

# 一种高重复频率激发电路下的高速超声内窥成像系统

张建辉<sup>1</sup>, 杨冠宇<sup>1,2</sup>, 牛超君<sup>2</sup>, 龚小竞<sup>2</sup>, 舒承有<sup>2</sup>, 张帆<sup>1</sup>, 桂珍珍<sup>1</sup>

(1. 广州大学机械与电气工程学院, 广州 510006; 2. 中国科学院深圳先进技术研究院生物医学光学与分子影像研究室, 深圳 518055)

**摘要:** 光学相干层析-血管内超声联合(Optical coherence tomography intravascular ultrasound, OCT-IVUS)成像技术能同时弥补光学相干干涉成像的低成像深度与超声成像的低分辨率,能够较为全面地进行血管内的易损斑块识别,但受血管内超声(Intravascular ultrasound, IVUS)技术超声激发重复频率限制,OCT-IVUS成像难以在高帧率成像的同时获得高成像线数,从而影响显示分辨率。为提升IVUS成像速度,同时不降低图像显示的分辨率,尝试应用高重频超声激发技术的方法解决这一难题。本文设计了一种50 kHz的高重频超声激发电路,并在此设计基础上研制了一种50 f/s的高速超声内窥成像系统;进而对系统性能进行测试。激发电路高压脉冲测试以及信噪比(Signal noise ratio, SNR)测试结果表明:激发电路可用于25 MHz超声换能器的激发,具有较高的SNR;应用此激发电路所研制的超声内窥成像系统能够在不降低显示分辨率的前提下提高成像速度,该系统技术能有效检出易损斑块,促进OCT-IVUS的临床应用,对心血管疾病的早期发现、诊断和预防具有一定价值。

**关键词:** 超声成像;超声激发;高速成像;血管内超声成像;光学相干层析-血管内超声联合成像

中图分类号: O433;TB57 文献标志码: A

## High-Speed Ultrasound Endoscopic Imaging System Based on High Repetition Frequency Transmit Circuit

ZHANG Jianhui<sup>1</sup>, YANG Guanyu<sup>1,2</sup>, NIU Chaojun<sup>2</sup>, GONG Xiaojing<sup>2</sup>, SHU Chengyou<sup>2</sup>, ZHANG Fan<sup>1</sup>, GUI Zhenzhen<sup>1</sup>

(1. School of Mechanical and Electrical Engineering, Guangzhou University, Guangzhou 510006, China; 2. Research Lab for Biomedical Optics and Molecular Imaging, Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

**Abstract:** Optical coherence tomography intravascular ultrasound (OCT-IVUS) imaging can compensate for the low imaging depth of optical phase interference imaging and the low resolution of ultrasound imaging, and can comprehensively identify vulnerable plaques in blood vessels. However, due to the limitation of the IVUS ultrasound transmitting repetition frequency, it is difficult for OCT-IVUS imaging to ensure a large number of A-line acquisitions while performing high-frame-rate imaging, thereby limiting the display resolution. To improve the imaging speed of IVUS without reducing the resolution of image display, a high-repetition ultrasound excitation method is applied to solve this problem. Here, an ultrasound transmit circuit with a 50 kHz repetition frequency is designed to improve the imaging speed of

IVUS, and a high-speed ultrasonic endoscopic imaging system with 50 f/s is developed based on this circuit. The high-voltage pulse test and the signal noise ratio (SNR) test proved that the transmit circuit is able to excite a 25 MHz transducer while obtaining a signal with high SNR. The transmit circuit can be used for the excitation of 25 MHz ultrasound transducers and has a high SNR; the ultrasound endoscopic imaging system developed by the application of this excitation circuit can increase the imaging speed without reducing the display resolution. The system has clinical application value for improving the effective use of OCT-IVUS, early detection, diagnosis, and prevention of cardiovascular diseases, and has a promoting effect on the detection of vulnerable plaques.

