

一种基于微型螺旋桨驱动的血管内 光学相干层析成像探头

何东航^{1,2}, 李中梁^{1,2*}, 南楠^{1**}, 欧阳君怡^{1,3}, 张茜^{1,2}, 杨晨铭^{1,2}, 王向朝^{1,2}

¹中国科学院上海光学精密机械研究所信息光学与光电技术实验室, 上海 201800;

²中国科学院大学材料与光电研究中心, 北京 100049;

³上海大学理学院, 上海 200444

摘要 血管内光学相干层析成像(IVOCT)对于心血管疾病的早期诊断具有重要意义。成像探头是 IVOCT 系统的核心器件。设计了一种基于微型螺旋桨驱动的 IVOCT 探头,该探头未使用传统内窥探头中为光束扫描提供动力的微型电机等电动装置,而是利用 IVOCT 系统成像时冲刷血液的流体驱动安装在探头末端的螺旋桨,从而带动安装在螺旋桨转轴上的直角棱镜旋转,实现光束对血管壁的扫描成像。对螺旋桨进行优化设计,提高了流体的驱动效率。探头外径为 1.5 mm,探头扫描速度最高可达 491 r/s。利用集成该探头的 IVOCT 系统对白胶带样品、小葱葱管以及离体鸡心脏动脉血管样品进行成像,获得了清晰的样品层析图像,验证了该探头的成像能力。

关键词 医用光学; 光学相干层析成像; 医学和生物学成像; 内窥成像; 血管成像

中图分类号 TH773

文献标志码 A

doi: 10.3788/CJL202047.1107002

A Probe Driven by Miniature Propeller for Intravascular Optical Coherence Tomography

He Donghang^{1,2}, Li Zhongliang^{1,2*}, Nan Nan^{1**},

Ouyang Junyi^{1,3}, Zhang Xi^{1,2}, Yang Chenming^{1,2}, Wang Xiangzhao^{1,2}

¹Laboratory of Information Optics and Opto-Electronic Technology, Shanghai Institute of Optics and Fine Mechanics, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 201800, China;

²Center of Materials Science and Optoelectronics Engineering, University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China;

³College of Sciences, Shanghai University, Shanghai 200444, China

Abstract Intravascular optical coherence tomography (IVOCT) is of great significance for early diagnosis of cardiovascular diseases and imaging probes are the core components of IVOCT systems. For this purpose, an IVOCT probe driven by a miniature propeller was proposed in this paper. Instead of using electric devices such as micromotors that provided power for beam scanning in traditional endoscopic probes, the probe utilized the kinetic energy of the fluid that flushed away the blood in the imaging of the IVOCT system to drive the propeller installed at the probe end, thereby driving the right-angle prism on the propeller shaft to rotate and realizing the scanning imaging of beams for the vessel walls. Moreover, we improved the driving efficiency of fluid by optimizing the design of the propeller. For the probe, the outer diameter is 1.5 mm and the highest scanning speed can reach 491 r/s. Finally, the imaging ability of the IVOCT system integrating the probe was well verified by the clear tomographic images of the samples like white tapes, green onion tubes, and *in vitro* artery vessels of chicken hearts.

Key words medical optics; optical coherence tomography; medical and biological imaging; endoscopic imaging; vessel imaging

OCIS codes 170.4500; 170.3880; 170.2150; 170.1470

收稿日期: 2020-06-15; 修回日期: 2020-07-01; 录用日期: 2020-07-06

基金项目: 国家自然科学基金(61971406,81927801)、上海市科学技术委员会创新行动计划(19441910000)、中国科学院青年创新促进会资助项目

* E-mail: lizhongliang@siom.ac.cn; ** E-mail: nan8219@126.com

1 引言

光学相干层析成像(OCT)是生物医学光学领域内一种重要的成像技术。OCT技术的高分辨率以及对生物组织的穿透成像特性,使得其与内窥检测探头的结合具有广阔的应用空间^[1],血管内OCT(IVOCT)就是其中一种重要的应用。IVOCT可以对血管内动脉粥样硬化斑块进行高分辨率成像,实现易损斑块的早期发现,而易损斑块的早发现、早干预是降低心血管疾病发病率和死亡率的关键。

内窥成像探头是IVOCT的核心器件。1996年,Brezinski等^[2]报道了第一个用于IVOCT的成像探头,该探头可用于离体人血管成像,以检测血管内动脉粥样硬化斑块。此后,为了满足IVOCT成像探头微型化及高成像速度的要求,研究人员开发了多种内窥探头^[3-5]。这些探头基本上都配有由电机驱动的扫描装置,该装置可将电能转换为机械能,实现光束对血管壁的扫描成像^[6]。目前,临床血管成像中使用的是一次性近端电机驱动型探头,这类探头在靠近系统的近端部位安装有电机,电机通过旋转接头传递扭矩至成像探头外侧包裹的扭矩线圈,带动整个光纤成像探头进行旋转扫描,其中扭矩线圈又被包裹在较长的中空导管内^[7]。扭矩线圈在中空导管内旋转时存在摩擦,导致转动扭矩发生改变^[8-9],从而产生被称为非均匀旋转畸变(NURD)的图像伪影^[10]。为了减小NURD对图像的影响,2004年,研究人员设计了远端电机驱动型探头^[3]。该种探头的电机在工作时只带动探头末端的光学棱镜旋转,导管内光纤的扭曲不会影响旋转扫描,所得到的图像受NURD的影响大大减小,并且扫描速度更快。然而,由于电机安装在探头末端,为电机供电的导线需要从探头内部穿过,导致成像光束有一部分被导线遮挡,图像的一部分成为导线阴影区而不可见。为了解决远端电机驱动探头成像区域残存导线阴影的问题,研究人员设计了非电机驱动的IVOCT探头。2015年,Pang等^[11]提出了一种利用外部磁场驱动探头扫描的远端驱动型探头,该探头末端安装了由磁性材料及直角棱镜制成的扫描器件,通过外部施加一个旋转磁场来驱动探头对血管壁进行扫描。该探头虽然无导线阴影等问题,但扫描速度较慢,且磁场力易受环境因素的影响,使得该探头不易进行在体检测。

