

9-2-2020

Modeling and Simulation of Urination Assist System Driven by Ultrasonic-vaporized Steam

Li Xiao

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

Huaizhou Zhou

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

Zhichao Shi

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

Ting Guan

2. Guangzhou General Hospital of Guangzhou Military Command, Guangzhou 510010, China;

See next page for additional authors

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 Driven by Ultrasonic-vaporized Steam

Abstract

Abstract: Aiming at the problem of assisting the neurogenic bladder micturating, a novel urination assist system driven by ultrasonic-vaporized steam was proposed. *The mathematical model of the multi-field coupling relation between the external ultrasonic controlling parameters and the urine flow rate of urinary bladder was built using ultrasonics, thermodynamics and fluid mechanics theories. The simulation analysis of the influence of the controlling parameters on the urine flow rate performance of the system was conducted.* The results show that the urine flow rate are mainly affected by the ultrasonic sound intensity, frequency, radiation area and time, as well as the system structure and working medium parameters; the urine flow rate can be improved by increasing ultrasonic sound intensity, radiation area and time and decreasing frequency in physical therapy dose range; the maximum urine flow rate is approaching the normal human urodynamic parameters. The established mathematic models are simple and practicable, which provide the theoretical guidance for the performance analysis and structure design of the urination assist system.

Keywords

urination assist system, ultrasonic, steam, drive, mathematical model, urine flow rate

Authors

Li Xiao, Huaizhou Zhou, Zhichao Shi, Ting Guan, and Yuansong Xiao

Recommended Citation

Li Xiao, Zhou Huaizhou, Shi Zhichao, Guan Ting, Xiao Yuansong. Modeling and Simulation of Urination Assist System Driven by Ultrasonic-vaporized Steam[J]. Journal of System Simulation, 2015, 27(2): 389-395.

超声汽化蒸汽驱动的排尿助力系统建模及仿真

李笑¹, 周怀洲¹, 石志超¹, 关婷², 肖远松²

(1. 广东工业大学机电工程学院, 广州 510006; 2. 广州军区广州总医院, 广州 510010)

摘要: 针对神经源性膀胱的辅助排尿问题, 提出一种超声汽化蒸汽驱动的排尿助力系统。运用超声学、热力学和流体力学理论, 建立了体外超声波控制量与膀胱尿流率的多场耦合关系数学模型, 仿真分析了各控制量对尿流率特性的影响规律。结果表明, 尿流率主要与超声波的声强、频率、辐射面积和时间以及系统结构和工质特性参数有关; 在超声理疗剂量范围内, 增大声强、辐射面积和时间以及减小频率, 均可提高尿流率; 最大尿流率接近正常人体尿动力学参数。所建立的数学模型有效实用, 可为排尿助力系统的特性分析和结构设计提供理论指导。

关键词: 排尿助力系统; 超声波; 蒸汽; 驱动; 数学模型; 尿流率

中图分类号: TH137; R318.6 文献标识码: A 文章编号: 1004-731X (2015) 02-0389-07

Modeling and Simulation of Urination Assist System Driven by Ultrasonic-vaporized Steam

Li Xiao¹, Zhou Huaizhou¹, Shi Zhichao¹, Guan Ting², Xiao Yuansong²

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

2. Guangzhou General Hospital of Guangzhou Military Command, Guangzhou 510010, China)

Abstract: Aiming at the problem of assisting the neurogenic bladder micturating, a novel urination assist system driven by ultrasonic-vaporized steam was proposed. *The mathematical model of the multi-field coupling relation between the external ultrasonic controlling parameters and the urine flow rate of urinary bladder was built using ultrasonics, thermodynamics and fluid mechanics theories. The simulation analysis of the influence of the controlling parameters on the urine flow rate performance of the system was conducted.* The results show that the urine flow rate are mainly affected by the ultrasonic sound intensity, frequency, radiation area and time, as well as the system structure and working medium parameters; the urine flow rate can be improved by increasing ultrasonic sound intensity, radiation area and time and decreasing frequency in physical therapy dose range; the maximum urine flow rate is approaching the normal human urodynamic parameters. The established mathematic models are simple and practicable, which provide the theoretical guidance for the performance analysis and structure design of the urination assist system.

