DOI: 10.13973/j.cnki.robot.220300

# 基于增强现实的脊柱微创手术导航系统

王庆辉1,赵凯航1,2,宋国立2,赵忆文2,赵新刚2

(1. 沈阳化工大学信息工程学院,辽宁 沈阳 110142;

2. 中国科学院沈阳自动化研究所机器人学国家重点实验室, 辽宁 沈阳 110016)

摘 要:针对脊柱微创手术实际的临床导航需求,设计开发了一种基于增强现实的脊柱微创手术导航系统。在术前通过 CT 对患者脊柱病灶部位进行扫描和重建,将合适的脊柱模型导入 Unity-3D 平台中并为其添加控制脚本。使用标定球对手术器械进行标定,采用 Polaris Vega 光学追踪器实时追踪手术器械,建立手术器械与 Polaris Vega 光学追踪器之间的坐标转换关系,将识别到的手术器械位姿信息实时发送到 HoloLens 设备中,从而实现手术器械、病灶模型等医疗影像的同步显示。在术中为医生提供 3 维脊柱病灶影像的可视化显示,帮助医生实现病灶定位和手术器械导航。经过脊柱模型实验测试,系统导航误差小于 2.8 mm,可以满足脊柱外科的临床应用要求。

关键词: 脊柱微创手术; 手术导航; 增强现实; 图像配准

中图分类号: TP391

文献标识码: A

文章编号: 1002-0446(2023)-05-0546-08

## Augmented Reality-based Navigation System for Minimally Invasive Spine Surgery

WANG Qinghui<sup>1</sup>, ZHAO Kaihang<sup>1,2</sup>, SONG Guoli<sup>2</sup>, ZHAO Yiwen<sup>2</sup>, ZHAO Xingang<sup>2</sup>

(1. School of Information Engineering, Shenyang University of Chemical Engineering, Shenyang 110142, China;

2. The State Key Laboratory of Robotics, Shenyang Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Shenyang 110016, China)

Abstract: Aiming at the actual clinical navigation needs of minimally invasive spine surgery, an augmented reality-based navigation system for minimally invasive spinal surgery is designed and developed. The scan and reconstruction of the patient's spine lesions are realized by CT (computed tomography) before surgery, and the appropriate spine model is imported into the Unity-3D platform to add control scripts for it. To achieve the synchronous display of medical images of surgical instrument and lesion model, the calibration ball is adopted to calibrate surgical instruments, the Polaris Vega optical tracker is used to track surgical instruments in real time, the coordinate conversion relationship between surgical instrument and Polaris Vega optical tracker is established, and the posture information of the identified surgical instrument is sent to HoloLens device in real time. During surgery, it provides doctors with three-dimensional images to visualize spinal lesions, helping doctors to locate lesions and navigate surgical instruments. The experimental test on the spine model show that the system navigation error is less than 2.8 mm, which can meet the requirements of clinical application in spine surgery.

Keywords: minimally invasive spine surgery; surgical navigation; augmented reality; image registration

#### 1 引言(Introduction)

脊柱手术广泛应用于脊柱疾病的治疗中,脊柱外科手术对手术的精确性、安全性要求更高,一旦操作失误将导致如椎动脉、神经根、脊髓神经和内脏等人体重要组织结构的灾难性损伤<sup>[1]</sup>。目前,脊柱手术主要依赖术中 X 射线对人体病灶部位进行穿透, X 射线穿透不具有连续性,因此医生无法在术中连续地对手术器械的入路规划进行调整。此外,需要医生不断地参照术中 X 射线透视影像来预估

手术器械的位置,在手术期间可能需要进行多次穿插,给患者带来二次伤害,同时在术中也对医生和患者造成了多次辐射、消耗医生体力和增加手术的风险。

随着计算机辅助技术的发展,手术导航技术被 广泛应用于外科脊柱手术当中。脊柱微创手术作 为目前临床手术应用中的最新研究进展,其主要优 势在于:术中可以尽可能地减小手术创口,最大程 度地减轻患者的病痛以及对肌体的损伤,从而降低 术后创口感染的概率。目前,微创脊柱外科技术主

基金项目: 国家重点研发计划(2020YFF0305105); 国家自然科学基金(92048203, 62073314, 61821005); 中国科学院青年创新促进会项目(2019205).

