

# 一种基于 Kinect 相机的腹部肝穿刺介入导航系统

肖德强<sup>1</sup> 罗火灵<sup>1</sup> 张彦舫<sup>2</sup> 贾富仓<sup>1</sup> 胡庆茂<sup>1</sup>

<sup>1</sup>(中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

<sup>2</sup>(深圳市人民医院介入科 深圳 518020)

**摘 要** 为验证 Kinect 相机用于腹部肝穿刺介入导航的可行性, 开发了一套基于第二代 Kinect 相机的被动光学定位导航系统。该系统实现了一种无标记术中注册方法, 分别从术前腹部 X-射线计算机断层图像和 Kinect 相机获取的彩色及深度图像中提出腹部表面点云数据做匹配, 实现术中数据与术前数据融合。为验证系统的导航精度, 分别在 1 个腹部体模和 6 只健康比格犬肝脏区域做了穿刺导航实验, 穿刺结果分别统计了靶点配准误差、用户手动误差和靶点定位误差。体模实验显示, 靶点配准误差、用户手动误差和靶点定位误差分别为  $(4.26 \pm 1.94)$  mm、 $(2.92 \pm 1.67)$  mm、 $(5.23 \pm 2.29)$  mm。同时比较了第一代和第二代 Kinect 相机应用于穿刺导航的性能, 实验结果表明, 第二代相机的导航精度明显高于第一代。动物实验中得到的靶点定位误差及其横向、径向误差分量为  $(6.40 \pm 2.72)$  mm、 $(4.30 \pm 2.51)$  mm、 $(3.80 \pm 3.11)$  mm。由实验结果可知, 该研究成功验证了 Kinect 相机用于腹部肝穿刺介入手术导航的可行性。

**关键词** 腹部穿刺; 手术导航; Kinect 相机; 无标记点注册; 多模态表面匹配  
中图分类号 TG 156 文献标志码 A

## A Kinect Camera Based Navigation System for Percutaneous Liver Needle Intervention

XIAO Deqiang<sup>1</sup> LUO Huoling<sup>1</sup> ZHANG Yanfang<sup>2</sup> JIA Fucang<sup>1</sup> HU Qingmao<sup>1</sup>

<sup>1</sup>(Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

<sup>2</sup>(Intervention Therapy Department of Shenzhen People's Hospital, Shenzhen 518020, China)

**Abstract** To investigate the feasibility of Microsoft Kinect camera for guiding percutaneous liver needle intervention, a puncture navigation system based on the second generation Kinect was developed. The two surfaces from preoperative computed tomograph (CT) and intraoperative Kinect RGB-depth images were extracted and matched for physical-to-image registration. Experiments were conducted on a general abdominal phantom and six beagles *in vivo*. The target registration error, user error, and target positioning error were

收稿日期: 2017-09-21 修回日期: 2017-12-02

基金项目: 国家重点研发计划课题(2016YFC0106502、SQ2017ZY040217/03); 国家自然科学基金-深圳机器人基础研究中心项目(U1613221); 国家自然科学基金-广东联合基金(U1201254); 广东省科技计划项目(2015A020214012、2015A020214012); 深圳市基础研究布局项目(JCYJ20170413162213765)

作者简介: 肖德强, 博士, 研究方向为软组织手术导航; 罗火灵, 工程师, 博士研究生, 研究方向为软组织手术导航; 张彦舫, 博士, 主任医师, 研究方向为介入放射学; 贾富仓, 博士, 高级工程师, 研究方向为图像引导癌症治疗、脑成像; 胡庆茂(通讯作者), 博士, 研究员, 研究方向为医学图像分析、计算机辅助诊断, E-mail: qm.hu@siat.ac.cn。

used to evaluate navigation accuracy. The results show that target registration error, user error, and target positioning error of the phantom are  $(4.26\pm 1.94)$  mm,  $(2.92\pm 1.67)$  mm and  $(5.23\pm 2.29)$  mm, respectively. In addition, two generations of Kinect were both tested, and the results imply that the second generation Kinect-based navigation is superior to the first-generation. For the animal experiment, the target positioning error was evaluated as  $(6.40\pm 2.72)$  mm, and its lateral and longitudinal component were  $(4.30\pm 2.51)$  mm and  $(3.80\pm 3.11)$  mm, respectively. This study demonstrates that the Kinect camera has a potential of clinical application in percutaneous liver puncture navigation.

**Keywords** abdominal puncture; surgical navigation; Kinect camera; markerless registration; multimodality surface matching

## 1 引言

手术导航能够实现将术中手术器械映射到术前图像空间, 进而直观地指导医生进行精准操作。手术导航最早应用于硬组织, 即假设术中组织相对术前影像未发生明显形变。基于硬组织的手术导航已发展得较为成熟, 如神经外科手术导航、骨科手术导航等<sup>[1,2]</sup>。借鉴硬组织手术导航的设计理念, 腹部穿刺介入导航自 2005 年出现以来得到了迅速发展<sup>[3,4]</sup>, 术中注册是其系统实现的关键一步。

三维表面成像技术的发展使得术中获取病人体表三维点云数据变得简单可行, 通过术中表面成像可以获得更为丰富的术中病人位置信息, 为实现术中注册提供了新思路。Cash 等<sup>[5]</sup>利用三维激光扫描仪无接触式获取术中肝脏表面, 用于开腹式肝脏切除手术导航中的术中注册和形变校正。Nicolau 等<sup>[6]</sup>使用结构光法获取病人腹部表面与术前 X 射线计算机断层成像术 (Computed Tomography, CT) 图像做表面配准实现术中注册用以腹部穿刺导航。早期表面成像技术能获得较高精度的稠密点云数据, 但成像范围较小且不具备成像的实时性。

近些年, 基于飞行时间法 (Time-of-Flight, ToF) 的术中表面成像技术<sup>[7]</sup>发展迅速, 该方法相

对传统表面成像技术的优势在于能实时同步获取灰度 (或彩色) 和深度图像。基于 ToF 表面成像技术的深度相机因能提供实时且丰富的术中信息而被逐渐应用于软组织手术导航<sup>[8,9]</sup>。

美国微软公司于 2010 年发布了一款面向消费者的低价位深度相机——Kinect 深度传感器。该相机不仅能实时同步获取扫描对象的彩色 (RGB) 和深度 (Depth) 图像 (RGB-D 图像), 且相机深度成像精度相对传统 ToF 相机也有进一步的提升。Wang 等<sup>[10]</sup>使用 Kinect 相机做了穿刺针的追踪研究; Kilgus 等<sup>[11]</sup>将 Kinect 相机集成到一个增强现实显示系统中辅助法医尸检; Seitel 等<sup>[12]</sup>尝试将 Kinect 相机应用到腹部穿刺导航中, 实现术中注册和穿刺操作引导并完成了系统的初步验证。

2015 年, 微软公司发布了第二代 Kinect 相机, 与第一代 Kinect 相机相比, 其深度成像精度明显提升<sup>[13]</sup>。第二代 Kinect 能否应用于腹部穿刺介入导航的研究未见报道, 且第二代 Kinect 相机相对第一代相机能否提升穿刺导航系统的精度也需做进一步的研究。同时, 基于深度相机的无标记点注册中, 利用迭代最近邻点 (Iterative Closest Point, ICP) 算法<sup>[14]</sup>实现术前与术中腹部多模态表面的匹配时, 需先对两表面做初始匹配。现有用于腹部表面初始匹配的方法均采用人

