

机械臂辅助光学相干层析成像系统的标定与探头位姿优化

吴传超¹, 张治祥¹, 苏宏锦², 张佳莹¹, 薛 鹏³

(1. 中北大学信息与通信工程学院, 太原 030051; 2. 中北大学软件学院, 太原 030051; 3. 中北大学电气与控制工程学院, 太原 030051)

摘 要: 针对传统手持扫描过程中机械臂辅助光学相干层析成像(Optical coherence tomography, OCT)探头难以对准目标、探头姿态不准确以及操作人员手部震颤等问题, 进行了OCT探头高精度定位及灵活姿态调整, 以满足手术动态成像需求的研究。为了提高定位精度实现姿态调整, 提出了一种系统校准和OCT探头位姿优化方法, 以确保探头处于最佳成像位姿。首先, 采用相应的像素域到空间域的转换系数和Tsai-Lenz方法对系统进行标定; 然后, 通过图像处理完成OCT探头的位姿优化。采用拉普拉斯随机游走算法获取皮肤仿体表面轮廓, 计算皮肤仿体的表面法向量 $\mathbf{p}$; 同时, 利用深度学习的卷积神经网络对血管仿体的轮廓进行分割, 利用分割结果得到血管仿体的径矢量 $\mathbf{b}$ 。由两个矢量决定探头的姿态, 其中 V_p 和 V_e 分别为平行于光轴和扫描方向的单位矢量。当OCT探头处于最佳成像位姿时, V_p 应平行于 $\mathbf{p}$, V_e 应平行于 $\mathbf{b}$ 。利用机械臂辅助OCT成像系统对血管和皮肤仿体进行成像, 20次重复实验结果表明, 探头在X-Y平面的定位误差为 ± 0.21 mm, 在Z方向的定位误差为 ± 0.33 mm, 具有多自由度、成像过程精度高及稳定性好等优点, 可辅助医生对血管状态进行定量评估。

关键词: 系统校正; 位姿优化; 光学相干层析成像; 机械臂

中图分类号: TP249

文献标志码: A

System Calibration and Probe Pose Optimization for Robotic-Arm-Assisted Optical Coherence Tomography

WU Chuanchao¹, ZHANG Zhixiang¹, SU Hongjin², ZHANG Jiaying¹, XUE Peng³

(1. School of Information and Communication Engineering, North University of China, Taiyuan 030051, China; 2. School of Software, North University of China, Taiyuan 030051, China; 3. School of Electrical and Control Engineering, North University of China, Taiyuan 030051, China)

Abstract: Aiming at challenges encountered during traditional handheld scanning, such as difficulty in aligning the robotic-assisted optical coherence tomography (OCT) probe with the target, inaccurate probe posture, and hand tremors of the operator, this article presents a study on high-precision localization and flexible posture adjustment of the OCT probe to meet dynamic imaging requirements in surgical procedures. To improve the localization accuracy and achieve the posture adjustment, we propose a method for system calibration and OCT probe pose optimization, ensuring that the probe is positioned in the optimal imaging posture. Firstly, the system calibration is implemented with the corresponding pixel domain to spatial domain conversion coefficients and Tsai-Lenz method. The pose optimization of the OCT probe can be optimized with image processing. The Laplacian random walk algorithm is used to obtain the

基金项目: 中央引导地方科技发展资金项目(YDZJSX2025D041)。

收稿日期: 2024-11-08; 修订日期: 2025-02-21

skin phantom surface contour, thus calculating the normal vector of the skin phantom surface. Meanwhile, the contour of vessel phantom is segmented with the convolutional neural network method. The radius vector of vessel phantom is obtained with the segmented results. There are two vectors that determine the attitude of the probe, in which V_p and V_e denote the unit vectors parallel to the optical axis and the B-scan direction, respectively. When the OCT probe is in the optimal imaging pose, V_p should be parallel to p and V_e should be parallel to b . Using a robotic-assisted OCT imaging system to image vascular and skin phantoms, 20 repeated experiments are conducted. The positioning error of the probe in the X-Y plane is ± 0.21 mm, and the positioning error in the Z direction is ± 0.33 mm. The system offers advantages such as multi-degree-of-freedom, high imaging accuracy, and good stability, and can assist doctors in quantitatively assessing the condition of blood vessels.

Key words: system calibration; pose optimization; optical coherence tomography (OCT); robotic arm

引言

光学相干层析成像(Optical coherence tomography, OCT)是一种非侵入性、高分辨率的三维成像技术,已广泛应用于生物医学和临床研究^[1-8]。机械臂具有高精度、可重复性、稳定、多自由度、可移动性和远程控制等明显的优势。将机器人技术与OCT相结合,具有成像灵活准确、多自由度等优势,机械臂辅助OCT系统已被用于协助医生进行血管状态定量评估^[9-12]、眼科手术^[13-15]、大脑皮层成像^[16-17]、皮肤成像^[18]、微创手术以及图像引导治疗^[19]。2019年美国杜克大学Draeos等^[20]在原理层面提出并验证了一种机器人对准的OCT扫描成像新机制,但其OCT探头只有XYZ这3个运动自由度,且只对眼前节进行了成像。2021年,该团队通过集成凝视跟踪和旋转功能,将自由度从3增加到5,即3个平移自由度(X、Y、Z)和2个定向自由度(偏航、俯仰),以精确控制进入眼睛的扫描角度^[21]。清华大学薛平研究团队^[22]使用机器人进行大视场光学相干层析造影成像(OCT angiography, OCTA),利用高分辨率850 nm的谱域OCT和协作的六自由度机器人臂对小鼠整个大脑的微循环成像。在血管缝合的临床应用场景中,机械臂辅助OCT系统需要能够对血管的指定部位进行成像,确保距离表面相同深度的样本处于成像的焦平面内。由于真实血管和其底部组织的形态差异,当血管所在肌肉组织的水平面严重倾斜或出现大程度弯曲时,血管将超出OCT探头的有限成像范围,甚至会造成机械臂与生物组织发生碰撞的危险。因此,有必要对OCT探头的成像位姿进行优化,使目标血管始终处于OCT成像视场的最佳位置,从而确保数据采集过程的自动化和安全性。

