

基于光蚀刻的内窥光声用PVDF环阵换能器

周燕¹, 王波², 彭宽¹, 金文韬¹, 肖嘉莹¹

1. 中南大学地球科学与信息物理学院生物医学工程系, 湖南 长沙 410083; 2. 湖南大学生物学院, 湖南 长沙 410082

【摘要】目的:目前光声内窥成像中所用的换能器多属于压电陶瓷定焦换能器,这种换能器制作成本昂贵,且景深有限。基于聚偏氟乙烯(PVDF)压电膜制作的环阵换能器可以降低制作成本并通过动态聚焦实现更深的景深。**方法:**为了提高换能器的灵敏度,本文首次提出基于铝电极PVDF薄膜的光蚀刻方法,将其应用于PVDF环阵超声换能器的制作中。**结果:**相对于传统的基于PCB板的制作方法,光蚀刻法制作的换能器具有更高灵敏度。该换能器包含3个等宽圆环,总尺寸为5.5 mm。声场测试得其纵向分辨率约为0.5 mm,横向分辨率约为0.5 mm,且在15~45 mm范围内都能很好的聚焦。模拟光声内窥仿体实验验证了其在光声内窥成像中的应用潜力。**结论:**展示了一种基于覆铝PVDF压电膜制作环阵换能器的新方法。该方法制作的换能器在人体大型器官或腔体(如胃肠道和子宫颈)的光声内窥成像中具有良好的应用前景。**【关键词】**光声内窥镜;聚偏氟乙烯;环阵换能器;光蚀刻
【中图分类号】R318 **【文献标识码】**A **【文章编号】**1005-202X(2016)07-0717-05

Photoetching-based polyvinylidene fluoride annular array transducer for photoacoustic endoscopy

ZHOU Yan¹, WANG Bo², PENG Kuan¹, JIN Wen-tao¹, XIAO Jia-ying¹

1. Department of Biomedical Engineering, School of Geoscience and Info-Physics, Central South University, Changsha 410083, China;
2. School of Biology, Hunan University, Changsha 410082, China

Abstract: Objective Most transducers in photoacoustic endoscopy (PAE) imaging are ceramic and focus-fixed, with expensive customization and limited field depth. The annular array transducer produced by polyvinylidene fluoride (PVDF) piezoelectric film reduces the fabrication cost and allows dynamic focusing for realizing deeper field depth. **Methods** The photoetching method based on PVDF piezoelectric film of aluminum electrodes was firstly put forward to improve the sensitivity of transducer. And the photoetching method was applied in the fabrication of PVDF annular array transducers. **Results** The transducer based on photoetching had higher sensitivity than conventional method based on PCB board. The PVDF annular array transducer contained three independent rings of equal width, with an overall size of 5.5 mm. The sound field test showed the longitudinal resolution was about 0.5 mm, and the transverse resolution was about 0.5 mm, and the transducer had excellent focusing ability in the range from 15 mm to 45 mm. The potential of proposed transducer for PAE imaging had also been proved by the PAE phantom experiment. **Conclusion** A novel aluminum coating based photoetching method for the fabrication of PVDF annular array transducer is presented in the paper. The potential application of the proposed method includes the PAE imaging for several large human organs and cavities such as the gastrointestinal tract and the cervical canal.

Key words: photoacoustic endoscopy; polyvinylidene fluoride; annular array transducer; photoetching

前言

光声内窥成像是光声成像技术的重要分支,内

窥的方式可以使探头更靠近目标区域,从而克服光穿透深度不足的缺点,满足各种医学应用^[1-3]。其中,为了在超出光衍射深度范围时仍能得到高质量的空间图像,在光声内窥成像中常采用聚焦换能器^[4-6]。然而,现有的光声内窥成像中所用换能器大多是基于压电陶瓷的定焦探头,常常需要定制,造价很高^[7-8]。此外,定焦的探头还存在横向分辨率与景深之间的矛盾,影响了成像效果^[9]。与其相比,基于聚偏氟乙烯(Polyvinylidene Fluoride, PVDF)压电薄膜

【投稿日期】2016-03-12

【基金项目】国家自然科学基金(31200748, 81501517)

