

## 血管内光学相干层析成像中的冠状动脉支架重建

刘铁根<sup>1</sup>, 陶魁园<sup>1</sup>, 丁振扬<sup>1\*</sup>, 刘琨<sup>1</sup>, 江俊峰<sup>1</sup>, 卢瑞祥<sup>2</sup>, 黄进宇<sup>3</sup>, 周亮<sup>3</sup>, 高贝贝<sup>3</sup>,  
童国新<sup>3</sup>, 曹苹<sup>4</sup>, 邓沛涛<sup>5</sup>, 徐克永<sup>5</sup>, 彭成庆<sup>5</sup>, 万通<sup>5</sup>, 欧桂康<sup>5</sup>

<sup>1</sup>天津大学精密仪器与光电子工程学院, 光电信息技术教育部重点实验室, 天津市光纤传感工程中心, 天津 300072;

<sup>2</sup>深圳市计量质量研究院, 广东 深圳 518055;

<sup>3</sup>杭州市第一人民医院, 浙江 杭州 310006;

<sup>4</sup>深圳市医疗器械检测中心, 广东 深圳 518055;

<sup>5</sup>南京沃福曼医疗科技有限公司, 江苏 南京 210041

**摘要** 冠状动脉支架置入已经成为冠状动脉粥样硬化性心脏病的重要治疗手段。药物洗脱冠状动脉支架断裂 (CSF) 的识别与检测是目前的难点问题。血管内光学相干层析成像 (IVOCT) 系统以其极高的成像分辨率在 CSF 识别与检测方面具有独特优势。本文提出了一种在 IVOCT 中对冠状动脉支架精准重建的方法。该方法利用金属支架具有成像阴影这一特征, 在血管边界分割后, 将支架及其一定深度阴影的强度值进行累加生成一维数组, 然后将一维数组按照回撤次序排列形成支架展开图像。与三维成像、纵切图像等支架重建方法相比, 所提方法不仅可以保持支架的整体结构, 而且避免了对操作人员空间想象力的要求。本文利用所提重建方法定量识别和分析了 CSF, 该方法可针对不同的支架结构选择不同的 IVOCT 成像参数。

**关键词** 医用光学; 相干成像; 光学相干层析成像; 血管内光学相干层析成像; 支架重建

中图分类号 TN29

文献标志码 A

doi: 10.3788/AOS202141.0417001

## Coronary Stent Reconstruction in Intravascular Optical Coherence Tomography

Liu Tiegeng<sup>1</sup>, Tao Kuiyuan<sup>1</sup>, Ding Zhenyang<sup>1\*</sup>, Liu Kun<sup>1</sup>, Jiang Junfeng<sup>1</sup>,  
Lu Ruixiang<sup>2</sup>, Huang Jinyu<sup>3</sup>, Zhou Liang<sup>3</sup>, Gao Beibei<sup>3</sup>, Tong Guoxin<sup>3</sup>,  
Cao Ping<sup>4</sup>, Deng Peitao<sup>5</sup>, Xu Keyong<sup>5</sup>, Peng Chengqing<sup>5</sup>, Wan Tong<sup>5</sup>, Ou Guikang<sup>5</sup>

<sup>1</sup> School of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Key Laboratory of the Ministry of Education on Optoelectronic Information Technology, Tianjin Optical Fiber Sensing Engineering Center, Tianjin 300072, China;

<sup>2</sup> Shenzhen Academy of Metrology and Quality Inspection, Shenzhen, Guangdong 518055, China;

<sup>3</sup> Hangzhou First People's Hospital, Hangzhou, Zhejiang 310006, China;

<sup>4</sup> Shenzhen Testing Center of Medical Devices, Shenzhen, Guangdong 518055, China;

<sup>5</sup> Nanjing Forssmann Medical Technology Co., Ltd., Nanjing, Jiangsu 210041, China

**Abstract** At present, coronary stent implantation has become an important treatment for coronary atherosclerotic heart disease. It is difficult to identify and detect drug-eluting coronary stent fracture (CSF). Intravascular optical

收稿日期: 2020-08-07; 修回日期: 2020-09-14; 录用日期: 2020-10-09

基金项目: 国家自然科学基金 (61975147, 61635008, 61735011, 61505138)、国家重点研发计划 (2019YFC0120701, 2019YFC0120703)

\* E-mail: zyding@tju.edu.cn

coherence tomography (IVOCT) has unique advantages in CSF identification and detection due to its extremely high imaging resolution. Given the above situation, we propose an accurate reconstruction method of coronary stents in IVOCT. On the basis of the fact that the metal stents have imaging shadows, after the vessel boundaries are segmented, the intensity values of a stent and its shadows at a certain depth are accumulated to generate a one-dimensional array. Then, the array is arranged according to the pullback order to produce a stent reconstruction image. Compared with other stent reconstruction methods (such as three-dimensional imaging, longitudinal image cutting), the proposed method can not only maintain the overall structure of the stents but also avoid the requirement of spatial imagination on the operators. In conclusion, the method proposed in this paper can quantitatively identify and analyze CSF, providing different IVOCT imaging parameters for different stent structures.

