

引文格式:

吕圣苗, 王振常, 蔡杰, 等. 用于血管内成像的 60 MHz 高频超声换能器设计及其成像实验 [J]. 集成技术, 2022, 11(5): 34-44.

Lv SM, Wang ZC, Cai J, et al. 60 MHz High Frequency Intravascular Ultrasound Transducer and *in vivo* Imaging [J]. Journal of Integration Technology, 2022, 11(5): 34-44.

用于血管内成像的 60 MHz 高频超声换能器设计及其成像实验

吕圣苗^{1,2#} 王振常^{3#} 蔡杰³ 任东³ 邵小虎³ 曹菲³

商淑静³ 龚小竞^{1,2*} 宋亮^{3*}

¹(中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

²(中国科学院大学 北京 100049)

³(深圳北芯生命科技股份有限公司 深圳 518100)

摘要 在血管内超声成像系统中, 超声换能器是重要的部件之一, 对成像性能起决定性作用。提高超声换能器的成像分辨率可以获得更多图像细节, 有助于临床获取动脉粥样硬化斑块细节信息。此外, 超声换能器还需要具有足够的穿透深度, 能够对斑块和血管进行完整评估。而成像分辨率和成像深度都与超声换能器的频率密切相关, 且二者相互制约。该文综合考虑了冠脉成像对成像分辨率与成像深度的要求, 优化设计并制备了一种 60 MHz 的微型高频换能器。仿体实验表明, 基于该换能器的超声成像分辨率可显著提高, 且成像深度满足冠脉成像的需求。大动物活体实验结果表明, 与商业 40 MHz 换能器相比, 该文所设计的换能器能更清楚地看到血管中膜内层边界和支架结构, 可以为临床提供更精细的指导优化。

关键词 高频换能器; 血管内超声成像; 活体成像; 动脉粥样硬化

中图分类号 TB 552 **文献标志码** A **doi**: 10.12146/j.issn.2095-3135.20220517001

收稿日期: 2022-05-17 修回日期: 2022-06-01

基金项目: 国家重点研发计划项目(2018YFC0116300)

作者简介: 吕圣苗(共同第一作者), 硕士研究生, 研究方向为光学-声学内窥成像; 王振常(共同第一作者), 高级工程师, 研究方向为介入成像研发; 蔡杰, 高级工程师, 研究方向为介入耗材研发; 任东, 高级工程师, 研究方向为医学图像处理; 邵小虎, 高级工程师, 研究方向为医疗器械软件开发; 曹菲, 博士, 研究方向为介入器械开发; 商淑静, 高级注册工程师, 研究方向为介入医疗器械; 龚小竞(通讯作者), 研究员, 研究方向为光声内窥成像及多模态成像技术, E-mail: xj.gong@siat.ac.cn; 宋亮(通讯作者), 研究员, 研究方向为介入成像器械开发, E-mail: leo.song@insight-med.com。

60 MHz High Frequency Intravascular Ultrasound Transducer and *in vivo* Imaging

LV Shengmiao^{1,2#} WANG Zhenchang^{3#} CAI Jie³ REN Dong³ SHAO Xiaohu³ CAO Fei³
SHANG Shujing³ GONG Xiaojing^{1,2*} SONG Liang^{3*}

¹(Shenzhen Institute of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

²(University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

³(Insight Lifetech Co., Ltd., Shenzhen 518100, China)

*Corresponding Authors: xj.gong@siat.ac.cn; leo.song@insight-med.com

#Equal Contribution

Abstract Ultrasound transducer is one of the most critical components in the intravascular ultrasound imaging systems and plays a decisive role in imaging performance. Since it is vital to obtain detailed information on atherosclerotic plaques in clinical, it is important to enhance the imaging resolution. Additionally, it is indispensable to achieve sufficient penetration depth for the complete assessment of plaque and blood vessels. The center frequency of the transducer determines the ultrasound imaging resolution and penetration depth, which are restricted by each other. In this paper, a 60 MHz miniature high-frequency transducer is carefully designed and fabricated to meet the coronary artery imaging requirements for imaging resolution and depth. The phantom experiments show that the transducer proposed in this paper can provide high-resolution imaging with the imaging depth meeting the needs of coronary imaging. *In vivo* experiment of large animals shows that, compared with commercial 40 MHz transducers, the transducer designed in this paper can image the vascular media intima and stent structure more clearly, which can provide more precise guidance for clinical practice.

Keywords high frequency transducer; intravascular ultrasound imaging; *in vivo* imaging; atherosclerosis

Funding This work is supported by National Key R&D Program of China (2018YFC0116300)

Ethical Statement The study was approved by the Institutional Animal Care and Use Committee of the Shenzhen Advanced Animal Study Services Center (ID Number: AAS180416P)

1 引言

在过去二十年里, 心血管疾病一直是全球首要死因。根据世界卫生组织提供的数据, 2016年, 全球约有 1 790 万人死于心血管疾病, 占全球死亡总数的 31%^[1]。而冠状动脉粥样硬化是引发心脏冠状动脉疾病、心肌梗塞和中风等诸多心血管疾病的重要因素^[2]。不能有效识别动脉粥样硬化斑块是治疗冠状动脉粥样硬化主要的临床问

题之一^[3]。目前, 冠脉造影和冠脉计算机层析扫描(Computed Tomography, CT)是评估冠状动脉疾病和指导冠状动脉介入治疗的主要手段^[4]。然而, 冠脉造影和冠脉 CT 只能对血管管腔狭窄度进行粗略评估, 无法获得血管壁和斑块的特征信息^[5-6], 在评估冠状动脉粥样硬化斑块进展和破裂风险方面有很大局限性。为解决该问题, 血管内成像被引入, 以期能全面识别动脉粥样硬化斑块的结构和组成^[7-8]。但迄今为止, 血管内超声