Keywords: urination assist system; ultrasonic; steam; drive; mathematical model; urine flow rate

引言

人体控制排尿的中枢神经或周围神经受到损



作者简介: 李笑(1962-), 男, 辽宁阜新人, 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。

收稿日期: 2014-07-11 修稿日期: 2014-10-21
基金项目: 国家自然科学基金资助项目(51175089); 广东省自然科学基金资助项目(S2013010014018)

害而引起的膀胱排尿功能障碍(称为神经源性膀胱)是一类特殊性质的疾病, 其发病率呈逐年上升趋势。该病常伴有尿失禁、排尿困难、尿潴留等临床症状, 给患者带来极大的痛苦和生活障碍。它可导致泌尿系统感染、结石等并发症, 严重者可导致肾积水, 甚至肾功能衰竭, 危及生命。以往采用药物、手术等方法均难以治疗神经源性膀胱, 是国际

医学界公认的难题之一,已引起国内外许多学者的关注^[1-7]。目前医学上常采取辅助排尿措施克服神经源性膀胱,但至今未见临床有效的辅助排尿装置。因此,研究新型的辅助排尿装置具有现实意义。

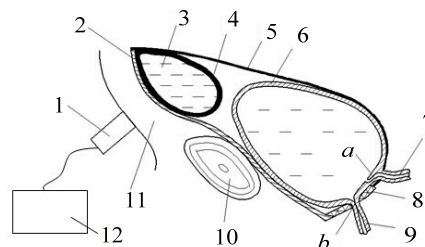
近年来,国内外许多学者开展了辅助排尿装置的研究。Robin 等^[8]研制出一种电刺激装置,通过刺激骶 2 神经激发膀胱排尿,试验表明有一定效果,但其排尿动力特性尚不明确。Xiao 等^[9]研究了利用截瘫病人下肢废用的神经建立体神经-内脏神经反射弧来控制膀胱排尿,试验表明有一定效果,但下肢功能正常的患者可能不易接受。Kazuo 等^[10]研究了一种形状记忆合金(SMA)驱动的排尿支持系统,利用 SMA 元件的形状记忆效应(Shape Memory Effect)驱动膀胱排尿,模拟试验显示方案可行,但无法阻止膀胱尿液向肾脏返流,且体内结构庞大,腹部需穿通导线,缺乏与生理组织相容性。而临床上被迫采用的膀胱长期插管或造瘘,不但使病人痛苦,还会导致泌尿系统感染。

针对神经源性膀胱的辅助排尿问题,本课题前期提出一种利用磁力辅助膀胱排尿的新方法,并根据膀胱结构和储排尿机制,提出了一种体外电磁驱动的膀胱动力泵^[11]。理论和模拟实验证明其原理可行,排尿动力特性与人体膀胱功能相接近。为了进一步研究新型的辅助排尿装置,借鉴前期的研究工作,本研究又提出一种利用热力辅助神经源性膀胱排尿的新方法,并提出一种超声汽化蒸汽驱动的排尿助力系统^[12]。为了研究该系统的辅助排尿能力,本文运用超声学、热力学和流体力学理论建立了体外超声波控制量与膀胱尿流率的多场耦合关系数学模型,仿真分析了各控制量对尿流率特性的影响规律,研究结果对设计新型的辅助排尿系统有指导意义。

1 排尿助力系统

在超声波辐射下,液体介质会产生空化气泡并释放出高热,当空化伴随着的热效应使液体介质的温度达到沸点时,液体介质可汽化成蒸汽。基于超声波的空化作用及其热效应提出的排尿助力系统

组成原理如图 1 所示。它主要由体外的超声波发生器、超声波换能器和植入体内的机架、驱动囊、尿道阀和盖膜组成。超声波换能器是将超声波发生器产生的高频电信号转换成超声波的装置,工作时按压于腹前壁上。机架由合金材料制成,盘形网状,固定于耻骨上。驱动囊是由柔性、弹性材料制成的气动驱动器,上端与机架固定。工质为低沸点液态物质,储存于密闭的驱动囊中。盖膜由柔性非弹性材料制成,周边与机架和尿道阀固定。尿道阀为包裹尿道的弹性元件,固定于机架上,其变形量受盖膜的张力控制。



