

6-2-2020

## Design and Application of Surgical Navigation System Based on Visual Technology

Kun Lan

*1. Changzhi Medical College, Changzhi 046000, China;;2. The State Key Laboratory of Virtual Reality Technology and Systems, Beihang University, Beijing 100191, China;*

Zhang Yan

*2. The State Key Laboratory of Virtual Reality Technology and Systems, Beihang University, Beijing 100191, China;*

Xukun Shen

*2. The State Key Laboratory of Virtual Reality Technology and Systems, Beihang University, Beijing 100191, China;*

Follow this and additional works at: <https://dc-china-simulation.researchcommons.org/journal>



Part of the [Artificial Intelligence and Robotics Commons](#), [Computer Engineering Commons](#), [Numerical Analysis and Scientific Computing Commons](#), [Operations Research](#), [Systems Engineering and Industrial Engineering Commons](#), and the [Systems Science Commons](#)

---

This Paper is brought to you for free and open access by Journal of System Simulation. It has been accepted for inclusion in Journal of System Simulation by an authorized editor of Journal of System Simulation.

---

# Design and Application of Surgical Navigation System Based on Visual Technology

## Abstract

**Abstract:** A navigation system based on vision was designed to solve the problem of using complex equipment to assist the real-time tracking of surgical instruments because of low registration of 3D in the existing surgical navigation system. *Face point cloud was reconstructed in the patient's space by using the sinusoidal structured light; From rough to precise registration, patient space and model space were made by using facial feature; The three dimensional coordinates of the marker points on surgical instruments was restored by using continuous corner detection algorithm, binocular stereo vision principle and Kalman filter algorithm to obtain accurate position of surgical instruments.* The experiments show that the surgical navigation system based on vision can achieve the requirements of accurate, stable, real-time tracking of surgical instruments.

## Keywords

surgical navigation system, space registration, sinusoidal structured light, Kalman filter

## Recommended Citation

Lan Kun, Zhang Yan, Shen Xukun. Design and Application of Surgical Navigation System Based on Visual Technology[J]. Journal of System Simulation, 2017, 29(9): 2025-2035.

## 一种基于视觉的手术导航系统设计与实现

兰坤<sup>1,2</sup>, 张岩<sup>2</sup>, 沈旭昆<sup>2</sup>

(1. 长治医学院, 长治 046000; 2. 北京航空航天大学虚拟现实技术与系统国家重点实验室, 北京 100191)

**摘要:** 针对现有手术导航系统中存在不同三维空间注册精度低、需要额外复杂设备辅助完成手术器械实时跟踪的问题, 设计并实现一种基于视觉的手术导航系统。利用正弦结构光重建病人空间面部点云; 利用人脸面部特征进行病人空间与模型空间由粗到精的空间注册; 利用分步角点检测算法和双目立体视觉原理恢复手术器械上标记点的三维坐标, 并利用卡尔曼滤波获取手术器械精确的位置与姿态。实验表明, 基于视觉的手术导航系统能够实现准确、稳定、实时的手术器械跟踪要求。

**关键词:** 手术导航系统; 空间注册; 正弦结构光; 卡尔曼滤波

中图分类号: TP391

文献标识码: A

文章编号: 1004-731X (2017) 09-2025-11

DOI: 10.16182/j.issn1004731x.joss.201709020

## Design and Application of Surgical Navigation System Based on Visual Technology

Lan Kun<sup>1,2</sup>, Zhang Yan<sup>2</sup>, Shen Xukun<sup>2</sup>

(1. Changzhi Medical College, Changzhi 046000, China;

2. The State Key Laboratory of Virtual Reality Technology and Systems, Beihang University, Beijing 100191, China)

**Abstract:** A navigation system based on vision was designed to solve the problem of using complex equipment to assist the real-time tracking of surgical instruments because of low registration of 3D in the existing surgical navigation system. *Face point cloud was reconstructed in the patient's space by using the sinusoidal structured light; From rough to precise registration, patient space and model space were made by using facial feature; The three dimensional coordinates of the marker points on surgical instruments was restored by using continuous corner detection algorithm, binocular stereo vision principle and Kalman filter algorithm to obtain accurate position of surgical instruments.* The experiments show that the surgical navigation system based on vision can achieve the requirements of accurate, stable, real-time tracking of surgical instruments.

**Keywords:** surgical navigation system; space registration; sinusoidal structured light; Kalman filter

## 引言

脑肿瘤、脑出血等脑部疾病是目前人类死亡的主要疾病之一, 严重危害人类的生命与健康, 外科手术是治疗这些疾病的重要手段。传统手术治疗

中, 医生通过二维医学扫描图像, 如 CT(Computer Tomography, 计算机 X 射线断层)、MRI(Magnetic Resonance Imaging, 磁共振成像)等的分析, 依据个人临床经验, 判断病灶的位置, 估计手术入口与路径, 但这种传统治疗方法往往存在较大判断误差的问题, 很难满足现代精细手术的要求, 尤其是对于一些结构复杂的病变区(如脑深部病变区), 由于其边界不清、血管丰富, 会导致手术操作存在较大风险。

近年来, 随着医学成像技术、图像处理技术等研究领域的发展, 手术导航系统在微创外科领域发



收稿日期: 2017-05-11 修回日期: 2017-07-10;

基金项目: 国家 863 计划 (2013AA013803)。

作者简介: 兰坤(1977-), 女, 山西, 硕士, 副教授, 研究方向为医用计算机技术; 张岩(1990-), 男, 山西, 硕士, 研究方向为虚拟现实。

<http://www.china-simulation.com>

• 2025 •

挥着越来越重要的作用。手术导航系统(Surgical Navigation System)也叫图像引导外科手术导航系统(Image Guided Surgical Navigation System),通过对局部解剖结构的可视化,高精度定位病变部位的位置,有效地引导手术器械,扩大医生有限的视觉范围,使外科手术更精确和安全。