成像 (Intravascular Ultrasound Imaging, IVUS) 仍然是冠状动脉评估中较好的成像方法之一^[7,9-10]。IVUS 可以实时获得血管壁的横截面图像, 具有足够的分辨率和穿透深度, 能够提供有关斑块形态、血管各层膜结构、管腔面积、钙化范围和深度等众多有价值的信息, 可供临床详细评估动脉粥样硬化斑块特征及指导支架植入^[11-12]。

目前, 已获批在临床使用的 IVUS 成像系统主要由 Boston Scientific、Philip (Volcano)、Terumo、Infraredx、ACIST 等国外公司生产。其主流产品的换能器中心频率集中在 20~40 MHz 之间, 可以提供 40~200 μm 的轴向分辨率和 200~400 μm 的横向分辨率^[13-16], 但已不能满足临床诊断日益提高的需求。为提高临床诊断的准确度, 除需要观察斑块和血管整体结构, 还需要获取斑块的精细形态特征, 如纤维帽的厚度 (通常小于 65 μm)^[17-18], 即需要进一步提高 IVUS 成像系统的轴向分辨率。针对这一现状, 相关学者展开了大量研究。提高 IVUS 系统成像分辨率最直接的方式就是提高换能器的频率。Zhou 课题组^[19]利用铌酸锂 (LiNbO_3) 开发了超高频 100 MHz 单晶体换能器, 该换能器的轴向分辨率和横向分辨率分别达到了 15.4 μm 和 16.4 μm 。但随着频率的提高, 超声衰减系数不断增大, 导致穿透深度不断下降。当频率达到 80 MHz 时, 超声在血管中的穿透深度只有 2~3 mm^[20-21], 难以满足临床应用的实际需求 (通常需要穿透深度达到 5 mm^[7,22]), 严重限制了超高频换能器在 IVUS 成像中的应用。另一种提高 IVUS 成像分辨率的方式是提高换能器的带宽, 该方式可以将换能器的中心频率保持在一个相对较低的频率, 因此, 可以在不牺牲穿透深度的情况下提高成像分辨率^[7]。Ma 等^[23]设计了一种使用 3 层匹配层增大换能器带宽的方法, 该换能器中心频率为 45 MHz, 其 6 dB 带宽达到了 61%, 轴向分辨率和横向分辨率分别为 41.6 μm 和 214.7 μm 。该方

式虽然增大了带宽, 但匹配层的增多使得超声损耗增大, 进而降低了换能器的灵敏度。使用压电复合材料也是一种增大换能器带宽的方法。与单晶体压电材料相比, 压电复合材料具有较高的机电耦合系数, 因此, 其相对带宽较大 (80%~120%)^[24-26]。然而, 压电复合材料制备工艺复杂, 成本较高, 在临床中难以大规模应用^[27-28]。因此, 面向临床应用的 IVUS 换能器的设计在考虑加工难度的前提下, 还需要根据实际需求, 优化和提升其性能参数组合。

根据冠脉成像实际需求, 综合考虑成像分辨率和成像深度, 本文设计了一种中心频率为 60 MHz 的高频换能器。基于该换能器制备了成像导管, 并分别对测试样品和活体健康巴马小型猪心脏冠状动脉进行了成像。成像结果显示, 与商用 IVUS 换能器相比, 该换能器既可以显著提高成像分辨率, 又可以保证冠脉成像所需的穿透深度。

2 材料与方法

2.1 换能器仿真设计

换能器尺寸受到多方面约束。目前, 商用 IVUS 导管的尺寸主要集中在 2.6~3.5 Fr (0.87~1.17 mm)^[7], 其大小决定了换能器尺寸的上界。此外, 考虑到装配预留空间以及尺寸对阻抗匹配和加工难度的影响, 初步确定换能器的有效孔径尺寸为 0.5 mm×0.6 mm。

换能器的轴向分辨率主要受频率和带宽的影响, 利用公式 (1)^[20]进行估算:

$$R_{\text{axial}} = \frac{c}{2f_c BW} \quad (1)$$

其中, R_{axial} 为轴向分辨率; c 为生物组织中的声速; f_c 为换能器中心频率; BW 为 6 dB 带宽。设声速为 1 540 m/s, 带宽为 50%, 轴向分辨率与换能器中心频率之间的关系, 如图 1(a) 中红

色虚线所示。由该曲线可知, 若需要分辨率高于 $30\ \mu\text{m}$ (可满足厚度为 $60\ \mu\text{m}$ 纤维帽的最低成像要求), 那么换能器的中心频率应大于 $51\ \text{MHz}$ 。

分辨率和穿透深度是两个相互矛盾的参数, 提高换能器频率可提高分辨率, 但会加大组织对超声波的衰减, 导致穿透深度降低^[29]。为保证换能器达到冠脉成像所需的穿透深度 (通常穿透深度要达到 $5\ \text{mm}$), 本文利用 Scorza 等^[30]的方法对换能器的穿透深度进行了仿真。在该方法中, 穿透深度 (或称最大可视化深度) 被定义为能够区分回波信号和噪声的最大深度。假设生物组织的散射系数恒定, 那么换能器的穿透深度和中心频率之间的关系满足公式 (2):

$$z = \frac{1}{2\mu \cdot f_c^n} \cdot \ln \left[\frac{V_0}{\eta} \left(\frac{1}{\alpha} - 1 \right) + \frac{1}{\alpha} \right] \quad (2)$$

