

DOI:10.11784/tdxbz202404024

弹性管自激振荡的实验研究

夏振炎, 赵紫豪

(天津大学机械工程学院, 天津 300350)

摘要: 为研究弹性管自激振荡现象的发生机理与运动规律, 以应用到生物医疗等领域, 本文通过采用粒子图像测速技术(PIV), 进行了 104 组不同工况的实验测量, 包括不同液体、不同流速、不同外部压强等流场条件, 得到了各种工况的速度信号和压强信号。采用流场分析, 压强能谱分析, 速度能谱和本征正交分解分析的方法, 研究了不同条件对自激振荡的影响。通过分析比较, 发现各方法结果一致性较好, 实验获得了弹性管自激振荡发生参数条件分布图, 详细分析了该实验条件下流场发生转换的运动过程。研究了引发自激振荡前后流场的能谱变化、压强波动和流动结构时空演化规律, 讨论了自激振荡各工况流场速度模式分解与重构的运动特征, 给出了流场外部条件对自激振荡的影响规律, 得出的结论可应用于流固耦合领域以及医疗领域。

关键词: 自激振荡; 粒子图像测速; 能谱分析

中图分类号: O353.5

文献标志码: A

文章编号: 0493-2137(2025)06-0610-09

Experimental Study on Self-Excited Oscillation of an Elastic Tube

Xia Zhenyan, Zhao Zihao

(School of Mechanical Engineering, Tianjin University, Tianjin 300350, China)

Abstract: As an increasing number of diseases are related to the self-excited oscillation of various fluid conduits in animal bodies, these phenomena must be taken seriously. Herein, we used elastic tubes to simulate the fluid transport channels in the animal body to explore the principles and characteristics of elastic tube self-excited oscillation with potential applications in biomedicine and other fields. Particle image velocimetry (PIV) was used to arrange the flow field loops. A total of 104 sets of data were collected under varied experimental conditions, including variations in solution types, flow rates, and airbag pressures. Fundamental flow field analysis, pressure energy spectrum analysis, velocity energy spectrum analysis, and proper orthogonal decomposition analysis had been explored from multiple dimensions to examine the influence of external conditions on self-excited oscillation. Finally, the results obtained from each method were compared and analyzed. Notably, the results of all methods were well-coupled, demonstrating the validity of the experiment and analysis. We analyzed and defined the boundary conditions under which self-excited oscillation could and could not occur. Thereafter, we discussed in detail the specific process of transition under the test conditions. Then, we examined and discussed the energy changes in the flow field when self-excited oscillation occurred versus when it did not. Furthermore, the effects of flow direction and oscillation mode under each working condition were explored. Finally, the linear relationship between external conditions and the occurrence of self-excited oscillation was established. Several substantial conclusions were drawn regarding convection-solid coupling and medical applications.

Keywords: self-excited oscillation; particle image velocimetry (PIV); energy spectrum analysis

收稿日期: 2024-04-24; 修回日期: 2024-09-27.

作者简介: 夏振炎 (1969—), 男, 博士, 副教授, xia_zhy@tju.edu.cn.

通信作者: 赵紫豪, 1318666064@qq.com.

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(11372219).

Supported by the National Natural Science Foundation of China (No. 11372219).

动物体内的体液输运管道薄而富有弹性,因而管外压强变化与输运管形变之间的强耦合效应对动物的正常生理过程产生重大影响,例如常见的静脉压迫综合症、阻塞性呼吸窘迫等病症及主动脉血管的应力研究^[1].为了探究动物体内体液输运过程中的流动特性,研究者广泛采用了 Starling resistor 模型^[2]进行实验研究.在此模型中,生物体的生理导管被更替为橡胶材料制作的薄壁弹性管以模拟实际生理条件^[3-4].这种弹性管模型不仅便于实验操作,而且在理论和数值计算研究中亦扮演重要角色^[5-7],为深入理解动物体内复杂的流体力学现象提供了关键的研究工具.

已有的研究表明,弹性管在外部压强作用下会呈现出3种平衡状态:开放,塌陷和振荡.其中,实验中常见的振荡状态不仅与诸多生理现象(如 Korotkoff 声音、声带振动等)相关,而且也是固体力学和流体力学中极为有趣同时又极具挑战性的流固耦合问题.因此,探究弹性管自激振荡现象具有重要的理论意义和实际价值.

最先提出的弹性管自激振荡的理论模型为一维理论模型.随后 Pedley^[8]提出了二维理论模型,并被发展为数值上更容易实现的二维流膜模型(2D fluid-membrane model)^[9-10].一维、二维模型虽能描述管内液体流动的一般特征,但仍没有完全地揭示自激振荡的发生机理.基于以上工作,Hazel 等^[11]建立了与实验更相符的三维理论模型.目前,研究人员期尚处于发展阶段的三维理论模型能够进一步揭示自激振荡的产生机制^[12].同时,计算成本更低的简化统一体连续格式也应运而生.

自19世纪70年代以来,随着实验设备和方法的更新迭代,众多研究组完成的弹性管自激振荡实验描绘了更细致的流动特征^[13-15],极大地推动了振荡发生机理的研究.借助于粒子图像测速技术(particle image velocimetry, PIV)的独特优势,本研究将通过自行设计的流场实验探究影响弹性管发生自激振荡的条件,包括流体黏性、流动状态以及外部压强,以期更深入地认识弹性管自激振荡的机理和规律.

