

DOI: 10. 19650/j. cnki. cjsi. J2412534

基于毛细管导波的微量液体粘度检测新方法*

吕福在¹, 杨尔宇², 伍建军³, 唐志峰⁴

(1. 浙江大学机械工程学院 杭州 310027; 2. 浙江大学工程师学院 杭州 310027; 3. 浙江大学湖州研究院 湖州 313000; 4. 浙江大学生物医学工程与仪器科学学院 杭州 310027)

摘要:通过建立毛细管导波衰减率与波导内充液体粘度的基本关系可实现微量液体粘度快速测量,这对于样本量稀缺的工业及医学检测场景具有显著意义。然而,为实现微升级样本测量需要将管道尺寸缩减到毛细管级(外径2 mm及以下),但传统导波激励方法难以在毛细管上实现非接触式换能器装配以及纯净导波激励。本文基于磁致伸缩换能原理开发了一种适用于微量液体粘度检测的毛细管纵向导波检测传感器,成功地在外径为1.4 mm,壁厚0.1 mm的毛细管上激励纯净L(0,1)模态导波,单次测量所需样本量仅为113 μ L且重复性良好。通过仿真和实验探究包括永磁体与毛细管间距、毛细管壁厚和激励频率等测量相关影响因素的基础上证明了该设计的可行性和实用性。研究表明:收发两端永磁体与毛细管最优间距不同,当激励端永磁体与毛细管间距为10 mm,接收端永磁体与毛细管间距为7 mm时的接收信号幅值最优;在低频散范围内(500 kHz以下),检测分辨率总是随着频率的提高而增加;此外,毛细管壁厚的减薄也可提高粘度检测分辨率。最后,对比毛细管导波法与锥板法测量标准粘度液的实验结果,误差范围不大于3.04%,验证了毛细管导波法可对微量液体粘度实现准确测量。

关键词:超声导波;磁致伸缩;液体粘度检测;毛细管

中图分类号: TH703 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.40

A new method for the viscosity detection of micro liquids based on capillary guided waves

Lyu Fuzai¹, Yang Eryu², Wu Jianjun³, Tang Zhifeng⁴

(1. College of Mechanical Engineering, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China; 2. College of Mechanical Engineering, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China; 3. Huzhou Research Institute, Zhejiang University, Huzhou 313000, China; 4. College of Biomedical Engineering and Instrument Science, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China)

Abstract: The viscosity of micro liquid can be quickly measured based on the construction of the fundamental relationship between the capillary guided wave attenuation rate and the liquid viscosity within the waveguide. It is significant for industrial and medical testing scenarios in which the sample is scarce. However, it is necessary to reduce the pipe size to the capillary level (the outer diameter is 2 mm or less) to achieve micro-upgrade sample measurement. Traditional guided wave excitation methods face challenges in achieving non-contact transducer assembly and pure guided wave excitation in capillaries. In this paper, a capillary longitudinal guided wave detection sensor suitable for the viscosity detection of trace liquid is developed based on the principle of magnetostriction. Pure L(0,1) modal waveguide are successfully excited on a capillary with an outer diameter of 1.4 mm and a wall thickness of 0.1 mm. The sample volume is only 113 μ L is required for a single measurement, with good repeatability. The feasibility and practicality of the design are proved on the basis of simulation and experimental exploration of the relevant influencing factors including the distance between the permanent magnet and capillary, capillary wall thickness and excitation frequencies. The results show that the optimal distances between the permanent magnets and capillaries differ at the transmitting and receiving ends, which are 10 mm and 7 mm respectively for the maximum signal amplitude. In the frequency range with low dispersion (below 500 kHz), the detection sensitivity always increases with the frequency. In addition, reducing the wall thickness thinning of capillaries can also improve the viscosity detection sensitivity. Finally, a comparison of the capillary guided wave method with the cone-plate method for measuring standard viscosity liquids showed an error range of no more than 3.04%, which verifies that the microfine tube guided wave method can achieve high-precision measurement

收稿日期:2024-02-27 Received Date: 2024-02-27

* 基金项目:国家自然科学基金(12474469)项目资助

of the viscosity of micro-volume liquid.

Keywords: ultrasonic; magnetostriction; liquid viscosity detection; capillary

0 引言

液体粘度的准确测量在工业生产中不仅直接影响生产效率和设备稳定运行,而且可保障产品的质量和一致性^[1]。为了满足现代工业生产和医药卫生领域对粘度测量的需求,人们不断提出、拓展和革新各类粘度测量理论和方法。传统的粘度测量方法有毛细管法、旋转法和振动法^[2]等,这些测量方法所需样本量均超过几十毫升,对于珍贵药剂、婴儿血液和泪液^[3]等一些可取样本量为微升级的特殊测量场景,传统粘度测量方法难以适用。此外,传统方法的测量速度较慢且主要应用于实验室,在户外环境下难免会受到振动干扰导致测量失效。

近年来逐渐兴起一些适用于不同应用场景的新型液体粘度测量方法^[4]如:光学法,微机电系统(microelectromechanical systems, MEMS)法和电磁感应法等。Madsen等^[5]采用光学法建立了待测液体中聚合物的位移与液体粘度的关系,有效提高了测量精度并将样本量减少至微升级,然而装置较为复杂无法适应于野外急救和工业在线检测等更为广阔的实验室外应用场景;Zheng等^[6]通过结合柔性铰链和悬臂测量了样本量小于15 μL 的液体粘度,测量精度可达3%,然而测量装置对微小振动的灵敏性较高导致抗干扰性较弱;牟海维等^[7]采用电磁感应的方法对液体粘度实现在线测量,测量误差小于7%,但这种方法仅适用于测量带电粒子的液体粘度。

超声波法^[8-9]通过建立声波信号衰减率与液体粘度对应关系也可达到粘度测量的目的,其优势在于系统响应快,可实现非接触在线测量,但超声探头敏感易受污染,不适用于复杂环境。相比传统的超声体波和声表面波^[10],超声导波可直接将管道作为传感器,检测距离可达几十米,是一种潜在的液体粘度检测技术。现在成熟的超声导波换能技术主要分为压电式和磁致伸缩式,压电式换能技术需要换能器与波导直接耦合,当波导尺寸为毛细管级别时,耦合一致性难以保证;磁致伸缩换能技术多以柔性的铁钴合金带材作为换能敏感元件^[11],需与波导表面耦合,但这种带材弯曲程度有限,难以适配10 mm以下管径的波导。诸如英国GUL和加拿大Eddyfi等超声导波检测公司所开发的压电与磁致伸缩换能器,其适用管径范围均限制在38 mm及以上。因此,由于换能技术限制,目前公开的将波导管或者杆浸入待测液体中的浸入式导波粘度测量技术^[12-14]和将待测液体充入到波导管内的充液式测量技术^[15-16]都存在由于波导尺寸过

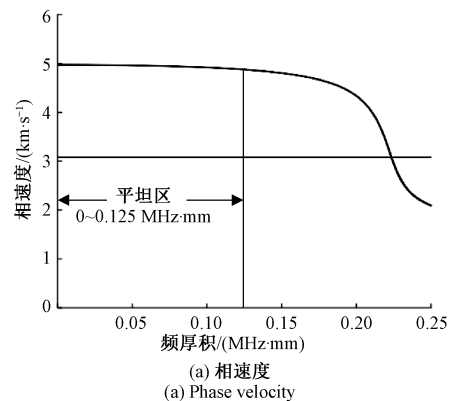
大而导致所需待测液体量过多的技术瓶颈。综上所述,利用超声导波进行液体粘度测量具有抗干扰性好、检测速度快且灵敏度高的优势,是一种具备潜力的新型粘度检测方法。然而,当前该方法仍存在一些挑战:首先,该方法所需的样本量较多,这可能限制其在部分应用场景中的实用性;其次,检测装置相对复杂可能增加了实施和维护的成本;此外,迄今为止暂无合适的传感器能重复安装于微细波导管上非接触地收发超声导波以实现微量液体粘度测量,这意味着在微量液体粘度测量方面仍存在技术挑战。