1-超声波换能器 2-机架 3-工质 4-驱动囊 5-盖膜
6-膀胱 7-输尿管 8-尿道阀 9-尿道 10-耻骨
11-腹前壁 12-超声波发生器

图 1 排尿助力系统组成原理图

该系统工作原理是:在储尿期,超声波发生器不产生高频电信号,超声波换能器不发出超声波,液态工质未受热汽化。由于驱动囊未膨胀,驱动囊和盖膜均处于初始松弛状态。因膀胱未受驱动囊压迫,膀胱壁内的输尿管口 a 保持张开。由于尿道阀弹性元件未受盖膜牵拉,尿道口 b 保持闭合。此间,在输尿管括约肌蠕动下,尿液通过 a 口进入膀胱,膀胱随尿液增多逐渐膨胀,并带动盖膜浮起。在排尿期,超声波发生器产生高频电信号,超声波换能器发出超声波,液态工质在超声波辐射下受热汽化成蒸汽。由于驱动囊在蒸汽压作用下发生膨胀,盖膜处于张紧状态。因膀胱受驱动囊压迫,膀胱壁内的输尿管口 a 被压扁而关闭。由于尿道阀弹性元件受盖膜牵拉,尿道口 b 松开。期间,随着驱动囊的膨胀,输尿管口 a 保持关闭,尿道口 b 保持松开,尿液被迫从膀胱连续排出。排尿后,超声波换能器

停止接收高频电信号, 驱动囊内蒸汽随温度下降而发生液化, 驱动囊收缩, 膀胱恢复储尿状态。病人只要重复上述过程, 便可自行控制排尿。

该系统主要特点是: 膀胱、尿道和输尿管不开孔安装器件, 不致造成创口肌肉组织感染; 机架、驱动囊、盖膜和尿道阀等体内元件与尿液非接触, 不致引起泌尿系统感染及并发症; 以橡胶驱动膀胱和控制尿道、输尿管口的开闭, 不致造成器官机械损伤; 利用尿道和输尿管内壁的闭合实现密封, 符合生理结构特点, 不致引起漏尿和返流; 机架、驱动囊、盖膜和尿道阀均采用非金属材料制成, 不致腐蚀、生锈, 具有良好的与生理组织相容性。

由此可见, 该系统是利用能量的转换、传递原理实现辅助膀胱排尿的, 如图 2 所示。由超声波发生器和换能器构成的超声波发生装置将电能转换为声能, 作用于液态工质。液态工质在超声波作用下, 汽化成蒸汽产生热力学能。驱动囊作为热-机转换装置将热力学能转换为机械能, 驱动膀胱收缩, 从而建立起膀胱排尿所需的液压能。



图 2 排尿助力系统能量转换、传递示意图

2 排尿助力系统数学建模

为了便于建立系统的多场耦合关系数学模型, 根据系统组成原理及结构特点, 本文做以下假设: 盖膜腔容积等于驱动囊与膀胱容积之和, 且保持恒定; 驱动囊与膀胱接触面积相等, 且保持恒定; 忽略膀胱壁弹性; 忽略超声波在机架和驱动囊壁传播时能量损失; 忽略尿道阀口压力损失; 工质汽化潜热不变; 工质内部不存在温度梯度; 超声波换能器为压电式, 输出的连续或脉冲超声为常用理疗剂量 (声强为 $0.1\sim 2.5 \text{ W/cm}^2$, 频率为 $600\sim 1\ 000 \text{ KHz}$)。