【作者简介】周燕,女,硕士,研究方向:光声成像与换能器, E-mail:zhouyancsu@163.com

【通信作者】肖嘉莹,女,副教授,博士,研究方向:医疗仪器与医学图像处理, E-mail:magic_yuan@126.com

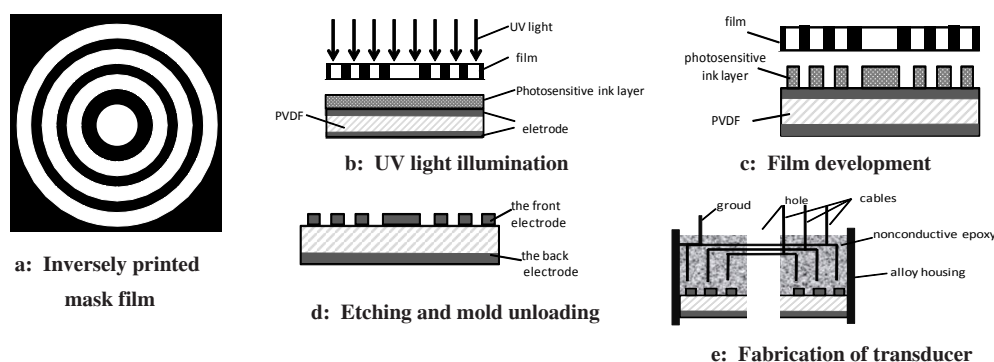
的环阵超声换能器虽然灵敏度略低,但是其声阻抗和生物组织更接近,品质因数低,具有更好的频率响应特性,且工艺相对简单,造价很低,可以极大的降低换能器开发的周期和成本^[10]。除此之外,环阵的设计还可以用来进行动态聚焦,克服定焦探头景深受限的缺陷。因此PVDF环形阵列在光声内窥成像中有很大的应用潜力。目前,PVDF环形阵列已经开始应用于光声显微成像等,且在相关算法理论方面有越来越多的研究^[11-14]。

目前的PVDF环形阵列大多是基于印刷电路板(Printed Circuit Board, PCB)方法制作的^[15-17]。这种方法中,需要将一侧保留完整电极的PVDF压电薄膜用环氧树脂直接压贴于带环阵电极的PCB板上,环阵电极和PVDF薄膜之间的非导电环氧树脂层会导致换能器的灵敏度大大降低。因此提出了一种新的基于铝电极PVDF薄膜的环阵制作方法。此方法中的环阵电极是通过直接光蚀刻PVDF薄膜上的原有铝

电极得到的,铝环阵电极和PVDF压电薄膜之间直接接触,因此具有更高的灵敏度。对此方法制作的PVDF环阵换能器进行声场测试,并通过仿体实验初步验证其在光声内窥成像中的应用潜力。

1 PVDF 环阵换能器的制作

基于PVDF的环形阵列超声换能器制作流程如图1所示。首先在菲林片上用特制的黑墨水打印出所需的反向环形阵列。然后在PVDF薄膜上均匀的涂抹一层感光油墨。等油墨干后,将菲林片置于其上在紫外灯下曝光约2 min。移走菲林片,在暗室中用显影剂进行显影,此时需要蚀刻的铝电极部分就会暴露出来。用弱碱溶液进行蚀刻,随后用脱模剂脱模,得到完整的铝电极环形阵列。然后用导电银胶将环阵单元与相应信号线相连接作为正极,负极线连接铝制屏蔽外壳。最后灌入环氧树脂密封,并在正中心钻一小孔方便光声内窥中多模光纤穿入。



PVDF: Polyvinylidene fluoride; UV: Ultraviolet

图1 PVDF 环阵换能器的制作流程
Fig.1 Fabrication process for PVDF annular array transducer

图2为打印好的菲林片,用其制作的铝膜PVDF环形阵列,以及所得的PVDF环阵换能器(打孔前)。所用PVDF薄膜厚度为110 μm 。环阵中包括3个宽度为0.5 mm的等宽环单元,环与环之间的间隙为0.75 mm。其总尺寸为5.5 mm,中心保留直径为1.5 mm的圆做光纤通孔。环形图形通过Matlab软件设计,然后转化为矢量图,用改造的喷墨打印机印刷在菲林片上。最终环阵换能器铝合金屏蔽外壳的直径为7 mm。