本文提出一种利用铁磁性毛细管本身磁致伸缩原理效应收发超声导波进行微量液体粘度检测的全新技术,成功地在外径为1.4 mm的毛细管上激励纯净L(0,1)模态导波且单次测量所需样本量仅为113 μL 。低频厚积范围内L(0,1)模态波结构以面内位移为主^[17],其衰减主要取决于待测液体的粘度而不是弹性和密度等其他因素。本文通过建立有限元仿真模型探究永磁体与毛细管间距对信号幅值的影响以及毛细管壁厚和激励频率对粘度检测分辨率的影响,然后在确定线圈几何参数的基础上搭建粘度检测传感器平台,并通过实验验证上述因素对信号幅值及粘度检测分辨率的影响以确定传感器最优参数,最终通过测量标准粘度液并与锥板粘度计测量结果比对误差,验证了毛细管导波微量液体粘度检测技术的可行性。

1 充液管道导波检测理论

1.1 空管中的导波

超声导波在管上沿轴向传播可分为3种模态^[18]:纵向模态、扭转模态和弯曲模态。弯曲模态位移分布较为复杂,为非轴对称模态,故不作讨论。图1为在低频厚积范围(0~0.25 MHz·mm)内导波在不锈钢管上的频散曲线。



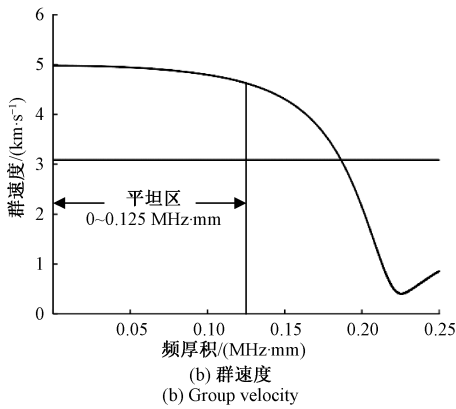


图 1 毛细管上导波频散曲线

Fig. 1 Guided wave dispersion curve on capillary

图中包括 $L(0,1)$ 模式和 $T(0,1)$ 模式,这两种模式频散较小或者非频散,在传播过程中可维持较小的声场变化。相反,在高频厚积下存在多种模式,多模式叠加会使实验信号分析变得异常复杂。

图 2 展示了频厚积为 $0.125 \text{ MHz} \cdot \text{mm}$ 的 $L(0,1)$ 和 $T(0,1)$ 模式的波结构图。

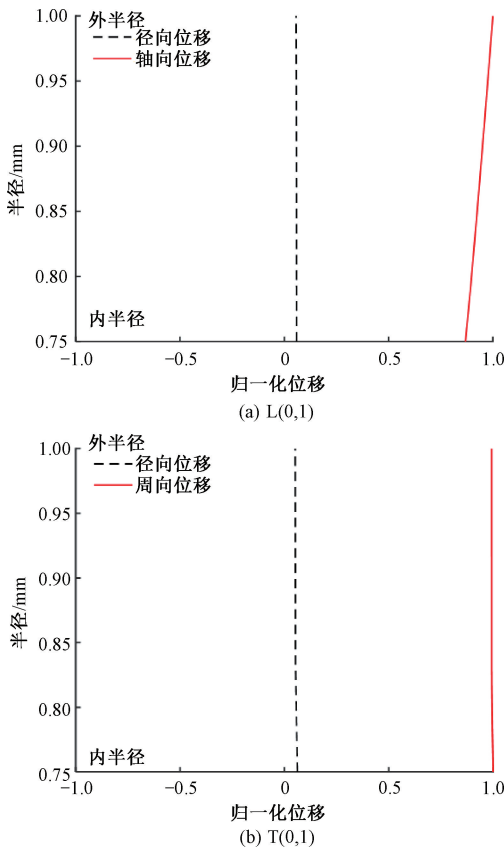


图 2 $L(0,1)$ 和 $T(0,1)$ 模式波结构图

Fig. 2 Wave structure of $L(0,1)$ and $T(0,1)$ modes

图 2 (a) 中 $L(0,1)$ 模式在管道半径 $0.75 \sim 1 \text{ mm}$ 范围内的轴向位移 u_z 幅值约为 $0.8 \sim 1$, 径向位移 u_r 的幅值约

为 $0.1 \sim 0.15$, 可认为该模式以轴向位移为主; 图 2 (b) 中 $T(0,1)$ 模式的周向位移 u_θ 幅值接近 1。因此, 在低频厚积下的 $L(0,1)$ 和 $T(0,1)$ 两种模式均以面内切向位移为主。由于粘度为零的理想液体无法承受切向应力, 以面内切向位移为主模式的导波不能耦合到液体中, 这时毛细管导波仅在毛细管管体本身即固体中传播, 在管端来回反射, 导波幅值衰减很小; 充液液体粘度越大, 则管内壁液固交界处导波耦合作用越强, 液体中的粘滞阻力会减弱面内位移振动的幅度并引起波的衰减^[11]。当液体密度和压力等参数相对固定时, 利用这一原理即可实现液体粘度与衰减率的唯一表征。

$T(0,1)$ 模式导波具有非频散特性, 且作为剪切波对粘度变化最为敏感^[19], 是理想的粘度检测导波模式, 但常用激励模式 (包括压电法和磁致伸缩法) 所采用的刚性探头并不能与毛细管完全贴合, 难以稳定激励扭转导波。 $L(0,1)$ 模式导波在低频厚积下 (小于 $0.125 \text{ MHz} \cdot \text{mm}$) 的相速度同样较为恒定 (频散小) 且以面内位移为主, 在毛细管中更容易激励, 因此本文采用磁致伸缩激励纵向导波的方法。

1.2 磁致伸缩纵向导波粘度检测传感器工作原理

磁致伸缩纵向导波粘度检测传感器的工作原理如图 3 所示。传感器结构主要包括永磁体、线圈和毛细管。永磁体提供静态偏置磁场以消除倍频效应并提高换能效率。

在待测液体被注入毛细管金属管内后, 通过对套接在毛细管外的线圈施加交变电流 I_0 而形成动磁场 H_i , 再与永磁体产生的偏置磁场 H_0 同时作用于毛细管金属管, 从而在磁致伸缩效应 (焦耳效应) 作用下产生应变变量 ε_1 , 从而激励出超声导波。在液体粘度 η 的作用下, 部分导波能量在沿着毛细管传播过程中会泄漏到液体中而导致能量衰减, 而粘度越高则声场能量由于液体分子间摩擦造成衰减会更加显著^[20]。衰减后的应变变量 ε_2 由于磁致伸缩逆效应而产生交变磁场 H'_i , 动磁场 H'_i 作用于接收线圈可产生感应电动势 E 。

2 有限元分析

2.1 建模

图 4 为纵向导波粘度检测传感器仿真模型, 其中, 永磁体为牌号 N52 的钕铁硼材质, 半径为 5.5 mm , 厚度为 5 mm 。由于 SUS304 不锈钢毛细管可选尺寸较多, 可在实验中更好地优化管材尺寸, 并且 SUS304 不锈钢同样具备磁致伸缩效应, 饱和磁致伸缩系数在 $8 \times 10^{-6} \sim 10 \times 10^{-6}$ 之间, 故将毛细管材质定为 SUS304 不锈钢, 内径、壁厚和长度暂定为 1.5 、 0.25 和 100 mm 。实验所测标准粘度液由硅油制作, 仿真参数与其保持一致, 材料相关参数如表 1 所示。

