

# 软体按摩机器人驱动器的设计与仿真

杨晓京, 刘 用

昆明理工大学机电工程学院, 云南 昆明 650500

通信作者: 刘用, 670406199@qq.com 收稿/录用/修回: 2020-09-07/2020-12-28/2021-01-21

## 摘要

为了使软体按摩机器人满足所需要的输出力要求, 基于象鼻类生物结构的启发提出了一种可满足按摩输出力的软体驱动器. 软体驱动器输出力主要由驱动器长度、直径和材料属性等 8 个内部因素及纤维线材料属性、缠绕圈数和初始编制角等 4 个外部因素决定. 根据 Hagen-Poiseuille 定律分析了压强、腔室直径和驱动器长度之间的关系. 通过对驱动器内部纤维线缠绕方式的讨论确定了限制其径向变形的办法. 利用驱动器变形后的几何方程和力矩平衡方程建立了驱动器输出力理论模型. 基于理论模型和 Abaqus 仿真软件生成的仿真模型进行对比分析从而确定驱动器结构最优参数. 实验结果表明在最优参数的基础上, 气压低于 6 kPa 时, 实验结果与理论模型有较好的一致性, 验证了理论模型的正确性.

## 关键词

软体驱动器  
输出力  
Abaqus 仿真  
力矩平衡方程  
中图法分类号: TP242  
文献标识码: A

## Design and Simulation on the Actuator of Soft Massage Robot

YANG Xiaojing, LIU Yong

Faculty of Mechanical and Electrical Engineering, Kunming University of Science and Technology, Kunming 650500, China

## Abstract

A software actuator that can meet the output force of massage is proposed on the basis of the biological structure of an elephant's nose to satisfy the output force equipment of a massage robot. The output force of the soft actuator is mainly determined by eight internal factors, such as the length, diameter, and material properties of the actuator, and four external factors, such as the fiber wire material, the number of winding loops of the fiber wire, and the initial braiding angle. According to Hagen-Poiseuille's law, the relationship among pressure, cavity diameter, and actuator length is analyzed. The method of limiting the radial deformation is determined by discussing the winding ways of the fiber wire inside the actuator. The theoretical model of the actuator's output force is established by using the geometric equation and the moment balance equation after the actuator deforms. The optimal parameters of the actuator structure are determined on the basis of the theoretical model and the simulation model generated by the Abaqus simulation software. When the pressure is lower than 6 kPa, the experimental results are in good agreement with the theoretical model under the optimal parameters. Therefore, the theoretical model is accurate.

## Keywords

soft actuator;  
output force;  
Abaqus simulation;  
moment balance equation

## 0 引言

近年来中国老龄化人口急剧增加, 老年人的慢性疾病给他们带来各种慢性疼痛<sup>[1]</sup>. 同时由于快节奏的生活方式和缺乏必要的锻炼, 腰酸背痛也开始成为许多年轻人的通病<sup>[2]</sup>. 按摩自古以来就被认为是缓解疼痛及增进人体健康的物理自然疗法<sup>[3]</sup>.

为了缓解按摩医师供不应求的现状, 按摩机器人开始成为当下的研究热点, 其作为服务机器人的一个重要领

域, 国际上已有很多国家展开了相关研究<sup>[4]</sup>. 日本朝日大学 Solis 等<sup>[5]</sup>推出了一款面部按摩机器人, 该按摩机器人首先运用红外热像仪对人体面部进行扫描, 然后根据扫描结果确定按摩动作和按摩力度. 韩国汉城大学机器人实验室<sup>[6]</sup>提出了一个拥有两个串联机械臂的仿人型按摩机器人, 可以实现对背部的捶打按摩. 英国曼彻斯特大学<sup>[7]</sup>提出了一款假肢手, 该假肢手主要基于石墨烯传感技术进行工作. 在国内, 按摩机器人也引起了很多高校的关注, 山东建筑大学、上海理工大学和上海中医药大学等多所高校

均对其进行过研究,但目前尚未出现在市场<sup>[8-11]</sup>.

目前按摩机器人大多是由刚性构件组成的刚性机器人,能够输出满足按摩需求的力.老人、小孩或体质较差者需要的按摩力最大为 20 N;一般人群需要的按摩力为 27 N;按摩力度要求偏大的人群需要的按摩力为 35 N<sup>[12]</sup>.但是刚性按摩机器人在与人体接触时容易让人体受到伤害.与刚性机器人不同,科学家通过对章鱼的触手<sup>[13]</sup>、蛇<sup>[14]</sup>及象鼻<sup>[15]</sup>等柔性特征的研究,同时以仿生学<sup>[16]</sup>为基础,制作出软体机器人.软体机器人的优势在于,具有更好的柔软性和人机交互性<sup>[17]</sup>,在按摩过程中能够让患者更加放心.

然而,现有的软体机器人由于其本身材质的限制,无法提供满足按摩所需的较大输出力<sup>[18]</sup>,因此,现阶段存在的软体按摩机器人产品大多集中在按摩颈部<sup>[19-20]</sup>、手部<sup>[21-22]</sup>等需要较小输出力的地方.针对以上问题本文提出了一种能提供较大输出力且能够完成掌揉和掌按两个按摩动作的软体按摩机器人.图 1 为软体按摩机器人整体结构,其主要由 3 个驱动器和 1 个按摩头组成,图 2 为驱动器结构.该按摩机器人能够输出多少力完全由驱动器能够输出的力的大小决定,所以本文主要对驱动器进行了力分析.