在手术导航系统中,存在 2 种不同的三维空间:模型空间和病人空间。通过 CT、MRI 等多模图像的三维重建得到的表面模型所在的空间称为模型空间;通过双目立体视觉系统三维重建得到的模型所在的空间称为病人空间,这 2 种空间的注册是手术导航系统的关键技术之一。目前,基于标记点匹配的刚体注册方法是最常见的空间注册方法,它采用在病人皮肤表面固定人工标记物,然后在模型空间和病人空间通过手动或自动的方式识别这些标记物完成注册。文献[1]提出了一种基于边缘检测和曲线目标识别的标记点识别方法,用于两幅图像序列的自动注册。文献[2]通过自动识别颅骨内放置的标记物完成多空间的注册。基于标记点匹配的方法已经达到非常高的精度,但存在以下缺点:贴在头皮表面上的手工标记物容易移位而导致较大的空间注册误差;植入式人工标记物需要固定在颅骨,给患者带来伤害。与基于标记点匹配的方法相比,本系统采用基于人脸生物特征的表面匹配方法,利用人脸的眼睛、鼻子、嘴巴等固有特征进行匹配,完成了模型空间和病人空间的注册,由于无需设置额外的人工标记物,缩短手术前的准备,减少患者的痛苦。

医生使用手术导航系统进行手术时,需要通过计算机屏幕观察和操作手术器械,因此手术器械实时跟踪也是手术导航系统的关键技术之一。目前有多种手术器械跟踪方法,如机械跟踪、超声波跟踪、光学跟踪(optical tracking, OPT)、电磁跟踪(electromagnetic tracking, EMT)等<sup>[3-4]</sup>。文献[5]提出一种利用惯导和磁场跟踪手术器械姿态和运动的方法。文献[6]利用磁场识别器械尾端的特征点跟踪手术器械。然而这些方法使用的额外跟踪设备较多,增加了算法的复杂性。本系统提出仅使用视

觉标记来跟踪手术器械,在保证跟踪精度的前提下降低系统复杂性。

针对现有手术导航系统中存在的模型空间和病人空间注册精度低和需要额外复杂设备辅助完成手术器械实时跟踪的问题,本文提出一种基于视觉的手术导航系统,其主要贡献如下:

- (1) 为了提高空间注册精度,提出一种从粗到精、基于人脸面部特征的注册迭代优化算法。
- (2) 为了满足手术器械实时跟踪的要求,提出分步角点检测算法来快速检测手术器械上的十字特征标记点。
- (3) 提出基于卡尔曼滤波去除跟踪过程中出现的手术器械的抖动现象,提高了系统的抗干扰能力。

## 1 系统概述

本文系统包括空间注册模块和手术器械跟踪模块,系统流程见图 1。

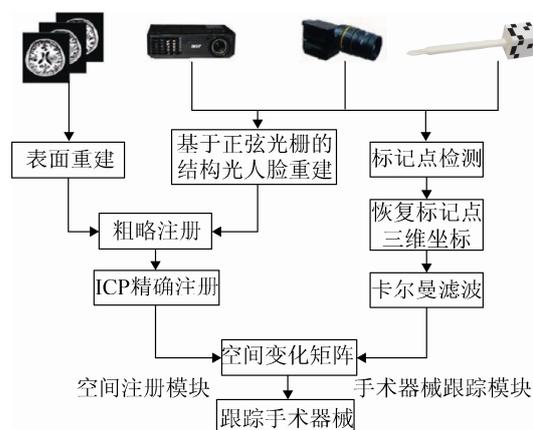


图 1 手术导航系统流程图

Fig. 1 Flow chart of surgical navigation system

空间注册模块使用基于人脸生物特征的表面匹配方法,实现模型空间与病人空间的注册。模型空间的人脸点云在术前已通过医学图像三维重建方法获得;手术导航系统需要在术中完成病人空间的人脸点云重建。病人空间的人脸点云采用基于正弦光的主动结构光视觉系统获取:在投射结构光之前,利用人脸识别、肤色检测、形态学处理等方法,提取出人脸区域;然后向人脸投射结构光,编码面部深度信息;再通过相位解码匹配左右图像,最后

利用立体视觉原理恢复面部三维信息。本文利用人脸生物特征(如鼻尖, 眼睛等)提出了一种粗略注册方法: 在二维图像空间通过主动形状模型识别图像中的鼻尖与眼睛特征点, 获取病人空间特征点的三维坐标; 在模型空间利用三维多尺度不变性和面部特征几何约束计算对应特征点的三维坐标, 求解刚性变换矩阵作为粗略注册结果。粗略注册的结果作为迭代最近点算法(Iterative Closest Points, ICP)精确注册的输入, 最终得到最优的空间变换矩阵。

手术器械跟踪模块利用人工标记点获得手术器械的准确位置与姿态。首先, 使用分步角点检测算法识别图像中的潜在标记点, 并利用灰度跳变限制和直角三角形几何约束筛选出准确反映手术器械位置与姿态的标记点; 其次, 利用双目视觉原理和卡尔曼滤波恢复标记点准确的三维信息; 最后, 使用空间注册得到的变换矩阵, 把病人空间中的手术器械逐帧映射到模型空间, 完成手术器械的实时跟踪。

## 2 空间注册

本文提出的手术导航系统中, 空间注册是整个导航系统的基础。本文提出病人空间和模型空间从粗到细的空间注册策略, 过程如图 1 所示, 空间注册模块分为表面重建、人脸重建、粗略注册和精确注册过程, 其中表面重建并非本文关注重点, 不进行介绍。下面就基于结构光的人脸重建、基于人脸特征的粗略注册和基于迭代的精确注册 3 个部分内容进行详细介绍。