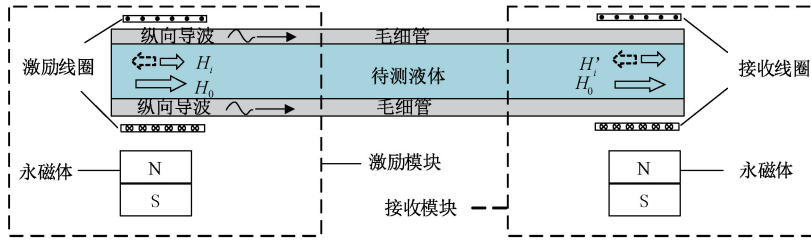


图3 磁致伸缩纵向导波粘度传感器的工作原理

Fig. 3 The working principle of magnetostrictive longitudinal wave viscosity sensors

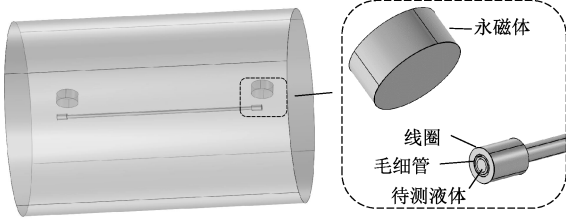
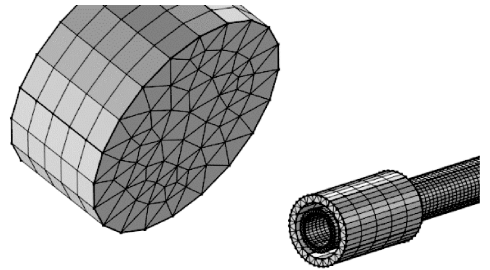


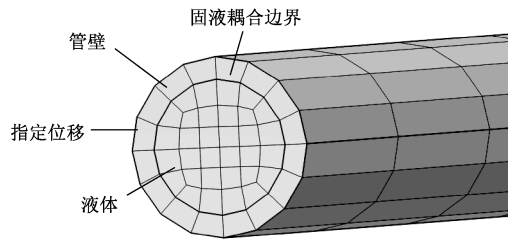
图4 纵向导波粘度检测三维仿真模型

Fig. 4 Three-dimensional simulation modeling of longitudinal wave viscosity detection



(a) 磁致伸缩激励模型网格划分

(a) Meshing of magnetostrictive excitation model



(b) 充液毛细管纵波衰减模型网格划分

(b) Meshing of liquid-filled capillary longitudinal wave attenuation model

图5 有限元模型网格划分

Fig. 5 Meshing of finite element model

表1 永磁体、不锈钢和硅油相关参数

Table 1 Parameters of permanent magnets, stainless steel and silicone oil

材料	参数	数值
N52 钕铁硼 (永磁体)	相对磁导率 μ_r	1.5
	相对介电常数	1
	最大磁能积 $(BH)_{max}/(kJ \cdot m^{-3})$	390
	电导率 S/m	7×10^5
	杨氏模量 E/GPa	194
SUS304 不锈钢 (毛细管)	泊松比 ν	0.29
	密度 $\rho_s/(kg \cdot m^{-3})$	7 840
	饱和磁致伸缩系数 $\lambda/\times 10^{-4}$	9.5
	初始磁化率 χ_0	710
	饱和磁化强度 $M/(A \cdot m^{-1})$	6.7×10^5
硅油 (待测液体)	相对介电常数	1
	声速 $v_l/(m \cdot s^{-1})$	1 500
	粘度 η/cp	476
	密度 $\rho_l/(kg \cdot m^{-3})$	947

为了提高计算效率,在探究永磁体与毛细管间距对导波信号幅值的影响时,可将模型中管内液体部分禁用;在计算充液管道上的导波衰减率时同样可以仅建立充液管道模型,网格划分如图5所示。

为了避免导波频散特性对粘度检测过程的影响,结合图1不锈钢管的频散曲线,将后续探究实验中的激励频率最大取为500 kHz,其中设置沿轴向的单元长度约为

1.2 mm 以满足有限元网格划分精密度^[21]。激励纵向模式导波可在不锈钢管的端面节点上施加轴向位移载荷,载荷信号为中心频率为500 kHz的4周期汉宁窗调制正弦波,信号波形如图6所示。

在管道的一端进行信号激励,另一端用于信号接收,图7所示为纵向导波在毛细管上往复传播的原始时域信号与希尔伯特变换后的包络信号,分别取第一至五个导波信号的位移峰值,按照式(1)所表示的指数衰减模型拟合可得衰减率 α :

$$y = e^{-2\alpha l(x-1)} \quad (1)$$

式中: x 表示波峰序列号,范围从 $1 \sim n$, y 表示每个峰的归一化幅值, l 表示毛细管的长度, α 表示衰减率。

在 COMSOL 种对液体粘度进行参数化扫描,范围为 $0 \sim 1\,000$ cp,步长为 1 cp,探究液体粘度值与 $L(0,1)$ 模态导波衰减率的对应关系。纵向导波的衰减系数同液体粘度具有一定相关性^[22],根据仿真所得粘度与衰减率的相

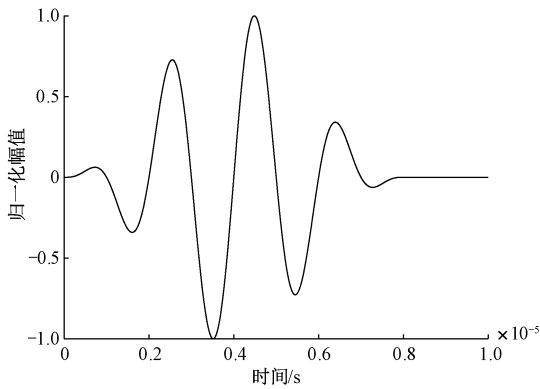
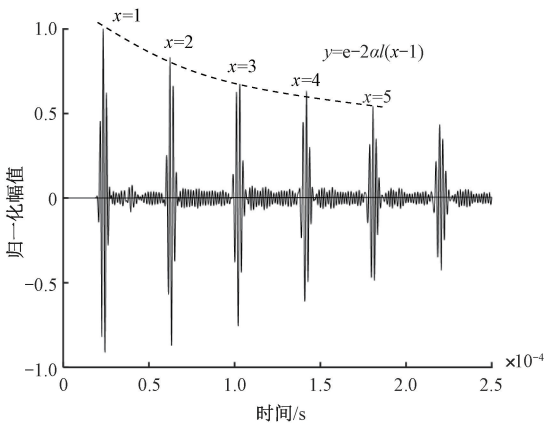


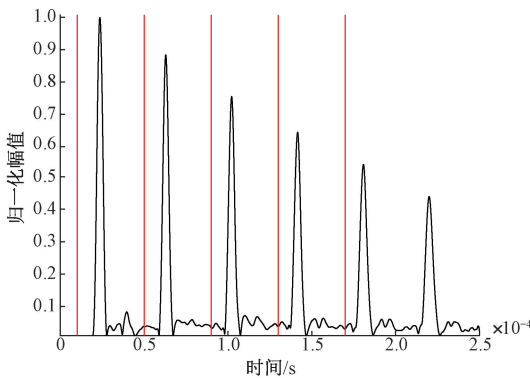
图 6 激励信号

Fig. 6 Excitation signal



(a) 仿真原始信号

(a) Raw signals in the simulation model



(b) 仿真包络信号

(b) Simulation envelope signal

图 7 仿真结果及衰减系数计算方法

Fig. 7 Simulation results and attenuation coefficient calculation method

关数据可建立数学模型,结果如图 8 所示。由图可得,纵向导波衰减率与粘度值呈幂律关系,拟合优度 R^2 可达 0.999 7,故后续实验使用式(2)对纵向导波衰减率与液体粘度值进行拟合:

$$\alpha = k\eta^b + c \quad (2)$$

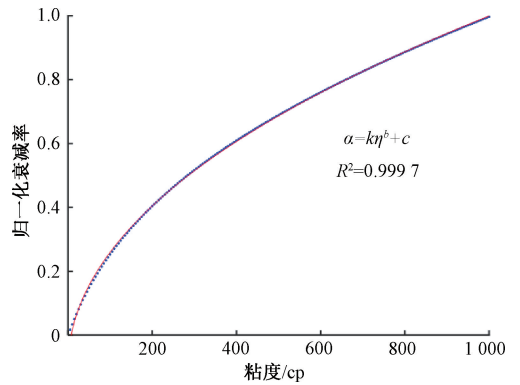


图 8 纵向导波衰减率与液体粘度拟合曲线

Fig. 8 Longitudinal guided wave attenuation rate versus liquid viscosity fitting curve