其中, z 为穿透深度; μ 为衰减系数, 在仿真中根据 GB 9706.9—2008/IEC 60601-1-37:2001 中软组织衰减系数典型值确定衰减系数, 其值为 $0.7\ \text{dB} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$, 即 $0.0806\ \text{NP} \cdot \text{cm}^{-1} \cdot \text{MHz}^{-1}$; f_c 为换能器中心频率; n 为与介质吸收有关的因子, 在软组织中一般近似取 $n=1$; V_0 为穿透深度为 0 时的回波电压幅值; η 为穿透深度为 0 时的噪声幅值; α 为系统灵敏度最大值和最小值的比值。当 $V_0=1000\ \text{mV}$ 、 $\eta=20\ \text{mV}$ 、 $\alpha=0.2$ 时,

穿透深度随频率变化曲线如图 1(a) 中蓝色实线所示。根据这一曲线可知, 若穿透深度要达到 $5\ \text{mm}$, 那么换能器的中心频率应小于 $66\ \text{MHz}$ 。

根据上述仿真结果, 若需同时满足分辨率和穿透深度要求, 那么换能器的频率范围为 $51 \sim 66\ \text{MHz}$, 如图 1(a) 中绿色标识区域所示。为尽可能提高分辨率, 同时保留一定仿真余量, 确定换能器中心频率的设计目标为 $60\ \text{MHz}$ 。

基于 KLM 等效电路模型, 利用 PiezoCAD (Sonic Concepts, Inc., USA) 软件, 仿真确定换能器压电晶体层参数。换能器所用压电晶体为 PZT-5H, 厚度为 $30\ \mu\text{m}$ 。

利用 PiezoCAD 仿真所得脉冲回波波形及其频谱如图 1(b) 所示, 其中中心频率为 $62.2\ \text{MHz}$, 带宽为 54.6% 。由公式 (1) 计算可得, 换能器轴向分辨率为 $22.67\ \mu\text{m}$ 。基于此参数制作的换能器如图 2 所示。

2.2 换能器性能测试方法

2.2.1 脉冲回波测试

本文进行了脉冲回波测试, 以获得换能器的脉冲响应特性。将制作好的换能器和被测钢靶置于水中, 利用尖峰电脉冲激励换能器, 产生的超声打到钢靶后反射回来, 并被换能器接收。所用换能器激励脉冲重复频率为 $500\ \text{Hz}$, 单脉冲能量

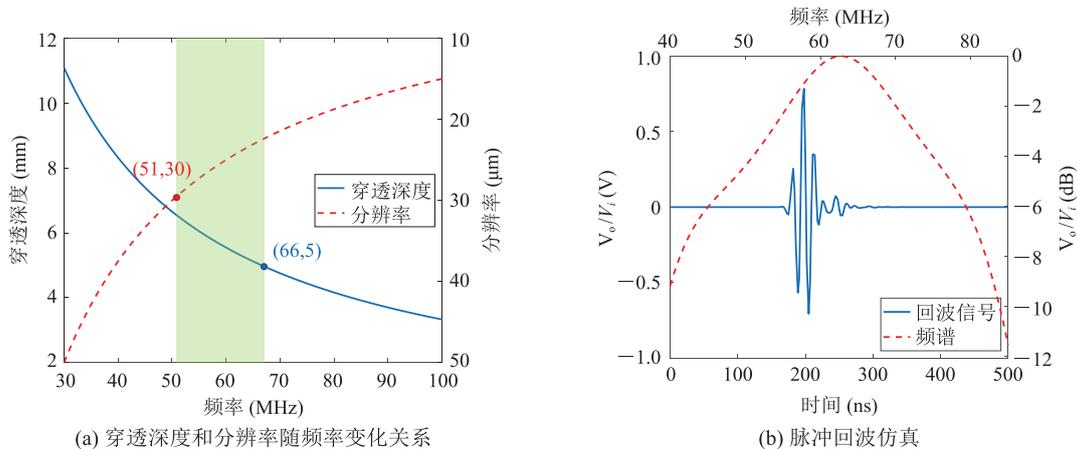
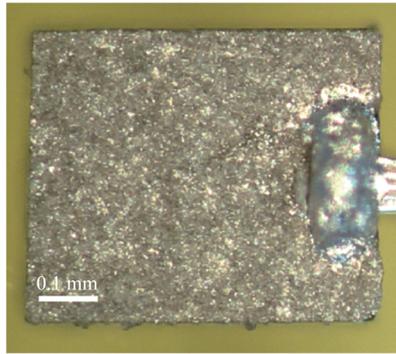
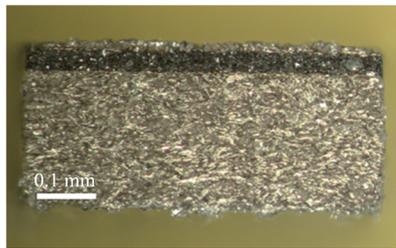


图 1 换能器仿真结果

Fig. 1 Simulation results of the transducer



(a) 换能器正视图



(b) 换能器侧视图

图 2 制作完成的超声换能器

Fig. 2 Photograph of the fabricated transducer

为 $2.5 \mu\text{J}$ 。当换能器接收超声回波后，产生的电信号首先经过增益为 0 dB 的放大器，然后被模数转换器采样数字化。所用模数转换器量化位数为 8 bit ，采样率为 4 GSa/s 。