临床IVOCT成像时需要注射造影剂或生理盐水等医用液体来冲刷血液^[12],以减小血液对近红外

光的散射作用;在医用液体冲刷血液的同时,IVOCT探头对血管壁进行扫描成像。本文以IVOCT成像时注射生理盐水冲刷血液这一过程为着眼点,提出了一种基于微型螺旋桨驱动的成像探头。该探头采用内外双套管设计,冲刷血液的生理盐水在内外套管间隙注入,驱动内套管末端的微型螺旋桨转动,从而带动螺旋桨转轴上的反射棱镜旋转,实现光束对血管壁的周向扫描成像。该探头采用远端扫描方式,受NURD的影响较小,不存在导线遮挡成像区域的问题,且成本较低。该探头外径为1.5 mm,扫描速度最高可达491 r/s。集成该探头的IVOCT系统具有12.6 μm (纵向) \times 16.1 μm (横向)的分辨率。本文利用搭建的IVOCT系统获得了白胶样品、小葱葱管和离体鸡心脏动脉血管等样品清晰的层析图像。

2 探头的设计与制作

2.1 探头的整体设计

本成像探头末端微型螺旋桨的驱动力来自冲刷血液的流体的动能。为了得到稳定的流体驱动力,需要为动力流体设计专用流道。为此,在结构上选择内外双套管设计,内套管内部放置光纤以及反射棱镜等部件,内套管末端安装微型螺旋桨;冲刷螺旋桨的流体由内外套管间隙注入,内套管外壁与外套管内壁形成流道,便于流体通过,从而驱动螺旋桨转动。

本文设计的探头结构如图1所示。探头主要由内套管、外套管、光纤探针、直角棱镜、微型螺旋桨、玻璃套筒、细钢丝等组成。外套管一侧留有开口,内套管由此插入外套管;内套管末端集成有光纤探针、直角棱镜、微型螺旋桨、玻璃套筒等部件,这些部件为探头的核心部分。光束由探头的FC-APC(ferrule connector-angled physical contact)接头输入至内套管的单模光纤末端,然后经梯度折射率(GRIN)透镜会聚后(在聚焦之前),由固定在螺旋桨转轴上的直角棱镜反射,再经内外套管管壁后照射到待测管腔上。生理盐水由外套管注入,通过内外套管末端的间隙时,推动微型螺旋桨旋转,进而带动直角棱镜旋转,实现对待测管腔的扫描。内外套管末端间隙用三根细钢丝卡位,用以保证内外套管的同轴度,使螺旋桨受力均匀。外套管包裹住内套管末端的微型螺旋桨,这样既可以保护螺旋桨和待测管腔,又可以使驱动流体不发散,形成更稳定的驱动力。