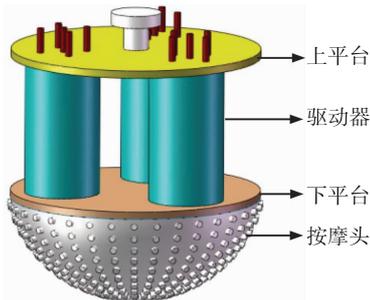


图 1 软体按摩机器人  
Fig.1 Soft massage robot

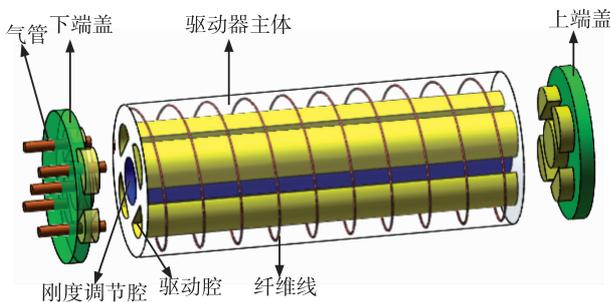


图 2 驱动器结构  
Fig.2 Actuator structure

## 1 驱动器结构设计

本文是以象鼻类生物结构为基础设计的驱动器,该驱动器主要结构包括驱动器主体、上端盖、下端盖及气管.驱动器主体为横截面恒定的圆柱体,内部设置了驱动腔和

刚度调节腔.刚度调节腔轴线与驱动器轴线重合,4 个驱动腔均匀分布在刚度调节腔四周且它们之间成并联关系.刚度调节腔的结构为圆柱形通孔,其作用主要表现在:刚度调节腔中充入高压气体可增加软体驱动器的承载弯矩,即增加软体驱动器的刚度,从而实现其刚度的动态调整.软体驱动器在与物体接触过程中,需要具备较好的刚性,以提高物体接触间的压力,进而增大物体接触间的摩擦力<sup>[23]</sup>.驱动腔的结构为半圆形通孔,其为驱动器的主要出力来源.驱动器主体内部缠绕有纤维线,以抑制驱动器的径向变形,从而也能在一定程度上增加驱动器的输出力.

驱动器主体、上端盖、下端盖及气管之间形成串联关系,一般来说,在软体机器人中同时使用串联和并联可以比其它软体机器人具有更高的仿生程度.

## 2 输出力理论模型

软体按摩机器人的  $i(i=1, 2, 3)$  个驱动器同时工作就可以完成掌揉或掌按的动作.当驱动器工作时,需要向 5 个腔室中充入等量气体,此时驱动器被限制在  $0^\circ$  弯曲状态,其内部不产生应力弯曲力矩,因此驱动器输出的末端力为最大输出末端力<sup>[24]</sup>.

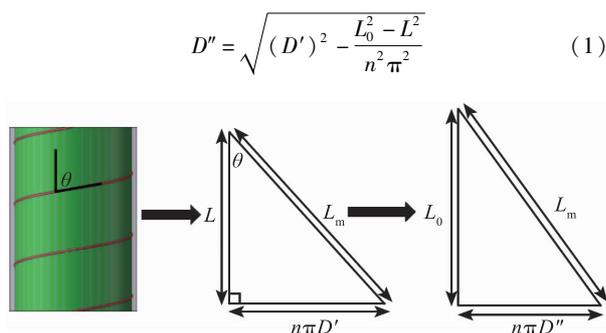
该模型中输出力主要由 8 个内部因素和 4 个外部因素决定.内部因素有:驱动器长度  $L$ 、驱动器直径  $D$ 、刚度调节腔直径  $D_1$ 、驱动腔直径  $D_2$ 、驱动腔圆心到刚度调节腔圆心的直线距离  $h_1$ 、驱动腔数量、驱动腔形状及硅胶材料性能;外部因素有:对第  $j$  个腔室输入气压  $P_j(j=1, 2, 3, 4, 5)$ 、未受气压状态下编制角  $\theta$ 、纤维线材料性能及纤维缠绕圈数  $n$ .

### 2.1 硅胶材料性能、纤维线材料性能及驱动腔形状与输出力的关系

Wang 等<sup>[25]</sup>通过实验分析发现较软的硅胶材料可以产生更大的输出力,但纤维线材料性能对输出力的影响并不大,为了确保高压下的安全操作可以使用强度和弹性更高的纤维材料.因此在本模型中选择 Elastosil 硅胶材料,其杨氏模量<sup>[26]</sup>  $E=7$  MPa,断裂伸长率可以达到 700%,其固化后的模具硅胶相比其它类型的硅胶具有更加柔软、更加强韧、更具弹性的特点,从而能产生更大的输出力<sup>[22]</sup>.同时纤维线材料可以选择近弹性材料<sup>[27]</sup>,其杨氏模量  $E_1=31\ 076$  MPa,泊松比  $\nu=0.36$ ,该材料能满足更高的强度和更好的弹性性能. Polygerinos 等<sup>[27]</sup>结合弯曲力矩和阻力力矩定义了弯曲阻力系数,通过对矩形、圆形和半圆形这 3 种驱动腔形状的弯曲阻力系数进行理论分析发现当需要输出更大的末端力时,驱动腔最好选择半圆形驱动腔.

### 2.2 $n$ 和 $\theta$ 与输出力的关系

在图 3 中,  $L_m$  为纤维线总长度,  $L_0$  为驱动器变形后高度,  $D'$  为驱动器变形前纤维线直径,  $D''$  为驱动器变形后纤维线直径.纤维线为不可拉伸材料,所以纤维线在跟随驱动器变形过程中  $L_m$  保持不变,可得几何关系:



$$D'' = \sqrt{(D')^2 - \frac{L_0^2 - L^2}{n^2 \pi^2}} \quad (1)$$

图3 纤维线缠绕变形分析

Fig.3 Analysis of the fiber line winding deformation

图4展示了驱动器在 $L = 100 \text{ mm}$ ,  $D' = 60 \text{ mm}$ 的情况下充入高压气体后纤维线直径变化情况。由图可知,当驱动器轴向伸长到原来的3倍,若 $n = 60$ ,纤维线直径的变化率仅为0.031%;若 $n = 50$ ,纤维线直径的变化率也只有0.45%。因此在驱动器伸长过程中,可以通过式(1)确定 $n$ 的取值,并通过上述分析可知当 $n$ 达到一定值,纤维线直径径向变形几乎可以忽略不计,因此假设 $D$ 不发生变化。