工手动对齐<sup>[11,12]</sup>。为减少术中注册过程的人工干预, 仍需进一步研究全自动腹部表面配准技术。针对以上若干问题, 本文实现了一种基于 Kinect 相机的经皮肝穿刺导航系统, 分别将两代 Kinect 相机集成到系统中, 比较了两代 Kinect 相机应用于腹部穿刺导航的性能差异。为了实现自动无标记点术中注册, 提出了一种基于二维全局形状相似的表面初始匹配算法, 并结合 ICP 算法实现腹部多模态表面的自动匹配。验证实验中, 采用 1 个通用的腹部体模及 6 只健康比格犬开展穿刺导航实验, 通过采集术后 CT 图像以量化评估穿刺导航精度。

## 2 方法

### 2.1 系统软件

基于 Kinect 相机的经皮肝穿刺介入导航系统的软件体系结构主要由穿刺路径规划、术中注册、器械追踪和导航可视化 4 个部分组成。

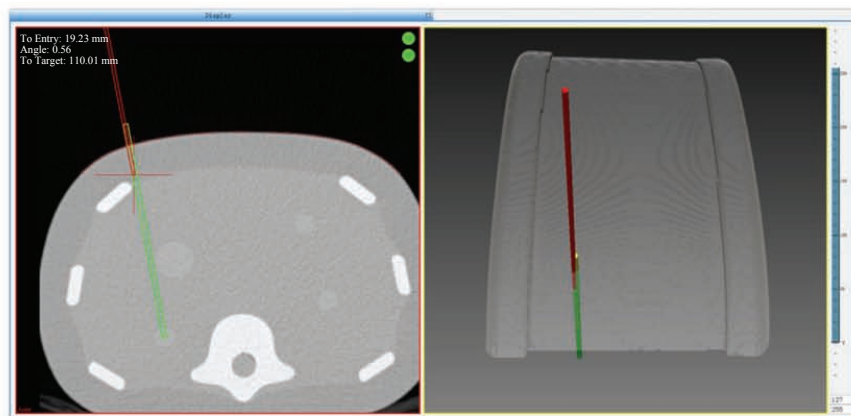
(1) 穿刺路径规划。主要功能是完成在病人腹部 CT 图像上选择入口点和穿刺靶点。其中, 穿刺入口点由手工选择, 肿瘤的质心设为靶点。肿瘤质心采用了三维霍夫变换<sup>[15]</sup>方法分割形状规则的球形肿瘤, 对于少数形状不规则的肿瘤则采

用手动分割方法。

(2) 术中注册。使用 Kinect 相机获取病人腹部 RGB-D 图像, 并与术前对应的 CT 图像做配准计算术中病人物理坐标空间到术前图像空间的坐标变换。本文实现了一种无标记点术中注册: 提出了一种基于二维投影形状相似性的表面匹配算法完成术中 Kinect 腹部表面与术前 CT 表面的配准, 该方法将在 2.3 节做详细介绍。

(3) 器械追踪。本文采用被动光学定位工具用于器械的定位和追踪。术中器械的追踪包括穿刺针和 Kinect 相机在光学定位系统坐标空间中的实时定位。实现过程是将动态参考帧 (Dynamic Reference Frame, DRF) 绑定在器械上, 定位系统通过追踪 DRF 实时获取器械的空间位置和姿态信息。术中器械相对 DRF 位置及姿态的计算 (器械校准) 是实现器械追踪的前提, 其步骤将在 2.2 节中做具体介绍。

(4) 导航可视化。系统可视化模块旨在术中注册完成之后引导医生做穿刺操作, 穿刺操作可分为 3 个步骤: ①按照术前导航规划在病人腹部皮肤表面寻找穿刺入口点; ②调整穿刺针的入针角度, 使其与术前规划一致; ③保持穿刺针的入针角度不变, 将穿刺针插入病人体内直至针尖到达规划靶点位置。图 1 展示了穿针过程的可视化



注: 绿色部分表示规划的穿刺路径; 红色部分表示穿刺针的位置

图 1 腹部穿刺导航系统引导界面

Fig. 1 The interface of needle insertion navigation

引导界面。

## 2.2 系统硬件

本文系统主要硬件如图 2 所示。穿刺导航实验中, 采用了一个腹部多模态成像体模(CIRS Abdominal Phantom Model 071A, Computerized Imaging Reference Systems, Inc. Norfolk, Virginia, USA)(图 2(b)), 该体模内部包含若干大小不一的人造肿瘤。本文将两代 Kinect 相机, 即 Kinect for Windows Version 1(Kinect V1)和 Kinect for Windows Version 2(Kinect V2)均集成到了穿刺导航系统中(<http://www.microsoft.com/en-us/kinectforwindows>, 图 2(c)), 两代 Kinect 相机的成像性能参数如表 1 所示。穿刺导航实验使用两根 14 G 的医用穿刺针, 并在其手柄处绑定 DRF 以实现实时定位(图 2(d))。术中定位系统使用了 Polaris Spectra 被动光学定位系统(Northern Digital Inc., Waterloo, ON, Canada)(图

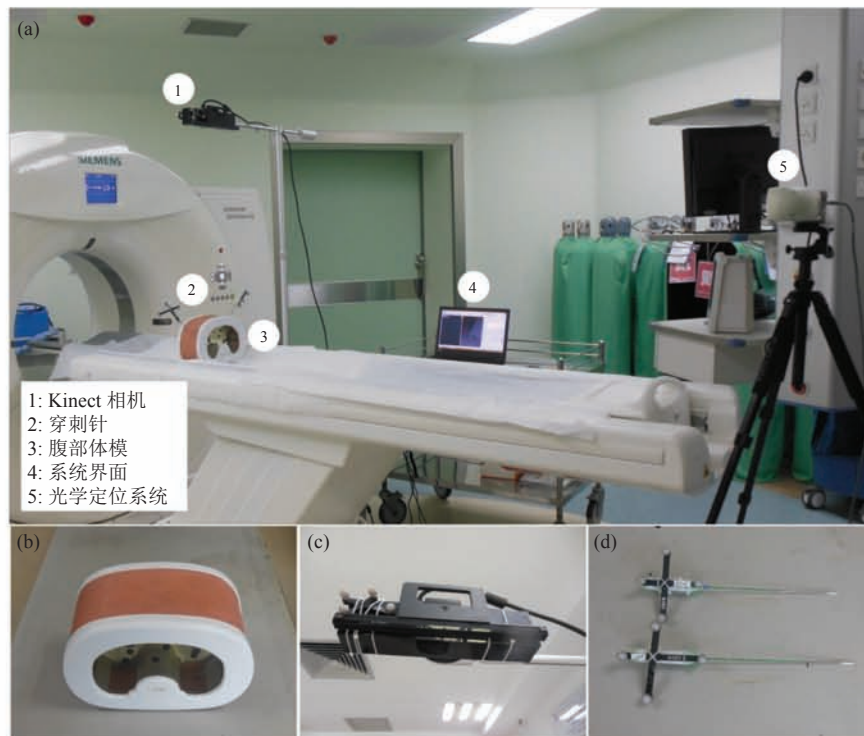
2(a))。整套系统软件在一台型号为 Lenovo® Thinkpad W540 的笔记本电脑(2.7 GHz 四核处理器, 8 GB 内存)上运行。

表 1 两代 Kinect 相机的主要成像参数

Table 1 Main features of the Kinect for Windows V1 and V2

参数	Kinect for Windows V1	Kinect for Windows V2
成像原理	结构光	时间飞跃法
深度图像分辨率	640×480	512×424
彩色图像分辨率	640×480	1 920×1 080
图像获取速率(Hz)	30	30
深度范围(m)	0.4~3.0 (近距离模式)	0.5~4.5

