声流现象的研究及其应用

钱盛友 王鸿樟 孙福成

(上海交通大学仪器工程系 上海 200030) 1996年4月1日收到

摘要 本文从声流产生的机理出发、综合了影响声流的诸因素、介绍了声流现象的检测方法及声流 效应的应用.

关键词 声流、声吸收、边界、非线性

Acoustic streaming and its applications

Qian Shengyou, Wang Hongzhang, Sun Fucheng

(Department of Instrument Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200030)

Abstract Influence factors on acoustic streaming are generalized on the basis of its mechanism of generation. Methods to detect this phenomenon as well as its effects and applications are introduced and discussed.

Key words Acoustic streaming, Acoustic absorption, Boundary, Nonlinearity

1 引言

气体或液体媒质中有强声波传播时, 往往 会引起一种非周期性的运动、这种现象称为声 流^[1]. 声流包括体声流 (bulk streaming) 和微 声流 (microstreaming). 根据产生方式、体声流 又可分为两大类:一类起源于自由空间中声波 的衰减,此种声波通常与高雷诺数相关:另一类 则因媒质与其接触的固体之间的摩擦引起、包 括媒质中存在振动体或障碍物、声波沿波导传 播、容器中存在驻波场等情况. 体声流常简称 为声流. 微声流是指媒质中与微小空化泡相联 系的局部流动. 声流现象发现很早, Rayleigh 最先对这一现象进行了理论研究, 此后国外学

者在这方面开展了大量的工作, 本文将就这些 研究成果进行综述.

声流产生的机理 [1,2]

对声流现象的理论分析基于 Navier-stokes 方程、连续性方程及状态方程, 不考虑粘滞力 的情况下,可得如下方程组:

$$\begin{cases} \rho \left[\frac{\partial v}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \nabla) \ \vec{v} \ \right] = -\nabla p \\ \frac{\partial \rho}{\partial t} + div(\rho \ \vec{v}) = 0 \end{cases} \tag{1}$$

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + div(\rho \vec{v}) = 0 \tag{2}$$

$$\nabla p = c^2 \nabla \rho \tag{3}$$

将流体场展开:

$$\rho = \rho_0 + \rho_1 + \rho_2 + \cdots$$

$$\vec{v} = \vec{v_1} + \vec{v_2} + \cdots$$

. 38 . 16 卷 6 期 其中 ρ_0 为媒质的静态密度, ρ_1 、 $\vec{v_1}$ 为声场的一阶量, ρ_2 、 $\vec{v_2}$ 为声场的二阶量。假定一阶声场无旋,并令:

$$w = rac{1}{2}
ho_0 v_0^2 + rac{1}{2}c_0^2
ho_1^2/
ho_0^2 \
ho_2' =
ho_2 - w/c_0^2$$

通过推导可得:

$$\rho_0 \left[\frac{\partial^2 \vec{v_2}}{\partial t^2} - c_0^2 \nabla^2 \vec{v_2} \right] + \rho_0 c_0^2 \nabla \times \nabla \times \vec{v_2}$$

$$= -\frac{\partial}{\partial t} \left[\rho_0 v_1^2 + c_0 \left(\frac{dc}{d\rho} \right)_0 \rho_1^2 \right]$$
(4)

$$\rho \frac{\partial^2 \rho_2'}{\partial t^2} - \rho_0 c_0^2 \nabla^2 \rho_2'$$

$$= \nabla^2 \left[\rho_0 v_1^2 + c_0 \left(\frac{dc}{d\rho} \right)_0 \rho_1^2 \right]$$
 (5)

从上述两式可以看出,如果为无旋场,则此两式是以一阶场的平方为源函数的非齐次波动方程.这个结果表明:在无粘无旋的流体中,即使存在辐射压,也不会产生声流.