**Key words:** ultrasound imaging; ultrasound transmit; high-speed imaging; intravascular ultrasound imaging; optical coherence tomography intravascular ultrasound (OCT-IVUS) imaging

## 引 言

尽管近年中国的心血管疾病防治工作初见成效,但总体来看,中国心血管疾病的患病率及死亡率仍呈上升趋势<sup>[1]</sup>。研究表明,70%的急性心血管事件由冠状动脉易损斑块破裂形成血栓引起<sup>[2]</sup>。因此,针对易损斑块的早期检测与预警对降低心血管疾病死亡率有重要意义。

血管内超声(Intravascular ultrasound, IVUS)技术是临床检测血管疾病的主要手段,可为临床医生提供血管内径、形态、厚度、病变部位及狭窄程度等重要信息。虽然临床IVUS具有出色的成像深度,穿透能力可达5 mm,但其分辨率仅75~200  $\mu\text{m}$ ,不足以检测厚度小于65  $\mu\text{m}$ 的易损斑块薄纤维帽等重要特征,故难以全面判断斑块的易损性<sup>[3]</sup>。光学相干层析(Optical coherence tomography, OCT)成像是目前分辨率最高的血管内成像技术,分辨率高达10  $\mu\text{m}$ <sup>[4]</sup>。OCT虽具有强大的分辨能力,但由于成像深度仅1~2 mm,缺乏获得血管壁整体形态、量化斑块体积等重要信息的能力。上述两种成像技术的优势天然互补:IVUS可提供血管壁和斑块的完整形态;OCT可获得相关部位的关键细节。因此,研究者们提出了OCT-IVUS成像技术<sup>[5]</sup>。研究表明,OCT-IVUS成像可以显著提高诊断易损斑块的能力<sup>[6-9]</sup>。

然而,IVUS与OCT成像速度之间的差距阻碍了OCT-IVUS技术转化为临床应用。商用IVUS的成像速度通常为30 f/s,而商用OCT系统的成像速度通常为100 f/s<sup>[10-11]</sup>。因此,OCT-IVUS成像通常只能以30 f/s左右的低速运行<sup>[12]</sup>。较低的成像速度会导致更长的成像时间,增加导管诱发痉挛的风险<sup>[13]</sup>。此外,临床常用的频域(Frequency domain, FD)OCT (FD-OCT)在成像过程中需要将造影剂注入血管腔<sup>[14]</sup>,成像时间越长意味着需要注入越多的造影剂。有研究表明,大量使用血管造影剂会损伤人的肾脏,甚至诱发致命的心脏中毒和癫痫<sup>[15]</sup>。同时,成像速度越慢,人体血管收缩运动产生的图像伪影越难消除,容易造成图像的失真。上述问题的根本解决方法是提升IVUS的成像速度。

脉冲重复频率为单位时间内超声激发的次数。这意味着在IVUS的成像速度提升的同时,需要相应地提升重复频率才能避免图像的成像线(A-line)数缺失而导致的图像质量的下降。然而,在大深度成像时,高重复频率的超声激发会导致造成信号混迭,从而造成图像混乱。因此,商用超声收发仪把重复频率限定在1~10 kHz<sup>[16]</sup>。虽然信号混迭来源于超声波在大深度成像下生物组织的多层界面反射,但实际上对于成像深度需求较浅的血管斑块成像,适当提升重复频率不会造成严重的信号混迭,且已有研究表明,当重复频率大于10 kHz时,IVUS并不会产生严重的信号混迭<sup>[12,17]</sup>。

综上所述,为提升IVUS的成像速度,同时保证较多的A-line数量,本文设计了一种激发重复频率可调的超声内窥成像系统。并选取50 kHz作为实验中验证成像效果的工作重复频率,与10 kHz重复频率的商用超声收发仪进行信噪比(Signal noise ratio, SNR)和成像速度对比。对比实验结果表明,本文

设计的SNR可满足成像需求,且在相同A-line数量下比商用超声收发仪搭建的内窥成像系统具有更高的成像速度,并消除了低速成像带来的图像失真,在OCT-IVUS成像中具有巨大应用潜力。