**Key words** medical optics; coherence imaging; optical coherence tomography; intravascular optical coherence tomography; stent reconstruction

**OCIS codes** 170.1650; 170.6960; 180.1655

## 1 引言

冠状动脉支架置入已经成为冠状动脉粥样硬化性心脏病的重要治疗手段,而用于治疗的心脏支架也从裸金属支架时代步入了药物洗脱支架时代。与裸金属支架相比,药物洗脱冠状动脉支架可以明显降低支架内再狭窄的发生率,但支架断裂(CSF)发生率较高<sup>[1]</sup>。由于技术手段的限制,CSF在临床上很难有效检测出来。自2002年Chowdhury等<sup>[2]</sup>首次报道CSF以来,研究人员对CSF发生率的报道相差较大,基本在0.84%~8%之间<sup>[3-5]</sup>。2009年,Nakazawa等<sup>[6]</sup>通过尸检进行病理分型时发现,CSF的发生率高达29%,这说明CSF的实际发生率被严重低估。

临床上CSF的分类方法有多种,常用的是根据CSF的严重程度进行分类,分为轻度断裂(单个支架小梁断裂)、中度断裂(>1个支架小梁断裂)和重度断裂(支架完全离断)<sup>[7]</sup>。目前,临床上对CSF进行评估的手段有冠状动脉造影术(CAG)、血管内超声(IVUS)、血管内光学断层成像(IVOCT)和支架显像增强术(StentBoost)等。支架梁的尺寸为100~200  $\mu\text{m}$ ,IVUS和CGA的分辨率难以实现对支架梁的精确成像,只能对中度和重度支架的断裂进行有效识别。StentBoost是一种基于X射线影像增强技术的支架显影技术,它将球囊的两个标记点置于支架两端,在注入和不注入造影剂的情况下分别进行曝光,然后通过软件后处理来识别支架;但由于分辨率的限制,该技术常常难以实现对支架的精确识别<sup>[8]</sup>。

目前,光学断层成像(OCT)系统在临床上具有较为广泛的应用<sup>[9-14]</sup>。OCT技术以其独特的原理可将成像系统的纵向分辨率和横向分辨率分离<sup>[15]</sup>。系统的纵向分辨率与光源的波长、带宽和系统色散等因素有关,一般小于20  $\mu\text{m}$ ,而横向分辨率与成像

导管相关,一般为20~60  $\mu\text{m}$ <sup>[16]</sup>。由于分辨率极高,血管内OCT图像与病理的结果匹配度极高<sup>[17]</sup>,基于OCT图像可以对血管内的各种斑块和血栓进行识别<sup>[13]</sup>,也可以对薄纤维帽进行测量<sup>[18]</sup>,还可以对支架植入与内膜化进行随访评估。

临床上常用的IVOCT系统是基于扫频光源的频域OCT系统,其工作原理如下:导管内的光纤将近红外光传输并聚焦至血管壁上,通过旋转扫描的方式实现360°成像,再回拉光纤即可实现一段血管的成像。目前,临床医生主要通过二维或者三维影像对支架的形态进行评估来判断是否发生了CSF以及CSF的严重程度<sup>[19-25]</sup>,难以进行定量判断,并且没有评估IVOCT系统参数对支架重建的影响。2014年,Kim等<sup>[8]</sup>通过研究发现,更高的回撤速度和更高的空间分辨率有助于识别更小的CSF,但他们没有具体分析,也没有开展进一步的工作。本研究团队发现,在进行CSF分析时,需要对支架进行完整、精确的成像,以确保支架重建的精确性,防止误判。但目前很少有对支架进行精确成像和重建的文献报道,鉴于此,本文提出了一种在IVOCT过程中对冠状动脉支架进行精准重建的方法。该方法利用金属支架具有成像阴影的特征,在血管边界进行分割,然后将支架及其一定深度阴影的强度值进行累加,生成一维数组,然后将一维数组按照回撤次序排列形成支架展开图。该支架展开图可以认为是将支架柱状梁结构沿着轴向剪断、展开并投影到一个平面上。与其他支架重建方式的图像(例如三维图像、纵切图像等)相比,本方法形成的支架展开图不仅可以保持支架的整体结构,还避免了对操作人员空间想象力的要求。本文利用所提IVOCT冠状动脉支架精准重建方法对CSF进行了定量识别和分析,该方法可针对不同的支架结构选择不同的IVOCT成像参数。相关实验结果表明,该冠状动脉支架重建方法可以对支架进行精确重建,结合支架

展开图可以实现 CSF 分析。

## 2 基本原理

### 2.1 IVOCT 系统的基本原理

IVOCT 系统的成像原理可以描述为:扫频光源 (SS) 发出近红外光,近红外光经过耦合器 (99:1) 后分成参考光和样品光;样品光分别经过运动控制器 (MC) 和成像导管 (catheter probe) 入射至血管壁,血管壁各层反射的光被成像导管收集并传输至第二个耦合器 (50:50);参考光分别经过衰减器

(attenuator) 和带有反射镜的可调延迟线也传输至第二个耦合器,并在该处与样品光发生干涉,干涉信号经过平衡探测器 (BPD) 并被转换成电信号传输至带有采集卡的计算机主机。 $k$  时钟 ( $k$ -clock) 的作用是实现等波数采集,消除扫描光源的非线性调谐效应;A 线触发 (A-scan trigger) 用于触发采集卡采集每个 A-scan,其触发速度等于扫描光源的扫描速度;计算机主机将信号处理成图像并在显示器上显示出来。运动控制器 (MC) 可以为导管提供周向的旋转运动和沿导管轴向的回撤运动。

