(19)国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 114046871 B
(45)授权公告日 2025.03.14

(21)申请号 202111336964.X
(22)申请日 2021.11.12
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 114046871 A
(43)申请公布日 2022.02.15
(73)专利权人 吉林大学
地址 130012 吉林省长春市前进大街2699号
(72)发明人 张昇 吴豪 易维云 王赞昆 唐瑨岚 张昊雯 朱柏荣 王崇百 戴奇轩 邓子豪 苏清萍 李竹 段彬
(74)专利代理机构 长春市恒誉专利代理事务所(普通合伙) 22212
专利代理师 梁紫钺
(51)Int.Cl.
G01H 11/08(2006.01)
(56)对比文件
CN 216410394 U,2022.04.29
审查员 陈坤云

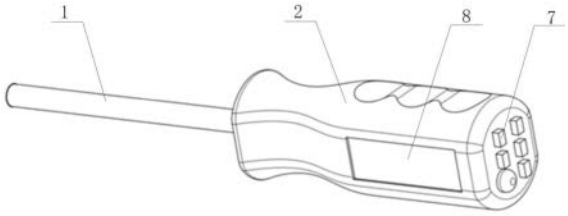
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种基于声致毛细效应原理的便携式超声波声压测量装置

(57)摘要

本发明涉及一种基于声致毛细效应原理的便携式超声波声压测量装置,包括探测部和主体部,探测部包括外套管和毛细管,毛细管设在外套管内,毛细管与外套管的内腔连通,装有不可压缩且已排除气泡的液体;主体部前端设有毛细管插孔,毛细管的底端伸入到主体部的毛细管插孔内,在毛细管插孔的底端设有压电薄膜;主体部内设有单片机。本发明通过超声波引起的毛细管口处的泵压,能够测得连续的超声波功率实时变化值,也可直接通过单片机进行数据分析获得该段时间内的超声波功率最大值、最小值以及平均值,在医疗领域和声化学反应领域有非常重要的作用。



CN 114046871 B

1.一种基于声致毛细效应原理的便携式超声波声压测量装置,其特征在于:包括探测部和主体部,所述的探测部设在主体部前端,探测部包括外套管和毛细管,外套管的底端与主体部固定连接,毛细管设在外套管内,毛细管与外套管的内腔连通,装有不可压缩且已排除气泡的液体;外套管顶端设有软膜面;主体部前端设有毛细管插孔,毛细管的底端伸入到主体部的毛细管插孔内,在毛细管插孔的底端设有压电薄膜;主体部内设有单片机,主体部的表面设有按键和显示屏,所述的单片机分别与压电薄膜、按键和显示屏相连。

2.根据权利要求1所述的一种基于声致毛细效应原理的便携式超声波声压测量装置,其特征在于:主体部内还设有电源,电源与单片机相连,提供电能;电源包括电池和稳压电路。

3.根据权利要求1所述的一种基于声致毛细效应原理的便携式超声波声压测量装置,其特征在于:外套管内设有限位槽,毛细管固定在限位槽内。

4.根据权利要求1所述的一种基于声致毛细效应原理的便携式超声波声压测量装置,其特征在于:选择一个合适的角度,将探测部伸入待测的超声波场中,压电薄膜测量液体进出毛细管道时所受到的外力转换成电压信号,在单片机内把微弱的电压信号放大和将高阻抗输出变换为低阻抗输出,用滑动平均滤波进行滤波处理,再由单片机进行模数转换,转换分辨率设为16位,开启连续转换;转换成数字信号后,得到的数字为x,将得到的数字进行计算:

$$\frac{x}{2^{16}}V_{ref}=V_1$$

其中,V_1为此时真实电压数值,V_{ref}为参考电压;

再结合此时压电薄膜的灵敏度特性算出此时所受压力,除去面积得到待测压强$\overline{P}$,带入公式;

$$\overline{P}=\frac{\frac{1}{2}\rho a\int_{T/2}u_1^2\,dt[1.5+(2-0.5\alpha)\frac{A1}{A2}-(\alpha^2+2)\frac{A_1^2}{A_2^2}]}{T}+(Z_1-Z_2)\rho g+\frac{2\sigma\cos\theta}{r}+P_{气}-h_{m2}\rho g$$