要用于神经减压、脊柱稳定与融合、脊柱畸形矫正 等方面,已经基本能够完成脊柱外科方面的所有手 术<sup>[2]</sup>。

目前,手术治疗脊柱疾病的方案分为开放式手术和微创式手术。开放式手术创口面积较大,患者术后一般至少需要卧床休息2个月,在术后一些中老年患者耐受性不佳,需对伤口进行护理以减小并发症出现的概率。相比之下,微创式手术具有创口面积较小、术后恢复较快、术后并发症发生概率较低等优点。开放式脊柱手术和微创式脊柱手术对比如图1所示。



(a) 脊柱开放式手术

(b) 脊柱微创式手术

图 1 开放式手术和微创式手术对比 Fig.1 Open surgery vs minimally invasive surgery

传统的医疗影像技术主要包括: 计算机断层扫 描(CT)、超声波(US)[3] 和磁共振成像(MRI)[4] 等。它们都是医学领域中最基本的信息来源和诊断 依据,但是这些医疗影像技术都受到了传统 2D 图 像的限制, 使得医生只能通过 2 维图像信息和手 术经验来推断具体的病灶位置进而进行手术操作, 增加了手术的不安全性,不利于医生的术中操作。 随着新兴技术的崛起,增强现实(AR)、人工智能 (AI)、计算机视觉 (CV) 和图像处理等学科的发 展,对手术导航系统提出了更高的安全性和精度 要求,手术导航系统也在随着新兴技术的发展而不 断迭代更新。其中增强现实是基于虚拟现实的新型 影像技术,它通过计算机视觉、空间识别等技术将 现实世界和虚拟世界进行了联通,实现了虚拟影像 与现实物体的"共存"、虚拟影像和现实物体的精 准匹配以及虚拟影像和现实物体的动态交互等。但 是, 该技术目前还不能实现对触觉的模拟和增强。

2015 年,Pessaux 等<sup>[5]</sup> 基于手术导航系统完成 人体肝部肿瘤切除,通过远程人工配准的方式实现 了对患者病灶的 3 维重建,将病灶模型投射到患者 体表,手术场景如图 2 所示。该系统的不足之处就 是远程操控只能通过若干个显示屏观察手术场景, 使得术中的视野受限并且采用人工配准方式容易造成误差,影响术中的精准度。Shekhar等[6]提出了一种连续低辐射剂量的 CT 补偿方法,在术中结合 CT 图像实时对影像配准结果进行修正,提高手术导航精度。2019年,崔冬强等[7]采用增强现实技术辅助神经内镜手术,通过 3D-Slicer 图像重建软件定位血肿并建模,再导入智能手机或平板电脑,通过 KiwiViewer 三维图像浏览软件在患者体表投影,于头皮标记血肿范围和穿刺路径,具有手术通道小、可清晰定位残留血肿部位、明确穿刺道出血、在人为创造的空间内可靠止血等优点,从而减少手术损伤、缩短手术时间、提高血肿清除率、降低术后再出血发生率,如图 3 所示。

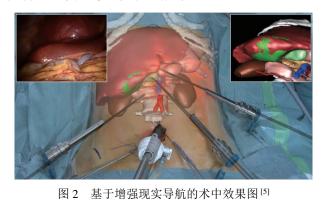


Fig.2 Intraoperative renderings based on augmented

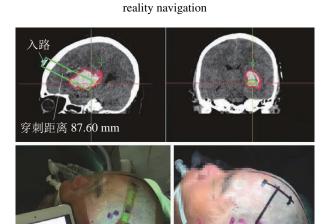


图 3 基于增强现实的血肿体表投影[7]