2 等效电路分析

为了对比基于光蚀刻法以及传统的基于PCB板方法所制作的PVDF环阵换能器的灵敏度,现将这两种方法制作的换能器进行等效电路分析。其中,由

于医用PVDF换能器所用放大器通常为电压放大器,因此采用压电元件的电压等效电路模型进行分析。为了简化分析,仅考虑环阵中的一个单元,并忽略PVDF薄膜的平面耦合效应^[18]。

图3a和图3b所示分别为光蚀刻法以及传统的PCB电路板方法制作的PVDF环阵换能器中单个压电单元结构示意图。其中,用光蚀刻法制作的PVDF压电单元为普通的压电式换能器结构,PCB电路板方法所制作的PVDF压电单元在上下两电极之间除有PVDF薄膜外,还多了一层环氧树脂粘结层。

理想的压电换能器可以等效为一个电压源与电容的串联^[19],考虑到非理想条件下的漏电阻,图3a中光蚀刻法制作的PVDF压电换能器单元等效工作电路图如图3c所示,其中压电单元本身等效电路为

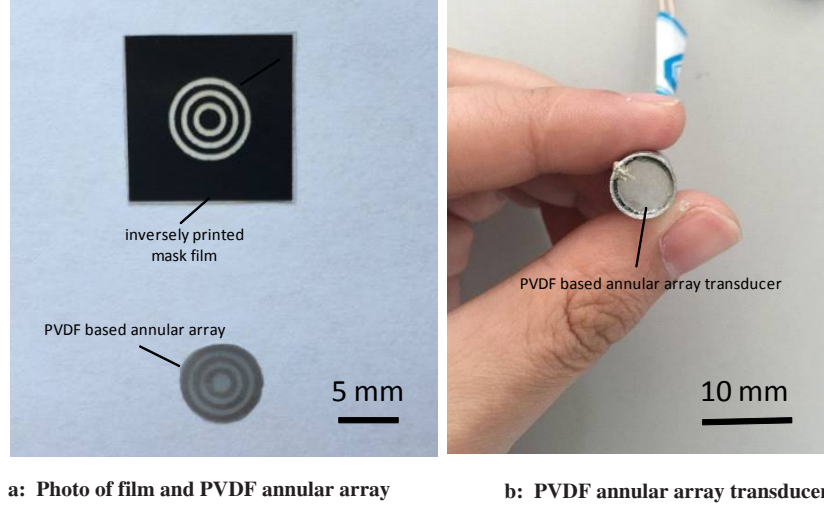


图2 菲林片、蚀刻后的PVDF环阵,以及所得PVDF环阵换能器

Fig.2 Printed film, etched PVDF annular array, and obtained PVDF annular array transducer

虚线框内的部分。图中, U 、 C_a 、 R_a 分别是压电元件的开路电压、电容和漏电阻, C_c 为同轴电缆的电容, C_i 和 R_i 分别为放大器的输入电容和输入阻抗。这个等效电路可以进一步简化为图 3d。其中, R 为 R_a 和 R_i 的并联等效电阻, 电容 $C = C_a + C_c$ 。假设压电元件受外力 $\vec{F} = F_m \sin \omega t$ 作用, 其开路电压表示为 $U = U_m \sin \omega t$, 其中 U_m 为幅值电压。根据压电方程可得 $U_m = d_{33} F_m / C_a = d_{33} h P_m / \varepsilon$, 其中 P_m 为声压幅值, d_{33} 是 PVDF 膜压电系数, h 和 ε 分别是 PVDF 膜的厚度和介电常数。由此, 可得放大器的输入电压:

$$U_i = U_m \sin \omega t \frac{j\omega R C_a}{1 + j\omega R (C_a + C)} = \frac{d_{33} h}{\varepsilon} P_m \sin \omega t \frac{j\omega R C_a}{1 + j\omega R (C_a + C)} \quad (1)$$

图 3e 是传统的基于 PCB 板的 PVDF 压电单元等效工作电路图。相比于图 3c, 其等效电容相当于原 PVDF 薄膜的电容与非导电树脂胶层电容的串联, 即 $C'_a = C_a C_c / (C_a + C_c)$ 。其等效漏电阻相当于 PVDF 薄膜的漏电阻与非导电树脂胶层漏电阻的串联, 即 $R' = (R_a + R_c) R_i / (R_a + R_c + R_i)$ 。其中 C'_a 和 R' 分别为等效电容和等效漏电阻。则其放大器输入电压可以表示为:

$$U_i^2 = \frac{d_{33}^2 h^2}{\varepsilon^2} P_m^2 \sin^2 \omega t \frac{j\omega R' C'_a}{1 + j\omega R' (C'_a + C)} \quad (2)$$