1 弹性管自激实验

图1为弹性管自激振荡实验示意,搭建实验平台所使用的装置包括超滤净水器(净水精度 $0.01\ \mu\text{m}$),水泵,气泵($-95\sim 400\ \text{kPa}$),流量计,乳胶软管(长 $23\ \text{cm}$,外径 $1.5\ \text{cm}$,壁厚 $1.5\ \text{mm}$),背景光源以及由激光器、高速摄像机和图像采集计算机组成的PIV

测量系统等.记录软管形变和振荡的高速摄像机由加拿大 Matrox 公司生产,型号为 ICL-B0620M-KC000.因自激振荡发生在较小的流速区间,不同于其他高流速实验,实验中设置相机拍摄频率为 $207\ \text{帧/s}$ 就能得到较为连续的流场图像.

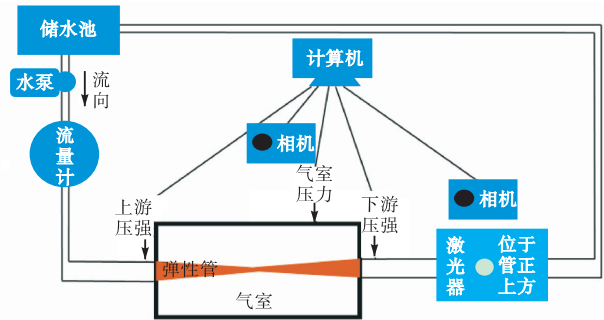


图1 实验装置示意

Fig.1 Schematic of experimental setup

基于本文的研究目的,实验使用的液体有蒸馏水以及体积分数分别为 50% 、 60% 和 70% 的甘油溶液.通过水泵调节液体流速可以得到层流、转捩和湍流3种流动状态,其中转捩和湍流状态的测量要求在每一组工况下采集不少于200张的流动矢量图,作为实验合理性与可靠性的依据.另外,PIV测量的流场区域是一个竖直沿管中心轴方向的长方形截面,以拍摄区域下游左下角为坐标原点,建立空间坐标系,则实际拍摄的区域为长 $11.2\ \text{mm}$,宽 $8.4\ \text{mm}$ 的长方形区域,且流场右侧为实际流场的下游,流场左侧为实际流场的上游,流体自左向右流动.为更好地观察全场的波动情况,实验选取3个观测点进行观测,其中第1个点位置为左上方(坐标为 $x = 2.8\ \text{mm}$ 、 $y = 2.8\ \text{mm}$),记作 Q_1 ;第2个点位置为中下方(坐标为 $x = 5.6\ \text{mm}$ 、 $y = 5.6\ \text{mm}$),记作 Q_2 ;第3个点位置为右中部(坐标为 $x = 8.4\ \text{mm}$ 、 $y = 4.2\ \text{mm}$),记作 Q_3 .

2 实验结果与分析

2.1 振荡压强波形

为探究流速对自激振荡的影响,基于控制变量原理,实验中测量了同一外部压强(p)下不同流速(v)的弹性管振荡压强波形.实验液体为蒸馏水的实验结果如图2所示,其中图2(a)、(b)的实验工况分别为 $p = 18.6\ \text{kPa}$ 、 $v = 0.526\ \text{m/s}$ 和 $p = 18.6\ \text{kPa}$ 、 $v = 0.700\ \text{m/s}$,而外部压强为 $22.5\ \text{kPa}$ 流速分别为 $0.700\ \text{m/s}$ 和 $0.871\ \text{m/s}$ 的压强谱如图2(c)、(d)所示,上、下游分别对应测量点 Q_1 和 Q_3 .整体来看,自激

振荡压强谱显示发生振荡时下游呈现明显的周期性波动. 在实验过程中, 观测到弹性管总是从最下游开始发生变形和振荡, 当振荡加剧后才会向上游传递, 使上游发生振荡. 从图 2 中也可明显看出上、下游波形相似, 但上游波动幅度相比于下游小很多, 且两者之间存在相位差, 这与文献[16]的结果一致. 因此弹

性管变形后发生周期性振荡, 其影响对下游比上游明显, 而且弹性管总是从最下游开始发生变形和振荡.

更进一步, 图 2(a)、(b)中的下游压强谱均显示约 0.13 s 的振荡周期, 但压强振幅存在显著差异, 且流速与振幅是正相关的. 类似的情况在图 2(c)、(d)的下游压强谱中也可以看到, 具体来说就是外部压强同为 22.5 kPa 时下游振荡周期约为 0.09 s, 且振幅随流速的增大而增大. 此外, 对比上述两种外部压强下的振荡周期可以发现弹性管振荡周期与外部压强呈负相关性.

作为补充, 笔者测量了同一流速不同外部压强的振荡波形, 如图 3 所示. 从图 3(a)、(b)可以看出, 在流速同为 0.871 m/s 而外部压强分别为 22.5 kPa 和 28.0 kPa 两种工况下, 下游的压强峰值都约为 5.0 kPa, 通过压强峰值可明显看出在大的外部压强处振荡周期明显减小. 如图 3(c)、(d)所示, 不同外部压强下压强振幅都在 2.5 kPa 左右, 但振荡周期随压强增大而明显减小. 换言之, 在弹性管自激振荡出现后, 压强谱的振荡峰值与流速正相关, 对外部压强不敏感, 而振荡周期却与外部压强负相关, 但流速不会对其产生明显影响. 尽管气室压力与自激振荡周期存在一定的规律, 但应该强调的是较大的气室压力产生的自激振荡周期性没有较小气室压力振荡时的周期性规则. 这是由于弹性管在高压下变形较大, 整个弹性管内应力增加, 弹性管固壁材料受力与流场中的微小扰动就会使管道变形产生奇异性, 经过一个增长过程, 放大了该不规则扰动, 从而使弹性管振荡波形发生一定的变化.