Fig.3 An augmented reality based projection of the hematoma on the surface

基于增强现实的手术导航系统可以为未来的临 床手术发展提供更多的技术支持,为解决术前规 划、术中导航和术后教学提供了更多的新手段和新 方法。

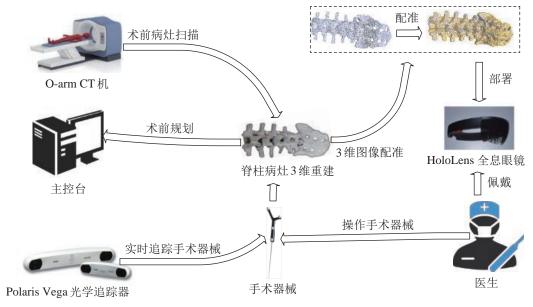


图 4 手术导航系统结构图

Fig.4 Structural diagram of the surgical navigation system

# 2 系统总述(Overview of the system)

设计并实现了一种基于增强现实技术的脊柱微 创手术导航系统,该系统主要包括 O-arm CT 机、Polaris Vega 光学追踪器、HoloLens 全息眼镜、手术器械和标定球等。术前采用 CT 机对患者脊柱病灶部位进行 3 维扫描,获得患者病灶的 3 维数据集;以 Polaris Vega 光学追踪器作为术中全局的监测点和数据输入来源之一,负责对术中 Polaris Vega 光学追踪器视野范围内的标定球和手术器械进行识别和实时追踪,底层通过 TCP 协议将坐标信息传输到主控台中,由主控台完成坐标系变换等计算任务;采用手眼标定实现手术器械和 HoloLens 全息眼镜在 Polaris Vega 光学追踪器坐标系下的配准和标定;HoloLens 设备负责对患者的病灶模型进行 3 维渲染,为医生提供术中入路规划和手术器械的导航。

脊柱微创手术导航系统突破了2维图像的视野限制,利用全息影像引导医生实现术前规划和术中导航,从眼的维度扩展了医生的视野。脊柱微创手术导航系统的结构如图4所示。

系统的执行主要分为2个阶段。

# 1) 术前准备

在术前,首先第 1 步使用 O-arm CT 机对患者 脊柱病灶部位进行 3 维扫描生成 CT 图像。由于 CT 图像为逐层扫描的 2 维图像,因此需要对其进行 3 维重建处理。在每张 CT 图像上设置灰度闸值,将超过闸值的像素视为骨组织点,然后对骨组织点云集进行三角化生成 3 维模型。

第2步,将重建好的3维模型导入 Unity-3D 平 台,为模型选定可视化方案并进行分割。根据患者 病灶模型的实际尺寸选择合适的模型体积。目前, 手术导航应用场景主要有2种导航显示方案,不 同的显示方案下会采用不同的模型体积。一种是同 步显示:将患者真实的病灶与模型病灶进行同步叠 加显示。因为需要病灶全息影像与真实病灶重合叠 加,因此在同步显示方案中一般采用的是等比例建 模。然而, Marcus 等[8] 的研究结果表明: 增强现 实模型叠加在术区对手术视野有遮挡作用,会影响 手术操作及降低手术安全性。因此,有时也会根据 不同的需求调整为异步显示。异步显示方案将患者 真实的病灶与模型病灶进行非重叠式显示。一般情 况下也采用等比例建模; 在一些特殊的手术场景中 有时候需要将某处病灶模型结构进行放大。例如在 穿刺类手术中需要将穿刺部位放大,以便医生获得 更多的细节信息。在可视化方案选定结束后,利用 PointNet ++ 算法对脊柱模型进行椎体分割。

第 3 步,医生根据手术方案规划入路,设置入路标志物来引导手术,辅助术中导航,见图 5。

第 4 步,对所使用的手术器械进行标定,采用Polaris Vega 光学追踪器实时追踪手术器械。通过Polaris Vega 光学追踪器收集标定球信息,基于 TCP 通信协议实现端到端可靠的数据传输,将 Polaris Vega 光学追踪器采集到的标定球数据发送到主控机中的 Qt Creator 进程中。由 Qt Creator 提取标定球的距离特征完成手术器械的识别,并将识别到的手术器械相对于 Polaris Vega 光学追踪器的位置姿态