为解决上述问题,本文提出了一种系统校准和OCT探头位姿优化的方法,以确保探头处于最佳成像位姿。首先,采用相应的像素域到空间域的转换系数和Tsai-Lenz方法对系统进行标定。其次,可以通过图像处理方式实现OCT探头的位姿优化,利用基于拉普拉斯算子的随机游走算法对组织表面边缘进行分割,得到组织表面的点云,采用基于卷积神经网络的方法自动分割OCT的B模式扫描图像中的血管仿体轮廓。使得血管仿体的径向量与多普勒OCT探头C模式扫描光线方向垂直,机械臂最末端的工具坐标系Z轴垂直于组织平面。最后,通过坐标变换和机械臂位姿计算,得到当前位姿与最佳成像位姿之间的关系,从而实现位姿优化。

1 方法原理

1.1 系统校正方法

首先利用机械臂辅助多普勒OCT成像系统获得血管仿体和底部组织图像在OCT图像坐标系B中的分割表面点云坐标,然后通过坐标变换得到机械臂工具坐标系G中的坐标和机械臂基座坐标系R中,最后得到图像中的点云坐标在世界坐标系中的坐标。它可以描述为

$$P_R = R_{T_G} G_{T_B} P_B \quad (1)$$

式中: P_B 为 OCT 图像坐标, P_R 为机械臂基座坐标, G_{T_B} 为坐标系 B 到坐标系 G 的变换矩阵, R_{T_G} 为坐标系 G 到机械臂基座坐标系 R 的变换矩阵。

机械臂位姿由 6 个参数 (X, Y, Z, R_x, R_y, R_z) 描述, 其中 (X, Y, Z) 为机械臂工具坐标系原点在机械臂基座坐标系中的坐标, (R_x, R_y, R_z) 为机械臂基座坐标系到机械臂工具坐标系的欧拉角, 阐明了机械臂工具坐标系与机械臂基座坐标系之间的位姿关系。根据旋转矩阵与欧拉角之间的变换关系, 可以得到旋转矩阵, 因此可以得到从机械臂工具坐标系 G 到机器人手臂基座的变换矩阵。通过基于四元数的手眼标定方法可以标定 B 到 G 的变换矩阵, 在两种不同姿态下利用 OCT 成像系统对同一目标进行成像, 如图 1 所示, 可得

$$R_{T_{G1}} G_{T_B} P_{B1} = R_{T_{G2}} G_{T_B} P_{B2} \quad (2)$$

$R_{T_{G1}}$ 和 $R_{T_{G2}}$ 可由相应的位姿参数 (X, Y, Z, R_x, R_y, R_z) 计算得到, 由式(2)可推导为

$$R_{T_{G2}}^{-1} R_{T_{G1}} G_{T_B} = G_{T_B} P_{B2} P_{B1}^{-1} \quad (3)$$

此方程为经典的 $AX=XB$ 方程, 其中 G_{T_B} 可以根据 Tsai-Lenz 计算得到^[23]。故令 $A = R_{T_{G2}}^{-1} R_{T_{G1}}$, $B = P_{B2} P_{B1}^{-1}$, $X = G_{T_B}$ 。由于 A, B, X 均为变换矩阵, 可分别表示为

$$A = \begin{bmatrix} R_A & T_A \\ 0 & 1 \end{bmatrix}, B = \begin{bmatrix} R_B & T_B \\ 0 & 1 \end{bmatrix}, X = \begin{bmatrix} R_X & T_X \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

式(4)可变成如下两个等式

$$\begin{cases} R_A R_X = R_X R_B \\ (R_A - I) T_X = R_X T_B - T_A \end{cases} \quad (5)$$

将旋转矩阵变为旋转向量, 表示为

$$\begin{cases} r_a = \text{Roderigues}(R_A) \\ r_b = \text{Roderigues}(R_B) \end{cases} \quad (6)$$

并将其归一化得到

$$\begin{cases} \theta_a = \|r_a\|_2 N_a = \frac{r_a}{\theta_a} \\ \theta_b = \|r_b\|_2 N_b = \frac{r_b}{\theta_b} \end{cases} \quad (7)$$

计算修正的 Roderigues 向量得到

$$\begin{cases} p_a = 2 \sin \frac{\theta_a}{2} N_a \\ p_b = 2 \sin \frac{\theta_b}{2} N_b \end{cases} \quad (8)$$