其中,ρ为流体密度,a为动能修正系数,u_1为毛细管管口处的瞬时流速,α为扩大系数,α>1,A_1为毛细管内径面积,A_2为毛细管外径面积,Z_1为毛细管口处的高度,Z_2为压电薄膜处的高度,g为重力加速度,σ为水张力系数,θ为接触角,r为毛细管内径,$P_{气}$为超声波空化效应产生的气泡上浮导致的压强,h_{m_2}为管道内的水头损失;

由上述公式得到毛细管管口处的瞬时流速u_1计算出一个周期内管口流体的平均振动流速u,再将平均振动流速u代入公式:

P=ρcu

计算出此处声压值P,其中,c为声音的传播速度。

一种基于声致毛细效应原理的便携式超声波声压测量装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波声压测量装置,特别涉及一种利用声致毛细效应原理设计的超声波功率即声压的检测装置。

背景技术

[0002] 目前,各领域对超声波的应用越来越广泛,而超声波功率过高又是其对人体有害的主要原因,检测超声波功率是否在安全阈值内有重要意义。同时,声化学反应器应用较为广泛,但在复杂的声化学环境里超声波功率不可避免会随时间耗散,检测其是否稳定在期望输出值对实验精确度提升也有重要意义。然而,超声波功率常用测量方法如声光效应测声强,其设备过于复杂和臃肿,需要通过计算机利用繁复的算法对衍射图像进行处理,使用者需要了解丰富的图像处理和计算机相关代码的编写能力,使用门槛较高不易普及,且不确定程度较大。另外一种常用测量仪器水听器,由于其尺寸难以做到比声波波长还小,因此会引起声场畸变,对测量准确度有不可避免的影响,且只能在水中使用。因此,需要一种体积小、灵敏度高、测量方法简便易操作的超声波功率即声压的检测装置。

发明内容

[0003] 为了解决上述技术问题,本发明提供一种基于声致毛细效应原理的便携式超声波声压测量装置,包括探测部和主体部,所述的探测部设在主体部前端,探测部包括外套管和毛细管,外套管的底端与主体部固定连接,毛细管设在外套管内,毛细管与外套管的内腔连通,装有不可压缩且已排除气泡的液体;主体部前端设有毛细管插孔,毛细管的底端伸入到主体部的毛细管插孔内,在毛细管插孔的底端设有压电薄膜;主体部内设有单片机,主体部的表面设有按键和显示屏,所述的单片机分别与压电薄膜、按键和显示屏相连;

[0004] 主体部内还设有电源,电源与单片机相连,提供电能;电源包括电池和稳压电路。

[0005] 外套管顶端设有软膜面。

[0006] 外套管内设有限位槽,毛细管固定在限位槽内。

[0007] 选择一个合适的角度,将探测部伸入待测的超声波场中,PVDF压电薄膜测量液体进出毛细管道时所受到的外力转换成电压信号,在单片机内把微弱的电压信号放大和将高阻抗输出变换为低阻抗输出,用滑动平均滤波进行滤波处理,再由单片机进行模数转换,把电信号接在单片机可复用为的ADC通道的引脚上,设置采样周期,转换分辨率设为16位,开启连续转换;转换成数字信号后,得到的数字为x,将得到的数字进行计算:

[0008] $$\frac{x}{2^{16}}V_{ref} = V_1$$

[0009] 其中,V_1为此时真实电压数值,V_{ref}为参考电压;

[0010] 再结合此时压电薄膜的灵敏度特性可算出此时所受压力,除去面积即可得到待测压强$\bar{P}$,带入公式:

[0011] $$\bar{P}=\frac{\frac{1}{2}\rho a\int_{T/2}u_1^2dt[1.5+(2-0.5\alpha)\frac{A1}{A2}-(\alpha^2+2)\frac{A_1^2}{A_2^2}]}{T}+(Z_1-Z_2)\rho g+\frac{2\sigma\cos\theta}{r}+P_{气}-h_{m2}\rho g$$

[0012] 其中,ρ为流体密度,a为动能修正系数,u_1为毛细管管口处的瞬时流速,α为扩大系数,α>1,A_1为毛细管内径面积,A_2为毛细管外径面积,Z_1为毛细管口处的高度,Z_2为压电薄膜处的高度,g为重力加速度,σ为水张力系数,θ为接触角,r为毛细管内径,$P_{气}$为超声波空化效应产生的气泡上浮导致的压强,h_{m_2}为管道内的水头损失;

[0013] 由上述公式得到毛细管管口处的瞬时流速u_1可以计算出一个周期内管口流体的平均振动流速u,再将平均振动流速u代入公式:

[0014] P=ρcu

[0015] 计算出此处声压值P,其中,c为声音的传播速度。

[0016] 本发明的有益效果:

[0017] 本发明提供的检测装置操作便捷,且主要分析过程依靠单片机,因此成本较低;与常用的水听器通过压电换能器转换水的机械振动信号相比,该装置可不受超声波场畸变的影响,不会改变原有声场,测量更加精确;同时该装置可以在大部分环境下使用,不局限在水中或者空气中,只需将探测部放在想测量的声场环境中即可。通过超声波引起的毛细管口处的泵压,能够测得连续的超声波功率实时变化值,也可直接通过单片机进行数据分析获得该段时间内的超声波功率最大值、最小值以及平均值,这些数值均可直接在装置的显示屏上显示。该装置在医疗领域和声化学反应领域有非常重要的作用,既能实时监控医疗超声波功率是否超过对人体有害的阈值,也能保证在复杂的声化学反应器环境中保持理想稳定的超声波功率。

附图说明

[0018] 图1为本发明整体结构示意图;

[0019] 图2为本发明内部结构示意图;

[0020] 图3为筒状流体微元结构示意图;

[0021] 图4为管口所取断面结构示意图。

[0022] 1、探测部;2、主体部;3、外套管;4、毛细管;5、压电薄膜;6、单片机;7、按键;8、显示屏;9、电源;10、软膜面;11、限位槽。

具体实施方式

[0023] 本发明提供一种基于声致毛细效应原理的便携式超声波声压测量装置,请参阅图1、2所示:包括探测部1和主体部2,所述的探测部1设在主体部2前端,探测部1包括外套管3和毛细管4,外套管3的底端与主体部2固定连接,毛细管4设在外套管3内,毛细管4与外套管3的内腔连通,装有不可压缩且已排除气泡的液体;主体部2前端设有毛细管插孔,毛细管4的底端伸入到主体部的毛细管插孔内,在毛细管插孔的底端距离毛细管4底部3mm处设有PVDF压电薄膜5;主体部2内设有单片机6,单片机6型号为6STM32F103C8T6单片机;主体部2的表面设有按键7和oled显示屏8,所述的单片机分别与PVDF压电薄膜5、按键7和oled显示屏8相连。

[0024] 所述的按键7包括五个功能键和一个开关键,五个功能键分别为开始/停止计数、调零、最大值、最小值和平均值键。

[0025] 主体部2内还设有电源9,电源9与单片机6相连,提供电能;电源9包括电池和稳压电路。

[0026] 外套管3顶端设有软膜面10,提供液体振动的容许空间。

[0027] 外套管3内距管底40mm～70mm的管间空隙处设有限位槽11,毛细管4固定在限位槽11内,防止毛细管4移动。

[0028] 本发明基于声致毛细效应,即超声波致使流体激荡,从而引起毛细管4口处的流体进出管道的损耗能量差产生泵压的现象。超声波在流体中传播时会引起流体在时间和空间上的周期性振动,可使管口处流体高频进出管道。由流体力学可知,水在流入突然缩小的管道与流出管道时,局部阻力不同,损耗的能量不同,流入管道与流出管道的局部阻力,损耗能量的差值产生了超声波泵的泵压。

[0029] 超声波泵原理:

[0030] 对毛细管4内外的流体均在柱坐标系下分析,将流体微分为筒状微元,请参阅附图3和4所示。

[0031] 对毛细管4管口处流体进行伯努利方程分析,以得到瞬时断面流速与所产生1-1断面与2-2断面压强差的关系:

[0032] $$\frac{P_1}{\rho g}+\frac{au_1^2}{2g}=\frac{P_2}{\rho g}+\frac{au_2^2}{2g}+h_{m_1} \qquad (1)$$

[0033] 其中,P_1为1-1断面处压强,P_2为2-2断面处压强,u_1为1-1断面处即管口的流体瞬时流速,u_2为2-2断面处即管外的流体瞬时流速,ρ为流体密度,g为重力加速度,a为动能修正系数,h_{m_1}为局部阻力,$h_{m_1}=\zeta\frac{V^2}{2g}$,ζ为局部阻力系数;

[0034] 查表可得,进入毛细管4管口处,$\zeta=0.5(1-A_1/A_2)$,记为$\zeta_{入}$;流出毛细管管口处,$\zeta=(1-A_1/A_2)^2$,记为$\zeta_{出}$;

