

人工心脏生物瓣膜的三维缺陷检测

姚霖¹, 俞晨阳¹, 刘开元¹, 邓晓枫¹, 丁志华¹, 李鹏^{1,2*}¹浙江大学光电科学与工程学院, 浙江 杭州 310027;²浙江大学嘉兴研究院智能光电创新中心, 浙江 嘉兴 324000

摘要 提出了一种基于光学相干层析成像(OCT)技术实现人工心脏生物瓣膜三维缺陷检测的方法,发展了一种生物瓣膜表面边界拟合算法。根据拟合结果进行坐标变换,使瓣膜表面边界趋于水平但保留表面纤维束高度和异常起伏的高频变化。利用所提方法对人工心脏生物瓣膜三尖瓣支架和其中的瓣膜小叶进行成像实验,实现了高分辨率、大视场、实时三维结构成像,成像结果可以显示生物瓣膜纤维层、光滑层、层间缺陷以及切割缺陷。该技术有望被广泛应用于人工心脏生物瓣膜制造检测领域。

关键词 生物光学; 生物医学成像; 光学相干层析成像; 人工心脏生物瓣膜; 缺陷检测

中图分类号 TN247 **文献标志码** A

DOI: 10.3788/CJL221230

1 引言

瓣膜性心脏病患病率增加是一个全球性的临床困境,近年来对该病干预措施的需求日益增长。人工心脏瓣膜是一种治疗瓣膜性心脏病的心脏植/介入医疗器械,主要包括生物瓣膜和机械瓣膜^[1]。目前常用猪心包或牛心包制成的生物瓣膜来替换患者的天然瓣膜,相比机械瓣膜,其血栓形成风险较低且具有血流动力学优势^[2]。尽管如此,生物组织瓣膜并没有良好的长期耐用性^[3],因此需要对人工心脏生物瓣膜进行体外疲劳测试^[4]。疲劳测试后瓣膜的质量评价至关重要,能够为瓣膜的性能优化提供依据。

生物心包膜的外表面为粗糙的纤维表面,而靠近心室内侧面则覆盖了一层平滑肌细胞,表现为光滑表面^[5]。经过疲劳测试后的瓣膜小叶,其纤维层、光滑层、层间都可能存在缺陷;此外,测试前的切割制作也可能对瓣膜造成损伤。因此,需要对瓣膜进行三维成像检测。显微镜成像技术是获取生物瓣膜形态的主要成像方法,但传统的光学显微镜和扫描电子显微镜只能获取生物瓣膜的表面形态信息,无法得到表面以下的深度信号^[6-7]。在传统光学显微镜基础上发展起来的二次谐波显微成像可以获取生物瓣膜的三维信息,但其视场(FOV,约为 $500\ \mu\text{m}\times 500\ \mu\text{m}$)和成像深度(约 $200\ \mu\text{m}$)非常有限,无法重建显示宏观的纤维组织结构^[8-9]。因此,显微成像技术并不是最佳的生物瓣膜缺陷检测手段,需要发展一种高分辨、大视场的实

时三维结构成像技术来实现人工心脏生物瓣膜缺陷检测。

光学相干层析成像(OCT)是一种非侵入、非接触式成像技术,能够在高采集频率(kHz)下获取分辨率达微米级、视场尺寸为毫米至厘米级的三维结构图像^[10-12]。得益于OCT独特的成像优势,国际上多个研究小组开展了基于OCT的心脏壁纤维成像研究,无论是导管OCT系统^[13]还是台式OCT系统^[14],都能提供心脏壁纤维的详细形态信息。Gan等^[15]开展了生物组织纤维取向量化研究,并利用OCT实现了猪心房的三维纤维束重建。OCT可以实现心脏壁纤维的可视化,同时也是检测宫颈和前交叉韧带(ACL)纤维形态的有效工具^[16]。McLean等^[16]开展了生物组织纤维取向研究,对猪心房、牛前交叉韧带和人宫颈组织样本进行了纤维可视化展示。上述所有研究都是基于生物组织纤维形态可视化进行的,并未系统地实现人工心脏生物瓣膜三维缺陷(包括纤维层、光滑层、层间缺陷和切割缺陷)检测。

