

特邀论文

用于神经外科手术导航的原位同轴投影技术

吴柄萱, 刘鹏*, 李幸一, 邵鹏飞, 徐晓嵘

中国科学技术大学工程科学学院精密机械与精密仪器系, 安徽 合肥 230027

摘要 报道了一种用于神经外科手术立体定向导航的原位同轴投影技术。该技术可以自动完成图像与患者位置的配准,并将术前重建的手术靶点和规划入路实时原位地投射到手术部位,指导术者按照预定靶点和入路进行精准手术。同轴标定实验表明该系统在工作距离下的平均投影仪重投影误差为 0.4 mm,具有较高的摄影-投影同轴度。立体定向投影精度实验表明该系统在不同投射角度下的靶点平均投影误差为 1.2 mm,具有较高的立体定向导航精度。仿体实验表明该系统在不同的模拟手术条件下可达到 0.3 mm 到 3.1 mm 的平均投影误差,具备良好的临床应用可行性。跟其他立体定向导航系统相比,原位同轴投影技术摒弃了屏幕显示,可以避免术者视角在显示器和术野之间频繁切换带来的不便和操作误差,提升了手术效率,在脑肿瘤及脑血肿手术导航中具有广阔的临床应用前景。

关键词 医学光学; 医疗仪器; 原位同轴投影; 脑肿瘤; 神经外科手术导航

中图分类号 Q819

文献标志码 A

doi: 10.3788/CJL202047.0207036

Orthotopic Coaxial Projective Imaging for Neurosurgical Navigation

Wu Bingxuan, Liu Peng*, Li Xingyi, Shao Pengfei, Xu Xiaorong

Department of Precision Machinery and Precision Instrumentation, School of Engineering Science, University of Science and Technology of China, Hefei, Anhui 230027, China

Abstract In this study, we report a novel stereotactic neurosurgical navigation system based on orthotopic coaxial projective imaging (CPI). The proposed system facilitates automatic registration of the position of the patient, real-time projection of the preoperatively reconstructed surgical target and the planned approach in the surgical field, and precise intraoperative guidance with respect to the target and the approach. The average reprojection error of the system is 0.4 mm at its working distance via a coaxial calibration test, indicating a high photographic-projection coaxiality. The average projection error of the system in a stereotactic projection test is 1.2 mm at different projection angles, indicating a high stereotactic navigation accuracy. In a neurosurgery simulated by using a phantom model, the average projection error of the system is 0.3–3.1 mm in different operational conditions, indicating the technical feasibility of the system for neurosurgical navigation. Unlike the conventional stereotactic surgical navigation systems that require a display screen, the CPI system avoids frequent viewpoint changes between the screen and the surgical field, eliminates the possible operating errors, and improves the surgical efficiency. The proposed system may be applied to surgically treating many neurological diseases, including brain tumors and brain hematomas.

Key words medical optics; medical instrumentation; orthotopic coaxial projection; brain tumor; neurosurgical navigation

OCIS codes 170.3890; 170.0110; 170.3880; 120.3890

1 引言

脑肿瘤作为中枢神经系统尤其是封闭颅腔内的原发性或转移性肿瘤,其发病率和致死率在所有肿瘤中均位居前列^[1-2]。外科切除是治疗脑肿瘤最直

接有效的办法,但是由于中枢神经系统具有复杂精妙的解剖结构,神经外科手术往往是最具有挑战性的外科手术。传统的神经外科手术中,医生通过直接观察电子计算机断层扫描(CT)或磁共振成像断层扫描(MRI)切片确定手术靶点的位置和手术入

收稿日期: 2019-11-26; 修回日期: 2019-12-19; 录用日期: 2020-01-03

基金项目: 安徽省科技重大专项(17030801004)

* E-mail: lpeng01@ustc.edu.cn

路,或采用机械式立体定向手术导航仪确定手术入路。术中对中枢神经系统重要结构的规避主要凭借外科医生的神经解剖学知识和手术经验。21世纪以来,随着外科医生对手术微创化、安全性、便捷性要求的不断提高和医疗影像检测技术的不断发展,无框架立体定向手术导航技术日趋成熟,正在成为神经外科医生不可或缺的眼睛^[3]。与传统的机械式立体定向导航仪相比,基于光学追踪和显示的无框架立体定向手术导航系统融合了医疗数据可视化、计算机视觉及交互式定位的关键特性,极大地提升了手术精准度,拓展了手术空间,提升了手术效率^[4-5]。大多数现有的无框架立体定向手术导航系统将术前或术中信息显示在屏幕上,供手术医生进行术中定位或决策。基于手术操作和无菌性的考虑,这类导航系统的显示器通常距离手术部位较远,导致手术医生的视角需在显示器和术野之间来回切换,这不仅会极大分散手术医生的注意力,而且需要依靠医生的想象力和手眼协调能力,从而增加了手术难度。