[0035] 其中,A_1为毛细管4内径面积,A_2为毛细管4外径面积;

[0036] 考虑到水在冲击毛细管4管口时会出现外溢的情况,因此需要将研究范围扩大,从毛细管外径范围的圆柱体外扩,将研究范围从毛细管4外径R扩大到R',扩大后的面积是A'_2并引入扩大系数α;这一部分水在冲击毛细管后,所处的面积会变小(原来是只有水,冲击过毛细管口后,一部分面积是毛细管壁,一部分面积是水),而缩小后的水的面积是A'_1,得到公式如下:

[0037] $$\frac{A_1'}{A_2'}=\alpha\frac{A_1}{A_2} \qquad (2)$$

[0038] 其中,α由实验测得,当内径与外径之比为1:3时,α约为1.2;A'_1为放大研究对象后缩小面积,A'_2为放大研究对象后圆柱面积;

[0039] 引入连续性方程:

[0040] $A_1V_1=A_2V_2$ (3)

[0041] 将(1)(2)(3)式联立得到:

[0042] $$\Delta P_{出}=\frac{1}{2}\rho a u_1^2[(\frac{A_1^2}{A_2^2}-1)+(1-\frac{A_1}{A_2})^2] \quad (4)$$

[0043] $$\Delta P_{入}=\frac{1}{2}\rho a u_1^2[(1-\alpha^2\frac{A_1^2}{A_2^2})+0.5(1-\alpha\frac{A_1}{A_2})] \quad (5)$$

[0044] 其中，$\Delta P_{入}$为进入毛细管4的压强，$\Delta P_{出}$为流出毛细管4的压强；

[0045] 在高频振动下，宏观表现为平均压强，即：

[0046] $$\bar{P}=\frac{\int_0^T P\,dt}{T}=\frac{\int_0^{\frac{T}{2}} P_{入}dt-\int_{\frac{T}{2}}^T P_{出}dt}{T} \quad (6)$$

[0047] 将(4)(5)代入(6)可得流体的平均压强为：

[0048] $$\bar{P}=\frac{\frac{1}{2}\rho a\int_{T/2} u_1^2 dt[1.5+(2-0.5\alpha)\frac{A1}{A2}-(\alpha^2+2)\frac{A_1^2}{A_2^2}]}{T} \quad (7)$$

[0049] 对管道内流动的流体进行分析，引入伯努利总流方程：

[0050] $$Z_1+Z_{毛}+\frac{P_1+P_{气}}{\rho g}+\frac{au_1^2}{2g}=Z_2+\frac{P_2}{\rho g}+\frac{au_2^2}{2g}+h_{m2} \quad (8)$$

[0051] 此处，$P_{气}$为超声波空化效应产生的气泡上浮导致的压强，Z_1为毛细管管口处的高度，Z_2为压电薄膜处的高度，$Z_{毛}$为由于毛细作用产生的液柱高度，h_{m_2}为管道内的水头损失；

[0052] $$Z_{毛}=\frac{2\sigma\cos\theta}{\rho_{水}gr} \quad (9)$$

[0053] 其中，σ为水张力系数，θ为接触角，r为毛细管内径；

[0054] 将(7)、(8)、(9)式联立可得：

[0055] $$\bar{P}=\frac{\frac{1}{2}\rho a\int_{T/2} u_1^2 dt[1.5+(2-0.5\alpha)\frac{A1}{A2}-(\alpha^2+2)\frac{A_1^2}{A_2^2}]}{T}+(Z_1-Z_2)\rho g+\frac{2\sigma\cos\theta}{r}+P_{气}-h_{m2}\rho g \quad (10)$$

[0056] 通过测量压强$\bar{P}$，就可以得到毛细管管口处的瞬时流速u_1，可以计算出一个周期内管口流体的平均振动流速u，代入公式：

[0057] $$P=\rho cu \quad (11)$$

[0058] 其中，ρ为流体密度，c为声音的传播速度，即可计算出此处声压值P。

[0059] 由于超声波的空化效应产生气泡压强不稳定，本发明采用使用内部液体环境保证气泡压强的相对稳定性，并且通过压强测定确定$\bar{P}$值：

[0060] 由于是相同长的毛细管道，沿程阻力相同，因此把测量液体进出毛细管道处的压强替换为测量管底部处的压强，该压强测量利用了PVDF压电薄膜5进行压强测量。

[0061] PVDF压电薄膜5将所受外力转换成电压，灵敏度高，响应速度快，能够测量微小压力变化；但其阻抗高，能量小，因此需要接入高输入阻抗的前置放大器，把微弱信号放大和将高阻抗输出变换为低阻抗输出；由于转换成反应压力的电信号后，噪音过多，需要进行对该信号进行滤波处理，此处用滑动平均滤波进行滤波处理，滑动平均滤波对周期性干扰有良好抑制作用且平滑度高，适用于高频振荡的系统，能够较为准确地滤掉噪音，且滑动窗口