信息发送到 HoloLens 设备中,从而实现手术器械实时跟踪和患者病灶医疗影像实时显示。

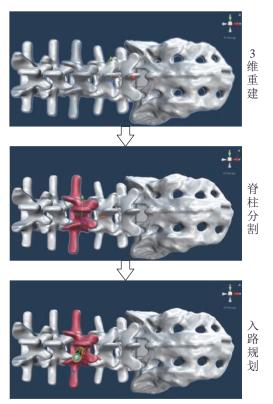


图 5 3 维重建和术前规划

Fig.5 3-dimensional reconstruction and preoperative planning

#### 2) 术中导航

第5步,在术中医生通过佩戴 HoloLens 全息眼镜,可以透过患者的人体组织器官清晰地看到患者体内脊柱病灶模型的3维解剖结构,从而实现一种直观的术中"透视"导航效果,以便于医生在术中更加精准地进行操作。

# 3 场景踪追(Scene tracking)

# 3.1 系统硬件平台

为了实现在术中对手术器械的实时跟踪,系统采用 Polaris Vega 光学追踪器对手术器械进行实时定位追踪。Polaris Vega 光学追踪器采用被动追踪方式,因此手术器械在 Polaris Vega 光学追踪器的视野范围内可以任意移动,但要求在手术器械的移动过程中标定球始终面向 Polaris Vega 光学追踪器且不能有遮挡。

采用头戴式的 HoloLens 作为术中的可视化终端设备。HoloLens 全息眼镜是微软推出的一款可穿戴式的独立 PC 设备,搭载了 Windows10 操作系统,内置高端 CPU、GPU、全息处理芯片、4 个环境感知摄像头、1 个深度摄像头、1 个惯性测量单元。系统硬件平台如图 6 所示。

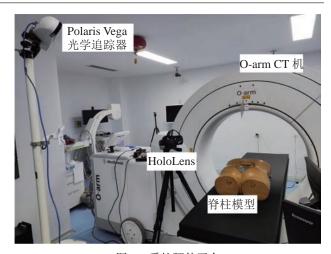


图 6 系统硬件平台 Fig.6 System hardware platform

#### 3.2 预处理

#### 3.2.1 标定球选点

首先在粘贴标定球之前需要在待标定物体上进行选点,根据 Polaris Vega 光学追踪器的识别特性,需要满足以下的选点特性:

- 1) 一个标定件工具至少需要 3 个标定球去确定 待标定物体;
- 2) 在选点时,标定点两两之间的间距应至少大于 50 mm(也可以存在间距小于 50 mm 的情况,间距大于 50 mm 时标定误差最小);
  - 3) 标定件至少包括 3 个共面的标定球;
  - 4) 标定球面无污垢等遮挡或划痕。

#### 3.2.2 制作标定工具件

因为 HoloLens 设备和 Polaris Vega 光学追踪器之间没有直接的坐标联系,为了建立 HoloLens 与 Polaris Vega 光学追踪器之间的关联关系,需自制在 Polaris Vega 坐标系下可识别的标定件,并用胶水 将标定球和 HoloLens 设备进行粘贴固定,因此它们两者之间的转换矩阵  $T_h^{marks}$  始终不变。标定球与 HoloLens 设备的粘贴效果如图 7 所示。



(a) 正视图

(b) 俯视图

图 7 标定球与 HoloLens 设备的粘贴效果图 Fig.7 Paste renderings of the calibration ball and HoloLens device

#### 3.2.3 标定

在完成以上标定点预处理之后,需对附着在 HoloLens 设备上的标定球进行数据采集,本文采用 NDI 6D Architect 3.0 软件采集标定球的位置数据。

步骤 1: 将待标定的 HoloLens 放入 Polaris Vega 光学追踪器的视野范围内,开启 Polaris Vega 光学 追踪器对标定球进行识别和采样。当 Polaris Vega 光学追踪器识别到 4 个标定点的位置后,拍摄一次 位置快照(用以保存一个初值,作为后期标定的参 照值,并在标定过程中根据初值进行拟合迭代)。

步骤 2: 获取到标定初值之后,开始采集 300 帧的位置信息并保存。

步骤 3: 为了保证采集标定点数据的准确性,在每次采集过程中都需要不断改变 HoloLens 设备的位置和姿态,让 Polaris Vega 光学追踪器从不同角度采集标定球的静态位置信息。为了保证 HoloLens的标定精度,需至少重复 10 次以上步骤 2。

