- [2] Tee JW, Chan CHP, Fitzgerald MCB, et al. Epidemiological trends of spine trauma: an Australian level 1 trauma centre study [J]. *Global Spine Journal*, 2013, 3(2): 75-84.
- [3] Porto de Melo PM, Garcia JC, de Souza Montero EF, et al. Feasibility of an endoscopic approach to the axillary nerve and the nerve to the long head of the triceps brachii with the help of the Da Vinci robot [J]. *Chirurgie de la Main*, 2013, 32(4): 206-209.
- [4] Reynisson P, Shokri E, Bendahl PO, et al. Tensile strength of surgical knots performed with the Da Vinci surgical robot [J]. *Journal of Minimally Invasive Gynecology*, 2010, 17(3): 365-370.
- [5] Sukovich W, Brink-Danan W, Hardenbrook M. Miniature robotic guidance for pedicle screw placement in posterior spinal fusion: early clinical experience with the SpineAssist [J]. *International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 2006, 2(2): 114-122.
- [6] Niesing B. Robots for spine surgery [J]. *Fraunhofer Magazine*, 2001, 2(1): 46-47.
- [7] Goo BC, Sungmin K, Soo GL, et al. An image-guided robotic surgery system for spinal fusion [J]. *International Journal of Control, Automation and Systems*, 2006, 4(1): 30-41.
- [8] Jongwon L, Inwook H, Keehoon K, et al. Cooperative robotic assistant with drill-by-wire end-effector for spinal fusion surgery [J]. *Industrial*

- Robot, 2009, 36(1): 60-72.
- [9] 鞠浩, 张建勋, 安刚, 等. 机器人辅助脊柱微创手术系统设计与实现 [J]. 南开大学学报(自然科学版), 2008, 41(4): 32-35.
- [10] Ortmaier T, Weiss H, Hagn U, et al. A hands-on-robot for accurate placement of pedicle screws [C] // Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2006: 4179-4186.
- [11] Melo J, Appl MD, Sanchez E. Adaptive admittance control to generate real-time assistive fixtures for a cobot in transpedicular fixation surgery [C] // Proceedings of IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics, 2012: 1170-1175.
- [12] 田伟, 刘亚军, 刘波, 等. 计算机导航在脊柱外科手术应用实验和临床研究 [J]. 中华骨科杂志, 2006, 26(10): 671-675.
- [13] 吕宝仪, 邓宁, 苏伟权, 等. 选择外科导航系统的参考要素 [J]. 中华创伤骨科杂志, 2005, 7(7): 651-656.
- [14] Wang TM, Liu WY, Hu L. BPOR: a fluoroscopy-based robot navigating system for distal locking of intramedullary nails [C] // Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2004: 3321-3326.
- [15] Tian HQ, Wu DM, Du ZJ, et al. Design and analysis of a 6-DOF parallel robot used in artificial cervical disc replacement surgery [C] // Proceedings of IEEE International Conference on Information and Automation, 2010: 30-35.
- [16] Rajon A, Bolch WE. Marching cube algorithm: review and trilinear interpolation adaptation for image-based dosimetric models [J]. Computerized Medical Imaging and Graphics, 2003, 27(5): 411-435.
- [17] Gerard LV, Marc D, Christianne M, et al. Simplified marching cubes: an efficient discretization scheme for simulations of deposition/ablation in complex media [J]. Computational Materials Science, 2011, 50(3): 893-902.
- [18] Reuben RS, Leo J. Geometrical analysis of registration errors in point-based rigid-body registration using invariants [J]. Medical Image Analysis, 2011, 15(1): 85-95.
- [19] Ahmad A, Christophe L, Mohamed D, et al. 3D registration using a new implementation of the ICP algorithm based on a comprehensive lookup matrix: application to medical imaging [J]. Pattern Recognition Letters, 2007, 28(12): 1523-1533.
- [20] Devito DP, Kaplan L, Dietl R, et al. Clinical acceptance and accuracy assessment of spinal implants guided with spineassist surgical robot: retrospective study [J]. Spine, 2010, 35(24): 2109-2115.
- [21] 陈康乐, 黄其杉, 郑康伟, 等. 成年汉族人脊柱椎弓板的解剖学研究 [J]. 中医正骨, 2013, 25(10): 6-8.