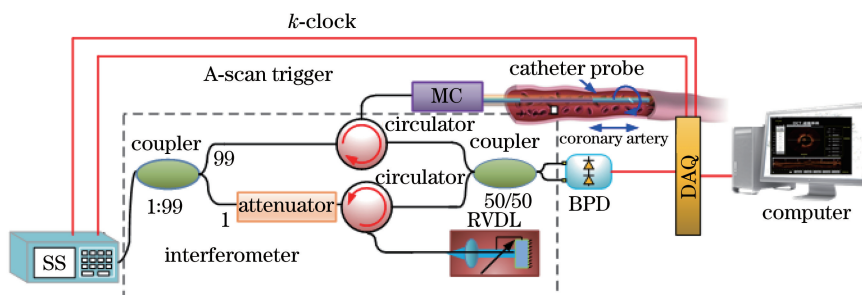


图 1 IVOCT 系统的原理图 (SS 是扫描光源;MC 是运动控制器,也称为光纤旋转与回撤机构; DAQ 是数据采集卡;BPD 是平衡探测器;RVDL 是反射式可调光延迟线)

Fig. 1 Experimental setup of intravascular optical coherence tomography system (SS is swept source; MC is motion controller, namely, rotary junction and pull back device; DAQ is data acquisition card; BPD is balanced photo detector; RVDL is reflected variable optical delay line)

在本实验中,IVOCT 系统采用中心波长为 1310 nm、扫描速度为 50 kHz 的扫频光源,其成像速度为 100 frame/s,成像深度为 5 mm,横向分辨率约为 20  $\mu\text{m}$ ,纵向分辨率小于 20  $\mu\text{m}$  (F-1 成像系统和 TY-1 成像导管均为南京沃福曼医疗科技有限公司生产)。

由于成像导管将光斑聚焦在血管壁上的一点,因此在成像时需要旋转内部光纤,以实现血管壁的 360° 成像。为了实现一段血管的成像,需要对成像导管内部的光纤进行回拉移动 (回撤)。整个扫描过程由运动控制器完成。在 IVOCT 系统成像时,运动控制器带动成像导管内部的光纤进行螺旋式扫描;在生成图像时,将螺旋线路径上的点拼接成一幅图像即可。也就是说,将空间上长度为  $L_q$  (这里称之为切片长度) 的螺旋线投射到一个平面上即可形成一幅图像。切片长度与成像速度 ( $S_f$ )、回撤速度 ( $S_p$ ) 相关。

### 2.2 冠状动脉支架的识别与重建

基于单次散射模型的 OCT 信号可以描述为<sup>[26]</sup>

$$I_d(z) = I_0 T(z_c) (1 - 2\eta z_c) \mu_b \exp[-\mu_t(z - z_c)], \quad (1)$$

其中,

$$T(z_c) = \left[ \left( \frac{z_c - z_0}{z_R} \right)^2 + 1 \right]^{-1/2}, \quad (2)$$

式中:  $I_d(z)$  为 OCT 信号;  $I_0$  为出射光信号;  $T(z_c)$  为高斯光束的点扩散函数;  $\eta$  表征造影剂对光的吸收;  $\mu_b$  和  $\mu_t$  分别代表组织对光的反射和吸收;  $z_c$  为导管外表面到血管边界的距离;  $z_0$  为束腰到出射面的距离;  $z_R$  为瑞利距离。对于金属支架而言,其反射率很大,吸收很小,几乎为 0。此外,由于近红外光无法穿透金属支架,支架梁后方会有一条暗区,如图 2 所示。可以根据上面的特征进行支架的提取和重建:将每个 A-scan 图像中血管边界点下方一定深度的像素值求和,将求和值作为新的像素点输入到新图像 (这里称之为展开图) 中,得到展开图,该展开图就相当于将血管沿纵向切割、展开并且投射到一个平面上。金属支架与血管组织的吸收和反射系数相差较大,因此可以很容易地将支架和血管组织分离出来。该方法的优点是可以将整个支架轮廓和支架结构显示出来。

为了更精准地识别和提取支架,需要将血管边界分割出来,本文使用最短路径算法 (Dijkstra 算法) 来实现。该算法是 Dijkstra<sup>[27]</sup> 在 1959 年提出

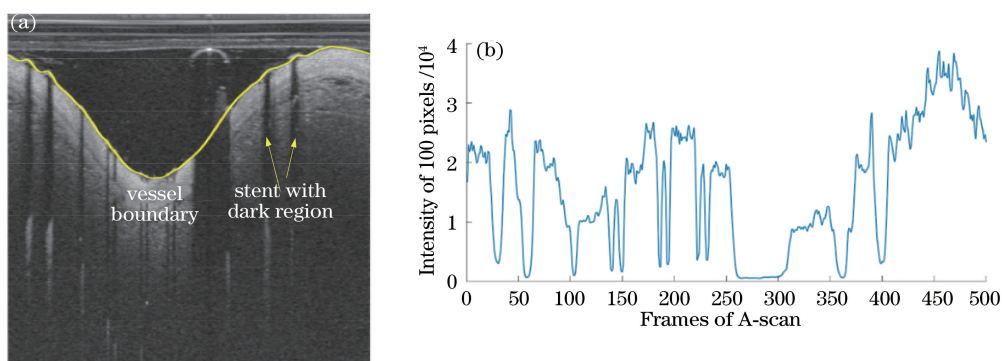


图 2 根据血管边界后 100 个像素值的和可以很明显地区分支架和血管组织。

(a)金属支架背后的阴影区域;(b)血管边界后 100 个像素值的和

Fig. 2 Stent and vessel can be identified by the summary of 100 pixels behind the vessel boundary.