将采集到的坐标点信息整理后进行计算,得出各标定球间的距离,由标记算法求出标定点集合所表示的物体和位姿信息。计算结果如表1所示。

表 1 标定球球心之间的距离

Tab.1 Distances between the calibration ball centers

序号	起点	终点	距离 /mm
1	$m_1$	$m_2$	62.57
2	$m_1$	$m_3$	115.93
3	$m_1$	$m_4$	146.19
4	$m_2$	$m_3$	57.60
5	$m_2$	$m_4$	96.63
6	$m_3$	$m_4$	44.98

#### 3.3 手眼标定

借鉴传统的机器人手眼标定方法的思路来建立 HoloLens 设备与 Polaris Vega 光学追踪器之间的

坐标转换关系。相对于传统手眼标定方法:存在相机畸变问题,使得标定精度无法保证:本文采用的标定方法使用 Polaris Vega 光学追踪器替换了相机,省去了相机内参标定步骤,并且该系统识别精度可达亚毫米级别,避免了相机畸变问题所导致的标定误差;在整个系统中为了方便坐标转换,采用Polaris Vega 光学追踪器坐标系作为整个手术场景的世界坐标系。在建立坐标系过程中通过标定球将手术场景中的设备或仪器与 Polaris Vega 光学追踪器进行关联。例如通过固定在 HoloLens 上的标定球可以间接得到 HoloLens 世界坐标系与 Polaris Vega 光学追踪器坐标系之间的转换关系。

如图 8 所示,在该场景下存在 2 个变量  $m{T}_{
m pv}^{
m marks}$  和  $m{T}_{
m h}^{
m world}$  以及 4 个不变量  $m{T}_{
m h}^{
m marks}$ 、 $m{C}_{
m world}$ 、 $m{C}_{
m pv}$ 、 $m{C}_{
m h}$ 。

基于 HoloLens 设备和 Polaris Vega 光学追踪器的空间定位方法, 其特征在于:在 HoloLens 上粘贴标定件,该标定件包括至少3个共面标定球。方法包括以下步骤:

步骤 1: 以任意一个标定球为坐标原点,建立工具坐标系  $C_{\text{marks}}$ ; 该点与其他两点所在平面为 xoy 平面,该点到左侧点连线方向为 x 轴正方向,利用正交基求出垂直于该 xoy 平面的 z 轴正方向,反求出 y 轴正方向。

步骤 2: 求解从 HoloLens 标定球到 Polaris Vega 光学追踪器的变换矩阵  $m{T}_{\mathrm{nv}}^{\mathrm{marks}}$ 。

步骤 3: 利用 TCP 通信读取 HoloLens 设备在世界坐标系下的旋转矩阵  $T_h^{\text{world}}$ 。

步骤 4: 记录不同姿态标定球的坐标,采用手眼标定法求解从  $C_h$  到  $C_{marks}$  的旋转矩阵  $T_{marks}^h$ 。

使用机器人手眼标定公式 AX = XB 进行标定计算,公式如下:

$$T_{\text{world}}^{\text{pv}} = T_{\text{marks}}^{\text{pv}} \times T_{\text{h}}^{\text{marks}} \times T_{\text{world}}^{\text{h}}$$
 (1)

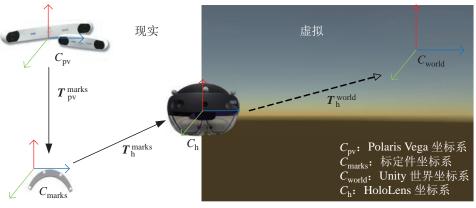


图 8 坐标系转换关系图

Fig.8 Coordinate system conversion diagram

要将其变形为AX = XB 需要至少2次以上的 观测值, 联立等式为

$$\boldsymbol{T}_{\text{world}}^{\text{pv}} = \boldsymbol{T}_{\text{marks}_1}^{\text{pv}} \times \boldsymbol{T}_{\text{h}}^{\text{marks}} \times \boldsymbol{T}_{\text{world}_1}^{\text{h}}$$
(2)  
$$\boldsymbol{T}_{\text{world}}^{\text{pv}} = \boldsymbol{T}_{\text{marks}_2}^{\text{pv}} \times \boldsymbol{T}_{\text{h}}^{\text{marks}} \times \boldsymbol{T}_{\text{world}_2}^{\text{h}}$$
(3)

$$\boldsymbol{T}_{\text{world}}^{\text{pv}} = \boldsymbol{T}_{\text{marks}_2}^{\text{pv}} \times \boldsymbol{T}_{\text{h}}^{\text{marks}} \times \boldsymbol{T}_{\text{world}_2}^{\text{h}} \tag{3}$$