Kinect 相机和穿刺针均需做标定处理以实现系统的集成。Kinect 相机具有彩色和深度两个摄像头, 根据 Herrera 方法<sup>[16]</sup>分别计算两摄像头的相机内部参数, 以实现 Kinect 相机坐标空间中物体表面三维点云的生成, 同时根据 Herrera 方法可以获取彩色和深度两摄像头相对位置的空间变



(a) 穿刺导航系统在手术室进行动物实验验证的场景; (b) 穿刺验证体模; (c) 绑有 DRF 的第二代 Kinect 相机; (d) 绑有 DRF 的医用穿刺针

图 2 穿刺导航系统主要硬件设施

Fig. 2 The hardware used in the proposed system

换,进而可以实现彩色和深度图像中像素点之间的一一映射。穿刺针标定使用经典的支点校准方法<sup>[17]</sup>。为了获得 Kinect 相机坐标空间和绑定的 DRF 之间相对位置的空间变换,这里采用 Tsai 和 Lenz<sup>[18]</sup>提出的手眼标定方法。整套系统中涉及的空间变换满足以下规律(如图 3)。

$$T_{Track2Img} = T_{Drf2Trac}^{-1} \cdot T_{Cam2Drf}^{-1} \cdot T_{Img2Cam}^{-1} \quad (1)$$

其中,  $T_{Track2Img}$  表示光学定位系统坐标空间到术前 CT 图像空间的刚体变换;  $T_{Drf2Trac}^{-1}$  是由绑定在 Kinect 相机的 DRF 在光学定位系统空间中的姿态信息构成的一个矩阵,该矩阵可由光学定位系统直接获取;  $T_{Cam2Drf}^{-1}$  由手眼标定过程求得,即为绑定的 DRF 与 Kinect 相机坐标空间之间的相对空间变换矩阵;  $T_{Img2Cam}^{-1}$  表示 Kinect 相机坐标空间到术前 CT 图像空间的刚体变换,该变换由术中注册求得,关于该变换的具体求解过程将在 2.3

节做详细阐述。

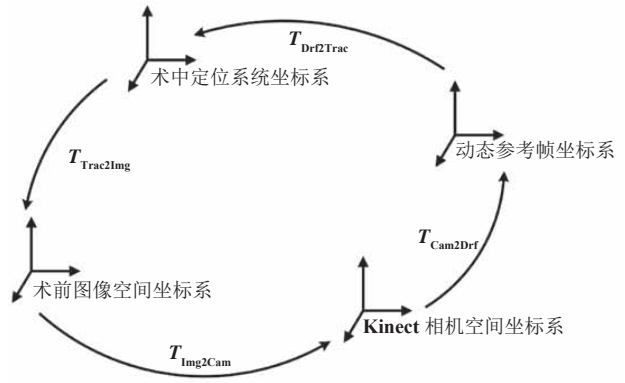


图 3 穿刺导航系统中涉及的空间坐标变换

Fig. 3 Transforms involved during registration

2.3 无标记点术中注册

本文提出一种腹部表面自动匹配算法来计算 Kinect 相机坐标空间到术前 CT 图像空间之间的刚体变换  $T_{Img2Cam}^{-1}$ , 算法的大致流程如图 4 所示。

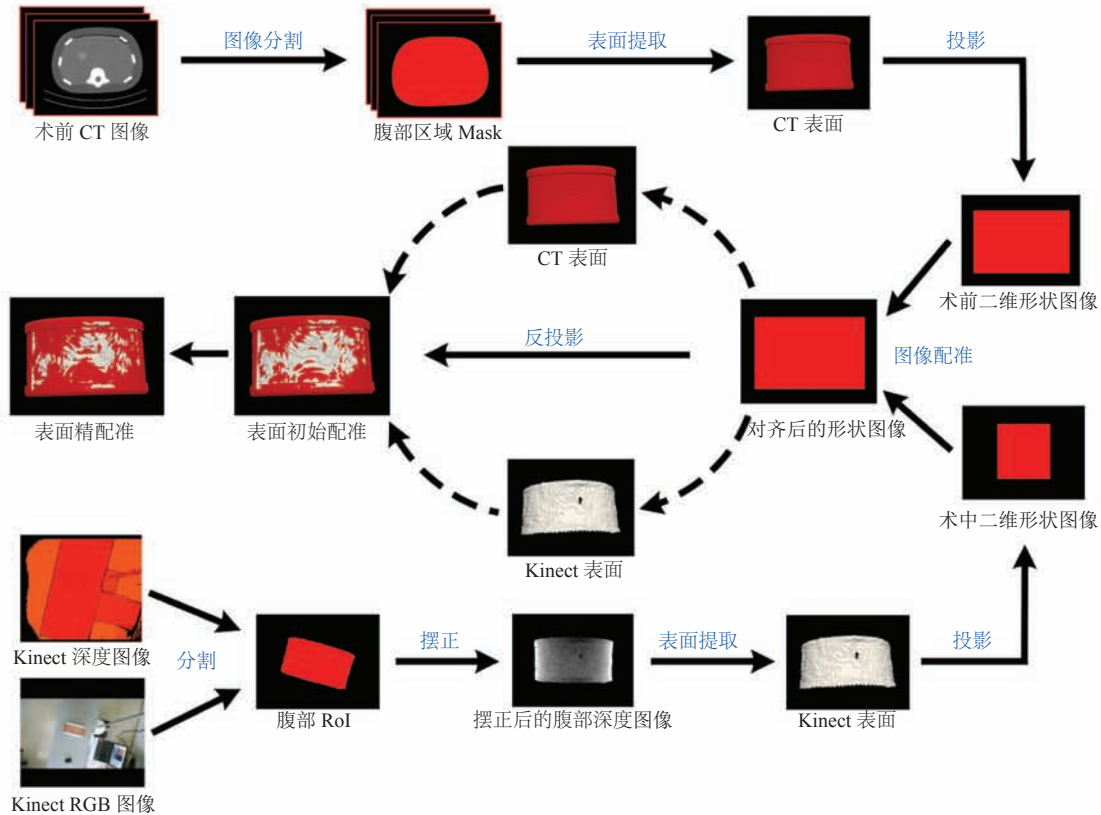


图 4 腹部表面自动配准流程图

Fig. 4 Workflow of the automatic abdominal surface registration method

首先, 分别从术前 CT 图像和术中 RGB-D 图像中提取腹部三维表面。其次, 分别将提取的术前 CT 表面和术中 Kinect 表面投影到同一二维图像空间内生成术前和术中表面二维形状投影图像, 将生成的两幅二维形状投影图像进行非刚体配准, 计算术前和术中表面在二维空间中的对应关系, 之后通过反投影将二维对应关系映射到三维空间中生成对应的三维点集。最后, 利用点对匹配算法完成两表面对应点集之间的初始配准, 并结合 ICP 算法优化初始配准结果。

### 2.3.1 腹部表面自动提取

术前 CT 图像腹部表面提取流程为: 先对原始 CT 图像做区域增长分割<sup>[19]</sup>得到腹部区域并提取整个腹部表面, 之后根据输入的冠状面方向的图像像素坐标索引阈值提取腹部的上表面(如图 4 “CT 表面”)。

在术中 Kinect 相机坐标空间中提取腹部表面时, 需先从 RGB-D 图像中提取腹部感兴趣区域 (Region of Interest, RoI), 然后做 RoI 图像摆正处理, 最后根据相应的深度图像生成三维表面。腹部 RoI 的提取综合利用 Kinect 相机提供的彩色和深度信息并结合分水岭和阈值法来实现(如图 5), 具体流程如下:

(1) 通过形态学分水岭算法<sup>[20]</sup>分割彩色 RGB 图像得到分割后的掩码图像  $I_{\text{segRGB}}$  (图 5(b))。