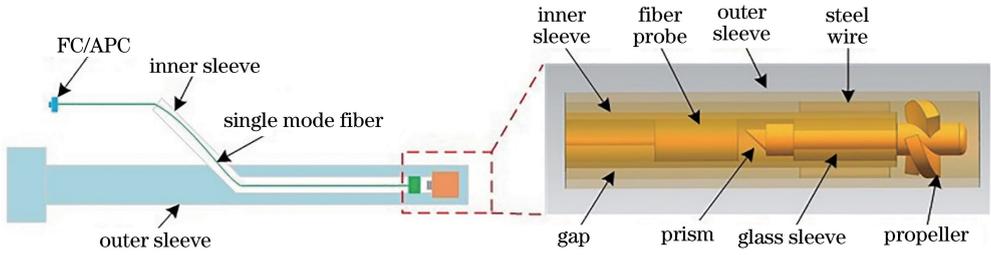


图 1 基于微型螺旋桨的 IVOCT 探头结构示意图

Fig. 1 Schematic of IVOCT probe based on miniature propeller

为了满足 IVOCT 成像探头微型化的要求,探头内部部件的尺寸设计要尽可能较小。反射棱镜选择直角边长为 0.3 mm 的镀膜直角棱镜 (NT66-771),与直角棱镜对应的光纤探针(长度为 1.35 m,插入损耗为 0.12 dB)末端的 GRIN 透镜的直径为 0.6 mm,工作距离为 1.5 mm,光斑束腰处直径为 16.1 μm 。光纤探针末端 GRIN 透镜的出光端面距直角棱镜 0.3 mm,使得成像光束尚未聚焦就被反射棱镜反射,光束焦点在外套管管外 0.45 mm 处。直角棱镜被固定在微型螺旋桨转轴上,因此转轴末端直径设计为 0.5 mm。设计一个玻璃套筒,用于实现螺旋桨转轴中间的卡位,同时通过玻璃套筒将微型螺旋桨固定在内套管末端。螺旋桨转轴采用阶梯轴设计,阶梯轴的直径分别为 0.5, 0.3, 0.5 mm,其中 0.3 mm 转轴的 length 约为 1.4 mm,将该部分转轴卡位在玻璃套筒中。玻璃套筒内孔直径为 0.32 mm,内孔与螺旋桨转轴的缝隙为 0.01 mm。玻璃套筒外径为 0.65 mm,玻璃套筒外壁需要固定在内套管内壁上。内外套管的材料选用对生物组织无毒性的全氟乙烯丙烯共聚物 (FEP) 管,通过定制尺寸来减小壁厚。内套管的内径和外径分别为 0.66 mm 和 0.86 mm,外套管的内径和外径分别为 1.2 mm 和 1.5 mm。由于外套管内径的限制,螺旋

(a)

桨桨叶的最大直径设计为 1.1 mm。为了尽量减小探头硬端的长度,螺旋桨桨轴长度设计为 0.8 mm。最终设计的 IVOCT 探头的外径为 1.5 mm。

2.2 微型螺旋桨的设计与优化

为了满足 IVOCT 探头高成像速度的要求,微型螺旋桨需要高转速,以实现 IVOCT 高速扫描成像。而受到人体安全注射标准的限制,注入生理盐水的速率不能过高,这就需要提高生理盐水流动的动能与螺旋桨转动动能之间的转换效率,同时降低螺旋桨转动时的阻力。

螺旋桨的转动动力来自生理盐水冲击桨叶的冲力,由于探头的微型化要求,螺旋桨桨叶直径无法增大,螺旋桨转轴的小直径也决定了桨叶数量无法增多。在这种情况下,桨叶的角度成为直接影响螺旋桨转动动力大小的主要因素。此外,螺旋桨的转动阻力主要来自转轴与玻璃套筒接触而产生的摩擦阻力。下文将从这两个方面入手,对螺旋桨的具体设计进行分析。

考虑到螺旋桨实际尺寸的限制,桨叶的设计采用了螺旋线面型。这里对螺旋桨桨叶模型进行简化,然后进行受力分析。在桨叶直径和数量相同的情况下,倾斜角度不同的螺旋桨的单片桨叶的受力分析如图 2 所示。

(b)

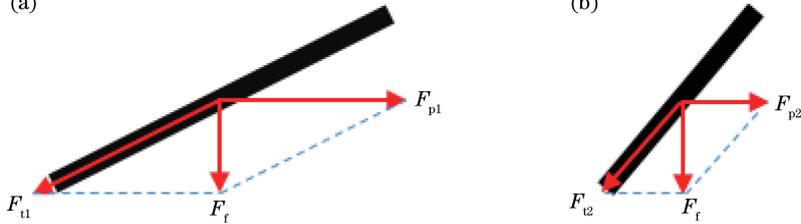


图 2 不同倾斜角的叶片受力分析。(a) 倾斜角度较小的叶片;(b) 倾斜角度较大的叶片

Fig. 2 Force analysis of single blade with different inclination angles. (a) A blade with a small inclination angle;

(b) a blade with a large inclination angle

在图 2 中, F_t 是流体施加给螺旋桨叶片的推力, F_{pi} ($i=1,2$) 表示水平方向上推力的分量, F_{ti} ($i=1,2$) 表示倾斜方向上推力的分量。水平方

向推力的分量是驱动螺旋桨旋转的力。从图 2 可以看出,在流体推力相同的情况下, $F_{p1} > F_{p2}$, 因此具有小倾角叶片的螺旋桨具有更高的流体动力学转换

效率。然而,对于具有相同数量叶片的螺旋桨来说,倾斜角度小的叶片和螺旋桨轴之间的连接部分较短,容易导致叶片从桨叶根部破裂,因此桨叶倾角不能过小。下面综合考虑螺旋桨的实际尺寸,对螺旋桨桨叶倾角进行优化设计。

螺旋桨设计如图 3 所示。为了使桨叶倾角较小,同时考虑螺旋桨桨轴长度的限制,桨叶螺旋线螺距 D 设计为 1.3 mm。为了保证桨叶根部与桨轴的连接强度,同时考虑到螺旋桨桨轴直径的限制,单桨叶螺旋线行程 d 设计为 0.32 mm,桨叶厚度设计为 0.2 mm,桨叶数量为 3 个。桨叶受到生理盐水冲刷的区域在内外套管间隙处,内套管外径为 0.86 mm,外套管内径为 1.2 mm。选择内外套管之间液体冲刷区域的中间位置作桨叶的受力圆,其半径 r 为 0.515 mm,单桨叶转过角度 $\alpha = 2\pi \times (d/D) \approx 88.6^\circ$,由余弦定理得单桨叶弦长 $l = \sqrt{2r^2(1 - \cos \alpha)} \approx 0.71$ mm,桨叶倾角 $\beta = \arctan(d/l) \approx 24^\circ$ 。