将两式联立可得:

$$(\boldsymbol{T}_{\text{marks}_2}^{\text{pv}})^{-1} \times \boldsymbol{T}_{\text{marks}_1}^{\text{pv}} \times \boldsymbol{T}_{\text{h}}^{\text{marks}}$$

$$= \boldsymbol{T}_{\text{h}}^{\text{marks}} \times \boldsymbol{T}_{\text{world}_2}^{\text{h}} \times (\boldsymbol{T}_{\text{world}_1}^{\text{h}})^{-1}$$
(4)

该等式满足 AX = XB 的形式, 当存在多组观 测值  $(A_1,B_1),(A_2,B_2),\cdots,(A_n,B_n)$  时,可将求解过 程转化为最小二乘拟合问题,其中 d 为欧氏群上的 距离。

$$\min \sum_{i=1}^{n} d(\boldsymbol{A}_{i}\boldsymbol{X}, \boldsymbol{X}\boldsymbol{B}_{i})$$
 (5)

根据上述方法, 可以求解出空间中的任意点相 对于 HoloLens 设备的位置关系,从而将虚拟病灶 模型显示在手术靶位区域中的任意位置。

#### 3.4 结果分析

HoloLens 设备的标定精度受到了自身 SLAM 导航的影响,其对周围环境的感知主要依赖于硬 件和软件算法的补偿。受硬件和算法特性的影响, HoloLens 在外界环境中开展 SLAM 时,在某些场 景下不可避免地会出现误差。其误差源主要有: 1) 刷新率。HoloLens 的刷新频率为60Hz,要求全息 影像的生成频率与 HoloLens 的刷新频率同步, 否 则相同的全息影像会多次显示使得纠正量变多,导 致不必要的跳动,从而影响数据采集的准确性。2) 场景复杂度。环境色彩过于单调,会影响 HoloLens 进行特征匹配;场景过于复杂,会增大 SLAM 难 度,容易出现定位误差。3)场景物体冗余度。场景 内存在多个重复或者相似的物体,同样也会影响 HoloLens 对周围环境的感知。4) 光照因素。场景内 部的环境光过强或过暗都会干扰 HoloLens 深度摄 像头的识别;同样一些反光的物体也会造成 SLAM 算法出现幻像。5) 标定时, 需改变 HoloLens 的位 姿,这样会引起设备抖动,此外改变 HoloLens 位姿 后会有短暂曝光不足,导致 SLAM 算法出错。随着 采样数量越来越多, HoloLens 位姿变换引起的误差 也在不断积累。6)设备硬件自身无法避免的误差。

在测试时, 先将 HoloLens 用三脚架固定摆放, 采集若干组数据将其均值作为真值代入计算,此处 HoloLens 的标定误差主要是由 HoloLens 自身视觉 SLAM 与惯性导航结合所产生的。标定的过程中发 现标定环境越复杂,视觉 SLAM 的精度越高,越 不容易发生定位丢失的情况。 反之, 容易发生自身 定位漂移的问题。此外,产生误差的主要原因是在 视觉 SLAM 定位过程中需要一定的参照物,环境 越复杂,越容易形成特征参照物,有助于 HoloLens 计算当前位置[9];同样,环境过于复杂也不利于 HoloLens 的自身定位。

在 Polaris Vega 光学追踪器下采集若干组 HoloLens 相对于世界坐标系的坐标信息和标定球 坐标信息,每次采集都需要变换 HoloLens 的位姿, 以确保求得的误差和转换矩阵更加接近真值且具有 鲁棒性。HoloLens 定位数据的采集如图 9 所示。



