

1-2-2019

Dynamics of Microbubble Confined in Concave Wall in Ultrasound Filed

Jiwen Hu

College of Mathematics and Physics, University of South China, Hengyang 421001, China;

Jiana Sun

College of Mathematics and Physics, University of South China, Hengyang 421001, China;

Follow this and additional works at: <https://dc-china-simulation.researchcommons.org/journal>



Part of the Artificial Intelligence and Robotics Commons, Computer Engineering Commons, Numerical Analysis and Scientific Computing Commons, Operations Research, Systems Engineering and Industrial Engineering Commons, and the Systems Science Commons

This Paper is brought to you for free and open access by Journal of System Simulation. It has been accepted for inclusion in Journal of System Simulation by an authorized editor of Journal of System Simulation.

Dynamics of Microbubble Confined in Concave Wall in Ultrasound Filed

Abstract

Abstract: The interactions between an ultrasound contrast agent (UCA) microbubble and a concave surface can be applied to understanding of the response of the UCA near blood vessel wall in ultrasound field. *A dynamics model of microbubble near a concave wall is presented by a virtual image method and the acoustic reflection effects of the surface. The dynamic behavior of the microbubble is analyzed by numerical calculation.* The results show that the microbubble vibration is suppressed near the wall. Inhibitory effects to microbubble vibration near rigid wall are stronger than that of near elastic wall. The microbubble vibration is easier to be suppressed with smaller concave radius or central angle of the concave wall. In the fully enclosed sphere, the larger the sphere radius is, the weaker the effect on the microbubble vibration becomes. This simulation model may provide reference for understanding the dynamics response of microbubble in vessel, and its application in ultrasound contrast imaging and drug delivery.

Keywords

UCA microbubble, ultrasound, concave wall, dynamic response

Recommended Citation

Hu Jiwen, Sun Jiana. Dynamics of Microbubble Confined in Concave Wall in Ultrasound Filed[J]. Journal of System Simulation, 2018, 30(3): 880-885.

超声场中凹球面内受束微泡的动力学行为研究

胡继文, 孙佳娜

(南华大学数理学院, 湖南 衡阳 421001)

摘要: 超声场中利用超声造影剂微泡UCA(ultrasound contrast agent)与凹球面间的相互作用来了解微泡在血管壁附近的声响应。基于“虚像法”及壁面的声反射效应, 建立了一个UCA微泡在凹球形面内的动力学模型, 通过数值计算分析了受束微泡的动力学行为。结果表明: 在壁面附近时微泡振动受到压制, 且刚性壁面对微泡振动的抑制比柔性壁面强; 凹球面半径越小, 或凹球面中心角越大, 微泡振动越易受到抑制; 在完全封闭球面内, 球面半径越大, 对微泡振动影响越弱。该模型为理解超声微泡在血管内的动力学响应及其在超声影像和药物传递中的应用提供理论参考。

关键词: 超声造影剂微泡; 超声; 凹球面; 动力学响应

中图分类号: O422.6; TP391.9 文献标识码: A 文章编号: 1004-731X(2018)03-0880-06

DOI: 10.16182/j.issn1004731x.joss.201803014

Dynamics of Microbubble Confined in Concave Wall in Ultrasound Field

Hu Jiwen, Sun Jiana

(College of Mathematics and Physics, University of South China, Hengyang 421001, China)

Abstract: The interactions between an ultrasound contrast agent (UCA) microbubble and a concave surface can be applied to understanding of the response of the UCA near blood vessel wall in ultrasound field. A dynamics model of microbubble near a concave wall is presented by a virtual image method and the acoustic reflection effects of the surface. The dynamic behavior of the microbubble is analyzed by numerical calculation. The results show that the microbubble vibration is suppressed near the wall. Inhibitory effects to microbubble vibration near rigid wall are stronger than that of near elastic wall. The microbubble vibration is easier to be suppressed with smaller concave radius or central angle of the concave wall. In the fully enclosed sphere, the larger the sphere radius is, the weaker the effect on the microbubble vibration becomes. This simulation model may provide reference for understanding the dynamics response of microbubble in vessel, and its application in ultrasound contrast imaging and drug delivery.

