

4-14-2021

Modeling and Simulation of Urination Assist System Based on Working Medium Saturated Vapor Pressure

Li Xiao

1. *School of Electromechanical Engineering, Guangdong University of Technology, Guangzhou 510006, China;*

Li Shu

1. *School of Electromechanical Engineering, Guangdong University of Technology, Guangzhou 510006, China;*

Weihong Peng

1. *School of Electromechanical Engineering, Guangdong University of Technology, Guangzhou 510006, China;*

Ting Guan

2. *General Hospital of the Southern Theater Command of the Chinese People's Liberation Army, Guangzhou 510010, 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.

Modeling and Simulation of Urination Assist System Based on Working Medium Saturated Vapor Pressure

Abstract

Abstract: To design and analyze the urination assist system driven by ultrasonic-vaporized steam, a simulation model of the driving capsule and three mathematical models of working medium saturated vapor pressure, bladder pressure and urine flow are established. The simulation experiment system is built to verify the model. The effects of radiation time and sound intensity on the working medium temperature and driving pressure are simulated and analyzed. The results show that the working medium temperature and driving pressure are related to the radiation time and sound intensity. Prolonging radiation time and increasing sound intensity can increase the working medium temperature and driving pressure. In addition, under the conventional ultrasound physical therapy dose, the maximum urinary flow is close to the normal human urodynamic parameters. The simulation model and mathematical model are effective and practical, and can provide the theoretical reference to the designs of animal and clinical trials systems of the urination assist system.

Keywords

urination assist system, ultrasound, saturated vapor pressure, simulation model, mathematical model

Recommended Citation

Li Xiao, Li Shu, Peng Weihong, Guan Ting. Modeling and Simulation of Urination Assist System Based on Working Medium Saturated Vapor Pressure[J]. Journal of System Simulation, 2021, 33(4): 927-934.

基于工质饱和蒸汽压的排尿助力系统建模仿真

李笑¹, 李树¹, 彭伟鸿¹, 关婷²

(1. 广东工业大学 机电工程学院, 广东 广州 510006; 2. 中国人民解放军南部战区总医院, 广东 广州 510010)

摘要: 为分析设计超声汽化蒸汽驱动的排尿助力系统, 建立了驱动囊仿真模型、工质饱和蒸汽压数学模型和膀胱压与尿流率数学模型, 搭建模拟实验系统验证了模型的有效性, 并依此仿真分析了辐射时间、声强对工质温度和驱动压的影响规律。结果表明: 工质温度、驱动压与超声波的辐射时间和声强有关, 延长辐射时间和增大声强均能提高工质温度和驱动压, 在常规超声理疗剂量下, 最大尿流率接近正常人体尿动力学参数。所建立的仿真模型与数学模型有效实用, 可为排尿助力系统的动物与临床试验系统设计提供理论指导。

关键词: 排尿助力系统; 超声波; 饱和蒸汽压; 仿真模型; 数学模型

中图分类号: TH138; R318.6; TP391 文献标志码: A 文章编号: 1004-731X (2021) 04-0927-08

DOI: 10.16182/j.issn1004731x.joss.19-0624

Modeling and Simulation of Urination Assist System Based on Working Medium Saturated Vapor Pressure

Li Xiao¹, Li Shu¹, Peng Weihong¹, Guan Ting²

(1. School of Electromechanical Engineering, Guangdong University of Technology, Guangzhou 510006, China;

2. General Hospital of the Southern Theater Command of the Chinese People's Liberation Army, Guangzhou 510010, China)

Abstract: To design and analyze the urination assist system driven by ultrasonic-vaporized steam, a simulation model of the driving capsule and three mathematical models of working medium saturated vapor pressure, bladder pressure and urine flow are established. The simulation experiment system is built to verify the model. The effects of radiation time and sound intensity on the working medium temperature and driving pressure are simulated and analyzed. The results show that the working medium temperature and driving pressure are related to the radiation time and sound intensity. Prolonging radiation time and increasing sound intensity can increase the working medium temperature and driving pressure. In addition, under the conventional ultrasound physical therapy dose, the maximum urinary flow is close to the normal human urodynamics parameters. The simulation model and mathematical model are effective and practical, and can provide the theoretical reference to the designs of animal and clinical trials systems of the urination assist system.