### 2.1 基于正弦结构光的人脸重建

针对人脸平滑、纹理单一的特点, 本系统采用

基于正弦主动结构光视觉系统获取人脸点云。首先通过投影仪投射正弦光栅编码图案到病人面部, 然后通过双目立体视觉系统捕获编码图像, 并对捕获的图像进行解码以建立图像像素之间的对应关系, 最后通过双目视觉几何模型计算物体表面的三维信息。相较于其他结构光编码方法, 正弦结构光编码连续性好, 获取的点云更加精确稠密。

正弦光栅编码是采用多级灰度编码方式对结构光进行编码, 正弦光栅图中每个像素都有唯一的相位值, 采用相移法<sup>[7]</sup>和时间相位展开算法从每个像素的编码图像中提取相位值, 相移法的基本过程如图 2 所示。

假设总共投射  $n$  幅正弦光栅图像, 那么相邻的两幅编码光栅图像的相位之差值为  $2\pi/N$ , 像素强度表示为:

$$I_n(x, y) = A(x, y) + B(x, y) \cos \left[ \phi(x, y) + \frac{2\pi(n-1)}{N} \right] \quad (1)$$

式中:  $A(x, y)$  为背景光强;  $B(x, y)$  为条纹的幅值;  $\phi(x, y)$  为摄像机捕获的变形光栅的相位, 可以通过求解以下方程得到:

$$\phi(x, y) = \arctan \frac{\sum_{n=1}^N I_n(x, y) \sin \left[ \frac{2\pi(n-1)}{N} \right]}{\sum_{n=1}^N I_n(x, y) \cos \left[ \frac{2\pi(n-1)}{N} \right]} \quad (2)$$

在光强已知的情况下, 公式(2)仍有 3 个参数未知, 所以要求得  $\phi(x, y)$ , 则  $N$  至少要等于 3, 在实验中发现  $N=4$  时, 相位值更准确。由于相位值是用反正切函数计算的, 其值都被限制在区间  $(-\pi, \pi]$  内, 故该相位称为包裹相位。

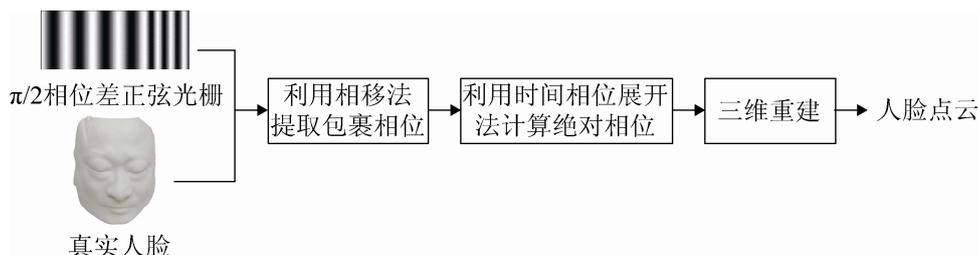


图 2 基于正弦结构光的人脸重建流程图

Fig. 2 Face reconstruction based on sinusoidal structured light

为了通过相位来求解被测物体表面的深度信息,需要利用相位展开算法从包裹相位中恢复真正的相位即绝对相位。本文系统采用文献[8]提出的时间相位展开方法进行相位展开,投影仪按时间顺序依次投影不同频率的正弦光栅图到病人面部,双目相机捕获被病人面部调制过的图像,然后沿着时间轴上的序列对所有正弦光栅图中同一位置的像素点进行相位展开,每个像素点的相位展开只依赖不同时间上各自的包裹相位,而不受相邻像素点相位的影响,从而避免了误差的传播。

通过相位展开,得到左右成像平面上的对应点,利用双目视觉原理恢复病人空间中人脸所有像素点的三维信息。图 3 显示重建结果。



(a) 绝对相位图 (b) 重建点云 (c) 重建面部模型

图 3 绝对相位图与重建结果

Fig. 3 Absolute phase diagram and reconstruction results

## 2.2 基于人脸特征的粗略注册

本文系统采用 ICP 算法注册病人空间与模型空间,由于 ICP 算法对点云的初始位置有较高的要求,如果初始位置相差较远,很容易收敛到一个局部最优解,导致注册失败。本文系统从病人空间和模型空间中分别提取出显著、鲁棒的面部特征点,如眼睛和鼻尖,利用这些点对确定一个刚体变换矩阵的初始估计值,完成粗略注册,再通过迭代 ICP 算法实现 2 个模型的精确注册。

针对病人空间,利用主动形状模型提取相机采集到的图像中的面部特征点,主动形状模型用一组离散的轮廓点来描述人脸形状,将人脸的形状特征和局部灰度特征相分离,通过主成分分析(Principal Component Analysis, PCA)建模人脸特征。在获取特定眼睛和鼻尖点的二维坐标后,通过双目立体视觉中的对应关系及重建的点云获取特征点的三维坐标。

针对模型空间,采用基于头部水平对称性和几何特性来定位人脸特征点。首先基于几何特征提取出面部特征点,然后基于对称性定位出眼睛和鼻尖点。采用主成分作为局部几何特征,通过对头部模型进行主成分分析能够获得 3 个主方向。每个方向都有一个特征值,点集分布方差最大的方向对应着最大的特征值,最小的特征值对应的方向是点集分布方差最小的方向。通过使用 PCA 的方法计算后,可以将整个模型上的点分割为两个部分:第一部分为第 3 个主方向与平面法向量差距较大的深色区域,代表了眼睑、鼻子、耳朵;剩余部分为第二部分。如图 4 所示,深色区域为提取的人脸特征。