Keywords: UCA microbubble; ultrasound; concave wall; dynamic response

引言

超声场中造影剂(ultrasound contrast agent, 简称UCA)微泡的声响应在医学上的应用得到了广泛

的关注。例如, UCA微泡被用于分子影像、靶向药物传递等^[1-3]。近来, 超声协同UCA微泡还用于声孔效应、血栓溶解等医学应用^[4-5]。上述应用都涉及到UCA与不同边界的作用, 需相应的物理模型来分析UCA的振动响应。相关理论和实验表明: 当振动微泡靠近边界时, 其振幅及声散射都产生较大变化, 并且坍塌时间随驱动声频而增加^[6-7]。如在生物壁面附近振荡, 将对壁面细胞产生损伤, 并



收稿日期: 2016-04-13 修回日期: 2016-08-13;
基金项目: 湖南省自然科学基金(13JJ3076), 湖南省教育厅重点项目(14A127);
作者简介: 胡继文(1971-), 男, 湖南祁东, 博士, 副教授, 硕导, 研究方向为医学超声; 孙佳娜(1992-), 女, 河北保定, 硕士生, 研究方向为医学超声。

<http://www.china-simulation.com>

• 880 •

将一些大分子通过声激发进入细胞, 此即即所谓的声孔效应^[8-9]。有关声孔效应的作用机制及其在医学应用目前仍然面临不少挑战。近来有大量关于微泡与壁面间相互作用的研究。理论方面, 主要有两类物理模型来描述微泡与壁面之间的相互作用过程。一种是将壁面视作无限大情况, 借助微泡“虚像法”来描述微泡在壁面附近的声响应, 并用解析法分析微泡与壁面间的相互作用^[10-11]。当微泡振荡幅值较大时, 则要考虑微泡的非球形效应, 一般借助边界积分法或边界元法描述微泡与边界间的作用过程^[12-13]; 另一种是微泡受限于圆形管内模型。通常也需有限元法分析管内微泡对壁面的作用^[14]。除上述两种常见的微泡空化环境外, 还有一种值得关注的空化环境: 材料表面或内部本身含有大小不同、形状不规则的坑洞^[15-16], 及空化过程中在材料表面或内部因空化损伤所形成的坑洞^[17]。上述两种模型已不适用这类环境空化过程的描述。然而有关超声场中微泡受束于坑洞内的振动研究少有涉及, 相关的物理模型几乎空白。基于此目的, 本文试图建立相关的微泡动力学模型, 从理论上解析相关的物理问题。由于坑洞表面本身的复杂性, 为研究需要, 将空洞表面简化为凹球型状, 使所建模型能初步描述此环境中的微泡振动。我们曾依据壁面的声反射效应, 得到了临近半无限大壁面的动力学模型^[18]。本文基于“虚像法”及壁面的声反射效应, 从理论上分析 UCA 微泡在超声场中受束于凹形曲面内的振动响应, 重点讨论微泡处于凹球型生物壁面的动力学行为, 以便能用于分析微泡在超声影像、药物传递等医学应用中微泡的声响应特点, 并对相关计算结果进行分析和总结。

1 气泡动力学模型

不同频率超声在生物组织内传播时会引起不同的生物效应^[19-20]。本研究用超声频率在 MHz 数量级, 凹面曲率半径在 μm 级, 故微泡振动区域可视为均匀声场。当微泡振荡膨胀率不大时, 微泡依然保持球对称性^[21], 同时假设流体介质没有压

缩性和无旋性。根据介质的速度声压的连续性原理, 易得压强 p 的微分方程:

$$\nabla^2 p + k^2 p = 0 \quad (1)$$

上述方程中, k 为波数。方程(1)表示只有入射声波时有限均匀媒质中的声波动方程。若介质中存在微泡振荡, 并在有限区域内(如图 1 所示)受声场激发时, 方程(1)可展开成如下形式:

$$\nabla^2 p + k^2 p = -4\pi(Q + Q') \quad (2)$$

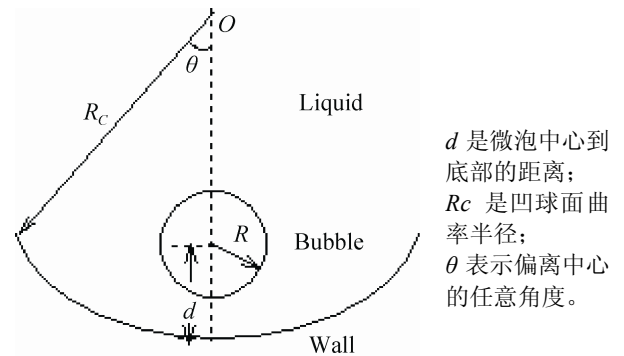


图 1 一个造影剂微泡位于一凹形曲面内的图示
Fig. 1 Schematic sketch of a contrast agent microbubble near a concave wall