2.1 声-热转换模型

图 3 为排尿助力系统结构简图。

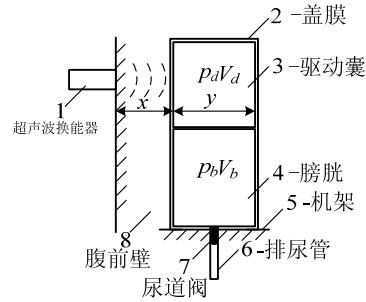


图 3 排尿助力系统结构简图

超声波在介质中传播时声强随传播距离增加呈指数规律衰减, 超声波透出腹前壁组织的声强为:

$$I_{1o} = I_{1i} e^{-\alpha_{1\eta} x} \quad (1)$$

式中: I_{1i} 为超声波从声头进入腹前壁组织的原始声强; $\alpha_{1\eta}$ 为超声波在腹前壁组织中的衰减系数, $\alpha_{1\eta} = 8\pi^2 f^2 k_1 / (3\rho_1 c_1^3)$, 其中: f 为超声波频率, ρ_1 为腹前壁组织密度, c_1 为超声波在腹前壁组织中声速, k_1 为腹前壁组织吸收特性系数; x 为腹前壁组织厚度。

超声波在腹前壁组织中传播时, 部分能量被腹前壁组织吸收并转化为热能。根据能量守恒定律, 被腹前壁组织吸收的能量为:

$$Q_1 = Q_{1i} - Q_{1o} \quad (2)$$

式中: Q_{1i} , Q_{1o} 为超声波进入和透出腹前壁组织的能量。

超声波进入和透出腹前壁的能量可分别表示为:

$$Q_{1i} = I_{1i} S_r t \quad (3)$$

$$Q_{1o} = I_{1o} S_r t \quad (4)$$

式中: S_r 为超声波辐射面积; t 为超声波辐射时间。

由式(1)~(4)得, 被腹前壁组织吸收的能量为:

$$Q_1 = I_{1i} (1 - e^{-\alpha_{1\eta} x}) S_r t \quad (5)$$

根据超声波的传播规律, 可得到超声波从腹前壁组织透射进工质的声强为:

$$I_{2i} = I_{1o} T_c = I_{1i} e^{-\alpha_{1\eta} x} T_c \quad (6)$$

式中: T_c 为超声波从腹前壁组织透射进工质的声强透射系数。

同理可得, 被工质吸收的能量为:

$$Q_2 = I_{1i} e^{-\alpha_{1\eta} x} (1 - e^{-\alpha_{2\eta} y}) T_c S_r t \quad (7)$$

式中： $\alpha_{2\eta}$ 为超声波在工质中的衰减系数， $\alpha_{2\eta}=8\pi^2 f^2 k_2 / (3\rho_2 c_2^3)$ ，其中： ρ_2 为工质密度， c_2 为超声波在工质中声速， k_2 为工质吸收特性系数； y 为超声波在工质中传播距离。

式(7)即为排尿助力系统的声-热转换模型，反映工质在超声波作用下的热效应特性。可以看出，超声波热效应主要与超声波的声强、频率、辐射面积、时间和传播距离以及腹前壁和工质物理性质等因素有关。