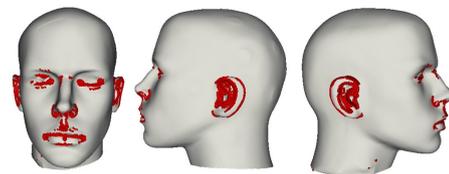


图 4 人脸特征提取

Fig. 4 Facial feature extraction

通过对提取的人脸特征点进行聚类操作,并利用几何关系,可以很容易确定出目标区域点,也就是左右双眼以及鼻子区域的点。图 5 中展示了在模型空间提取的特征点。在图中可以发现,模型中鼻子定位的区域和二维图像提取的鼻子区域有较明显的差距,但这并不影响最后的注册结果,粗略注册只需要得到一个近似的刚体转换矩阵,将 2 个模型转换到较为接近的位置即可。



图 5 模型空间眼睛、鼻子定位结果

Fig. 5 Eyes and nose location in model space

## 2.3 基于迭代 ICP 的精确注册

为了优化模型空间和病人空间的粗略注册结果,本文系统使用迭代 ICP 算法完成模型空间和病

人空间的精确注册。

设模型空间坐标系和病人空间坐标系中的三维模型点集分别为  $P = \{p_i, i=1, 2, \dots, m\}$  及  $Q = \{q_i, i=1, 2, \dots, n\}$ , 其中  $m \geq n$ 。假设两个点云之间的旋转变换为  $R$ , 平移变换为  $t$ 。ICP 算法迭代求解距离最近的对应点, 更新变换矩阵, 直到达到收敛条件, 迭代停止。具体步骤见算法 1。

算法 1: 基于 ICP 的精确注册算法

输入: 完成粗略注册的点集  $P$ 、 $Q$ , 终止迭代阈值  $\varepsilon$

输出:  $P$  和  $Q$  之间的刚体变换矩阵  $M$

$M \leftarrow I; I$  为单位矩阵

while true do

for  $\forall p_i \in P$

    使用  $KD-tree$  在  $Q$  中找出和  $p_i$  距离最近的点  $q_i$ ;

end for

    计算  $P$  与  $Q$  的均方根误差  $e$ ;

    if  $e < \varepsilon$  then

        return  $M$ ;

    end if

计算当前状态下  $P$  到  $Q$  的刚性变换矩阵  $M_k$ ;

$M \leftarrow M_k M$

$P \leftarrow M_k P$

end while

由于病人空间重建的点云只能表达相机单视角的局部模型, 对于偏角较大的区域, 计算误差往往较大, 从而导致最终注册失误。针对误差较大的特定区域, 本文系统迭代的采用 ICP 方法, 使用最近点距离作为注册误差的评价标准, 每次迭代后删除误差明显大于平均值的点, 重新进行 ICP 注册, 直到将误差精度控制在 1 mm 以内。表 1 显示二次迭代后的平均误差、最小误差和最大误差对应值。

表 1 迭代 ICP 过程中误差的变化

Tab. 1 Error variation in iterative ICP process

误差/mm	初始误差	第一次迭代	第二次迭代
平均误差:	0.497 444	0.389 946	0.336 810
最小误差:	0.004 195	0.001 988	0.000 869
最大误差:	29.798 351	1.910 177	1.129 161

通过迭代的采用 ICP 算法得到最佳的刚体变换矩阵  $M$ , 即  $3 \times 3$  旋转矩阵  $R$  和  $3 \times 1$  平移矩阵  $t$

的值, 使得转换后的病人空间坐标系最接近模型空间坐标系, 即完成空间注册。

### 3 手术器械跟踪

手术导航系统中, 需实时跟踪病人空间手术器械, 并在模型空间中显示虚拟手术器械准确的位置、姿态, 对手术器械的定位速度、精度都有较高要求。本文系统仅使用视觉标记来跟踪手术器械, 在保证跟踪精度的前提下降低了系统复杂性。

为了实现手术器械的可视化与实时追踪, 设计了如图 6 所示的手术器械模型, 手术器械模型的尾端安装四面贴有组合标记物的立方体, 组合标记物上有 3 个组成直角三角形的十字特征点 a, b, c。特征点之间的位置符合图 6 中直角三角形的几何约束, 共面的 3 个标记点可以唯一确定手术器械的位置和姿态, 手术器械处于病人空间, 标记点同样通过双目立体视觉求解三维坐标。

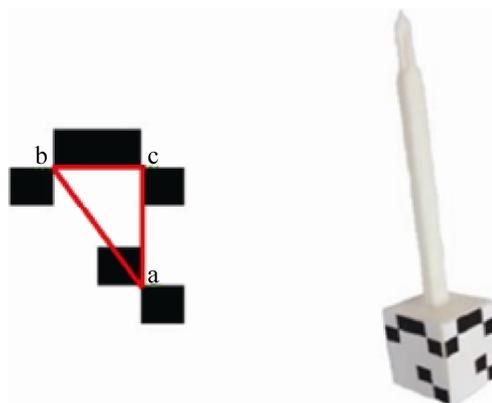


图 6 手术器械模型

Fig. 6 Surgical instrument model

手术器械的跟踪过程为: 首先利用已经标定<sup>[9]</sup>和立体校正<sup>[10]</sup>好的双目相机, 实时地获取病人空间图像, 分别对两幅图像中手术器械尾端上的组合标记物进行检测, 识别出组合标记物上的标记点; 其次, 采用立体匹配法找到两幅图像相匹配的点, 计算视差求出标记点在病人空间的坐标值; 最后, 通过空间注册得到的变换矩阵, 把当前手术器械在病人空间坐标系中的位置, 逐帧映射到模型坐标系中, 对于手术器械跟踪过程中的抖动现象采用