一般情况也可用二阶近似情况下所得的 Burgers 方程来进行分析. 通过分析可知: 声流 是媒质通过声吸收从声波中得到动量的结果. 在有限振幅的情况下,由于非线性吸收效应, 不管媒质是否具有粘滞性、均可产生声流.

3 影响声流的因素

3.1 粘滞系数

声流形成过程中,驱动声流的力依赖于容变粘滞系数 ξ ,阻碍声流的依赖于切变粘滞系数 $\eta^{[2]}$. 根据 Eckart 理论,可求出 Kundt 管中 (图 1) 轴向声流速度 $\eta^{[3]}$:

$$v = (\omega^2 r^2 G I/\rho c^4) \cdot (\frac{4}{3} + \xi/\eta) \tag{6}$$

式中, I 为声强, r 为声束半径, r_0 为管半径, ω 为角频率, ξ 为容变粘滞系数, η 为切变粘滞系数, G 为几何因子: $G=(r^2/r_0^2-1)/2-\log(r/r_0)$. 由 (6) 式可知, 声流速度正比于粘滞比 $\frac{4}{3}+\xi/\eta$. 声流达到稳态所

需的时间及最大声流速度与切变粘滞系数 η 有关. 若 η 过低,声流会变成湍流.

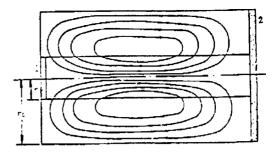


图 1 厄卡特声流理论图示 [1] 1. 声源, 2. 吸收体

3.2 弛豫过程

3.3 可压缩性 [5]

媒质的可压缩特征可用马赫数表示, $M=\frac{\mu_0}{c_0}$, μ_0 为振源振动速度幅度. 考虑媒质的可压缩性时,边界层声流速度与 Prandtl 数及比热比 γ 有关,沿轴向及法向均有分量. Prandtl 数, $P_r=\rho_0\eta C_p/k$,K、 C_p 分别为导热率及定压比热. 媒质的可压缩性不仅对内层声流有影响,在二、三维情况下对外层声流也有影响. 媒质可压缩时,边界层外声流速度增加了,增加的量由 P_r 、 γ 决定. 对气体而言,可压缩性对声流影响显著;对液体而言,可压缩性对声流影响显著;对液体而言,这果相对较小. 忽略媒质的可压缩性,会导致声流速度法向分量消失.

3.4 异性物质

对气体而言,湿度不同时,高频声波引起的声流差异不大 ^[6];低频情况下,湿度对声吸收影响很大,且声吸收系数与湿度并不是正比例关系,因此声流速度随湿度变化显著.

液体中有小颗粒、微生物或接近谐振尺寸。 的气泡时、声流速度会明显增加,

3.5 边界效应

边界对声流的影响很复杂, 边界效应可用 边界层厚度 δ 来表示, $\delta = (2\eta/\omega)^{\frac{1}{2}}$. 根据声 流雷诺数 Res (Streaming Reynolds number) 的 值,边界对声流的影响可分为三类,分别对应 0、1、2个边界层.

驻波声场中, 球体及柱体边界附近的声流 流线成闭合型, 当它们偏离声场腹点时, 声流 的对称性被破坏,如图 2 所示,此时,声流对 球面或柱面的作用力与 δ 成正比、方向指向速 度腹点^[7] (velocity antinode). 两列正交驻波 在球体周围引起的声流会产生一力矩作用于球 上, 容器中存在驻波场时, 器壁附近声流方向 由声场的腹点指向节点.

障碍物周围的声流随障碍物离声源的冠离 而变化. 球形障碍物离声源的距离减小、声流 的循环区数目会增加 [8]. 近源处、球体会受到 一指向声源的稳态力,此力随球体离声源的距

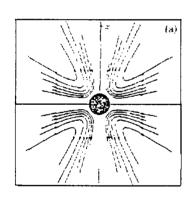
离减小而迅速增加. 热球体近表面处声流与外 侧声流方向相反、声流会使热球体的温度分布 对球体受力的影响减小 [9].