图 9 HoloLens 定位数据采集 Acquisition of HoloLens localization data

在标定过程中分别记录了 HoloLens 在 0.5 s、 1 s、2 s、5 s 时间间隔下的定位精度,如图 10、图 11 所示。HoloLens 自身的定位精度为毫秒级,平 均标定旋转误差为 0.9463°, 平均标定平移误差为 0.4492 mm<sub>o</sub>

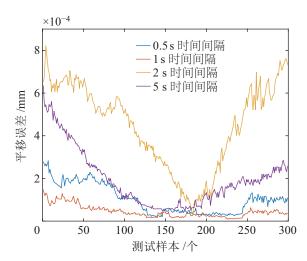


图 10 HoloLens 在不同时间间隔下的平移误差结果分析 Fig.10 Analysis on the translation error results of HoloLens device at different time intervals

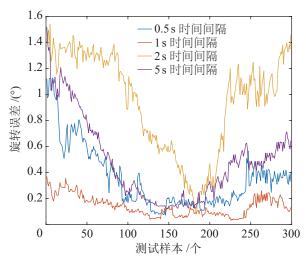


图 11 HoloLens 在不同时间间隔下的旋转误差结果分析 Fig.11 Analysis on the rotation error results of HoloLens device at different time intervals

通过采集标定球的位置数据,可以计算追踪误差,结果如表 2 所示。实验结果表明,追踪的平均平移误差为 2.8 mm,平均旋转误差为 0.6222°,满足手术导航系统的精度要求。

表 2 追踪误差 Tab.2 Tracking error

序号	样本数量	平移误差 /mm	旋转误差 /(°)
1	44	2.9	0.5902
2	57	2.1	0.4196
3	40	3.4	0.8568

对 HoloLens 标定后的定位精度进行了分析,如图 12 所示。其中,蓝色 〇 为真实 3 维空间位置,红色×为标定计算位置,平移误差为 1.491 mm,达到了 HoloLens 自身重定位同数量级精度。

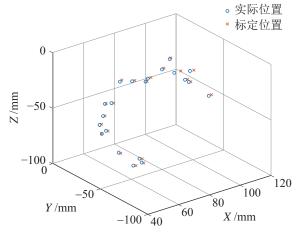


图 12 HoloLens 标定误差结果分析

Fig.12 Analysis on the HoloLens calibration error results

# 4 基于 ICP 的图像配准(ICP-based image registration)

图像配准的目的是将手术靶位与脊柱病灶模型进行配准。术中图像配准是手术导航系统的关键步骤,需要实时对模型的空间位置数据进行采集,根据采集结果对模型位置进行空间变换,使其与真实模型同步或异步地显示。

此外,手术系统对术中精度要求极高,需要通过在术前、术中进行图像配准实现虚拟模型和真实病灶部位的同步显示。为防止基于 ICP 的点云配准结果陷入局部最优解,采用粗配准与精配准结合的方式 $^{[10]}$ 。首先手动选点粗略计算一次旋转矩阵 R和平移向量 t,再将计算结果作为精配准的迭代初值代入计算。

在 Polaris Vega 光学追踪器的视野范围内利用 手术器械尖端在脊柱病灶模型表面进行贴合式刮 取,同时记录和保存刮取过程中的针尖坐标信息。 之后,分别在完整的脊柱点云图和刮取点云图中选 取 4 个配准参照点进行配准。基于 ICP 算法的点云 配准结果如图 13 所示。

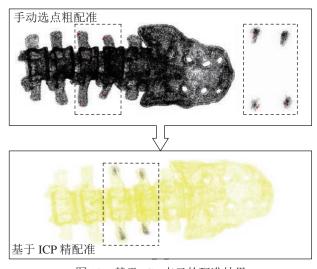


图 13 基于 ICP 点云的配准结果

Fig.13 Registration results based on ICP point cloud

图 14 是操作者佩戴 HoloLens 设备的显示效果 图。图 14(a) 为操作者沿着引导方向调整器械位置; 图 14(b) 为操作者调整器械角度,使其到达入路点 进行穿刺。当手术器械到达穿刺点附近时,设备上 会显示一条虚拟的延长线。在操作过程中 HoloLens 会提示操作者当前夹角的具体偏差,操作者根据提 示进行角度调整,当夹角处于应允误差范围内时,可以由操作者进行穿刺。