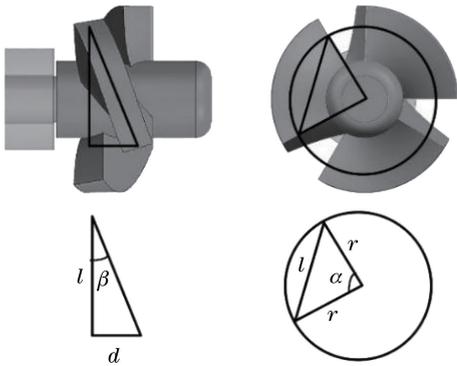


图 3 微型螺旋桨桨叶倾角分析

Fig. 3 Inclination angle analysis of miniature propeller blade

微型螺旋桨转动的摩擦阻力主要来自转轴左侧与套筒左侧壁面接触的滑动摩擦阻力以及转轴中间与套筒内壁之间的滚动摩擦阻力。对螺旋桨进行受力分析,如图 4 所示。

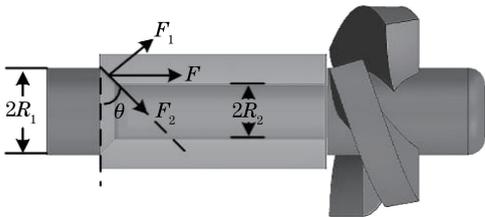


图 4 微型螺旋桨阻力分析

Fig. 4 Resistance analysis of miniature propeller

设置螺旋桨转轴中间段的左侧壁面与套筒接触面的角度为 θ 。在生理盐水的冲击下,螺旋桨受力,

力被传递到玻璃套筒,使玻璃套筒受到一个右向力 F 。 F_1 为 F 垂直于接触面方向的分力, F_2 为 F 沿接触面方向的分力,螺旋桨转轴表面与玻璃套筒接触面间的动摩擦因数为 μ ,螺旋桨转轴的左侧直径为 $2R_1$,中间直径为 $2R_2$,接触点到转轴中心的距离为 L 。

下面对滑动摩擦力进行分析。当接触面角度 θ 为 0° 时,滑动摩擦阻力矩为

$$T_1 = \mu \times F \times \int_{R_2}^{R_1} L dL = \frac{1}{2} \times \mu \times F \times (R_1^2 - R_2^2); \quad (1)$$

当接触面角度 θ 不为 0° 时,滑动摩擦阻力矩为

$$T_2 = \mu \times F_1 \times \int_{R_2}^{R_1} \frac{L}{\cos \theta} dL = \frac{1}{2} \times \mu \times F \times (R_1^2 - R_2^2). \quad (2)$$

可以看出,角度 θ 的变化对滑动摩擦阻力矩没有影响。

此外,由于存在右向力 F 沿接触面方向的分力 F_2 ,以及螺旋桨自身重力,螺旋桨转动后,螺旋桨转轴与套筒内壁之间存在滚动摩擦阻力。为了进一步分析接触面角度 θ 对螺旋桨转动的滚动摩擦阻力矩以及整体摩擦阻力矩的影响,使用 ANSYS 进行力学仿真分析。导入螺旋桨套筒模型,材料设置为石英玻璃,建立网格并设立摩擦副,分别设置了四种接触面角度,即 θ 为 0° 、 30° 、 45° 、 60° 。考虑到微型螺旋桨的实际尺寸过小,但为了直观地比较接触面角度 θ 对螺旋桨整体摩擦阻力矩的影响,设定稳定右向力 F 的大小为 100 N,接触面玻璃间的动摩擦因数 μ 为 0.4,计算螺旋桨转动后的摩擦阻力矩,结果如图 5 所示。结果显示,当接触面角度 θ 为 0° 时,螺旋桨转动过程中的摩擦阻力矩最小,且波动较小,转动较为平稳。因此,最后的设计选择了螺旋桨转轴与套筒接触壁面角度 θ 为 0° 。

2.3 探头的制作与装配

微型螺旋桨与玻璃套筒的制作采用了飞秒激光微纳加工技术^[13]。飞秒激光具有极短的脉冲时间,可以抑制加工过程中的热效应,获得亚微米甚至纳米级的加工精度。此外,该技术通过多光子吸收可以实现对透明材料内部的三维加工。设计的微型螺旋桨与玻璃套筒由华东师范大学极端光机电实验室利用该技术在熔融石英材料内部实现一体化高精度制造。使用光学显微镜,采用反射式照明法拍摄加工的螺旋桨实物,照片如图 6 所示。

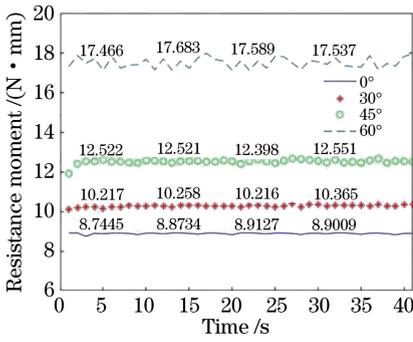


图 5 不同接触面角度下阻力矩随时间的变化
Fig. 5 Variation of resistance moment with time at different contact angles