声场中, 任意形状的柱体作高频小振幅振 荡时、柱角附近净流很少、且与外层分开[10]. 如图 3 所示. 容器器壁振动时、振动模式对边 界层内声流影响很大、而对边界层外的声流没 有多大影响, 容器内声流的循环区数目与雷诺 数有关、高雷诺数对应较多的循环区.

3.6 声场特件

由声流产生的机理可知, 声流速度正比于 声波频率的平方及声强, 频率足够高时, 无需 很强的声波就可以产生声流. 当声流速度超过 某一临界值时、声流变成湍流,此时、声流速 度与声强的比例常数变化、甚至可能变成非线 性.

声束的宽度对声流也有影响, 当声束充满 整个管时、声流速度为 0. 自由空间产生的声 流几乎局限于声束范围之内[11].



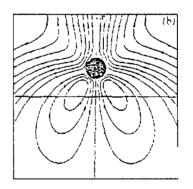
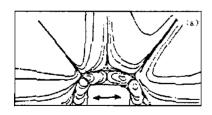


图 2 细圆柱周围的声流

(a) 圆柱位于平面驻波速度腹点 [7] (b) 圆柱偏离平面驻波速度腹点 [7]



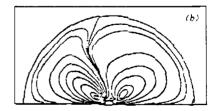


图 3 任意形状柱体附近的净流 [10]

a. 内层 b. 外层. Rs=30

脉冲声场中,若脉冲占空比减小,则轴向声流速度会增加,且峰值位置移向声源^[12].如图 4 所示. 在高脉冲重复率下声流速度随脉冲幅度增加更突出. 在给定的脉冲重复频率下,声流达到稳态所需的时间随脉冲幅度增加而减少^[13]. 声流越慢、消退越快.

聚焦声场中声流速度的峰值位置接近焦点,非聚焦声场中声流速度慢慢地单调增加.如图 5 所示. 弱聚焦的情况下,换能器焦距改变不会明显地影响声流速度峰值. 强聚焦的情况下,需要考虑流体动力及声的非线性效应 [14].此时,沿换能器轴向的最大声流速度位于焦点外侧. 接近焦点处,声流快而窄. 频率为 5MHz、声压幅度为 60kPa 的高斯源,焦点处几秒内声流速度可达 4cm/s,波形的非线性失真使声流速度显著增加.

4 声流现象的检测

定性地分析声流情况时, 气体中可用烟雾 或石松子粉末, 借助光照来观察; 液体中可用聚 苯乙烯微球、细屑、高锰酸钾或荧光微粒等.

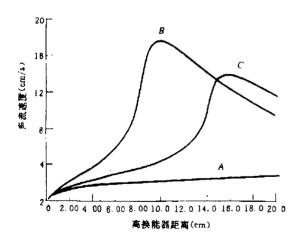


图 4 声流速度随脉冲比变化的情况 [12] A 为 CW 非聚焦线性平面波; B、 C 为有限幅度单音脉冲,占空比分别为 0.0035、0.01、各换能器半径均为 1cm,输出总功率均为 100mw,频率为 3.5MHz.

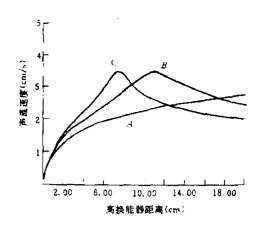


图 5 聚焦声场声流特征 [12]
A 为非聚焦线性平面波,B、C为两个线性聚焦高斯声场,高斯系数均为1,焦距分别为11cm、7.3cm.各换能器半径均为1cm,输出总功率均为100mw,频率均为3.5MHz.