(2) 利用输入的距离阈值分割对应的深度图

像得到分割掩码图像  $M_{\text{segDepth}}$  (图 5(d))。

(3) 对掩码图像  $I_{\text{segRGB}}$  做进一步的阈值分割, 其阈值由掩码图像  $M_{\text{segDepth}}$  中非零像素点对应图像  $I_{\text{segRGB}}$  中像素位置上的值统计得到, 且设频数最多的像素值为阈值。文中彩色图像和深度图像中像素位置对应关系可由 Kinect 相机标定时获取, 掩码图像  $I_{\text{segRGB}}$  经过阈值后即可得到初始分割的腹部 RoI 图像(图 5(e))。

(4) 对初始分割的 RoI 图像做形态学填充及膨胀操作即可获得最终腹部 RoI 图像(图 5(f))。

RGB-D 图像中提取腹部 RoI 后, 将矩形 RoI 区域做重定向处理使其水平放置在整幅图像中实现腹部 RoI 摆正。首先, 计算 RoI 区域的质心并提取 RoI 区域的轮廓线, 接着由质心和轮廓线上的所有像素点获取质心到轮廓线的最短和最长距离。其中, 最短和最长距离分别是质心位置到轮廓线上所有像素点位置的距离排序后的前 3% 和后 3% 的平均值。然后, 由得到的质心位置和两距离值根据原腹部 RoI 图像重新生成一个包括矩形区域的腹部 RoI 图像, 此矩形区域的边长和宽由两距离值决定。最后, 将原腹部 RoI 图像刚体配准到生成的腹部 RoI 图像上即可得到摆正后的腹部 RoI 图像。术中 Kinect 腹部表面最终通过腹部 RoI 图像和对应的深度图像并结合小孔成像模型<sup>[21]</sup>生成, 其中深度图像需要经过双边滤波去噪处理<sup>[22]</sup>以提高表面重建精度。

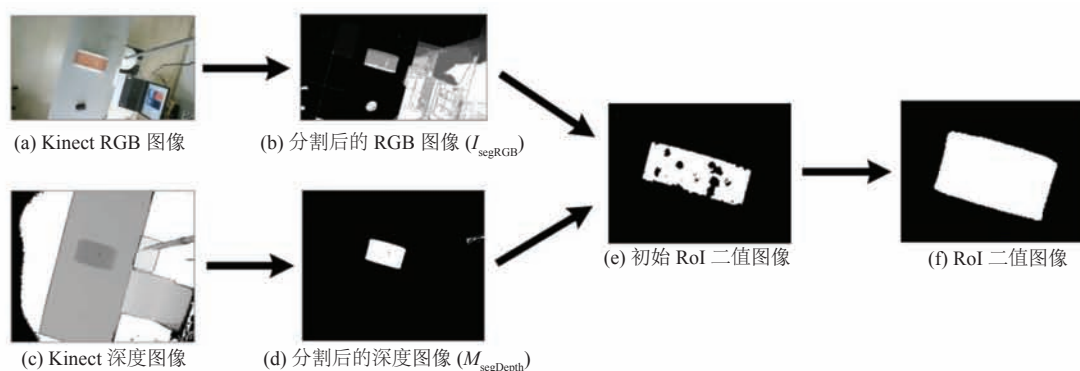


图 5 RGB-D 图像中腹部感兴趣区域提取流程

Fig. 5 Abdominal RoI extraction from the RGB-D image

### 2.3.2 对应表面点集搜索

为构造术前与术中表面点集之间的对应关系,分别将提取的术前和术中表面投影到同一二维平面空间中,生成二维形状图像,并对生成的两二维形状图像进行配准得到两表面点集在二维空间中的对应关系,最后通过反投影确立两表面点集之间的三维空间对应关系。对于术前二维形状图像的生成,将术前腹部CT表面投影到冠状平面内生成二维投影图像,根据二维投影图像中的RoI区域再生成一个包含矩形区域的二值图像即为术前二维形状图像。该过程与术中腹部RoI摆正过程中利用质心和两距离生成矩形区域的步骤类似。对于术中二维形状图像的生成过程,利用摆正后的腹部RoI图像在术前二维形状图像空间中生成一个矩形区域。该矩形区域生成过程中,两距离值的单位使用了像素点索引距离代替像素点物理距离。术前与术中二维形状图像做基于缩放变换<sup>[23]</sup>的非刚体配准,配准完成后即可确定两二值图像RoI区域的像素点之间的对应关系。因表面三维坐标空间到二维图像坐标空间的对应性已经建立,则通过反投影即可由二维像素点坐标找到对应的三维点集,进而生成术前和术中表面之间对应的点集。由对应表面点集通过点对点匹配算法实现术前和术中腹部表面的初始刚体配准,接着使用经典ICP算法对初始配准优化,最终完成腹部表面的自动配准。

## 3 实验

### 3.1 体模实验

本文利用基于第二代Kinect相机的腹部穿刺导航系统在腹部体模内部选取直径大小不一的6个人工肿瘤靶点做穿刺导航误差评估。为了充分验证导航系统的性能,实验中设计了关于2种不同穿刺熟练程度和3种穿刺路径的 $2 \times 3$ 因素的实验方案。两名具有不同穿刺经验的穿刺操作者

分别为:一名腹部介入科医师和一名肝胆外科研究生。其中,将介入科医师视为有临床经验的操作者,研究生视为无穿刺经验的操作者。

为比较两代Kinect相机用于穿刺导航系统的精度差异,本文针对两代Kinect相机做了导航穿刺的对比验证。对于每一代Kinect相机,有经验的穿刺操作者对腹部体模内的6个人工肿瘤分别沿第一和第二条路径做穿刺导航操作并统计穿刺误差。

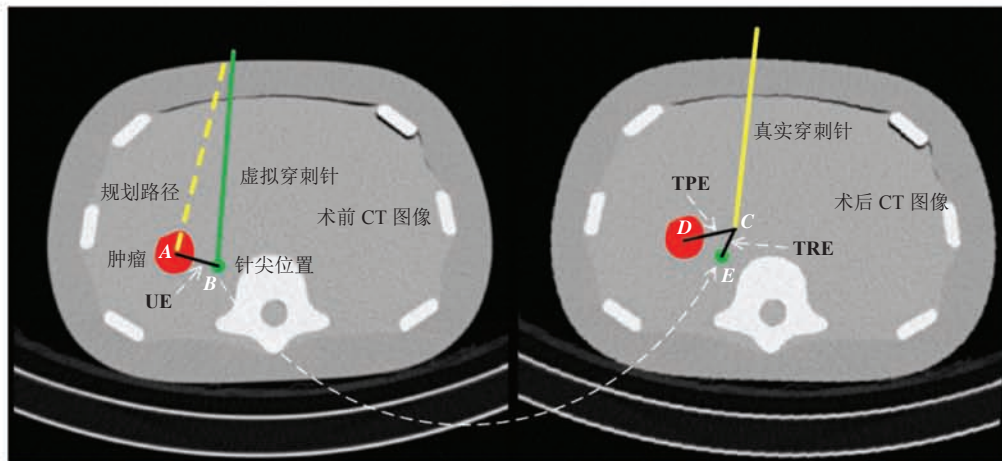
体模穿刺导航流程为:首先,将腹部体模固定在CT扫描床上并做CT扫描,将获取的CT DICOM图像通过医学影像存储与传输系统导入穿刺导航系统,之后根据CT图像做穿刺路径规划,术中利用Kinect相机获取体模术中位置信息并与术前CT图像做配准完成术中注册;然后,操作者根据导航界面沿着穿刺路径做穿刺操作;最后,进行术后CT扫描,并利用术后CT图像评估穿刺导航误差。