2.2.2 空间分辨率测试

为方便横向分辨率对比测试，将本文 60 MHz 换能器和商用 40 MHz 换能器 (02-6F40-01, Insight Lifetech Co., Ltd.) 封装在 IVUS 导管中，通过对细钨丝成像，获得系统的点扩散函数，以此评估系统的横向分辨率。成像所用钨丝直径为 $10 \mu\text{m}$ ，与导管平行放置，距离导管中心为 2 mm 。在运动机构的带动下，导管做旋转扫描运动，每次旋转采集 512 条 A-Line 数据。换能器激励和采样参数与脉冲回波所用参数相同。由于理论纵向分辨率较小，为方便测量纵向分辨率，本文以超声脉冲回波的半高全宽作为纵向分辨率^[31-35]。脉冲回波测试装置和参数均与 2.2.1 节相同。

2.2.3 穿透深度测试

中心频率的提高会造成穿透深度的降低。为

验证本文换能器的穿透深度能够满足实际需求，本文进行了穿透深度实验。按照 GB 9706.9—2008/IEC 60601-1-37:2001 的要求制作了仿组织材料 (Tissue Mimicking Material, TMM)，其超声传播速度、反射、散射、衰减特性均与人体软组织相近，适用于超声性能的验证实验。将本文换能器装配的 IVUS 导管和商用 40 MHz 换能器 (OPTICROSS, Boston Scientific Corporation) 装配的 IVUS 导管插入 TMM 中进行回撤扫描，获得 TMM 仿体的超声图像。TMM 仿体和导管之间用去离子水作为耦合剂。回撤扫描时每隔 0.2 mm 扫描一张 B-Scan 图像，每个导管各采集 100 张 B-Scan 图像。

2.3 大动物活体成像实验

为测试本文设计的换能器在血管内实际成像效果，本文进行了雄性健康巴马小型猪的心脏冠脉活体实验，所有动物实验操作均按照深圳市领先动物实验服务中心实验动物管理和使用委员会批准的方案进行 (伦理编号 AAS180416P)。在进行手术前两日，每日给小型猪服用 75 mg 氯吡格雷和 100 mg 阿司匹林以抗凝，预防介入手术时产生血栓栓塞。介入手术前，给实验猪肌肉注射舒泰 $50 (15 \sim 25 \text{ mg/kg})$ ，待其镇静后，在耳缘静脉建立静脉通道，注射 6 mg/kg 的丙泊酚、 $0.5\% \sim 2\%$ 异氟烷维持麻醉。同时，在小型猪的静脉内缓慢滴注硝酸甘油生理盐水，以预防术中血管痉挛。利用改良 Seldinger 穿刺法进行股动脉穿刺，穿刺成功后置入血管鞘、指引导管和指引导丝，结合冠状动脉造影，确定导管位置和冠状动脉血管情况。术中需要追加肝素钠以进一步防止凝血。动物实验中分别测试了商用 40 MHz 换能器 (02-6F40-01, Insight Lifetech Co., Ltd.) 和本文 60 MHz 换能器。所用成像系统为商用超声成像主机 (VH-60, Insight Lifetech Co., Ltd.)，每个 B-Scan 包含 512 A-Line，帧率为 30 fps 。为保证成像导管具有良好的推送性和柔韧性，本

文采用特殊设计的变径导管, 该导管具有 4 个等差渐变台阶, 其成像窗处直径为 0.87 mm, 导管末端最粗为 1.15 mm, 整个导管有效工作长度为 135 cm。

3 实验与结果

3.1 性能测试结果

换能器脉冲回波实测结果如图 3 所示, 对所获的脉冲回波时域数据进行离散傅里叶变换可得信号频谱。中心频率和带宽由下式^[23]计算可得:

$$f_c = \frac{f_l + f_h}{2} \quad (3)$$

$$BW = \frac{f_h - f_l}{f_c} \times 100\% \quad (4)$$

其中, f_l, f_h 分别为频谱幅值最大值 50% (-6 dB)