作为融合真实世界和虚拟信息表征的技术,增强现实(AR)近年来取得快速发展,在电子沙盘指挥作战系统^[6]等军事领域和数字化医疗应用领域^[7-8]涌现出了许多优秀成果。AR技术克服了上述基于显示器的导航系统不够直观的缺陷,将手术靶点入路等信息原位显示在手术部位,手术医生不仅可以方便直观地看到导航信息,还可以直接在手术部位定位深层病灶、血管和神经等重要结构。头戴式增强现实^[9]、移动终端增强现实^[10]和投射式增强现实^[11-13]是该领域的主要技术,但头戴式增强现实需要手术医生术中佩戴设备,这不仅会影响手术医生,而且其他人无法看到设备中的信息。移动终端增强现实需要医生手持终端并靠近手术部位,增加了术中操作且无菌性要求较高。投射式增强现实与头戴式和移动终端相比,不需手术医生携带任何设备,所有人都可以看到投射式设备显示的信息,导航时无需手持设备靠近手术部位,且得益于相移轮廓术等三维成像技术^[14-15]的飞速发展,投影仪在医疗领域的应用越来越广泛。但现有投射式增强现实中,一部分未使用相机定位患者,未能自动完成位置配准,一部分对投影仪与相机采用非同轴设计,非同轴投影需要额外的相机-投影仪位置标定,且术中导航时需要进行相机-投影仪坐标系转换。

同轴投影技术是增强现实手术导航的一个重大突破,该技术通过相机和投影仪共光轴设计使成像

器件和投影器件互为共轭关系,实现了全工作距离范围下术中信息获取与信息表征的高精度融合,克服了非同轴系统相机-投影仪标定和坐标系转换的困难。得益于共光轴设计,同轴系统在获取信息和表征信息的过程中不需要对图像作二次投影变换,简化了计算流程,因此被应用于手术导航^[16]和远程医疗指导^[17]等。

本文将同轴投影光学技术应用于立体定向手术导航,实现了图像-患者自动配准、病灶和入路多角度实时体表投影。传统的固定位置投影仪只能从某个固定角度投射肿瘤,而本文所述同轴系统可以在空间中自由移动,并在一定角度内原位投射肿瘤且保持较高的精度,极大增强了术中靶点和重要解剖结构信息显示的直观性。基于同轴投影导航系统类似于激光准直仪,可以在切皮-钻孔-深入-暴露肿瘤-切除肿瘤的整个手术过程中帮助术者确定肿瘤的位置和边界,不需要术者反复在显示器和术野之间切换视角并协调手眼,仅通过投射式光学引导的信息就可以抵达深处病灶,高效地完成手术。同时,得益于相机-投影仪的同轴设计,本文简化了相机和投影仪的标定流程,仅需要标定相机内参和相机-投影仪平移缩放系数即可完成硬件标定,比传统的相机-投影仪标定方法^[18]更加高效便捷。本文首先介绍了同轴投影技术,通过投影仪重投影实验完成了相机-投影仪的共光轴标定并测量了同轴精度。介绍了结合同轴投影技术的立体定向手术导航,设计了肿瘤投影精度验证实验,并测量了不同工作角度的立体定向手术导航投射肿瘤的位置误差。最后通过仿体实验验证了该系统开展临床试验的可行性。实验结果表明,基于同轴投影系统的立体定向手术导航可以实现手术靶点和重要组织的高精度空间定位,并且具有切实的临床应用价值。

2 同轴投影系统

2.1 同轴光路设计

本文所用的同轴投影系统(CPI)光路原理如图1所示。该光路使用分光模块耦合相机光路与投影仪光路的设计,并在近红外增强型相机(3240N型,Thorlabs,美国)的互补金属氧化物半导体(CMOS)前放入中心波长为830 nm的近红外滤光片(FB830-10型,Thorlabs,美国),因此同轴系统相机只接收近红外光,而投影仪却投影可见光。由于相机CMOS和投影仪数字微镜器件(DMD,Hobby型,深圳安华光电技术有限公司,中国)在光路中互