对比 (1) 式和 (2) 式, 假设 PVDF 膜的面积较小, 则 PVDF 的电容 C_a 和环氧树脂层的电容 C_c 远小于同轴电缆和放大器的总电容 C , 且放大器的输入电阻 (通常选择为 50Ω) 远小于漏电阻 R_a 和 R_c 。可得

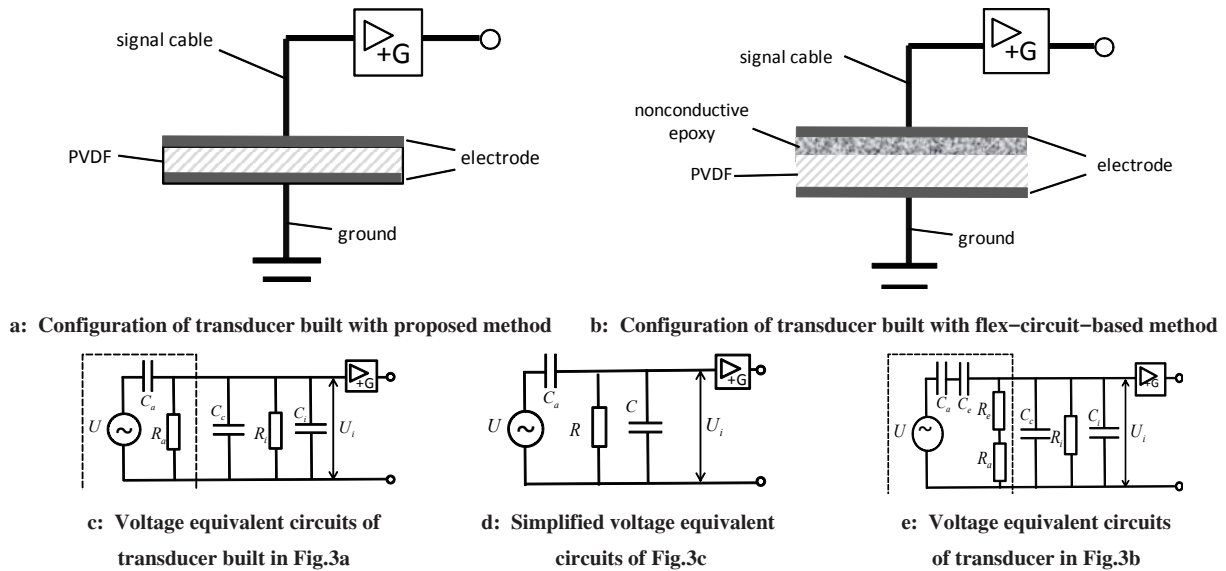


图3 两种方法的等效电路图分析

Fig.3 Equivalent circuit analysis of two methods

$C_a + C \approx C_a + C \approx C$ 且 $R \approx R \approx R_i$ 。等式(1)和等式(2)可分别化为:

$$U_i^1 = \frac{d_{33}h}{\varepsilon} P_m \sin \omega t \frac{j\omega R_i C_a}{1 + j\omega R_i C} = d_{33} P_m S \frac{j\omega R_i}{1 + j\omega R_i C}$$

$$U_i^2 = \frac{d_{33}h}{\varepsilon} P_m \sin \omega t \frac{j\omega R_i C_a}{1 + j\omega R_i C} = U_i^1 \frac{1}{1 + C_a/C_e} = U_i^1 \frac{h\varepsilon_e}{\varepsilon h_e + \varepsilon_e h} \quad (3)$$

其中 ε_e 和 h_e 为环氧树脂层的介电常数和厚度。

可以看出,由于环氧树脂层的存在,基于PCB方法与基于光蚀刻方法制作的PVDF压电单元相比,灵敏度下降了 $1 + C_a/C_e$ 。由于PVDF的相对介电常数为8.4(频率为1 MHz时),环氧树脂的相对介电常数为3.6,若环氧树脂层厚度和PVDF膜厚度相当,则光蚀刻法制作的PVDF环阵换能器灵敏度至少可以达到传统PCB板法制作方法的3倍以上。