处对应的频率下界和上界。根据公式 (3) 和公式 (4) 计算可知, 换能器的中心频率为 57.25 MHz, 带宽为 52%。

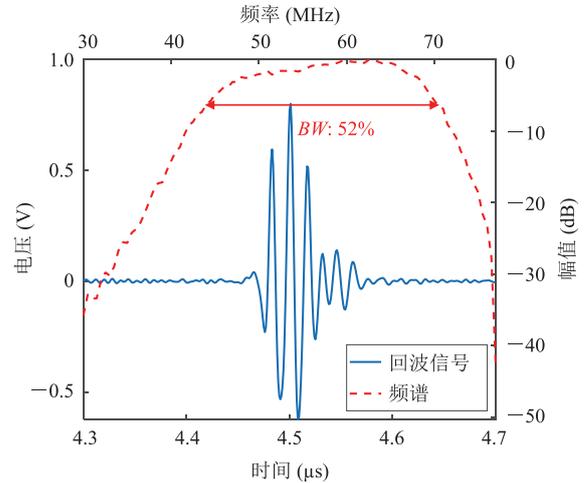


图 3 换能器脉冲回波实测结果

Fig. 3 Pulse-echo performance of the transducer

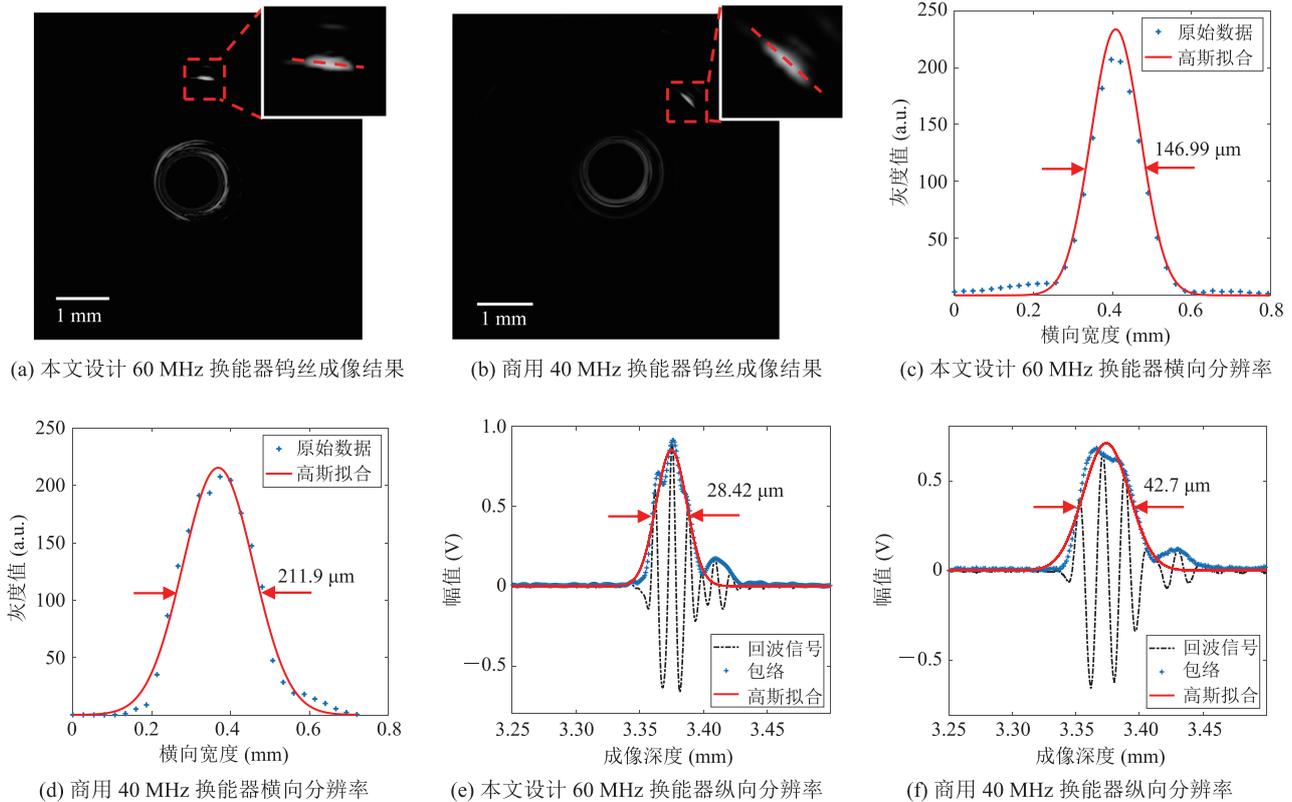


图 4 分辨率测试结果

Fig. 4 Resolution measurement of the transducer

钨丝成像结果如图 4(a)和图 4(b)所示,取图 4(a)和图 4(b)中红色虚线处的数据做高斯拟合,以拟合曲线的半高宽作为横向分辨率。如图 4(c)和图 4(d)所示,本文设计的 60 MHz 换能器的横向分辨率为 $146.99\ \mu\text{m}$,而商用 40 MHz 换能器的横向分辨率为 $211.9\ \mu\text{m}$ 。图 4(e)和图 4(f)中黑色虚线是脉冲回波实验中钢靶的回波信号。利用希尔伯特变换获得回波信号包络,并对该包络信号做高斯拟合,以拟合曲线的半高全宽作为纵向分辨率。拟合结果如图 4(e)和图 4(f)中红色实线所示,本文设计的 60 MHz 换能器的纵向分辨率为 $28.42\ \mu\text{m}$,而商用 40 MHz 换能器纵向分辨率为 $42.7\ \mu\text{m}$ 。

图 5 为两种换能器的穿透深度测试结果,其中,图 5(a)和图 5(b)分别是商用 40 MHz 换能器和本文 60 MHz 换能器对 TMM 仿体组织成像结果。为更准确地量化两种换能器的成像深度,

本文采用 Qiu 等^[36]的方法对换能器成像深度进行比较。首先统计 100 张 B-Scan 图像中相同位置(红线处)处的 A-Line 数据,取其平均值。由于水的超声回波信号很弱,以噪声为主。因此,可将 TMM 仿体和导管之间水的超声回波信号作为参考基准,并归一化为 0 dB,动态范围均设置为 0~45 dB。处理后的数据如图 5(c)所示,由图 5(c)可知,本文 60 MHz 换能器和商用 40 MHz 换能器的成像深度分别为 5.21 mm 和 7.4 mm。

3.2 活体成像实验结果

图 6 为猪心冠脉活体成像结果,由图 6 可知,60 MHz 换能器获得的图像结果更清晰。对比图 6(a)和图 6(c)中红色箭头标注的血管中膜内层可知,高频高分辨率下血管腔边界更清晰;此外,对比图 6(b)和图 6(d)中黄色箭头标注的血管支架的支架梁可知,本文设计的 60 MHz 换能器能更精细地分辨支架梁。高分辨率的换能器