本团队基于扫频OCT(SS-OCT)系统发展了生物瓣膜表面边界拟合算法,根据拟合结果变换生物瓣膜的深度坐标,使表面边界整体趋势平滑但保留纤维束高度和异常起伏的高频变化,实现了人工心脏生物瓣膜小叶的三维缺陷检测。OCT成像结果显示出了人工心脏生物瓣膜三尖瓣支架结构和切割缺陷,以及瓣膜小叶纤维层、光滑层、层间缺陷,验证了所提方法在医用检测领域对人工心脏生物瓣膜缺陷评估的能

收稿日期: 2022-09-13; 修回日期: 2022-09-29; 录用日期: 2022-10-08

基金项目: 国家自然科学基金(62075189)、浙江省自然科学基金(LR19F050002)、之江实验室资助项目(2018EB0ZX01)、浙江大学脑科学与脑机接口教育部前沿科学中心资助项目

通信作者: *peng_li@zju.edu.cn

力,有助于生物学家精确、高效地检测评估瓣膜质量,从而开发出更加优质的人工心脏瓣膜小叶。

2 基本原理

2.1 实验设置

图 1 显示了 SS-OCT 成像系统的光路示意图。考虑到生物膜组织的衰减特性, OCT 光源采用微机电系统(MEMS)可调谐垂直腔面发射激光器(VCSEL),该激光器能够以 100 kHz 的频率在约 100 nm 的宽光谱带宽上进行扫描,中心波长为 1300 nm,可实现空气中 16 μm 的轴向分辨率和 11 mm 的成像深度,在生物样品中的穿透深度约为 2 mm。光源的输出光经过 80:20 光纤耦合器后分别进入样品臂和参考臂。在 OCT 样品臂中, OCT 成像光束经过 X-Y 型振镜后通过有

效焦距为 54 mm 的扫描透镜聚焦于样品表面,可实现空气中 32 μm 的横向分辨率以及 30 mm(X) \times 30 mm(Y) 的成像视场,能够满足完整的瓣膜支架和瓣膜小叶的成像需求。样品散射光携带着样品信息,其与反射镜参考光在光纤耦合器中相遇后形成干涉信号,干涉信号由平衡探测器(PDB470C)接收。

在实验过程中,将生物瓣膜样品平铺放置于透明容器中,然后通过控制振镜实现步进式栅形扫描,以获取 OCT 的三维体数据(Z-X-Y),成像范围覆盖了由猪心包制作的尺寸为 12 mm(X) \times 12 mm(Y) 的瓣膜小叶和 28.5 mm(X) \times 28.5 mm(Y) 的三尖瓣人工心脏生物瓣膜。其中,每个 B-frame 包含 1000 个 A-line(快扫描,X 方向),每个位置只采集 1 个 B-frame,共采样 1000 个位置(慢扫描,Y 方向),采集时间共 12.5 s。