3 实验与结果

3.1 声场测试

为了测试所制得的PVDF环阵换能器的声场属性,以头发丝的光声信号为声源,对其进行声场测试。光源采用Q-switched Nd:YAG激光器倍频后的532 nm脉冲激光,重复频率10 Hz。激光经过反射镜合并聚焦在头发丝上。环阵换能器由二维步进电机驱动,对头发丝进行x轴(垂直于换能器和头发丝方向)和y轴(平行于换能器轴向)方向上的扫描。环阵换能器探测到的超声信号经过放大器传入数字采集卡。整个系统由激光器同步信号同步,采集由LAB-

VIEW程序控制。

信号处理过程类似于超声成像中的合成孔径聚焦成像,首先将环阵的信号 $S(t)$ 写成3个环阵单元的延时信号的总和,即:

$$S(t) = \sum_{i=1}^3 S_i(t - \Delta t_i) \quad (4)$$

其中 $\Delta t_i = \sqrt{t^2 + (r_i/v)^2} - t$, r_i 是第 i 个环阵的半径, v 是超声声速。为了抑制离轴信号的干扰,在信号 $S(t)$ 上乘以相干权重因子 $CF(t)$ ^[12],最终环阵的光声信号为:

$$P(t) = S(t)CF(t) = S(t) \left| \sum_{i=1}^3 S_i(t - \Delta t_i) \right|^2 / \sum_{i=1}^3 |S_i(t - \Delta t_i)|^2 \quad (5)$$

图4a为头发丝在不同轴向位置上所成的图像。从图中看到,由于此环阵换能器的动态聚焦效应,在较长的轴向范围内(15~45 mm),头发丝所成图像基本相同。图4b为头发丝在换能器轴向上30 mm处时得到的光声信号(实线)及其通过希尔伯特变换得到的信号包络图(虚线),图4c为此信号的频谱图,从图中可以看出,此换能器头发丝响应信号的包络宽度为0.34 μ s,在水中的纵向分辨率相当于0.5 mm,其中心频率约为5 MHz。图4d为此头发丝的横向轮廓图,从图中看出此换能器横向分辨率约为0.5 mm。

3.2 光声内窥实验

为进一步验证所制得的PVDF环阵换能器在光声内窥成像中的应用潜力,因此用中空仿体做样品,进行内窥成像模拟实验。实验所用仿体如图5a所示,其主体采用2%重量的琼脂粉制作而成,并加入脂