### 3.2 导航误差评估

为全面量化穿刺导航系统精度,分别对靶点配准误差(Target Registration Error, TRE)、用户手动误差(User Error, UE)及靶点定位误差(Target Positioning Error, TPE)3种常用的误差量化指标进行计算。图6给出了关于3种误差量化指标求法的直观表示。此外,关于TPE两分量,即TPE横向误差和径向误差也做了相应的计算<sup>[24]</sup>。

### 3.3 动物实验

动物实验得到了中国科学院深圳先进技术研究院动物伦理委员会的许可,共使用了6只健康比格犬(每只体重大约10 kg)。术前实验犬经过麻醉后仰卧放置在CT扫描床上,绑定后插管连接呼吸机。实验中,一名专业兽医全程监护实验犬的生理状况。实验结束后,对实验犬麻醉并静脉注射高浓度氯化钾安乐处死。在对实验犬做导航穿刺操作前,需在肝脏内部植入人工肿瘤靶



注:  $A$  表示术前图像空间中肿瘤质心的位置;  $B$  表示术前图像空间中虚拟针尖位置;  $C$  表示术后图像空间中针尖的位置;  $D$  表示术后图像空间中肿瘤质心的位置;  $E$  表示  $B$  经过术前和术后图像配准变换到术后图像空间中的位置;  $UE$  为用户手动误差;  $TRE$  为靶点配准误差;  $TPE$  为靶点定位误差

图 6 靶点配准误差、用户手动误差及靶点定位误差计算方法图

Fig. 6 Illustration for target registration error, user error, and target positioning error calculation

点, 通过在术前 CT 引导下经皮穿刺注射 2 mL 碘油于肝实质部位构造人工肿瘤。

对于每个人工肿瘤, 本文利用基于第二代 Kinect 相机的穿刺导航系统引导穿刺, 穿刺操作由一名具有多年临床经验的介入科医生负责, 且在实验前已完成不少于 50 次的体模穿刺导航练习。对于每只实验犬, 种植人工肿瘤后: 首先, 实验犬腹部覆盖无菌手术布并留出一块近似矩形区域用于介入操作, 在最大呼气状态时中断呼吸机获取术前 CT 图像; 其次, 根据术前 CT 图像规划穿刺路径, 并提取腹部术前 CT 表面; 再次, 术中由 Kinect 相机获取实验犬腹部 RGB-D 图像并生成腹部表面点云数据; 最后, 做术前与术中腹部表面自动配准完成无标记点术中注册 (图 7)。为实现肝脏术中呼吸运动补偿, 对腹部表面匹配算法做 GPU (Graphics Processing Units) 并行加速, 进而可得到实时腹部表面配准误差曲线。当表面配准误差达到最小值时, 认为当前实验犬呼吸状态与术前 CT 图像一致。此时中断呼吸机并行穿刺操作, 可在很大程度上消除因呼吸运动造成的穿刺偏移。穿刺完成后做术后

CT 扫描获取术后实验犬腹部 CT 图像。

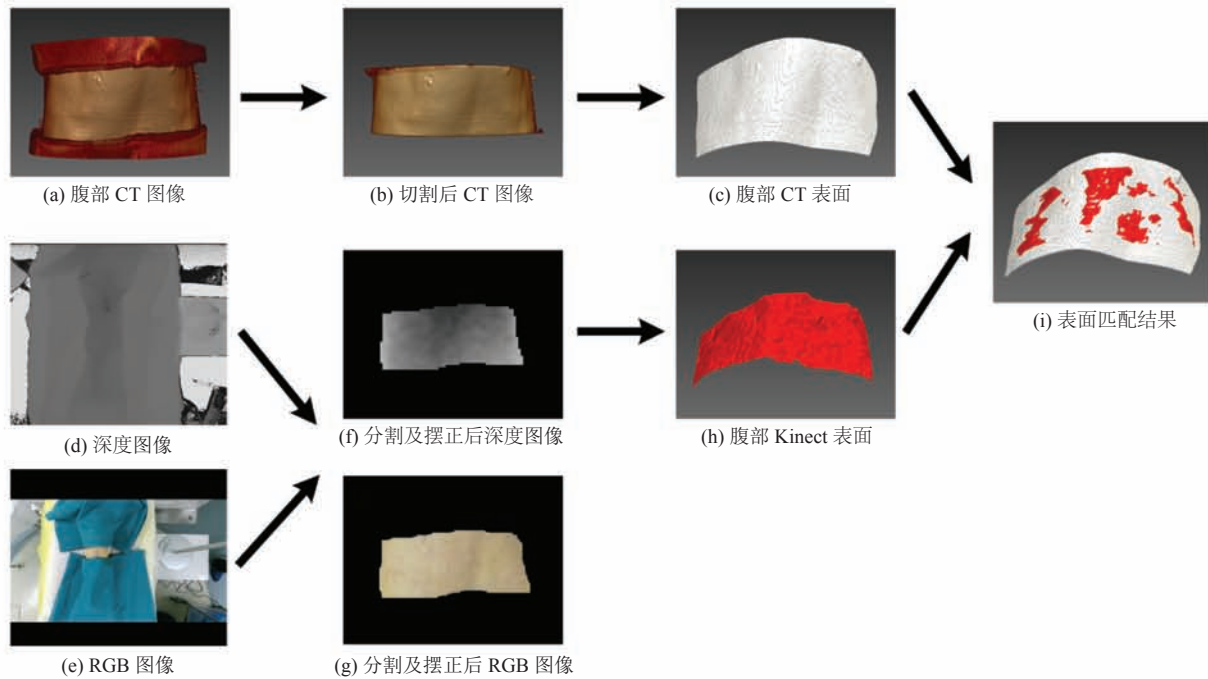
动物实验中, 基于术后 CT 图像对穿刺导航结果做了包括 TPE、TPE 横向分量及径向分量的量化。因实验犬呼吸运动的影响, 导致术前 CT 图像空间中虚拟针尖的位置无法准确定位, 故在动物实验部分略去了对 TRE 和 UE 的计算。

## 4 实验结果

### 4.1 体模实验

基于第二代 Kinect 相机的导航系统共完成了 36 次穿刺实验。术前共做了 18 次路径规划, 平均路径长度为  $(104.0 \pm 15.8)$  mm, 体模内部 6 个人工肿瘤的平均直径为  $(10.8 \pm 1.8)$  mm。表 2 为 36 次穿刺中 3 个误差指标 (TRE、UE 及 TPE) 的量化结果。表 3 为 TPE 横向和径向分量的统计结果。表 4 为 UE 和 TPE 关于两种不同穿刺熟练程度及 3 条穿刺路径的统计结果。此外, 一次穿刺导航的平均耗时为 7 min。其中, 术前规划耗时 5 min, 其余 2 min 用于完成术中注册和穿刺操作, 穿刺操作平均用时为  $(1.69 \pm 0.82)$  min。单次





注：(a)对术前腹部CT图像做体绘制；(b)根据体绘制结果判定CT图像中手术操作区域(未覆盖手术铺单部分)，手工切割CT图像；(c)根据2.3节所述方法从切割后的腹部CT图像中提取三维表面；(d, e)Kinect相机获取比格犬腹部RGB-D图像；(f, g)从RGB-D图像中提取腹部RoI区域；(h)根据2.3节所述方法提取腹部Kinect表面；(i)基于腹部表面二维投影相似性做CT表面和Kinect表面初始匹配，结合ICP算法优化初始匹配，得到最终匹配结果

图7 动物实验中腹部表面自动匹配流程图

Fig. 7 Illustration of automatic abdominal surface matching in one animal experiment case