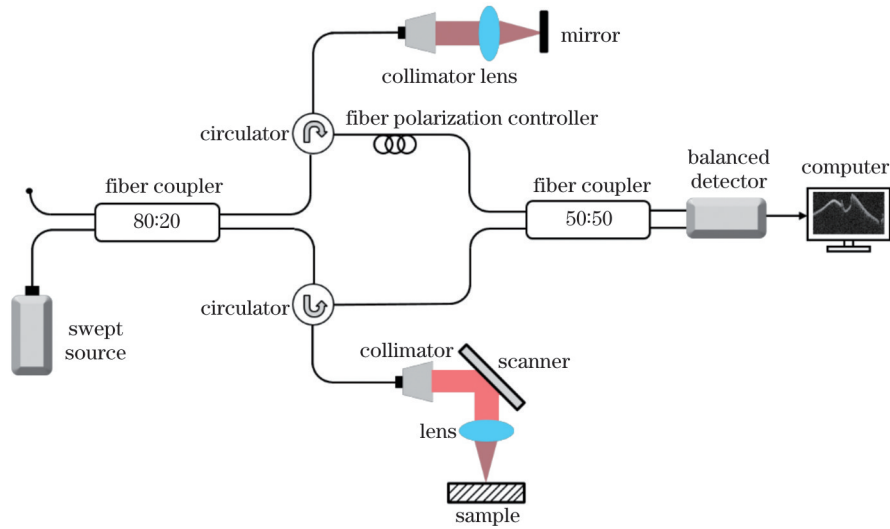


图 1 SS-OCT 系统示意图

Fig. 1 Schematic of SS-OCT system

2.2 信号处理

由于天然生长的瓣膜小叶厚度并不均一,而且平铺放置时难以做到完全贴合容器,采集的数据不便直接用于投影观察瓣膜小叶外表面纤维层和内表面光滑层的形态结构,因此,需要对其进行表面拉平处理但同时要保留表面纤维束高度和异常起伏的高频变化。首先,将采集的干涉光谱信号进行快速傅里叶变换(FFT)得到 OCT 结构强度信号,之后基于二维断层图像,通过差分法提取瓣膜小叶的上表面边界。具体过程如下:

1) 针对生物膜组织的三维信号,计算纵向坐标 y 、横向坐标 x 、相邻深度坐标 z 之间的强度差分 $dI(z, x, y)$,

$$dI(z, x, y) = |I(z, x, y) - I(z - 1, x, y)|, \quad (1)$$

式中: I 表示 OCT 强度信号。生物膜表面边界位置存在深度域强度信号之间的差异,所以上表面差分值相比其他位置会更大,通过比较得出最大值位置即上边界对应的深度域坐标 $b(x, y)$ 。

2) 对边界坐标 $b(x, y)$ 进行多项式拟合,使边界的整体趋势趋于平滑但保留纤维束高度和异常起伏的高频变化。这里使用最小二乘法进行 15 阶多项式拟合,得到拟合后的边界坐标 $c(x, y)$ 。

3) 根据拟合的边界坐标 $c(x, y)$ 对原始生物膜强度信号 $I(z, x, y)$ 进行处理得到拉平后瓣膜小叶的 OCT 结构强度信号 $I(z', x, y)$,

$$I(z', x, y) = I[z - c(x, y), x, y]. \quad (2)$$

4) 将拉平后的 OCT 强度图像显示为三维(Z-X-Y)结构图和三维结构视图的 en-face(X-Y)最大强度值投影(MIP),以便观察瓣膜小叶的形态结构。

2.3 实验结果

人工心脏生物瓣膜是可植入人体心脏中代替天然瓣膜(三尖瓣、二尖瓣、主动脉瓣、肺动脉瓣)使血液单向流动的人工器官。对猪心包膜制作的三尖瓣人工心脏生物瓣膜进行 OCT 结构成像,成像结果如图 2 所示。图 2(a)为完整三尖瓣支架的结构示意图;图 2(b)所

示 OCT 三维结构图像提供了对应的详细的可视化信息,可以清晰地反映三尖瓣支架的构造。选取三维瓣膜结构信息在深度(Z)方向进行最大值投影,得到了图 2(c)所示的人工心脏瓣膜的 en-face(X-Y)图像。可

见,人工心脏瓣膜是三个瓣膜小叶结合至合金支架上形成的三尖瓣支架。此外,图 2(d)所示的 OCT 二维断层结构图可以提供各个瓣膜小叶组织的深度结构信息,包括厚度均一性、连接情况等。