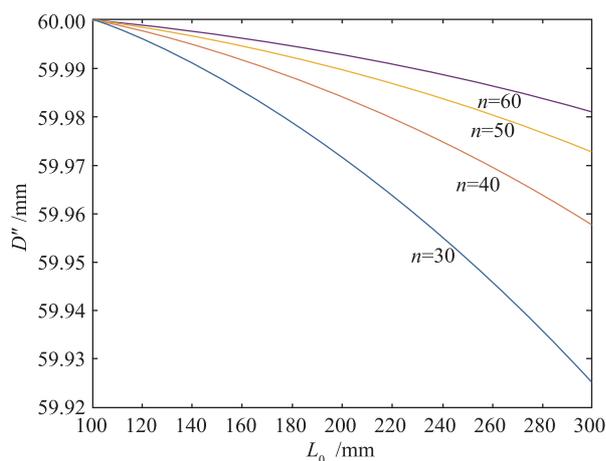


图4 纤维线中径变化曲线

Fig.4 Fiber line diameter change curve

若 $L$ 、 $n$ 和 $D$ 已知,由图3得:

$$\theta = \arctan \frac{n\pi D}{L} \quad (2)$$

### 2.3 驱动腔数量与输出力的关系

对驱动器作静力分析,其受力如图5所示,可得:

$$F = \sum_{j=1}^5 F_{P_j} - F_a - F_{P_{\text{atm}}} \quad (3)$$

其中, $F$ 为驱动器的输出力, $F_{P_j}$ 为对第 $j$ 个腔室输入高压气体腔室顶部受到的压力, $F_a$ 为驱动器硅胶材料产生的弹性力, $F_{P_{\text{atm}}}$ 为大气压强对腔室顶部造成的压力。

驱动器包含4个驱动腔和1个刚度调节腔,当研究驱动器被限制在0度弯曲状态下的末端输出力时,5个腔室将被充入等量的高压气体,因此: $P_1 = P_2 = P_3 = P_4 = P_5 = P$ ,其中 $P$ 为各腔室承受的压强。

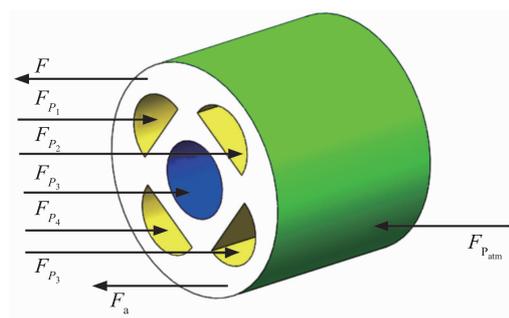


图5 驱动器受力分析

Fig.5 Actuator force analysis

在式(3)中:

$$\sum_{j=1}^5 F_{P_j} = P \cdot (S_1 + S_2 + S_3 + S_4 + S_5) \quad (4)$$

其中, $S_j$ 为对第 $j$ 个腔室输入高压气体腔室顶部受压面积。

根据图6可知,刚度调节腔是直径为 $D_1$ 的圆形,4个驱动腔都是直径为 $D_2$ 的半圆形,通过引入局部坐标 $h$ , $S_j$ 可以表示为

$$S_1 = S_2 = S_3 = S_4 = \int_0^{\frac{D_2}{2}} D_2 \cos\theta_2 dh \quad (5)$$

$$S_5 = 2 \int_0^{\frac{D_1}{2}} D_1 \sin\theta_1 dh \quad (6)$$

其中, $\theta_1 = \arccos \frac{D_1/2 - h}{D_1/2}$ ,  $\theta_2 = \arcsin \frac{h}{D_2/2}$ 。

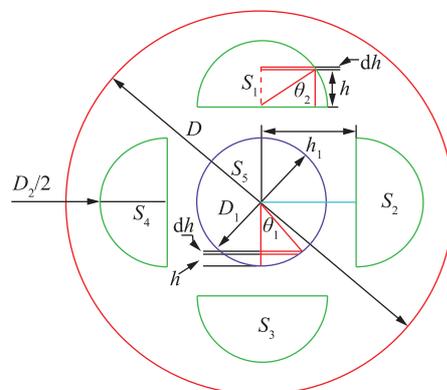


图6 驱动器截面

Fig.6 Actuator cross-section

将式(5)、式(6)代入式(4)中,可得:

$$\sum_{j=1}^5 F_{P_j} = \left( 4 \int_0^{\frac{D_2}{2}} D_2 \cos\theta_2 dh + 2 \int_0^{\frac{D_1}{2}} D_1 \sin\theta_1 dh \right) \cdot P \quad (7)$$

同理,大气压强 $P_{\text{atm}}$ 对各腔室顶部产生的压力 $F_{P_{\text{atm}}}$ 为

$$F_{P_{\text{atm}}} = \left( 4 \int_0^{\frac{D_2}{2}} D_2 \cos\theta_2 dh + 2 \int_0^{\frac{D_1}{2}} D_1 \sin\theta_1 dh \right) \cdot P_{\text{atm}} \quad (8)$$

驱动器硅胶材料产生的弹性力 $F_a$ 为

$$F_a = E \varepsilon A_s \quad (9)$$

其中, $\varepsilon$ 为硅胶材料的应变且 $\varepsilon = (L_0 - L)/L = d/L$ , $A_s$ 为硅胶材料的有效截面积, $d$ 为驱动器变形后的伸长量。

根据图 7 和 Hagen-Poiseuille 定律可以得到  $L_0$ :

$$L_0 = \frac{\pi R^4 P_{in}}{8\mu Q}, P_{in} > 0 \quad (10)$$

其中,  $P_{in} = P - P_{atm}$ ,  $\mu$  为充入高压气体的黏滞系数,  $Q$  为充入高压气体的流量,  $R$  为管径, 本文中,  $R = D_k/2 (k=1, 2)$ .