为共轭关系,因此控制该镜头能同时为相机和投影仪对焦。由于 CMOS 的 DMD 的芯片尺寸和分辨率均不同,因此需要进行同轴投影系统的同轴标定,建立投影像素和成像像素之间的平移及比例关系。完成标定后,可实现投射图案与采集图案之间的高精度融合。

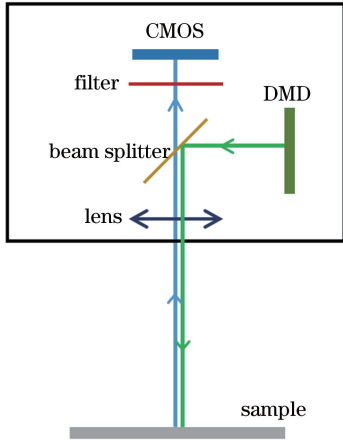


图 1 同轴投影系统原理图

Fig. 1 Schematic of coaxial projective imaging (CPI) system

2.2 相机-投影仪同轴标定的投影仪重投影实验设计

为了标定并测量相机光轴和投影仪光轴的重合程度,使用一块正面为 8×11 个角点的棋盘格,背面为无图案白色面板的标定板和一个高分辨率数码相机进行了投影仪重投影比较实验。实验过程为: 1) 将棋盘格标定板放置在同轴系统前方 1.5 m 处并将数码相机放置在同轴系统旁,控制同轴系统相机和数码相机拍摄一张标定板图片; 2) 翻转棋盘格标定板至背面,控制投影仪投影同轴系统相机捕获的图像; 3) 使用数码相机拍摄投影仪投射的图像; 4) 保证拍摄-投影过程中数码相机的位置不变,比较放置的棋盘格标定板和投射的棋盘格标定板中 88 个角点的平均像素偏差,再乘以尺度变换因子得到所有角点的平均距离偏差。该实验中,标定板不需要严格地垂直于同轴系统光轴。因为同轴系统中相机-投影仪的平移缩放映射关系具有唯一性,不随拍摄(投影)距离变化而变化。步骤 4) 中乘以尺度变换因子是为了将平均像素误差转化为平均物理距离误差,消除数码相机分辨率的影响。

由于数码相机随机放置在同轴系统旁,拍摄的原始图片存在透视畸变,因此在比较棋盘格角点偏差之前,需要先对数码相机拍摄的照片作透视变换(或称投影变换)矫正^[19],以消除数码相机放置的距离、角度带来的影响。在射影几何空间中将 $\mathbf{x} = (x, y, \omega)$,

$\mathbf{x}' = (x', y', \omega')$ 分别定义为原图中角点的齐次坐标和矫正图中角点的齐次坐标,则透视变换可表示为 $\mathbf{x}' = \mathbf{H}\mathbf{x}$, 其中 \mathbf{H} 为透视变换矩阵,表达式为

$$\mathbf{H} = \begin{pmatrix} L_{22} & P_{21} \\ T_{12} & h \end{pmatrix}, \quad (1)$$

式中: L_{22} 表示线性变换, P_{21} 表示投影变换, T_{12} 表示平移, h 表示归一化参数。

本文采用全部的 88 个角点,基于归一化直接线性变换(DLT)求得透视变换矩阵 \mathbf{H} ,使得投影残差 $\sigma = \sum \| \mathbf{x}' - \mathbf{H}\mathbf{x} \|_2$ 取得最小值。

在固定的同轴系统工作距离(1.5 m)下,本文测量了投影仪重投影的误差并统计了结果。

3 立体定向手术导航

3.1 系统设计

基于上述同轴投影光路,加入了 830 nm 近红外激光发射器和被动式反光球。首先使用张氏相机标定法^[20]标定了同轴系统相机的内参和镜头畸变参数(包括三阶径向畸变和二阶切向畸变),这些参数仅与相机硬件有关,在术中导航时保持不变。通过近红外激光激发被动反光球,并控制同轴系统相机采集被激发反光球的位置信息,再通过 SolvePNP 方法^[21]求解同轴投影系统与患者及参考架的相对位置。在射影几何空间中将 $\mathbf{X} = (X, Y, Z, W)$ 定义为反光球在三维空间中位置的齐次坐标, $\mathbf{x} = (x, y, \omega)$ 为反光球在同轴系统相机捕获的二维图片中的齐次坐标,两坐标之间存在如下关系:

$$\mathbf{x} = \begin{pmatrix} f_x & 0 & c_x \\ 0 & f_y & c_y \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_1 \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_2 \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_3 \end{pmatrix} \cdot \mathbf{X}, \quad (2)$$