如图 4(a)所示, 以蒸馏水为实验液体的压强波形显示, 当自激振荡发生时, 即使在同一流速不同气室压力(或同一气室压力不同流速)的工况下, 振荡都会呈现出不同的模式, 由此可见自激振荡具有极高的自发性, 振荡波形对外部因素极为敏感. 而且在特定流速下, 诱发自激振荡的气室最大压强和最小压强条件下, 振荡波形上均出现较多尖峰, 而当气室压力处于诱发自激振荡的压强范围时, 振荡呈现较大波形且出现很多尖峰, 这与文献[17]的结果一致.

另外, 流体黏性是影响流体流动的重要因素, 本次实验通过对具有不同黏性流体(蒸馏水和体积分数分别为 50%、60% 和 70% 的甘油溶液, 其黏性依次递增)的观测来探究黏性对弹性管自激振荡的影响. 实验结果表明上述关于外部压强与流速对自激振荡影响的结论同样也适用于不同体积分数的甘油溶液, 但随着溶液中甘油体积分数的增加, 压强波形变得更加

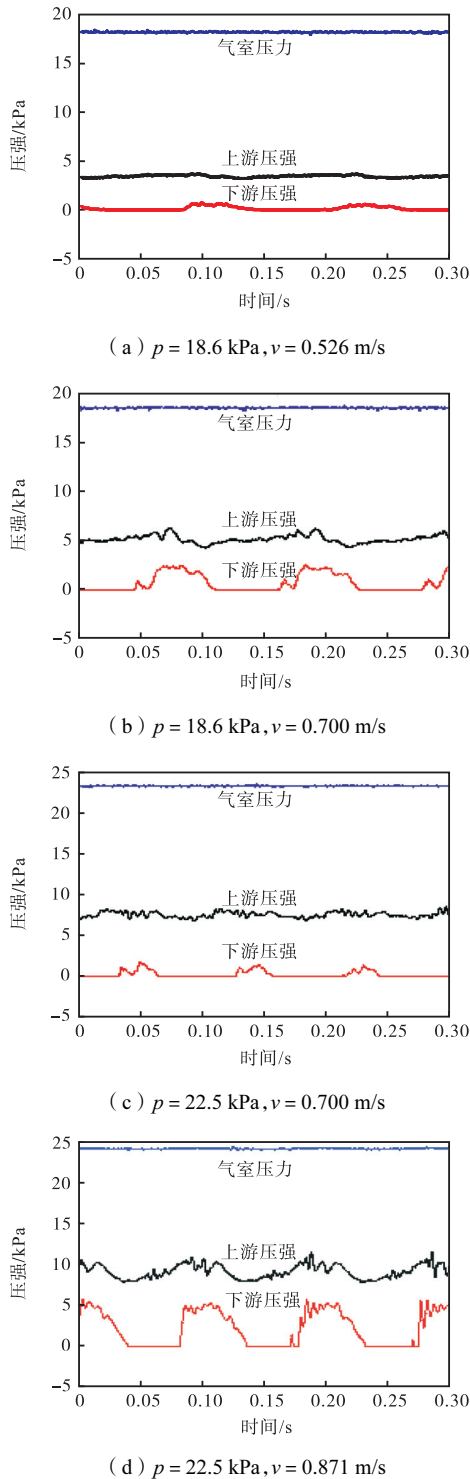
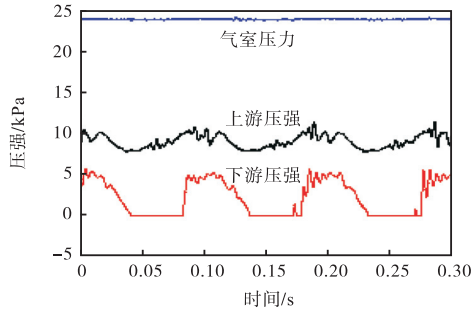
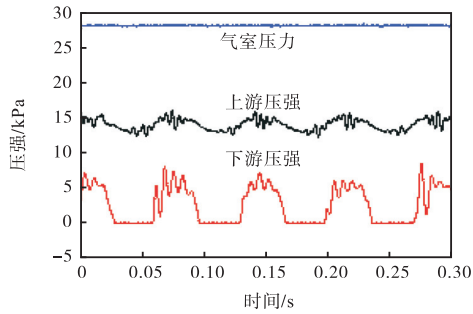


图 2 同外部压强不同流速的振荡波形对比

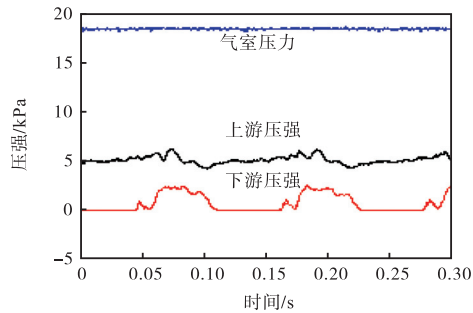
Fig.2 Comparison of oscillation waveforms under the same external pressure but different flow velocities



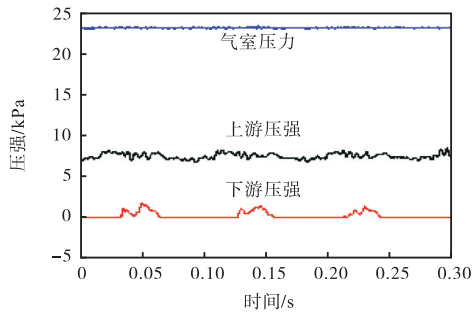
(a) $p = 22.5 \text{ kPa}, v = 0.871 \text{ m/s}$



