

基于 Parylene 膜的法-珀干涉型光纤超声水听器

张洁^{1,4}, 赵纯亮¹, 曾德平¹, 贾平岗³, 王帅杰³, 马兹国³, 王代华^{2,3}

(1. 重庆医科大学 生物医学工程学院省部共建超声医学工程国家重点实验室超声医学工程重庆市市级重点实验室, 重庆 400016,

2. 重庆大学 光电技术及系统教育部重点实验室, 重庆 400044; 3. 重庆大学 光电工程学院精密与智能实验室, 重庆 400044;

4. 贵阳医学院 生物医学工程教研室, 贵州 贵阳 550004)

摘要:针对高强度聚焦超声(HIFU)声场测量,提出并研究了一种基于 Parylene 膜的法-珀干涉型光纤水听器。采用真空相沉积法在光纤的端面蒸镀 Parylene 膜构成光纤水听器的法-珀腔,分析了光纤水听器的传感原理和解调原理,建立了 HIFU 声场检测的实验系统。实验结果表明,基于 Parylene 膜的法-珀干涉型光纤水听器能准确传感超声信号,其输出与换能器驱动电压的非线性度小于 0.01,且与聚偏氟乙烯(PVDF)针式水听器的测量结果基本一致。

关键词:光纤传感器;法-珀干涉;Parylene 膜;水听器;高强度聚焦超声

中图分类号:TP212.1 **文献标识码:**A

Fabry-Perot Interferometric Fiber-optic Ultrasonic Hydrophone Based on Parylene Film

ZHANG Jie^{1,4}, ZHAO Chunliang¹, ZENG Deping¹, JIA Pinggang³, WANG Shuaijie³,
MA Ziguo³, WANG Daihua^{2,3}

(1. State Key Lab. of Ultrasound Engineering in Medicine Co-founded by Chongqing and the Ministry of Science and Technology, Chongqing Key Lab. of Ultrasound in Medicine and Engineering, Dept. of Biomedical Engineering, Chongqing Medical University,

Chongqing 400016, China; 2. Key Lab. of Optoelectronic Technology and Systems of the Ministry of Education of China,

Chongqing University, Chongqing 400044, China; 3. Precision and Intelligence Lab., Department of Optoelectronic Engineering, Chongqing University, Chongqing 400044, China; 4. Dept. of Biomedical Engineering, Guiyang Medical College, Guiyang 550004, China)

Abstract: A Fabry-Perot interferometric fiber-optic hydrophone formed by Parylene coating for measuring high intensity focused ultrasound (HIFU) is presented. The Fabry-Perot cavity of the fiber-optic hydrophone is formed by coating a Parylene film on the cleaved end of a single mode fiber by the vacuum vapor deposition method. The sensing principle and the demodulation principle of the Fabry-Perot interferometric fiber-optic hydrophone has been discussed. An experiment system of HIFU acoustic field has been fabricated. The experimental results show that the proposed Fabry-Perot interferometric fiber-optic hydrophone can accurately sense the ultrasonic signals, the non-linearity of the output voltage of the fiber-optic hydrophone relative to the voltage applied to the ultrasonic transducer is less than 0.01, and the results sensed by the developed Fabry-Perot interferometric fiber-optic hydrophone agree with those sensed by the PVDF needle hydrophone.

Key words: fiber-optic sensor; Fabry-Perot interferometry; Parylene film; hydrophone; high intensity focused ultrasound

0 引言

高强度聚焦超声(HIFU)治疗是超声治疗的重要组成部分,近年来成为声学 and 医学界的研究热点。HIFU 治疗是将体外高声强的超声波通过某种聚焦手段(声透镜、凹球面自聚焦、电子聚焦等)汇聚到体内病变靶区,在超声波的机械效应、热效应和空化效应作用下,将焦点部位形成的集聚能量转

化为热能,使其焦点处的组织温度瞬间上升到可让病变组织发生不可逆转的凝固性坏死的治疗方法^[1-3]。为安全有效地实行 HIFU 治疗,聚焦超声换能器作为治疗系统的关键部件,其声场检测工作十分重要。将光纤传感器用于 HIFU 信号的检测仍是一个新兴的研究领域,目前主要有偏振型、相位调制型、波长调制型及基于光偏转原理的光纤传感

收稿日期:2011-05-17

基金项目:重庆市科委自然科学基金项目(CSTC,2009BA5072)