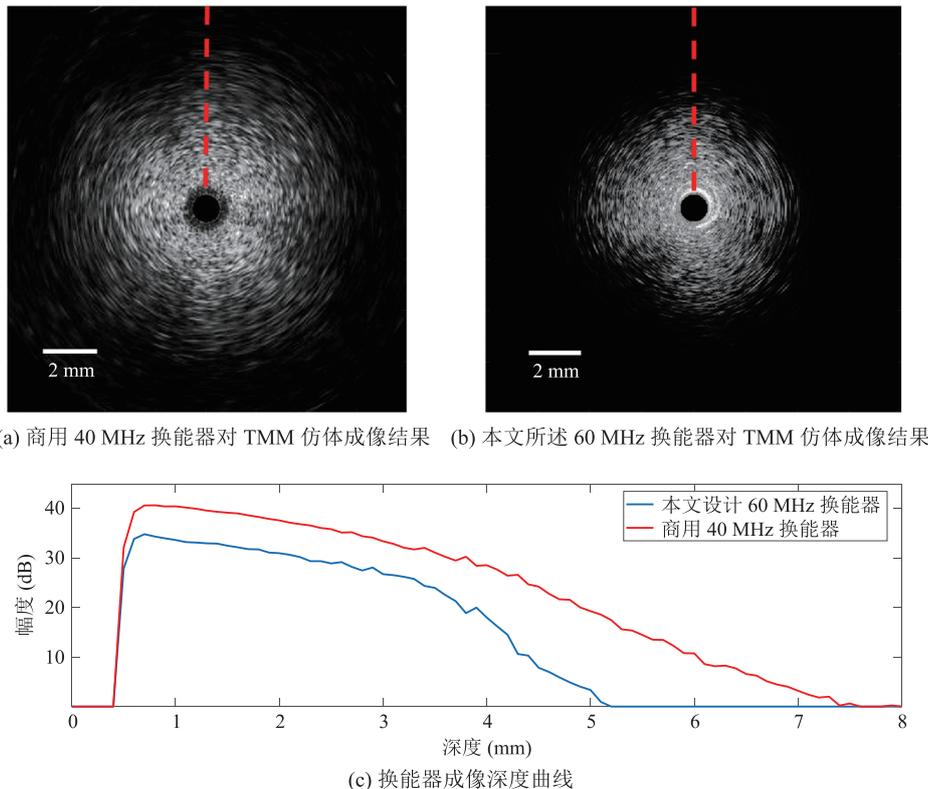


图 5 换能器穿透深度测试结果

Fig. 5 Transducer penetration depth test results

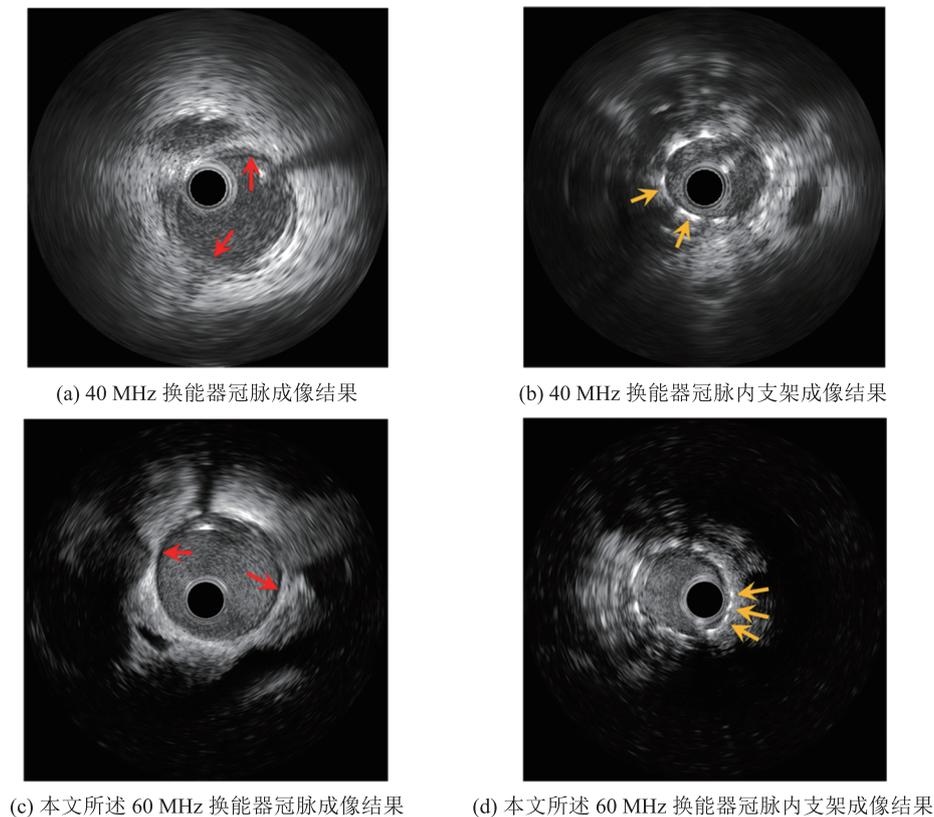


图 6 猪心冠脉活体成像结果

Fig. 6 In vivo imaging of swine coronary artery

对支架植入的指导作用大有帮助, 如针对支架扩张不良、支架异位、支架断裂等问题可提供更精细的指导优化。

4 讨论与分析

IVUS 作为一种诊断动脉粥样硬化斑块的工具, 由于其安全、高效和操作简便, 在临床应用中得到了快速发展。其具有较大的成像深度, 可以获得完整的斑块和血管壁的整体结构, 但目前临床中应用的 IVUS 成像分辨率较低, 获取一些斑块的关键精细形态特征受限。如何在提高 IVUS 成像系统的分辨率的同时, 保证其穿透深度仍满足冠脉成像需求, 是目前临床和工程界关注的热点问题之一。

IVUS 成像系统的分辨率和穿透深度受多

种因素影响, 并在一定程度上相互制约。由公式(1)和公式(2)可知, 轴向分辨率主要受换能器的中心频率和带宽影响, 穿透深度则与组织的衰减系数、超声频率、系统的噪声和灵敏度等诸多因素有关。由图 1 可知, 换能器中心频率是一个关键因素, 可以同时影响分辨率和穿透深度。结合模拟仿真, 本文规划出一个满足临床需求的适用中心频率带(51~66 MHz, 见图 1 中绿色频带区域)。综合考虑设计、加工难度, 在该适用频率带中, 本文选择 60 MHz 为工作中心频率, 并以此频率完成了换能器的仿真设计和制作加工。此外, 本文还对该 60 MHz 换能器进行了测试, 由测试结果可知, 该换能器实际中心频率为 57.25 MHz, 与本文的设计值相近。由性能测试对比结果可知, 40 MHz 的商用换能器的横向分辨率和纵向分辨率分