2.2 热-机转换模型

液态工质在超声波作用下吸收能量，温度升高，当其温度达到沸点时就会沸腾汽化，产生蒸汽。根据汽化潜热定义，液态工质转变成蒸汽的摩尔质量为：

$$m = \frac{Q_2}{\Delta H} \quad (8)$$

式中： ΔH 为液态工质的汽化潜热。

液态工质汽化的蒸汽满足热力学气体状态方程，即：

$$p_d V_d = Z m R_m T_a \quad (9)$$

式中： p_d 为驱动囊的驱动压； V_d 为驱动囊的容积； Z 为蒸汽压缩因子； R_m 为摩尔气体常数； T_a 为蒸汽温度，等于沸点温度。

将式(8)代入式(9)得：

$$p_d = \frac{Z R_m T_a}{\Delta H V_d} Q_2 \quad (10)$$

式(10)即为排尿助力系统的热-机转换模型，反映驱动囊的热力学特性。从中可知，工质吸收能量沸腾后建立的驱动压，与工质的沸点温度、驱动囊容积和吸收的能量有关。

2.3 机-液转换模型

驱动囊与膀胱的受力平衡方程为：

$$p_d A - k_d \Delta l_d = p_b A \quad (11)$$

式中： k_d 为驱动囊弹性系数； Δl_d 为驱动囊变形量； A 为驱动囊与膀胱的接触面积； p_b 为膀胱压。

根据几何关系，式(11)可写成：

$$p_b = p_d - \frac{k_d}{A^2} V_d \quad (12)$$

式(12)即为机-液转换模型。从中可以看出，膀胱压与驱动压、驱动囊变形量及其材料特性等因素有关。

由排尿管排出的液体流量为：

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

式中： d 为排尿管直径； μ 为液体动力粘度； l 为排尿管长度。

驱动囊容积等于膀胱排出液体的容积，将流量对时间积分得：

$$V_d = \int q dt = \frac{\pi d^4}{128 \mu l} \int p_b dt \quad (14)$$

排尿助力系统的全程排尿期可分为预压和排尿 2 个阶段：在预压阶段，尿道阀关闭，无液体排出，驱动囊和膀胱的容积不变，驱动压和膀胱压增大。由于 $q=0$ ，所以 $V_d = V_{d0}$ 。在排尿阶段，尿道阀开启，液体排出，膀胱容积减小，压力减小；驱动囊容积增大，压力减小。由于 $q>0$ ，所以 $V_d > V_{d0}$ 。

联立式(7)、式(10)和式(12)，得全程排尿期膀胱压为：

$$p_b = \begin{cases} \frac{Z R_m T_a I_i T_c S_r}{\Delta H V_{d0}} e^{-\alpha_{1\eta} x} (1 - e^{-\alpha_{2\eta} y}) t - \frac{k_d}{A^2} V_{d0} & 0 < t \leq t_1 \\ \frac{Z R_m T_a I_i T_c S_r}{\Delta H V_d} e^{-\alpha_{1\eta} x} (1 - e^{-\alpha_{2\eta} y}) (t_1 + t) - \frac{k_d}{A^2} V_d & t_1 < t \leq t_2 \end{cases} \quad (15)$$

式中： V_{d0} 为初始驱动囊容积； t_1 为预压阶段结束时间； t_2 为排尿阶段结束时间。

由式(13)和式(15)，得全程排尿期尿流率为：

$$q = \begin{cases} 0 & 0 < t \leq t_1 \\ \frac{\pi d^4}{128 \mu l} p_b & t_1 < t \leq t_2 \end{cases} \quad (16)$$

式(15)和式(16)表达了排尿助力系统的膀胱压和尿流率特性，本研究称为排尿动力特性。由此看出，排尿动力特性主要与超声波的声强、频率、辐射面积和时间以及系统结构和工质特性参数有关。

为了便于仿真分析排尿助力系统的特性，本文

对排尿动力特性方程进行了离散化处理。即将式(10)、式(12)、式(13)和式(14)按时间长度 Δt 离散化:

$$\begin{cases} p_{d,k} = \frac{ZR_m T_a}{\Delta H V_{d,k}} Q_2 \\ p_{b,k} = p_{d,k} - \frac{k_d}{A^2} V_{d,k} \\ q_k = \frac{\pi d^4}{128 \mu l} p_{b,k} \\ V_{d,k+1} = \sum_{k=1}^n q_{k+1} \Delta t = V_{d,k} + q_k \Delta t \end{cases} \quad k=1,2,\dots,n \quad (17)$$

其中, 初始值为 $V_{d,1}=V_{d0}$ 。

由式(17)计算出各 Δt 内的 $V_{d,k}$, $p_{d,k}$, $p_{b,k}$ 和 q_k 值, 即可得到整个排尿过程的排尿动力特性。

3 试验和仿真分析

为了验证所建立的数学模型的正确性, 本文将驱动压和尿流率数学模型的仿真结果与模拟试验结果进行了对比。根据二氯甲烷的物理化学性质, 本文采用二氯甲烷作为排尿助力系统的低沸点液态工质。模拟试验时, 超声波换能器辐射容器中的二氯甲烷, 二氯甲烷沸腾汽化后使驱动囊膨胀, 压迫膀胱模型排尿(水)。驱动压和膀胱压分别由压力传感器检测, 尿流率由称重传感器和计时器测出排水量和时间经计算得到, 如图 4 所示。实验条件为: $I=2\text{W}/\text{cm}^2$, $f=840\text{ KHz}$, $S_r=14\text{cm}^2$ 和 $t_1=25\text{ min}$ 。