(a) Dark zone behind the metal stent; (b) summary of 100 pixels behind the vessel boundary

的,主要用来解决一个节点到其他所有节点的最短路径问题以及任意节点之间的最短路径问题。2010年,Chiu等<sup>[28]</sup>将该算法应用在眼科OCT上;2013年,Wang等<sup>[29]</sup>将该算法引入到血管分割中。使用该算法对血管进行分割的步骤如下<sup>[28-29]</sup>:第一步,图像预处理,基于霍夫变换去除导管伪像;第二步,使用微分算法对图像进行差分运算得到差分图像;第三步,根据差分图像计算评价矩阵,然后使用最短路径算法将评价矩阵中的最短路径计算出来,该路径就是血管边界。评价矩阵可以通过(3)式计算<sup>[28]</sup>。

$$w_{ab} = 2 - (g_a + g_b) + w_{\min}, \quad (3)$$

式中: $w_{ab}$ 为节点 $a$ 到节点 $b$ 的代价值; $g_a$ 和 $g_b$ 分别为节点 $a$ 和节点 $b$ 的差分值; $w_{\min}$ 为维持系统稳定的最小代价值,可以任意设定成一个远小于1的正值。

找到边界后,将边界下方100个像素值(大约700  $\mu\text{m}$ 的厚度)求和,就可以清晰地区分出支架和组织区域,如图2所示。在图2(b)中,左右两侧的信号明显高于中间(血管),该现象是由导管的点扩散函数和造影剂对光的吸收引起的,可以通过算法进行补偿<sup>[26]</sup>。但这并不影响对支架的判断,因此本文不进行补偿。

通过上述算法即可将支架和组织信号的A-scan位置区分出来。将每个A-scan血管边界点下方100个像素值的和(即投影到一个平面上)组成新图像,即可得到前文所述的支架展开图,如图3所示。当图像含有导丝伪像时,由于导丝与支架特征基本一致,因此需要将支架梁/导丝梁的位置提取出来,然后通过聚类方法将导丝伪像去除<sup>[29]</sup>。

### 2.3 冠状动脉支架重建与切片长度的关系

冠状动脉支架多种多样,可以根据是否载药分为金属裸支架和载药支架,也可以根据支架材料是

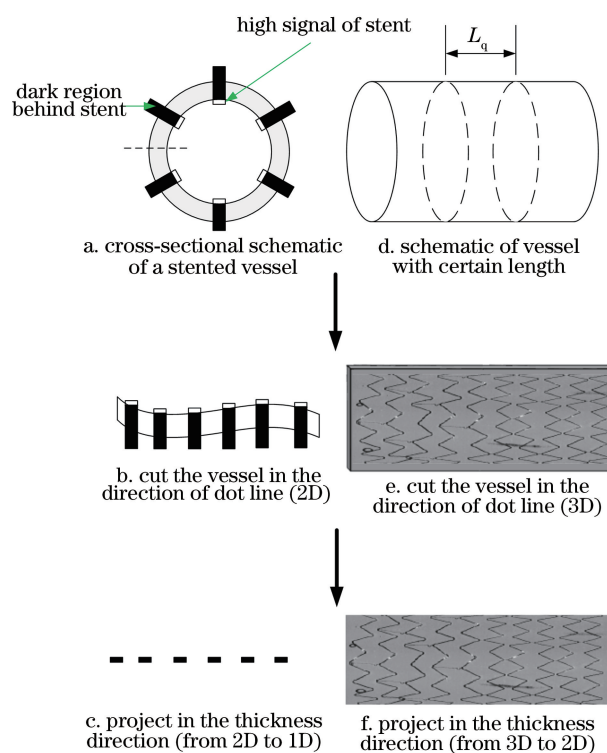


图 3 生成支架展开图的示意图(左右两边是两种支架展开图的形成方法)

Fig. 3 Schematics of stents reconstruction(the left and right columns are two reconstruction methods of two stents)

否可吸收分为不可吸收支架和生物可吸收支架等等。不管支架如何分类和设计,支架的结构都包含有环形支撑体(cell)和连接体(connector)<sup>[30-35]</sup>。只要把支架的每个支撑体和连接体有效提取和识别出来,就可以对支架进行精确重构。根据采样定律,只要IVOCT的切片长度小于支撑体和连接体最小长度的1/2,就可以将支架重构出来。

为了方便描述,本文定义了两个参数:支撑体的周期( $T_{\text{cell}}$ )和连接体的周期( $T_{\text{con}}$ ),它们分别表征支

撑体的最小长度和连接体的最小长度。一般来说, IVOCT 束腰处的横向分辨率在  $10\sim 20\ \mu\text{m}$  之间, 可以对支架梁进行有效成像。支架的重建精度取决于 IVOCT 的切片长度  $L_q$ , 即两帧 IVOCT 图像的间距, 而切片长度等于回撤速度除以成像速度, 即

$$2L_q = 2 \frac{S_p}{S_r} < \min(T_{\text{cell}}, T_{\text{con}}). \quad (4)$$

一般来说,  $S_r$  是旋转速度, 代表每秒成像探头的旋转圈数, 也就是成像帧率, 与光源的扫描频率有关, 难以调整。当  $S_r$  一定时, 可以通过调整  $S_p$  来获得不同的切片大小, 对支架进行成像。

生成支架展开图的过程如图 3 所示。左右两边是两种支架展开图的形成方法, 从步骤 a 到步骤 b 表示将单个直角坐标 OCT 图像转成极坐标 OCT 图像; 从步骤 b 到步骤 c 表示将一定厚度的极坐标