当测量一未知液体时,可通过本文提供的方法测得纵向导波衰减率 α 后带入至式(2)中,计算可得该液体粘度值 η ,式中的待定参数 k 、 b 、 c 需要通过对标准粘度液进行标定实验来确定。

2.2 导波测量液体粘度影响因素探究

1) 偏置磁场

磁声能量转换效率随着偏置磁场的增大呈先增大后减少的趋势^[23],合适的偏置磁场大小可有效提高激励端与接收端的换能效率,降低功放倍数的同时提高接收信号信噪比,优化测量精度并扩大量程。

本节通过仿真分别对信号激励和信号接收端的永磁体与毛细管间距对应信号幅值之间的关系进行探究。在仿真模型中对两端永磁体与毛细管的间距进行参数化扫描,范围为 3~14 mm,步长为 1 mm,计算时可将液体所在的“热粘性声学”模块禁用以提高计算效率,以管道接收端的轴向位移幅值作为评判标准,最后仿真结果如图 9 所示。位移幅值最大时所对应的信号激励端永磁体与毛细管间距为 9 mm,信号接收端永磁体与毛细管间距为 7 mm。

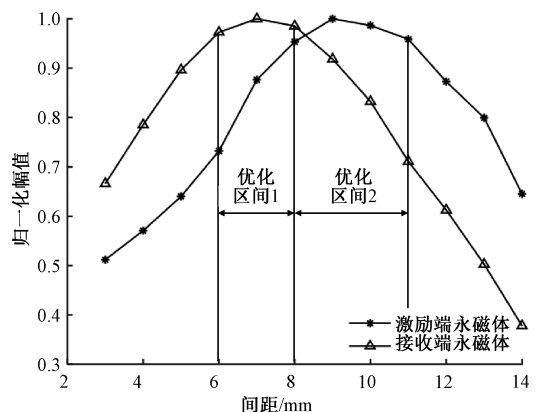


图 9 导波信号幅值随永磁体间距变化的仿真结果

Fig. 9 Simulation results of guided wave signal amplitude variation with permanent magnet distance

2) 激励频率

研究表明导波频率对其频散及衰减率存在较大影响,因此本小节通过仿真探究频率对导波粘度检测分辨率的影响。分别在激励频率为 100 kHz 和 500 kHz 下对液体粘度进行参数化扫描,结果如图 10 所示:纵向导波在 500 kHz 激励频率下因液体粘度引起的衰减率变化范围以及曲线斜率远比 100 kHz 大。因此,我们可认为频率越高的导波对液体粘度的测量具有更高的分辨率。但同时要注意频率过高可能无法形成超声导波,应结合所用管材频散曲线选择合适频率。

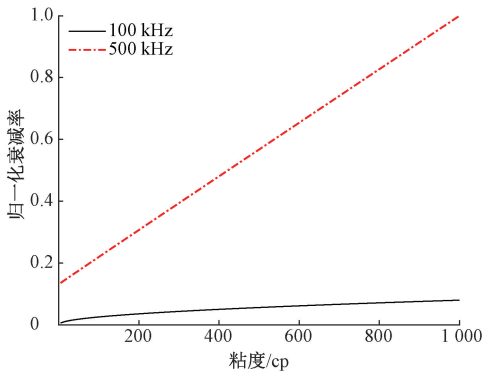


图 10 不同频率下衰减率与液体粘度关系图

Fig. 10 Attenuation rate versus liquid viscosity at different frequencies

3) 管材壁厚

充液管道上导波衰减率快慢同样会受到管道壁厚大小的影响^[8]。在仿真探究中,使用 0.25 mm 壁厚和 0.35 mm 壁厚的管道模型对液体粘度进行参数化扫描,结果如图 11 所示:纵向导波在 0.25 mm 壁厚管道上因液体粘度引起的衰减率变化范围以及曲线斜率远比在 0.35 mm 管道上大,因此可以认为壁厚较薄的毛细管对液体粘度测量具有更高的分辨率。

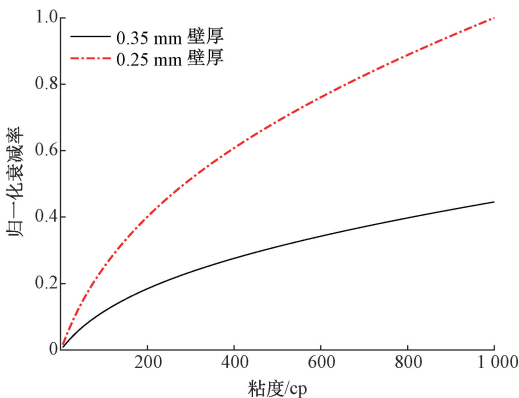


图 11 不同壁厚下衰减率与液体粘度关系图

Fig. 11 Attenuation rate versus liquid viscosity for different wall thicknesses

3 粘度检测传感器和实验系统设计

3.1 线圈设计

如图 12 所示,由 SUS304 不锈钢的材料参数作出其磁致伸缩应变曲线,为达到最佳换能效率,施加的偏置磁场应当在磁致伸缩应变曲线的斜率最大点,此时,为避免倍频以及非线性效应,动态磁场应小于静态磁场,综合考虑,选择偏置磁场 $H_0 = 2\ 470\ \text{A/m}$,动态磁场 $H_i = 2\ 000\ \text{A/m}$ 。

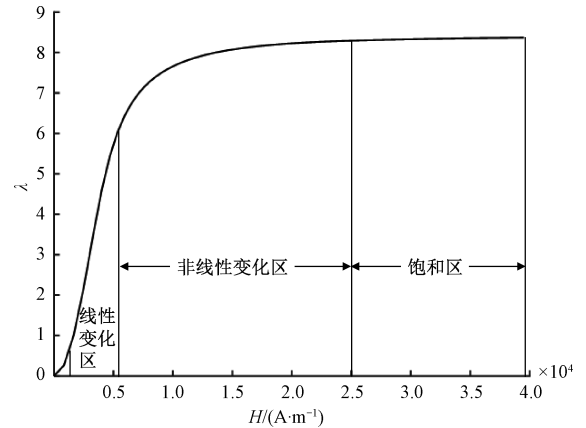


图 12 SUS304 磁致伸缩应变曲线

Fig. 12 SUS304 magnetostrictive strain curve

由安倍环路定律 $Hl_{coil} = NI$,其中 H 为线圈中轴线上的磁场强度, l_{coil} 为线圈长度, N 为线圈匝数, I 为激励电流,线圈长度可选取为激励频率 1/2 波长的整数倍。综合考虑漏磁等有关因素,应使安匝数:

$$NI \geq H_i l_{coil} \quad (3)$$

应用时需结合电源的性能和应用场景的需求而确定具体数值。

线圈的几何形状对磁场强度和电磁转换效率都有重要的影响,同时也是影响换能器体积的主要原因。在实际应用中,线圈导线的存在会导致电路损耗的产生,这会对换能器的热效应产生重要的影响。因此,在设计线圈时需要综合考虑线圈的几何尺寸、磁场强度、电磁转换效率以及热效应等因素,以达到最佳性能和可靠性的平衡。