式中: f_x 和 f_y 代表同轴系统相机焦距, c_x 和 c_y 代表同轴系统相机主点坐标,均为同轴相机内参。

$\begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{pmatrix}$ 和 $\begin{pmatrix} t_1 \\ t_2 \\ t_3 \end{pmatrix}$ 分别代表世界坐标系转换到相机坐标系的旋转向量和平移向量。术中该系统通过不断采集图像并求解旋转向量和平移向量,在不同工作距离和角度下完成患者定位和实时追踪。

在三维模型虚拟空间中,根据(2)式将术前三维模型上的点作投影变换得到二维坐标并生成完整的二维图像,通过同轴系统投影仪原位投射到患者体表,辅助外科医生对手术靶点和重要结构的实时立体定位,如图 2 所示,最终实现投射式立体定向手术导航。

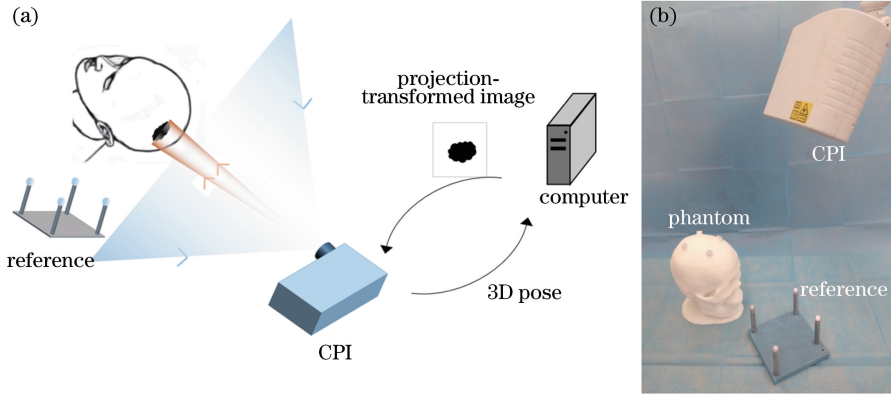


图 2 基于同轴投影系统的立体定向手术导航原理。(a)立体定向手术导航原理图;(b)系统实物照片
Fig. 2 Principle of stereotactic surgical navigation based on the CPI system. (a) Schematic of the stereotactic surgical navigation; (b) picture of the CPI system

为了提升同轴系统的导航的鲁棒性,在同轴系统中加入了参考架遮挡后重新搜索定位和图像-患者位置关系存储的功能。如果导航时参考架中的反光球被遮挡,同轴系统会自动停止导航并持续搜索术野内的反光球,直到遮挡去除,反光球均可被同轴系统定位。再次完成参考架定位后同轴系统会自动继续导航。如果导航时系统断电,重启后可自动读取之前配准的患者-图像位置,继续进行手术导航。

3.2 立体定向投影精度实验

为了验证立体定向同轴投影系统的投影精度,本文使用一张带反光贴的硬板模拟患者头部表面配准点,使用一张白色硬板作为投影屏显示投影图像,使用一个精密旋转台控制投影屏旋转[如图 3(a)所示],重建了包含一个球体的三维模型用于模拟肿瘤靶点,且球心坐标与投影屏中心对应。实验过程如图 3(b)所示:1)启动同轴投影仪系统,完成位置配准后撤掉反光贴硬板;2)控制投影仪投射肿瘤靶点,在白屏上获得圆形图案;3)变化同轴投影仪投射角度,同时旋转精密旋转台,使其跟随投影仪转动;4)数码相机记录投射的圆形图案,作射影变换矫正,求出图案圆心并分析圆心位置误差。

4 仿体实验

在脑肿瘤立体定向手术导航中,导航系统需要显示术前规划好的入路位置,并引导手术医生沿规划好的入路方向前进,最终暴露脑肿瘤。考虑到手术入路的预先规划是为了减少手术损伤区域以及避开大血管等重要结构,术中导航系统能否精确引导手术遵循预设入路成为手术成败的关键。为了验证同轴投影系统用于脑肿瘤立体定向手术导航的可行