卡尔曼滤波去除噪声,增加了追踪的稳定性。下面就针对手术器械标记点检测、标记点的三维坐标恢复和卡尔曼滤波去噪 3 个部分进行详细介绍。

### 3.1 标记点检测

手术器械的跟踪过程中,需要精确、实时地识别手术器械尾部的标记点以完成手术器械的定位。但是,现有的标记点检测算法无法同时满足实时性和高精度的要求。针对这种情况,本文系统提出使用最小亮度变化(Minimum Intensity Change, MIC)算法<sup>[11]</sup>和 Harris 算法<sup>[12]</sup>的分步角点检测策略。MIC 算法和 Harris 算法在结果准确性和计算效率上具有互补特性: MIC 算法采用了多栅格算法缩小原图像,可以快速检测到图像中出现的角点。MIC 算法运算速度快的特点可以满足手术导航系统中实时跟踪的要求。但是,由于 MIC 算法未对图像进行降噪处理,对噪声比较敏感,无法准确区分斜边点和角点,导致检测结果中会出现较多的假角点。另一方面, Harris 算法具有计算简单、可以定量提取角点的优点,并且提取的角点具有旋转不变、光照不变和位移不变的特性。但是,为了减少噪声干扰,在计算过程中需要使用高斯卷积计算窗口中所有像素点的水平和垂直两方向的灰度梯度,导致算法计算量大,效率较低。

所谓分步角点检测算法是指检测过程分为两步:首先使用快速的 MIC 算法得到初始的角点检测结果;然后使用高精度的 Harris 算法从初始检测结果中进行二次角点检测,最终得到精确的角点位置。分步角点检测算法可以发挥 MIC 算法和 Harris 算法各自优势,并剔除检测结果中不可靠的角点,同时满足了手术导航系统的实时性和准确性的要求。下面简单介绍 MIC 和 Harris 角点检测算法实现原理。

#### 3.1.1 角点检测算法

MIC 算法认为:在灰度图像中的规定圆形窗口内,角点是所有方向上与像素邻域点亮度变化足够大的像素点。为了降低算法复杂度和提高结果准

确性, MIC 算法首先使用多栅格算法将原图像缩小为低分辨率图像,并计算每个像素点的角点响应函数(Corner Response Function, CRF)值,并将 CRF 值大于阈值的像素点认为是潜在的角点。然后,计算潜在角点在原图中的 CRF 值,将 CRF 大于预定阈值的点选为最终的角点。

MIC 角点响应函数是图像 I 上任意一点处的角点量,通过计算像素点所有方向上的亮度最小变化值得到。该算法使用一个圆形窗口模板,计算任意一条直径两个端点与圆点差的平方和,然后求其最小值。用公式表示为:

$$CRF = \min((I_p - I_o)^2 + (I_{p'} - I_o)^2) \quad (3)$$

式中:  $I_p$  和  $I_{p'}$  分别是直径的两个端点的像素值;  $I_o$  是圆心的像素值。

为了剔除 MIC 算法检测结果中多余的假角点,提高手术器械实时跟踪的准确性,本文使用 Harris 算法对 MIC 检测结果进行优化。

Harris 角点检测算法是一种基于灰度图像的角点检测算法。Harris 算法利用定义的图像局部小窗口观察图像灰度变化特征来判断角点。其基本思想是:对于平坦区域,窗口任意方向的移动都不会产生灰度值变化;对于物体边缘,窗口沿着边缘方向移动不会产生灰度变化;而对于角点区域,窗口任意方向的移动都会产生明显的灰度变化现象。在本文系统中,窗口大小设为  $5 \times 5$  的奇数边长的正方形。

#### 3.1.2 角点筛选

利用分步角点检测算法提取角点后,很多角点并不都是最后需要计算三维坐标的目标,如图 7 示,组合标记物的中间角点是实际所需的角点,其余角点被定义为假角点,因此需要对假角点进行筛选并剔除。根据标记点采用十字结构设计的特点,采用一种基于圆上灰度跳变的方法<sup>[13]</sup>进行筛选。以角点检测算法识别出的角点为中心,一定半径做圆,计算圆弧上灰度跳变次数,图 7 中可以看出,假角点的灰度跳变次数只有 2 次,而中心角点的灰度跳变次数为 4 次,据此方法排除组合标记物上的假角点。

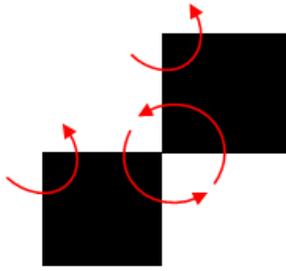


图 7 圆上灰度跳变示意图

Fig. 7 Diagram of gray level jump on circle

筛选出来的角点根据欧式距离公式计算点与点之间的距离, 结合手术器械末端组合标记物上三点的几何约束条件, 再次筛选出满足特定尺寸直角三角形的共面角点。

### 3.2 恢复手术器械标记点的三维信息

通过分步角点检测算法得到标记点在左、右两幅图像中的二维坐标值后, 利用极线几何约束<sup>[4]</sup>, 找到左右两幅图像中角点之间的对应关系。

如图 8 所示,  $O_l$  和  $O_r$  分别是左右相机的光心, 光心之间的连线称为基线  $b$ , 光心到相机成像平面的距离称为焦距  $f$ ,  $P_l$  和  $P_r$  是空间点  $P$  在两个成像平面上的投影点。  $P$ ,  $O_l$ ,  $O_r$  共同确定的平面是极平面, 极平面与每幅图像相交的直线称为极线。  $e_l$  和  $e_r$  是相机光心连线与两个投影面的交点, 称为极点。空间任意点在左右投影平面的极线都经过极点  $e_l$  和  $e_r$ 。单目图像上的特征点处在对应图像的对应极线上。这样对两幅图像间对应点的二维搜索就变成了沿极线的一维搜索。