图像投射到一个平面形成具有明显对比度的一维数组, 将该一维数组按照次序排列即可形成支架展开图; 从步骤 d 到步骤 f 表示将一段血管沿轴向展开形成具有一定厚度的展开图, 采用同样的投射方法即可形成支架展开图。图 3 中的切片大小  $L_q$ , 决定了支架重建的精度。

### 3 实验结果与讨论

#### 3.1 实验数据和处理流程

本文选用聚乙烯醇管和药物洗脱冠状动脉支架作为实验对象。将支架置入内径为 4 mm 的聚乙烯醇管内, 球囊扩张后行 OCT 检查。具体步骤中的成像结果如图 4 所示。首先根据(4)式进行参数选择, 使切片长度分别为 200, 100, 50  $\mu\text{m}$ 。图 4(a)为聚乙烯醇管和药物洗脱冠状动脉支架在直角坐标系

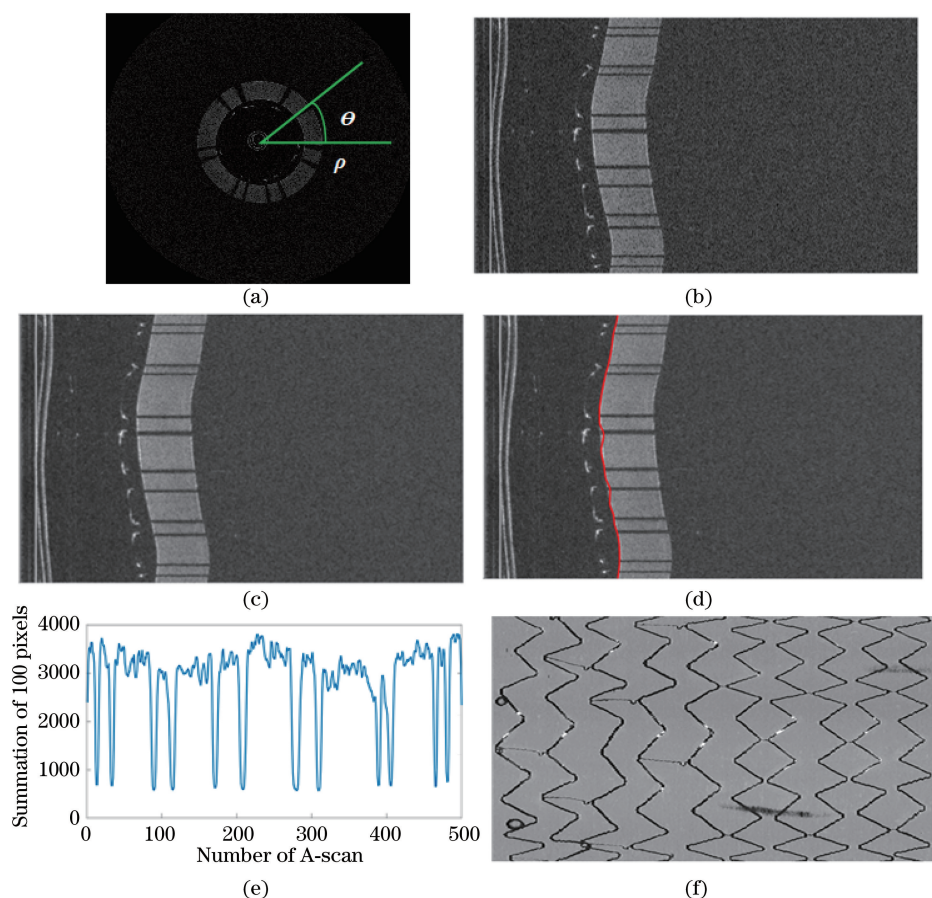


图 4 IVOCT 支架重建流程。(a)聚乙烯醇管和药物洗脱冠状动脉支架的 IVOCT 横截面图像;(b) IVOCT 极坐标图像;(c)滤波和图像增强后的图像;(d)边界分割结果;(e)投影后的一维数组(为了更好的显示,这里将(e)相对于(d)顺时针旋转了  $90^\circ$ );(f)将所有回撤图像生成的一维数组按照次序排列生成的支架展开图

Fig. 4 Flow chart of coronary stent reconstruction in IVOCT. (a) Polyvinyl alcohol tubes and drug-eluting coronary stents cross-sectional IVOCT image; (b) polar IVOCT image; (c) image after filtering and enhancing; (d) boundary segmentation result; (e) one-dimensional array after projection (for better display, Fig. 4(e) is rotated  $90^\circ$  clockwise relative to Fig. 4(d)); (f) stent reconstruction image generated by the one-dimensional array from all pull back images arranged in order

下的 IVOCT 横截面图。本文中的支架重建基于图 4(b) 所示的极坐标图进行。将图 4(b) 所示极坐标下的数据进行滤波和图像增强后, 基于最短路径进行分割, 得到了图 4(c) 和图 4(d), 然后按照 2.2 节和 2.3 节所述将其投影成一维数组, 如图 4(e) 所示。将整个一次回撤得到的所有帧形成的数组按次序排列即可形成展开图, 如图 4(f) 所示。

### 3.2 不同切片长度的冠状动脉支架展开图

首先在不同的 IVOCT 导管回撤速度下实现不同切片长度的冠状动脉支架的重建。图 5(a) 是同一根支架的显微镜图片, 可以看出该支架具有两种支撑体设计: 右边的支撑体尺寸较大, 其连接体的尺寸也相应较大 ( $> 500 \mu\text{m}$ ); 左边的支撑体尺寸较