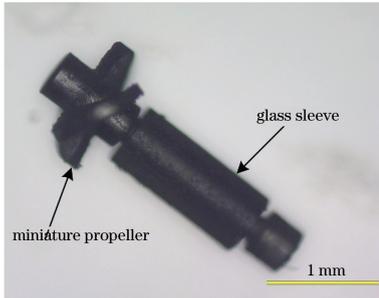


图 6 微型螺旋桨实物图

Fig. 6 Photo of the miniature propeller

在外套管靠近系统一端开一小孔,内套管由此插入。使用 UV 紫外固化胶将直角棱镜固定在微型螺旋桨转轴上,再将玻璃套筒固定于内套管末端内壁上。将光纤探针送入内套管并固定,GRIN 透镜的出光面与直角棱镜的反射面相对,二者同轴。将三根卡位细铁丝固定在内套管末端的外壁上,内外套管同轴。组装完成后,探头末端的实测外径为 1.5 mm,如图 7 所示。

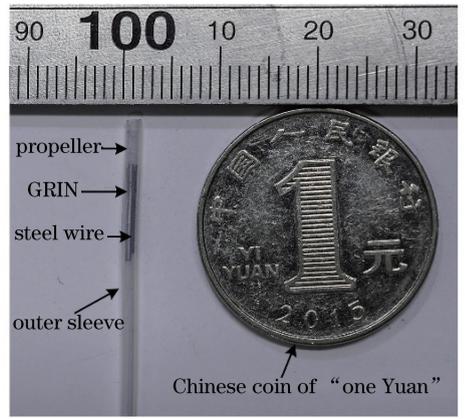


图 7 外径为 1.5 mm 的探头实物图
Fig. 7 Photo of probe with outer diameter of 1.5 mm

3 成像系统的搭建

IVOCT 实验系统的原理图如图 8 所示。该系统使用的是 50 kHz 扫描频率的扫频激光光源,其带宽为 104 nm,中心波长为 1310 nm。光源发出的光经过 75:25 耦合器后被分为两束,其中 25% 的光进入参考臂,75% 的光进入样品臂。进入参考臂的光经过环形器、偏振控制器、准直器和聚焦透镜后入射到反射镜上,然后返回环形器,之后再进入 50:50 的耦合器。样品臂的光经过环形器后进入光纤探针末端的探头,经样品反射后返回,再经环形器进入 50:50 的耦合器。样品臂收集到的样品背向散射光与参考臂返回光在 50:50 耦合器中发生干涉,干涉信号被平衡探测器接收并转化成电信号,最终被数据采集卡高速采集并传递给计算机进行数据处理。将探头集成至 IVOCT 系统后,将平面反射镜作为

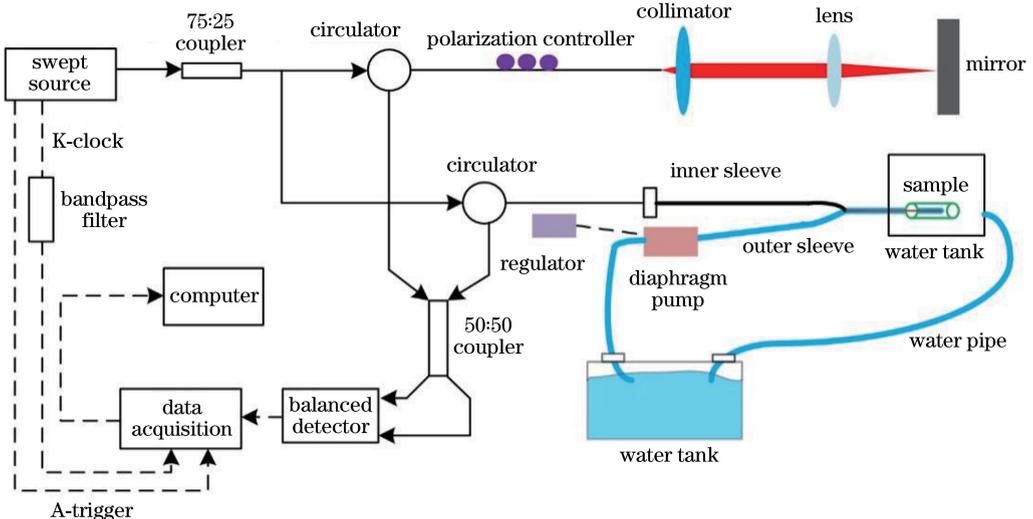


图 8 实验系统原理图(虚线表示电信号,实线表示光信号)

Fig. 8 Schematic of experimental system (dotted line represents the electric signal, solid line represents the optical signal)

样品,测量得到了系统的纵向分辨率为 $12.6 \mu\text{m}$, 横向分辨率为 $16.1 \mu\text{m}$ (与光纤探针光斑腰处的直径相同)。

探头的外套管与一个隔膜泵相连,通过隔膜泵将大水箱中的生理盐水注入到外套管中。用一个可以连续调节输出电压的调节器控制隔膜泵,以调节流体的流量和速度。被测样品放置于一个小水箱中。测量样品时,隔膜泵将大水箱中的生理盐水注入到探头的外套管中,液体经内套管和外套管之间

