

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2209395

融合五自由度位姿信息的单目内窥镜目标尺寸测量*

李睿^{1,2}, 代煜^{1,2}, 张建勋^{1,2}, 夏光明^{1,2}

(1. 南开大学人工智能学院 天津 300350; 2. 南开大学机器人与信息自动化研究所 天津 300350)

摘要:针对低分辨率、弱纹理、缺少参照物的小场景下内窥镜图像目标测量困难问题,提出了融合5自由度电磁传感器的单目内窥镜下目标尺寸测量方法。首先,分析了基于5自由度传感器的内窥镜定位原理,得到内窥镜沿主光轴方向的位移。接着,以结石目标为例分析了图像目标关键信息的导航采集方法,即通过语义分割网络获得图像目标的轮廓信息,进而与内窥镜主光轴进行重合度判定,记录符合重合条件关键帧的图像目标长度信息与对应的位姿信息。最后,基于针孔相机成像模型,将目标成像比例关系与内窥镜沿主光轴的位移结合,建立了目标尺寸测量方法。实验结果表明:所提方法的测量误差控制在10%以内;对长度1~9 mm目标的平均测量误差为0.33 mm。能够满足单目内窥镜检查中对目标尺寸测量的稳定可靠、精度高、省时省力等需求。

关键词:计算机视觉;目标测量;单目内窥镜;磁定位;五自由度传感器

中图分类号: TH394.1 TH691.9 文献标识码: A 国家标准学科分类代码: 520.2

Object dimension measurement using the 5-dof electromagnetic tracked endoscope

Li Rui^{1,2}, Dai Yu^{1,2}, Zhang Jianxun^{1,2}, Xia Guangming^{1,2}

(1. College of Artificial Intelligence, Nankai University, Tianjin 300350, China; 2. Institute of Robotics & Automatic Information system, Nankai University, Tianjin 300350, China)

Abstract: The object dimension measurement in small scenes has problems of low resolution, weak texture and lack of reference objects. To address these issues, a method using the 5-dof electromagnetic tracked endoscope is proposed. Firstly, the positioning principle of the endoscope based on the 5-dof sensor is analyzed. The displacement of endoscope along the main optical axis can be obtained. Then, the navigation acquisition method of the key information of the image target is analyzed. The contour information of the image target is obtained through the semantic segmentation network. Then, the coincidence degree with the main optical axis of the endoscope is determined, and the image target length information and the corresponding pose information of the key frame meeting the coincidence conditions are recorded. Finally, based on the pinhole camera imaging model, the target size measurement method is established by combining the target imaging scale relationship with the displacement of the endoscope along the main optical axis. Experimental results show that the measurement error of the method is controlled within 10%. The average measurement error for targets with a length of 1~9 mm is 0.33 mm. It can meet the requirements of stable and reliable target size measurement, high precision, time-saving and labor-saving in the monocular endoscopy.

Keywords: computer vision; object dimension measurement; monocular endoscope; magnetic positioning; 5-dof sensor

0 引言

近年来,内窥镜检查技术的快速发展为体内疾病诊断、微创手术和工业设备内部缺陷的检测提供了诸

多的便利^[1-3]。使用者通过可进入狭窄通道的内窥镜来延伸自己的视觉范围,观测内部的情况。在内窥镜检查中,对图像目标尺寸的测量是十分必要的^[4],使用者以此对病变或异常的严重程度做出进一步判断(医学检查中的结石、息肉、肿瘤,工业检测中的裂缝、锈

斑)但是由于内窥镜的成像场景有别于自然场景,使用者对目标尺寸的经验性估计往往存在固有的局限性和显著的测量误差^[5]。

目前,基于视觉的测量技术已经被广泛研究^[6-9],然而由于内窥镜检查的独特性,使得这些测量方法难以被直接应用:1)内窥镜的成像条件受限,小尺寸镜头的图像分辨率较低;2)内窥镜的工作环境受限,人体腔道内和工业设备管道内表面的纹理特征不明显;3)窥镜的拍摄视角受限,在狭窄的管状通道中仅可以进行一定程度的前进、后退操作,而不能大幅度地变换视角姿态。

国内外关于内窥镜图像测量方面的研究已有一些成果。本课题组张建勋等^[10]改进从运动中恢复结构(structure from motion, SFM)算法,实现了单目内窥镜图像的三维多孔结构重建,重建结果中孔间距和孔直径的测量误差小于10%。Dimas等^[11]基于神经网络深度估计来测量内窥镜图像中的目标尺寸,对管道模型中4.5 mm半球形物体的平均测量误差为21%。上述方法只利用了单目图像信息,但其测量结果仅仅是图像空间的相对轮廓形状,并没有得到具体的物理尺度。Cordes等^[12]根据输尿管内窥镜视野中已知的取石网篮距离来测量结石碎片大小,但平均额外增加了约为22.3 s的测量时间,而且多数内窥镜检查场景中并没有合适的参照物来获得尺度信息。许多研究者结合额外设备辅助单目内窥镜获取更多信息。郭俊峰等^[13]基于双目立体视觉原理设计了一种测量内窥镜,其测量误差控制在 ± 0.2 mm内,但是由于双目镜头的直径较大,并不能进入狭小的孔道(如食道、输尿管)。Kiyoshi^[14]等和Meier等^[15]均通过结构光原理设计了内窥镜测量系统,这类方法的缺点是测量时会造成内窥镜图像的视觉污染,还需要使用者花费额外的时间将光学探头插入内窥镜工作通道中。磁定位技术^[16]以其精度高、无遮挡、易集成的优势,成为辅助内窥镜定位的首选方案^[17-18],Koish等^[19]设计了基于6自由度电磁传感器的长度测量系统,但测量时需要使用者手动画出两幅图像中的对应线段,引入匹配误差的同时还延长了检查时间。5自由度传感器直径(0.5 mm左右)比6自由度传感器小一半,更适用于狭窄通道的内窥镜检查(镜头直径小于3 mm),目前尚未有相关研究公开发表。