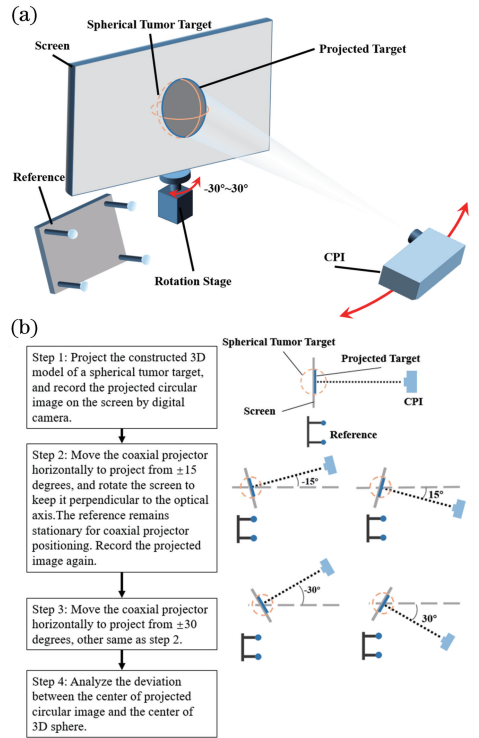


图 3 立体定向投影实验(a)实验装置图;(b)实验流程
Fig. 3 Stereotactic projection system.

(a) Experimental device; (b) experimental procedure

性,本文设计了颅骨仿体并通过仿体实验模拟手术过程。在颅骨仿体内放置了一个半球作为靶点肿瘤,半球周围用同心圆坐标纸显示投影误差。颅顶的部分额骨与顶骨采用分离式设计,可以掀开颅顶观察肿瘤投影精度。本文设计了三个不同的颅顶仿体,在第一个仿体的表面设计并打印了环形手术入路,以便验证入路位置的投影误差,在其余两个仿体的颅顶根据手术路径设计不同深度(7.5 mm, 1.5 mm)的沉孔且只打印左半部分,以便透过剖面

显示不同手术阶段的肿瘤投影,从而验证术中肿瘤投影的精度。以上设计的颅骨和颅顶仿体均按实际尺寸打印,并在此基础上开展了如下实验:1)在颅顶表面投影手术入路,测量手术入路投影误差;2)更换带沉孔的颅顶仿体,测量不同深度的肿瘤投影误差;3)直接将肿瘤原位投影至半球形靶点,测量投影误差。

5 实验结果与分析

5.1 同轴度标定结果

88个角点的投影误差如图4所示。图4(c)和(d)分别为透视变换后的标定板照片和投影标定板照片。对透视变换后的图中全部角点作位置分析可得投影标定板的角点位置误差散点图,如图4(e)所

示。可以看出投影误差由标定板靠中心的角点(central corner)到靠边缘的角点(edge corner)依次增大,其中最小投影误差小于0.1 mm,最大投影误差为0.9 mm,平均投影误差为0.4 mm。因此术中投射的靶点靠近投影仪光轴即投影视场中心时,该系统具有较高的同轴投影精度。

5.2 立体定向投影精度实验结果

本文测量了10次1.5 m投影距离下5个不同投射角度的投影误差,统计结果如图5所示。5个投射角度的平均圆心位置偏差为1.2 mm,最大圆心位置偏差1.8 mm在偏转 -30° 时测得。在配准原位即投影仪光轴不偏转时圆心平均偏差仅为0.3 mm,因此同轴投影立体定向导航系统在配准原位投影导航时精度最高。

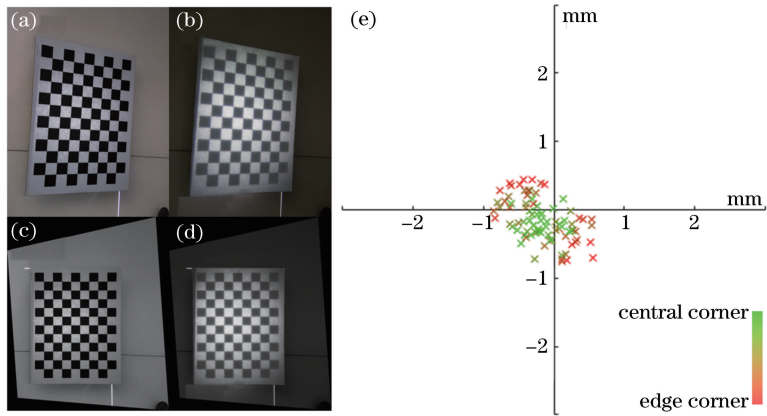


图4 标定板重投影实验。(a)棋盘格标定板照片;(b)投影仪重投影棋盘格标定板的照片;(c)对图4(a)作透视变换;(d)对图4(b)作透视变换;(e)投影标定板角点位置误差的散点图