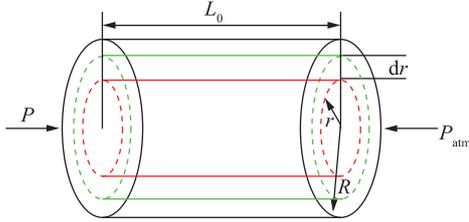


图 7 加压流体模型

Fig.7 Pressurized fluid model

利用式(10)计算  $L_0$  时, 对驱动器截面做等效改动, 如图 8 所示。

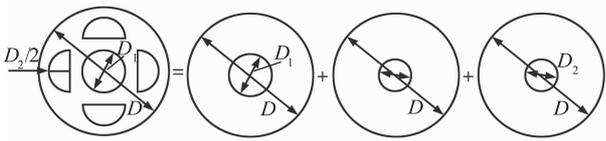


图 8 驱动器截面等效示意图

Fig.8 Equivalent schematic diagram of the actuator cross-section

根据图 8 和式(10), 得出  $d$  的表达式:

$$d = \frac{\pi P_{in}}{64\mu Q} \left( D_2^4 + \frac{D_1^4}{2} \right) - 3L, P_{in} > 0 \quad (11)$$

计算硅胶材料的有效截面积时, 先将驱动器看成实心圆柱体, 同时引入局部坐标  $(\varphi, \zeta)$  计算整体面积, 然后分别计算驱动腔和刚度调节腔对应的面积, 最后将两者面积相减。则由图 9 可得:

$$A_s = \frac{(D^2 - D_1^2)}{4} \pi - 4 \int_0^{\frac{D_2}{2}} D_2 \cos\theta_2 dh \quad (12)$$

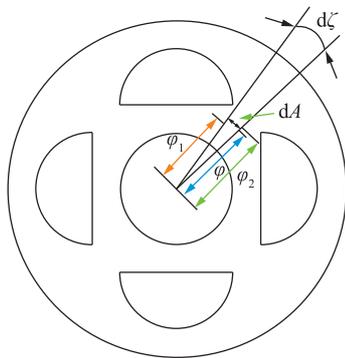


图 9 硅胶有效截面积示意图

Fig.9 Schematic diagram of the effective cross-section of silica gel

将式(12)代入式(9), 可得:

$$F_a = \frac{Ed}{L} \cdot \left( \frac{D^2 - D_1^2}{4} \pi - 4 \int_0^{\frac{D_2}{2}} D_2 \cos\theta_2 dh \right) \quad (13)$$

将式(7)、式(8)和式(13)代入式(3)中, 可得:

$$F = \left( 4 \int_0^{\frac{D_2}{2}} D_2 \cos\theta_2 dh + 2 \int_0^{\frac{D_1}{2}} D_1 \sin\theta_1 dh \right) \cdot P_{in} - \frac{Ed}{L} \cdot \left( \frac{D^2 - D_1^2}{4} \pi - 4 \int_0^{\frac{D_2}{2}} D_2 \cos\theta_2 dh \right) \quad (14)$$

如果  $D$ 、 $D_1$  和  $D_2$  不变, 当驱动腔的数量为 3 时, 式(14)可以写成如下表达式:

$$F = \left( 3 \int_0^{\frac{D_2}{2}} D_2 \cos\theta_2 dh + 2 \int_0^{\frac{D_1}{2}} D_1 \sin\theta_1 dh \right) \cdot P_{in} - \frac{Ed}{L} \cdot \left( \frac{D^2 - D_1^2}{4} \pi - 4 \int_0^{\frac{D_2}{2}} D_2 \cos\theta_2 dh \right)$$

所以认定增加腔室数量将增加  $F$ 。

### 2.4 其他变量与输出力的关系

根据图 6 和式(5)、式(6)可得  $P_{in}$  对驱动器顶部圆心位置产生的力矩  $M_{P_{in}}$ :

$$M_{P_{in}} = \left( \frac{D_2^3}{3} + \frac{\pi D_2^2 h_1}{2} + \frac{D_1^3}{6} \right) P_{in} \quad (15)$$

根据图 9 可得  $F_a$  对驱动器顶部圆心位置产生的力矩  $M_a$ ,  $M_a$  的计算方法与计算  $F_a$  的方法相同:

$$M_a = \frac{Ed}{L} \cdot \left( \frac{D^3 - D_1^3}{12} \pi - \frac{D_2^3}{3} - \frac{\pi D_2^2 h_1}{2} \right) \quad (16)$$

$F$  对驱动器顶部圆心位置产生的力矩  $M_F$  为

$$M_F = \int_0^{\frac{D}{2}} F d\varphi = F \frac{D}{2} \quad (17)$$

由力矩平衡公式可得:

$$F = \frac{2}{D} \left( \frac{D_2^3}{3} + \frac{\pi D_2^2 h_1}{2} + \frac{D_1^3}{6} \right) P_{in} - \frac{2Ed}{DL} \cdot \left( \frac{D^3 - D_1^3}{12} \pi - \frac{D_2^3}{3} - \frac{\pi D_2^2 h_1}{2} \right) \quad (18)$$

## 3 理论模型与仿真模型对比分析

由式(18)可得  $F$  与  $L$ 、 $D$ 、 $D_1$ 、 $D_2$ 、 $h_1$  及  $P_{in}$  之间的关系, 且这 6 个变量均可按照实际需求设定。运用控制变量法, 分析每一个参数对驱动器输出力的影响, 并和仿真结果进行对比分析。

根据式(18), 设置参数如下:  $D = 60 \text{ mm}$ ,  $D_1 = 15 \text{ mm}$ ,  $h_1 = 15 \text{ mm}$ ,  $D_2 = 20 \text{ mm}$ ,  $L = 100 \text{ mm}$ 。通过对  $P_{in}$  和  $F$  进行模拟, 结果如图 10 所示。可以看出  $F$  随着  $P_{in}$  的增大而增大且增大效果十分明显。