相比方程(1), 方程(2)可理解为介质中的有“源”方程。其中 Q 和 Q' 分别表示微泡振动的“点源”和凹面因声反射的“反射源”。运用格林函数第二恒等式 $G(\vec{r}, \vec{r}')$, 方程(2)中的声压 p 可表示为:

$$p(\vec{r}) = \int_{S_b} [G(\vec{r}, \vec{r}') \frac{\partial p}{\partial n} - p \frac{\partial G(\vec{r}, \vec{r}')}{\partial n}] ds' + \int_{V'} Q(\vec{r}') G(\vec{r}, \vec{r}') dv' + \int_{V''} Q'(\vec{r}'') G(\vec{r}, \vec{r}'') dv'' \quad (3)$$

式(3)中, 矢量 \vec{r} 、 \vec{r}' 和 \vec{r}'' 分别表示参考点到空间任一场点、参考点到“源” Q 和参考点到“源” Q' 的距离。第一个积分中的积分面 S_b 为入射波的波面, 第二和第三积分中的体积 V' 和 V'' 分别为 Q 和 Q' 的体积。 p 代表介质中的总声压, 并由三部分构成: 入射声压 p_i , 微泡“点源”振荡时的散射声压 p_s , 及由凹面边界反射回介质中的反射声压 p_r , 即有:

$$p(\vec{r}) = p_i(\vec{r}) + p_s(\vec{r}') + p_r(\vec{r}'') \quad (4)$$

微泡振荡过程中, 在距离微泡中心 r 位置处的散射声压为^[22]

$$p_s = \rho \frac{2R\dot{R}^2 + R^2\ddot{R}}{r} \quad (5)$$

方程(5)中, ρ 为介质的密度, R 和 \dot{R} 分别表示微泡的振荡半径及微泡壁面的速度。当散射波到达介质分界面时,通常存在声透射和声反射。如果分界面为完全刚性壁面,界面的反射率为1。对如图1所示的凹球面反射面,利用虚拟影像法容易得到中心角为 θ 时壁面的“点源”:

$$q' = \frac{(R_c^2 - r_0^2)}{2r_0} \left[\frac{1}{R_c - r_0} - \frac{1}{\sqrt{R_c^2 + r_0^2 - 2R_c r_0 \cos \theta}} \right] q \quad (6)$$

在方程(6)中,参数 $r_0=R_c-d$ 。将(6)式代入(3)式,对比(4)式,可得到凹球壁面的反射声压:

$$p_r = \frac{(R_c^2 - r_0^2)}{2r_0} \left[\frac{1}{R_c - r_0} - \frac{1}{\sqrt{R_c^2 + r_0^2 - 2R_c r_0 \cos \theta}} \right] p_s \quad (7)$$

方程(7)只适合完全刚性壁面情况,对于非完全刚性壁面,上述方程需要修正。另外,考虑到超声在介质中传播的衰减,则方程(7)可表示成如下形式:

$$p_r = \frac{Z_r(R_c^2 - r_0^2)(1 + a \exp(-b\beta))}{4r_0} \left[\frac{1}{R_c - r_0} - \frac{1}{\sqrt{R_c^2 + r_0^2 - 2R_c r_0 \cos \theta}} \right] p_s \quad (8)$$

在方程(8)中, Z_r 表示声反射系数,并定义不同类型材料的声反射系数如下:

$$\begin{cases} 0 < Z_r < 1 & \text{刚性壁面} \\ Z_r = 0 & \text{无壁面} \\ -1 < Z_r < 0 & \text{柔性壁面} \end{cases} \quad (9)$$

上述定义中,声反射系数还有两种极限值,即 $Z_r \approx 1$ 和 $Z_r \approx -1$ 分别对应完全刚性和完全柔性壁面情况^[23]。为简单起见,方程(8)中的无量纲系数 a 和 b 设定为 $a=b=2d/R_c$, β 为介质的声衰减系数。同微泡在无限均匀液体中振动的动力学模型^[20]相比,微泡在受束凹面内的动力学响应,需考虑壁面的声反射效应,即可得一个临近壁面的UCA微泡