Keywords: urination assist system; ultrasound; saturated vapor pressure; simulation model; mathematical model

引言

由神经损伤引起的膀胱排尿功能障碍, 医学称为神经源性膀胱^[1], 因易引起泌尿系统感染给病人

带来极大的痛苦甚至危及生命。现有药物、手术等治疗或造瘘、尿道插管引流等辅助排尿措施均难以有效解决神经源性膀胱问题^[2-4], 因此, 研究体内植入式辅助排尿装置具有重要的现实意义。

收稿日期: 2019-11-29 修回日期: 2020-02-25

基金项目: 国家自然科学基金(51175089); 广东省自然科学基金(S2013010014018)

第一作者: 李笑(1962-), 男, 博士, 教授, 研究方向为机电液智能控制与应用、生物医学器械研究等。E-mail: lixiao@gdut.edu.cn

自 20 世纪 60 年代,国内外学者就致力于辅助排尿装置的研究^[5-7]。文献[8]研制一种电刺激神经装置,利用电流通过置于骶骨的电极刺激骶 2 神经诱导膀胱排尿,但效果尚不明确。文献[9]研制一种利用形状记忆合金经杠杆机构驱动膀胱排尿的装置,属刚性驱动、结构庞大,缺乏与生物组织相容性。文献[10]提出一种体外电磁驱动的膀胱动力泵,利用体外电磁铁磁力吸引柔性磁通子压迫膀胱排尿,理论与模拟实验证明原理可行,排尿动力特性与人体相接近,但适于临床尚待结构优化。文献[11]运用电磁铁设计理论和最优化理论,对膀胱动力泵电磁动力系统优化设计,该研究改善了膀胱动力泵的排尿动力特性。文献[12]研制了一种柔性人工逼尿肌,利用水凝胶材料热收缩能力来实现排尿,从实验和理论上研究了柔性人工逼尿肌的力学性能,为软植入、柔性机器人和微流体等提供理论指导。

本研究前期基于超声波的热效应和热—功转换原理,提出一种利用热力辅助膀胱排尿的新方法,设计一种超声汽化蒸汽驱动的排尿助力系统。它具有隔腹传能、柔性驱动、与生物组织相容性好等特点。文献[13]采用气体状态方程描述了工质的汽化过程,在对超声波体内传播特性数学建模时,并未考虑工质的饱和蒸汽压与散热问题,影响数学模型的精度。

针对上述研究不足,本文建立了驱动囊仿真模型,依据热力学与流体力学理论建立了工质饱和蒸汽压数学模型和膀胱压与尿流率数学模型,搭建模拟实验系统验证了模型的有效性,并基于此模型仿真分析了辐射时间、声强对工质温升和驱动压的影响规律。

1 排尿助力系统组成和工作原理

本文研究的超声汽化蒸汽驱动的排尿助力系统如图 1 所示。包括超声波发生装置和植入体内的驱动囊、盖膜、机架和尿道阀。超声波发生装置由超声波发生器和超声波探头组成,超声波由后者发

出,工作时将其按压在前腹壁上。机架外形呈网状盘型,由合金材料制成,固定在耻骨上。驱动囊由柔性材料制成,上端固定在机架上。工质采用低沸点物质,密封储存在驱动囊内。盖膜由柔性非弹性材料制成,周边与机架和尿道阀固定。尿道阀由弹性材料制成,固定在机架上且包裹尿道,其变形量受盖膜张力控制。

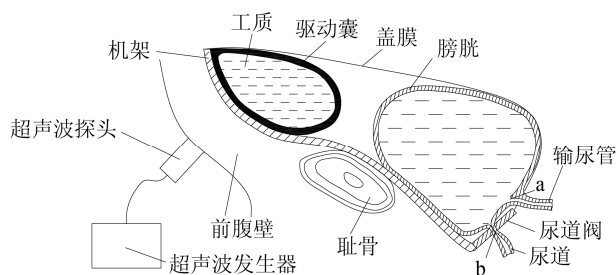


图 1 排尿助力系统组成原理图

Fig. 1 Schematic diagram of urination assist system

该系统工作原理:在储尿期,尿道阀为关闭状态,尿液由输尿管 a 口流入膀胱内,膀胱随尿液增多逐渐膨胀。在预压期,将超声波探头按压于前腹壁,超声波能量经过前腹部组织传入体内,工质吸收超声波能量转换为热能,温度升高,饱和蒸汽压随之增大,驱动囊膨胀,挤压膀胱。在排尿期,驱动囊膨胀到一定程度,盖膜张紧,输尿管口 a 受压而关闭,尿道阀受拉而开启,尿道口 b 张开,尿液被挤压出来。由于驱动囊对膀胱做功,故温度降低,饱和蒸汽压也随之下降。排尿结束后,移开超声波探头,工质温度逐步下降至人体内部环境温度,工质由气体液化成液体,驱动囊缩回至初始状态。

2 排尿助力系统建模

为了便于建立驱动囊仿真模型、工质饱和蒸汽压数学模型和膀胱压与尿流率数学模型,本文做以下假设:超声波传递过程中,在不同介质之间表面不发生反射或折射,且超声波为平面波;超声探头为圆柱型,声场呈中心轴对称;预压期,膀胱与驱动囊接触,且驱动囊体积不变;工质为不可压缩液体;工质所吸收的超声波能量全部转换成自身热