表2 体模实验穿刺导航误差统计结果

Table 2 Error statistics in phantom experiments

误差类型	均值 (mm)	标准差	中值 (mm)	最小值 (mm)	最大值 (mm)
TRE	4.26	1.94	4.06	0.84	9.22
UE	2.92	1.67	2.42	0.63	8.14
TPE	5.23	2.29	5.18	1.25	10.61
SRE	0.61	0.03	0.61	0.54	0.66

注：SRE表示注册过程中产生的腹部表面配准误差

表3 靶点定位误差横向和径向分量统计结果

Table 3 The lateral and longitudinal errors of target positioning error

TPE 分量	均值 (mm)	标准差	中值 (mm)	最小值 (mm)	最大值 (mm)
横向	4.91	2.30	5.09	1.25	10.55
经向	1.30	1.27	0.87	0.01	6.29

无标记点注册耗时为 $(15.47 \pm 0.6)$ s。基于第一代Kinect相机的穿刺导航试验一共做了24次，表5

为基于两代Kinect相机的穿刺导航误差和注册耗时的统计结果。

表 4 穿刺熟练程度和路径的用户手动误差、靶点定位误差均值及标准差

Table 4 The mean value and standard deviation of user error and target positioning error

误差类型	O1 (mm)	O2 (mm)	Vertical (mm)	Oblique_1 (mm)	Oblique_2 (mm)
UE	2.59±1.23	3.25±1.99	2.76±1.52	3.25±2.12	2.76±1.36
TPE	4.76±2.45	5.71±2.08	4.88±2.03	5.40±2.67	5.43±2.28

注: 其中“O1”表示有经验的穿刺操作者; “O2”表示无经验的穿刺操作者; “Vertical”表示横断面内垂直的穿刺路径; “Oblique\_1”表示横断面倾斜的穿刺路径; “Oblique\_2”表示矢状面内倾斜的穿刺路径

表 5 基于两代 Kinect 相机的穿刺导航误差及注册耗时

Table 5 Navigation errors and registration time compared between Kinect V1 and V2

Kinect 相机代数	TRE (mm)	UE (mm)	TPE (mm)	注册耗时 (s)
V1	5.90±1.73	2.85±1.42	5.67±1.81	12.49±0.10
V2	3.63±1.75	2.49±1.37	4.17±2.31	15.62±0.64

注: 导航误差具体包括 TRE、UE 及 TPE 的均值和标准差; 注册耗时为单次注册平均耗时

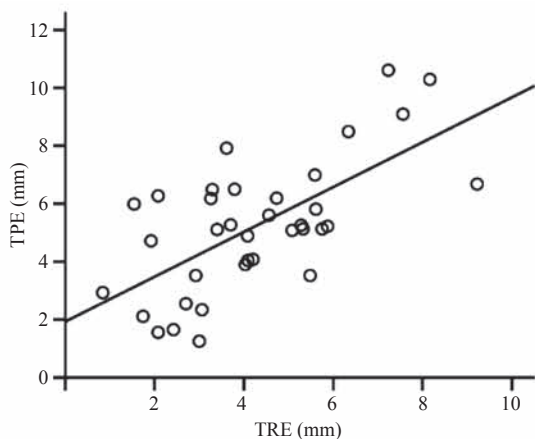
利用配对  $t$  检验对 TRE 关于两代 Kinect 相机及 UE 关于两种穿刺熟练程度的均值一致性进行检验分析。结果表明, 使用 Kinect V2 做穿刺导航计算的 TRE 要明显小于使用 Kinect V1 计算的 TRE ( $t_{11}=2.844$ ,  $P<0.05$ ), 有经验操作者对应的 UE 与无经验操作者的 UE 无显著性差异 ( $t_{17}=1.105$ ,  $P=0.284$ )。

使用单因素方差分析对 UE 关于 3 条穿刺路径的均值一致性检验分析发现, UE 关于 3

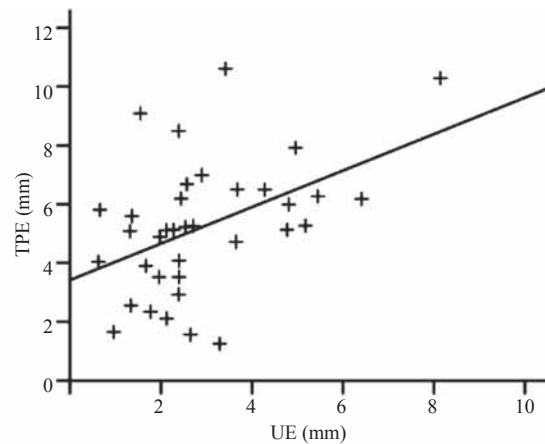
种不同路径无显著性差异 ( $P=0.487$ ,  $0.999$ ,  $0.488$ )。

使用二因素方差分析对 TPE 关于穿刺熟练程度及穿刺路径的均值一致性检验分析发现, 不同穿刺熟练程度和 3 条穿刺路径下的 TPE 亦无显著性差异 ( $P=0.222$ ,  $0.804$ )。

对 TPE 与 TRE、TPE 与 UE 做相关分析发现, TPE 与 TRE、UE 均相关(如图 8), 但相关系数较小。



(a) TPE 与 TRE 的线性相关图  
(“○”表示 36 个样本集;  $r=0.657$ ,  $P<0.001$ )



(b) TPE 与 UE 的线性相关图  
(“+”表示 36 个样本集;  $r=0.452$ ,  $P<0.01$ )

图 8 靶点定位误差与靶点配准误差及用户手动误差的线性相关图

Fig. 8 Illustration for the linear correlation between target registration error and target positioning error, user error and target positioning error

## 4.2 动物实验

对6只比格犬做了穿刺导航验证,其中3只实验犬肝脏区域分别种植了2个肿瘤,其他3只则分别种植3个人工肿瘤,共计15个人工肿瘤靶点。人工肿瘤的平均直径为 $(4.6 \pm 2.2)$  mm,肿瘤平均深度为 $(63.8 \pm 14.9)$  mm。平均注册误差为 $(1.04 \pm 0.14)$  mm,经过GPU加速后,单次注册耗时是115 ms。表6为15次穿刺导航误差,包括TPE、TPE横向及径向分量的统计结果。

## 5 讨论

本文构建了一套基于第二代Kinect相机的腹部肝穿刺导航系统。对于导航精度,临床上一般要求穿刺误差不大于5 mm<sup>[25]</sup>。动物实验中,由15次穿刺导航试验得到导航误差TPE与5 mm

做单样本 $t$ 检验发现,两者无显著性差异( $t_{14} = 1.997, P > 0.05$ )。表明基于第二代Kinect相机的腹部穿刺导航系统的导航精度能够满足临床要求。与相关研究报道的导航精度(表7)相比,本文系统精度与相关研究报道的导航精度接近。Seitel等<sup>[12]</sup>基于第一代Kinect相机开发了一套腹部穿刺导航系统,动物实验结果统计得到TPE的中值为19.4 mm,本文系统精度相对该值有明显提升。

本文中,基于无标记点术中注册的导航误差TRE的均值为4.26 mm,该值与Kilgus等<sup>[11]</sup>报道的表面配准精度(4.2 mm)接近。第二代Kinect相机相对第一代Kinect相机对应的TRE明显较小,主要是因为第二代Kinect的深度成像精度相对第一代Kinect相机有较大幅度提升<sup>[13]</sup>。