### 1 试验方法

#### 1.1 激发/接收电路

利用超声换能器激发的超声波对物体进行扫描,并通过对物体的反射回波信号进行接收、处理以获得物体内部的图像是超声成像的基本原理。单极性高压脉冲激发电路有着大带宽的优点,因而被广泛应用于超声换能器的超声激发<sup>[18]</sup>。本文采用Brown的方法<sup>[19]</sup>设计了一种可通过STM32方便调节重复频率的单极型负脉冲激发电路。激发电路可分为3个主要阶段:第1阶段通过放大器对STM32(STM32F407ZGT6,ST)单片机调制的控制脉冲电压进行加倍。较高的脉冲电压增强了第2阶段的驱动性能。第2阶段采用3对增强型N-MOS/P-MOS管对,每对均用作反向推挽开关。第3阶段射功率管501N04作为高压脉冲激发的开关元件,源极连接负百伏直流高压电源,漏极并联超声换能器。控制脉冲经过前两阶段的放大与推挽后,经电容 $C_1$ 耦合到501N04的栅极,控制漏极与源极的快速通断,实现负高压脉冲的产生,从而使换能器激发超声波。为保护下一级电路,本文设计了并联限幅电路把激发电路产生的高压脉冲限制到0.7 V,而超声换能器接收的回波信号能无衰减地经过限幅电路输出到下一级。

由于该电路属于高频电路,因此该电路的实现难点为噪声屏蔽与保持阻抗的连续性。本文采用了6层印刷电路板(Printed circuit board, PCB)结构设计:顶层与底层均为屏蔽地,起到屏蔽外界电磁噪声的作用;第2与第5层为信号走线;中间的第3、4层分别为电源平面与地平面,电源平面与地平面层相邻可以大幅降低电源的阻抗,提升电源稳定性,而且信号层与参考平面之间的间距较大,增加了信号的回流面积,增强电磁干扰的屏蔽性能。为保证阻抗的连续性减少信号反射,相同网络布线的线宽尽量保持一致。

#### 1.2 超声内窥成像系统

超声内窥成像系统包括:系统主控制单元STM32、激发接收电路、带动成像导管高速旋转扫描的伺服电机与滑环、信号放大器和数据采集卡等。STM32为本系统的控制单元,调制激发电路的控制脉冲与时序同步的触发采集脉冲。如图2所示,首先STM32控制激发接收电路激发成像导管前端的超声换能器并接收超声回波信号。超声回波信号经信号放大器放大处理后,被数据采集卡(ATS9325,ALAZAR)采集并传输到PC端,最后重建超声图像。为了后续的对比如实验,本文采用商用超声收发仪(5073P/R)代替激