如图 13 所示,内径 a_1 、外径 a_2 、高度 l_c 、线径 d_c 的螺旋线圈,定义 $\alpha = a_2/a_1$, $\beta = l_c/(2a_1)$,线圈匝数 $N = (a_2 - a_1) \cdot l_c/d_2 c$,则线圈中轴线上的磁通密度可表示为:

$$B = \mu \frac{NI}{2a_1(\alpha - 1)} \ln \left(\frac{\alpha + \sqrt{\alpha^2 + \beta^2}}{1 + \sqrt{1 + \beta^2}} \right) \quad (4)$$

式(3)中 I 为交变电流, μ 为空气磁导率,由 $B = \mu H$ 和 $N \propto l_c(a_2 - a_1) \propto 2\beta(\alpha - 1)a_1^2$,对式(4)进行推导可知

$H \propto a_1 K(\alpha, \beta)$, 其中:

$$K(\alpha, \beta) = \beta \ln \left(\frac{\alpha + \sqrt{\alpha^2 + \beta^2}}{1 + \sqrt{1 + \beta^2}} \right) \quad (5)$$

需要注意的是, 毛细管与线圈装配好后, 为提高电磁转换效率, 毛细管壁实际处于贴近线圈内壁区域非中轴线, 但线圈内部磁场沿径向变化十分微小, 由此可认为线圈内部的毛细管壁周围和线圈中轴线上的磁通密度大小近似相等。在选定毛细管的前提下, 为确保毛细管能够流畅地装配于线圈内孔中, 需设定线圈内径 a_1 略大于毛细管外径, 再根据参数 α, β 即可确定线圈的外径和长度。 $K(\alpha, \beta)$ 是一个与线圈几何参数有关的形状因子, 其等高图如图 14 所示, 可以看出 α, β 在梯度直线: $\beta = 0.7(\alpha - 1)$ 附近取值时所产生的磁场强度是最优的, 同时将线径 d_c 取较小值可令线圈结构更为紧凑。

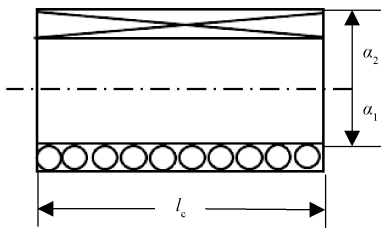


图 13 线圈结构图
Fig. 13 Coil structure

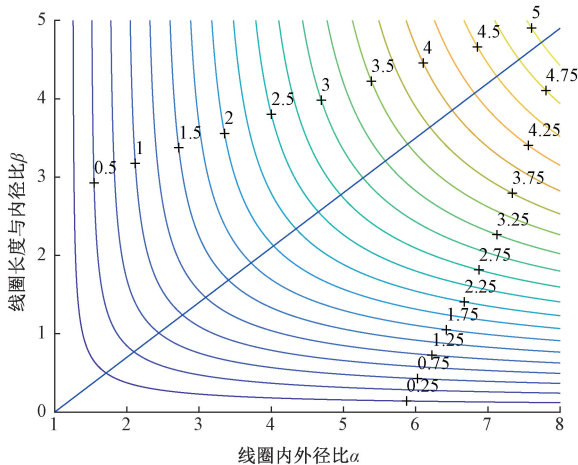


图 14 $K(\alpha, \beta)$ 等高线图
Fig. 14 $K(\alpha, \beta)$ contour plot

在考虑提高线圈电—磁转换效率时, 线圈损耗功率为:

$$P_c = \frac{\rho a_1 H^2}{c G^2} E \quad (6)$$

在上述公式中, ρ 代表线圈绕线的电阻率, c 是绕线截面形状因子。对于圆导线而言, 绕线截面形状因子取值为 $\pi/4$, 而对于方形导线而言, 绕线截面形状因子取值

为 1。此外, 公式中的 G 表示与线圈几何形状有关的因子:

$$G(\alpha, \beta) = \frac{1}{5} \left(\frac{2\pi\beta}{\alpha^2 - 1} \right)^{\frac{1}{2}} \ln \left(\frac{\alpha + \sqrt{\alpha^2 + \beta^2}}{1 + \sqrt{1 + \beta^2}} \right) \quad (7)$$

如图 15 所示, 当 α 值处 2 至 5 之间时, K 和 G 的取值都相对较优, 可保证在增大电磁转换效率的前提下降低线圈功率损耗。综合分析可得, 线圈的主要参数如表 2 所示。

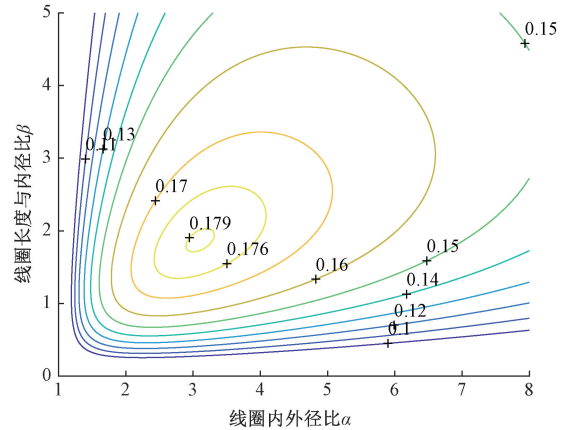


图 15 $G(\alpha, \beta)$ 等高线图
Fig. 15 $G(\alpha, \beta)$ contour plot

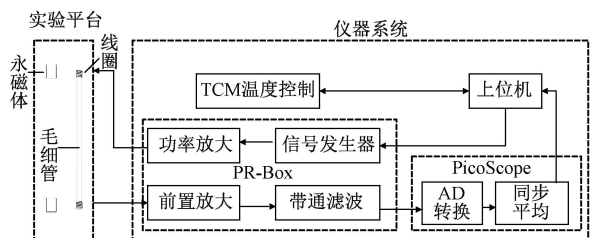
表 2 线圈的主要设计参数

Table 2 Main design parameters of coil

参数	数值
内径/mm	2.1
外径/mm	4
匝数	250
长度/mm	5
线径/mm	0.1

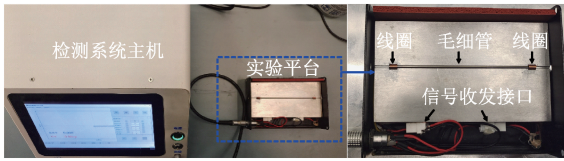
3.2 实验平台搭建

为了验证仿真结果的正确性以及纵向导波粘度检测传感器的可行性, 搭建的导波粘度检测实验系统如图 16 所示。



(a) 实验系统示意图

(a) Schematic diagram of the experimental system



(b) 实验系统实物图
(b) Physical diagram of the experimental system

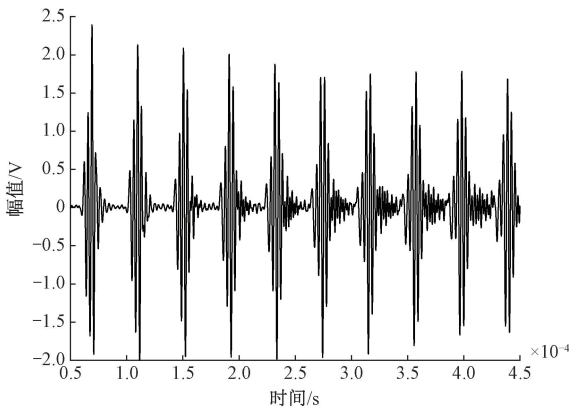
图 16 充液毛细管纵向导波粘度检测系统

Fig. 16 Liquid-filled capillary longitudinal waveguide viscosity testing system

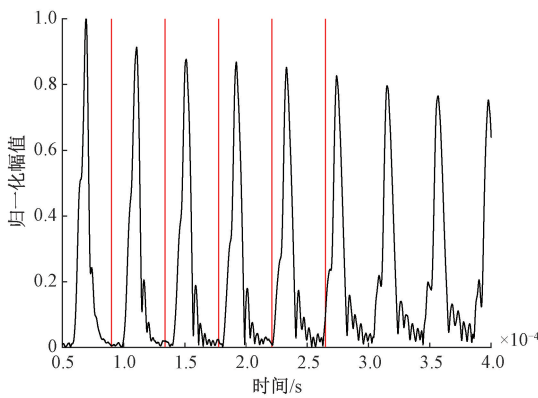
实验系统由纵向导波传感器、上位机和检测系统组成,其中检测系统主机由温度控制模块、脉冲产生装置和功率放大装置等部件组成,主要实现脉冲信号周期性激励、导波信号接收与调理、导波衰减率解析与液体粘度计算等功能。此外,为了使得导波信号在传播过程中更好地叠加,可将收发线圈置于毛细管两端。