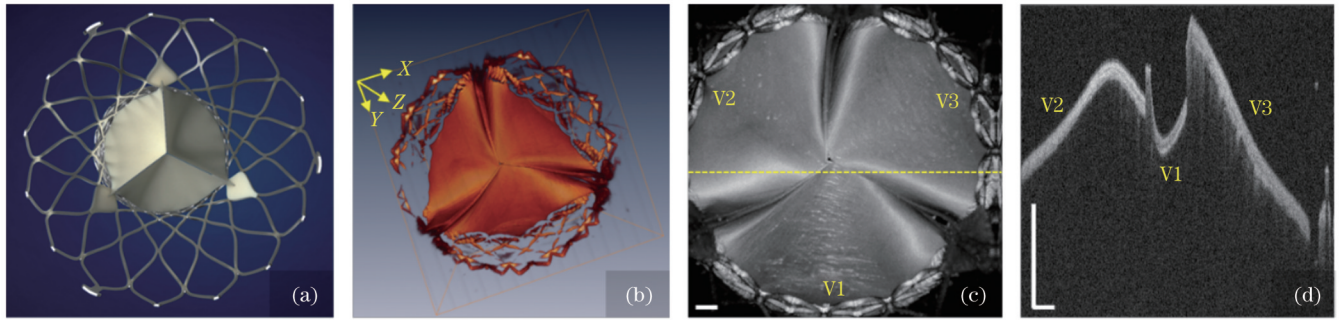


图 2 三尖瓣人工心脏生物瓣膜的 OCT 成像结果(比例尺:2 mm)。(a)三尖瓣支架结构示意图;(b)OCT 三维结构图(Z-X-Y);(c)OCT 三维结构图的 en-face 图(X-Y);(d)OCT 二维断层结构图(X-Z),对应(c)图中黄色虚线位置
Fig. 2 OCT structural imaging results of bioprosthetic valves—tricuspid valve (scale bar: 2 mm). (a) Schematic diagram of tricuspid valve stent; (b) three-dimensional OCT structure (Z-X-Y); (c) en-face (X-Y) image of three-dimensional OCT structure; (d) OCT structural cross-section, corresponding to the position of the dashed line in figure (c)

OCT 是无创检测人工心脏生物瓣膜中瓣膜小叶缺陷的理想工具,基于三维结构图像可以观察瓣膜表面的纤维走向分布,从而进行异常结构分析。将猪心包膜制成的瓣膜小叶平铺放置于透明容器上方,对瓣膜小叶纤维层进行成像检测,结果如图 3 所示。在正常瓣膜小叶中,纤维走向呈细密的网状结构[如图 3(a)和图 3(c)所示],这与瓣膜小叶的生理功能有关。心包在舒张运动时会发生膨胀,而胶原纤维的多向排列可以起到约束膨胀的作用,有助于稳定心包,

防止超扩张^[6]。在对应的 OCT 二维断层图[如图 3(b)和图 3(d)所示]中,深度方向显示的纤维结构表面起伏规律,且无显著的异常凸起,层间信号均匀无间隙,但因为是天然生物瓣膜,其制作而成的瓣膜小叶的厚度并不完全一致。在异常瓣膜小叶中,纤维走向杂乱,如图 3(e)和图 3(g)所示。在对应的 OCT 二维断层图[如图 3(f)和图 3(h)所示]中,箭头指示了异常位置,具体表现为纤维层表面呈现异常破损凸起,层间存在间隙。