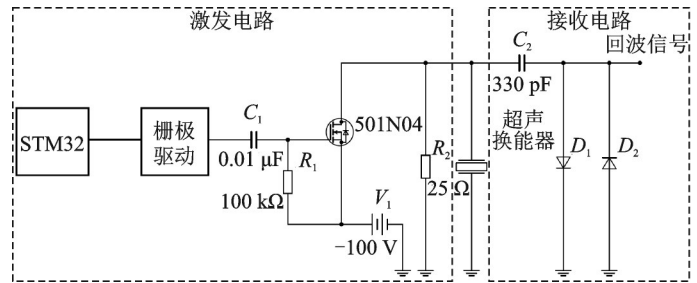


图1 激发/接收电路图  
Fig.1 Transmit /receive circuit

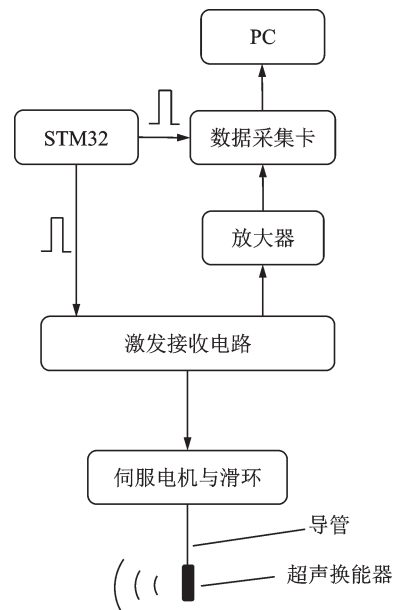


图2 超声内窥成像系统框图  
Fig.2 Ultrasound endoscopic imaging system block diagram

发接收电路以及信号放大器作为本次实验的对照组。为保证前后两次实验放大倍数的一致性,采用5073P/R的放大器模块作为本系统的信号放大器(39 dB)。

### 1.3 重复频率的选取

脉冲的最高重复频率的选取受到探测深度的限制<sup>[16]</sup>。根据式(1)可得出最高频率的限制。

$$\frac{c}{2R} \geq f_r \quad (1)$$

式中: $c$ 为组织声速,一般取1 540 m/s; $R$ 为最大探测距离; $f_r$ 为重复频率。

考虑到血管检测半径一般在5 mm以内,所以重复频率 $f_r$ 应小于154 kHz。而实际上由于受检生物组织并不是单一媒质,存在多层反射界面,所以在选取 $f_r$ 时,还需考虑受检组织既能被完整成像,又能不产生混迭或多次反射现象。而研究表明,对于成像深度需求较浅的血管斑块成像,50 kHz重复频率并不会造成信号混迭<sup>[12]</sup>。故本文选取重复频率为50 kHz。

## 2 试验结果

### 2.1 激发电路脉冲测试

激发脉冲的幅值决定了超声换能器的发射声功率的大小,而脉冲持续时间决定了激发脉冲的带宽<sup>[20]</sup>。本文对激发电路高压脉冲的幅值与脉冲持续时间,以及频谱进行了测试。本文通过使用100 MHz带宽的数字示波器(DSOX2012A)记录激发电路输出端脉冲波形(STM32控制脉冲的持续时间为10 ns,重复频率为50 kHz)。如图3所示,激发电路可产生一个幅值为90 V,脉冲持续时间为20 ns的负脉冲。由频谱图分析得出该脉冲能有效激发25 MHz的超声换能器。因此,本文在所设计系统的成像导管中装配了25 MHz的超声换能器。

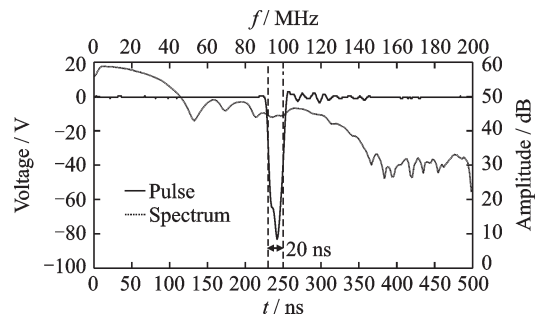


图3 高压脉冲测试结果

Fig.3 High-voltage pulse test results

### 2.2 SNR测试

SNR是衡量成像质量的重要性能指标,决定了系统的图像质量<sup>[21]</sup>。本文分别用50 kHz重复频率激发电路与5073P/R激发同一换能器(中心频率为25 MHz),并探测同一石英块。对比两种激发方式在相同深度下的一维信号的SNR。获得的石英块信号经过带通滤波与希尔伯特变换后,取该信号的最大值作为信号值 $A_{\text{signal}}$ ,再取背景噪声信号的标准差 $\delta_{\text{noise}}$ 与均值 $E_{\text{noise}}$ 代入式(2)中,求出各深度SNR。

$$\text{SNR}_{\text{dB}} = 20 \log_{10} \left( \frac{A_{\text{signal}} - E_{\text{noise}}}{\delta_{\text{noise}}} \right) \quad (2)$$

图4为2种激发方式在各深度(2~14 mm)上的SNR对比曲线,50 kHz重复频率激发电路在各个深度上的SNR平均值为37 dB,而5073P/R为43 dB,两者非常接近,可满足实际成像要求。