作者简介:张洁(1985-),女(彝族),贵州毕节人,硕士,主要从事生物医学工程的研究。E-mail:zhangj6647@163.com。通信作者:王代华, E-mail:dhwang@cqu.edu.cn。

技术^[4-7]。测量超声声场的光纤传感器通过分析光纤中被声场所调制的光信号(如光强度,光相位等)得到声场信号。光纤传感器具有灵敏度高,频带宽,抗电磁干扰能力强,体积小,可重复性好等优点,在许多领域得到广泛应用。且光纤传感器可用于高声压、高频、高精度、瞬时测量。因此,根据光纤传感器的特点,设计一种便携、实用且价廉的 HIFU 声场水听器具有实际意义。

目前,法-珀干涉型光纤传感器以其微型化,结构简单,灵敏度高,耐高温,耐高压,防电磁干扰等优点成为传感器研究与应用中最广泛和最具市场潜力的一种光纤传感器。制作基于镀膜法的法-珀干涉型光纤传感器的关键是选择合适的构成法-珀腔的材料。Parylene 是一种对二甲苯的高聚合物材料,用真空气相沉积工艺在基材表面可形成完全敷形的聚合物薄膜涂层。Parylene 材料具有以下特性:

- 1) 不吸收可见光。
- 2) 具有高透明度。
- 3) 表面呈疏水性,对水汽和腐蚀性气体的渗透性很低。

4) 有较高的电绝缘性能和热稳定性。Parylene 材料在使用时能将涂层厚度精确地控制在 1~100 μm,甚至几百纳米^[8]。

Parylene 材料根据其分子上的取代基不同,分子式的不同主要分为 Parylene N、Parylene C 和 Parylene D3 种,3 种 Parylene 材料的主要性能参数如表 1 所示。基于 Parylene 材料的物理特点和表 1 所示的 Parylene 材料的性能参数,可用 Parylene 膜构成法-珀干涉型光纤传感器的法-珀腔。

表 1 3 种 Parylene 的主要性能参数

参数	Parylene N	Parylene C	Parylene D
弹性模量/MPa	2 400	3 200	2 800
熔点/°C	420	290	380
折射率	1.65	1.65	1.65
吸水性/(%) (4 h)	<0.1	<0.1	<0.1
表面电阻/Ω	10 ¹⁸	10 ¹⁴	10 ¹⁶

本文利用法-珀干涉型光纤传感器原理设计了一个检测 HIFU 场的基于 Parylene 膜的法-珀干涉型光纤水听器,并讨论和分析了该水听器的原理及其特性。建立了 HIFU 声场检测的实验系统,对 960 kHz 的连续超声信号进行测量实验。

1 传感器原理与分析

1.1 光纤传感器的设计

本文设计的基于 Parylene 膜的法-珀干涉型光纤水听器的结构如图 1 所示。由图可知,由单模光纤端面 and 表面 Parylene 膜的外缘构成法-珀腔的两

面端镜腔的腔长 L 。基于表 1 所示的 Parylene 材料的性能参数,选用 Parylene C 作为光纤的镀膜材料。光源发出的光通过传导光纤垂直入射到光纤端面上,一部分光功率(约 4%)在传导光纤与 Parylene 膜的交界面反射,并作为法-珀干涉型水听器的参考光;其余光功率透射后到达 Parylene 膜,被 Parylene 膜的内表面部分反射并耦合回到传导光纤内,Parylene 膜内表面的反射光与参考光发生干涉。在 HIFU 声场中,当超声信号作用于光纤传感头的 Parylene 膜时,由于声压的作用会使 Parylene 膜产生形变。该形变使法-珀腔腔长发生变化,从而引起干涉信号的相位变化,通过对干涉信号的解调可实现超声波信号的检测。

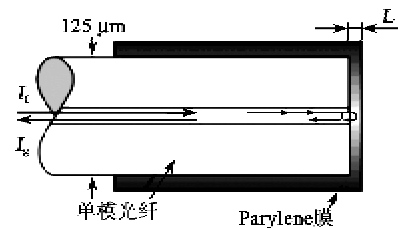


图 1 基于 Parylene 膜的法-珀干涉型光纤传感器的结构图

1.2 理论分析

根据光学理论可知干涉腔的反射光光强^[9]

$$I_R = \frac{R_1 + R_2 - 2\sqrt{R_1 R_2} \cos \Phi}{1 + R_1 R_2 - 2\sqrt{R_1 R_2} \cos \Phi} I_0 \quad (1)$$