量; 工质内部汽化核半径为 1 μm, 汽化核内的饱和蒸汽压视为弯曲液面上的饱和蒸汽压; 皮肤、肌肉和驱动囊紧密接触; 驱动囊为折皱型, 伸缩过程张力为 0; 整个排尿过程中, 工质蒸汽视为饱和蒸汽。图 2 为排尿助力系统示意图。

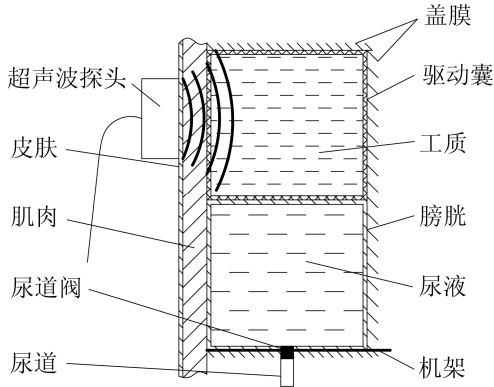


图 2 排尿助力系统示意图
Fig. 2 Urination assist system diagram

2.1 驱动囊仿真模型

在驱动囊仿真模型中, 温度场能反映工质在超声波辐射过程中的温升特性, 因此, 对驱动囊内工质的温度场进行建模与仿真分析。

当超声波经过人体前腹部组织时, 其能量可被吸收。当皮肤、肌肉厚度一定时, 被前腹部组织吸收的超声波能量可视为定值, 因此, 本文简化驱动囊仿真模型, 略去前腹壁组织建模, 所建立的中心轴对称模型如图 3 所示。

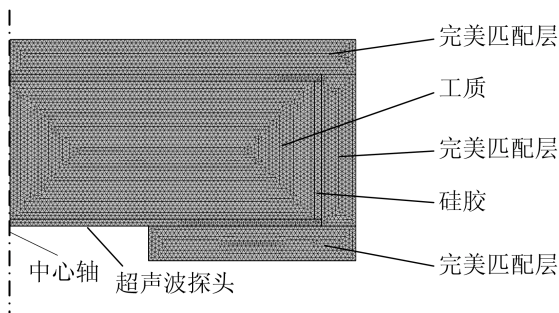


图 3 驱动囊仿真模型
Fig. 3 Simulation model of driving capsule

如图 3 所示, 在驱动囊边沿设置完美匹配层, 可将超声波导出边界。在驱动囊下方中心用直线表

示超声波探头, 超声波的频率为 840 kHz。声能由超声波探头发出, 经过驱动囊下方硅胶, 再到驱动囊内的工质, 最后经过驱动囊上方硅胶, 部分能量被吸收, 剩余能量被驱动囊边沿的完美匹配层导出且不发生反射。

对驱动囊仿真模型的声场进行求解, 其求解的波动方程为二维轴对称柱面坐标的齐次亥姆赫兹方程:

$$\frac{\partial}{\partial r} \left[-\frac{r}{\rho_c} \left(\frac{\partial p}{\partial r} \right) \right] + r \cdot \frac{\partial}{\partial z} \left[-\frac{1}{\rho_c} \left(\frac{\partial p}{\partial z} \right) \right] - \left[\left(\frac{\omega}{c_c} \right)^2 \right] \frac{rp}{\rho_c} = 0 \quad (1)$$

式中: r 和 z 分别为径向坐标和轴向坐标; p 为声压; ω 为角频率; ρ_c 为密度; c_c 为声速。

将声场与温度场耦合分析时, 选择声压做中间变量, 热源的热仿真计算公式为:

$$Q = 2\alpha I = 2\alpha \left| \text{Re} \left(\frac{1}{2} p v_1 \right) \right| \quad (2)$$

式中: Q 为介质吸收的超声波能量; I 为声强; α 为吸声系数; v_1 为声质点速度矢量。

因驱动囊置于人体腹内, 故设置驱动囊边沿为恒温壁面。根据正常人体温为 36~37 °C, 恒温壁面温度设置为 36.5 °C。相关仿真参数见表 1。

表 1 仿真参数

Tab. 1 Simulation parameters

| 参数名称 | 密度/(kg/m ³) | 恒压热容/(J/kg·K) | 声速/(m/s) |
|------|-------------------------|---------------|----------|
| 硅胶 | 1 020 | 700 | 960 |
| 二氯甲烷 | 1 325 | 992 | 1 070 |