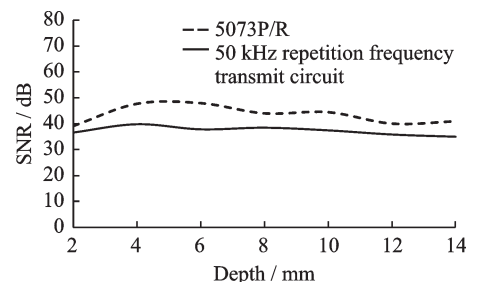


图4 SNR对比

Fig.4 Comparison of SNR

### 2.3 成像速度对比测试

本实验用本文设计的超声内窥成像系统测试 50 kHz 重复频率激发电路与 10 kHz 重复频率的 5073P/R 的成像效果。为了模拟活体血管内成像,该成像系统分别使用激发电路与 5073P/R 对同一个收缩运动的管状金属网进行圆形扫描成像,金属网收缩运动频率为 2.9 Hz。根据式(3)能计算出 2 种重复频率匹配的成像速度,即帧率(Frame rate, FR),其中  $f_r$  为重复频率,  $N_{A-line}$  为每一帧图像的 A-line 数量。为保证前后两次实验的显示分辨率相同,本次实验每一帧图像均由 1 000 条 A-line 组成。因此,50 kHz 重复频率对应的帧率为 50 f/s,而 10 kHz 重复频率对应的帧率为 10 f/s。

$$FR = \frac{f_r}{N_{A-line}} \tag{3}$$

图 5 为管状金属网的拉伸装置实物图,金属网一头通过固定件 1 与实验台固定,另一头通过固定件 2 连接直流电机驱动的曲柄滑块。通过调节直流电机驱动电压可调节金属网收缩频率。实验中,拉伸装置拉动金属网以固定频率进行反复收缩舒张运动;超声成像导管探头穿过固定件 1 的中心圆孔,在金属网内中心位置以相应的成像速度进行旋转扫描;金属网与超声成像导管探头均浸泡在水中以保证超声信号的良好耦合。

图 6 为收缩运动管状金属网实物状态与成像结果图,其中横纵坐标分别为位置坐标( $x, y$ )。图 6(a) 为金属网舒张状态,图 6(b) 为金属网收缩状态。图 7(a,b) 分别为  $t = 0$  s 时刻和  $t = 0.1$  s 时刻 50 f/s 超声内窥成像结果。图 7(c,d) 分别为  $t = 0$  s 时刻和  $t = 0.1$  s 时刻 10 f/s 的内窥成像结果。结果显示,50 f/s 的超声内窥图像能把管装金属网横截面的形态完整记录下来,并通过前后两帧图像分辨出金属网的状态:图 7(a) 为金属网舒张状态,图 7(b) 为金属网收缩状态。而 10 f/s 的内窥图像由于帧频太低,金属网圆形轮廓出现断裂失真,且无法从图 7(c,d) 分辨出金属网的运动状态。实验结果表明,50 f/s 的超声内窥成像系统比 10 f/s 的内窥成像系统具有更高的成像速度,从而消除金属网收缩运动带来的图

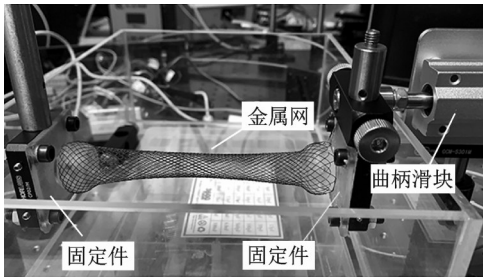
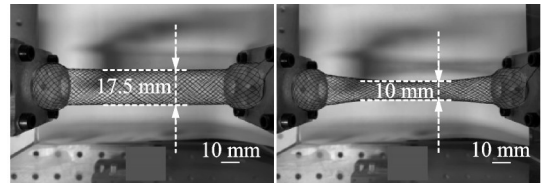