基于此, 初始旋转向量可以表示为

$$\text{skew}(p_a + P_b) p'_x = p_b - p_a \quad (9)$$

因此, 旋转向量为

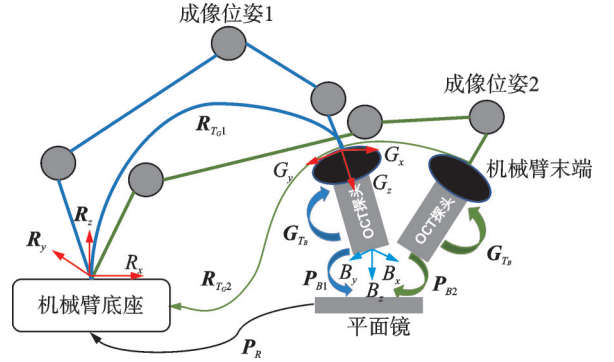


图1 手眼定标法标定多普勒 OCT 探头原理图

Fig.1 Schematic diagram of Doppler OCT probe calibration by hand-eye calibration method

$$\mathbf{p}_x = \frac{2\mathbf{p}'_x}{\sqrt{1 + |\mathbf{p}'_x|^2}} \quad (10)$$

利用两者之间的关系,推导出旋转矩阵为

$$\mathbf{R}_X = \left(1 - \frac{|\mathbf{p}_x|^2}{2}\right) \mathbf{I} + \frac{1}{2} \left(\mathbf{p}_x \mathbf{p}_x^T + \sqrt{4 - |\mathbf{p}_x|^2} \cdot \text{skew}(\mathbf{p}_x)\right) \quad (11)$$

可以计算平移矩阵为

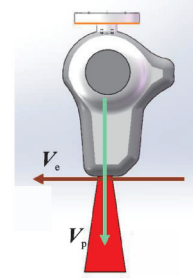
$$(\mathbf{R}_A - \mathbf{I})\mathbf{T}_X = \mathbf{R}_X \mathbf{T}_B - \mathbf{T}_A \quad (12)$$

利用求解得到图像像素坐标系到坐标系 G 的变换矩阵 $\mathbf{G}_{T_B}$ 。

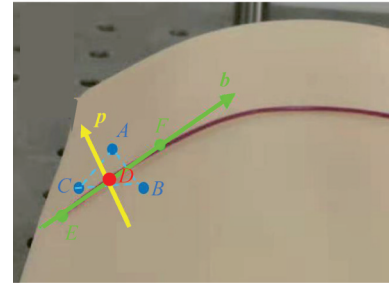
1.2 位姿优化

由两个矢量决定 OCT 探针的姿态,如图 2(a)所示,其中 $\mathbf{V}_p$ 为平行于光轴的单位矢量, $\mathbf{V}_e$ 为平行于 B 扫描方向的单位矢量。当机械臂辅助多普勒 OCT 成像探头处于最佳成像位置, $\mathbf{V}_p$ 平行于组织平面, $\mathbf{V}_e$ 平行于血管仿体底部组织。在图 2(b)中,手动选择用蓝色标记的 3 个点形成一个微小的感兴趣平面区域,用绿色标记的两个点沿着仿体形成小区域扫描路径向量,用红色标记一个扫描起点。黄色箭头表示曲面法向量。在理想情况下,绿色箭头代表血管仿体的径向矢量。当 OCT 探头处于最佳成像位姿时, $\mathbf{V}_p$ 应平行于 $\mathbf{p}$, $\mathbf{V}_e$ 应平行于 $\mathbf{b}$ 。探头与血管仿体之间的距离为一个固定值(经实验测量为 170.4 mm)。

在多普勒 OCT 探头位姿优化过程中,需要对机械臂辅助多普勒 OCT 成像系统采集到的 B-Scan 图像进行特征提取和自动分割,得到血管仿体轮廓和底部组织表面的轮廓,从而得到法向量 $\mathbf{p}$ 和径向向量 $\mathbf{b}$,过程如图 3 所示。首先,利用基于拉普拉斯算子的随机游走算法对组织表面边缘进行分割,得到组织表面的点云^[24]。随机顺时针选取表面点云的 3 个点,通过坐标变换,得到机械臂底座坐标系下组织表面的法向量 $\mathbf{p}$ 。同时,采用基于卷积神经网络的方法自动分割 B 扫描图像中的血管仿体轮廓^[25]。将轮廓拟合到一个圆上,并求出圆心的像素坐标。通过坐标变换得到机器人臂基坐标系中血管仿体的真实坐标,将 256 张 B 扫描图像中塑料管中心坐标拟合一条直线,得到血管仿体的径向向量 $\mathbf{b}$,向量指向 OCT 三维扫描时扫描线横向移动的方向。



(a) Pose of the OCT probe in the robotic arm tool coordinate system



(b) Radial vector of phantom and normal vector of tissue plane

图 2 多普勒 OCT 探头位姿与仿体矢量示意图

Fig.2 Schematic diagram of Doppler OCT probe poses and vectors of phantom

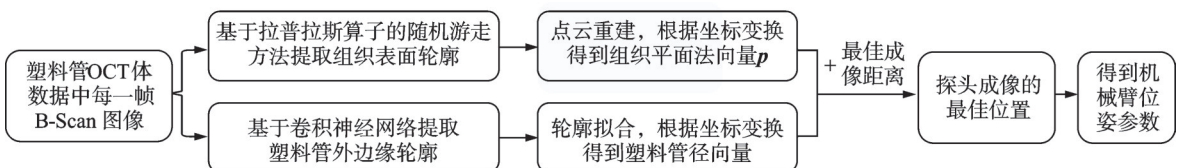


图 3 机械臂辅助多普勒 OCT 探头成像位姿优化流程图

Fig.3 Flow chart of imaging pose optimization for robotic arm-assisted Doppler OCT probe