的间隙流出,驱动探头末端的微型螺旋桨转动。

系统的数据处理流程如图 9 所示。数据采集卡同时采集 OCT 干涉信号和光源 K-clock 信号。对 K-clock 信号进行相位线性化校正,使用校正后的线性化 K-clock 信号对干涉信号进行重采样,获得在 K 域严格等间隔采样的干涉信号。对干涉信号施加汉宁窗进行光谱整形来提高系统的分辨率,然后对信号进行快速傅里叶变换(FFT)、取对数、去背景后,即可获得线性排列的图像数据(A-line)^[14]。

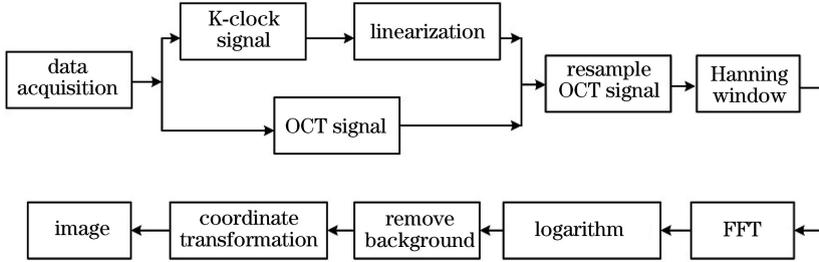


图 9 数据处理算法流程图

Fig. 9 Flow chart of data processing algorithm

得到的 IVOCT 图像是由 A-line 排列成的矩形图像。为了符合观察习惯,需要将数据转换成圆环状显示的图像。图像重建采用的坐标变换公式为

$$\begin{cases} x = \text{round}(r_R \cos \gamma) \\ y = \text{round}(r_R \sin \gamma) \end{cases}, \quad (3)$$

式中: x 、 y 代表重建图像的坐标; $\text{round}()$ 代表对数据进行四舍五入处理; r_R 代表重建圆环图像的半径; γ 代表角度。以图像中心为圆心,按比例设置重建圆环图像的内径,该内径范围内的区域作为探头暗区。选择探头扫描样品一周的成像像素点区域作为图像重建的有效像素带,有效像素带填充在圆环图像暗区的外侧。遍历重建图像的所有像素,当所处理的像素位于圆环内时,通过坐标变换去寻找矩形像素带中的像素进行填充,最终得到圆环状的样品层析图像。

4 实验与结果

4.1 探头转速

探头末端微型螺旋桨受到液体冲刷而转动,液体冲刷的速度由隔膜泵的电压调节器进行控制。理论上,调节器的电压越大,隔膜泵中流体的流速越大。但是考虑到 IVOCT 成像时的人体安全,必须确保探头末端出射流体的流量符合人体安全注射标准。本次实验在隔膜泵调节器的较低电压范围内设定了 4 个固定挡位,实验中使用这 4 个较低的挡位来测试探头末端出射流体的流量以及探头的转速。实

验中使用的液体为生理盐水。将调节器置于不同的挡位,测量一定时间内从探头末端流出的生理盐水的体积,从而计算得到不同挡位下生理盐水的流量。

为了测试探头的转速,本文制作了一个带有标记的白胶带样品。将 5 层白胶带缠绕在一个内径为 1.7 mm 、外径为 2 mm 的 FEP 管上,同时用小刀将白胶带卷切开,将断口作为标记,在 B-Scan 图像上识别该标记以记录探头扫描的圈数。将白胶带样品套住探头成像区域并固定后,开启 IVOCT 系统,然后将隔膜泵调节器调至不同的挡位,对白胶带样品进行成像。对高速数据采集卡采集的数据进行处理后可以实时显示每一帧 B-Scan 图像,成像区域为 $1024 \text{ pixel} \times 1024 \text{ pixel}$ 。由于系统光源的扫描频率为 50 kHz ,数据采集卡每一帧画面存在 1024 个 A-line,每两个 A-line 之间的用时为 0.02 ms 。通过白胶带样品的标记点即可以确定探头扫描一周对应的图像,计算相邻两个标记点之间的距离即可得到探头扫描一周所需的时间,从而得出探头的转速。

图 10 所示为一帧 B-Scan 画面,其中约包含白胶带样品的 4 个成像周期(代表探头旋转了 4 圈)。对每个挡位下的探头转速进行 5 次测试,不同挡位下生理盐水的流量、探头的转速均值以及转速标准差如表 1 所示。

此外,为了考察探头在不同挡位下转速的稳定性,分别测试了每个挡位下 20 s 内探头转速随时间的变化,结果如图 11 所示。

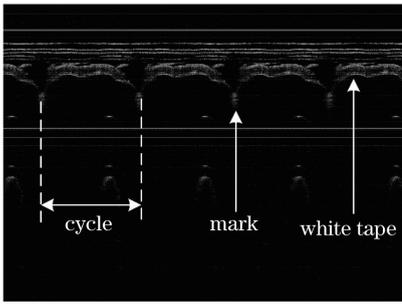


图 10 带标记的白胶带样品的图像

Fig. 10 Tomogram of a marked white tape sample

表 1 不同挡位下探头的转速

Table 1 Rotation speed of probe at different gears

Gear	Flow rate of saline / (mL·s ⁻¹)	Average of rotation speed / (r·s ⁻¹)	Standard deviation of rotation speed / (r·s ⁻¹)
First gear	0.83	146	5.24
Second gear	2.35	317	3.39
Third gear	2.70	415	2.39
Fourth gear	3.08	491	2.42