1) 功能性测试

图 17 展示了在该激励频率下对毛细管空管进行测量而获取的原始信号和计算所得包络信号。



(a) 实验原始信号
(a) Experimental raw signal



(b) 包络信号
(b) Envelope signal

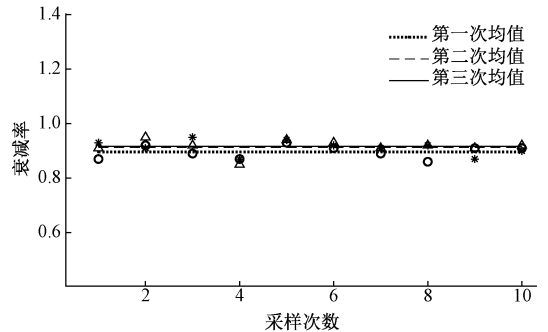
图 17 实验原始和包络信号

Fig. 17 Experimental raw signal and envelope signal

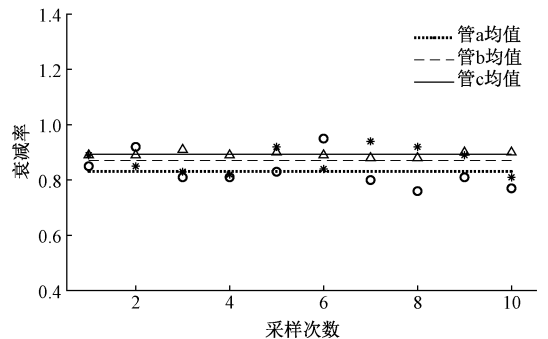
可以看到,使用该传感器成功地激励出信噪比良好的纵向模式导波,这为进一步研究影响空管中导波衰减率的因素提供技术支持。下面对波速进行验证:取图 17(b)中包络信号第一个和第二个波峰中的最大值并计算时间差 Δt 为 4.08×10^{-5} s,由于毛细管长度 0.1 m,接收线圈装配于毛细管一端,故相邻信号传播距离 $\Delta x = 0.2$ m,故实验中的波速 $v_r = 4902$ m/s,计算频散曲线的所得到的 $L(0,1)$ 模式导波理论波速的误差为 1.9%,可确定在毛细管上激励出的导波为 $L(0,1)$ 模式。

2) 重复性测试

重复性测试包括测试导波在同一根充液毛细管上重复装配后的衰减率波动范围与充入同种粘度液的不同毛细管上的衰减率波动范围。随机选取 3 根外径 1.4 mm,内径 1.2 mm 的毛细管,记为 a、b、c,均充入 9.6 cp 的标准粘度液。将充液毛细管 a 装配于实验平台上并采集 10 次信号,取下单 a 再次装配并采集信号,重复操作 3 次,观察导波衰减率的变化程度,结果如图 18(a)所示:重复装配 3 次后测得衰减率基本保持一致,波动范围不大于 0.05,可认为单根充液毛细管重复性测量较好。同样充入 9.6 cp 的管 a、b、c 的采样数据如图 18(b)所示:导波在三组管道上的衰减率均值波动范围不大于 0.05,可认为实验系统测量导波在充有同种粘度液的毛细管上的衰减率保持良好的重复性。



(a) 单根充液毛细管重复装配
(a) Repeated assembly of a single liquid filled capillary tube



(b) 多根充液毛细管重复装配
(b) Repeated assembly of multiple liquid filled capillaries

图 18 实验系统重复性测试

Fig. 18 Experimental system repeatability testing

4 实验与讨论

4.1 导波测量液体粘度影响因素的实验探究

1) 偏置磁场

在验证实验中保持线圈及放大电路的参数不变,取间距范围为 3~14 mm,步长为 1 mm,以接收端电压幅值为评判标准,实验结果如图 19 所示,对比分析图 19 可得:实验中电压幅值随着间距增加而先增大后减小的趋势,与仿真结果保持一致,幅值最大时所对应的信号激励端永磁体与毛细管间距为 10 mm,信号接收端永磁体与毛细管间距为 7 mm。

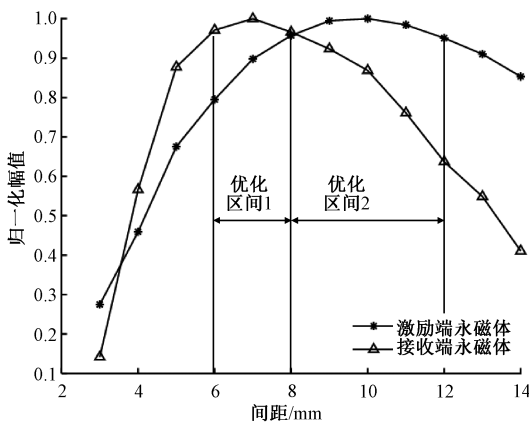


图 19 导波信号幅值随永磁体间距变化的实验结果

Fig. 19 Experimental results on the variation of guided wave variation with permanent magnet distance

2) 激励频率

实验中的扫描范围与仿真保持一致,同样取 100~500 kHz,步长为 100 kHz,在每种频率下随机选择 3 根毛细管,每根毛细管测量 5 次后对衰减率取平均值,实验结果如图 20 所示。

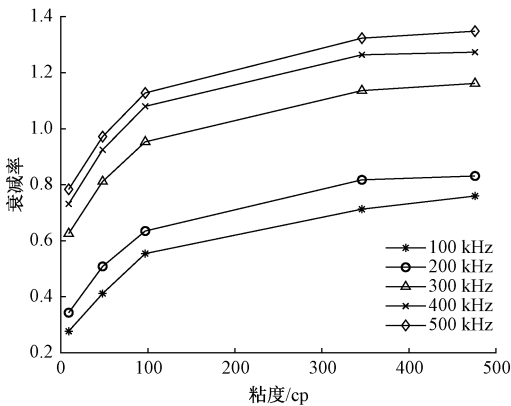


图 20 不同频率下衰减率与液体粘度关系图

Fig. 20 Attenuation rate versus liquid viscosity at different frequencies

对比分析图 10 可得,随着激励频率的增加,曲线斜率以及因液体粘度引起的衰减率变化范围逐渐增大,与仿真所得结果的趋势一致,可认为频率越高的导波对液体粘度的测量分辨率越高。

3) 管材壁厚

在该验证实验中保持管道壁厚同仿真探究一致,取 0.25 mm 和 0.35 mm,每种壁厚随机选择 3 根毛细管,每根毛细管测量 5 次后对衰减率取平均值作为该尺寸下的衰减率。实验结果如图 21 所示,对比分析图 11 可得:纵向导波在 0.25 mm 壁厚管道上因液体粘度引起的衰减率变化范围远比在 0.35 mm 管道上大,因此可以认为壁厚较薄的毛细管对液体粘度测量具有更高的分辨率。