目标点与探头成像时始终保持最佳成像距离,即目标点与机械臂工具法兰盘中心点的距离为固定值。计算得到最佳成像位置的空间坐标后,沿着组织平面的法向量移动 170.4 mm 即为机械臂工具法兰盘中心点的位置,从而确定了 (X,Y,Z) 三个参数。根据坐标系之间的相对位置关系以及旋转矩阵和欧拉角之间的关系,进而得到欧拉角 (R_x,R_y,R_z) ,完成多普勒 OCT 探头的位姿优化。

2 系统与实验

本实验使用 Universal Robots 5 (UR5)系列机器人辅助成像。机器人手臂有底座、肩膀、肘部和 3 个手腕,总共有 6 个关节。每个关节可在 -360° 到 $+360^{\circ}$ 范围内移动,最大速度为 $\pm 180^{\circ}/s$ 。通过协调各个关节的运动,机械臂可以随意移动(除了机械臂的正上方和正下方区域),其工作半径为 850 mm,重复性为 $\pm 0.01\text{ mm}$ 。

实验室搭建了 1 300 nm 中心波长的谱域光学相干断层扫描系统,其深度成像范围为 3.6 mm,轴向分辨率为 $12\text{ }\mu\text{m}$,横向分辨率为 $31\text{ }\mu\text{m}$,最大成像频率为 76 kHz。在实验过程中,每个体数据由 256 个 B 扫描组成,图像大小为 1 024 像素 $\times$ 1 024 像素。系统以每秒 30 帧的成像速度运行。将搭建的 OCT 扫描探头安装在机械臂上,用于 OCT 三维数据采集。图 4(a)为整个实验系统渲染图,包括 OCT 成像系统小车和固定在机械臂末端的 OCT 成像探头,图 4(b)为 OCT 探头的实物图,图 4(c)为系统整体实拍图。

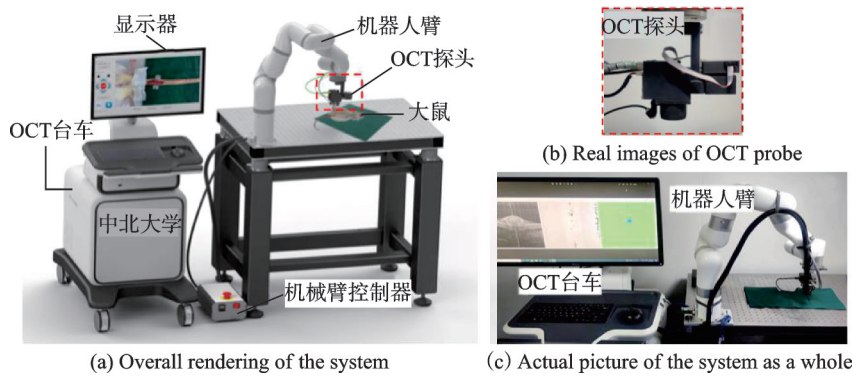


图 4 机械臂辅助多普勒 OCT 成像系统

Fig.4 Robotic-arm-assisted Doppler OCT imaging system

初始位置成像得到一组体数据,其三视图如图 5 所示。可以从主视图 5(b)看到,组织表面倾斜,多普勒 OCT 探头与组织表面不垂直,由于 OCT 成像深度有限,随着成像深度变大,图像信噪比下降。从俯视图 5(c)塑料管的轮廓走向可以看出,OCT 的 B-Scan 扫描线与塑料管不垂直,难以保证成像过程中塑料管在 OCT 视场范围内一直处于最佳位置,从而可导致有效信息的丢失。

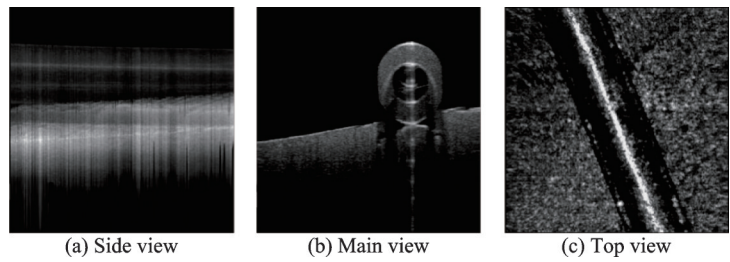


图 5 机械臂辅助多普勒 OCT 探头对塑料管成像三视图

Fig.5 Three views of the imaging of plastic tubes by the robot arm-assisted Doppler OCT probe

3 实验结果分析

3.1 系统定位精度

为了评估系统定位的一致性,利用棋盘格作为测试基准,将机械臂从初始位置移动到同一个指定棋盘交叉点进行多次成像,以此评估机械臂从同一起始位置移动到目标点的重复性。在测试过程中,将机械臂置于初始位置,并发送相同坐标参数的移动指令。机械臂移动至交叉点后,记录每次的OCT表面投影图像(enface)。结合图像像素坐标与探头的空间位置关系,以及通过标定获得的转换矩阵,计算出交叉点在机械臂底座坐标系下的精确空间坐标。

图6(a)显示了交叉区域的面投影图像,其中交叉点用黄色圆点标记。通过计算,确定了交叉点在机械臂底座坐标系下的空间坐标分布,从图6(b)中可以看出所有点都位于半径0.112 mm的最小球内,因此机械臂辅助OCT系统的重复定位精度为 ± 0.112 mm。