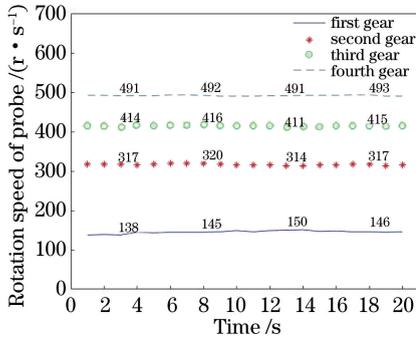


图 11 不同挡位下探头转速随时间的变化

Fig. 11 Variation of rotation speed of probe with time under different gears

由表 1 可知,探头的转速与生理盐水的流量呈正相关,流量越大,探头的转速越快,最高可以达到 491 r/s,高于目前商用 IVOCT 系统探头的转速 (100~180 r/s)^[15]。由图 11 可见,探头转速随时间变化的曲线较为平缓,探头的转速稳定性较好。在后三个挡位下,探头的转速更加稳定,而第一挡位下探头转速的波动略大,这是由于该挡位下隔膜泵的工作电压较小,导致生理盐水出射的稳定性略差。

由参考文献[16]可知,进行冠状动脉造影时,生理盐水的注射速率为 3~7 mL/s,总体积为 60 mL。根据参考文献[17],非离子造影剂的标准注射速率和体积如下:对于颈总动脉,注射总量为 8~12 mL,注射速率为 4~6 mL/s;对于颈内动脉,注射总量为

8~10 mL,注射速率为 4~5 mL/s;对于颈外动脉,注射总量为 5 mL,注射速率为 2~3 mL/s;对于椎动脉,注射总量为 7~9 mL,注射速率为 3~4 mL/s;对于锁骨下动脉,注射总量为 14 mL,注射速率为 6~8 mL/s;对于主动脉,注射总量为 30~40 mL,注射速率为 15~20 mL/s。对比后可知,本文研制的探头可以在符合人体安全注射标准的条件下对动脉血管进行快速成像。

4.2 模拟样品与生物样品成像

本文利用所研制的探头及 IVOCT 系统对多层白胶带样品、小葱葱管和离体鸡心脏动脉血管样品进行了成像实验。实验时,隔膜泵调节器挡位设定为第二挡,系统成像时探头的转速为 317 r/s,与表 1 中探头在第二挡位时的转速一致。

将白胶带缠绕在内径为 1.7 mm、外径为 2 mm 的 FEP 管上制成多层白胶带样品。将白胶带样品套住探头成像区域并固定后,注入生理盐水进行成像实验。所得白胶带样品的 OCT 图像如图 12(a) 所示,从图中可以清晰地分辨最内层的 FEP 管、白胶带状层结构和白胶带尾端。在新鲜小葱上分离出一段长约为 2 cm、内径约为 2 mm 的葱管进行 IVOCT 成像。所得葱管的 OCT 图像如图 12(b) 所示,可以看出小葱葱管的植物纤维结构层次。离体鸡心脏动脉血管样品是从刚刚宰杀的活鸡体内摘除的,运输过程中储藏在 4 °C 的保鲜器内,运输时间约为 20 min。实验时,将鸡心脏取出,并从中分离出长度约为 1.5 cm、内径约为 1.5 mm、外径约为 2.5 mm 的一段动脉血管。将探头插入切除的鸡心脏动脉进行成像实验。该离体鸡心脏动脉血管所成 OCT 图像如图 12(c) 所示,从图中可以观察到动脉血管的内部弹性层(IEL)、中间层(media)和外膜层(adventitia)。

5 结 论

本文提出了一种基于微型螺旋桨驱动的 IVOCT 探头。该探头利用冲刷血液的流体驱动微型螺旋桨转动,进而带动安装在螺旋桨轴上的直角棱镜旋转,实现光束对待测管腔的扫描。利用飞秒激光加工的小型化螺旋桨、光纤探针和直角棱镜等器件组装探头,探头采用生物相容性材料制成,制作成本低。探头外径为 1.5 mm,扫描速度最高可达 491 r/s,集成该探头的 IVOCT 系统具有 12.6 μm (纵向)×16.1 μm (横向)的分辨率。该探头在成像时不受导线阴影的影响,可为圆周扫描成像提供无

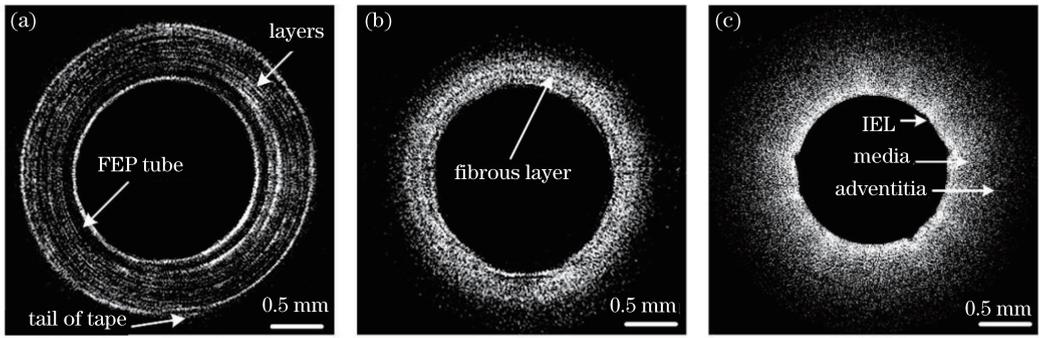


图 12 探头扫描的 OCT 图像。(a)白胶带样品;(b)小葱葱管;(c)离体鸡心脏动脉

Fig. 12 OCT images obtained with proposed probe. (a) White tape; (b) spring onion tube; (c) *in vitro* chicken heart artery vessel