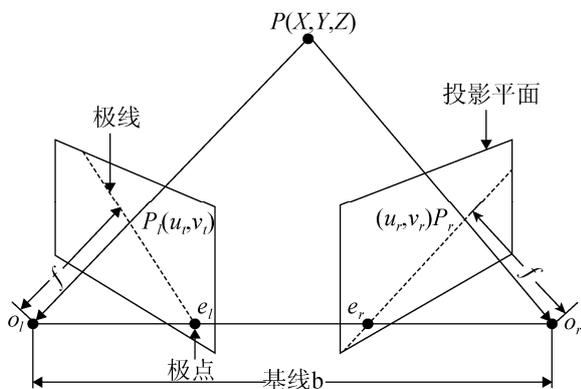


图 8 极线几何约束原理图

Fig. 8 Epipolar geometry constraint

找到左、右图像匹配的对对应点, 就可以获得视差。利用视差和相机内部参数计算手术器械末端组合标记点的病人空间三维坐标, 根据标记点相对位置关系, 快速确定手术器械在病人空间中的位置和姿态。利用空间变换矩阵, 逐帧映射病人空间的手术器械到模型空间。

### 3.3 基于卡尔曼滤波的噪声滤除

通过上述方法可以实现实时追踪模型空间的手术器械, 但是在结果中存在抖动现象, 容易造成跟踪的误差和不稳定性, 造成这种抖动的原因是由图像获取和三维结构恢复过程中的误差累积引起的。为了提高跟踪的鲁棒性和准确性, 本文系统利用卡尔曼滤波器<sup>[15]</sup>优化手术器械跟踪模块。卡尔曼滤波器的 3 个假设: 被建模系统是线性的; 影响测量的噪声属于白噪声; 噪声本质上是高斯分布的。在这 3 个假设下, 从系统已知的信息为起点, 获取新信息, 然后根据旧信息与新信息的确定程度, 用带权重的新旧信息对系统已知信息进行更新。

卡尔曼滤波模型描述如下: 假设  $k$  时刻的真实状态是从  $k-1$  时刻的状态演化而来, 符合公式:

$p_k = \mathbf{F}p_{k-1} + \mathbf{B}u_k + \omega_k$ , 其中,  $p_k$  是  $k$  时刻的  $n$  维状态;  $\mathbf{F}$  是作用在  $p_{k-1}$  上的  $n \times n$  状态转移矩阵; 控制器输入向量  $u_k$  表示允许外部控制施加于系统;  $\mathbf{B}$  是作用在  $u_k$  上的系统控制矩阵, 本系统没有任何控制输入向量的参与, 所以设置  $\mathbf{B}$  为零矩阵;  $\omega_k$  表示过程噪声, 并假设其符合均值为 0, 协方差矩阵为  $\mathbf{Q}_k (n \times n)$  的多元正态分布,  $\omega_k \sim N(0, \mathbf{Q}_k)$ 。在时刻  $k$  的测量值  $q_k$  与系统真实值  $p_k$  满足:  $q_k = \mathbf{H}_k p_k + v_k$ , 其中,  $q_k$  是  $m$  维测量值向量;  $\mathbf{H}_k$  是  $m \times n$  测量矢量, 它把真实状态空间映射成测量空间;  $v_k$  是测量噪声, 同样假设其均值为 0, 协方差矩阵为  $\mathbf{R}_k (m \times m)$  且服从正态分布,  $v_k \sim N(0, \mathbf{R}_k)$ 。

本文系统中对每个角点的三维坐标进行卡尔曼滤波。对于任意一个角点, 建模如下:  $q_k$  是  $k$  时刻通过双目立体视觉系统测量得到的三维坐标,  $q_k = [x, y, z]^T$ 。  $p_k$  是  $k$  时刻的状态,  $p_k = [x, y, z,$

$v_x, v_y, v_z]^T$ , 其中  $x, y, z$  是角点的三维坐标,  $v_x, v_y, v_z$  是角点在  $x, y, z$  方向上的速度分量。根据速度模型, 设定系统状态转移矩阵

$$F = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & dt & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & dt & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & dt \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \text{ 根据精度要求, 在实}$$

验中将  $R_k$  对角线元素分别设置为 0.1, 即

$$R_k = \begin{bmatrix} 0.1 & 0 & 0 \\ 0 & 0.1 & 0 \\ 0 & 0 & 0.1 \end{bmatrix}. Q_k \text{ 设置为 } Q_k = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2 \end{bmatrix}.$$

滤波后, 从  $p_k$  中提取  $x, y, z$  作为  $k$  时刻病人空间的标记坐标。图 9 为优化前后的单个角点坐标曲线对比图, 图中实线表示采集到的带噪声的角点运动坐标, 虚线是经卡尔曼滤波后的运动轨迹。

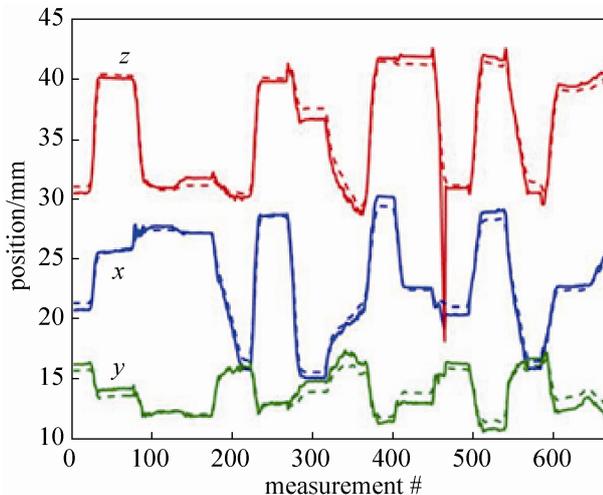


图 9 优化前后角点坐标对比图

Fig. 9 Comparison of angular coordinates before and after optimization

## 4 实验

为了评估本文设计的手术导航系统的性能, 分别在 3D 打印模型和真实病人头部进行实验, 以验证系统准确性和稳定性。

### 4.1 软硬件环境

本文系统采用 Optoma 投影仪模拟正弦结构光, 采用 Point Grey 高帧率工业相机组成双目立体视觉系统, 3D 打印获取手术器械模型。相机分辨率和镜头的质量影响重建点云的分辨率和精度, 本文系统的相机采用 Point Grey 的 GX-FW-28S5C-C 的工业相机, 包含 200 万像素, 帧速达到 30 f/s, 而相应的镜头则采用了 16 mm 的 500 万像素的镜头, 投影仪分辨率为  $1024 \times 768$ , 利用 3DMax 设计手术器械模型, 通过 3D 打印获取了 1:1 的实物, 并在手术器械尾端表面粘贴标记物图像。