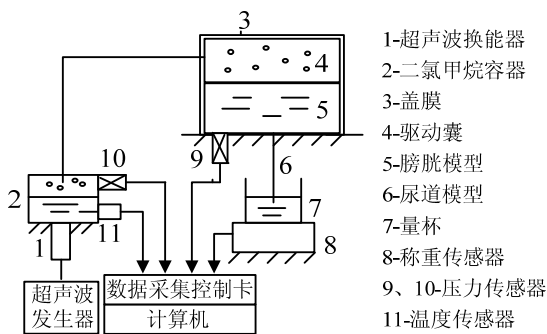


图 4 模拟试验系统

图 5 为预压阶段驱动压的仿真和试验曲线。可以看出, 驱动压随辐射时间呈比例增大。数学模型的仿真结果与试验结果比较吻合。

图 6 为排尿阶段尿流率特性仿真和试验曲线。

可以看出, 最大尿流率试验值达到 $18.3\text{ml}/\text{s}$, 与人体排尿动力特性相接近。数学模型的仿真结果与试验结果基本吻合。

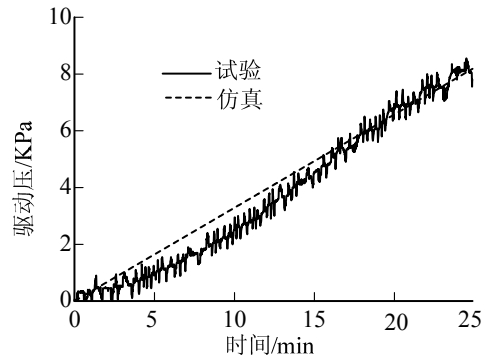


图 5 驱动压仿真和实验曲线

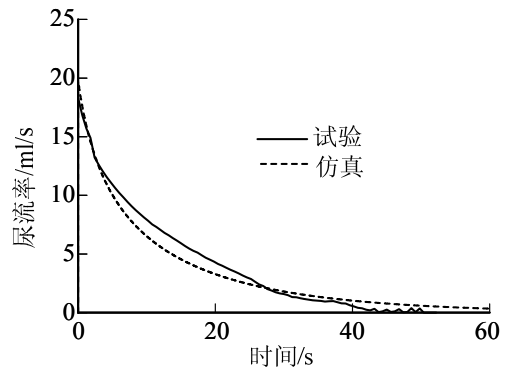


图 6 尿流率仿真和实验曲线

利用所建立的数学模型, 本文并对尿流率特性进行了仿真分析。由于在全程排尿期的两个阶段, 系统结构和工质特性参数基本不变, 故取为定值。排尿阶段时间较短, 认为工质停止汽化。因此, 本文主要仿真分析在排尿阶段声强 I 、频率 f 和辐射面积 S_r 体外超声波控制量对尿流率特性的影响规律。

由于肌肉与脂肪的声阻抗相近, 且腹前壁组织以脂肪为主, 因此本文选取脂肪的声学特性参数作为腹前壁组织的声学特性参数。

在常规超声理疗中, 当声强为 $0.1\sim 2.5\text{ W}/\text{cm}^2$, 频率为 $600\sim 1000\text{ KHz}$ 时, 脉冲式辐射时间可延长至 $15\sim 30\text{ min}$ 。为不损伤腹前壁组织, 仿真时基本控制参数取值为: $I=2\text{W}/\text{cm}^2$, $f=800\text{KHz}$, $t_1=20\text{min}$, $S_r=14\text{cm}^2$, 主要结构和特性参数取值见表 1。