2.2 预压期工质饱和蒸汽压数学模型

取工质内一个汽化核进行分析。汽化核内含有饱和蒸汽、空气, 故汽化核内外压强平衡条件为:

$$P_s + (vRT)/V = P + (2\sigma)/r \quad (3)$$

式中: P_s 为汽化核内饱和蒸汽压; $(vRT)/V$ 为空气分压, 其中 v 为汽化核内空气的摩尔数; R 为气体常数; T 为温度; V 为汽化核体积; P 为汽化核外部压力; σ 为表面张力; r 为汽化核半径。

工质的表面张力与温度存在关联, 文献[14]总结了几种表面张力估算方法: Macleod-Sugden 法、

Sastri-Rao 法、Brock-Bird 法和 Pitzer 法。其中, Sastri 和 Rao 提出了适用于极性液体的 Sastri-Rao 法:

$$\sigma = KP_c^x T_b^y T_c^z [(1-T_r)/(1-T_{br})]^m \quad (4)$$

式中: K , x , y , z 和 m 为常数; P_c 为临界压力; T_b 为沸点温度; T_c 为临界温度; $T_r = T/T_c$; $T_{br} = T_b/T_c$ 。

根据文献[15]所述, 工质液面上含有其他气体或弯曲液面时, 会影响饱和蒸汽压大小, 故对所述 2 种影响因素进行分析。

工质液面上方为含有其他气体时, 同温下, 纯物质饱和蒸汽压 P_S 与混有其他气体时饱和蒸汽压 P'_S 的关系:

$$\ln \frac{P'_S}{P_S} = \frac{M}{\rho_1 RT} (P_t - P_S) \quad (5)$$

式中: P_t 为混合气体压强; M 为摩尔质量; ρ_1 为工质密度。

取水为例, 300 K 时, $M/\rho_1 RT = 0.72 \cdot 10^{-8}$, 总压强由饱和蒸汽压自身增大到 100 atm 后, 水的饱和蒸汽压仅增 7.3%, 故可将汽化核内的饱和蒸汽压视为纯物质下的饱和蒸汽压。

工质弯曲液面上的饱和蒸汽压与平液面上的饱和蒸汽压近似关系:

$$\ln \frac{P_S}{P_\infty} = \frac{M}{\rho_1 RT} \cdot \frac{2\sigma}{r} \quad (6)$$

式中: P_∞ 为平液面上饱和蒸汽压; P_S 为弯曲液面上饱和蒸汽压; 凹液面时, r 取负值。

取水为例, 373.15 K 时, 弯曲液面的饱和蒸汽压比平液面的饱和蒸汽压降低了 0.084 4%, 故汽化核内饱和蒸汽压可视为平液面下的饱和蒸汽压。

由此可知, 汽化核内饱和蒸汽压可视为纯物质工质液面上饱和蒸汽压, 根据文献[16]引入 Clausius-Clapeyron 方程:

$$\ln P_2/P_1 = -(\Delta_{\text{vap}} H_m)/R \cdot (1/T_2 - 1/T_1) \quad (7)$$

式中: P_1 , P_2 为不同温度下的饱和蒸汽压; T_1 , T_2 为饱和蒸汽压的对应温度; $\Delta_{\text{vap}} H_m$ 为液体汽化热。

经上述分析, 针对不同温度下, 工质饱和蒸汽压可由式(3), (5), (7)描述, 故工质液面上压力为:

$$P = P_c e^{\Delta_{\text{vap}} H_m / R \cdot (1/T_1 - 1/T)} + (vRT) / R - (2\sigma) / r \quad (8)$$

式中: P_1 取大气压; T_1 取大气压下沸点温度; $\sigma = KP_c^x T_b^y T_c^z [(1-T_r)/(1-T_{br})]^m$ 。

2.3 排尿期工质饱和蒸汽压数学模型

Antonie 提出的饱和蒸汽压估算方程为:

$$\lg P_{\text{FS}} = A - B / (T + C - 273.15) \quad (9)$$

式中: A , B 和 C 为常数; P_{FS} 为工质饱和蒸汽压。

尿道阀打开, 工质液面上方压力降低, 当工质液面上方压力与该温度下饱和蒸汽压相等且温度不小于工质沸点时, 工质开始沸腾。故根据式(9)可得排尿阶段工质液面上方饱和蒸汽压与温度的关系:

$$P_{\text{FS}} = 10^{(A-B/(T+C-273.15))} \quad (10)$$

由于排尿阶段的热能交换包含热传导和沸腾给热, 但至今没有可靠的一般经验关联式描述沸腾给热, 故式(10)中的温度取实验拟合值。

2.4 膀胱压与尿流率数学模型

驱动囊与膀胱的受力平衡公式:

$$p_d A = p_b A \quad (11)$$

式中: p_d 为驱动囊内工质饱和蒸汽压; A 为驱动囊与膀胱的接触面积; p_b 为膀胱压。

根据数学关系, 式(11)可改写成:

$$p_b = p_d \quad (12)$$

由尿道排出的液体流量为:

$$q = \frac{\pi d^4}{128 \mu l} p_b \quad (13)$$

式中: d 为尿道直径; l 为尿道长度; μ 为液体动力粘度; p_b 为膀胱压。

排尿助力系统的排尿全过程可分为预压期和排尿期; 预压期尿道阀关闭, 尿流率为 0; 排尿期尿道阀打开, 尿流率与膀胱压、尿道直径、尿道长度, 以及液体动力粘度有关。联合式(8), (10), (12)可得排尿全过程的膀胱压:

$$p_b = \begin{cases} P_1 \cdot e^{\Delta_{\text{vap}} H_m / R \cdot (1/T_1 - 1/T)} + (vRT) / R - (2\sigma) / r & 0 < t \leq t_1 \\ 10^{(A-B/(T+C-273.15))} & t_1 < t \leq t_2 \end{cases} \quad (14)$$

式中: $\sigma = KP_c^x T_b^y T_c^z [(1-T_r)/(1-T_{br})]^m$; t_1 为预压期结束时间; t_2 为排尿期结束时间。

联合式(13), (14)可得排尿助力系统排尿全过程的尿流率关系:

$$q = \begin{cases} 0 & 0 < t \leq t_1 \\ \frac{\pi d^4}{128 \mu l} p_b & t_1 < t \leq t_2 \end{cases} \quad (15)$$

综上所述, 式(14), (15)可以描述排尿助力系统整个排尿过程的排尿特性。

3 仿真与实验研究

为了验证驱动囊仿真模型、工质饱和蒸汽压数学模型以及膀胱压与尿流率数学模型的准确性, 本文搭建了模拟实验系统, 并将工质升温仿真结果、驱动压和尿流率数学模型仿真结果与模拟实验结果进行对比。

模拟实验系统如图 4 所示。根据二氯甲烷的物理化学性质, 本文采用沸点与人体内部环境温度接近的二氯甲烷作为工质。人体内部为恒温环境, 可采用恒温箱模拟人体内部环境。尿液与水的物理性质相似, 模拟实验时可用水代替尿液。在常规超声理疗中, 声强为 $0.1 \sim 2.5 \text{ W/cm}^2$, 频率为 $600 \sim 1\,000 \text{ kHz}$ 时, 脉冲式理疗辐射时间可延长至 $15 \sim 30 \text{ min}$ ^[17]。据此, 本文采用常规超声理疗剂量进行实验研究。工质的温度由温度传感器测量, 驱动压和膀胱压分别采用压力传感器测量, 尿流率由称重传感器测量排尿(水)量并记录采集时间经换算得到。实验条件: (1) 为接近人体内部环境温度, 驱动囊和膀胱模型置于 $36.5 \text{ }^\circ\text{C}$ 的恒温箱内; (2) 为不损伤前腹部组织, 本文采用声强 $I=2 \text{ W/cm}^2$, 频率 $f=840 \text{ kHz}$, 辐射面积 $S_r=14 \text{ cm}^2$ 和辐射时间 $t=6 \text{ min}$ 。

模拟实验时, 为了逼近驱动囊仿真模型, 超声波探头贴于驱动囊的壁面。驱动囊内工质吸收超声波能量后温度不断上升, 工质的饱和蒸汽压也随之持续增加, 从而压迫膀胱模型, 实现排尿(水)。

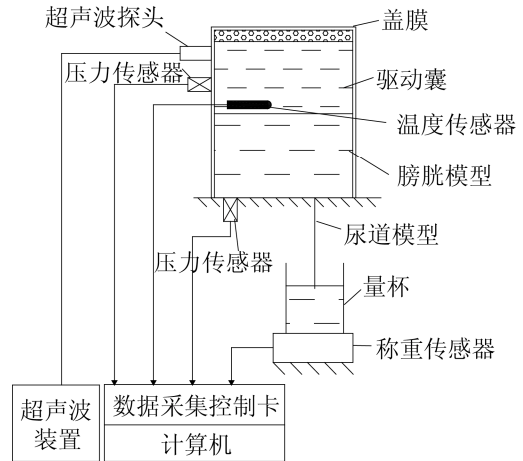


图 4 模拟实验系统
Fig. 4 Simulation experiment system

基于已建立的仿真模型, 取 $I=2 \text{ W/cm}^2$, $f=840 \text{ kHz}$, $S_r=14 \text{ cm}^2$ 和 $t=6 \text{ min}$ 进行仿真分析, 求解得到的声压场如图 5 所示。可以看出, 声压主要集中于超声波辐射方向上。