本文系统的软件开发平台是 Microsoft Visual Studio 2008, 使用 C++ 开发实现, 使用 OpenGL 图像开发平台实现模型的展示, 使用 OpenCV 视觉库实现相机的标定以及图像的处理, 使用 VTK 可视化工具包实现医学数据展示。

### 4.2 3D 打印模型实验

在空间注册的实验中, 首先, 正确读取模型空间病人头部的扫描数据, 并对病人空间中的头部模型进行人脸检测; 其次, 打开投影仪并正对人脸面部投射 24 幅正弦条纹编码图, 并用双目相机拍摄, 接着解码、计算, 生成面部点云数据; 最后, 对病人空间的点云数据和模型空间的点云数据进行注册。整个注册时间  $< 3$ , 图 10 显示了针对 3D 打印模型的注册结果。在图中, 深色点是模型空间的头部点云, 浅色点是病人空间的面部点云。在这个实验中, ICP 注册算法的平均误差为 0.918 251 mm, 最大误差为 4.067 253 mm, 最小误差为 0.009 586 mm。在所有的实验中, 平均误差均小于 1.0 mm, 该精度满足手术导航系统的要求。

手术器械跟踪的实验中, 将病人空间里手术器械的操作过程映射到模型空间。移动手术器械到相机视野范围内并跟踪器械, 当病人空间中的手术器械移动时, 模型空间中的虚拟手术器械会做同方向、同步长的移动, 且实时地显示在模型空间中, 手术器械追踪画面的帧率为 30 f/s 左右, 动作流畅。

图 11 显示了实验过程中借助眼睑进行手术器械跟踪的样本帧, 其中(a)表示病人空间放置手术器械, (b)表示模型空间手术器械的位置, (c)表示手术器械在病人空间移动, (d)表示模型空间里手术器械移动的绘制效果。



图 10 3D 打印模型的空间注册结果

Fig. 10 Space registration results of 3D printing model

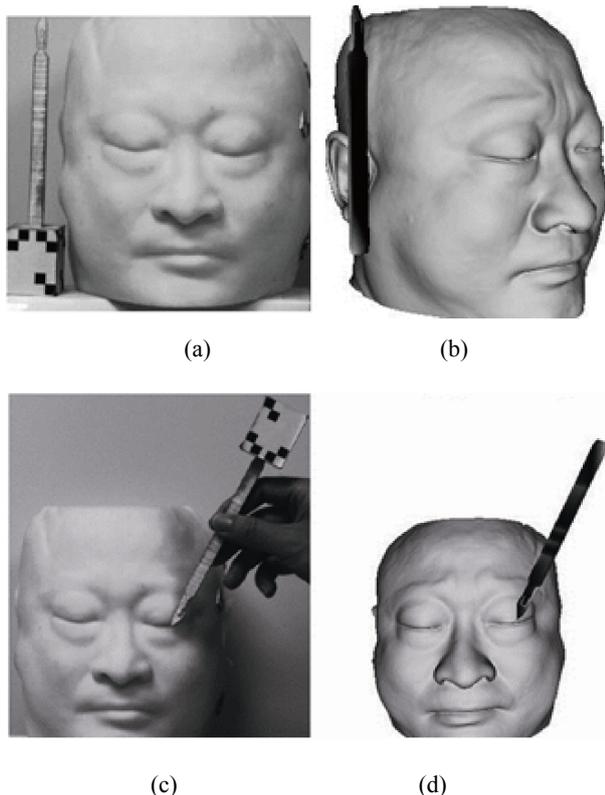


图 11 3D 打印模型的手术器械跟踪样本帧

Fig. 11 Surgical instrument tracking sample frame of 3D printing model

上述实验结果表明, 基于人脸表面特征的空间

注册结果在允许的误差范围内, 能够达到准确的空间注册效果。手术器械也可以达到实时跟踪。

### 4.3 真实病例实验

在课题合作单位北京某三甲医院脑外神经实验室, 本文系统针对医院真实病人头部进行实验, 开发手术导航系统样机, 使用基于 VTK 的医学影像显示, 将空间注册结果和手术器械显示在模型空间和医学影像中。如图 12 所示的空间注册结果, 深色点云为模型空间点云, 浅色点云为病人空间重建点云。注册误差在 1 mm 以内, 注册时间 < 3 s。在这个实验中, ICP 注册算法的平均误差为 0.953 052 mm, 最大误差为 4.236 326 mm, 最小误差为 0.014 452 mm。在所有的实验中, 平均误差均 < 1.0 mm, 该精度满足真实环境下的手术导航系统的要求。

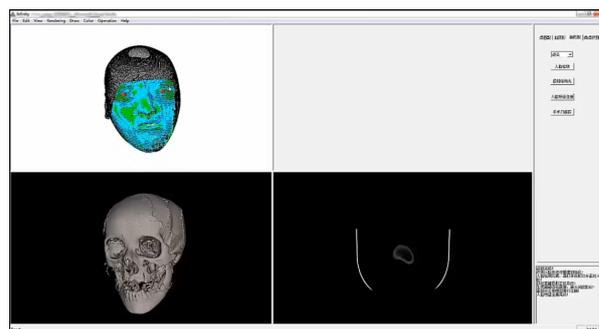


图 12 真实病人的空间注册结果

Fig. 12 Space registration results of real patients

图 13 为手术器械的实时跟踪效果, (b)窗口是病人空间图像, 实验中, 把手术器械移动到眼角、耳廓区, (a)窗口实时、准确的显示模型空间中的虚拟手术器械, (c)窗口同时显示虚拟手术器械与病人内部组织的关系, (d)窗口显示对应脑部横切面结构图。