(b) $p = 28.0 \text{ kPa}, v = 0.871 \text{ m/s}$



(c) $p = 18.6 \text{ kPa}, v = 0.700 \text{ m/s}$

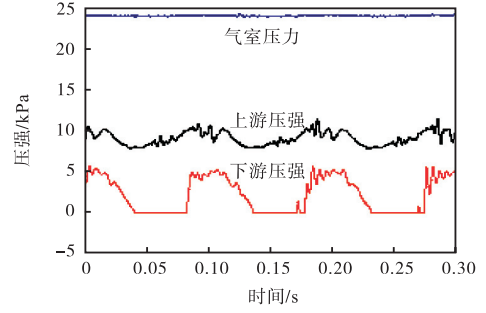


(d) $p = 22.5 \text{ kPa}, v = 0.700 \text{ m/s}$

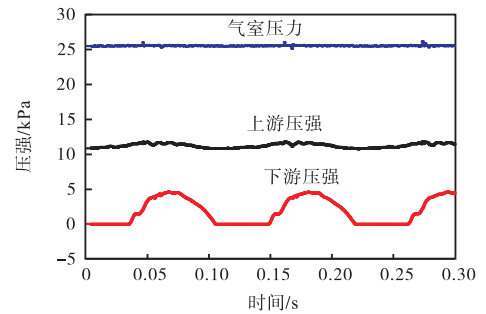
图3 同流速不同外部压强振荡波形对比

Fig.3 Comparison of oscillation waveforms under the same flow velocity but different external pressure

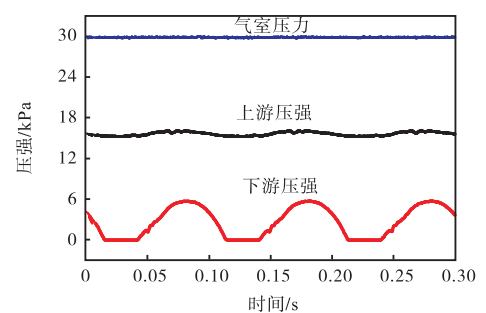
光滑,不再出现许多尖峰,波形近似于正弦波形,如图4(b)、(c)、(d)所示.黏性越大对应的振荡波形越光滑,说明流体黏性是流体抵抗变形的体现,但较大的黏性意味着流体元之间的摩擦力较大从而导致特定流速下需要更大的外部压强才能使得弹性管发生自激振.



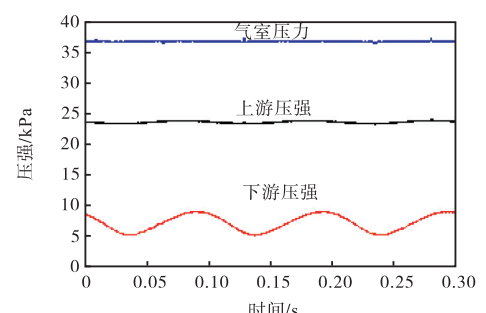
(a) $p = 22.5 \text{ kPa}, v = 0.871 \text{ m/s}$, 蒸馏水



(b) $p = 26.0 \text{ kPa}, v = 0.526 \text{ m/s}$, 50% 甘油



(c) $p = 30.0 \text{ kPa}, v = 0.526 \text{ m/s}$, 60% 甘油



(d) $p = 36.0 \text{ kPa}, v = 0.430 \text{ m/s}$, 70% 甘油

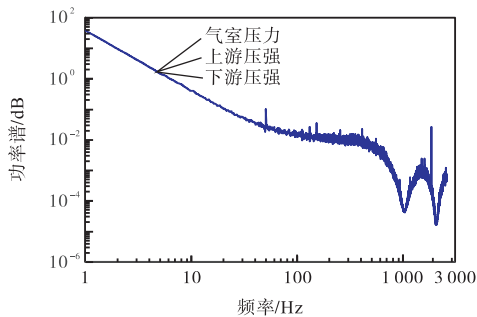
图4 各类实验液体的振荡波形

Fig.4 Oscillation waveforms of various working liquids

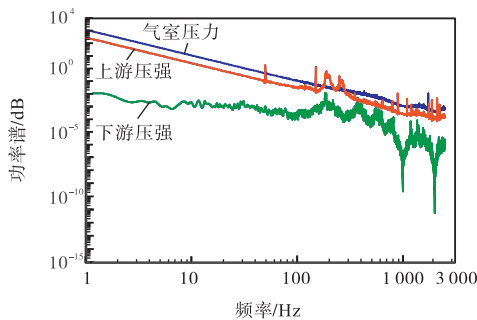
2.2 自激振荡能谱分析

此次实验中判断弹性管是否发生振荡的一个主要依据便是弹性管的能谱,因为能谱不仅能够反映流场中能量的转移,也能更清晰地揭示振荡的发生.例如,仅凭肉眼很难判断的零振模式(其振荡波形如图2(a)所示),能谱分析显示零振模式的能谱与层流、

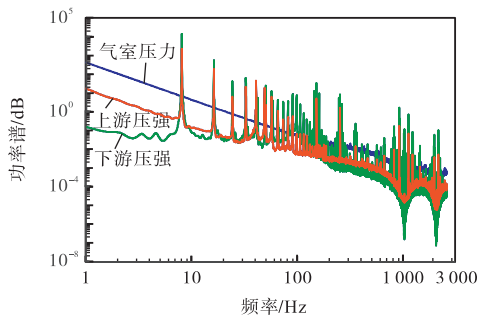
湍流情形的能谱存在显著差异,如图 5 所示. 从图中可以发现,层流情形下 3 条压强能谱线基本重合,且该重合现象对外部压强并不敏感. 这说明在非湍流的情况下,流体的流动基本没有能量的流失或转移. 但层流转换为湍流后,3 条能谱线分离,此时气室压力能谱能量最高,上游能量整体高于下游能量. 在低频部分上游压强能谱与气室压力能谱除了数值不同外,波动趋势基本一致. 而下游压强能谱变化较上游与气室能谱变化剧烈,这是弹性管形变引起流体微幅振荡并传播到下游所致. 而当弹性管发生自激振荡后,上、下游能谱的波动更为剧烈,低频区域上游与下游能谱波动除了幅值不同外,波动趋势基本一致,并且伴随有大量高阶振荡模态的产生.