图 5 拉伸装置实物图

Fig.5 Photograph of stretching device



(a) Metal net in diastolic state (b) Metal net in contraction state

图 6 金属网实物图

Fig.6 Photograph of metal net

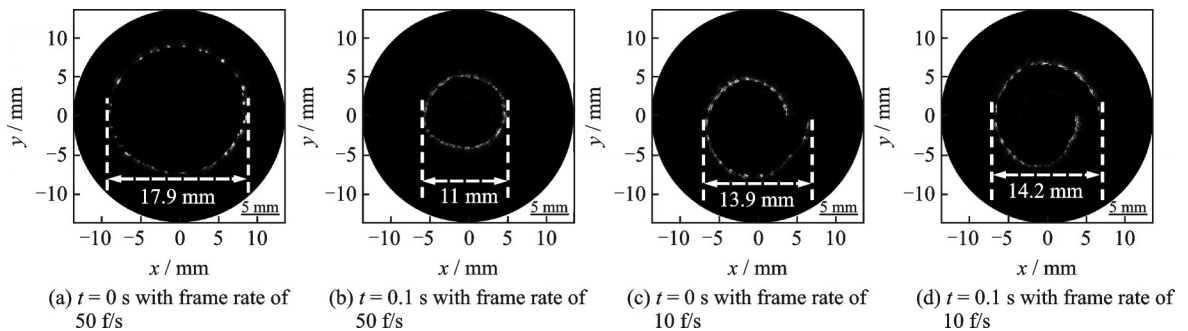


图 7 成像结果图

Fig.7 Imaging results

像失真,进一步凸显了高重复频率超声内窥成像系统在 OCT-IVUS 成像中的应用潜力。

### 3 结束语

为了提升 IVUS 的成像速度,本文设计了一种 50 kHz 重复频率激发电路,并以此为基础设计了一种 50 f/s 的高速超声内窥成像系统,并在仿体样品上与使用商用超声收发仪的 10 f/s 内窥成像系统进行了对比实验。在仿体实验结果中可以看出,商用超声收发仪由于受到重复频率的限制,难以提升系统的成像速度,从而导致成像速度过慢带来的图像失真。而本研究设计的 50 kHz 重复频率的高速超声内窥成像系统,在 50 f/s 的高速成像下保持了与前一系统相同的 A-line 数,并消除了低速带来的图像失真,具有接近于商用超声收发仪的 SNR,因此能很好地弥补 IVUS 成像速度不足的缺陷,也解决了在高速成像时因 A-line 数下降而产生的图像质量下降问题。

然而,该设计目前仍有进一步改进的空间。首先激发电路脉冲带宽较窄,未能完全满足 IVUS 对更高频换能器的应用需求。因此,需要通过优化激发电路的设计,缩短脉冲持续时间,从而提升激发脉冲的带宽,使其满足更高分辨率的成像需求。其次,系统的电磁噪声屏蔽效果对比商用超声激发/接收系统略显不足,可以通过优化电磁兼容性(Electromagnetic compatibility, EMC)的设计获得更好的噪声屏蔽效果,进一步提升 SNR。

本文设计的 50 kHz 重复频率超声激发电路能有效提升 IVUS 的成像速度。在提升 OCT-IVUS 成像系统的成像速度上有着巨大的应用前景。

### 参考文献:

- [1] 胡盛寿,高润霖,刘力生,等.中国心血管病报告 2018 概要[J].中国循环杂志,2019,34(3): 209-220.  
HU Shengshou, GAO Runlin, LIU Lisheng, et al. Summary of the 2018 report on cardiovascular diseases in China[J]. Chinese Circulation Journal, 2019, 34(3): 209-220.
- [2] 陈伟伟,高润霖,刘力生,等.中国心血管病报告 2017 概要[J].中国循环杂志,2018, 33(1): 1-8.  
CHEN Weiwei, GAO Runlin, LIU Lisheng, et al. Summary of the 2017 report on cardiovascular diseases in China[J]. Chinese Circulation Journal, 2018, 33(1): 1-8.
- [3] BURKE A P, FARB A, MALCOM G T, et al. Coronary risk factors and plaque morphology in men with coronary disease who died suddenly[J]. New England Journal of Medicine, 1997, 336(18): 1276-1282.
- [4] KUME T, AKASAKA T, KAWAMOTO T, et al. Assessment of coronary intima-media thickness by optical coherence tomography comparison with intravascular ultrasound[J]. Circulation Journal, 2005, 69(8): 903-907.
- [5] SAWADA T, SHITE J, GARCIA-GARCIA H M, et al. Feasibility of combined use of intravascular ultrasound radiofrequency data analysis and optical coherence tomography for detecting thin-cap fibroatheroma[J]. European Heart Journal, 2008, 29(9): 1136-1146.
- [6] MARESCA D, ADAMS S, MARESCA B, et al. Mapping intravascular ultrasound controversies in interventional cardiology practice[J]. PLoS One, 2014, 9(5): e97215.
- [7] FUJII K, HAO H, SHIBUYA M, et al. Accuracy of OCT, grayscale IVUS, and their combination for the diagnosis of coronary TCFA: An ex vivo validation study[J]. JACC: Cardiovascular Imaging, 2015, 8(4): 451-460.
- [8] OKUBO M, KAWASAKI M, ISHIHARA Y, et al. Tissue characterization of coronary plaques: comparison of integrated backscatter intravascular ultrasound with virtual histology intravascular ultrasound[J]. Circulation Journal: Official Journal of the Japanese Circulation Society, 2008, 72(10): 1631-1639.
- [9] KAWASAKI M, BOUMA B E, BRESSNER J, et al. Diagnostic accuracy of optical coherence tomography and integrated backscatter intravascular ultrasound images for tissue characterization of human coronary plaques[J]. Journal of the American College of Cardiology, 2006, 48(1): 81-88.
- [10] RATHOD K S, HAMSHERE S M, JONES D A, et al. Intravascular ultrasound versus optical coherence tomography for