更好实现滤波实时性。

[0062] 滤波后由单片机6进行模数转换,把电信号接在单片机6可复用为的ADC通道的引脚上,设置采样周期,转换分辨率设为16位,开启连续转换。转换成数字信号后,得到的数字为x,将得到的数字进行计算:

[0063] $$\frac{x}{2^{16}}V_{ref}=V_1 \qquad (12)$$

[0064] 其中,V_1为此时真实电压数值,V_{ref}为参考电压;

[0065] 再结合此时压电薄膜5的灵敏度特性可算出此时所受压力,除去面积即可得到待测压强$\bar{P}$。

[0066] 打开装置开关,选择一个合适的角度,将探测部1伸入待测的超声波场中,按下调零按钮,调零后,尽量保持该装置倾斜角度不再发生较大改变;按下开始/停止计数按钮,开始计数后,压力值可实时显示在oled显示屏8上,再次按动停止计数按钮,可停止计数,oled显示屏8上示数不再更新;两次按键之间的压力值存储在一个数组里,通过遍历这个数组里所有值后可比较得出最大值最小值,还可将数组里所有数求平均值,按下最大值按钮、最小值按钮和平均值按钮会显示该段时间超声波压强的最大值、最小值和平均值。

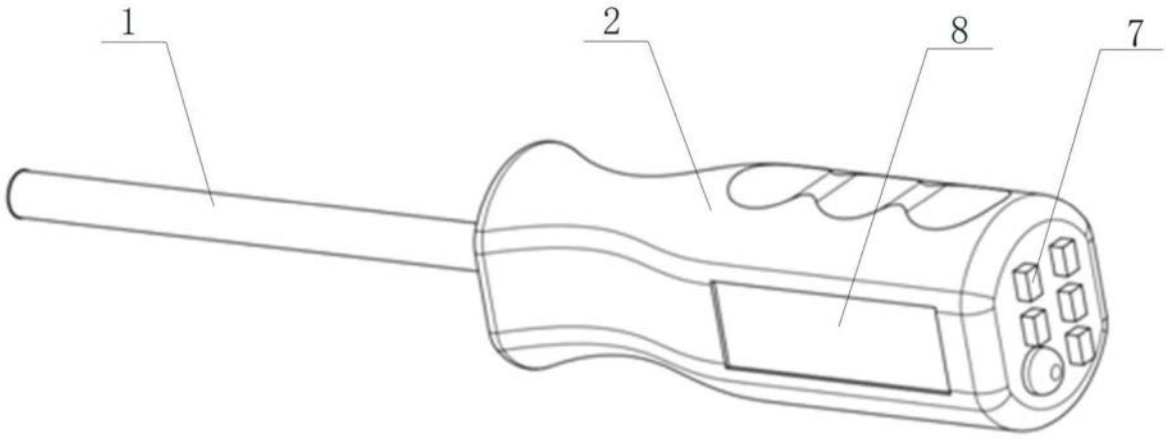


图1

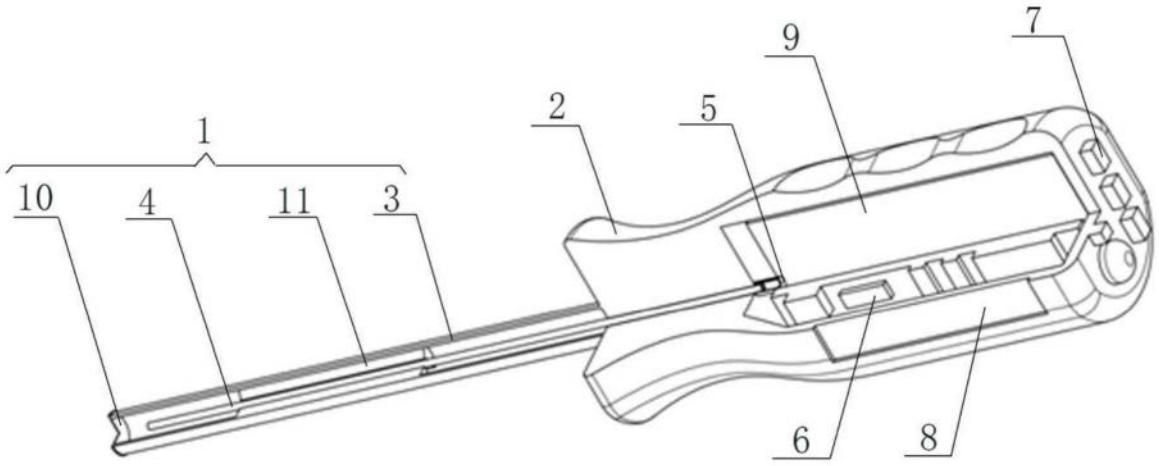


图2

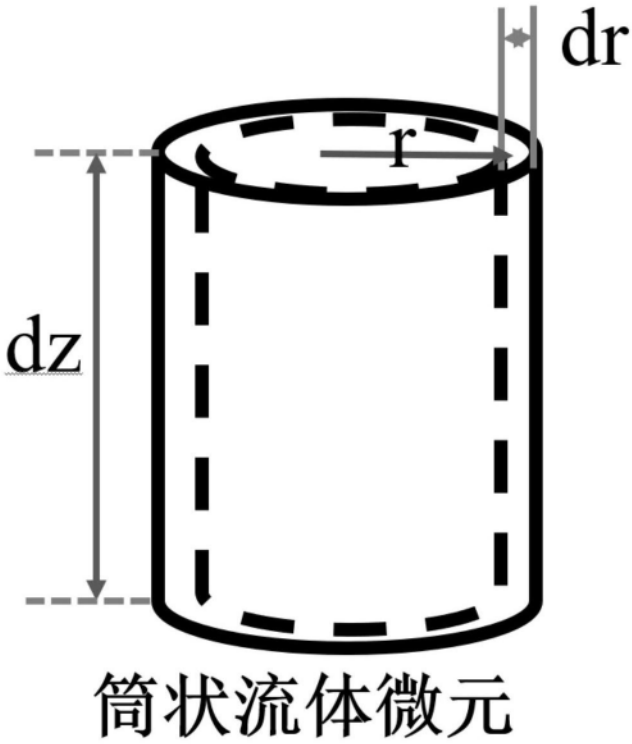


图3

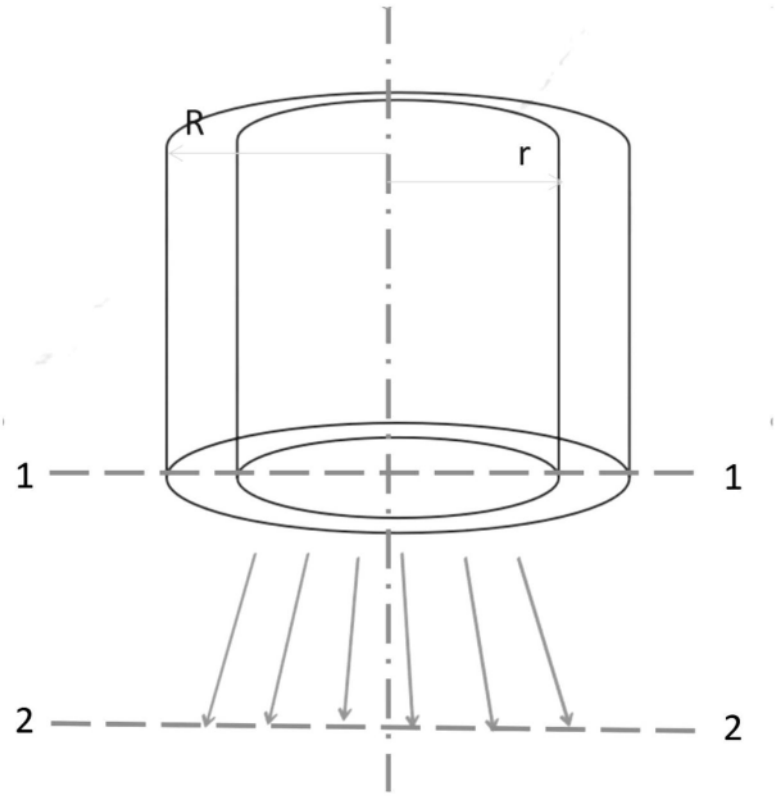


图4