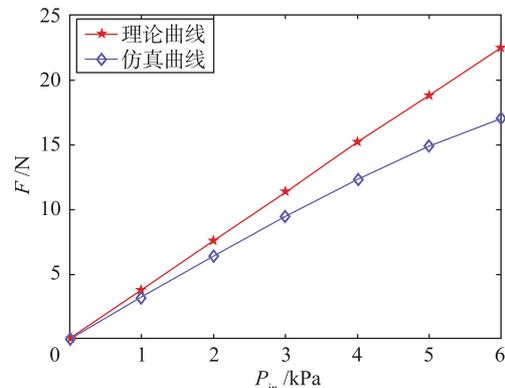


图 10 不同  $P_{in}$  下的输出力

Fig.10 Output force under different  $P_{in}$

讨论  $D$  对  $F$  的影响时, 保持其他结构参数与上文一致, 同时  $D$  分别为 55 mm、60 mm 和 65 mm, 如图 11 所示. 根据其结果曲线分析可知,  $D$  减小会增大  $F$ , 但为了增大  $F$ ,  $D$  也不能过小. 当  $D$  过小时, 向腔室充入一定量的高压气体后容易导致驱动器膨胀破裂.

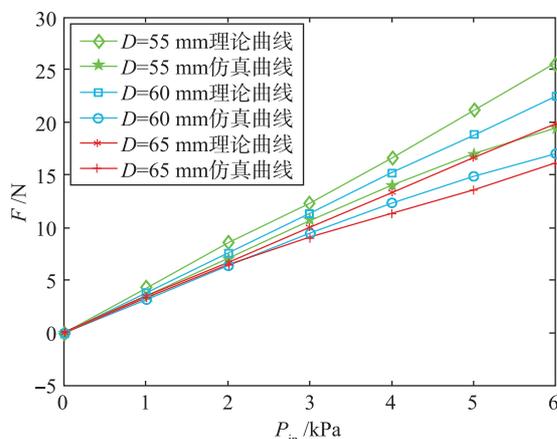


图 11 不同  $D$  下的输出力  
Fig.11 Output force under different  $D$

讨论  $D_1$  对  $F$  的影响时参数设置:  $D = 60$  mm,  $h_1 = 15$  mm,  $D_2 = 20$  mm,  $L = 100$  mm,  $D_1$  分别为 10 mm、15 mm 及 20 mm. 从图 12 可得  $D_1$  与  $F$  正相关, 但当  $P_{in} = 1$  kPa 时,  $D_1$  的变化对  $F$  的影响并不明显, 当  $P_{in} = 5$  kPa 时,  $F$  随着  $D_1$  的增大有明显的增大. 可知当  $P_{in}$  小于一个临界值时,  $D_1$  对  $F$  并无太大影响.

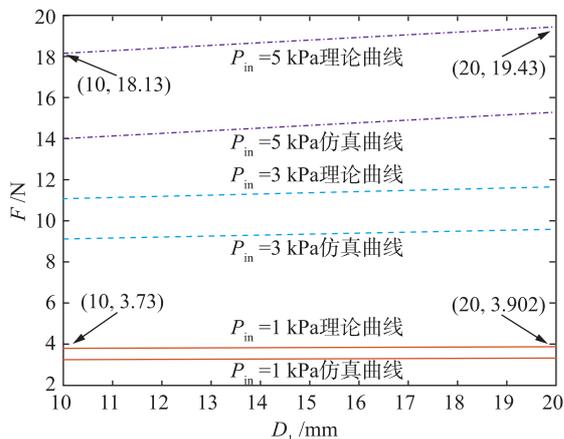


图 12 不同  $D_1$  下的输出力  
Fig.12 Output force under different  $D_1$

讨论  $D_2$  对  $F$  的影响时, 设置参数为:  $D = 60$  mm,  $h_1 = 15$  mm,  $D_1 = 20$  mm,  $L = 100$  mm,  $D_2$  分别为 15 mm、20 mm 及 25 mm. 由图 13 可知  $D_2$  增大对增大  $F$  有十分显著的效果, 且  $P_{in}$  越大, 其增加的幅度越明显. 在  $D_2 = 20$  mm 处有一个明显的转折点, 当  $D_2 > 20$  mm 时  $F$  的增加量明显大于  $D_2 < 20$  mm 时  $F$  的增加量, 综合考虑到  $D$ 、 $h_1$  和  $D_1$  的大小, 可知当  $D_2 > 20$  mm 时, 向腔室充入高压气体可能导致

驱动器主体硅胶材料被破坏, 使得弹性力降低, 输出力变大.

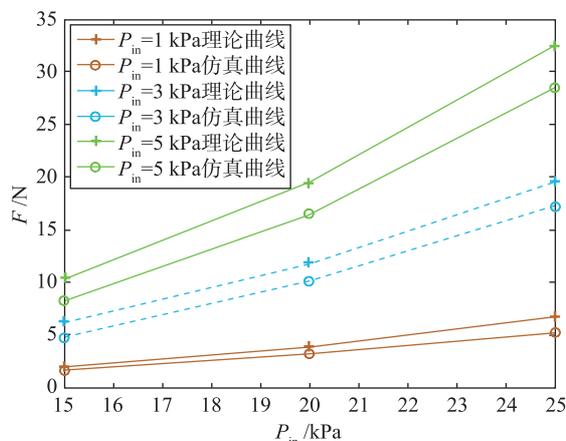


图 13 不同  $D_2$  下的输出力  
Fig.13 Output force under different  $D_2$

讨论  $h_1$  对  $F$  的影响时, 设置参数为:  $D = 60$  mm,  $D_1 = 20$  mm,  $D_2 = 20$  mm,  $L = 100$  mm,  $h_1$  分别为 12.5 mm、15 mm 及 17.5 mm. 通过观察图 14 可知,  $F$  随着  $h_1$  的增大而增大, 在  $h_1 = 15$  mm 处有一个不明显的转折点, 可将其近似看做一条线性曲线, 即当  $12.5$  mm  $< h_1 < 17.5$  mm 时, 认为向腔室充入高压气体不会引起硅胶材料的失效, 但为了安全起见,  $h_1 < 15$  mm 是一个更好的选择.