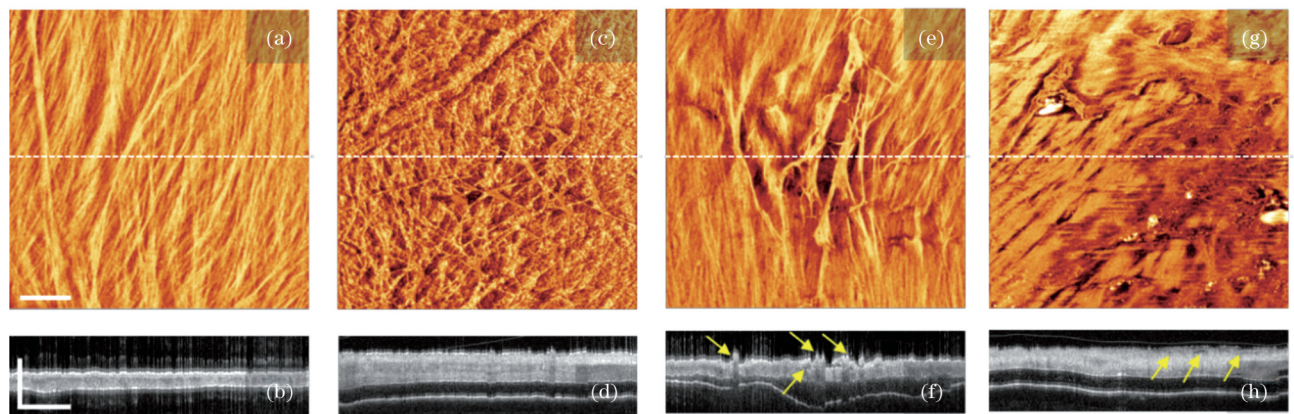


图 3 猪心包膜制成的瓣膜小叶纤维层的 OCT 成像结果(比例尺:2 mm)。(a)(c)正常瓣膜小叶纤维层的 OCT en-face 图;(b)(d)OCT 二维断层结构图,分别对应图(a)、(c)中的虚线位置;(e)(g)异常瓣膜小叶纤维层的 OCT en-face 图;(f)(h)OCT 二维断层结构图,分别对应图(e)、(g)中的虚线位置,箭头所指为异常位置
Fig. 3 OCT structural imaging results of fiber surface of valve leaflets made of swine heart pericardium (scale bar: 2 mm). (a)(c) OCT en-face images of fiber surface in normal valve leaflets; (b)(d) two-dimensional OCT structural cross-sections, corresponding to the positions of the dashed line in figures (a) and (c); (e)(g) OCT en-face images of fiber surface in abnormal valve leaflets; (f)(h) two-dimensional OCT structural cross-sections, corresponding to the positions of the dashed line in figures (e) and (g), where the arrows point the obvious abnormal regions

瓣膜小叶光滑层、层间缺陷以及切割缺陷的成像结果如图 4 所示。光滑表面破损[如图 4(a)所示]和由

于折叠出现的褶皱[如图 4(c)所示]在 OCT en-face 结构图中清晰呈现,对应二维断层图[如图 4(b)和图 4(d)

所示]中平滑表面的异常起伏。这些异常缺陷可能是疲劳测试过程中产生的,也可能是对心包膜进行处理制作瓣膜小叶过程中因操作不当产生的。此外,生物材料制成的瓣膜小叶可能会存在原生层间缺陷或者疲劳测试以后产生的层间缺陷[如图 4(e)和图 4(f)所

示],通过 OCT 结构图像可清晰地观察到层间缺陷导致的信号空洞。完整的心包膜展开以后,会根据需要将其切割成形状和尺寸合适的瓣膜小叶,切割过程也可能产生切割缺陷。切割缺陷在 OCT 结构图[如图 4(g)和图 4(h)所示]中表现出切割面两侧组织粘连。

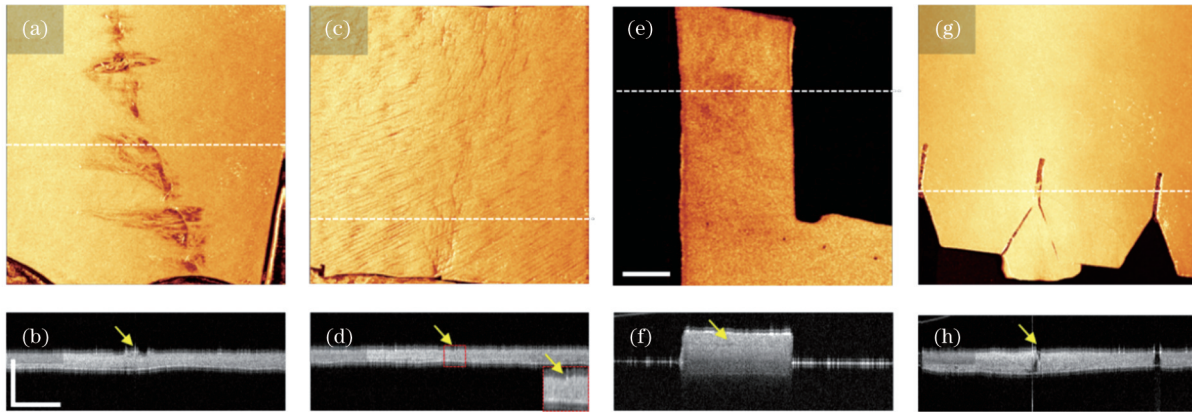


图 4 猪心包膜制成的瓣膜小叶光滑层、层间缺陷以及切割缺陷的 OCT 成像结果(比例尺:2 mm)。(a)(c)光滑层破损和存在褶皱的异常瓣膜小叶的 OCT en-face 图;(b)(d)OCT 二维断层结构图,分别对应图(a)、(c)中的虚线位置;(e)(g)存在层间缺陷和切割缺陷的异常瓣膜小叶的 OCT en-face 图;(f)(h)OCT 二维断层结构图,分别对应图(e)、(g)中的虚线位置,箭头所指为异常位置

Fig. 4 OCT structural imaging results of smooth layer and interlayer defects and cutting defects of valve leaflets made of swine heart pericardium (scale bar: 2 mm). (a)(c) OCT en-face images of damaged smooth layer and wrinkled smooth layer in abnormal valve leaflets; (b)(d) two-dimensional OCT structural cross-sections, corresponding to the positions of the dashed line in figures (a) and (c); (e)(g) OCT en-face images of abnormal valve leaflets with interlayer defects and cutting defects; (f)(h) two-dimensional OCT structural cross-sections, corresponding to the positions of the dashed line in figures (e) and (g), the arrows point the obvious abnormal regions