(a) 沿着引导方向调整器械位置

(b) 调整器械角度, 到达入路点进行穿刺

图 14 术中导航效果图

Fig.14 Intraoperative navigation renderings

# 5 结论(Conclusion)

实现了一种基于增强现实技术的脊柱微创手术导航系统。采用头戴式的 HoloLens 作为术中影像渲染设备,在术前通过粗配准与精配准的结合实现了多模态医疗影像的融合与配准。在脊柱微创手术导航系统的引导下,外科医生可以准确定位到脊柱病灶具体的位姿、偏移量等信息,进而辅助医生进行手术入路操作,加速手术整体进程,降低手术风险。

## 参考文献 (References)

- [1] 殷鹏, 齐金蕾, 刘韫宁, 等. 2005~2017 年中国疾病负担研究报告[J]. 中国循环杂志, 2019, 34(12): 1145-1154. Yin P, Qi J L, Liu Y N, et al. Burden of disease in the Chinese population from 2005 to 2017[J]. Chinese Circulation Journal, 2019, 34(12): 1145-1154.
- [2] 周跃. 微创脊柱外科手术的发展与展望[J]. 中华医学信息导报, 2013, 28(22): 11.
  Zhou Y. Development and prospect of minimally invasive spine surgical operation[J]. China Medical News, 2013, 28(22): 11.
- [3] Jeyabalan A, Medford A R L. Endobronchial ultrasound-guided transbronchial needle aspiration: Patient satisfaction under light conscious sedation[J]. Respiration, 2014, 88(3): 244-250.
- [4] Desselle M R, Brown R A, James A R, et al. Augmented and virtual reality in surgery[J]. Computing in Science & Engineering, 2020, 22(3): 18-26.
- [5] Pessaux P, Diana M, Soler L, et al. Towards cybernetic surgery: Robotic and augmented reality-assisted liver segmentectomy[J]. Langenbeck's Archives of Surgery, 2015, 400: 381-385.

- [6] Shekhar R, Dandekar O, Bhat V, et al. Live augmented reality: A new visualization method for laparoscopic surgery using continuous volumetric computed tomography[J]. Surgical Endoscopy, 2010, 24(8): 1976-1985.
- [7] 崔冬强, 冯铭, 束旭俊, 等. 增强现实技术辅助神经内镜与小骨窗开颅血肿清除术治疗高血压脑出血疗效分析[J]. 中国现代神经疾病杂志, 2019, 19(9): 654-660. Cui D Q, Feng M, Shu X J, et al. Comparision of curative effect of augmented reality assisted neuroendosope and small bone window craniotomy for hypertensive cerebral hemorrhage[J]. Chinese Journal of Contemporary Neurology and Neurosurgery,
- [8] Marcus H J, Pratt P, Hughes-Hallett A, et al. Comparative effectiveness and safety of image guidance systems in surgery: A preclinical randomised study[J]. Lancet, 2015, 385(S1): S64.

2019, 19(9): 654-660.

- [9] Rieder J S I, von Tol D H, Aschenbrenner D. Effective closerange accuracy comparison of Microsoft HoloLens Generation one and two using Vuforia ImageTargets[C]//IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces Abstracts and Workshops. Piscataway, USA: IEEE, 2021: 552-553.
- [10] 张英豪,李维全,陈家禾,等. 机器人辅助微创全膝关节置换手术系统[J]. 机器人,2021, 43(4): 386-394. Zhang Y H, Li W Q, Chen J H, et al. Robot-assisted minimally invasive total knee arthroplasty system[J]. Robot, 2021, 43(4): 386-394.

#### 作者简介:

王庆辉(1972-),男,博士,教授。研究领域:无线传感器网络、电子技术及嵌入式系统。

赵凯航(1998-),男,硕士生。研究领域:增强现实。

宋国立(1986-),男,博士,副研究员。研究领域:增强 现实,手术机器人,医疗图像分割。