的动力学模型

$$R\ddot{R} + \frac{3}{2}\dot{R}^2 = \frac{\Delta P}{\rho} \quad (10)$$

式(10)中, ΔP 表示微泡内外的压强差,并满足如下形式:

$$\Delta P = (P_0 + \frac{2\sigma}{R_0} - P_v) \left(\frac{R_0}{R} \right)^{3\gamma} + P_v - P_0 - \frac{2\sigma}{R} - \frac{4\eta\dot{R}}{R} - \frac{4k_s\dot{R}}{R^2} - 4\chi \left(\frac{1}{R_0} - \frac{1}{R} \right) - p(t) - p_r \quad (11)$$

在方程(11)中, R_0 表示微泡的初始半径, η 为液体动力学粘滞系数 $0.02\text{Pa}\cdot\text{s}$, γ 为多方指数 1.07 , P_0 是液体中静压, $p(t)$ 是脉冲激励声压, P_v 微泡内蒸汽压, k_s 是UCA壳的粘滞系数 $0.72 \times 10^{-8}\text{kg/s}$, χ 是UCA的壳弹性系数 0.51N/m , σ 是UCA的表面张力系数为 0.072N/m 。运用上述参数^[24]及微泡动力学方程,可计算邻近壁面微泡的动力学响应曲线。如不作说明,文中计算均采用上述相关参数。

2 数值计算

对于微泡临近壁面的动力学响应,Dovinike等^[25]运用虚像法获得了一个临近不同材料壁面的微泡动力学模型,并分析了不同壁面对微泡的振动响应特征。本文通过虚构点源法及利用壁面的声反射效应,得到一个临近凹型壁面的微泡动力学方程。方程(10)为一个二阶非线性常微分方程,无解析解。对其进行离散,采用数值迭代法求其数值解,即采用常见的4~5阶Runge-Kutta法求解。设定初始条件为: $t=0$, $R=R_0$, $\dot{R}=dR/dt=0$ 。利用Dovinike文献中的参量,计算本文方程(10)中微泡的振动响应。令 $R_c \rightarrow \infty$,得到无限大平面附近的微泡振动响应曲线。由图2中微泡振荡半径曲线可知,壁面的刚性越强,微泡振荡幅值越易受到抑制,3种不同壁面条件下微泡半径变化曲线与文献^[25]中的计算结果几乎完全一致。如果设定UCA微泡的参数与文献^[25]参数一样,一个初始半径为 $2.45\mu\text{m}$ 的微泡在距离底部 $1.1R_0$ 时受一个声作用8周期、

200kPa 幅值的高斯脉冲激励下半径随时间曲线的比较。其中点线表示无边界液体情况($Z_r=0$), 点划线表示柔性壁面情况($Z_r=-0.3$), 而实线代表绝对刚性壁面振动曲线($Z_r=1$)。同时取 Garbin V 等的实验参数^[7]: 微泡初始半径 $2.45 \mu\text{m}$, 激励声压幅值 0.2 MPa , 激励频率 2.25 MHz 。对 4 个声作用周期内微泡半径的最大值 R_{max} 和最小值 R_{min} 进行比较, 如表 1 所示, 二者具有相同变化趋势, 其最大误差不超过 11.2%, 理论与实验符合较好。

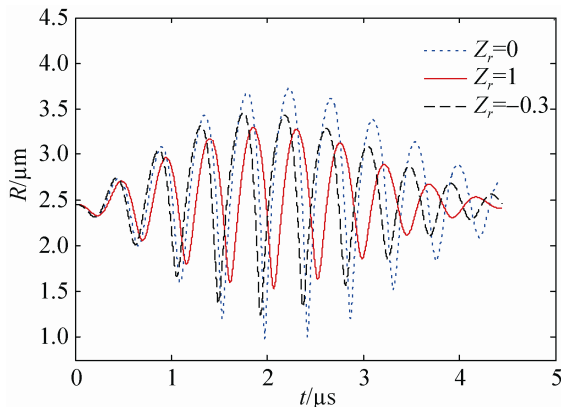


图 2 超声场中不同壁面时微泡半径随时间变化曲线比较
Fig. 2. Comparison of the radius-time curves for a microbubble near different types of wall in an ultrasonic field