考虑到以上问题,本文将5自由度电磁传感器与单目内窥镜融合,设计了内窥镜图像目标的尺寸测量方案,创新之处在于:

1)考虑到成像条件的限制,在内窥镜检查过程中利用语义分割网络直接获取目标的图像信息,不依赖于图像中缺乏的参考物体或弱纹理信息进行尺寸估计,还避免了使用者对目标的检查疏漏。

2)考虑到内窥镜工作环境的限制,提出了一种图像目标关键信息的导航采集方法,只使用5自由度传感器

(3个位置信息,2个方向信息)的定位信息来作为尺寸估计模型的输入,避免了从图像信息中获取缺失自由度再立体匹配而引入的测量误差。

3)考虑到内窥镜拍摄视角的限制,将目标的图像长度作为输入,利用针孔相机成像模型求解目标尺寸,避免了使用极线几何方法时基线过短或特征点误匹配而带来的较大误差。

1 基于5自由度传感器的内窥镜定位

如图1所示,5自由度电磁传感器可以提供3D位置参数,但只能提供2D方向参数(与传感器的主轴有关的偏航角 $\beta(t)$ 和俯仰角 $\gamma(t)$)。以磁场发生器为世界坐标系,传感器在世界坐标系下 t 时刻的3D位置参数可以表示为位置 $[x_s(t), y_s(t), z_s(t)]^T$,2D方向参数可以表示为主轴的方向向量 $[m_s(t), n_s(t), p_s(t)]^T$ 。由于当传感器沿主轴旋转时,其磁场是不变的,这造成了传感器翻滚角的方位信息缺失。

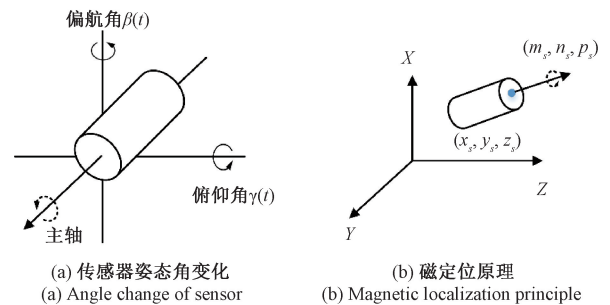


图1 5自由传感器信息示意图

Fig. 1 Diagram of the 5-dof magnetic sensor

传感器坐标系与内窥镜镜头坐标系的关系如图2所示,内窥镜主光轴与传感器主轴平行(即两者的方向参数相同),内窥镜光心在传感器坐标系下的坐标可表示为 $[x_e, y_e, z_e]^T$ 。

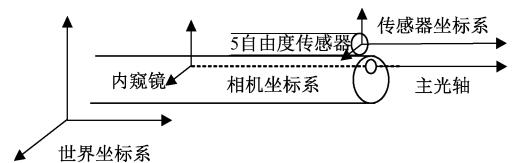


图2 坐标系关系示意图

Fig. 2 Coordinate system relationship in application

考虑到传感器翻滚角信息的缺失,可以将内窥镜的旋转矩阵 \mathbf{R} 分解为如图3所示的两个子旋转部分:一部分用于内窥镜主轴的偏转(与传感器获取的偏航角 $\beta(t)$ 和俯仰角 $\gamma(t)$ 对应),可以用内窥镜主光轴的方向向量 $\mathbf{e}(t) = [m_s(t), n_s(t), p_s(t)]^T$ 表示;另一部分用于内窥镜

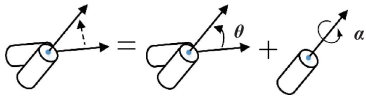


图3 旋转分解示意图

Fig. 3 Diagram of rotation decomposition

$$\mathbf{R} = \mathbf{R}(\Delta\alpha)\mathbf{R}(\Delta\beta)\mathbf{R}(\Delta\gamma) =$$

$$\begin{bmatrix} \cos\Delta\alpha\cos\Delta\beta & \cos\Delta\alpha\sin\Delta\beta\sin\Delta\gamma & -\sin\Delta\alpha\cos\Delta\gamma & \cos\Delta\alpha\sin\Delta\beta\cos\Delta\gamma + \sin\Delta\alpha\cos\Delta\gamma \\ \sin\Delta\alpha\cos\Delta\beta & \sin\Delta\alpha\sin\Delta\beta\sin\Delta\gamma + \cos\Delta\alpha\cos\Delta\gamma & \sin\Delta\alpha\sin\Delta\beta\cos\Delta\gamma - \cos\Delta\alpha\sin\Delta\gamma \\ -\sin\Delta\beta & \cos\Delta\beta\sin\Delta\gamma & \cos\Delta\beta\cos\Delta\gamma \end{bmatrix} \quad (1)$$