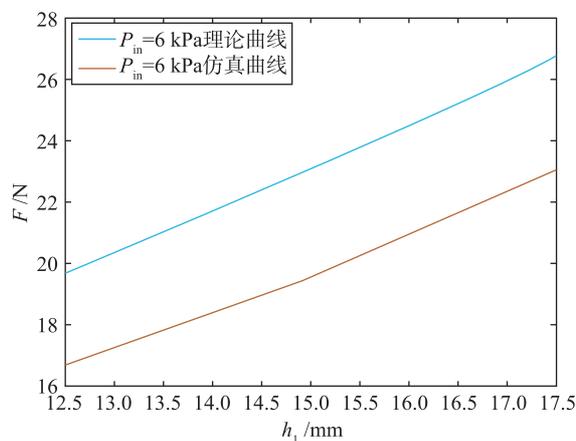


图 14 不同  $h_1$  下的输出力  
Fig.14 Output force under different  $h_1$

讨论  $L$  对  $F$  的影响时, 设置参数:  $D = 60$  mm,  $D_1 = 20$  mm,  $D_2 = 20$  mm,  $h_1 = 15$  mm,  $L$  分别为 100 mm、110 mm 及 120 mm, 在图 15 中,  $\Delta F_1 = F_{L110} - F_{L100}$ ,  $\Delta F_2 = F_{L120} - F_{L110}$ ,  $F_{Lm}$  ( $m = 100, 110, 120$ ) 为  $L$  等于  $m$  时驱动器的输出力. 根据其结果曲线分析可知,  $\Delta F$  均为大于 0 的数, 所以  $F$  与  $L$  正相关, 但  $F$  的增加值  $\Delta F$  最大为 0.274 6 N, 因此  $F$  增加的效果并不明显. 可知  $L$  的变化对  $F$  的影响并不大, 但增大  $L$  会降低驱动器的整体稳定性.

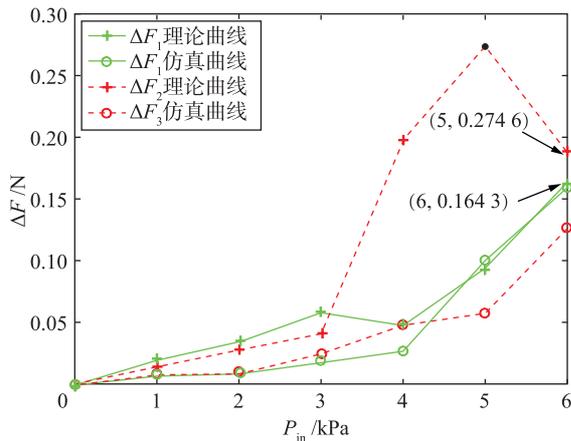


图 15 不同  $L$  下的输出力

Fig.15 Output force under different  $L$

通过以上分析, 可得驱动器结构最优尺寸, 如表 1 所示.

表 1 驱动器结构最优尺寸

Tab.1 The optimal measurement of actuator structure

参数	数值
$D/mm$	60
$D_1/mm$	20
$h_1/mm$	15
$D_2/mm$	20
$L/mm$	110
$\theta/(^\circ)$	89.3
$N/圈$	50

## 4 实验与结果分析

### 4.1 实验平台

软体驱动器实验系统原理如图 16 所示.

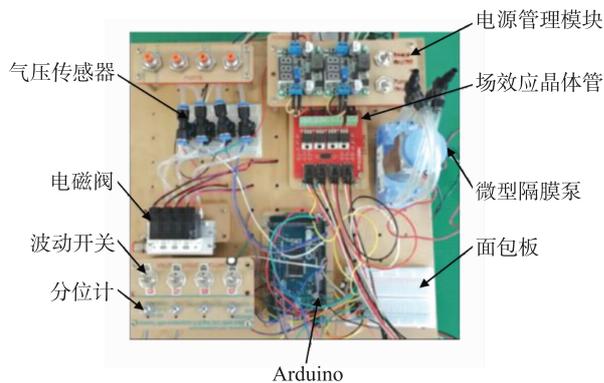


图 16 气动控制平台

Fig.16 Pneumatic control platform

通过电源管理模块为电磁阀和微型隔膜泵提供 12 V 直流电压, 利用 Arduino 输出 PWM (pulse width modulation) 信号控制微型隔膜泵输出气压, 同时控制场效应晶体管的开关以达到小电流控制大电流的效果(波动开关和分位计

可以达到手动控制电磁阀的效果). 基于 Arduino 采集信号的功能, 气压传感器可以通过其串口通信读取实时压强. 最后打开电源开关和微型隔膜泵的开关, 在 Arduino 的控制下, 可以向驱动器的各个驱动腔输入满足要求的压强值.

### 4.2 实验与结果分析

本文采用向驱动器的 5 个腔室充入等压气体的方法测量其输出力, 同时选择在 0~6 kPa 的气压范围内研究该驱动器的性能.

实际实验的情况如图 17 所示.

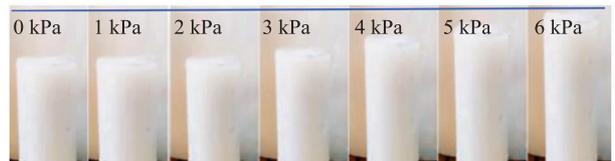


图 17 驱动器输出力实验

Fig.17 Actuator output force experiment

图 18 中, 在开始阶段软体驱动器的输出力理论数据略高于实验数据, 随着气压的增大, 理论数据和实验数据之间的差值有一定幅度的增大并最终趋近于平稳. 通过分析出力模型可知导致误差的原因有: 驱动器内部缠绕的纤维线会在驱动器的伸长过程中产生一定的摩擦阻力, 但是在理论建模中忽略了纤维线和驱动器之间的摩擦阻力; 驱动器内部受压会发生径向变形, 而理论建模时忽略了这一点; 硅胶材料具有粘滞性, 在充压初始阶段,  $d$  小于正常伸长量, 但是随着驱动腔和刚度调节腔中气压的增大, 硅胶材料伸长速度变快, 其伸长量慢慢接近正常值, 由式 (18) 可知, 在这种情况下, 理论曲线和仿真曲线之间输出力差值将逐渐变大.