式中: I_0 为法-珀干涉仪的入射光光强; R_1 和 R_2 分别为构成法-珀腔的两个端面的反射率; Φ 为入射光与反射光的相位差,即

$$\Phi = (4\pi n L_0) / \lambda \quad (2)$$

式中: λ 为入射光的波长; n 为由 Parylene 膜构成的法-珀腔内的折射率; L 为法-珀腔腔长。对于低精度的法-珀干涉仪, $R_1, R_2 \ll 1$,故式(1)可表示为

$$I_R = (R_1 + R_2 - 2\sqrt{R_1 R_2} \cos \Phi) I_0 \quad (3)$$

由式(3)可知,当 R_1, R_2 和 I_0 一定时, I_R 随 Φ 的变化而变化, I_R 与 Φ 的关系如图 2 所示,则式(2)

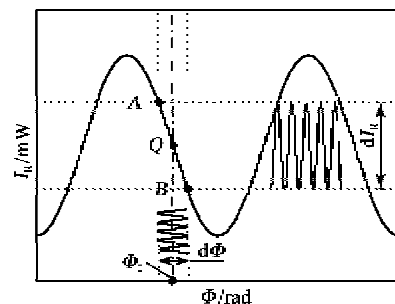


图 2 基于 Parylene 膜的法-珀干涉型光纤传感器反射光光强与相位变化关系

中的 Φ 由静态相位 Φ_0 和声压引起的相位变化量 $d\Phi$ 决定:

$$\Phi = \Phi_0 + d\Phi \quad (4)$$

式中: $\Phi_0 = (4\pi n L_0) / \lambda$, $d\Phi = (4\pi n d L) / \lambda$.

不同的镀膜传感器膜层材料在不同介质中的每单位声压和相位变化的关系可表示为^[15]

$$\frac{d\Phi}{p_0} = \frac{4\pi n T}{\lambda E k} \psi_{|s|} \quad (5)$$

式中: p_0 为超声波的声压; E 为膜层材料的弹性模量, 膜层材料相应的参数如表 1 所示; k 为超声波数, 且 $k = 2\pi / \lambda_n$, λ_n 为超声波波长; T 为声压透射系数, 且 $T = 2Z / (Z + Z_1)$; $\psi_{|s|}$ 为膜层的振幅, 且^[16]

$$\begin{aligned} \psi_{|s|}^2 = & [1 - r_1 + (r_1 - r_2 r_1 - 1) \cos kL + (r_2 r_1 - r_2 r_1^2) \cos 2kL + (r_2 r_1^2 - r_2^2 r_1^2) \cos 3kL + \\ & (r_2^2 r_1^2 - r_2^2 r_1^3) \cos 4kL + r_2^2 r_1^3 \cos 5kL]^2 + \\ & [(r_2 r_1 - r_1 - 1) \sin kL - (r_2 r_1 - r_2 r_1^2) \cdot \\ & \sin 2kL - (r_2 r_1^2 - r_2^2 r_1^2) \sin 3kL - (r_2^2 r_1^2 - r_2^2 r_1^3) \sin 4kL - r_2^2 r_1^3 \sin 5kL]^2 \end{aligned} \quad (6)$$

式中: $r_1 = (Z_2 - Z) / (Z + Z_2)$, $r_2 = (Z_1 - Z) / (Z + Z_1)$, Z 为膜层材料的声阻抗, Z_1 为超声波传播的介质声阻抗, Z_2 为光纤的声阻抗。

由图 2 可知, 调节入射激光波长, 使 Φ_0 处于正交偏置点 Q 。当声压 p 的变化引起 $d\Phi$ 在小范围 $A \sim B$ 之间时, I_R 的变化可近似认为线性, 且它的斜率为 $k_1 = 2\sqrt{R_1 R_2} I_0$, 这时光电探测器的输出电压与相位变化的关系为

$$V = G\xi I_0 (R_1 + R_2) + G\xi k_1 d\Phi \quad (7)$$

式中: G 为光电探测器的增益; ξ 为波长响应因子。

根据式(5)和(7)可得光电探测器的输出电压与 HIFU 场的声压关系为

$$V = G\xi I_0 (R_1 + R_2) + \frac{4\pi n T}{\lambda E k} \psi_{|s|} k_1 G\xi p_0 \quad (8)$$