内窥镜的位移可以表示为:

$$\mathbf{T} = [\Delta x'_e, \Delta y'_e, \Delta z'_e]^T = \mathbf{R}(\Delta\alpha, \Delta\beta, \Delta\gamma)[x_e, y_e, z_e]^T + [\Delta x_s, \Delta y_s, \Delta z_s] \quad (2)$$

其中, $\Delta\beta$, $\Delta\gamma$, Δx_s , Δy_s , Δz_s 可以直接通过5自由度传感器获取,但是 $\Delta\alpha$ 是未知的。所以在测量目标尺寸时,应避免 $\Delta\alpha$ 的引入。由上式可知,内窥镜在其主光轴方向上的移动分量与 $\Delta\alpha$ 无关,有:

$$\Delta z'_e = -x_e \sin\Delta\beta + y_e \cos\Delta\beta \sin\Delta\gamma + z_e \cos\Delta\beta \cos\Delta\gamma + \Delta z_s \quad (3)$$

考虑到单目内窥镜的直径很小,其相对电磁传感器的位置 $[x_e, y_e, z_e]^T$ 也很近,当 $\Delta\beta$ 和 $\Delta\gamma$ 变化不大时,内窥镜在其主光轴方向上的移动分量可以简化为 $\Delta z'_e = \Delta z_s$,即可以直接用传感器主轴方向位移代替内窥镜的主光轴方向位移。

2 图像目标关键信息的导航采集

考虑到在低分辨率、弱纹理、缺少参照物的环境下利用内窥镜图像信息解算缺失自由度或位姿会引入更多的不稳定因素,本文充分利用5自由度传感器的定位优势,仅将内窥镜沿主轴方向的位移量作为后续尺寸测量模型的位姿信息输入,与内窥镜图像中的目标信息融合测量目标尺寸。为此,本节提出了一种目标关键信息的导航采集方法,通过语义分割网络获得目标在图像中的轮廓与位置信息,进一步通过重合判定引导内窥镜的运动,为后续的尺寸测量模型提供可以准确测量目标尺寸的关键帧信息。

待测目标进入内窥镜图像视野后,首先确定图像目标的最小包围框,以最小包围框的中心作为目标中心,长边作为不规则目标在图像中的长度。具体方法如图4所示,采用目标语义分割网络来精确分割目标轮廓,进而应用旋转卡壳算法获得目标最小包围框。旋转卡壳算法^[20]是能够以线性阶时间复杂度求解凸多边形最小包围框的算法。

获得目标包围框后,如图5所示,利用图像目标中心 (i_x, i_y) ,与内窥镜图像中心在图像中的距离 (c_x, c_y) ,进

绕其主光轴自身的旋转(即内窥镜的翻滚角度,这无法通过传感器获取)。

内窥镜绕主轴的偏转可由传感器获取的偏航角变化 $\Delta\beta$ 俯仰角变化 $\Delta\gamma$ 表示,设未知的内窥镜翻滚角变化为 $\Delta\alpha$,则内窥镜的实际旋转矩阵 \mathbf{R} 可表示为:

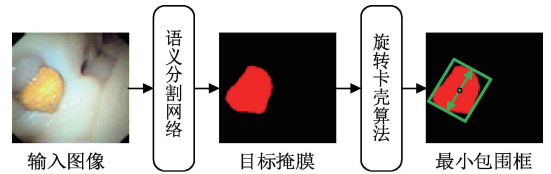


图4 目标最小包围框获取示意图

Fig. 4 Diagram of target minimum bounding box acquisition

行中心重合度判断:

$$\varepsilon = 1 - \frac{2\sqrt{(i_x - c_x)^2 + (i_y - c_y)^2}}{l_e} \quad (4)$$

其中, l_e 为内窥镜图像的对角线段长度, $\varepsilon \in (0, 1)$ 为两中心的重合度。实际中内窥镜难以达到 $\varepsilon = 1$, 认为 $\varepsilon \geq 0.9$ 时中心重合(即内窥镜光轴穿过目标中心); $\varepsilon < 0.9$ 时,将以图5路径导航部分的箭头引导内窥镜运动至中心重合位置,记录关键帧信息(包围框的中心,旋转角,长度)以及对应的内窥镜位姿。

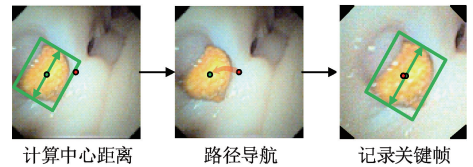


图5 关键帧选择方法图

Fig. 5 Flowchart of key frames acquisition

记录关键帧后,可以通过计算关键帧对应时刻内窥镜主光轴方向向量之间的相似度来匹配关键帧:

$$S(t_1, t_2) = \frac{\mathbf{e}(t_1) \cdot \mathbf{e}(t_2)}{\|\mathbf{e}(t_1)\| \cdot \|\mathbf{e}(t_2)\|} \quad (5)$$

其中, $S(t_1, t_2) \in (0, 1)$ 为 t_1 和 t_2 对应的内窥镜主光轴方向向量 $\mathbf{e}(t_1)$ 和 $\mathbf{e}(t_2)$ 的相似度,结果接近1时表明对应时刻的内窥镜主光轴基本重合,可以将两关键帧中的目标长度 $L(t_1)$ 和 $L(t_2)$ 与两帧之间的主光轴方向位移 $\Delta z'_e$ 用于后续的尺寸测量。