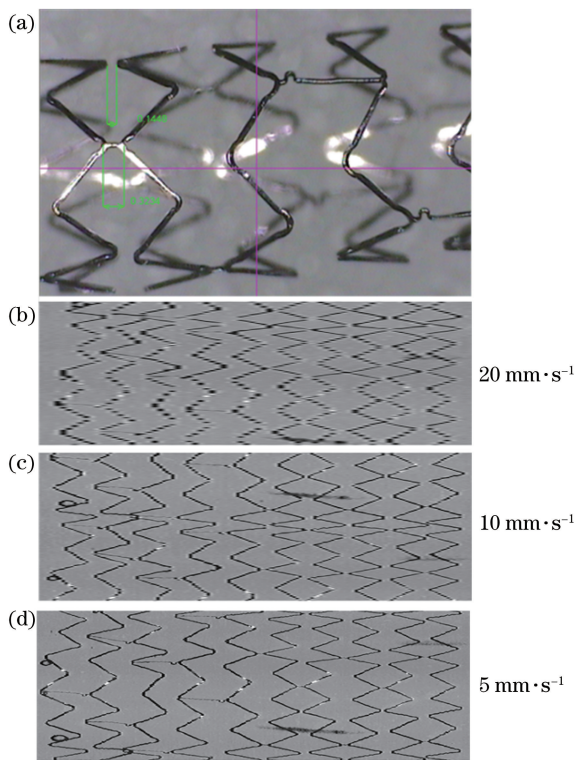


图 5 支架的显微镜图和展开重建图。(a) 支架显微镜图片, 最小的周期间隔约为  $145 \mu\text{m}$ ; (b)  $20 \text{ mm/s}$  回撤速度下的支架展开图; (c)  $10 \text{ mm/s}$  回撤速度下的支架展开图; (d)  $5 \text{ mm/s}$  回撤速度下的支架展开图

Fig. 5 Microscopy image and reconstruction images of stent. (a) Microscopy image of stent, the minimal interval of the cell is about  $145 \mu\text{m}$ ; (b) reconstruction image of stent with the pullback speed of  $20 \text{ mm/s}$ ; (c) reconstruction image of stent with the pullback speed of  $10 \text{ mm/s}$ ; (d) reconstruction image of stent with the pullback speed of  $5 \text{ mm/s}$

小, 其连接体的尺寸也相应较小 (约为  $320 \mu\text{m}$ ), 并且具有更小的间隔设计 (约为  $145 \mu\text{m}$ )。根据图 4 的方案可以得到图 5(b)~(d) 所示的展开图。图 5(b)~(d) 分别是回撤速度为  $20, 10, 5 \text{ mm/s}$  时的展开重建图, 对应的切片大小分别为  $200, 100, 50 \mu\text{m}$ 。

$200 \mu\text{m}$  的切片尺寸只能够对支架支撑体结构和支架较长的连接体进行重构, 但是支架梁具有明显的马赛克效果, 并且无法对较长连接体的弯曲结构进行重构, 无法对小尺寸 (约  $320 \mu\text{m}$ ) 连接体成像, 更无法对  $145 \mu\text{m}$  的间隔成像;  $100 \mu\text{m}$  的切片尺寸不仅能够对支架支撑体结构和支架较长的连接体进行重构, 而且可以对小尺寸 (约  $320 \mu\text{m}$ ) 连接体进行重构, 并且支架梁的马赛克效果明显减弱, 但是仍然不能对较长连接体的弯曲结构和  $145 \mu\text{m}$  的间隔进行有效重构;  $50 \mu\text{m}$  的切片尺寸可以对以上各种结构进行有效重构, 并且支架梁没有马赛克效果。该结果不仅证明了本文所提支架重构方法是有效的, 而且证明了 (4) 式对于支架重构和 CSF 分析的重要性。

### 3.3 冠状动脉支架断裂的识别和分析

本文对断裂支架进行重建, 并识别和分析了支架的断裂情况。首先对支架进行破坏, 然后使用  $20, 10, 5 \text{ mm/s}$  的回撤速度 (对应  $200 \mu\text{m}$ 、 $100 \mu\text{m}$  和  $50 \mu\text{m}$  的切片大小) 分别生成支架 CSF 展开图。根据支架 CSF 展开图进行 CSF 分析。图 6(b)~(d) 分别是切片大小为  $200, 100, 50 \mu\text{m}$  的支架 CSF 展开图: 在  $20 \text{ mm/s}$  的回撤速度下, 可以对断裂间隔约为  $800 \mu\text{m}$  的支架梁有效成像, 但马赛克效应导致无法评估是否有其他支架梁或者连接体发生了断裂; 在  $10 \text{ mm/s}$  的回撤速度下, 可以对断裂间隔约为  $800 \mu\text{m}$  的支架梁有效成像, 对于断裂间隔为  $190 \mu\text{m}$  的连接体的断裂也可以隐约分辨出来; 在  $5 \text{ mm/s}$  的回撤速度下, 对断裂间隔约为  $800 \mu\text{m}$  的支架梁和断裂间隔为  $190 \mu\text{m}$  的连接体均可精准识别, 并且可以肯定其他支架梁和连接体都没有断裂。

## 4 结 论

本文利用金属支架具有成像阴影这一特征生成支架展开图, 从而可以对冠状动脉支架进行精准重建, 根据重建后的支架展开图可以对 CSF 进行定量识别和分析。该方法可针对不同的支架结构选择不同的 IVOCT 成像参数。相关实验结果表明, 所提方法可以对支架精确成像, 结合支架展开图可以实