别为 211.9 μm 和 42.7 μm ；而本文所设计换能器的横向分辨率和纵向分辨率明显提高，达到 146.99 μm 和 28.42 μm ，该分辨率对于评估纤维帽厚度具有较大优势。成像深度的测试实验结果表明，商用换能器的穿透深度为 7.4 mm，而本文换能器的穿透深度为 5.21 mm，虽然低于 40 MHz 换能器，但依然完全满足评估动脉粥样硬化所需穿透深度的需求（大于 5 mm）。为进一步验证换能器在临床中的实际表现，本文还进行了大动物活体实验。实验结果表明，在穿透深度方面，不论是商用换能器还是本文换能器，都可以完整地获得整个血管壁的结构；在分辨率方面，与商业换能器相比，本文换能器由于分辨率提升，具有更强的细微形态特征捕获能力，能够更清晰地看到血管中膜内层边界和血管支架结构。综上所述，本文换能器具有临床实用价值。

本文通过调整换能器中心频率，以满足血管内成像对分辨率和成像深度的要求，对于分辨率和成像深度之间的矛盾关系，也可通过维持中心频率提高带宽的方式进行缓解，如第 1 节中所述的多层匹配层工艺和压电复合材料都可用来增大换能器带宽，可合理采用多层匹配层设计，将换能器带宽提高至 61%^[23]，也可采用压电复合材料将带宽提高至 80%~120%^[24-26]。本文换能器采用传统 PZT 单晶体压电材料，其带宽仅为 52%。由公式(1)和公式(2)可知，增大换能器带宽可以提高轴向分辨率而不影响穿透深度，如果将这些技术与本文设计的换能器相结合，就可在不影响穿透深度的前提下，进一步提高轴向分辨率。但其涉及换能器结构的改变，需要新的加工设备和加工工艺，对于临床转化和大规模生产而言，此类技术暂时还不够成熟。本文方法则直接利用现有加工设备和成熟工艺，在产业化和临床推广过程中更具优势。在未来技术成熟的条件下，可以将中心频率的优化和带宽的增加相结合，进一步

提升超声的综合性能，拓展其在血管内或其他场景中的应用能力。

5 结 论

本文从血管内成像的应用场景需求出发，首先进行理论仿真，并指导换能器进行优化设计，然后进行了换能器制备、性能测试、活体验证等工作。通过综合考虑冠脉成像对换能器的中心频率、尺寸、成像深度等要求，结合仿真优化设计，制作了中心频率为 57.25 MHz 微型高频换能器，其有效孔径尺寸为 0.5 mm \times 0.6 mm，纵向分辨率为 28.42 μm ，横向分辨率为 146.99 μm 。与商用换能器相比，该换能器的分辨率明显提升，在组织仿体内穿透深度为 5.21 mm，能够对冠脉进行完整评估。基于该换能器，本文还制备了高频 IVUS 成像导管，进行了大动物心脏冠脉的活体实验，实验结果显示，该高频 IVUS 成像导管不仅可以看到冠脉的完整结构，而且与商用换能器相比，可以看到更多组织的细节信息。综上所述，本文通过优化换能器的中心频率，设计并制备了一种满足临床要求的微型高频换能器，可提升血管内成像效果；且其可直接利用现有加工设备和成熟工艺，在临床应用和转化中具有优势。

参 考 文 献

- [1] World Health Organization. Cardiovascular diseases (CVDs) [EB/OL]. (2017-05-17)[2022-04-22]. [https://www.who.int/zh/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/zh/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)).
- [2] Frostegård J. Immunity, atherosclerosis and cardiovascular disease [J]. *BMC Medicine*, 2013, 11(1): 1-13.
- [3] Kern MJ, Lerman A, Bech JW, et al. Physiological assessment of coronary artery disease in the cardiac catheterization laboratory: a scientific