3 目标尺寸测量

当内窥镜在主光轴方向发生位移时,其图像中目标长度(单位为 pixel)会发生相应的变化。基于针孔相机成像模型,内窥镜镜头沿其主光轴移动 $\Delta z'_e$ 时,对应的目标长度线段的变化如图 6 所示。

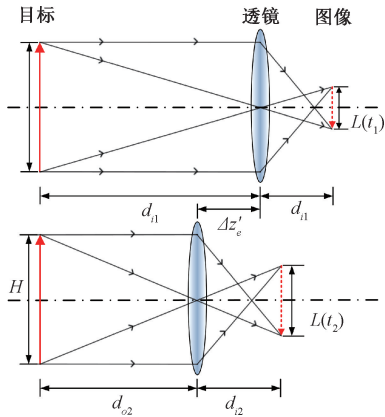


图 6 内窥镜成像模型示意图

Fig. 6 Schematic diagram of the endoscopic imaging model

图 6 中, H 目标的真实长度, $L(t_1)$ 为目标在内窥镜移动前的图像中的长度, $L(t_2)$ 为目标在发生位移后图像中的长度。对于厚度可忽略不计的透镜,根据相似三角关系可得到以下表达式:

$$\frac{H}{L(t_1)} = \frac{d_{o1}}{d_{i1}} \quad (6)$$

$$\frac{H}{L(t_2)} = \frac{d_{o1} - \Delta z'_e}{d_{i1}} \quad (7)$$

将两式相比,可以得到如下关系式:

$$\frac{L(t_1)}{L(t_2)} = \frac{d_{i1}(d_{o1} - \Delta z'_e)}{d_{i1}} \quad (8)$$

假设像距近似等于透镜的焦距(用 f 表示),可得到以下关系:

$$f = d_{i1} = d_{i2} \quad (9)$$

最后,目标长度可以通过式(10)计算得出:

$$H = \frac{z'_e(\Delta t)L(t_1)L(t_2)}{f(L(t_2) - L(t_1))} \quad (10)$$

4 测量实验及结果分析

4.1 内窥镜检查实验

本文通过模拟输尿管软镜钬激光碎石手术中对肾结石碎片的测量来验证方法的准确性和可行性。该手术使用柔性内窥镜寻找肾结石,然后用钬激光将视野内的结石粉碎成碎片,医生根据碎片的大小来判断是否需要进

一步碎石。该场景下的柔性单目内窥镜镜头直径只有不到 3 mm,而且达到安全排出标准的结石碎片一般要 <4 mm,属于内窥镜测量中比较困难的情况。本文的测量实验系统如图 7 所示。

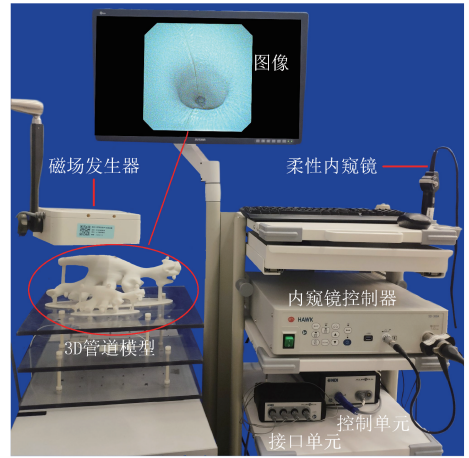


图 7 测量实验系统示意图

Fig. 7 Diagram of the image measuring system

测量实验系统包括一只型号为 Hawk-DPG-II 的商业电子柔性内窥镜和型号为 SD-300A 的电子内窥镜控制器用来采集内窥镜视频图像到计算机;一套由磁场发生器、系统控制单元和传感器接口单元 3 部分组成的电磁导航系统(NDI-Aurora),负责将计算得出的 5 自由度传感器的位置和方向传输到计算机。其中,5 自由度传感器被固定在内窥镜尖端处,方向与镜头平行,为了保证内窥镜图像和传感器数据的同步性,自动保存每帧的采集时间戳和传感器姿态。实验的计算机软件环境为 VisualStudio2019,64 位 Windows 操作系统,C++与 Python 语言混合编程,硬件采用 AMD Ryzen 5 3550 H with Radeon Vega Mobile Gfx,2.10 GHz 主频,16 GB 内存。

实验系统测量的肾结石碎片于 2020 年 11 月在中国人民解放军总医院第四医学中心泌尿外科输尿管镜碎石术中获得,已经过患者知情同意。实验事先将 10 块已知大小、形状不同的结石碎片分别放入 3D 打印的管道模型(如图 7 所示)和猪肾(如图 8 所示)中,由专业人员将内窥镜手动导航至结石处观察并自动采集了 20 117 帧图像与传感器位姿数据。本文将 10 块结石碎片在测量显微镜下的最大长度(分别为 1.68、2.16、3.03、3.49、3.84、4.17、5.47、6.15、7.53 和 8.98 mm)作为评价的金标准。

实验使用的内窥镜像幅尺寸为 768×768 pixels,由 MATLAB 的校准工具箱实现标定,其中包括对镜头畸变校正的预处理。在标定过程中,内窥镜拍摄了 36 幅包含 8×5 棋盘格的图像,棋盘格的尺寸为 2.0 mm×2.0 mm,精度为 0.002 mm(如图 9 所示)。测得其像素焦距为