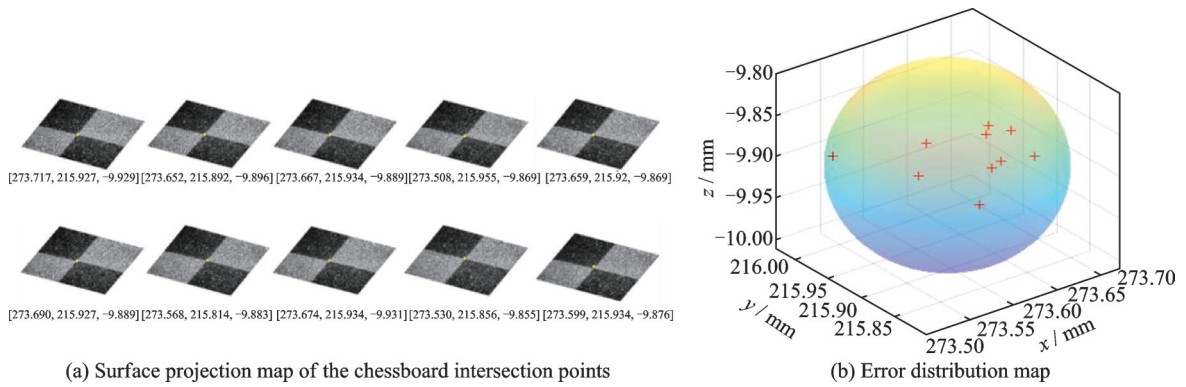


图6 10次测量获得的棋盘交叉点表面投影图和误差分布图

Fig.6 Surface projection map of the chessboard intersection points and the error distribution map after ten measurements

在机械臂末端工具中心固定一根标准钢针,控制机械臂缓慢移动,使得钢针针尖依次接触图7(a)中棋盘24个交叉点(红点),得到机械臂基座坐标系下24个点的坐标,图7(d)中红色点显示了这些交叉点的位置。然后,用系统集成的深度相机拍摄棋盘标定靶,获得交叉点在深度相机坐标系下的坐标,通过转换矩阵,变换得到这些点在机械臂基座坐标系下的坐标。在深度相机的导航定位下,引导机械臂移动探头依次对准这24个交叉点。图7(b)显示了当OCT探头与交叉点对齐时获得的图像。图7(d)中的蓝色点为在深度相机导航下探头扫描中心的真实位置,通过探头扫描中心真实位置与棋盘交叉点的位置偏差来计算探头在XY平面的偏差。探头Z方向的偏差通过OCT B-scan图像中棋盘交叉点距离上边缘的距离(h)来确定,如图7(c)所示,设定理想高度(H)为距离图像顶部230个像素的黄色虚线处,通过 H 和 h 的偏差来计算探头Z方向的定位误差。结果表明,机械臂辅助OCT探头在XY平面的定位误差 ± 0.21 mm,在Z方向的定位误差 ± 0.33 mm。

3.2 位姿优化结果分析

为了验证该方法的有效性,使用机械臂辅助OCT成像系统对仿体进行成像。在第一次成像时机械臂的TCP端坐标为(225.7 mm, 60.7 mm, 182.4 mm, 180° , 0° , 0°)。根据公式计算可得 R_1 和 T_1 分别为

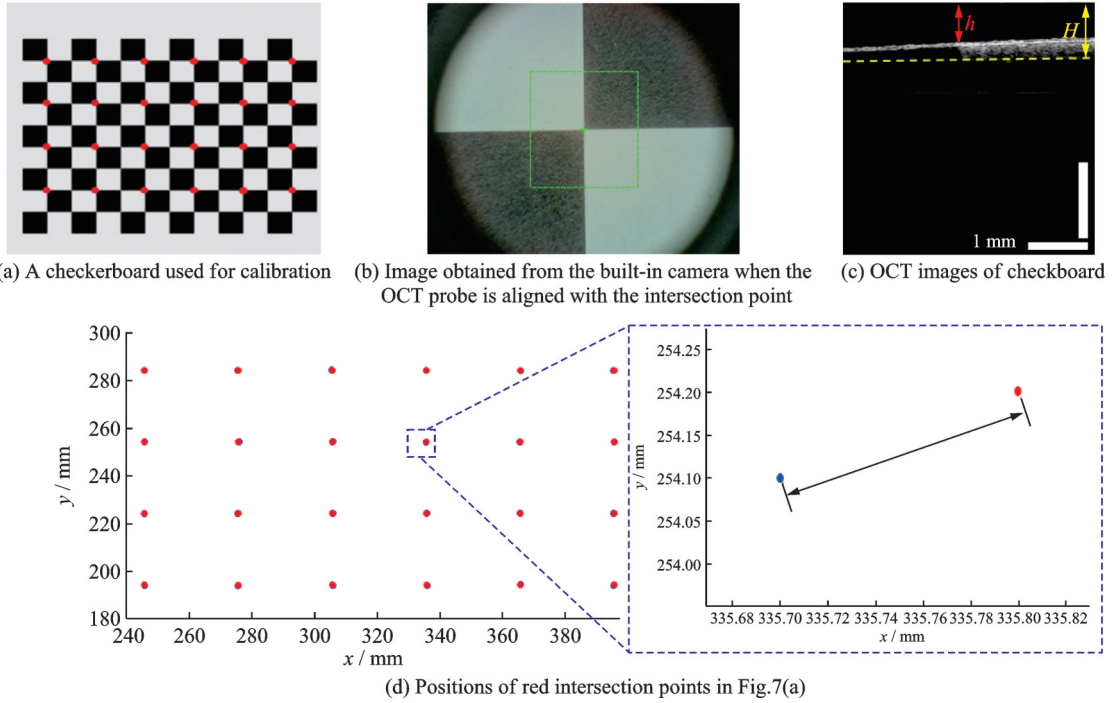


图7 机械臂辅助OCT成像系统的绝对定位精度

Fig.7 Absolute positioning accuracy of the robotic arm-assisted OCT imaging system