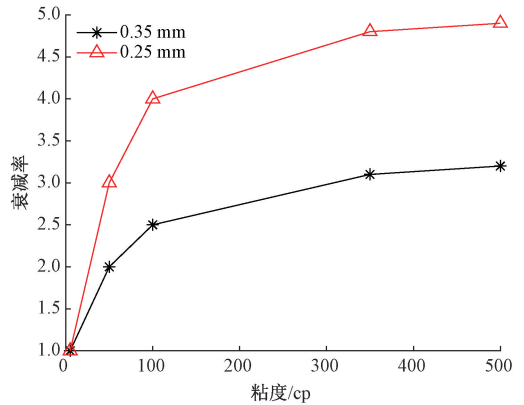


图 21 不同壁厚下衰减率与液体粘度关系图

Fig. 21 Attenuation rate versus liquid viscosity at different wall thicknesses

4.2 液体粘度检测实验

由于外径小于 2 mm 的毛细管尺寸类别较为有限,在有关毛细管壁厚的探究实验中未使用更小尺寸的毛细管。基于前文的探究结论,为了达到最优粘度检测分辨率,现决定将实验中使用的毛细管壁厚减小至 0.1 mm,外径定为 1.4 mm,长度为 100 mm,这一调整可将测量所需的样本量减少到 113 μ L。线圈参数的设计可按照 3.1 节所述步骤逐一进行,永磁体参数保持不变。如图 22 所

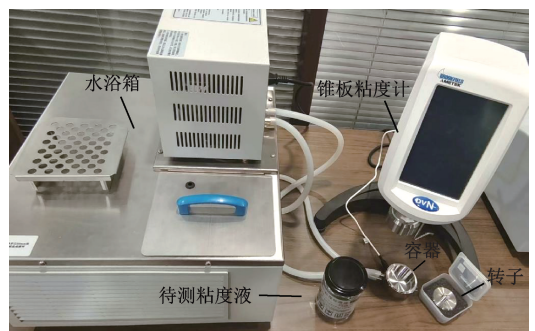


图 22 锥板粘度计对比实验

Fig. 22 Cone-plate viscometer comparison experiment

示,实验中用于对照的锥板粘度计型号为 BrookField 公司的 DVNext,配有可控制温度的水浴装置,选取南极星晨公司的标准粘度液作为标定对象,出厂标签粘度值分别为 4.6、9.6、49、96、200、300、450 和 600 cp。

首先进行标定实验:调节锥板粘度计和实验台的温度至 25℃,将上述 8 种标准粘度液在锥板粘度计中多次测量取平均值后作为实际粘度值 η_r 。在图 23 所示的样本置物台上对毛细管充入标准粘度液,接着将充有待测粘度液的毛细管置于实验台上升温 1 min 后开始测量衰减率 α ,每种粘度液对应有三组纵向导波衰减率,取平均后记录于表 3 中。

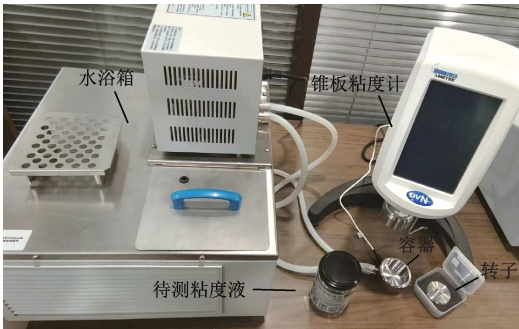


图 22 锥板粘度计对比实验

Fig. 22 Cone-plate viscometer comparison experiment

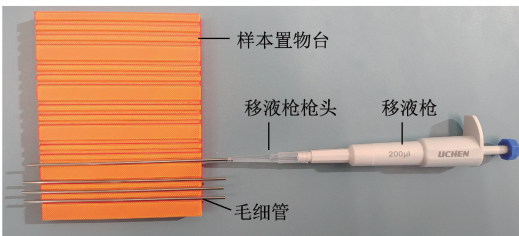


图 23 毛细管充液操作台

Fig. 23 Capillary filling console

表 3 标定数据集

Table 3 Calibration data set

序号	实际粘度值 η_r /cp	衰减率 α
1	4.61	0.825
2	9.28	0.924
3	49.17	2.106
4	100.52	2.679
5	205.02	3.268
6	291.13	3.708
7	463.12	4.067
8	571.81	4.268

根据表 3 中记录的数据,通过实验台测量得到衰减率 α 与锥板法测得实际粘度值 η_r 利用式(2)建立数学模型并确定参数 k, b, c ,将拟合结果绘制于图 24,其拟合优度高达 0.994 9,表明所选用的拟合模型与实验数据之间具有很高的相关性,可用于后续验证实验。选取 160、200、400 cp 三种标准粘度液作为验证对象,经锥板粘度计测得实际数据值 η_r ,经导波法测得衰减率后代入图 24 所示的粘度-衰减率关系式计算可得导波法推导粘度值 η_g ,最后计算误差并将数据记录至表 4。

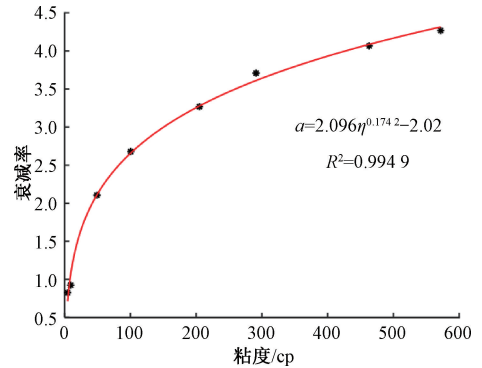


图 24 实验数据拟合曲线

Fig. 24 Experimental data fitting curve

表 4 验证数据集

Table 4 Validation data set

序号	实际粘度值 η_r /cp	衰减率 α	导波法粘度值 η_g /cp	误差/%
1	166.21	3.114	171.25	3.04
2	202.86	3.260	201.05	0.89
3	403.92	3.970	415.02	2.75

分析表 4 记录数据可以得出结论:通过导波法测量所得三组粘度值与锥板法测量结果的误差最大值仅为 3.04%,故可认为本文所介绍的毛细管导波法测量液体粘度是一种准确度较高的可行方法。

5 结论

本文设计并优化一种基于磁致伸缩原理设计的传感器,旨在管径极细的毛细管上简便激励较为纯净纵向导波信号和提高导波信号对液体粘度分辨率以便后续建立导波衰减率与液体粘度的关系,从而达到微量、快速、非浸入式地检测液体粘度的目的,具体工作及结论如下:

1) 对线圈的匝数、线圈形状等方面进行优化设计以增大电磁转换效率和减小线圈功率损耗并设计了重复性良好的纵向导波粘度检测实验系统。

2) 探究了永磁体与毛细管的间距对换能器效率的影响,仿真和实验结果表明收发两端传感器的换能效率均随着永磁体间距的增大呈先上升后下降的趋势并分别在间距为 10 mm 和 7 mm 达到最优值;探究了毛细管壁厚和激励频率与纵向导波对毛细管内液体粘度分辨率的关系,仿真和实验结果表明激励频率越高以及毛细管壁厚越薄,纵向导波对液体粘度变化的分辨率越高。

3) 利用纵向导波液体粘度检测系统测量了不同标准粘度液的粘度值,再与锥板法测得结果比对误差,最终本文提出的液体粘度检测方法与锥板法测得结果的误差不大于 3.04%,验证了毛细管导波法可实现液体粘度的高精度测量。

综上所述,本文提出的技术经研究拓展有望应用于泪液、婴儿血液等微量样本测量场景。采用在薄壁毛细管中激励更高频率的导波可进一步提高导波对待测液体粘度变化的检测分辨率。同时,目前测试用毛细管(内径为 1.2 mm)的液体样本容量为 113 μL ,通过缩减毛细管内径可提高低频带宽范围上限并减少所需样本量,提升检测能力的同时进一步扩展应用范围。后续实验会跟进探究不同材质毛细管和不同模态导波对接收信号幅值和粘度检测分辨率的影响,以及不同模态导波对标准粘度液的粘度适用范围。

参考文献

- [1] SIASOS G, TSIGKOU V, COSKUN A U, et al. The role of shear stress in coronary artery disease [J]. *Current Topics in Medicinal Chemistry*, 2023, 23(22): 2132-2157.
- [2] BHATTAD A. Review on viscosity measurement: Devices, methods and models [J]. *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, 2023, 148(14): 6527-6543.
- [3] RECCHIONI A, MOCCIARDINI E, PONZINI E, et al. Viscoelastic properties of the human tear film [J]. *Experimental Eye Research*, 2022, 219: 109083.
- [4] WU J B, LI L. Pressure-flow rate relationship and its polynomial expansion for laminar flow in a circular pipe based on exponential viscosity-pressure characteristics: An extension of classical Poiseuille's law [J]. *Physics of Fluids*, 2023, 35(10).
- [5] MADSEN L S, WALEED M, CASACIO C A, et al. Ultrafast viscosity measurement with ballistic optical tweezers [J]. *Nature Photonics*, 2021, 15(5): 386-392.
- [6] ZHENG Y L, ZHANG H L, ZHAO M R, et al. A multiposition method of viscous measurement for small-volume samples with high viscous [J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2020, 69(7):

4995-5001.