Fig. 4 Experiment of calibration board reprojection. (a) Picture of calibration chessboard; (b) picture of reprojected calibration chessboard; (c) perspective transformation of Fig. 4(a); (d) perspective transformation of Fig. 4(b); (e) scatter plot of projection error of chessboard's corners

5.3 仿体实验结果

仿体实验结果如图6和表1所示。图6(a)同时投影切口和肿瘤靶点。图6(b)和(c)投影环形手术入路,通过刻度尺量取打印入路与投射入路的误

差。图6(d)~(g)将肿瘤靶点投射至不同深度的平面,用坐标纸量取投影误差;图6(h)~(k)投影肿瘤至仿体的半球形肿瘤靶点,用坐标纸量取投影误差。上述投影误差均测量10次,且每一次测量都改变参考架和仿体位置并重新配准。统计结果如表1所示。

表1 仿体中不同大小靶点的投影误差

Table 1 Projection errors of various targets in phantom

Target	Maximum error /mm	Minimum error /mm	Mean error /mm
Incision	3.0	0.3	1.8
Hole at 7.5 mm depth	2.7	0.2	2.1
Hole at 1.5 mm depth	3.1	0.3	2.0
Tumor	3.4	0.4	2.3

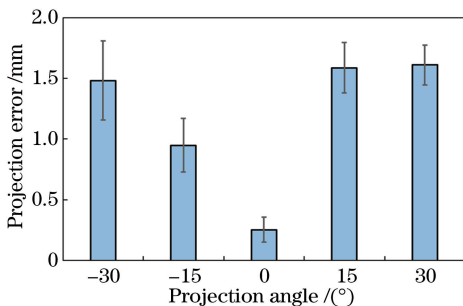


图5 立体定向投影误差图

Fig. 5 Error map of stereotactic projection

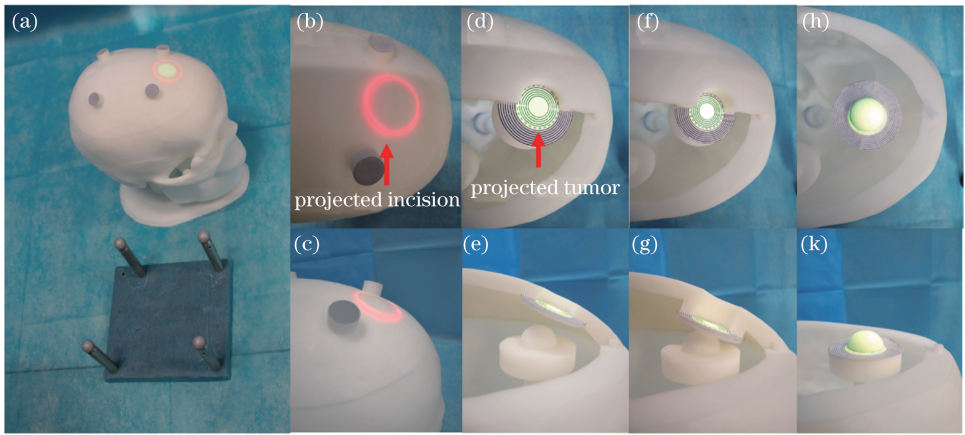


图 6 仿体实验照片。(a)仿体和参考架的照片,同时投影入路和肿瘤;(b)(c)投影切口的俯视图和侧视图;(d)(e) 1 cm 切口深度时投影肿瘤的俯视图和侧视图;(f)(g) 2 cm 切口深度时投影肿瘤的俯视图和侧视图;(h)(k)原位投影肿瘤的俯视图和侧视图

Fig. 6 Pictures of the phantom experiment. (a) The reference is placed next to the head phantom with the incision and the tumor boundaries projected. (b)(c) top and side views of the projected incision boundary; (d)(e) top and side views of the projected tumor boundary at 1 cm incision depth; (f)(g) top and side views of the projected tumor boundary at 2 cm incision depth; (h)(k) top and side views of the projected tumor boundary orthotopic