- statement from the American Heart Association Committee on diagnostic and interventional cardiac catheterization, council on clinical cardiology [J]. *Circulation*, 2006, 114(12): 1321-1341.
- [4] Tarkin JM, Dweck MR, Evans NR, et al. Imaging atherosclerosis [J]. *Circulation Research*, 2016, 118(4): 750-769.
- [5] de Feyter PJ, Serruys PW, Davies MJ, et al. Quantitative coronary angiography to measure progression and regression of coronary atherosclerosis. Value, limitations, and implications for clinical trials [J]. *Circulation*, 1991, 84(1): 412-423.
- [6] Joshi FR, Lindsay AC, Obaid DR, et al. Non-invasive imaging of atherosclerosis [J]. *European Heart Journal - Cardiovascular Imaging*, 2012, 13(3): 205-218.
- [7] Peng C, Wu HY, Kim S, et al. Recent advances in transducers for intravascular ultrasound (IVUS) imaging [J]. *Sensors*, 2021, 21(10): 3540.
- [8] Mushenkova NV, Summerhill VI, Zhang DW, et al. Current advances in the diagnostic imaging of atherosclerosis: insights into the pathophysiology of vulnerable plaque [J]. *International Journal of Molecular Sciences*, 2020, 21(8): 2992.
- [9] Erglis A, Jegere S, Narbutė I. Intravascular ultrasound-based imaging modalities for tissue characterisation [J]. *Interventional Cardiology Review*, 2014, 9(3): 151.
- [10] García-García HM, Gogas BD, Serruys PW, et al. IVUS-based imaging modalities for tissue characterization: similarities and differences [J]. *The International Journal of Cardiovascular Imaging*, 2011, 27(2): 215-224.
- [11] Koganti S, Kotecha T, Rakhit RD. Choice of intracoronary imaging: when to use intravascular ultrasound or optical coherence tomography [J]. *Interventional Cardiology Review*, 2016, 11(1): 11-16.
- [12] Shammas NW, Radaideh Q, Shammas WJ, et al. The role of precise imaging with intravascular ultrasound in coronary and peripheral interventions [J]. *Vascular Health and Risk Management*, 2019, 15: 283-290.
- [13] Ma T, Yu MY, Chen ZY, et al. Multi-frequency intravascular ultrasound (IVUS) imaging [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2015, 62(1): 97-107.
- [14] Ma JG, Martin KH, Li Y, et al. Design factors of intravascular dual frequency transducers for super-harmonic contrast imaging and acoustic angiography [J]. *Physics in Medicine & Biology*, 2015, 60(9): 3441-3457.
- [15] Qiu WB, Chen Y, Wong CM, et al. A novel dual-frequency imaging method for intravascular ultrasound applications [J]. *Ultrasonics*, 2015, 57: 31-35.
- [16] Sung JH, Jeong JS. Development of high-frequency (>60 MHz) intravascular ultrasound (IVUS) transducer by using asymmetric electrodes for improved beam profile [J]. *Sensors*, 2018, 18(12): 4414.
- [17] Li X, Wu W, Chung Y, et al. 80 MHz intravascular ultrasound (IVUS) transducer [C] // *Proceedings of the 2011 IEEE International Ultrasonics Symposium*, 2011: 222-225.
- [18] MacNeill BD, Lowe HC, Takano M, et al. Intravascular modalities for detection of vulnerable plaque: current status [J]. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*, 2003, 23(8): 1333-1342.
- [19] Fei CL, Chiu CT, Chen XY, et al. Ultrahigh frequency (100 MHz–300 MHz) ultrasonic transducers for optical resolution medical imaging [J]. *Scientific Reports*, 2016, 6(1): 28360.
- [20] Foster FS, Pavlin CJ, Harasiewicz KA, et al. Advances in ultrasound biomicroscopy [J]. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 2000, 26(1): 1-27.
- [21] Li X, Wu W, Chung Y, et al. 80-MHz intravascular ultrasound transducer using PMN-PT free-standing film [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 2011, 58(11): 2281-2288.
- [22] Waggoner J, Feldman DM. How do OCT and IVUS differ? A comparison and assessment of these modern imaging modalities [J]. *Cardiac Interventions Today*, 2011, 3: 46-52.

- [23] Ma XW, Cao WW. Single-crystal high-frequency intravascular ultrasound transducer with 40- μm axial resolution [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2020, 67(4): 810-816.
- [24] Jiang X, Yuan JR, Cheng A, et al. 5I-1 microfabrication of piezoelectric composite ultrasound transducers (PC-MUT) [C] // *Proceedings of the 2006 IEEE Ultrasonics Symposium - Vancouver, 2006*: 918-921.
- [25] Li Y, Lu GX, Chen JJ, et al. PMN-PT/Epoxy 1-3 composite based ultrasonic transducer for dual-modality photoacoustic and ultrasound endoscopy [J]. *Photoacoustics*, 2019, 15: 100138.
- [26] Li K, Chan HLW, Choy CL. Samarium and manganese-doped lead titanate ceramic fiber/epoxy 1-3 composite for high-frequency transducer application [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 2003, 50(10): 1371-1376.
- [27] Wang JS, Chen MZ, Zhao XY, et al. Fabrication and high acoustic performance of high frequency needle ultrasound transducer with PMN-PT/Epoxy 1-3 piezoelectric composite prepared by dice and fill method [J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2021, 318: 112528.
- [28] Xu J, Han ZL, Wang NH, et al. Micromachined high frequency 1-3 piezocomposite transducer using picosecond laser [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2021, 68(6): 2219-2226.
- [29] Mamou J, Ketterling JA, Silverman RH. Chirp-coded excitation imaging with a high-frequency ultrasound annular array [J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 2008, 55(2): 508-513.
- [30] Scorza A, Lupi G, Sciuto SA, et al. A novel approach to a phantom based method for maximum depth of penetration measurement in diagnostic ultrasound: a preliminary study [C] // *Proceedings of the 2015 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications, 2015*: 369-374.
- [31] Kremkau FW, Taylor KJ. Artifacts in ultrasound imaging [J]. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 1986, 5(4): 227-237.
- [32] Whittingham TA. Broadband transducers [J]. *European Radiology*, 1999, 9(S3): S298-S303.
- [33] Ng A, Swanevelder J. Resolution in ultrasound imaging [J]. *Continuing Education in Anaesthesia Critical Care & Pain*, 2011, 11(5): 186-192.
- [34] Fleischman A, Modi R, Nair A, et al. Miniature high frequency focused ultrasonic transducers for minimally invasive imaging procedures [J]. *Sensors and Actuators*, 2003, 103(1-2): 76-82.
- [35] da Costa-Felix RPB, Machado JC, Barros ALP. P2D-9 a frequency-compensated coded-excitation pulse to improve axial resolution of ultrasonic system [C] // *Proceedings of the 2006 IEEE Ultrasonics Symposium, 2006*: 1651-1654.
- [36] Qiu WB, Wang XY, Chen Y, et al. Modulated excitation imaging system for intravascular ultrasound [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2017, 64(8): 1935-1942.