表 1 系统主要结构及特性参数

参数名称	值	单位
摩尔气体常数 R_m	22.4	L/mol
沸点温度 T_a	39.8	°C
蒸汽压缩因子 Z	3.5×10^{-5}	-
汽化潜热 ΔH	28.06	J/mol
驱动囊弹性系数 k_d	1.3×10^3	Pa/m^3
驱动囊与膀胱接触面积 A	0.01	m^2
初始驱动囊容积 V_{d0}	0.15×10^{-3}	m^3
初始膀胱压 p_{b0}	1.5	KPa
脂肪密度 ρ_1	950	kg/m^3
脂肪声速 c_1	1580	m/s
工质密度 ρ_2	1316	kg/m^3
工质声速 c_2	1522	m/s
液体动力粘度 μ	0.6×10^{-3}	pa.s
脂肪厚度 x	20.0	mm
工质厚度 y	38.0	mm
脂肪吸收特性系数 k_1	0.39	-
工质吸收特性系数 k_2	0.017	-
排尿管直径 d	5.0	mm
排尿管长度 l	200	mm

图 7 为在不同超声波声强下的尿流率特性仿真曲线。当声强在理疗剂量范围内取 $I=1\text{W/cm}^2$, 1.5W/cm^2 和 2W/cm^2 时, 最大尿流率分别为 $q_m=7.9\text{ml/s}$, 11.8ml/s 和 15.8ml/s 。可以看出, 增大声强可提高尿流率。

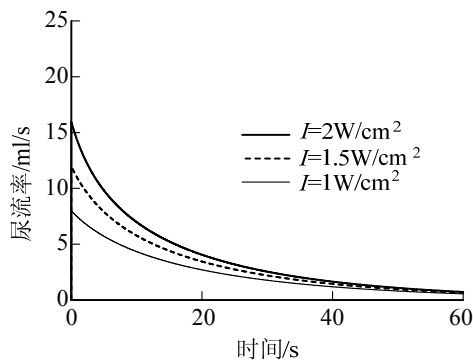
图 7 超声波声强 I 对尿流率的影响曲线

图 8 为在不同超声波频率下的尿流率特性仿真曲线。当频率在理疗剂量范围内取 $f=600\text{KHz}$, 800KHz 和 1000KHz 时, 最大尿流率分别为 $q_m=16.6\text{ml/s}$, 15.8ml/s 和 11.1ml/s 。可以看出, 增大频率将减小尿流率。

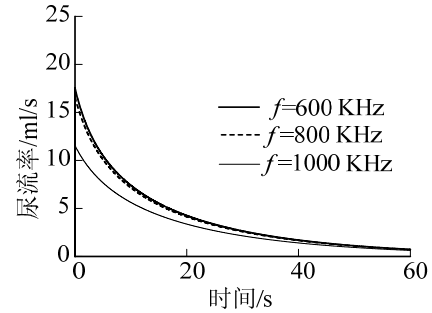
图 8 超声波频率 f 对尿流率的影响曲线

图 9 为在不同超声波辐射面积下的尿流率特性仿真曲线。当超声波换能器的辐射面积取 $S_r=7\text{cm}^2$, 14cm^2 和 21cm^2 时, 最大尿流率分别为 $q_m=7.9\text{ml/s}$, 15.8ml/s 和 23.7ml/s 。从中看出, 增大辐射面积可提高尿流率。

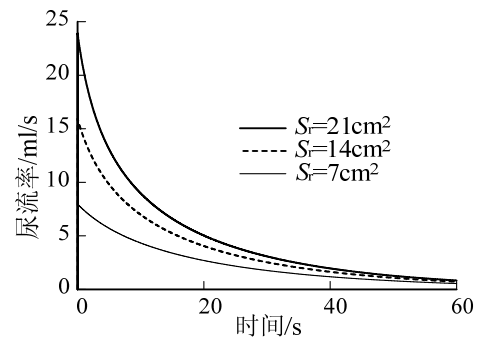
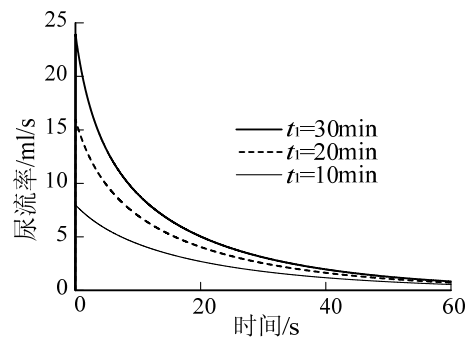
图 9 辐射面积 S_r 对尿流率的影响曲线