根据式(8)可看出, 光电探测器的输出电压 V 与 HIFU 场的 p_0 成正比, 通过获取光电探测器输出的电压信号, 可实现对 HIFU 场的声压检测。

2 传感器制作及特性测试

基于 Parylene 膜的法-珀干涉型光纤水听器的制作方法: 首先将单模光纤端部的包覆层去掉, 利用光纤切割刀将光纤一端切出高度平整的端面, 再利用光纤研磨机对其端面进行抛光; 然后在端面采用真空蒸镀膜法镀上厚约 25 μm 的 Parylene 膜。该水听器制作工艺相对简单, 且成本较低。制作完成的基于 Parylene 膜的法-珀干涉型光纤水听器探头如图 3 所示, Parylene 膜均匀地涂敷在光纤端部, 与光纤结合良好。

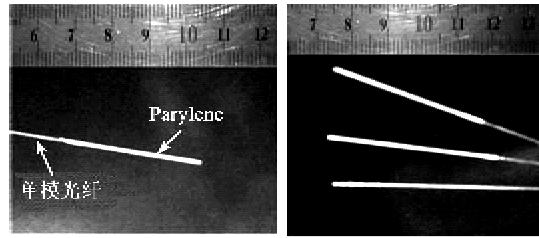


图 3 基于 Parylene 膜的法-珀干涉型光纤水听器

采用光纤传感分析仪 (Micron Optics: si720, USA) 对制作的水听器进行静态频谱测试结果如图 4 所示。由图可知, 所设计的法-珀干涉型光纤水听器的干涉条纹光滑, 对比度可达 15 dB, 可实现声场的高灵敏度测量。

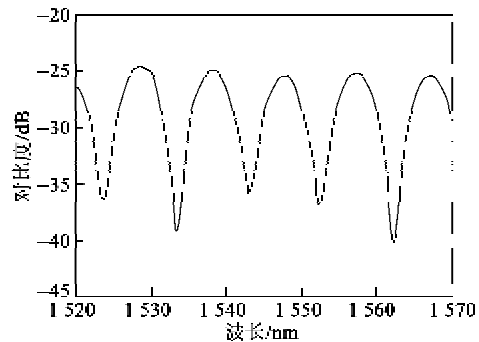


图 4 基于 Parylene 膜的光纤法-珀腔的反射谱

3 光纤传感系统及实验分析

3.1 光纤水听器的 HIFU 声场传感系统及实验装置

基于 Parylene 膜的法-珀干涉型光纤水听器的 HIFU 声场传感系统和采用基于 Parylene 膜的法-珀干涉型光纤水听器建立的 HIFU 声场探测实验装置如图 5 所示。由图可知, 波长为 1 550 nm 的分布反馈 (DFB) 激光器发出的光束通过隔离器、单模光纤耦合器后经单模光纤到达传感头, 由 Parylene 膜反射的光受到超声波调制, 传回输入光纤与光纤端面的部分反射光发生干涉, 干涉光经光纤耦合器和光电探测器 (PD) 到达数字示波器, 由数字示波器显示和保存时域及频域信息, 最后数字示波器保存的时域及频域信息由计算机进行数据处理。

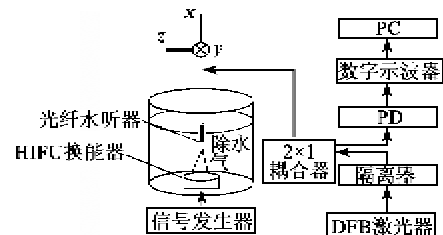


图 5 基于 Parylene 膜的法-珀干涉型水听器实验装置原理图

将基于 Parylene 膜的法-珀干涉型光纤水听器

安装在三维扫描机构中,采用基于 Parylene 膜的法-珀干涉型光纤水听器测量高频聚焦超声换能器(规格:Φ50,重庆海扶技术有限公司)发射的聚焦超声场的信号,通过扫描实现整个声场测量。

3.2 光纤水听器随驱动电压变化线性度测量

将基于 Parylene 膜的法-珀干涉型光纤水听器置于 HIFU 换能器的焦点处,对超声信号进行检测,并记录光电探测器输出电压的峰-峰值,将光电探测器输出电压的峰-峰值与换能器驱动电压的关系利用最小二乘法拟合得到的结果如图 6 所示。由图可知,其拟合度为 0.99,即输出信号和作用在法-珀干涉型光纤传感器的声压成正比,且具有较好的线性。