表 1 数值计算与 Garbin V 等人^[7]实验值的比较
Tab.1 Comparison between numerical analysis and experimental data obtained from Garbin et al.^[7]

声作用周期	微泡半径	实验值/ μm	理论值/ μm
1	R_{min}	2.20	1.98
	R_{max}	2.53	2.77
2	R_{min}	2.37	2.40
	R_{max}	2.51	2.69
3	R_{min}	2.28	2.21
	R_{max}	2.48	2.67
4	R_{min}	2.25	2.33
	R_{max}	2.52	2.68

当边界为凹球面时, 我们计算 $Z_r=1$ 时不同尺寸的凹球面对微泡振荡的影响。设 $\theta=0.5\pi$, $d=1.1R_c$, 及凹球面半径 R_c 分别取 $3\mu\text{m}$, $6\mu\text{m}$ 和 $9\mu\text{m}$ 时, 得到 3 种凹球面半径的微泡半径振动曲线(如图 3 所示)。从图中看出, 凹球面半径越小, 微泡半径振动幅值越小, 微泡受压制越强。这种变

化与 Qin 等人在研究微泡在血管中的振动幅值随血管半径变化特征曲线是一致的^[14]。上述微泡半径振荡曲线表明利用镜像法及其声反射效应建立的微泡动力学模型是有效的。

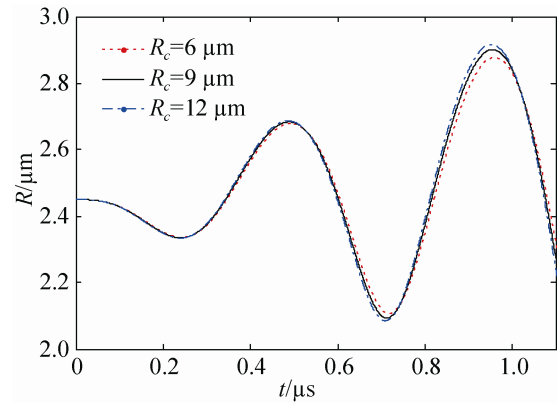


图 3 3 种凹球面半径时的微泡半径随时间振动曲线
Fig. 3 Comparison of the radius-time curves in three different sizes of concave wall.

设微泡到凹球面底部距离保持不变, 且 $d=1.1R_0$, 初始半径为 $R_0=2.45 \mu\text{m}$, 同时声激励参数与图 3 中相同, 观察不同中心角 θ 时, UCA 振荡半径随时间变化曲线。如图 4 所示, 凹球面半径 $R_c=6\mu\text{m}$ 时, 微泡振荡半径幅值随 θ 增加而降低。表明中心角 θ 越大, 微泡振动越弱。出现这一现象是由于 θ 越大, 声反射面增大, 反射声压增强, 对微泡抑制越大。当凹球面为完全封闭面时, 凹球面半径越小, 微泡振动越弱。Caskey 等^[26]曾做过类似的实验, 即用高速摄像机观测直径分别为 $12 \mu\text{m}$ 、 $25\mu\text{m}$ 和 $195\mu\text{m}$ 管内微泡的动力学响应, 发现随着血管尺寸的增大, 微泡振动越显著, 受血管壁的影响作用越小。对于这一结果, 他们未能给予解释说明。而利用本文动力学模型可解释为: 凹球面(或血管)半径越大, 声传播距离增大, 声衰减越快, 壁面声反射变弱, 微泡受壁面影响减少。

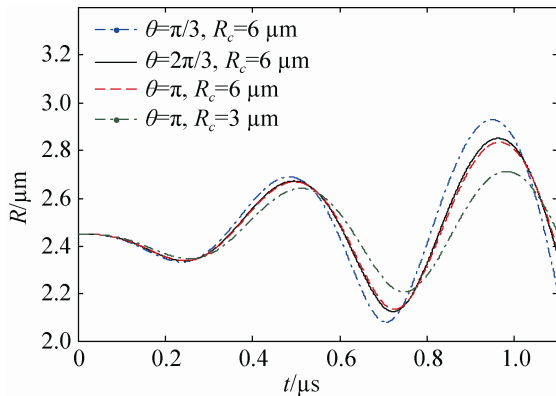


图4 不同凹球面半径和中心角时的微泡半径随时间振动曲线比较

Fig. 4 Comparison of the radius-time curves in different sizes of concave wall and central angles.