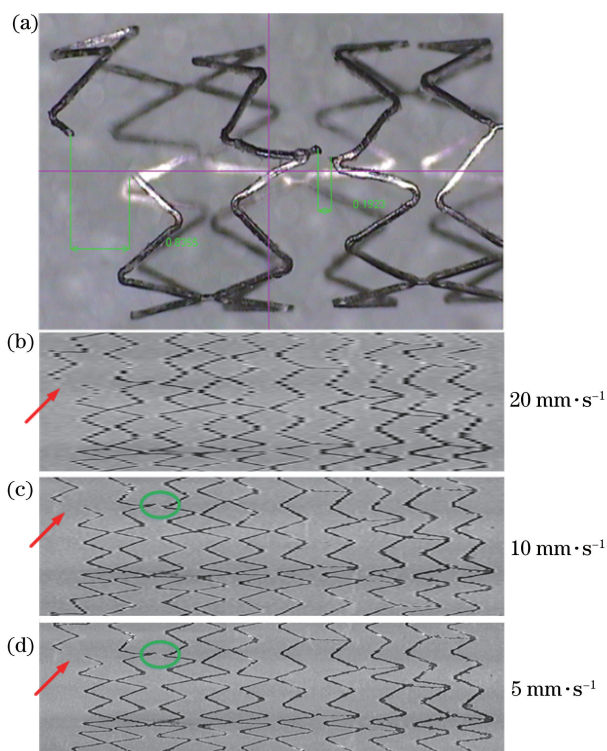


图 6 支架的显微镜图和 CSF 展开图,箭头指向的是支架梁断裂,椭圆圈内是连接体断裂。(a) CSF 显微镜图片,其中一个支架的支撑梁断裂,断裂间隔约为 0.8 mm,另一个支架的连接体断裂,断裂间隔约为 0.19 mm;(b) 20 mm/s 回撤速度下的支架展开图;(c) 10 mm/s 回撤速度下的支架展开图;(d) 5 mm/s 回撤速度下的支架展开图

Fig. 6 Microscopy image and reconstruction images of CSF, and the arrow points to broken of cell and the oval circle shows the broken connector. (a) Microscopy image of CSF, and the fracture length in the cell is about 0.8 mm and the fracture length of the connector is about 0.19 mm; (b) reconstruction image of stent with the pullback speed of 20 mm/s; (c) reconstruction image of stent with the pullback speed of 10 mm/s; (d) reconstruction image of stent with the pullback speed of 5 mm/s

现 CSF 分析。后续拟将本文所提方法进行临床 CSF 研究,但由于临床血管的复杂性和多样性,可能会对展开图的重构算法有更高的要求。

### 参 考 文 献

[1] Liu W, Feng W W, Wang F, et al. Research progress of coronary stent fracture[J]. International Journal of Cardiovascular Disease, 2008, 35(2): 82-84.

刘巍, 冯微微, 王放, 等. 冠状动脉内支架断裂的研究进展[J]. 国际心血管病杂志, 2008, 35(2): 82-84.

- [2] Chowdhury P S, Ramos R G. Coronary-stent fracture [J]. New England Journal of Medicine, 2002, 347(8): 581.
- [3] Umeda H, Kawai T, Misumida N, et al. Impact of sirolimus-eluting stent fracture on 4-year clinical outcomes [J]. Circulation: Cardiovascular Interventions, 2011, 4(4): 349-354.
- [4] Chung W S, Park C S, Seung K B, et al. The incidence and clinical impact of stent strut fractures developed after drug-eluting stent implantation [J]. International Journal of Cardiology, 2008, 125(3): 325-331.
- [5] Acar R D, Bulut M, Akcakoyun M. Are we aware of stent fracture? [J]. Herz, 2015, 40(3): 417-422.
- [6] Nakazawa G, Finn A V, Vorpahl M, et al. Incidence and predictors of drug-eluting stent fracture in human coronary artery a pathologic analysis [J]. Journal of the American College of Cardiology, 2009, 54(21): 1924-1931.
- [7] Scheinert D, Scheinert S, Sax J, et al. Prevalence and clinical impact of stent fractures after femoropopliteal stenting [J]. Journal of the American College of Cardiology, 2005, 45(2): 312-315.
- [8] Kim S, Kim C S, Na J O, et al. Coronary stent fracture complicated multiple aneurysms confirmed by 3-dimensional reconstruction of intravascular-optical coherence tomography in a patient treated with open-cell designed drug-eluting stent [J]. Circulation, 2014, 129(3): e24-e27.
- [9] Gao Y, Li Z L, Zhang J H, et al. Automatic measurement method for corneal thickness of optical coherence tomography images [J]. Acta Optica Sinica, 2019, 39(3): 0311003.  
高阳, 李中梁, 张建华, 等. 光学相干层析成像图像中角膜厚度的自动测量方法 [J]. 光学学报, 2019, 39(3): 0311003.
- [10] Luo S T, Fan Y W, Chang W, et al. Boundary region of stomach mucinous carcinoma with swept source optical coherence tomography [J]. Acta Optica Sinica, 2018, 38(5): 0517001.  
罗斯特, 范应威, 常玮, 等. 扫频光学相干层析成像应用于判断黏液型胃癌边界区域 [J]. 光学学报, 2018, 38(5): 0517001.
- [11] Hou F, Yang Z H, Gu W Q, et al. Intraoperative three-dimensional imaging of neck tissues based on optical coherence tomography [J]. Acta Optica Sinica, 2019, 39(1): 0117001.  
侯方, 杨子晗, 谷文青, 等. 基于光学相干层析技术