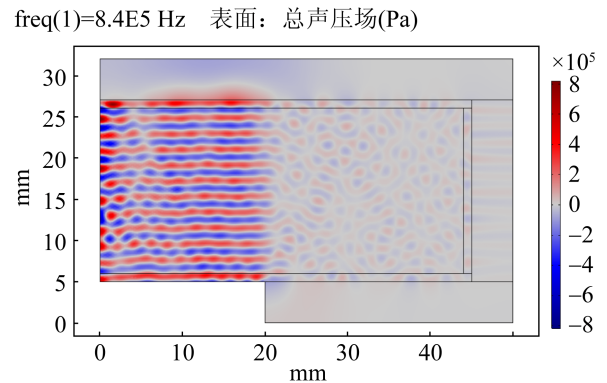


图 5 声压场
Fig. 5 Sound pressure field

基于声压场的解, 对驱动囊的温度场进行求解, 所求解得到的温度场等值线如图 6 所示。可以看出, 声压大的区域温度高。

基于仿真模型求解的温度场, 导出驱动囊内部温度数值, 与实验数据进行对比。图 7 为预压期工质温度变化的仿真和实验曲线。可以看出, 在超声波作用下, 工质温度随辐射时间增加而增高, 但增长幅度逐渐变小, 仿真与实验结果较为吻合。

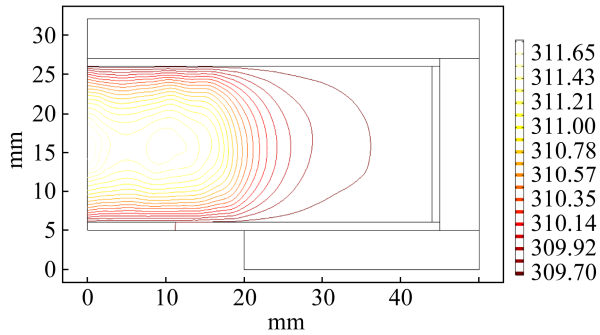


图6 温度等值线

Fig. 6 Temperature isogram

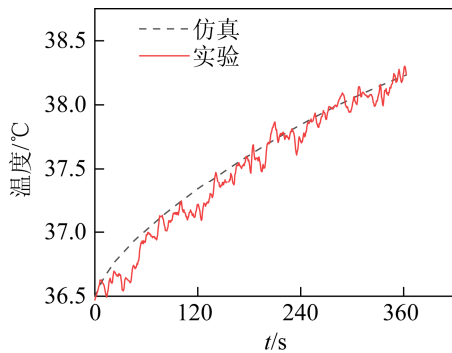


图7 工质温度仿真与实验曲线

Fig. 7 Working fluid temperature simulation and experimental curve

对预压期工质饱和蒸汽压数学模型进行仿真，并与实验值进行对比。图8为饱和蒸汽压仿真与实验曲线。可以看出，工质饱和蒸汽压随着温度的升高而增大。数学模型仿真值与实验值基本吻合。

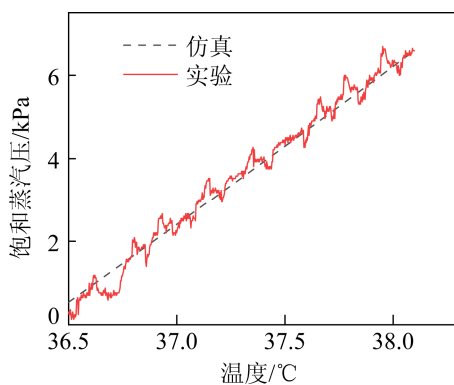


图8 饱和蒸汽压仿真与实验曲线

Fig. 8 Saturated vapor pressure simulation and experimental curve

将工质温升变化的仿真数值代入式(8)，可计算出预压期的驱动压。图9为预压期驱动压的仿真和

实验曲线。可以看出，在工质温升过程中，驱动压随辐射时间增加而增大，但增长趋势逐渐变缓。驱动压仿真与实验曲线基本一致，二者存在偏差是因在探头与驱动囊接触面处反射了部分超声波。

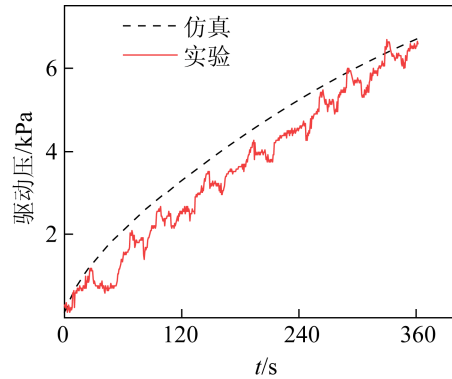


图9 驱动压仿真与实验曲线

Fig. 9 Driving pressure simulation and experimental curve

图10为排尿期工质温度拟合曲线。为了得到排尿期工质温度变化规律，利用Origin软件对实验采集的排尿期工质温度数值进行平滑处理，可以看出，拟合曲线能较好反映实验曲线规律。