(a) 层流, $p = 0 \text{ kPa}$, $v = 0.047 \text{ m/s}$



(b) 湍流, $p = 30.0 \text{ kPa}$, $v = 0.700 \text{ m/s}$



(c) 零振模式, $p = 18.6 \text{ kPa}$, $v = 0.526 \text{ m/s}$

图 5 层流,湍流及零振模式的压强能谱

Fig.5 Pressure energy spectra of the laminar flow , turbulent flow and zero-vibration mode

图 6 是承载蒸馏水的弹性管在各种不同工况下发生自激振荡时的压强能谱. 由图 6 可以明显看出,弹性管自激振荡时低频段上游能量高于下游能量,而高频段情形则相反. 这说明流体在流经实验软管后,能量从低频向高频振荡模态发生了转移. 其原因是弹性管在振荡过程中,流体与软管之间发生了能量转移,流至下游的流体获得了软管振荡的一部分动能和弹性能,从而使得下游激发的高频振荡部分能量高于上游能量. 另外,对比相同流速不同气室压力情形下的压强能谱容易发现,随着气室压力的增大,各振荡模态的振荡能量逐渐减小,且上、下游振荡的相位差逐渐增大. 对比不同流速的能谱可以发现,在流速较高的工况下,上、下游能量都会从频率约为 100 Hz 处上升,并形成凸起,且流速越大,凸起的峰值越大,跨越更宽的振荡频率区间,而低速条件下几乎观测不到该现象.

不同体积分数的甘油溶液的实验结果显示,随着实验流体黏性的增大,能量尖峰更为明显,尖峰波动值也更大,且下游相邻尖峰的起伏差距也更大,这说明随着黏性增加,能量更多地集中在第 1 振荡模态. 另外,黏性越大的实验液体产生的能谱越规则,这说明了高黏性溶液的振荡更为规则,振荡周期更为明显,与前述压强波形的结果一致. 值得指出的是水在高流速下振荡已无法找到规则周期,而甘油溶液始终可以找到明显的振荡周期.

流速为 0.700 m/s、气室压力为 25.0 kPa 时,观测点 Q_3 处的流向和径向流场能谱如图 7 所示,在此条件下弹性管发生了自激振荡. 从图 7 中容易看到,弹性管自激振荡时,径向能量高于流向能量,且径向的能量波动剧烈程度基本高于流向,说明弹性管沿径向的振荡更为剧烈,这极不同于未振荡时的情形. 弹性管未发生振荡时,包括湍流状态,流体主要沿流向流动,因此径向的能量大多时候小于或者等于流向能量,但不会大幅度地超越流向能量. 发生这一现象的原因主要是弹性管以一张一合的方式振荡,因为这样的振荡是径向的,从而导致径向的能量在绝大多数时候高于流向能量,波动的剧烈程度也高于流向的能量波动. 其次,另一个与未振荡工况的明显差异是在发生自激振荡后,流向和径向的能量波动存在相位差. 即弹性管发生自激振荡后,流向和径向的第 1 振荡模态不再耦合在一起,而是存在一个能量转移.