根据表 1 的结果,同轴投射系统的影像精度受靶点深度、目标大小以及系统相对偏转位置等因素影响。根据不同的手术导航条件和要求,同轴投射系统可以达到的平均投影误差最小为 0.3 mm,最大为 3.1 mm。这个误差量级跟国外高端神经导航系统相当^[22],却比国外产品的设计更简单。进一步提升该技术的定位精度可以考虑消除或减少以下几个方面的误差源^[23]:1)导航系统的误差,包括相机-投影仪同轴标定误差、相机定位误差以及投影仪投射误差。其中相机定位误差包含了相机内参标定和外参计算两部分,相机定位误差决定了图像-患者位置配准误差,是立体定向投影的主要误差来源之一。如果采用更高分辨率的相机和更小畸变的镜头,预计定位误差可以进一步降低。2)导航系统的工作条件不当,比如相机移动过快以及转动角度过大,会导致丢失追踪目标或较大投影偏差。合理定义导航系统的工作范围和使用方法可降低此类误差。3)图像后期处理误差,包括术前扫描图像的分割和三维重建过程中引入的位置误差,可以通过优化算法提升图像处理精度。除了以上所述的误差源,投射式影像导航系统在脑肿瘤手术中的临床应用还需要克服术中脑组织变形导致的位置误差。术中脑漂移是影响导航精度的重要因素,其大小根据患者和肿瘤位置不同有 1.2~30.9 mm^[24]。该误差可以通过术中超声^[25]、术中 MRI^[26]或机器学习^[27]得到一定程度的补偿。

6 结 论

本文介绍了基于同轴投影技术的多角度实时投射式立体定向手术导航系统。通过投影仪重投影实验测量了相机-投影仪光轴同轴度,结果显示所述同轴投影系统在 1.5 m 工作距离的投影仪重投影误差不超过 1 mm。通过立体定向投影实验测量了该系统立体定向投射精度,结果显示 1.5 m 工作距离和 30° 偏转角内立体定向导航的平均投影误差为 1.2 mm。通过仿体实验验证了该系统可以立体定位手术入路、肿瘤等不同位置靶点,且平均投影误差在 0.3~3.1 mm 之内,跟国外同类神经导航产品相当。本研究针对同轴投射式导航系统的仿体实验测试为进一步的临床实验和应用提供了参考。

跟其他无框架神经导航技术相比,投射式增强现实导航技术将手术路径的二维影像直接在术野进行原位投影,从而摒弃了对显示器的需求。这样的设计不仅避免了手术医生因视角切换导致的不便和误差,也大大降低了导航系统的复杂性,提升了便携性,特别适用于野外急救、重大灾害、以及边远地区的救护场景。该系统可以在颅骨表面直观显示手术路径并精准引导手术路入,比较适合对脑血肿清除和脑组织穿刺等手术进行导航。至于脑肿瘤的手术导航,手术医生需要移动投影系统从不同角度投射肿瘤才能估算肿瘤深度,因此系统适用于肿瘤上下边界易于分辨或者靠近体表的脑肿瘤切除手术。目

前该系统尚不能补偿术中脑漂移,因此需要手术医生根据手术时长及脑脊液渗出等情况判断脑漂移程度。下一步将完成立体定向手术的临床试验,验证该系统在临床应用中的价值,并且加入术中超声或术中 MRI 补偿脑漂移,提升系统导航精度。因为原位同轴投影系统可以实时采集并投影术中荧光信息,之后会将立体定向手术导航和荧光影像手术导航在同轴投影系统中融合,使术前扫描重建的三维数据和术中获取的荧光影像通过同轴投影多模态影像系统同时展现给手术医生,进一步扩大医生的术野,帮助外科医生的术中操作与决策,助力数字化诊疗和精准神经外科手术的不断发展。