手动误差UE与Seitel等<sup>[12]</sup>报道的手动误差

表6 动物实验穿刺导航误差统计结果

Table 6 Error statistics for animal experimental results

误差类型	均值 (mm)	标准差	中值 (mm)	最小值 (mm)	最大值 (mm)
TPE	6.40	2.72	6.34	2.56	13.86
TPE 横向分量	4.30	2.51	3.00	1.17	9.41
TPE 径向分量	3.80	3.11	2.64	0.04	10.18

表7 若干腹部穿刺导航研究中报告的导航误差

Table 7 Errors for several relevant works on abdominal intervention navigation

作者	研究类型	注册方法	TRE (mm)	UE (mm)	TPE (mm)
Banovac 等 <sup>[3]</sup>	Phantom	Marker	—	—	6.4±3.3
Banovac 等 <sup>[3]</sup>	Animal	Marker	—	—	8.3±3.7
Maier-Hein 等 <sup>[4]</sup>	Animal	Marker	2.1±1.1	2.4±2.1	3.7±2.3
Krücke 等 <sup>[26]</sup>	Patient	Marker	3.8±2.3	—	—
Nicolau 等 <sup>[27]</sup>	Phantom	Marker	—	—	2.0±0.5
Nicolau 等 <sup>[27]</sup>	Patient	Marker	4.2±0.2	—	—
Wallach 等 <sup>[24]</sup>	Phantom	Marker	—	2.3±1.2	4.9±1.7
Seitel 等 <sup>[12]</sup>	Phantom	Markerless	—	3.8	6.5
Seitel 等 <sup>[12]</sup>	Animal	Markerless	—	—	19.4
本文	Phantom	Markerless	4.26±1.94	2.92±1.67	5.23±2.29
本文	Animal	Markerless	—	—	6.40±2.72

注:导航误差具体包括TRE、UE及TPE的均值及标准差;“Phantom”表示体模实验;“Animal”表示动物实验;“Marker”表示基于标记点的术中注册;“Markerless”表示无标记点术中注册;“—”表示无该项指标数值

接近(3.8 mm)。有临床经验操作者的用户手动误差与无临床经验的操作者相当, 说明临床医生使用本文系统时学习曲线较为平坦。三种不同路径中穿刺导航对应的 UE 无显著差异, 表明本文系统的可视化方案适用于各种不同的穿刺路径。

TPE 与 TRE 及 UE 没有呈现强相关关系, 是因为 TRE 方向与 UE 方向不总是一致的, 同时 TPE 也不能直接由 TRE 和 UE 估计得到, 且有时因为 TRE 和 UE 方向的冲突可能出现 TPE 小于 TRE 的现象, 这个在基于 Kinect V1 穿刺导航实验结果里有所体现。因为 TPE 受 TRE 和 UE 共同影响, 因此 TPE 的变化有时和 TRE 或 UE 的变化不一致。

穿刺导航误差(TRE、UE 及 TPE)的来源具有多样性。对于无标记点注册方法, 其注册精度主要取决于表面的提取和配准过程。TRE 会因不准确的术前腹部 CT 表面提取、术中 Kinect 较低的成像精度及不准确的表面对应性搜索而增大。同时, 术前和术后 CT 图像的配准精度也影响 TRE 的计算。在本文中, 因为实验过程中腹部体模一直固定在 CT 扫描床上没有发生移动, 故术前和术后 CT 图像之间的配准使用的是单位变换。对于本文系统, 穿刺针的校准误差( $<1.00$  mm)及 Kinect 相机的手眼校准误差( $<1.50$  mm)也对 TRE 的影响较大。此外, 术中穿刺完成后能否及时准确地将针尖定位在术前图像中的位置也会影响 TRE 的计算。其中, 穿刺针在校准后发生弯曲或 DRF 偏移均会导致 TRE 增大。UE 主要受系统导航界面的友好程度及用户穿刺和系统使用经验的影响。对于 TPE, 除了 TRE 和 UE 之外, 还受呼吸运动的影响。正常呼吸情况下, 肝脏运动的幅度能达到 10 mm。尽管本文中采用了呼吸屏气法做肝脏呼吸运动补偿, 但呼吸运动并不具有严格的重复性, 不同周期同一相位下的呼吸也会发生一定程度的变化, 因此呼吸屏气法并不能完全消除因呼吸运动造成的肝脏位置相对术前图

像的位移。穿刺针插入肝脏内部时会造成组织发生一定程度的形变, 进而导致穿刺误差增大, 但通过补偿穿针引起的组织形变来提高穿刺精度在实现上存在很大困难。此外, 术前及术后 CT 图像中, 针尖和肿瘤质心的定位精度也会对 TRE、UE 及 TPE 产生影响。

文中所述的表面匹配方法是一种扩展的形状质心匹配算法。因术中与术前表面是在不同成像模态下获取的数据, 两表面之间存在因成像模式不同而产生的畸变, 具体表现为表面拓扑结构及点云密度等的不同, 同时术中提取的腹部表面与术前 CT 表面也不是完全一致, 基于质心匹配的配准方法只利用了表面点云的质心及长短轴的若干有限点构建的两表面的对应性实现表面粗配准, 配准的精度和鲁棒性均较差, 即使利用 ICP 算法优化初始配准结果, 最终也很难得到一个高精度的匹配结果。本文使用了两个二维形状图像做两表面对应性构建, 相比传统质心匹配方法, 其用于对应性构建的信息更加丰富, 从而提升了算法的精度和鲁棒性。鉴于本文方法的实现主要是依赖于术前及术中表面的相似性, 当两表面形状差别较大时, 匹配结果相对传统质心配准并无明显优势。此外, 本文提出的表面匹配算法主要用于腹部软组织手术导航系统的术中注册, 适用性具有特殊的针对性。

本文提出了一种基于腹部表面自动配准的无标记点注册方法, 其主要贡献在于 ICP 算法的初始化。实现腹部表面配准时, ICP 算法初始化是一个难点。腹部表面过于光滑无法提取鲁棒性强且区分度高的表面特征实现基于特征的表面匹配<sup>[28]</sup>。本文提出了一种基于全局形状相似性的腹部表面匹配算法, 从而避免了表面特征提取。腹部表面对应性搜索的关键是对生成的术前及术中二维形状图像进行基于缩放变换的图像配准, 该配准的实现主要是依赖术前及术中表面的相似性。术前二维形状图像是将整个 CT 腹部

表面沿图像空间  $y$  轴方向垂直投影到 CT 图像冠状面的一个切面图像上形成的一个包含矩形区域 RoI 的二值图像, 其中矩形 RoI 代表整个腹部表面的轮廓形状。术中二维形状图像是通过深度图像中提取的腹部 RoI 区域生成的, 该区域的生成很大程度上受到了 Kinect 相机相对病人腹部位置的影响。为了保证获取的 RGB-D 图像中包含全部腹部表面区域且提取的腹部 RoI 区域的形状与术前表面的二维投影区域类似, 需要将 Kinect 相机粗略地放置在病人腹部的正上方且调整其  $z$  轴方向大致与腹部表面垂直, 该过程可在术前通过肉眼直接评估 Kinect 相机位置并做相应调整。

本文验证了第一代和第二代 Kinect 相机应用于穿刺导航系统的可行性。Kinect 相机的成像误差分为系统误差和随机误差两类。系统误差一般通过相机校准来减小。本文中第二代 Kinect 相机使用了默认的相机参数进行三维表面的重建和彩色深度图像像素坐标对应性构建, 第一代 Kinect 相机使用 Herrera 等<sup>[16]</sup>方法做相机校准, 但校准后的相机成像精度并没有得到明显提升。随机误差一般是由成像对象本身造成的, 可通过图像滤波处理减小。本文使用了双边滤波对获取的深度图像做光滑去噪处理。同时, Kinect 相机的深度成像精度与相机设置的距离成反比, 即 Kinect 相机距离成像对象表面越远, 其深度成像精度越低。因此, 适当缩短 Kinect 相机到成像对象之间的距离, 可以提升相机的成像精度。