3 结论

本文借助虚拟源法, 利用凹球面的声反射效应, 得到了一个临近凹球形壁面的动力学模型。该模型不但可展开到无限大壁面时的微泡振动响应, 也适用于分析凹球面内微泡的振动。同时, 本模型既可用于刚性壁面条件, 也可用于柔性壁面情况。计算结果表明: 微泡越靠近壁面, 其振动越易受到抑制; 凹面半径越小, 壁面对微泡振动影响越强; 相同距离时, 刚性壁面对微泡抑制作用更大, 这些结果与其他研究者相关理论和实验结果是一致的。通过分析微泡与凹球壁面间的振动响应曲线, 可了解管壁材料的性质及其尺寸等对微泡振动的影响规律, 分析超声场中微泡的不同振动模态对管壁损伤主要因素。本模型在医用微气泡壳层材料参数设计、安全使用超声碎石技术、通过微泡封装药物并定点送药、以及提高微泡的溶栓能力等医疗方面可提供理论参考。

参考文献:

- [1] Wang Jiayu, Li Pan, Tian Rui, et al. A novel microbubble capable of ultrasound-triggered release of drug-loaded nanoparticles[J]. J.Biomed. Nano-technol(S1550-7033) 2016, 12(3): 516-524.
- [2] Fan Z Z, Kumon R E, Deng C X. Mechanisms of microbubble-facilitated sonoporation for drug and gene delivery [J]. Ther. Deliv. (S2041-5990), 2014, 5(4): 467-486.
- [3] Yildiz Y O, Eckersley R J, Senior R, et al. Correction of non-linear propagation artifact in contrast-enhanced ultrasound imaging of carotArteries: Methods and invitro evaluation[J]. Ultrasound Med. Biol.(S0310-5629), 2015, 41(7): 00227.
- [4] Ohl C D, Arora M, Ikink R, et al. Sonoporation from jetting cavitation bubbles[J]. Biophys J.(S0006-3495), 2006, 91(11): 4285-4295.
- [5] Bader K B, Haworth K J, Maxwell A D, et al. Fibrin-targeted echogenic liposomes for localized ablation of thrombi with histotripsy pulses[J]. J. Acoust. Soc. Amer.(S0001-4966), 2015, 138(3): 1820-1829.
- [6] Doinikov A A, Aired L, Bouakaz A. Acoustic scattering from a contrast agent microbubble near an elastic wall of finite thickness [J]. Phys. Med. Biol. (S0031-9155), 2011, 56(21): 6951-6967.
- [7] Garbin V, Cojoc D, Ferrari R, Det al. Changes in microbubbl dynamics near a boundary revealed by combined optical micromanipulation and high-speed imaging [J]. Appl. Phys. Lett.(S0003-6951), 2007, 90(11): 4103.
- [8] Ward M, Wu J, Chiu J. Ultrasound-induced cell lysis and sonoporation enhanced by contrast[J]. J. Acoust. Soc. Amer.(S0001-4966), 1999, 105(5): 2951-2957.
- [9] 莫润阳, 林书玉, 王成会. H-22 细胞声孔效应的应力阈值[J]. 物理学报, 2011, 6(11): 114306.
Mo RunYang, Lin ShuYu, Wang ChengHui. Threshold value of shear stress in H-22 cells generated sonoporation [J]. Acta Phys. Sin., 2011, 60(11): 114306.
- [10] Vos H J, Dollet B, Versluis M, et al. Nonspherical Shape Oscillations of Coated Microbubbles in Contact With a Wall [J]. Ultraso. Med. Biol.(S0310-5629), 2011, 37(6): 935-948.
- [11] Doinikov A A, Bouakaz A. Ultrasonically induced dynamics of a contrast agent microbubble between two parallel elastic walls[J]. Phys. Med. Biol. (S0031-9155), 2013, 58(19): 6797-6814.
- [12] Krasovitski B, Kimmel E. Gas bubble pulsation in a semiconfined space subjected to ultrasound[J]. J. Acoust. Soc. Amer.(S0001-4966), 2001, 109(3): 891-898.
- [13] Wang Q X, Manmi K, Calvisi M L. Numerical modeling of the 3D dynamics of ultrasound contrast agent microbubbles using the boundary integral method[J]. Phys. Fluids.(S1070-6631), 2015, 27(2): 022104.
- [14] Qin S, Ferrara K W. Acoustic response of compliant microvessels containing ultrasound contrast agents[J]. Phys. Med. Biol.(S0031-9155), 2006, 51(20): 5065.