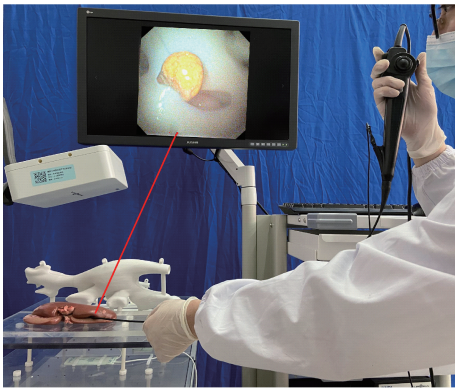


图8 猪肾检查实验示意图

Fig. 8 Experiment of pig kidney endoscopy

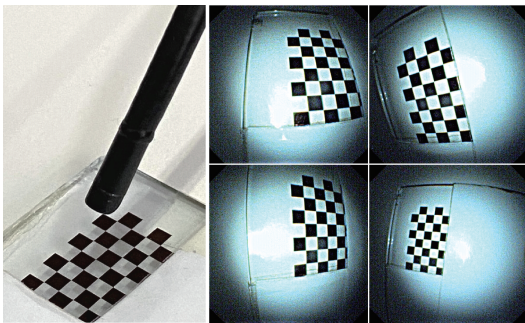


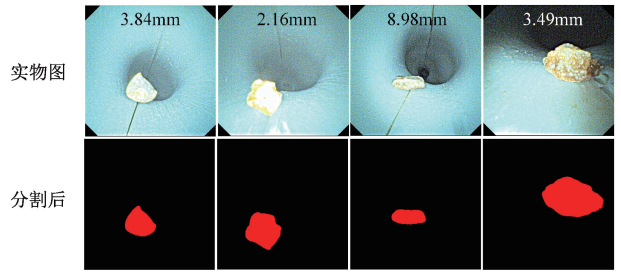
图9 内窥镜标定示意图

Fig. 9 Example of the calibration of the endoscopic camera

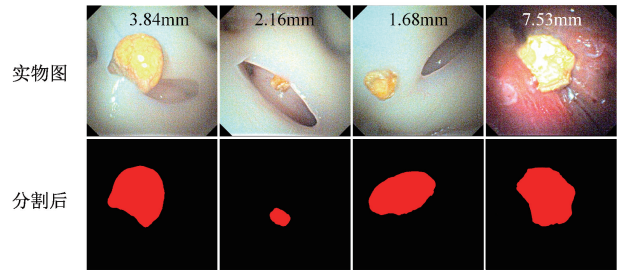
(505. 11, 505. 35), 主点坐标为(382. 48, 399. 10)。

实验使用的结石分割模型,由作者之前研究中设计的语义分割网络 SDFNet^[21] 训练得出。SDFNet 中的结构特征提取网络(S-Net)、细节信息提取网络(D-Net)和多尺度融合块(MCBlock),分别负责对肾结石的结构特征提取、纹理细节捕获和特征融合。此外,S-Net 中的边界检测(BD)模块可以帮助获得更完整的结石结构特征。训练过程中,以从内窥镜检查中获得的 640 幅内窥镜图像作为初始数据集,经过专业标注的结石图像经过随机旋转、平移、颜色、亮度、明暗、缩放、添加椒盐噪声干扰等操作扩充为 7 040 幅图像。最后将训练数据集划分为 4 224 个训练集、1 408 个验证集和 1 408 个测试集。训练后的模型经过测试集验证,其平均交并比(mean intersection over union, MIoU)和平均像素准确率(mean pixel accuracy, MPA)分别为 96. 34% 和 98. 23%。部分有代表性的结石分割效果如图 10 所示。

由图 10 可知,大小形状各不相同的结石即使在有强光反射和运动模糊的情况下,其轮廓都可以被很好地分割,可以用于获取目标的图像长度,进而使用第 3 节提出的模型测量结石长度。对比计算机视觉中最常用的基于 SfM 的测量方法,它是在多帧图像特征提取匹配的基础上利用高度冗余的光束平差约束来测量目标尺寸的。因



(a) 3D管道模型中的分割效果
(a) Segmentation effect in 3D tube

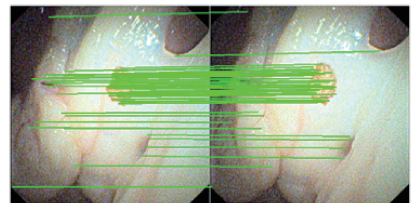


(b) 猪肾中的分割效果
(b) Segmentation effect in pig kidney

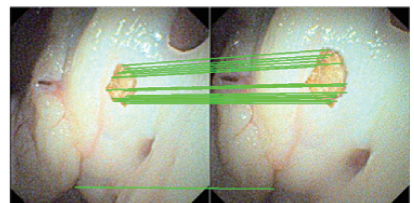
图 10 结石分割效果示意图

Fig. 10 Example of the stone segmentation effect

此,能够获得足够多并且足够准确的特征匹配点是 SfM 方法能够完成测量任务的前提。尺度不变特征变换(scale invariant feature transform, SIFT)^[22] 和随机抽样一致检测(random sample consensus, RANSAC)^[23] 是特征点提取匹配中准确率较高的方案之一。实验中,使用 SIFT 算法分别对猪肾和 3D 管道中拍摄的不同时间间隔的内窥镜图像进行特征点提取和匹配,经 RANSAC 算法过滤掉误匹配后,其匹配效果如图 11 和 12 所示。