定量分析时,常用的检测方法有: (1)、 LDV(Laser Doppler Velocimeter) 测量 [15]. 利 用激光测速仪测出声场中 Reynolds 应力分 布, 因应力分布是声流速度分布的驱动力, 应力 达到最大值的地方与速度达到最大值的地方对 应,由此可以确定流速. (2)、热线或热膜风速 计[13]. 原理图如图 6 所示. 通过测量声流使电 加热的探针所损失的热量来估计声流速度. 放 大器中流出的电流通过电桥去加热探针、电流 量通过电桥的不平衡来控制, 保持电流量, 则 可维持探针的阻抗及温度. 电桥各端的电压可 用数字电压表测出. 温度恒定的情况下, 供给 探针的电能等于其热损失. 因电能正比于电桥 中探针两端的电压, 损失的热能正比于声流速 度、故通过测量探针两端电压可知声流速度. (3)、多普勒法. 利用多普勒效应, 通过信号处 理确定信号频移,以此来推算声流速度.如图7 所示. 发射声信号频率为 f、声流速度为 v、声速 为 c,θ 为发射换能器与接收换能器声轴方向的 夹角, $\triangle f$ 为接收信号频移, 则有: $v = \frac{c \cdot \triangle f}{2f \cos \theta}$

实验已测得: 医用诊断设备中多普勒方式,最大声流速度达 14cm/s,达到稳态所需时间为 0.5s; 成像声场中,最大声流速度为 1.2cm/s.

应用声学 · 41 ·

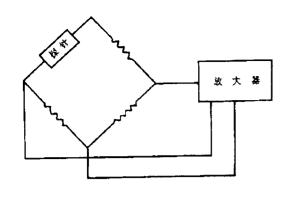


图 6 热线风速计原理图

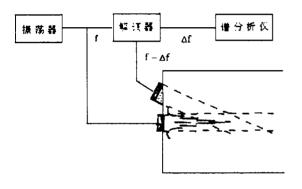


图 7 多普勒法测量声流速度

5 声流效应及应用

声流可产生巨大的切应力. 在生物组织内,这种强力能使细胞质流动,造成内部结构变化,使细胞集聚或散开. 微声流产生的应力达到某临界值时,可导致细胞膜破裂、溶血、细胞膜渗透性变化、红细胞释放 APT,破坏生物组织等 $^{[16,17]}$. 诊断超声条件下,肺组织出血可能与微声流有关;选择适当的声强,肺膜内的声流又可使 O_2 的转换增加 $^{[18]}$. 悬浮在液体中的物体受声流作用会发生运动成,声流还可加速热交换. 超声热疗中,超声经耦合液、软组织对骨加热时,因声流影响,骨表面的温度随组织层厚度减少反而减少 $^{[19]}$.

声流效应应用很广,超声清洗是最常见的一种.超声清洗时,声流的法向速度分量阻止了

清洗下来的脏物重新附到器壁上. 在器壁上所产生的高速微射流能够除去或削弱边界污层,增加搅拌作用,加速可溶性污物溶解. 声流可有效驱动微型超声马达及超声泵,可用来制冷. 在金属加工、物质分离和混合、矿石浮选、无模铸造、半导体技术、精细化工等方面声流现象有着广泛应用. 声流现象为媒质的粘滞系数测量提供了一种简捷的方法. 通过测量粘滞系数,可无损的检测封闭容器内液体的性质及罐装食品的质量.

在生物医学方面,声流效应也有重要作用. 肾结石粉碎中,声流是传递能量的重要途径 ^[20]. 声流遇到硬界面时,高的速度梯度会产生很大的作用力. 超声诊断或治疗中,尿液、胃液、血液、胆汁、羊水、水肿等体液中可能出现声流. 声流产生的切应力可用于粉碎胆结石及杀死肿瘤细胞.

6 结束语

声流现象是一种常见的二阶声学现象,其作用和危害已受到一定程度的重视.对这一复杂现象的研究涉及声学、流体力学、边界层理论及非线性效应等多方面知识.目前的研究主要侧重于声流产生机理,而有关声流效应的应用、声流与生物组织的作用及生物体内的声流现象等问题的研究尚不多.相信随着研究的进一步深入,其应用范围会越来越广.