3 分析与讨论

本文提出了一种可以实现人工心脏生物瓣膜三维缺陷检测的系统和方法。在人工心脏生物瓣膜植入人体之前,通过瓣膜的三维缺陷检测来保证其质量是至关重要的,这是后续所有临床应用的基础。OCT 技术是一种高分辨、大视场的三维实时结构成像技术,适用于人工心脏生物瓣膜成像分析。与现有的显微镜成像方法相比^[6-8],OCT 技术的主要优势在于能够获取大视场二维断层图像和三维体数据。从结构图中可以得到瓣膜小叶纤维层表面纤维束走向异常、光滑层表面破损折叠、层间异常间隙、切割缺陷等有价值的特征信息,说明 OCT 技术适用于瓣膜小叶缺陷表征。OCT 能够实时提供高分辨率、直观的二维图像分析,也可以在 10 s 左右完成大视场三维体数据的收集,从而实现精确、高效检测。

纤维广泛分布于生物组织中,在生物力学结构和生理功能中起着重要作用。纤维组织揭示了心脏的重要生理功能,有助于心脏独特的肌肉收缩行为^[17]。在纤维网络被破坏的情况下,例如发生心肌梗死后,生理功能会下降^[17],因此,纤维网络的缺陷检测非常重要。目前本课题组通过对生物瓣膜 OCT 强度结构图像进行整体拉平处理但保留纤维束起伏的高频变化,而后进行最大值投影得到纤维束的分布来观测纤维网络是

否被破坏。由于胶原纤维具有高双折射特性,未来可以考虑用 OCT 的功能扩展技术——偏振敏感 OCT (PS-OCT),通过测量组织的双折射特性来增强胶原纤维的对比度^[16]。

本研究验证了台式 OCT 系统可以实现体外生物瓣膜缺陷检测。OCT 技术是瓣膜质量检测的有效工具,若将样品臂小型化并集成于成像导管中^[18],就有望实现对植入体内的人工心脏生物瓣膜的检测。未来的体内研究可以考虑使用基于导管的内窥 OCT 系统进行成像,以评估植入人体以后的瓣膜组织结构特征的完整性。在成像过程中,OCT 导管可以配合生理盐水冲洗来置换成像视场中的血液,避免血液对成像造成影响,从而确保 OCT 探测光束能够直接扫描瓣膜组织表面^[19]。针对体内心脏瓣膜成像,前向内窥探头较目前临床上常见的近端环扫内窥探头更合适。已有研究人员基于近端电机驱动的前向锥形扫描探头对猪心包膜进行了在体结构成像,但其局限于二维结构成像,且扫描频率在 10 Hz 以内^[20]。使用压电陶瓷(PZT)驱动光纤悬臂梁进行螺旋或利萨如扫描,可以实现三维结构成像,同时可以将扫描频率提高至 kHz^[21]。高速成像可以减轻成像期间心脏搏动造成的运动伪影。这些改进措施可使内窥 OCT 系统有望在体内环境和血液存在的情况下对人工心脏生物瓣膜进行评估。

4 结 论

本文提出了一种基于 OCT 的人工心脏生物瓣膜三维缺陷检测方法,该方法可以实现高分辨、大视场、实时三维结构成像。利用该方法对完整的人工心脏生物瓣膜三尖瓣支架、生物瓣膜小叶进行了三维成像,实现了纤维层、光滑层、层间缺陷以及切割缺陷的检测。成像结果表明该方法能够实现人工心脏生物瓣膜的高分辨三维缺陷检测,有助于生物学家评估瓣膜质量,具有应用于瓣膜制造检测领域的潜力。