在上述相同实验条件下,图 8 展示了 3 个观测点 Q_1 、 Q_2 和 Q_3 处的径向能量波动. 由图 8 容易发现在

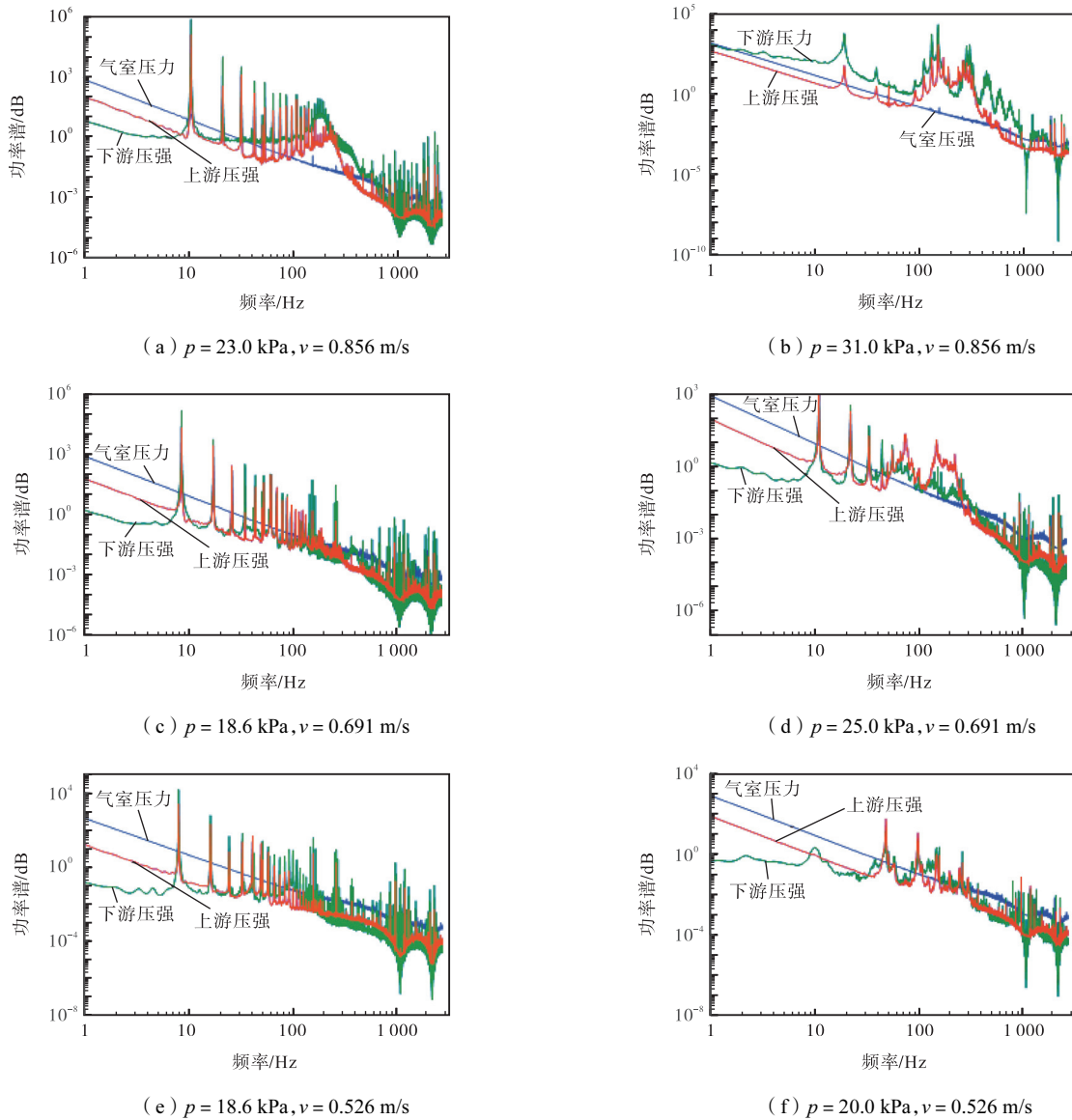


图6 自激振荡压强能谱

Fig.6 Self-excited oscillation pressure energy spectra

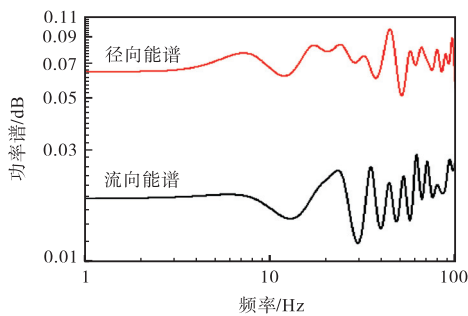


图7 流向、径向速度能谱

Fig.7 Velocity energy spectra in flow and radial directions

同一工况下，不同观测点处的能量相差较小，但是振荡的剧烈程度不尽相同，其中 Q_2 处最剧烈，其次是 Q_1 ，剧烈程度最低的是 Q_3 。这种差异可以从流场的本征正交分解 (proper orthogonal decomposition,

POD) 分析中找到原因。图 9 为自激振荡状态下的 POD 前 20 模态瞬时重构振荡流线，其中绿色部分表示倒流区，蓝色部分表示正向流动，红色箭头是矢量箭头，箭头长短表示该位置的速度大小。从图 9 中可以看到两个明显的现象。首先，振荡状态下的任何瞬时，流场都以多个流体微团形式存在，流体被周期性自激振荡分割为不同流动形式的区块。其次，倒流流体微团存在任一瞬时，并且倒流大多是发生在上、下管壁附近，中部出现倒流的情况较少。其主要原因是由于管壁与流体之间的剪切作用使得管壁附近回流明显，而中部没有与管壁的摩擦，因而出现倒流的情况较少。因此，3 个观测点振荡剧烈程度存在明细差异的原因是：在弹性管两侧靠近管壁部分存在强烈的反方向、周期性二次流，又由于越靠近边界层管壁剪

切作用越明显,使得在测点 Q_1 和 Q_2 处流场复杂,脉动加剧,而在弹性管轴线附近大部分是沿主流方向的流动,较边界部分更稳定. 而 Q_2 之所以高于 Q_1 是由于 Q_2 距离软管出口较近,因此 Q_2 相对发展了一段,所以 Q_1 较 Q_2 稍稳定.

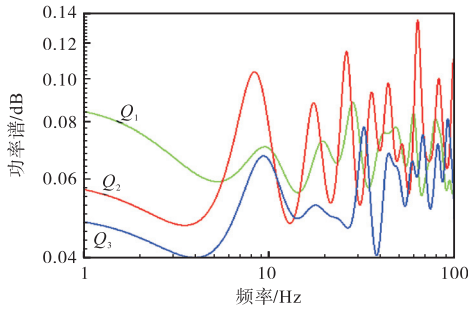


图 8 3 个观测点的径向速度能谱

Fig.8 Radial velocity energy spectra at three observation points

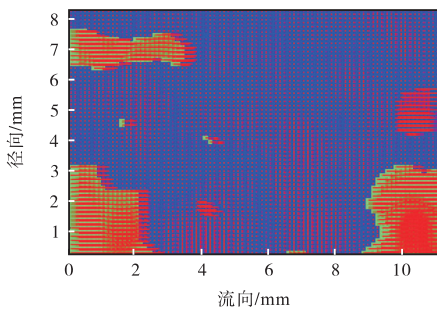


图 9 振荡流线

Fig.9 Oscillatory streamline

对比不同工况下的能谱可以发现,各观测点的能量基本一致,但能量波动对气室压力极为敏感,其中流向波动的剧烈程度随气室压力的增大而减小,与之相反,径向的能量波动与气室压力正相关. 这说明外部气室压力抑制流向波动,增强径向波动. 由于振荡主要对径向波动有贡献,因此加压后径向能量波动加剧.