参 考 文 献

- [1] Chen W Q, Sun K X, Zheng R S, et al. Cancer incidence and mortality in China, 2014 [J]. Chinese Journal of Cancer Research, 2018, 30(1): 1-12.
- [2] Allemani C, Matsuda T, di Carlo V, et al. Global surveillance of trends in cancer survival 2000-14 (CONCORD-3): analysis of individual records for 37513025 patients diagnosed with one of 18 cancers from 322 population-based registries in 71 countries [J]. The Lancet, 2018, 391(10125): 1023-1075.
- [3] Mezger U, Jendrewski C, Bartels M. Navigation in surgery [J]. Langenbeck's Archives of Surgery, 2013, 398(4): 501-514.
- [4] Orringer D A, Golby A, Jolesz F. Neuronavigation in the surgical management of brain tumors: current and future trends [J]. Expert Review of Medical Devices, 2012, 9(5): 491-500.
- [5] Wu J S, Lu J F, Gong X, et al. Neuronavigation surgery in China: reality and prospects [J]. Chinese Medical Journal, 2012, 125(24): 4497-4503.
- [6] Yan Y M, Guo X. Investigation on interactive electronic sand table system with computer vision [J]. Computer Technology and Development, 2017, 27(6): 195-198.
严一鸣, 郭星. 基于计算机视觉的交互式电子沙盘系统研究 [J]. 计算机技术与发展, 2017, 27(6): 195-198.
- [7] Stadie A T, Kockro R A, Serra L, et al. Neurosurgical craniotomy localization using a virtual reality planning system versus intraoperative image-guided navigation [J]. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 2011, 6(5): 565-572.
- [8] Meola A, Cutolo F, Carbone M, et al. Augmented reality in neurosurgery: a systematic review [J]. Neurosurgical Review, 2017, 40(4): 537-548.
- [9] Birkfellner W, Figl M, Huber K, et al. A head-mounted operating binocular for augmented reality visualization in medicine—design and initial evaluation [J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2002, 21(8): 991-997.
- [10] Yasuda J, Okamoto T, Onda S, et al. Novel navigation system by augmented reality technology using a tablet PC for hepatobiliary and pancreatic surgery [J]. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, 2018, 14(5): e1921.
- [11] Mahvash M, Tabrizi L B. A novel augmented reality system of image projection for image-guided neurosurgery [J]. Acta Neurochirurgica, 2013, 155(5): 943-947.
- [12] Tabrizi L B, Mahvash M. Augmented reality-guided neurosurgery: accuracy and intraoperative application of an image projection technique [J]. Journal of Neurosurgery, 2015, 123(1): 206-211.
- [13] Krempien R, Hoppe H, Kahrs L, et al. Projector-based augmented reality for intuitive intraoperative guidance in image-guided 3D interstitial brachytherapy [J]. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 2008, 70(3): 944-952.
- [14] Li Y, Su X Y, Chen W J. Editable projection display technology of free-form surfaces based on height information [J]. Acta Optica Sinica, 2018, 38(8): 0815026.
李彦, 苏显渝, 陈文静. 基于高度信息的自由曲面可编辑投影显示技术 [J]. 光学学报, 2018, 38(8): 0815026.
- [15] Zuo C, Feng S J, Huang L, et al. Phase shifting algorithms for fringe projection profilometry: a review [J]. Optics and Lasers in Engineering, 2018, 109: 23-59.
- [16] Liu P, Shao P F, Ma J M, et al. A co-axial projection surgical navigation system for breast cancer sentinel lymph node mapping: system design and clinical trial [J]. Proceeding of SPIE, 2019, 10868: 108680N.
- [17] Zhang F, Zhu X, Gao J, et al. Coaxial projective imaging system for surgical navigation and telementoring [J]. Journal of Biomedical Optics, 2019, 24(10): 105002.
- [18] Moreno D, Taubin G. Simple, accurate, and robust projector-camera calibration [C] // 2012 Second International Conference on 3D Imaging, Modeling, Processing, Visualization & Transmission, October 13-15, 2012. Zurich, Switzerland. New York: IEEE, 2012: 13171802.
- [19] Hartley R, Zisserman A. Multiple view geometry in

- computer vision[M]. London: Cambridge University Press, 2004.
- [20] Heikkila J. Geometric camera calibration using circular control points [J]. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 2000, 22(10): 1066-1077.
- [21] Gao X S, Hou X R, Tang J L, et al. Complete solution classification for the perspective-three-point problem[J]. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 2003, 25(8): 930-943.
- [22] Paraskevopoulos D, Unterberg A, Metzner R, et al. Comparative study of application accuracy of two frameless neuronavigation systems: experimental error assessment quantifying registration methods and clinically influencing factors [J]. Neurosurgical Review, 2011, 34(2): 217-228.
- [23] Wang M N, Song Z J. Classification and analysis of the errors in neuronavigation [J]. Neurosurgery, 2011, 68(4): 1131-1143.
- [24] Gerard I J, Kersten-Oertel M, Petrecca K, et al. Brain shift in neuronavigation of brain tumors: a review[J]. Medical Image Analysis, 2017, 35: 403-420.
- [25] Ohue S, Kumon Y, Nagato S, et al. Evaluation of intraoperative brain shift using an ultrasound-linked navigation system for brain tumor surgery [J]. Neurologia Medico-Chirurgica, 2010, 50(4): 291-300.
- [26] Nimsky C, Ganslandt O, Cerny S, et al. Quantification of, visualization of, and compensation for brain shift using intraoperative magnetic resonance imaging[J]. Neurosurgery, 2000, 47(5): 1070-1080.
- [27] Tonutti M, Gras G, Yang G Z. A machine learning approach for real-time modelling of tissue deformation in image-guided neurosurgery [J]. Artificial Intelligence in Medicine, 2017, 80: 39-47.