参 考 文 献

- [1] 钱祖文. 非线性声学, 科学出版社, 1992: 220 -
- [2] Eckart C. Phy Rev, 1948, 73(1):68-76.
- [3] Liebermann L N. Phy Rev., 1949,75(9):1415-1422.
- [4] Markham J J. Phy Rev., 1952, 86(4):497-502.
- [5] Quan Qi. J. Acoust. Soc. Am., 1993, 94(2):1090-1098.
- [6] Lighthill S J. J. Sound and Vibration, 1978, 61(3):391-418.
- [7] Lee C P, Wang T G . J.Acoust.Soc.Am., 1990, 88(5):2367-2375.

(下转第 25 页)

・42・ 16 巻 6 期

实验中使用的 3 号管是一段 4m 实际换热管,管壁有轻微锈蚀,出厂标称壁厚2.0mm,用超声波测厚仪在管外壁多处测得厚度为2.1mm(误差±0.1mm).实验中按现场检测步骤操作,以4m/min的速度送线,使声束对管壁进行螺线式全面扫查,检测结果重复性好,数值与实际壁厚相符.

5 结论

使用相同超声传感器,在同样条件下测同一根管的厚度,由时域信号脉冲时间间隔测量厚度,统计测量准确率不足30%;由频谱法测厚,统计准确率超过90%.这些实验结果表明了采用频谱测厚对表面粗糙、噪声干扰严重的

对象的有效性.

基于频谱测厚方法所研制的"换热器内管壁厚超声测定仪"针对当前检测对象的特点,把测量结果以厚度分布的形式给出,能够满足对换热管减薄状况评价的实际应用需要.

参考文献

- (1) 蒋危平,方京,超声检测学,武汉:武汉测绘科技大学 出版社, 1991:223-225.
- (2) Paradis L, Serruys Y, and Saglio R. Materials Evaluation, 1986, 44(10):1344-1349.
- (3) Kinra V K, Iyer V R, Ultrasonics. 1995, 33(2):95-109.
- (4) Kinra V K, Dayal V. Exp. Mech., 1988, 28:288-297

(上接第 42 页)

- [8] Wang C Y. J. Acoust. Soc. Am., 1982, 71(3):580-584
- [9] Lee C P, Wang T G. J. Acoust. Soc. Am., 1988, 83(4):1324-1331.
- [10] Kim S K, Troesch A W. Phys.Fluid, 1989, A1(6):975-985.
- [11] Makarov S N, Semenova N G, Smirnov V E, et al. Fluid Dyn. 1989,24 (6):823-826.
- [12] Wu JunRu, Du Gonghuan, Ultrasound Med. Biol. 1993, 19(2):167-176.
- [13] Starritt H C, Duck F A, Humphery V F. Ultrasound Med. Biol. 1989, 15(4):363-373.
- [14] Kamakura T, Matsuda K, Kumamoto Y. J. Acoust.

Soc. Am. 1995,97(5): 2740-2746.

- [15] 明晓, 戴昌晖, 史胜熙. 力学学报, 1992, 24(1):48-53
- [16] Barnett S B, Ter G R Haar, Ziskim M C, Ultrasound Med. Biol., 1994, 20(3):206-217.
- [17] Miller. Ultrasound Med.Biol., 1987, 13(5):443-470.
- [18] Lysenko Y A, Petrash V V, Semenova N G. Sov. Phy. Acoust. 1992, 38 (2):173-177.
- [19] Wu Junru, Winkler A J, O'Neill T P. Ultrasound Med. Biol. 1994, 20 (2):195-201.
- [20] Holmer N G, Almquist L O, Hertz T G. Ultrasound Med, Biol., 1991, 17 (5):479-489.