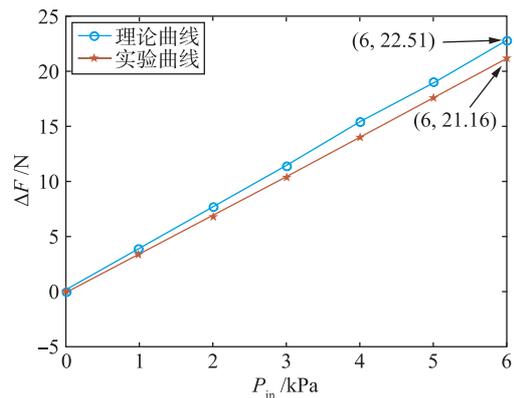


图 18 理论模型与仿真模型对比分析

Fig.18 Comparative analysis between the theoretical model and the simulation model

## 5 结论

软体机器人相比刚性机器人具有更好的灵活性和人机交互性, 进而在机器人按摩领域有着极好的应用前景. 然而, 软体机器人因为本身材料的限制其输出力无法满足按

摩需求。本文设计的软体按摩机器人可以完成按摩动作中的掌按和掌揉。首先根据 Hagen-Poiseuille 定律和力矩平衡方程建立了驱动器输出力  $F$  与  $L$ 、 $D$ 、 $D_1$ 、 $D_2$ 、 $h_1$  及  $P_m$  之间的理论模型。然后通过使用控制变量法分别分析了输出力  $F$  与  $L$ 、 $D$ 、 $D_1$ 、 $D_2$ 、 $h_1$  及  $P_m$  的关系, 并使用仿真模型与理论模型进行对比分析, 结果表明  $L$  和  $D_1$  对  $F$  的影响并不显著,  $D$ 、 $D_2$ 、 $h_1$  和  $P_m$  这 4 个因素对  $F$  有较大的影响, 并确定了驱动器结构最优尺寸。最后以最优尺寸为基础, 对比分析了理论模型和实验之间关于  $F$  和  $P_m$  之间的关系, 研究结果表明: 在 6 kPa 的气压范围内, 实验结果与理论模型基本一致, 验证了理论模型的可行性。同时当单个驱

动器的输出力达到 21.16 N 时, 完全能够满足按摩所需的力<sup>[29]</sup>。

本文所提出的软体驱动器不仅结构简单还能够提供按摩机器人所需要的输出力, 并且其结构尺寸可以按照实际情况自行设定。江泽旗<sup>[30]</sup>通过实验研究发现, 在进行背部按摩时对疼痛部分进行强刺激按摩后可减轻患者的不适症状。本文提出的软体按摩机器人在 3 个驱动器同时工作时能够完成掌揉和掌按这两个动作, 因此在腰酸背痛成为许多年轻人通病的现状下, 其能够达到缓解背部疼痛的要求, 发展前景值得展望。

## 参考文献

- [1] 陈艳玫, 刘子锋, 李贤德, 等. 2015—2050 年中国人口老龄化趋势与老年人口预测[J]. 中国社会医学杂志, 2018, 35(5): 480 - 483.  
Chen Y M, Liu Z F, Li X D, et al. The aging trend of Chinese population and the prediction of aging population in 2015 - 2050[J]. Chinese Journal of Social Medicine, 2018, 35(5): 480 - 483.
- [2] 李晨阳, 石隰. 浅析颈椎病的危险因素[J]. 中华针灸电子杂志, 2020, 9(3): 128 - 130.  
Li C Y, Shi Y. Analysis of risk factors of cervical spondylosis[J]. Chinese Journal of Acupuncture and Moxibustion, 2020, 9(3): 128 - 130.
- [3] 苑峥. 浅谈按摩的原理和功效[J]. 内蒙古中医药, 2012, 31(20): 117.  
Yuan Z. Analysis of principles and effects of massage[J]. Nei Mongol Journal of Traditional Chinese Medicine, 2012, 31(20): 117.
- [4] 高焕兵, 鲁守银, 王涛, 等. 中医按摩机器人研制与开发[J]. 机器人, 2011, 33(5): 553 - 562.  
Gao H B, Lu S Y, Wang T, et al. Research and development of Chinese medical massage robot[J]. Robot, 2011, 33(5): 553 - 562.
- [5] Solis J, Obokawa Y, Ishii H, et al. Development of oral rehabilitation robot WAO-IR designed to provide various massage techniques[C]//The 11th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Piscataway, USA: IEEE, 2009: 457 - 462.
- [6] Kang C G, Lee B J, Son L X, et al. Design of a percussive massage robot tapping human backs[C]//The 16th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication. Piscataway, USA: IEEE, 2007: 962 - 967.
- [7] Guo W W, Lei R, Jian S, et al. Prehension of an anthropomorphic metamorphic robotic hand based on opposite on space model[C]//10th International Conference on Intelligent Robotics and Applications. Berlin, Germany: Springer, 2017: 71 - 83.
- [8] 刘玲云, 鲁守银, 张营, 等. 中医按摩机器人专家控制系统的研究[J]. 计算机测量与控制, 2016, 24(4): 55 - 57.  
Liu L Y, Lu S Y, Zhang Y, et al. Research on expert control system of Chinese medicine massage robot[J]. Computer Measurement and Control, 2016, 24(4): 55 - 57.
- [9] 李云江, 焦成彬. 按摩机器人捏拿机构的优化设计[J]. 机械, 2016, 43(1): 40 - 42.  
Li Y J, Jiao C B. Take knead mechanical optimal design of massage robot[J]. Mechanical, 2016, 43(1): 40 - 42.
- [10] 陈俊, 王殊轶, 汪鹏, 等. 中医推拿机器人设计与研究[J]. 生物医学工程学进展, 2019, 40(4): 190 - 195.  
Chen J, Wang S Y, Wang P, et al. Design and research of Chinese massage robot[J]. Progress in Biomedical Engineering, 2019, 40(4): 190 - 195.
- [11] 鲁守银, 李臣. 中医按摩机器人关键技术研究进展[J]. 山东建筑大学学报, 2017, 32(1): 60 - 68.  
Lu S Y, Li C. Research progress of key technology of Chinese medical massage robot[J]. Journal of Shandong Jianzhu University, 2017, 32(1): 60 - 68.
- [12] 张濛. 捏拿式颈椎肩部按摩器三维设计研究[D]. 马鞍山: 安徽工业大学, 2019.  
Zhang M. Three-dimensional design of pinching cervical shoulder massager[D]. Maanshan: Anhui University of Technology, 2019.
- [13] Kohei N, Helmut H, Kang R, et al. A soft body as a reservoir case studies in a dynamic model of octopus inspired soft robotic arm[J]. Frontiers in Computational Neuroscience, 2013, 7: 1 - 19.
- [14] 唐子临, 汪海洋, 张红柯, 等. 被动轮式蛇形机器人前进速度的实验探究[J]. 现代制造技术与装备, 2020, 283(6): 86 - 89.  
Tang Z L, Wang H Y, Zhang H K, et al. Experimental research on the advance speed of passive wheeled snake robot[J]. Modern Manufacturing Technology Equipment, 2020, 283(6): 86 - 89.
- [15] 田加文, 王田苗, 史震云, 等. 仿象鼻机械臂的运动学分析及实验[J]. 机器人, 2017, 39(5): 585 - 594.