图 10 为在不同的超声波辐射时间下的尿流率特性仿真曲线。当辐射时间 $t_1=10\text{min}$, 20min 和 30min 时, 最大尿流率分别为 $q_m=7.9\text{ml/s}$, 15.8ml/s 和 23.7ml/s 。可以看出, 延长辐射时间可以提高尿流率。

图 10 辐射时间 t_1 对尿流率的影响曲线

4 结论

本文建立了排尿助力系统的数学模型, 对影响尿流率特性的因素进行了仿真分析。结果表明:

(1) 膀胱压和尿流率主要与超声波的声强、频率、辐射面积和时间以及系统结构和工质特性参数有关。

(2) 增大声强、辐射面积和时间以及减小频率, 均能提高膀胱压和尿流率。

(3) 在超声理疗剂量范围内取基本控制参数时, 最大尿流率接近正常人体尿动力学参数, 系统原理可行。

(4) 所建立的系统声-热转换、热-机转换和机-液转换等多场耦合数学模型, 有效实用, 可为排尿助力系统的特性分析与结构设计提供理论依据。

(5) 为应用于动物实验, 排尿助力系统的结构和性能尚需进一步优化和改善。

参考文献:

- [1] Anthony Kanai, Irina Zabbarova, Youko Ikeda, *et al.* Sophisticated Models and Methods for Studying Neurogenic Bladder Dysfunction [J]. *Neurourol. Urodyn.* (S1520-6777), 2011, 30(5): 658-667.
- [2] Gormley E A. Urologic Complications of the Neurogenic Bladder [J]. *Urol. Clin. North Am.* (S1558-318X), 2010, 37(4): 601-607.
- [3] Tara L Frenkl, Raymond R Rackley. Injectable neuromodulatory agents: botulinum toxin therapy [J]. *Urol. Clin. North Am.* (S0094-0143), 2005, 32(1): 89-99.
- [4] 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.
- [5] S Vaidyanathan, B M Soni, E Brown, *et al.* Effect of intermittent urethral catheterization and oxybutynin bladder instillation on urinary continence status and quality of life in a selected group of spinal cord injury patients with neuropathic bladder dysfunction [J]. *Spinal Cord* (S1362-4393), 1998, 36(6): 409-414.
- [6] Lazzeri M, Spinelli M, Zanollo A, *et al.* Intravesical vanilloids and neurogenic incontinence: ten years experience [J]. *Urol. Int.* (S0042-1138), 2004, 72(2): 145-149.
- [7] Li S L, Chen W X, Chen Y L, *et al.* Surgical procedures of neurogenic bladder and analysis of the complications [J]. *China J. Urol.*, 2005, 26(7): 464-467.
- [8] Robin S, Sawan M, Abdel-Gawad M, *et al.* Implantable Stimulation System Dedicated for Neural Selective Stimulation[J]. *Med. Biol. Eng. Comput.* (S0140-0118), 1998, 36(4): 490-492.
- [9] Xiao C G, Du M X, Dai C, *et al.* An artificial somatic-central nervous system-autonomic reflex pathway for controllable micturition after spinal cord injury: preliminary results in 15 patients [J]. *J. Urol.* (S0022-5347), 2003, 170(4 Pt 1): 1237-1241.
- [10] Kazuo Kiguchi, Yoshihiko Sakamoto, Jiro Uozumi, *et al.* A study on implantable urination assist systems - Development of a bladder compression system [C]// Proc. of the 26th Annual Int. Conf. of the IEEE EMBS (S1557-170X), San Francisco, CA USA. USA: IEEE, 2004: 2774-2776.
- [11] 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 X, Huang W J, Guan T. Modeling and Simulation of Bladder Power Pump Driven by External Electromagnet. *Journal of System Simulation*, 2010, 22(12): 2963-2966, 2989.
- [12] 李笑, 关婷. 一种超声汽化蒸汽驱动的排尿助力系统: 中国, ZL201110324910.1 [P]. 2012-03-14.