参 考 文 献

- [1] Pibarot P, Dumesnil J G. Prosthetic heart valves selection of the optimal prosthesis and long-term management[J]. *Circulation*, 2009, 119(7): 1034-1048.
- [2] Senthilnathan V, Treasure T, Grunkemeier G, et al. Heart valves: which is the best choice? [J]. *Cardiovascular Surgery*, 1999, 7(4): 393-397.
- [3] Schoen F J, Levy R J. Pathology of substitute heart valves: new concepts and developments[J]. *Journal of Cardiac Surgery*, 1994, 9 (Suppl 2): 222-227.
- [4] 刘胜, 吴明晖, 季亚波, 等. 人工心脏瓣膜体外测试系统设计[J]. *生物医学工程研究*, 2019, 38(2): 237-241.
Liu S, Wu M H, Ji Y B, et al. Design of *in vitro* testing system for artificial heart valve[J]. *Journal of Biomedical Engineering Research*, 2019, 38(2): 237-241.
- [5] Misfeld M, Sievers H H. Heart valve macro- and microstructure [J]. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London*, 2007, 362(1484): 1421-1436.
- [6] Braga-Vilela A S, Pimentel E R, Marangoni S, et al. Extracellular matrix of porcine pericardium: biochemistry and collagen architecture[J]. *The Journal of Membrane Biology*, 2008, 221(1): 15-25.
- [7] Gauvin R, Marinov G, Mehri Y, et al. A comparative study of bovine and porcine pericardium to highlight their potential advantages to manufacture percutaneous cardiovascular implants [J]. *Journal of Biomaterials Applications*, 2013, 28(4): 552-565.
- [8] Jannasch A, Schnabel C, Galli R, et al. Optical coherence tomography and multiphoton microscopy offer new options for the quantification of fibrotic aortic valve disease in ApoE^{-/-} mice[J]. *Scientific Reports*, 2021, 11: 5834.
- [9] Yasui T, Takahashi Y, Fukushima S, et al. Observation of dermal collagen fiber in wrinkled skin using polarization-resolved second-harmonic-generation microscopy[J]. *Optics Express*, 2009, 17(2): 912-923.
- [10] Li P, Johnstone M, Wang R K. Full anterior segment biometry with extended imaging range spectral domain optical coherence tomography at 1340 nm[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2014, 19 (4): 046013.
- [11] 杨珊珊, 姚霖, 刘开元, 等. 光学相干层析功能成像及脑中风研究进展[J]. *中国激光*, 2020, 47(2): 0207015.
Yang S S, Yao L, Liu K Y, et al. Advances in functional optical coherence tomography and neuroimaging of stroke[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2020, 47(2): 0207015.
- [12] 李培, 杨姗姗, 丁志华, 等. 傅里叶域光学相干层析成像技术的研究进展[J]. *中国激光*, 2018, 45(2): 0207011.
Li P, Yang S S, Ding Z H, et al. Research progress in Fourier domain optical coherence tomography[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2018, 45(2): 0207011.
- [13] Fleming C P, Quan K J, Wang H, et al. *In vitro* characterization of cardiac radiofrequency ablation lesions using optical coherence tomography[J]. *Optics Express*, 2010, 18(3): 3079-3092.
- [14] Hucker W J, Ripplinger C M, Fleming C P, et al. Bimodal biophotonic imaging of the structure-function relationship in cardiac tissue[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2008, 13(5): 054012.
- [15] Gan Y, Fleming C P. Extracting three-dimensional orientation and tractography of myofibers using optical coherence tomography[J]. *Biomedical Optics Express*, 2013, 4(10): 2150-2165.
- [16] McLean J P, Gan Y, Lye T H, et al. High-speed collagen fiber modeling and orientation quantification for optical coherence tomography imaging[J]. *Optics Express*, 2019, 27(10): 14457-14471.
- [17] Streeter D D, Jr, Spotnitz H M, Patel D P, et al. Fiber orientation in the canine left ventricle during diastole and systole[J]. *Circulation Research*, 1969, 24(3): 339-347.
- [18] Yao L, Zhou Y, Liu K Y, et al. Endoscopic OCT angiography using clinical proximal-end scanning catheters[J]. *Photonics*, 2022, 9(5): 329.
- [19] Ali Z A, Karimi Galougahi K, Mintz G S, et al. Intracoronary optical coherence tomography: state of the art and future directions [J]. *EuroIntervention*, 2021, 17(2): e105-e123.
- [20] Wang H, Kang W, Bishop A P, et al. *In vivo* intracardiac optical coherence tomography imaging through percutaneous access: toward image-guided radio-frequency ablation[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2011, 16(11): 110505.
- [21] 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.