- Tian J W, Wang T M, Shi Z Y, et al. Kinematic analysis and experiment of an elephant-trunk-like Robot arm[J]. Robot, 2017, 39(5): 585 - 594.
- [16] 高伟贤, 王虹玲. 仿生机器人的研究进程与发展前景研究[J]. 黑龙江科学, 2018, 9(1): 26 - 27.  
Gao W X, Wang H L. Research progress and development prospect of bionic robot[J]. Heilongjiang Science, 2018, 9(1): 26 - 27.
- [17] 李卓雨. 软体机器人的发展应用与展望[J]. 科技传播, 2018, 10(23): 109 - 110.  
Li Z Y. Development application and prospect of software robot[J]. Technology Communication, 2018, 10(23): 109 - 110.
- [18] 李海利, 姚建涛, 周盼, 等. 无系留大负载软体抓持机器人研究发展综述[J]. 机械工程学报, 2020, 56(1): 1 - 15.  
Li H L, Yao J T, Zhou P, et al. Untethered, high-load soft gripping robots: A review[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2020, 56(1): 1 - 15.
- [19] Tong M L. Design, modeling, and fabrication of a message neck support using soft robot mechanism[D]. Columbus, USA: The Ohio State University, 2014.
- [20] 王豪情, 史银豪, 赵田, 等. 颈部按摩减压器开发设计[J]. 智库时代, 2019, 19(2): 236 - 240.  
Wang H Q, Shi Y H, Zhao T, et al. Development and design of neck massage decompression apparatus[J]. Think Tank Era, 2019, 19(2): 236 - 240.
- [21] Sun Y, Song Y S, Paik J. Characterization of silicone rubber based soft pneumatic actuators[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2013: 4446 - 4453.
- [22] Polygerinos P, Lyne S, Wang Z, et al. Towards a soft pneumatic glove for hand rehabilitation[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2013: 1512 - 1517.
- [23] 许宗贵, 方醒, 陈凌峰, 等. 一种仿生软体驱动器的设计与弯曲建模研究[J]. 机电工程, 2018, 35(11): 1190 - 1194.  
Xu Z G, Fang X, Cheng L F, et al. Structure and bending model of a biomimetic soft actuator[J]. Mechanical & Electrical Engineering Magazine, 2018, 35(11): 1190 - 1194.
- [24] 魏树军. 基于气动驱动器软体操作手的设计与控制[D]. 上海: 上海交通大学, 2018.  
Wei S J. Design and control of soft manipulators based on pneumatic actuators[D]. Shanghai: Shanghai Jiaotong University, 2018.
- [25] Wang B, McDaid A, Biglari-Abhari M, et al. A bimorph pneumatic bending actuator by control of fiber braiding angle[J]. Sensors and Actuators Physical, 2017, 257(15): 173 - 184.
- [26] Mosadegh B, Polygerinos P, Keplinger C, et al. Pneumatic networks for soft robotics that actuate rapidly[J]. Advanced Functional Materials, 2014, 24(15): 2163 - 2170.
- [27] Polygerinos P, Wang Z, Overvelde J, et al. Modeling of soft fiber-reinforced bending actuators[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2015, 31(3): 778 - 789.
- [28] Xu Z G, Yao P F, Cai S B, et al. Modeling and experimental research on bending and wrinkling of long-arm biosoft robot[C]//IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. Piscataway, USA: IEEE, 2017: 842 - 847.
- [29] 李朋波. 柔性驱动软体按摩机器人设计与实验研究[D]. 秦皇岛: 燕山大学, 2019.  
Li P B. Design and experimental research of flexible actuator soft message robot[D]. Qinhuangdao: Yanshan University, 2019.
- [30] 江泽旗. 腰背部压痛点的手法治疗[J]. 中国运动医学杂志, 1993, 10(4): 246 - 247.  
Jiang Z Q. Manipulative treatment of tenderness points in the lower back[J]. Chinese Journal of Sports Medicine, 1993, 10(4): 246 - 247.

## 作者简介

杨晓京(1972 -), 男, 博士后, 教授, 博士生导师. 研究领域为数字化设计与制造.

刘 用(1996 -), 男, 硕士生. 研究领域为软体机器人的控制与建模.