2.3 多维度对比分析振荡特性

通过综合对比压强波形、压强能谱、流向速度能谱、径向速度能谱和软管变形来分析弹性管振荡频率之间的关系,方法是:①从压强波形上得到软管振荡周期,计算其振荡的周期和频率;②在压强能谱上找到了第 1 峰对应的频率值,也就是第 1 振荡模态发生频率;③由速度能谱提取振荡频率,选取位于弹性管轴线位置的 Q_3 能谱,并得到振荡频率;④分析实验采集的相机拍摄的弹性管变形图像. 相机每秒拍摄 207 帧图像,从每种工况的 2×10^4 张照片中算出弹性管振荡周期和频率. 以上方法得到的弹性管振荡频

率如图 10 所示. 其中工况编号 1~12 所用的实验液体为蒸馏水,编号 13~15 的实验液体为 50% 甘油溶液,编号 16~19 的实验液体为 60% 甘油溶液,剩下的为 70% 甘油溶液. 与工况编号对应的外部环境参数如表 1 所示. 由图 10 可以发现压强波形所得的振荡周期与压强能谱所得的振荡周期以及由软管振荡拍摄的照片所得到的振荡频率曲线几乎完全重合. 由于振荡是由多模态共同引起的,从波形和弹性管变形得到的振荡频率是整体的振荡频率,而从各个速度能谱得到的频率是振荡主模态频率,是单一频率. 实际振荡还包括其他占比相对较小的振荡模态的贡献. 更重要的是流场同弹性管耦合作用,激发出更多周期性流动结构,使得内部流场的振荡过程变得更复杂,因此存在微小偏差.

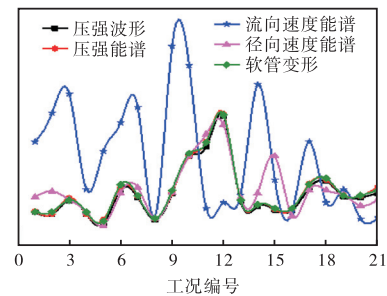


图 10 多维度振荡特性对比

Fig.10 Comparison among multi-dimensional oscillation characteristics

表 1 外部环境参数

Tab.1 External environmental parameters

工况编号	气室压力/kPa	流速/(m/s)	工况编号	气室压力/kPa	流速/(m/s)
1	19.0	0.412	12	31.0	0.871
2	18.6	0.526	13	26.0	0.404
3	20.0	0.526	14	26.0	0.486
4	18.6	0.700	15	26.0	0.526
5	20.0	0.700	16	29.8	0.392
6	22.5	0.700	17	36.0	0.514
7	25.0	0.700	18	40.0	0.538
8	19.0	0.871	19	30.0	0.526
9	23.0	0.871	20	36.0	0.430
10	25.0	0.871	21	36.0	0.442
11	28.0	0.871			

经过综合对比分析,与各实验液体的流动状态对应的实验条件如表 2 所示. 从表 2 中容易看出各种溶液的转捩速度上、下限基本一致,即在本套实验装置下,转捩速度仅与实验装置参数有关而与溶液性质关系不大,而最低可以出现自激振荡现象的流速则随流体黏性的增大而不断减小,体积分数到 70% 时出现回弹. 在相同流速下,各溶液可发生自激振荡的气

室压力范围上、下限也随黏性的增大而增大。同时, 所需要气室压力越大。同种溶液在可以发生自激振荡的流速下, 流速越高,

表 2 各实验液体流动状态的条件

Tab.2 Conditions of the flow states of various working liquids

实验液体	转捩流速 下限/(m/s)	转捩流速 上限/(m/s)	可振荡的最 低流速/(m/s)	最低可振荡流 速对应的气室 压力范围/kPa	泵在 30 Hz 下 0 压流速/ (m/s)	流速 0.526 m/s 时可振荡的气 室压力范围/kPa	流速 0.526 m/s 时, 增加 16 kPa 气室 压力后流速/(m/s)
蒸馏水	0.048	0.062	0.426	18.5 ~ 19.2	0.526	18.6 ~ 20.4	0.524
50% 甘油	0.048	0.060	0.404	24.8 ~ 26.5	0.486	26.4 ~ 30.8	0.523
60% 甘油	0.048	0.058	0.373	28.9 ~ 29.8	0.514	40.2 ~ 43.6	0.524
70% 甘油	0.049	0.059	0.430	35.6 ~ 37.0	0.442		

此外,通过对不同工况各流体振荡模式的分析发现,在弹性管自激振荡的整个过程中振荡模式可大致分为 6 类。图 11 是此次实验所观测到的下游压强振荡模式的总结。

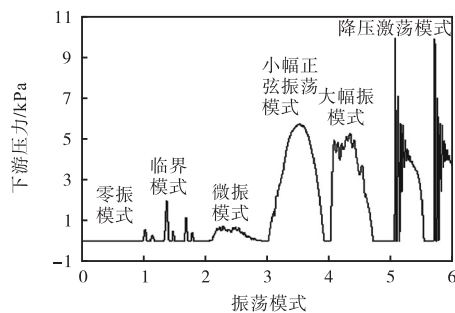


图 11 振荡模式串联

Fig.11 Series of oscillation modes

0~1 为零振模式,即没有振荡,波形显示为一条水平直线。

1~2 为临界模式,此时弹性管刚刚失稳,处于要发生与未发生自激振荡的临界状态,该模式中波形有小的尖刺,但无明显周期,呈现不规则无周期的小振幅的振荡状态。

2~3 为微振模式,该形式中软管已发生振荡,尽管振荡极为微小,但已呈现出周期性振荡规律。

3~4 为小幅正弦振荡模式,在该模式中弹性管振荡呈现较为规则的正弦波形。

4~5 为大幅振荡模式,弹性管振荡比较剧烈,并且变得复杂,在规则的正弦振荡同时出现许多小的振荡形式,在正弦波的大轮廓下出现许多尖峰。

5~6 为降压激荡模式,该振荡模式是在降压过程出现的振荡模式(图 11 中振幅已缩小为 1/7),显然该模式与前 5 类模式存在较大差异。

上述结果与文献[18]总结的振荡模式波形一致。

3 结论

本文借助自建的实验平台对多种流体流经弹性

管时发生自激振荡的现象进行了波形、速度谱、流径向能谱等多维分析,并得到以下结论。

(1) 本实验所设条件下,随着雷诺数的增大,流体先后经历层流、转捩和湍流 3 种状态,当对弹性管施加适当的外部压强时,流体会发生周期性振荡。借助 PIV 测量工具,本实验共观测到 6 类振荡模式。