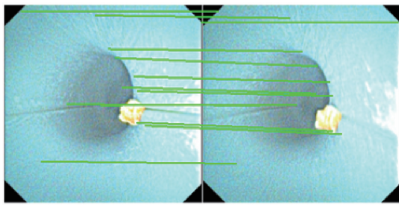
(a) 时间间隔为0.1 s时的匹配效果
(a) Matching effect at time interval of 0.1 s



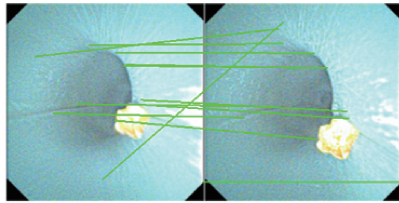
(b) 时间间隔为0.5 s时的匹配效果
(b) Matching effect at time interval of 0.5 s

图 11 猪肾中图像目标的特征匹配

Fig. 11 Feature matching of image target in pig kidney



(a) 时间间隔为0.1 s时的匹配效果
(a) Matching effect at time interval of 0.1 s



(b) 时间间隔为0.5 s时的匹配效果
(b) Matching effect at time interval of 0.5 s

图 12 3D 管道中图像目标的特征匹配

Fig. 12 Feature matching of image target in 3D tube

由图 11 的匹配线可以看出猪肾中内窥镜图像目标的特征匹配主要集中在结石上。当图像的两帧间隔较大时,几乎匹配不到结石以外的环境特征,此时对特征的匹配只能依赖于目标自身所特有的结构或纹理特征,这对相机位姿的恢复和进一步的测量是十分不稳定的。图 12 所示的结石在 3D 管道中由于内窥镜光源的照射造成了反光,结石自身的纹理不再清晰,此时的特征描述子不能有效地获取目标上的特征,只能从弱纹理背景中仅有的孔洞轮廓中提取部分特征点,出现了严重的误匹配。

上述情况下无法使用光束平差约束来重建稳定的视角位置和几何场景,更无法得到准确的测量结果。此外,目标测量任务关注的是目标边界的尺寸问题,SfM 这类依赖于特征匹配的方法,在内窥镜场景中并不能有效地提取匹配目标轮廓上的特征点。图 11 和 12 所示的特征匹配点或落在结石的内部、或落在背景上,而隐含结石长度特征的边界点并没有被有效提取和匹配。所以,即使结石内部的匹配点都能准确的重建,也不能获得结石完整的长度。而本文所提方法则基于语义分割网络得到了结石完整的轮廓信息,能够准确获取结石在图像上的长度信息。

4.2 测量结果及分析:

本文方法对 3D 管道中目标的长度测量结果如表 1 所示。通过与测量显微镜下得到的金标准作比较,本文方法对 1~9 mm 结石的平均测量误差仅为 0.33 mm。由于观测视角的不同,采集的关键帧中存在未能完全观测到目标完整长度的情况,所以平均测量值比测量显微镜下得到的金标准要低。本文方法对猪肾中目标的长度测量结果如表 2 所示。

表 1 3D 管道中目标长度的测量结果

Table 1 Measurements results of object length in tube

金标准 /mm	最大偏差 值/mm	最大偏差 /mm	平均测量 值/mm	平均绝对 误差/mm	百分比误 差/%
1.68	1.47	0.21	1.57	0.11	6.55
2.16	1.87	0.29	1.93	0.21	8.64
3.03	2.73	0.30	2.85	0.18	5.93
3.49	3.15	0.34	3.21	0.28	8.02
3.84	3.31	0.53	3.63	0.17	4.43
4.17	3.76	0.41	3.91	0.26	6.52
5.47	4.93	0.50	5.16	0.31	5.61
6.15	5.43	0.72	5.70	0.45	7.32
7.53	6.78	0.75	7.04	0.49	6.48
8.98	8.13	0.85	8.45	0.54	5.95

注:平均误差为平均绝对误差,百分比误差(平均绝对误差/金标准)

表 2 猪肾中目标长度的测量结果

Table 2 Measurements results of object length in kidney

金标准 /mm	最大偏差 值/mm	最大偏差 /mm	平均测量 值/mm	平均绝对 误差/mm	百分比误 差/%
1.68	1.43	0.25	1.55	0.13	8.48
2.16	1.87	0.29	1.94	0.23	9.72
3.03	2.67	0.36	2.80	0.23	7.71
3.49	3.15	0.34	3.17	0.32	8.31
3.84	3.25	0.59	3.64	0.20	6.53
4.17	3.59	0.58	3.87	0.34	7.11
5.47	4.92	0.55	5.11	0.36	6.57
6.15	5.41	0.74	5.72	0.43	8.01
7.53	6.63	0.90	7.06	0.47	6.29
8.98	8.09	0.89	8.34	0.64	7.03

注:平均误差为平均绝对误差,百分比误差(平均绝对误差/金标准)

由表 1,2 可知,本文方法对目标的测量精度受环境的影响较小,可以不受场景限制地测量不同形状、仅几毫米的目标长度,这在医学内窥镜检查和工业内窥镜检查中都适用。值得注意的是,以物理单位(如 mm)来衡量误差时,并不是测量目标的尺寸越小其测量误差就越大,实验中对 1.68 mm 结石的平均测量误差仅为 0.13 mm,而对于 8.98 mm 结石的平均测量误差为 0.64 mm。这是因为本文方法关注的是目标在各帧图像上得到的图像目标长度之间的差值和比例关系。