在真实手术场景, 针对真实病人头部进行实验。结果表明, 空间注册速度快、准确; 手术器械从病人空间到模型空间的映射过程, 无延迟、无抖动, 达到实时跟踪的效果。

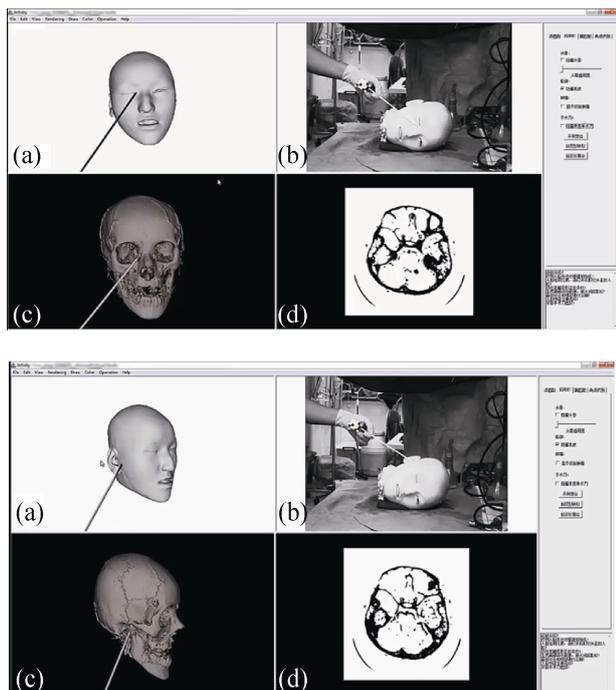


图 13 真实病人的手术器械跟踪样本帧

Fig. 13 Surgical instrument tracking sample frame for real patient

## 5 结论

本文设计并实现了一种基于视觉的手术导航系统, 本系统无需更多额外硬件设备, 利用人脸固有特征进行病人空间与模型空间的精确注册; 利用分步角点检测算法、双目立体视觉、卡尔曼滤波算法实现手术器械的实时跟踪。实验结果显示该系统的空间配准精度高, 手术器械跟踪实时、准确、稳定, 符合临床手术要求。但是基于人脸表面特征的注册算法在三维重建中, 三维点云坐标的求解耗时较长, 针对每一个点, 都需要构建特定的线性方程才能求解出坐标点, 如何提高运算效率是空间注册的主要问题, 也是今后需要改进的方向。

## 参考文献:

- [1] Chen D, Tan J, Chaudhary V, et al. Automatic fiducial localization in brain images [J]. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* (S1861-6410), 2006, 1(6): 45-47.
- [2] Wang M Y, Maurer Jr C R, Fitzpatrick J M, et al. An automatic technique for finding and localizing externally attached markers in CT and MR volume images of the head [J]. *Biomedical Engineering (S0018-9294), IEEE Transactions on*, 1996, 43(6): 627-637.
- [3] Nakamoto M, Sato Y, Miyamoto M, et al. 3D ultrasound system using a magneto-optic hybrid tracker for augmented reality visualization in laparoscopic liver surgery [M]// *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention—MICCAI 2002*. Germany: Springer Berlin Heidelberg, 2002, 2489: 148-155.
- [4] 陈晓冬, 杜承阳, 朱晓田. 一种用于介入式内窥镜手术的多传感融合定位方法 [J]. *中国激光*, 2014, 41(12): 1-5. (Chen Xiaodong, Du Chengyang, Zhu Xiaotian, et al. A sensing-fusion tracking method for inversion endoscope surgery [J]. *Chinese J. Lasers*, 2014, 41(12): 1-5.)
- [5] Ren H, Kazanzides P. Investigation of attitude tracking using an integrated inertial and magnetic navigation system for handheld surgical instruments [J]. *Mechatronics (S0957-4158), IEEE/ASME Transactions on*, 2012, 17(2): 210-217.
- [6] Stoll J, Ren H, Dupont P E. Passive markers for tracking surgical instruments in real-time 3-D ultrasound imaging [J]. *Medical Imaging (S0278-0062), IEEE Transactions on*, 2012, 31(3): 563-575.
- [7] Yamaguchi I, Zhang T. Phase-shifting digital holography [J]. *Optics letters (S0146-9592)*, 1997, 22(16): 1268-1270.
- [8] J M Huntley, H O Saldner. Temporal phase-unwrapping algorithm for automated interferogram analysis [J]. *Applied Optics (S1559-128X)*, 1993, 32(17): 3047-3052.
- [9] 马颂德, 张正友. 计算机视觉: 计算理论与算法基础 [M]. 北京: 科学出版社, 1998. (Ma Songde, Zhang Zhengyou. *Computer Vision: Computational Theory and Algorithm Basis* [M]. Beijing, China: Science Press, 1998.
- [10] 张宏. 基于双目立体视觉的三维重建技术研究 [D]. 武汉: 华中科技大学, 2007. (Zhang Hong. *Research on 3D Reconstruction Technology Based on Binocular Stereo Vision* [D]. Wuhan, China: Huazhong University of Science and Technology, 2007.)
- [11] Trajkovic M, Hedley M. Fast corner detection [J]. *Image and Vision Computing (S0262-8856)*, 1998, 16(2): 75-87.
- [12] Harris C, Stephens M. A combined corner and edge detector [C]// *Proceedings of the 4th Alvey Vision Conference*. Manchester, UK, UK: 1988: 147-151.

(下转第 2042 页)

<http://www.china-simulation.com>

• 2034 •