- [15] Jones A R, Yelverton C J, Bester C. Ultrasound imaging of the trapeziome-tacarpal articular cavity to investigate the presence of intraarticular gas bubbles after chiropractic manipulation[J]. *J. Manipulative Physiol. Ther.* (S0161-4754), 2014, 37(7): 476-484.
- [16] Faggioli G L, Pini R, Mauro R, et al. Identification of carotid 'vulnerable plaque' by contrast-enhanced ultrasonography: correlation with plaque histology, symptoms and cerebral computed tomography[J]. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* (S1078-5884), 2011, 41(2): 38-48.
- [17] Marmottant P, Hilgenfeldt S. Controlled vesicle deformation and lysis by single oscillating bubbles[J]. *Nature*. (S0028-0836), 2003, 423(6936): 153-156.
- [18] Hu Jiwen, Qian Shengyou, Sun Jiana, et al. Microflow-induced shear stress on biomaterial wall by ultrasound-induced encapsulated microbubble oscillation [J]. *Chin. Phys. B.* (S1674-1056), 2015, 24(9): 094301.
- [19] 胡继文, 钱盛友, 丁亚军. 伪逆算法的改进及其用于相控阵激发声场的控制[J]. *系统仿真学报*, 2010, 22(5): 1111-1114.
HU Jiwen, QIAN Shengyou, DING Yajun. Improved Pseudoinverse Algorithm and Its Application in Controlling Acoustic Field Generated by Phased Array [J]. *Journal of System Simulation*, 2010, 22(5): 1111-1114.
- [20] 戴苏秦, 钱盛友, 桂要生, 等. HIFU 治疗中血流对加热影响的仿真研究[J]. *系统仿真学报*, 2015, 27(5): 959-964.
- DAI Suqin, QIAN Shengyou, GUI Yaoshen, et al. Simulation Research on Influence of Blood Flow on Heating during HIFU [J]. *Journal of System Simulation*, 2015, 27(5): 959-964.
- [21] Stride E, Saffari N. Microbubble ultrasound contrast agents: a review[J]. *Proc. Inst. Mech. Eng.* (S0370-2316), 2003, 217(4): 29-47.
- [22] Leighton T G. *The acoustic bubble* [M]. London: Academic Press, 1994.
- [23] Hasheminejad S M. Modal acoustic on a spherical radiator in an acoustic half space with locally reacting boundary[J]. *Acta. Acust. United Ac.* (S1610-1928), 2001, 87(4): 443-453.
- [24] van der Meer S M, Dollet B, Voormolen M M, et al. Microbubble spectroscopy of ultrasound contrast agents[J]. *J. Acoust. Soc. Amer.* (S0001-4966), 2007, 121(1): 648-656.
- [25] Doinikov A A, Aired L, Bouakaz A. Acoustic scattering from a contrast agent microbubble near an elastic wall of finite thickness[J]. *Phys. Med. Biol.* (S0031-9155), 2011, 56(21): 6951-6967.
- [26] Caskey C F, Kruse D E, Dayton P A, et al. Microbubble oscillation in tubes with diameters of 12, 25, and 195 micro-ns[J]. *Appl. Phys. Lett.* (S0003-6951), 2006, 88: 033902.

《系统仿真学报》荣获“2017 中国国际影响力优秀学术期刊”证书

由中国学术期刊(光盘版)电子杂志社与清华大学图书馆联合成立的中国学术文献国际评价研究中心,发布了 2017 版《中国学术期刊国际引证年报》,《系统仿真学报》荣获“2017 中国国际影响力优秀学术期刊”。

《年报》(2017 版)采用的统计源期刊为 20192 种,涵盖 WoS 收录的 SCI 期刊 8874 种、SSCI 和 A&HCI 期刊 4645 种, ESCI 期刊 5578 种;增补期刊 1762 种。参照中外文学术期刊总被引频次、影响因子、半衰期等各项国际引证指标,计算期刊影响力指数(CI),对国内 6210 种学术期刊排序,遴选了人文社科、自然科学与工程技术两个类别的 TOP10%为国际影响力品牌学术期刊。TOP5%以内的期刊为“最具国际影响力学术期刊”、TOP5-10%之间的为“国际影响力优秀学术期刊”。