- 的术中颈部组织三维成像[J]. 光学学报, 2019, 39(1): 0117001.
- [12] Fujimoto J G, Pitris C, Boppart S A, et al. Optical coherence tomography: an emerging technology for biomedical imaging and optical biopsy[J]. *Neoplasia*, 2000, 2(1/2): 9-25.
- [13] Kume T, Uemura S. Current clinical applications of coronary optical coherence tomography [J]. *Cardiovascular Intervention and Therapeutics*, 2018, 33(1): 1-10.
- [14] Bouma B E, Villiger M, Otsuka K, et al. Intravascular optical coherence tomography [J]. *Biomedical Optics Express*, 2017, 8(5): 2660-2668.
- [15] Huang D, Swanson E A, Lin C P, et al. Optical coherence tomography [J]. *Science*, 1991, 254(5035): 1178-1181.
- [16] Bezerra H G, Costa M A, Guagliumi G, et al. Intracoronary optical coherence tomography: a comprehensive review: clinical and research applications [J]. *JACC: Cardiovascular Interventions*, 2009, 2(11): 1035-1046.
- [17] Yabushita H, Bouma B E, Houser S L, et al. Characterization of human atherosclerosis by optical coherence tomography [J]. *Circulation*, 2002, 106(13): 1640-1645.
- [18] Zahnd G, Karanasos A, Soest G, et al. Quantification of fibrous cap thickness in intracoronary optical coherence tomography with a contour segmentation method based on dynamic programming[J]. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 2015, 10(9): 1383-1394.
- [19] Kashiwagi M, Tanaka A, Kitabata H, et al. OCT-verified neointimal hyperplasia is increased at fracture site in drug-eluting stents[J]. *JACC: Cardiovascular Imaging*, 2012, 5(2): 232-233.
- [20] Ino Y, Toyoda Y, Tanaka A, et al. Serial angiographic findings and prognosis of stent fracture site without early restenosis after sirolimus-eluting stent implantation [J]. *American Heart Journal*, 2010, 160(4): 775.e1-775.e9.
- [21] Doi H, Maehara A, Mintz G S, et al. Classification and potential mechanisms of intravascular ultrasound patterns of stent fracture[J]. *The American Journal of Cardiology*, 2009, 103(6): 818-823.
- [22] Shite J Y, Matsumoto D, Yokoyama M. Sirolimus-eluting stent fracture with thrombus, visualization by optical coherence tomography [J]. *European Heart Journal*, 2006, 27(12): 1389.
- [23] Omar A, Pendyala L K, Ormiston J A, et al. Review: stent fracture in the drug-eluting stent era [J]. *Cardiovascular Revascularization Medicine*, 2016, 17(6): 404-411.
- [24] Kuramitsu S, Hiromasa T, Enomoto S, et al. Incidence and clinical impact of stent fracture after PROMUS element platinum chromium everolimus-eluting stent implantation[J]. *JACC: Cardiovascular Interventions*, 2015, 8(9): 1180-1188.
- [25] Kan J, Ge Z, Zhang J J, et al. Incidence and clinical outcomes of stent fracture on the basis of 6555 patients and 16482 drug-eluting stents from 4 centers [J]. *JACC: Cardiovascular Interventions*, 2016, 9(11): 1115-1123.
- [26] Tao K Y, Ding Z Y, Lu R X, et al. Defocus and contrast agent absorption compensation method in intravascular optical coherence tomography imaging [J]. *Optics and Lasers in Engineering*, 2020, 134: 106274.
- [27] Dijkstra E W. A note on two problems in connexion with graphs [J]. *Numerische Mathematik*, 1959, 1(1): 269-271.
- [28] Chiu S J, Li X T, Nicholas P, et al. Automatic segmentation of seven retinal layers in SDOCT images congruent with expert manual segmentation [J]. *Optics Express*, 2010, 18(18): 19413-19428.
- [29] Wang A, Eggermont J, Dekker N, et al. Automatic stent strut detection in intravascular optical coherence tomographic pullback runs [J]. *International Journal of Cardiovascular Imaging*, 2013, 29(1): 29-38.
- [30] Lau K W, Johan A, Sigwart U, et al. A stent is not just a stent: stent construction and design do matter in its clinical performance [J]. *Singapore Medical Journal*, 2004, 45(7): 305-311.
- [31] Sangiorgi G, Melzi G, Agostoni P, et al. Engineering aspects of stents design and their translation into clinical practice [J]. *Annali Dell'Istituto Superiore Di Sanita*, 2007, 43(1): 89-100.
- [32] Lau K W, Johan A, Sigwart U, et al. A stent is not just a stent: stent construction and design do matter in its clinical performance [J]. *Singapore Medical Journal*, 2004, 45(7): 305-312.
- [33] Tamburino C, Capodanno D. Evolution of stents: past, present and future [J]. *Expert Review of Cardiovascular Therapy*, 2009, 7(5): 443-446.
- [34] Iqbal J, Gunn J, Serruys P W. Coronary stents: historical development, current status and future directions [J]. *British Medical Bulletin*, 2013, 106(1): 193-211.
- [35] Schmidt T, Abbott J D. Coronary stents: history, design, and construction [J]. *Journal of Clinical Medicine*, 2018, 7(6): 1-8.