$$R_1 = R_z R_y R_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 \end{bmatrix}, T_1 = \begin{bmatrix} 225.7 \\ 60.7 \\ 182.4 \end{bmatrix} \quad (13)$$

根据变换矩阵,可以将机械臂辅助多普勒OCT成像系统图像坐标系中的坐标统一变换为机械臂基座坐标系中的坐标。采用拉普拉斯随机游走算法对256帧血管仿体的强度图像进行轮廓提取。三维重建得到血管仿体的底部组织的图像点云,如图8所示。在平面上选择3个点,利用这3个点在三维空间中的坐标,得到三点平面的法向量。机械臂基座坐标系下的组织面法向量为 $(-0.222 \text{ mm}, -1.553 \text{ mm}, -8.052 \text{ mm})$ 。

利用基于深度学习的U-Net算法,得到了塑料管仿体的分段边缘。为了获得血管仿体在三维坐标系中的方向,对分割结果进行三维重建,图9(a)为血管仿体在初始成像位置的OCT强度图像,图9(b-d)分别为对应分割后的单帧图像的三视图,图9(e-g)分别为对血管仿体和底部组织进行重建的OCT三维图像。通过计算各帧轮廓的中心坐标,重构出中心线。在仿体轮廓上选取两点,用坐标变换矩阵计算仿体轮廓的径向矢量。机器人臂坐标系下的仿体径向矢量为 $(1.424 \text{ mm}, -3.797 \text{ mm}, 0.742 \text{ mm})$ 。根据优化条件,结合工具坐标系与机械臂基座坐标系方向矢量之间的夹角计算方向余弦矩阵(Direction cosine matrix, DCM),即

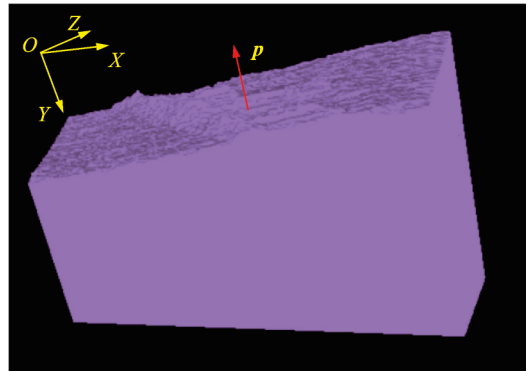


图8 OCT组织仿体图像分割后轮廓的三维重建
Fig.8 3D reconstruction of contour after segmentation of OCT tissue phantom images

$$\text{DCM} = \begin{bmatrix} 0.938 & 0.345 & -0.027 \\ 0.334 & -0.921 & -0.189 \\ -0.090 & 0.180 & -0.982 \end{bmatrix} \quad (14)$$

因此,计算出探头的最佳成像位置参数为(229.968 mm, 92.112 mm, 178.684 mm, 169.605°, 5.172°, 19.605°)。

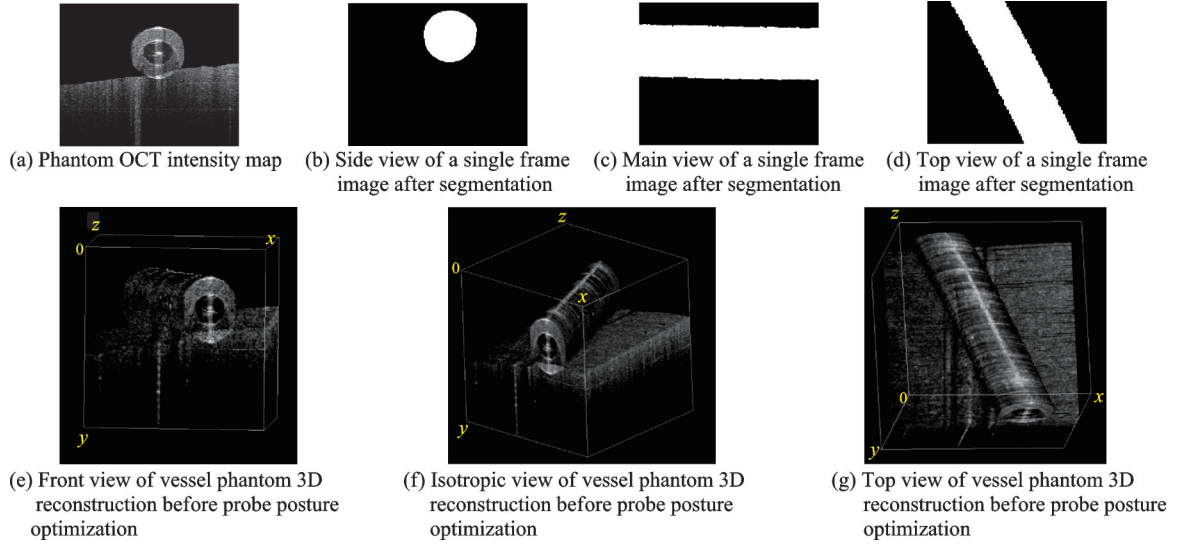


图9 初始成像位置的OCT血管仿体分割和三维重建图

Fig.9 OCT segmentation and 3D reconstruction of the initial imaging location

图10为最佳成像位置得到的图像,图10(b—d)为256帧血管仿体分割结果的三维重建图,图10(e—g)为三维重构图像。从图10(e—g)可以看到,在成像位姿优化之前,组织平面和血管仿体处于倾斜状态,这表明探针不垂直于皮肤表面平面,OCT的B扫描方向不垂直于仿体长轴。探头位姿优