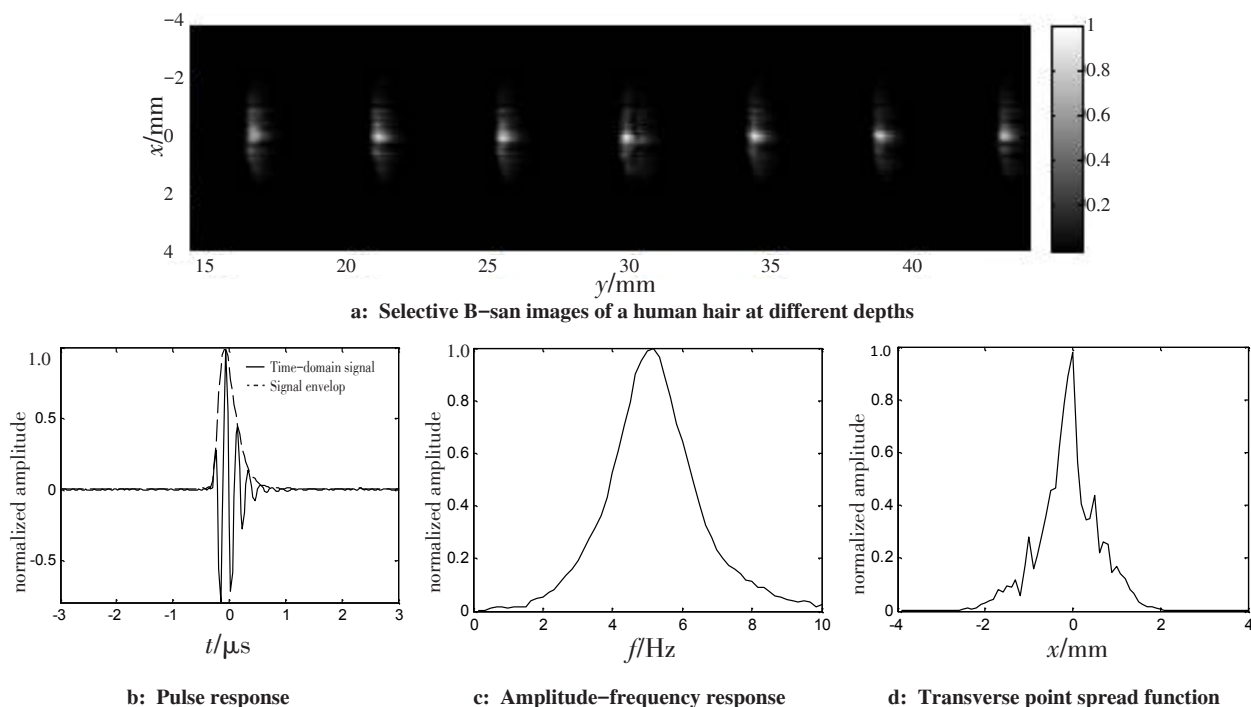
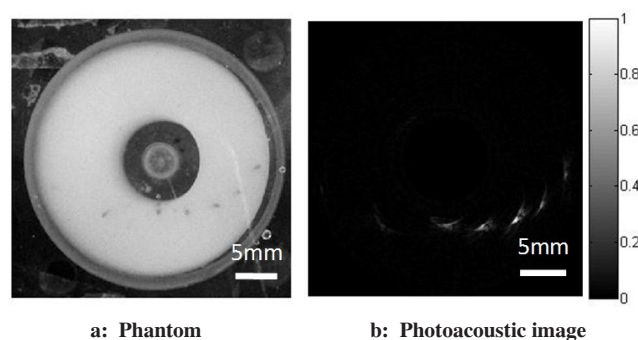


图4 所得PVDF环阵换能器声场测试结果

Fig.4 Sound field tests for PVDF annular array transducer

肪乳和黑墨水使得其散射和吸收系数分别为 1 mm^{-1} 和 0.07 mm^{-1} , 和人体脂肪组织相近^[20]。仿体的外径为 30 mm, 中心留有 9 mm 的洞作为内窥腔。在仿体壁上, 垂直插有 6 根不同位置和深度的金属丝作为目标, 金属丝的直径为 0.2 mm。

在实验中, 将中空仿体置于一水槽内, 并在步进旋转电机带动下围绕其中心进行旋转。同时, 在所制得的 PVDF 环阵换能器前方置一片 45° 倾斜的宽带介质膜反射镜, 在其中心插入一根多模光纤来导入激发光, 并插入到中空仿体中固定进行光声探测。所用光源为 Q-switched Nd: YAG 激光器倍频后的 532 nm 脉冲激光, 重复频率 10 Hz。PVDF 环阵换能器输出的超声信号经过放大器, 最后输入采集卡(采用率为 100 MHz)。扫描过程中, 步进旋转电机单步长为 1 度。图 5b 是最后所得的光声内窥图像。从图中可以看到, 所制得的 PVDF 环阵换能器可以对仿体内所有金属丝进行很好的重建和还原。



a: Phantom

b: Photoacoustic image

图5 PVDF 环阵换能器光声内窥成像实验结果

Fig.5 Photoacoustic endoscopic tests results of PVDF annular array transducer

4 结论

综上所述, 这里提出了一种新的基于光蚀刻法的铝电极薄膜 PVDF 环阵换能器制作方法。由于此方法中 PVDF 压电薄膜和蚀刻形成的铝环形电极直接接触, 和传统的基于 PCB 版的制作方法相比, 免除了其中的非导电环氧树脂粘结层, 因此可以极大的提高所制作换能器的灵敏度。用此方法所制作的 PVDF 环阵换能器采用 $110\text{ }\mu\text{m}$ 的 PVDF 铝电极压电薄膜, 环阵包含 3 个等宽圆环, 总尺寸为 5.5 mm。声场测试表明, 其纵向分辨率约为 0.5 mm, 横向分辨率约为 0.5 mm, 且在 15~45 mm 范围内都能很好的聚焦。同时仿体内窥模拟实验表明, 基于此换能器的光声内窥系统可以很好的对仿体中各金属丝的位置进行很好的重建, 初步验证了其在光声内窥成像中的应用潜力。