本文方法与 30 名医学生人工估计方法的平均测量结果与平均绝对误差百分比如表 3, 4 所示。在 3D 管道和猪肾这两个场景中,本文方法对目标的尺寸测量误差

控制在 10% 以内,远低于基于先验知识的人工估计误差,可以满足实际场景的测量需求。

表 3 3D 管道中测量结果与人工估计结果对比

Table 3 Comparison with manual estimation in 3D tube

金标准/mm	人工估计/mm	误差/%	本文方法/mm	误差/%
1.68	2.50	48.81	1.57	6.55
2.16	1.20	44.44	1.93	8.64
3.03	4.52	49.17	2.85	5.93
3.49	2.11	39.54	3.21	8.02
3.84	6.67	73.70	3.63	4.43
4.17	2.84	31.89	3.91	6.52
5.47	7.51	37.29	5.16	5.61
6.15	4.72	23.25	5.70	7.32
7.53	9.55	26.83	7.04	6.48
8.98	12.27	36.64	8.45	5.95

表 4 猪肾中测量结果与人工估计结果对比

Table 4 Comparison with manual estimation in kidney

金标准/mm	人工估计/mm	误差/%	本文方法/mm	误差/%
1.68	2.5	48.81	1.55	8.48
2.16	1.2	44.44	1.94	9.72
3.03	4.17	37.71	2.80	7.71
3.49	4.98	42.7	3.17	8.31
3.84	4.73	23.2	3.64	6.53
4.17	2.98	29.37	3.87	7.11
5.47	3.38	41.24	5.11	6.57
6.15	7.72	25.53	5.72	8.01
7.53	10.37	37.76	7.06	6.29
8.98	12.73	41.81	8.34	7.03

对比现有的内窥镜测量方法,文献[10]将 SfM 与术前扫描的 CT 图像相结合实现了测量任务,其 10% 的测量误差与本文方法的实验结果接近,但是当结石目标在碎石过程中其形状发生变化后则无法与术前 CT 配准,该方法不再适用,而本文所提方法仍可以通过分割网络获取新的结石轮廓进行测量。文献[12]根据内窥镜视野中的取石网篮作为参照物来测量结石碎片大小,在碎石过程中测量结石的尺寸需要将占据内窥镜工作通道的碎

石光纤取出并替换成取石篮。倘若测量的结石尺寸不符合排出标准,还需要将取石篮再替换成碎石光纤继续碎石,该方法不必要的延长了检查时间,而本文提出的方法不依赖于参照物,在碎石过程中就可以测量结石尺寸。文献[13]通过双目立体视觉实现内窥镜的测量功能,但是双目镜头的直径较大,该方法不能用于输尿管这类狭小场景,而本文所提方法可以使用小直径的单目内窥镜完成测量任务。综合来看,本文方法在低分辨率、弱纹理、缺乏参照物的目标测量任务中具有优势。

5 结 论

本文提出一种基于 5 自由度磁定位的内窥镜图像目标长度测量方法。该方法利用语义分割网络直接的获取目标信息与传感器位姿融合,基于针孔相机成像模型的成像比例关系来估计目标长度,避免了由图像特征匹配造成的定位误差和误匹配风险。实验中控制 10% 以内的测量误差验证了方法使用小直径内窥镜在低分辨率、弱纹理、缺少参照物场景中进行目标测量的有效性,这在医生难以判断恶性肿瘤或结石大小的检查中具有重要意义。例如,本文实验中评估了肾结石碎片的大小是否符合手术的排出标准。该方法也同时适用于其他医疗内镜检查、管道检查和工业检测场景。

下一步将考虑内窥镜在姿态角变化时对目标测量的影响,研究内窥镜在任意位姿下的目标尺寸测量,以便在不改变当前内窥镜检查流程的情况下实现自动测量。

参考文献

- [1] MUNZER B, SCHOEFFMANN K, BOSZORMENYI L. Content-based processing and analysis of endoscopic images and videos: A survey[J]. *Multimedia Tools and Applications*, 2018, 77(1): 1323-1362.
- [2] BHOJANI N, PAONESSA J E, ELTAYEB M, et al. Sensitivity of noncontrast computed tomography for small renal calculi with endoscopy as the gold standard[J]. *Urology*, 2018, 117: 36-40.
- [3] COELHO P N, KANE S. Does size really matter[J]. *American Journal of Gastroenterology*, 2021, 116(1): 84-85.
- [4] CORDES J, TESKE L, NGUYEN F, et al. A comparison between an in vitro ureteroscopic stone size estimation and the stone size measurement with the help of a scale on stone baskets[J]. *World Journal of Urology*, 2016,