- coronary artery imaging—Apples and oranges[J]. *Interventional Cardiology Review*, 2015, 10(1): 1-8.
- [11] ZACHARATOS H, HASSAN A E, QURESHI A I. Intravascular ultrasound: Principles and cerebrovascular applications[J]. *American Journal of Neuroradiology*, 2010, 31(4): 586-597.
- [12] LI J, MA T, MOHAR D, et al. Ultrafast optical-ultrasonic system and miniaturized catheter for imaging and characterizing atherosclerotic plaques in vivo[J]. *Scientific Reports*, 2015, 5(1): 1-7.
- [13] EECKHOUT M. Handbook of complications during percutaneous cardiovascular interventions[M]. Los Angeles: CRC Press, 2006.
- [14] KUBO T, AKASAKA T, SHITE J, et al. OCT compared with IVUS in a coronary lesion assessment: the OPUS-CLASS study[J]. *JACC: Cardiovascular Imaging*, 2013, 6(10): 1095-1104.
- [15] MCCULLOUGH P A. Contrast-induced acute kidney injury[J]. *Journal of the American College of Cardiology*, 2008, 51(15): 1419-1428.
- [16] 冯若. 超声诊断设备原理与设计[M]. 北京:中国医药科技出版社, 1993.
- [17] YIN J, LI J, CHEN Z, et al. Novel combined miniature optical coherence tomography ultrasound probe for in vivo intravascular imaging[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2011, 16(6): 060505.
- [18] QIU W, YU Y, TSANG F K, et al. A multifunctional, reconfigurable pulse generator for high-frequency ultrasound imaging [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2012, 59(7): 1558-1567.
- [19] BROWN J A, LOCKWOOD G R. Low-cost, high-performance pulse generator for ultrasound imaging[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2002, 49(6): 848-851.
- [20] FISH P. Physics and instrumentation of diagnostic medical ultrasound[M]. New Jersey: Wiley-Blackwell, 1990.
- [21] ÜSTÜNER K F, HOLLEY G L. Ultrasound imaging system performance assessment[C]//Proceedings of AAPM Annual Meeting. Mountain View, USA: [s.n.], 2003.

作者简介:



张建辉(1963-),通信作者,男,教授,博士生导师,研究方向:光声成像、压电驱动技术等, E-mail: zhangjh@nuaa.edu.cn。



杨冠宇(1992-),男,硕士研究生,研究方向:光声成像、超声成像。



牛超君(1991-),女,助理研究员,博士,研究方向:光声内窥成像。



龚小竞(1978-),男,博士,副研究员,研究方向:光声内窥成像。



舒承有(1990-),男,硕士,助理研究员,研究方向:光声内窥成像。



张帆(1985-),女,博士,讲师,研究方向:传感器。



桂珍珍(1989-),女,博士,讲师,研究方向:金属加工、表面改性等。

(编辑:张彤)