此外, 本文研究主要存在两个不足: (1) 系统中同时使用 Polaris Spectra 光学定位系统和 Kinect 相机获取术中病人位置信息, 使整个系统配置及工作流程相对复杂。若术中 Kinect 相机能够同时用作成像及定位设备, 则可大大降低系统成本并简化系统工作流程。(2) 腹部穿刺导航系统中, 软组织呼吸运动补偿最常用的方法是呼吸屏气法<sup>[3,12,26,29]</sup>, 但运动补偿的效果相对术中肿瘤实时跟踪的方法仍然较低。有研究报道, 术前呼

吸运动统计模型结合腹部表面运动追踪的方法做呼吸运动补偿的效果显著<sup>[30]</sup>, 后续的研究将着重在基于腹部表面的腹部呼吸运动模型的构建并将其集成到本文提出的穿刺导航系统中。

## 6 结论

本文设计并实现了一套基于 Kinect 相机的腹部穿刺介入导航系统, 通过腹部表面自动配准实现了无标记点术中注册。对于腹部表面的初始配准, 提出一种基于二维形状投影图像配准的腹部表面自动匹配算法。同时, 分别将两代 Kinect 相机集成到传统穿刺导航系统中, 用以验证并比较两代 Kinect 相机应用于腹部穿刺导航系统的可行性。采用 1 个通用的腹部穿刺体模和 6 只健康比格犬开展穿刺导航的实验验证, 并对导航误差 (TRE、UE 及 TPE) 进行全面的统计和分析。结果表明, 本文穿刺导航系统的导航精度能满足一般临床要求, 第二代 Kinect 相机应用于腹部穿刺导航的精度要高于第一代相机。后续研究将围绕基于深度相机的腹部器官实时呼吸运动补偿开展。

## 参考文献

- [1] Peters TM. Image-guidance for surgical procedures [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2006, 51(14): R505-R540.
- [2] Yaniv Z, Cleary K. Image-guided procedures: a review [R]. Technical Report CAIMR TR-2006-3, Washington, DC, USA: Georgetown University, 2006.
- [3] Banovac F, Tang J, Xu S, et al. Precision targeting of liver lesions using a novel electromagnetic navigation device in physiologic phantom and swine [J]. *Medical Physics*, 2005, 32(8): 2698-2705.
- [4] Maier-Hein L, Tekbas A, Seitel A, et al. *In vivo* accuracy assessment of a needle-based navigation

- system for CT-guided radiofrequency ablation of the liver [J]. *Medical Physics*, 2008, 35(12): 5385-5396.
- [5] Cash DM, Sinha TK, Chapman WC, et al. Incorporation of a laser range scanner into image-guided liver surgery: surface acquisition, registration, and tracking [J]. *Medical Physics*, 2003, 30(7): 1671-1682.
- [6] Nicolau SA, Brenot J, Goffin L, et al. A structured light system to guide percutaneous punctures in interventional radiology [C] // *SPIE's International Symposium on Optical and Digital Image Processing*, 2008: 700016-700016-11.
- [7] Mersmann S, Seitel A, Erz M, et al. Calibration of time-of-flight cameras for accurate intraoperative surface reconstruction [J]. *Medical Physics*, 2013, 40(8): 082701.
- [8] Mersmann S, Müller M, Seitel A, et al. Time-of-flight camera technique for augmented reality in computer-assisted interventions [C] // *SPIE's International Society for Optical Engineering on Medical Imaging*, 2011.
- [9] Bauer S, Seitel A, Hofmann H, et al. *Real-Time Range Imaging in Health Care: A Survey* [M]. Berlin: Springer, 2013: 228-254.
- [10] Wang XL, Stolka PJ, Boctor EM, et al. The Kinect as an interventional tracking system [C] // *Proceedings of SPIE-The International Society for Optics and Photonics*, 2012.
- [11] Kilgus T, Heim E, Haase S, et al. Mobile markerless augmented reality and its application in forensic medicine [J]. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2014, 10(5): 573-586.
- [12] Seitel A, Bellemann N, Hafezi M, et al. Towards markerless navigation for percutaneous needle insertions [J]. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2015, 11(1): 107-117.
- [13] Sarbolandi H, Lefloch D, Kolb A. Kinect range sensing: structured-light versus time-of-flight Kinect [J]. *Computer Vision and Image Understanding*, 2015, 139: 1-20.
- [14] Besl PJ, McKay ND. A method for registration of 3D shapes [J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 1992, 14(2): 239-256.
- [15] Mosaliganti K, Gelas A, Cowgill P, et al. An optimized  $N$ -dimensional hough filter for detecting spherical image objects [J]. *Insight Journal*, 2009.
- [16] Herrera D, Kannala J, Heikkilä J. Joint depth and color camera calibration with distortion correction [J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 2012, 34(10): 2058-2064.
- [17] Birkfellner W, Watzinger F, Wanschitz F, et al. Calibration of tracking systems in a surgical environment [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1998, 17(5): 737-742.
- [18] Tsai RY, Lenz RK. A new technique for fully autonomous and efficient 3D robotics hand/eye calibration [J]. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 1989, 5(3): 345-358.
- [19] Gonzalez RC, Woods RE. *Digital Image Processing (2nd Edition)* [M]. Englewood: Prentice Hall, 2002.
- [20] Beare R, Beare R, Lehmann G. The watershed transform in ITK-discussion and new developments [J]. *Insight Journal*, 2006: 1-24.
- [21] Hartley R, Zisserman A. *Multiple View Geometry in Computer Vision* [M]. Cambridge: Cambridge University Press, 2003: 1865-1872.
- [22] Seitel A, Dos Santos TR, Mersmann S, et al.

- Adaptive bilateral filter for image denoising and its application to in-vitro time-of-flight data [C] // SPIE Medical Imaging: Visualization, Image-Guided Procedures and Modeling, 2011, 7964: 796423-796423-8.
- [23] Borg I, Groenen PJF. Modern Multidimensional Scaling: Theory and Applications [M]. New York: Springer Science & Business Media, 1997.
- [24] Wallach D, Toporek G, Weber S, et al. Comparison of freehand-navigated and aiming device-navigated targeting of liver lesions [J]. The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery: MRCAS, 2013, 10(1): 35-43.
- [25] Hammill CW, Clements LW, Stefansic JD, et al. Evaluation of a minimally invasive image-guided surgery system for hepatic ablation procedures [J]. Surgical Innovation, 2013, 21(4): 419-426.
- [26] Krücker J, Xu S, Venkatesan A, et al. Clinical utility of real-time fusion guidance for biopsy and ablation [J]. Journal of Vascular and Interventional Radiology, 2011, 22(4): 515-524.
- [27] Nicolau SA, Pennec X, Soler L, et al. An augmented reality system for liver thermal ablation: design and evaluation on clinical cases [J]. Medical Image Analysis, 2009, 13(3): 494-506.
- [28] Dos Santos TR, Seitel A, Kilgus T, et al. Pose-independent surface matching for intra-operative soft-tissue marker-less registration [J]. Medical Image Analysis, 2014, 18(7): 1101-1114.
- [29] Yaniv Z, Cheng P, Wilson E, et al. Needle-based interventions with the image-guided surgery toolkit (IGSTK): from phantoms to clinical trials [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2009, 57(4): 922-933.
- [30] Fassi A, Schaerer J, Fernandes M, et al. Tumor tracking method based on a deformable 4D CT breathing motion model driven by an external surface surrogate [J]. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics, 2014, 88(1): 182-188.