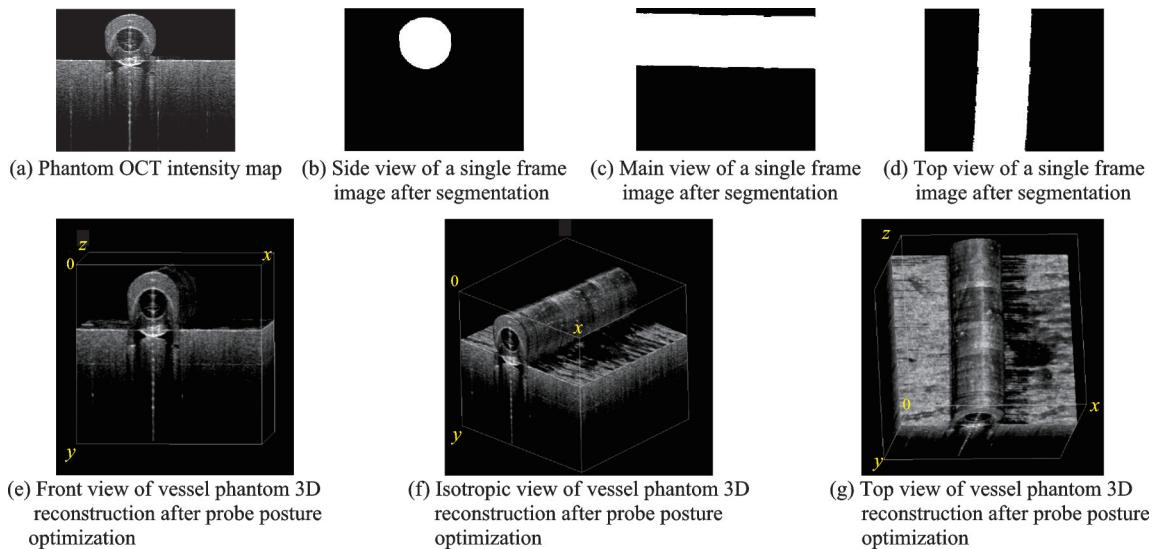


图10 位姿优化后的OCT血管仿体分割和三维重建图

Fig.10 OCT segmentation and 3D reconstruction of the optimal imaging location

化后,获得三维 OCT 图像并再次三维重建,分别如图 10(e—g)所示,其中仿体表面平面基本处于相同成像深度,OCT 的 B 扫描方向基本垂直于血管仿体长轴。

4 结束语

本文提出一种基于机械臂辅助 OCT 系统校准和 OCT 探头位姿优化方法,有效解决了传统手持 OCT 系统在扫描成像过程中的局限性,显著提高了成像的稳定性和一致性。通过对血管仿体和皮肤仿体的多次实验,表明探头在 XY 平面的定位误差为 ± 0.21 mm,在 Z 方向的定位误差为 ± 0.33 mm,可以确保探头处于最佳成像位姿,验证了该方法的有效性。本研究将为需要灵活大视场成像、远程控制 and 自动成像能力的 OCT 成像应用开辟新的机会。尽管本研究已实现了亚毫米级的探头精准定位,但在某些高精度要求的手术操作中,更高精度的定位仍然是必要的。未来研究可以探索更先进的深度学习视觉处理算法来进行复杂场景下的微小目标识别,使用更高精度的相机和机器人臂,进一步提高探头定位的精确度和响应速度。

参考文献:

- [1] HUANG D, SWANSON E A, LIN C P, et al. Optical coherence tomography[J]. Science, 1991, 254(5035): 1178-1181.
- [2] CHEN C L, WANG R K. Optical coherence tomography-based angiography[J]. Biomedical Optics Express, 2017, 8(2):1056-1082.
- [3] YANG D, HU M, ZHANG M, et al. High-resolution polarization-sensitive optical coherence tomography for zebrafish muscle imaging[J]. Biomedical Optics Express, 2020, 11(10): 5618-5632.
- [4] ROMANO F, PARRULLI S, BATTAGLIA PARODI M, et al. Optical coherence tomography features of the repair tissue following RPE tear and their correlation with visual outcomes[J]. Scientific Reports, 2021, 11(1): 5962.
- [5] LAROCCA F, NANKIVIL D, DUBOSE T, et al. In vivo cellular-resolution retinal imaging in infants and children using an ultracompact handheld probe[J]. Nature Photonics, 2016, 10(9): 580-584.
- [6] GÖTZINGER E, PIRCHER M, BAUMANN B, et al. Three-dimensional polarization sensitive OCT imaging and interactive display of the human retina[J]. Optics Express, 2009, 17(5): 4151-4165.
- [7] BURTON J C, WANG S, STEWART C A, et al. High-resolution three-dimensional in vivo imaging of mouse oviduct using optical coherence tomography[J]. Biomedical Optics Express, 2015, 6(7): 2713-2723.
- [8] TSAI C Y, SHIH C H, CHU H S, et al. Submicron spatial resolution optical coherence tomography for visualising the 3D structures of cells cultivated in complex culture systems[J]. Scientific Reports, 2021, 11(1): 3492.
- [9] HUANG Y, IBRAHIM Z, TONG D, et al. Microvascular anastomosis guidance and evaluation using real-time three-dimensional Fourier-domain Doppler optical coherence tomography [J]. Journal of Biomedical Optics, 2013, 18(11): 111404.
- [10] HUANG Y, FURTMÜLLER G J, TONG D, et al. MEMS-based handheld Fourier domain Doppler optical coherence tomography for intraoperative microvascular anastomosis imaging [J]. PLoS One, 2014, 9(12): e114215.
- [11] ROBNIER R P, JAMIL J, VICTOR X D Y. Intraoperative optical coherence tomography of the cerebral cortex using a 7 degree-of-freedom robotic arm[C]//Proceedings of Conference on Clinical and Translational Neurophotonics. [S.l.]: SPIE, 2017.
- [12] ROSSI F, MICHELETTI F, MAGIN G, et al. A robotic platform for laser welding of corneal tissue[C]//Proceedings of Conference on Novel Bio photonics Techniques and Applications. [S.l.]: SPIE, 2017.
- [13] KANG J U, HUANG Y, ZHANG K, et al. Real-time three-dimensional Fourier-domain optical coherence tomography video image guided microsurguries[J]. Journal of Biomedical Optics, 2012, 17(8): 081403-1.
- [14] DRAELOS M, ORTIZ P, QIAN R B, et al. Automatic optical coherence tomography imaging of stationary and moving eyes with a robotically-aligned scanner[C]//Proceedings of 2019 International Conference on Robotics and Automation (ICRA). Montreal, Canada: [s.n.], 2019: 8897-8903.
- [15] 徐桂花,宋跃.眼前节相干光断层扫描仪在眼科的应用[J].国际眼科杂志,2008, 8(10): 2110-2112.

- XU Guihua, SONG Yue. Assessment of ophthalmologic application with Visante OCT[J]. *International Eye Science*, 2008, 8 (10): 2110-2112.
- [16] GUO X Y, LI X C, HUANG Y, et al. Wearable optical coherence tomography angiography probe for monitoring mouse brain in vivo[J]. *Proceedings of SPIE*, 2024. DOI:10.1117/12.3001185.
- [17] LIU J, WANG Y, ZHAO Y Q, et al. Measurement of cerebral blood flow rate and its relationship with brain function using optical coherence tomography[C]//*Proceedings of Conference on Dynamics and Fluctuations in Biomedical Photonics XIII*. Qinhuaogdao, China: [s.n.], 2016: 066004.
- [18] GÖB M, LOTZ S, HA-WISSEL L, et al. Large area robotically assisted optical coherence tomography (LARA-OCT) for skin imaging with MHZ-OCT surface tracking[C]//*Proceeding of Optical Coherence Tomography and Coherence Domain Optical Methods in Biomedicine XXVII*. [S.l.]: SPIE, 2023.
- [19] HU S, LU R J, ZHU Y L, et al. Application of medical image navigation technology in minimally invasive puncture robot[J]. *Sensors*, 2023, 23(16): 7196.
- [20] DRAELOS M, ORTIZ P, QIAN R B, et al. Automatic optical coherence tomography imaging of stationary and moving eyes with a robotically-aligned scanner[C]//*Proceedings of 2019 International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. [S.l.]: [s.n.], 2019: 8897-8903.
- [21] ORTIZ P, DRAELOS M, VIEHLAND C, et al. Robotically aligned optical coherence tomography with 5 degree of freedom eye tracking for subject motion and gaze compensation[J]. *Biomedical Optics Express*, 2021, 12(12): 7361-7376.
- [22] HE B, ZHANG Y X, MENG Z, et al. Whole brain micro-vascular imaging using robot assisted optical coherence tomography angiography[J]. *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 2023, 29(4): 1-9.
- [23] TSAI R Y, LENZ R K. A new technique for fully autonomous and efficient 3D robotics hand/eye calibration[J]. *IEEE Transactions on Robotics Automation*, 1989, 5(3): 345-358.
- [24] HUANG Y, WU C, XIA S, et al. Boundary segmentation based on modified random walks for vascular Doppler optical coherence tomography images[J]. *Chinese Optics Letters*, 2019, 17(5): 051001.
- [25] WU C, XIE Y, SHAO L, et al. Automatic boundary segmentation of vascular Doppler optical coherence tomography images based on cascaded U-Net architecture[J]. *OSA Continuum*, 2019, 2(3): 677-689.

作者简介:



吴传超(1990-),女,讲师,研究方向:生物医学光学、图像处理, E-mail: chuanchao521@163.com。



张治祥(2005-),男,本科生,研究方向:生物医学工程。



苏宏锦(2005-),男,本科生,研究方向:软件工程。



张佳莹(2005-),女,本科生,研究方向:生物医学工程。



薛鹏(1991-),通信作者,男,讲师,硕士生导师,研究方向:自动控制、光学测量, E-mail: xuepeng@nuc.edu.cn。

(编辑:王静)