障碍的 360°视野。

利用该探头对白胶带、小葱葱管和离体鸡心脏动脉血管进行成像,获得了样品清晰的层析图像,表明该探头具有较好的实用性。但由于部分实验条件的限制,探头的成像效果受到了一定影响。首先,由于隔膜泵流体的流量控制精度不高,导致探头转速的稳定性有待提高。此外,由于 IVOCT 系统光源的扫频率为 50 kHz,在较高的转速下,探头扫描待测管腔一周的数据点较少,导致图像的重建精细度不够高。

在下一步研究中拟更换精密注射泵,精准控制流体的流量;使用更快的扫频光源实现更高的信号扫描频率;增加样品臂端电机控制回撤台,并增加一个触发数据采集且与光源扫频、探头回撤同步的信号,使整个系统能够对样品进行实时三维成像。

参 考 文 献

[1] Gora M J, Suter M J, Tearney G J, et al. Endoscopic optical coherence tomography: technologies and clinical applications[J]. *Biomedical Optics Express*, 2017, 8(5): 2405-2444.

[2] Brezinski M E, Tearney G J, Bouma B E, et al. Optical coherence tomography for optical biopsy[J]. *Circulation*, 1996, 93(6): 1206-1213.

[3] Tran P H, Mukai D S, Brenner M, et al. *In vivo* endoscopic optical coherence tomography by use of a rotational microelectromechanical system probe[J]. *Optics Letters*, 2004, 29(11): 1236-1238.

[4] Fujimoto J G, Boppart S A, Tearney G J, et al. High resolution *in vivo* intra-arterial imaging with optical coherence tomography [J]. *Heart (British Cardiac Society)*, 1999, 82(2): 128-133.

[5] Lorenser D, Yang X, Kirk R W, et al. Ultrathin side-viewing needle probe for optical coherence tomography [J]. *Optics Letters*, 2011, 36 (19):

3894-3896.

[6] Lu Y, Li Z, Nan N, et al. Passively driven probe based on miniaturized propeller for intravascular optical coherence tomography[J]. *Scientific Reports*, 2018, 8(1): 5150.

[7] Uribe-Patarroyo N, Bouma B E. Rotational distortion correction in endoscopic optical coherence tomography based on speckle decorrelation [J]. *Optics Letters*, 2015, 40(23): 5518-5521.

[8] Kawase Y, Suzuki Y, Ikeno F, et al. Comparison of nonuniform rotational distortion between mechanical IVUS and OCT using a phantom model [J]. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2007, 33(1): 67-73.

[9] Kang W, Wang H, Wang Z, et al. Motion artifacts associated with *in vivo* endoscopic OCT images of the esophagus [J]. *Optics Express*, 2011, 19 (21): 20722-20735.

[10] Bouma B E, Villiger M, Otsuka K, et al. Intravascular optical coherence tomography [Invited J]. *Biomedical Optics Express*, 2017, 8(5): 2660-2686.

[11] Pang Z W, Wu J G. Miniaturized magnetic-driven scanning probe for endoscopic optical coherence tomography[J]. *Biomedical Optics Express*, 2015, 6 (6): 2231-2236.

[12] Tearney G J, Regar E, Akasaka T. Consensus standards for acquisition, measurement, and reporting of intravascular optical coherence tomography studies [J]. *Journal of the American College of Cardiology*, 2012, 59(12): 1058-1072.

[13] Wang P, Chu W, Li W B, et al. Three-dimensional laser printing of macro-scale glass objects at a micro-scale resolution [J]. *Micromachines*, 2019, 10 (9): 565.

[14] Song S Y, Li Z L, Gao Y H, et al. Swept source optical coherence tomography system for transdermal drug delivery imaging by microneedles [J]. *Chinese*

Journal of Lasers, 2018, 45(8): 0807001.

宋思雨, 李中梁, 高云华, 等. 用于微针经皮给药成像的扫频 OCT 系统 [J]. 中国激光, 2018, 45(8): 0807001.

- [15] Cho H S, Jang S J, Kim K, et al. High frame-rate intravascular optical frequency-domain imaging *in vivo* [J]. Biomedical Optics Express, 2013, 5(1): 223-232.
- [16] Kim D J, Kim T H, Kim S J, et al. Saline flush

effect for enhancement of aorta and coronary arteries at multidetector CT coronary angiography [J]. Radiology, 2008, 246(1): 110-115.

- [17] Willinsky R A, Taylor S M, TerBrugge K, et al. Neurologic complications of cerebral angiography: prospective analysis of 2, 899 procedures and review of the literature [J]. Radiology, 2003, 227(2): 522-528.