Three-Dimensional Defects Inspection of Bioprosthetic Valves

Yao Lin¹, Yu Chenyang¹, Liu Kaiyuan¹, Deng Xiaofeng¹, Ding Zhihua¹, Li Peng^{1,2*}

¹College of Optical Science and Engineering, Zhejiang University, Hangzhou 310027, Zhejiang, China;

²Intelligent Optics & Photonics Research Center Jiaxing Research Institute, Zhejiang University, Jiaxing 324000, Zhejiang, China

Abstract

Objective Heart valve disease is a growing public health concern worldwide. A prosthetic heart valve is a heart implant intervention medical device for the treatment of heart valve disease, which mainly includes bioprosthetic and mechanical valves. Diseased native valves are often replaced with bioprosthetic valves made from porcine or bovine pericardium, which has a lower risk of thrombosis and hemodynamic advantages than mechanical valves. Nonetheless, bioprosthetic valves do not have long-term durability, mainly because of their early structural failure. Therefore, an *in vitro* fatigue test is required for manufactured bioprosthetic valves; further, it is very important to evaluate the quality of the valve after the fatigue test, thereby obtaining a basis for

the optimization of valve performance.

Methods The OCT light source was a MEMS-tunable vertical cavity surface-emitting laser (VCSEL, Thorlabs, SL131090). The laser could sweep at a rate of 100 kHz over a broad spectral bandwidth of ~ 100 nm with a center wavelength of 1300 nm, providing an experimental axial resolution of ~ 16 μm and an imaging depth of ~ 11 mm in air. The output light from the laser source was first fiber-coupled into an interferometer, where the light was split by an 80:20 fiber coupler into a sample arm and reference arm. In the OCT sample arm, a scanning lens (Thorlabs, LSM05) with an effective focal length of 54 mm was used to collimate the detection light on the sample, providing an experimental lateral resolution of ~ 32 μm , and an *X-Y* galvanometer was adopted for three-dimensional (3D) volume scanning. The light backscattered from the sample was recombined with the light reflected from the reference mirror, and the interference signal was detected using a balanced detector (Thorlabs, PDB470C). A stepwise raster scanning protocol (*Z-X-Y*) was used for volumetric imaging, with 1000 A-lines per B-frame (fast-scan, *X*-direction) and 1000 B-frames at 1000 tomographic positions per volume (slow-scan, *Y*-direction). OCT imaging covered a field of view (FOV) of 12 mm (*X*) \times 12 mm (*Y*) of the swine heart valve leaflets, and a wide FOV of 28.5 mm (*X*) \times 28.5 mm (*Y*) of the bioprosthetic valves. The captured interference data were converted to amplitude form using a fast Fourier transformation (FFT) processed on the MATLAB (MathWorks) platform. The bioprosthetic valve surface boundary fitting algorithm transforms the depth coordinates of the bioprosthetic valve amplitude structure according to the fitting results, such that the overall trend of the surface boundary is smoothed, but the high-frequency changes in fiber bundles and abnormal protrusions are preserved. The OCT amplitude images were then displayed as a 3D (*Z-X-Y*) structure view and an en-face (*X-Y*) maximum intensity projection (MIP) of the 3D structure.

Results and Discussions The main advantage of OCT is its ability to acquire large field-of-view two-dimensional (2D) tomograms and 3D volume data. From the structural diagram, it can be concluded that the abnormal direction of the fiber bundles on the surface of the valve leaflet fiber layer (see Fig. 3), damaged and folded surface of the smooth layer (see Fig. 4), abnormal defects between the layers (Fig. 4), and cutting defects are valuable information which are suitable for the inspection of valve leaflet defects.

Conclusions This paper proposes a 3D defect inspection method for bioprosthetic valves based on OCT technology, which can achieve high-resolution, large field of view, and real-time 3D structural imaging. The method is used to perform 3D imaging on the complete bioprosthetic valve stent and valve leaflets and realize the abnormal detection of the fiber layer, smooth layer, interlayer defects, and cutting defects. The obtained results show that the method can realize high-resolution three-dimensional defect inspection of bioprosthetic valves, which is helpful for biological scientists in evaluating valve quality. Further, the method can be used in the field of valve manufacturing and inspection.

Key words bio-optics; biomedical imaging; optical coherence tomography; bioprosthetic valves; defect inspection