- [7] 牟海维, 李南洋, 韩建, 等. 基于电磁感应的聚合物水溶液粘度测量方法研究 [J]. *化工自动化及仪表*, 2018, 45(2): 109-111, 132.
- MU H W, LI N Y, HAN J, et al. Study on the viscosity measurement of polymer aqueous solution based on electromagnetic induction [J]. *Control and Instruments in Chemical Industry*, 2018, 45(2): 109-111, 132.
- [8] GUPTA S, DUTTA R, DAS S. Love-type wave propagation in an inhomogeneous cracked porous medium loaded by heterogeneous viscous liquid layer [J]. *Journal of Vibration Engineering & Technologies*, 2021, 9(3): 433-448.
- [9] FRANCO E E, BARRERA H M, FORMIGONI P O, et al. Shear-wave corner retroreflector device for ultrasonic measurement of viscosity [J]. *Ultrasonics*, 2021, 117: 106538.
- [10] KRISHNA S, THONHAUSER G, KUMAR S, et al. Ultrasound velocity profiling technique for in-line rheological measurements: A prospective review [J]. *Measurement*, 2022, 205: 112152, 1-19.
- [11] ZANG X L, XU ZH D, LU H F, et al. Ultrasonic guided wave techniques and applications in pipeline defect detection: A review [J]. *International Journal of Pressure Vessels and Piping*, 2023, 206: 105033, 1-17.
- [12] HUANG J R, CEGLA F, WICKENDEN A, et al. Simultaneous measurements of temperature and viscosity for viscous fluids using an ultrasonic waveguide [J]. *Sensors*, 2021, 21(16): 5543.
- [13] WANG G, WANG Q ZH, LI F X. A U-shape shear horizontal waveguide sensor for on-line monitoring of liquid viscosity [J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2018, 284: 35-41.
- [14] 吴斌, 徐秀, 高博, 等. 液体黏滞系数测量新方法 [J]. *机械工程学报*, 2014, 50(6): 8-14.
- WU B, XU X, GAO B, et al. New method for measuring viscosity of liquids [J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2014, 50(6): 8-14.
- [15] 马金玉, 赵美蓉, 黄新敬. 充液管道纵向导波在黏度测量中的应用研究 [J]. *天津大学学报*, 2017, 50(7): 758-766.
- MA J Y, ZHAO M R, HUANG X J. Longitudinal guided waves in liquid-filled pipes for viscosity measurement [J]. *Journal of Tianjin University*, 2017, 50(7): 758-766.
- [16] ANINO M, BAROUDI A E, LE POMMELLE C J Y. Longitudinal wave propagation in an elastic cylinder

embedded in a viscoelastic fluid [J]. Journal of Nondestructive Evaluation, Diagnostics and Prognostics of Engineering Systems, 2024, 7(1): 011005.

- [17] WANG Z J, FANG CH, WANG K, et al. Guided wave propagation along surface of vertical solid partially submerged in horizontal liquid layer [J]. Ultrasonics, 2023, 129: 106893.
- [18] 何存富, 郑明方, 吕炎, 等. 超声导波检测技术的发展、应用与挑战[J]. 仪器仪表学报, 2016, 37(8): 1713-1735.
HE C F, ZHENG M F, LYU Y, et al. Development, application and challenge of ultrasonic guided wave detection technology [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2016, 37(8): 1713-1735.
- [19] HUANG J R, CEGLA F, WICKENDEN A, et al. Simultaneous measurements of temperature and viscosity for viscous fluids using an ultrasonic waveguide [J]. Sensors, 2021, 21(16): 5543.
- [20] KUMAR S R S, RAMACHANDRAN V P, BALASUBRAMANIAM K, et al. Graded elastic waveguide metamaterial rod for up-conversion of longitudinal axisymmetric guided ultrasonic wave modes [J]. IEEE Open Journal of Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 2023.
- [21] 郑文轩, 唐志峰, 杨昌群, 等. 基于 Preisach 模型的磁致伸缩位移传感器迟滞补偿方法[J]. 仪器仪表学报, 2021, 42(5): 79-89.
ZHENG W X, TANG ZH F, YANG CH Q, et al. Hysteresis compensation method for the magnetostrictive displacement sensors based on Preisach modeling [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2021, 42(5): 79-89.
- [22] ZHANG X M, LI ZH, WANG X H, et al. The fractional Kelvin-Voigt model for circumferential guided waves in a viscoelastic FGM hollow cylinder [J]. Applied Mathematical Modelling, 2021, 89(Pt. 1): 299-313.
- [23] 孙英, 武泽航, 张耀松, 等. 永磁体对磁致伸缩位移传感器波导丝扭转应变的影响分析[J]. 仪器仪表学报, 2021, 42(4): 10-23.
SUN Y, WU Z H, ZHANG Y S, et al. Analysis of the influence of permanent magnet on the torsional strain of waveguide wire of the magnetostrictive displacement sensor [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2021, 42(4): 10-23.

作者简介



吕福在, 1990 年于浙江大学获得学士学位, 1997 年于浙江大学获得硕士学位, 2000 年于浙江大学获得博士学位, 现为浙江大学机械工程学院副教授, 主要研究方向为机电一体化及先进检测技术。

E-mail: lfzlfz@zju.edu.cn

Lyu Fuzai, received his B. Sc. degree in 1990 from Zhejiang University, received his M. Sc. degree in 1997 from Zhejiang University, and received his Ph. D. degree in 2000 from Zhejiang University. He is currently an associate professor in Zhejiang University. His main research interests include mechatronics and advanced detection technology.



杨尔宇, 2021 年于宁波大学获得学士学位, 现为浙江大学硕士研究生。主要研究方向为智能传感与检测技术。

E-mail: yey0562@163.com

Yang Eryu, received his B. Sc. degree from Ningbo University in 2021. He is currently a master student at Zhejiang University. His main research interests include intelligent sensing and detection technology.



伍建军, 2014 年于浙江大学获得学士学位, 2019 年于浙江大学获得博士学位, 现为浙江大学湖州研究院特聘副研究员, 主要研究方向为仪表自动化与检测技术。

E-mail: jianjunwu0924@163.com

Wu Jianjun, received his B. Sc. degree in 2014 from Zhejiang University, and received the Ph. D. degree from Zhejiang University, Hangzhou, China, in 2019. He is currently a Specially-appointed Associate Researcher of Huzhou Research Institute of Zhejiang University. His main research interests include instrument automation and testing technology.



唐志峰(通信作者), 1999 年于重庆大学获得学士学位, 2005 年于浙江大学获得博士学位, 现为浙江大学生仪学院仪器系教授, 主要研究方向为智能传感与检测技术。

E-mail: tangzhifeng@zju.edu.cn

Tang Zhifeng (Corresponding author) received his B. Sc. degree from Chongqing University in 1999, and received his Ph. D. degree from Zhejiang University in 2005. He is currently an professor in the Department of Instrument Science and Technology at Zhejiang University. His research interests include intelligent sensing and detection technology.