- 34(9):1303-1309.
- [5] XIA G M, ZHANG L N, DAI Y, et al. Vertebral lamina state estimation in robotic bone milling process via vibration signals fusion [J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2022,71:e3509211.
- [6] 欧巧凤,肖佳兵,陈垚锋,等. 直升机桨叶挥舞量的全场景视觉测量及分析[J]. *仪器仪表学报*, 2021, 42(1):146-156.
- OU Q F, XIAO J B, CHEN Y F, et al. Full-scene measurement and analysis of helicopter blade flaps based on vision[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2021,42(1):146-156.
- [7] 林家春,滕辰,李晗晓,等. 基于粗糙度轮廓仪的圆柱齿轮齿廓形状偏差测量[J]. *仪器仪表学报*, 2020, 41(12):15-22.
- LIN J CH, TENG CH, LI H Y, et al. Tooth profile deviation measurement of cylindrical gears based on a roughness profilometer[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2020,41(12):15-22.
- [8] 刘伟,周建行,杨延西. 基于平行激光的便携式视觉裂缝测量系统[J]. *仪器仪表学报*, 2020, 41(11):235-243.
- LIU W, ZHOU J H, YANG Y X. Portable vision crack measurement system based on parallel laser[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2020,41(11):235-243.
- [9] 董航,黎明,曲恒良,等. 基于数字图像处理的柔性水翼形变测量[J]. *电子测量与仪器学报*, 2022, 253(1):196-203.
- DONG H, LI M, QU H L, et al. Deformation measurement of flexible hydrofoil based on digital image processing[J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrumentation*, 2022, 253(1):196-203.
- [10] 张建勋,韩明慧,代煜. 面向低分辨率单目内窥镜图像的三维多孔结构重建[J]. *光学精密工程*, 2020, 28(9):2085-2095.
- ZHANG J X, HAN M H, DAI Y. Three-dimensional porous structure reconstruction for low-resolution monocular endoscopic images[J]. *Optics and Precision Engineering*, 2020,28(9):2085-2095.
- [11] DIMAS G, BIANCHI F, IAKOVIDIS D K, et al. Endoscopic single-image size measurements [J]. *Measurement Science and Technology*, 2020,31(7):10.
- [12] CORDES J, NGUYEN F, PINKOWSKI W, et al. A new automatically fixating stone basket (2.5 F) prototype with a nitinol spring for accurate ureteroscopic stone size measurement[J]. *Advances in Therapy*, 2018,35(9):1420-1425.
- [13] 郭俊锋,刘鹏,焦国华,等. 三维测量工业内窥镜的双目光学系统[J]. *光学精密工程*, 2014, 22(9):2337-2344.
- GUO J F, LIU P, JIAO G H, et al. Binocular optical system of industrial endoscope for three-dimensional measurement [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2014, 22(9):2337-2344.
- [14] KIYOSHI O, TAKESHI S, TOMOHIRO A, et al. Clinical study using novel endoscopic system for measuring size of gastrointestinal lesion [J]. *World Journal of Gastroenterology*, 2014,20(14):4050-4058.
- [15] MEIER B, WANNHOFF A, KLINGER C, et al. Novel technique for endoscopic en bloc resection (EMR plus) evaluation in a porcine model [J]. *World Journal of Gastroenterology*, 2019,25(28):3764-3774.
- [16] 邝帅,颜国正,王志武,等. 无线胶囊内窥镜新型接收线圈结构设计与分析方法[J]. *仪器仪表学报*, 2019, 40(11):55-63.
- HAO SH, YAN G ZH, WANG ZH W, et al. Design of novel structure and analysis method for receiving coil of wireless capsule endoscopy [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2019,40(11):55-63.
- [17] JIN Z, WEI Y, SHEN G, et al. Electromagnetic-guided versus endoscopic placement of nasoenteral feeding tubes: Protocol for a systematic review and meta-analysis[J]. *BMJ Open*, 2021,11(3):e044637.
- [18] 毕津滔,张永德,孙波涛. 基于电磁跟踪与超声图像的介入机器人穿刺导航方法及实验研究[J]. *仪器仪表学报*, 2019,40(7):253-262.
- BI J T, ZHANG Y D, SUN B T. Puncture navigation method and experiment study of interventional robot based on electromagnetic tracking and ultrasound image [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2019,40(7):253-262.
- [19] KOISHI T, SASAKI M, NAKAGUCHI T, et al.

Endoscopy system for length measurement by manual pointing with an electromagnetic tracking sensor [J]. *Optical Review*, 2010, 17(2):54-60.

- [20] GODFRIED T. Solving geometric problems with the rotating calipers [C]. *IEEE Mediterranean Electrotechnical Conference*, 1983, 83:10-17.
- [21] CHEN G P, DAI Y, LI R, et al. SDFNet: Automatic segmentation of kidney ultrasound images using multi-scale low-level structural feature [J]. *Expert Systems with Application*, 2021, 185(12):115619.
- [22] 朱维斌,李继哲,叶树亮. 基于 SIFT 的小模数齿轮图像亚像素级配准研究 [J]. *仪器仪表学报*, 2017, 38(9):2326-2334.
- ZHU W B, LI J ZH, YE SH L. Research on sub-pixel registration of fine-pitch gear image based on SIFT [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2017, 38(9):2326-2334.
- [23] MA L L, CAO C M, CHEN J G. Feature point matching algorithm based on RANSAC [J]. *Computer Engineering and Design*, 2016, 37 (7):1794-1797.

作者简介



李睿,2020 年于东北农业大学获得学士学位,现为南开大学硕士研究生,主要研究方向为手术导航、医学图像处理。

E-mail: 2120200393@mail.nankai.edu.cn

Li Rui received his B. Sc. degree from Northeast Agricultural University in 2020. He is currently a master student at Nankai University. His main research interests include surgical navigation and medical image processing.



代煜(通信作者),分别在 2002 年、2004 年和 2009 年于哈尔滨工业大学获得学士学位、硕士学位和博士学位,现为南开大学教授,主要研究方向为面向手术机器人的智能感知技术。

E-mail: daiyu@nankai.edu.cn

Dai Yu (Corresponding author) received his B. Sc., M. Sc., and Ph. D. degrees all from Harbin Institute of Technology in 2002, 2004, and 2009, respectively. He is currently a professor at Nankai University. His main research interest is intelligent technology for surgical robot.