(2) 影响自激振荡特性的因素包括流体黏性、流速和外部压强等。液体黏性使振荡趋向规则,但黏性越大振荡越不易发生。流速和外部压强分别对振幅和周期产生显著影响,但较大的流速发生自激振荡所需的外部压强也越大,而增大压强导致流体的振荡周期减小,同时流向的振荡减弱,径向的振动变得更剧烈。

(3) 层流、湍流以及振荡状态下的压强能谱存在显著差异,且振荡的压强能谱显示上、下游出现周期性压强波形,尽管上游振幅较下游小且有相位变化,但这仍表明上、下游的压强信号具有耦合关系。

(4) 在非振荡流场中,流向振荡与径向振荡几乎同步,第 1 模态发生在同一频率处,且流向含能高于径向含能。

(5) 在自激振荡状态下,流、径向振荡存在明显的相位差,表现为流向振荡滞后于径向振荡,且流向含能低于径向含能,流向的振荡也要比径向的振荡温和。

参考文献:

- [1] Shen Y, Ying X L. Numerical analysis for the efficacy of nasal surgery in obstructive sleep apnea hypopnea syndrome[J]. Acta Mechanica Sinica, 2014, 30(2), 250-258.
- [2] Pinsky M R, García M I M, Dubin A. Significance of critical closing pressures (starling resistors) in arterial circulation[J]. Critical Care, 2024, 28: 127.
- [3] Grotberg J B, Jensen O E. Biofluid mechanics in flexible tubes[J]. Annual Review of Fluid Mechanics,

- 2004, 36: 121-147.
- [4] Wu H J, Jia L B, Yin X Z. Experiments on self-excited oscillation in a thin-walled collapsible tube[J]. *Acta Mechanica Sinica*, 2015, 31: 817-826.
- [5] 李建伟, 纪盛章, 宋金玉. 流固耦合分析脉压差对颈内动脉狭窄处壁面剪切力的影响[J]. *介入放射学杂志*, 2023, 32(11): 1131-1134.
Li Jianwei, Ji Shengzhang, Song Jinyu. Fluid structure interaction analysis of the effect of pulse pressure difference on the wall shear stress at the stenosis of internal carotid artery[J]. *Journal of Interventional Radiology*, 2023, 32(11): 1131-1134(in Chinese).
- [6] Cai Z X, Luo X Y. A fluid-beam model for flow in a collapsible channel[J]. *Journal of Fluids and Structures*, 2003, 17(1): 125-146.
- [7] Huang Q, Tian F B, Young J, et al. Transition to chaos in a two-sided collapsible channel flow[J]. *Journal of Fluid Mechanics*, 2021, 926: A15.
- [8] Pedley T J. Longitudinal tension variation in collapsible channels: A new mechanism for the breakdown of steady flow[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1992, 114(1): 60-67.
- [9] 王小旭. 二维流模型在西关水库溃坝分析中的应用[J]. *水科学与工程学报*, 2021(3): 60-64.
Wang Xiaoxu. Application of two-dimensional flow model in analysis of dam break of Xiguan Reservoir[J]. *Water Sciences and Engineering Technology*, 2021(3): 60-64(in Chinese).
- [10] Luo X Y, Pedley T J. A numerical simulation of unsteady flow in a two-dimensional collapsible channel[J]. *Journal of Fluid Mechanics*, 1996, 314: 191-225.
- [11] Hazel A L, Heil M. Steady finite-Reynolds-number flows in three-dimensional collapsible tubes[J]. *Journal of Fluid Mechanics*, 2003, 486: 79-103.
- [12] 汪波, 韩阳, 齐楠. 建立基于浸入边界有限元法的三维静脉瓣流固耦合数值模型[J]. *医用生物力学*, 2024, 39(1): 40-45.
Wang Bo, Han Yang, Qi Nan. Three-dimensional fluid-structure interaction model of venous valve based on immersed boundary/finite element method[J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2024, 39(1): 40-45(in Chinese).
- [13] Bertram C D, Godbole S A. Area and pressure profiles for collapsible-tube oscillations of three types[J]. *Journal of Fluids and Structures*, 1995, 9(3): 257-277.
- [14] Bassez S, Flaud P, Chauveau M. Modeling of the deformation of flexible tubes using a single law: Application to veins of the lower limb in man[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2001, 123(1): 58-65.
- [15] Bertram C D, Elliott N S J. Flow-rate limitation in a uniform thin-walled collapsible tube, with comparison to a uniform thick-walled tube and a tube of tapering thickness[J]. *Journal of Fluids and Structures*, 2003, 17(4): 541-559.
- [16] Wang J W, Chew Y T, Low H T. Effects of downstream system on self-excited oscillations in collapsible tubes[J]. *Communications in Numerical Methods in Engineering*, 2009, 25(5): 429-445.
- [17] Oruç V, Çarpınlioğlu M Ö. Theoretical approximations to analyse the onset of self-excited oscillations in flow through collapsible tubes[J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, 2010, 224(2): 337-343.
- [18] Luo X Y. Flow in collapsible tubes or over compliant surfaces for biomedical applications[J]. *Communications in Numerical Methods in Engineering*, 2009, 25(5): 401-403.

(责任编辑: 王晓燕)