【参考文献】

- [1] WANG L V, SONG H. Photoacoustic tomography: *in vivo* imaging from organelles to organs [J]. Science, 2012, 335(6075): 1458-1462.
- [2] YANG J M, FAVAZZA C, CHEN R, et al. Volumetric photoacoustic endoscopy of upper gastrointestinal tract: ultrasonic transducer technology development[C]. Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series, 2011: 116-116.
- [3] TANG S, CHEN J, SAMANT P, et al. Transurethral photoacoustic endoscopy for prostate cancer: a simulation study [J]. IEEE Trans Med Imaging, 2016: 1.
- [4] YOON T J, CHO Y S. Recent advances in photoacoustic endoscopy[J]. World J Gastrointest Endosc, 2013, 5(11): 534-539.
- [5] YANG J M, MASLOV K, YANG H C, et al. Photoacoustic endoscopy [J]. Opt Lett, 2009, 34(10): 1591-1593.
- [6] LI C, YANG J M, CHEN R, et al. Urogenital photoacoustic endoscope [J]. Opt Lett, 2014, 39(6): 1473-1476.
- [7] GOTTLIEB E J, CANNATA J M, HU C H, et al. Development of a high-frequency (>50 MHz) copolymer annular-array, ultrasound transducer [J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2006, 53(5): 1037-1045.
- [8] XI L, LI X, JIANG H. Variable-thickness multilayered polyvinylidene fluoride transducer with improved sensitivity and bandwidth for photoacoustic imaging[J]. Appl Phys Lett, 2012, 101(17): 5505-5511.
- [9] QIU Y, GIGLIOTTI J V, WALLACE M, et al. Piezoelectric micromachined ultrasound transducer (PMUT) arrays for integrated sensing, actuation and imaging[J]. Sensors, 2015, 15(4): 8020-8041.
- [10] KOLKMAN R G, HONDEBRINK E, STEENBERGEN W, et al. Photoacoustic imaging of blood vessels with a double-ring sensor featuring a narrow angular aperture [J]. J Biomed Opt, 2004, 9(6): 1327.
- [11] DAKU B L, MOHAMED E M, PRUGGER A F. A PVDF transducer for low-frequency acceleration measurements [J]. ISA Trans, 2004, 43(3): 319-328.
- [12] WANG H, XING D, XIANG L. Photoacoustic imaging using an ultrasonic Fresnel zone plate transducer[J]. J Phys D Appl Phys, 2008, 41(9): 1459-1469.
- [13] KETTERLING J A, ARISTIZÁBAL O, TURNBULL D H, et al. Design and fabrication of a 40-MHz annular array transducer[J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2005, 52(4): 672-681.
- [14] KETTERLING J A, RAMACHANDRAN S, LIZZI F L. Development of a 40-MHz Annular Array[J]. Acoust Imaging, 2007, 28: 111-118.
- [15] ERLANDSSON F, NIA R, JOHNSON H, et al. High-frequency annular array with coaxial illumination for dual-modality ultrasonic and photoacoustic imaging [J]. Rev Sci Instrum, 2013, 84(5): 053705-053707.
- [16] ALVES C H, SNOOK K A, RITTER T A, et al. High-frequency single-element and annular array transducers incorporating PVDF [J]. Proceedings of SPIE, 2000, 3982: 116-121.
- [17] PASSLER K, NUSTER R, GRATZ S, et al. Piezoelectric annular array for large depth of field photoacoustic imaging. [J]. Biomed Opt Express, 2011, 2(9): 2655-2664.
- [18] MO J H, ROBINSON A L, FITTING D W, et al. Micromachining for improvement of integrated ultrasonic transducer sensitivity[J]. IEEE Trans Electron Devices, 1990, 37(1): 134-140.
- [19] FRADEN J, KING J G. Handbook of modern sensors: physics, designs, and applications, 2nd ed [J]. Am J Phys, 1998, 66(4): 357-359.
- [20] CUBEDDU R, PIFFERI A, TARONI P, et al. A solid tissue phantom for photon migration studies [J]. Phys Med Biol, 1997, 42(10): 1971-1979.

(编辑:薛泽玲)