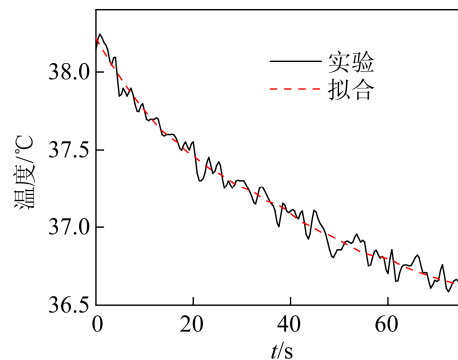


图10 排尿期工质温度曲线

Fig. 10 Temperature curve of working fluid during micturition

将拟合曲线数值代入式(10)得到排尿期驱动压后，经式(15)计算出尿流率。图11为排尿期尿流率仿真与实验曲线。可以看出最大尿流率为12.3 mL/s，与人体排尿动力学特性相接近。数学模型仿真结果与实验结果基本吻合。

基于已建立的仿真模型与数学模型，本文分别仿真分析了延长超声辐射时间和不同声强对工质温度及预压期驱动压的影响。

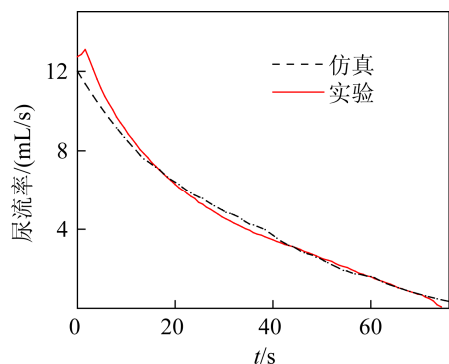


图 11 尿流率仿真与实验曲线

Fig. 11 Simulation and experimental curve of urine flow

图 12, 13 为 $t=6 \text{ min}$, $f=840 \text{ kHz}$ 和 $S_r=14 \text{ cm}^2$ 时, 不同声强对工质温度和驱动压影响的仿真曲线。可以看出, 增大超声波声强, 能增高工质温度和增大驱动压; 延长超声波辐射时间可增高工质温度和增大驱动压, 但增长趋势均逐渐变缓。

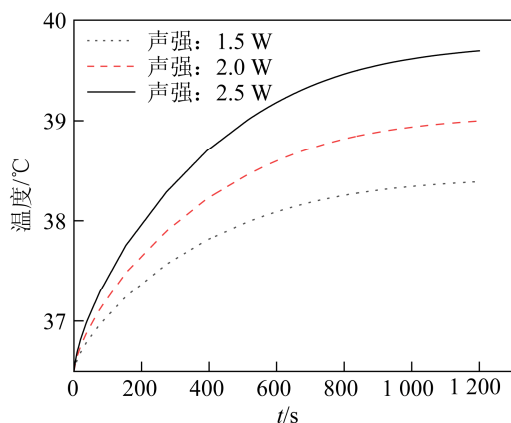


图 12 不同声强下工质温升曲线

Fig. 12 Temperature rise curve of working fluid under different sound intensity

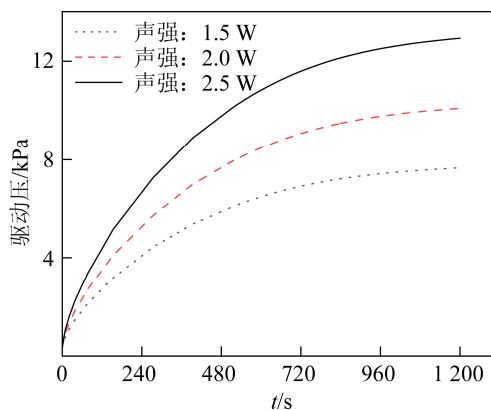


图 13 不同声强下驱动压曲线

Fig. 13 Driving pressure curve under different sound intensity

4 结论

本文从驱动囊饱和蒸汽压的角度建立了排尿助力系统的仿真模型与数学模型。依据仿真模型分析了工质温升特性, 利用工质饱和蒸汽压数学模型仿真分析了超声波剂量对工质温度和驱动压的影响规律, 搭建模拟实验系统验证了所建立模型的有效性。结果表明:

(1) 声强一定时, 延长超声波辐射时间可增高工质温度和增大驱动压, 但增长趋势均逐步减缓, 最终达到热平衡。

(2) 辐射时间一定时, 增大声强能增高工质温度和增大驱动压。

(3) 所建立的仿真模型与数学模型有效实用, 可为排尿助力系统的动物与临床试验系统设计提供理论指导。

参考文献:

- [1] 陈忠, 崔喆, 双卫兵, 等. 神经源性膀胱[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2009.
Chen Zhong, Cui Zhe, Shuang Weibing, et al. Neurogenic Bladder[M]. Beijing: People's Health Press, 2009.
- [2] Frenkl T L, Rackley R R. Injectable Neuromodulatory Agents: Botulinum Toxin Therapy[J]. Urol. Clin. North Am. (S0094-0143), 2005, 32(1): 89-99.
- [3] Oerlemans D J, van Kerrebroeck P E. Sacral Nerve Stimulation for Neuromodulation of the Lower Urinary tract[J]. NeuroUrol. Urodyn. (S0733-2467), 2008, 27(1): 28-33.
- [4] Gormley E A. Urologic Complications of the Neurogenic Bladder[J]. Urologic Clinics of North America (S0094-0143), 2010, 37(4): 601-607.
- [5] Kohler F P, Murphy J J. A Mechanical Urethral Valve[J]. Surgery, gynecology & obstetrics (S0039-6087), 1959, 109:703-708.
- [6] Sven M O, Henry M W, Jr. Urethral Valve: 3642004[P]. 1972-02-15.
- [7] Rahnama'i M S. Neuromodulation for Functional Bladder Disorders in Patients with Multiple Sclerosis[J]. Multiple Sclerosis Journal(S1352-4585), 2020, 26(11): 1274-1280.
- [8] Robin S, Sawan M, Abdel-Gawad M, et al. Implantable Stimulation System Dedicated for Neural Selective Stimulation[J]. Medical & Biological Engineering & Computing (S0140-0118), 1998, 36(4): 490-492.

- [9] Kiguchi K, Sakamoto Y, Uozumi J, et al. A Study on Implantable Urination Assist Systems -development of A Bladder Compression System [C]// 26th Annual Int. Conf. of the IEEE EMBS, San Francisco, CA USA. USA: IEEE, 2004: 2774-2776.
- [10] 李笑, 黄维佳, 关婷. 体外电磁驱动的膀胱动力泵的建模与仿真[J]. 系统仿真学报, 2010, 22(12): 2963-2966, 2989.
Li Xiao, Huang Weijia, Guan Ting. Modeling and Simulation of Bladder Power Pump Driven by External Electromagnet[J]. Journal of System Simulation, 2010, 22(12): 2963-2966, 2989.
- [11] 曹睿, 李笑, 关婷, 等. 膀胱动力泵电磁驱动系统的优化设计[J]. 中国机械工程, 2019, 30(4): 431-437, 447.
Cao Rui, Li Xiao, Guan Ting, et al. Optimal Design for Electromagnetic Driven Systems of Bladder Power Pumps[J]. China Mechanical Engineering, 2019, 30(4): 431-437, 447.
- [12] Yang X, An C, Liu S, et al. Soft Artificial Bladder Detrusor[J]. Advanced Healthcare Material (S2192-2640), 2018, 7(6): e1701014.
- [13] 李笑, 周怀洲, 石志超, 等. 超声汽化蒸汽驱动的排尿助力系统建模及仿真[J]. 系统仿真学报, 2015, 27(2): 389-395.
Li Xiao, Zhou Huaizhou, Shi Zhichao, et al. Modeling and Simulation of Urination Assist System Driven by Ultrasonic-vaporized Steam[J]. Journal of System Simulation, 2015, 27(2): 389-395.
- [14] 刘志刚, 于萌萌, 王建平, 等. 估算纯物质液体表面张力方法的研究及评价[J]. 计算机与应用化学, 2017, 34(5): 383-387.
Liu Zhigang, Yu Mengmeng, Wang Jianping, et al. Research and Evaluate Methods for Estimating Pure Liquid Surface Tension of Compounds[J]. Computers and Applied Chemistry, 2017, 34(5): 383-387.
- [15] 范宏昌. 热学[M]. 北京: 科学出版社, 2003: 311-317.
Fan Hongchang. Thermodynamics[M]. Beijing: Science Press, 2003: 311-317.
- [16] 王秀芳, 王慧云. 物理化学[M]. 北京: 科学出版社, 2016: 135.
Wang Xiufang, Wang Huiyun. Physical Chemistry[M]. Beijing: Science Press, 2016: 135.
- [17] 周永昌, 郭万学, 王志刚. 超声治疗[M]. 北京: 人民军医出版社, 2009: 21.
Zhou Yongchang, Guo Wanxue, Wang Zhigang. Ultrasound Therapy[M]. Beijing: People's Military Medical Press, 2009: 21.