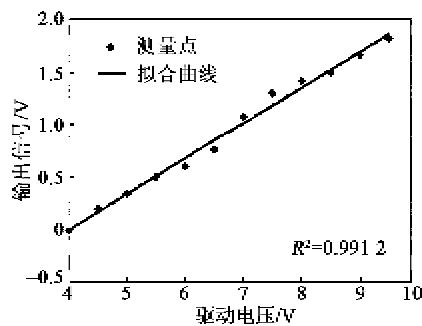


图 6 传感器输出信号与换能器驱动电压关系图

3.3 HIFU 声场测试

由法-珀干涉型光纤水听器和 PVDF 针式水听器(型号:PT 探针式水听器,中国科学院声学所)测量,得到高频聚焦超声换能器垂直于声轴方向和沿声轴方向的归一化声场分布图如图 7(a)、(b)所示。

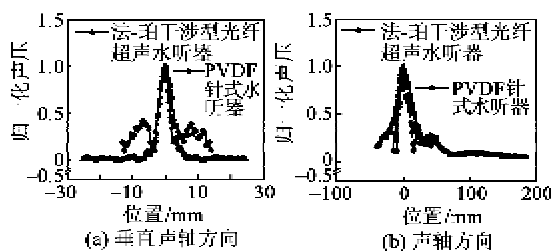


图 7 法-珀干涉型光纤水听器及 PVDF 针式水听器测量得到的归一化声场分布

由图 7(a)可知,在垂直于声轴方向的轴向,基于 Parylene 膜的法-珀干涉型光纤水听器测得的声压变化趋势与 PVDF 针式水听器测得的声压变化趋势一致,声压分布包络相似。基于 Parylene 膜的法-珀干涉型光纤水听器测得的最大旁瓣高于 PVDF 针式水听器测得的相应值。因为该换能器的输出声功率较小,说明基于 Parylene 膜的法-珀干涉型光纤水听器具有更高的灵敏度。由图 7(b)可

知, Parylene 膜的法-珀干涉型光纤水听器测得的声压变化趋势与 PVDF 针式水听器测得的声压变化趋势一致,声压分布包络相似。在主瓣的左侧,基于 Parylene 膜的法-珀干涉型光纤水听器能测量出频率变化较快的旁瓣包络,而 PVDF 针式水听器测得的相应旁瓣包络不明显。

4 结束语

本文设计并制作了一种用于 HIFU 声场探测的基于 Parylene 膜的法-珀干涉型光纤水听器,建立了 HIFU 声场检测实验系统,并对 960 kHz 的连续超声信号进行了测量实验。实验结果表明,该水听器可有效地检测聚焦超声信号,水听器的输出与换能器驱动电压的线性度为 0.99,且与 PVDF 针式水听器所测量的结果基本一致。

参考文献:

- [1] KENNEDY J E, TER-HAAR G R, CRANSTON D. High intensity focused ultrasound Surgery of the future[J]. British Journal of Radiology, 2003, 76(909): 590-599.
- [2] 熊六林. 高强度聚焦超声(HIFU)治疗肿瘤原理及临床应用现状[J]. 中国医疗器械信息, 2009, 15(3): 17-21.
- [3] KENNEDY J E. High intensity focused ultrasound in the treatment of solid tumours[J]. Nature Reviews Cancer, 2005, 5(4): 321-327.
- [4] PARK H S, THURSBY G, CULSHAW B. Detection of laser-generation ultrasound based on phase demodulation technique using a fiber Fabry-Perot interferometer [J]. Measurement Science and Technology, 2005, 16(6): 1261-1266.
- [5] TSUDA H. Ultrasound and damage detection in CFRP using fiber Bragg grating sensors [J]. Composites Science and Technology, 2006, 66(5): 676-683.
- [6] YAN G, XU X, SHEN Z, et al. An experimental method of the laser-generated ultrasonic waves for detecting the surface-breaking defects [J]. Journal of Optoelectronics • Laser, 2005, 17(1): 107-110.
- [7] JANG T S, LEE S S, KIM Y G. Surface-bonded fiber optic Sagnac sensors for ultrasound detection[J]. Ultrasonics, 2004, 43(10): 837-841.
- [8] 吴礼群. Parylene 敷形涂层[J]. 电子机械工程, 2004, 20(6): 51-53.
- [9] BI W H. Mathematical model for fiber-optical non-symmetrical Fabry-Perot interferometric cavity [J]. Acta Optical Sinica, 2000, 20(7): 873-878.
- [10] BEARD P C, MILLS T N. Extrinsic optical-fiber ultrasound sensor using a thin polymer film as a low-finesse Fabry-Perot interferometer[J]. Applied Optics, 1996, 35(4): 663-675.