

目 次

人工智能

基于深度学习的加油站销量预测与营销策略应用研究 .....	卢晨辉,冯 硕,易爱华,叶晓俊( 1 )
基于宽度 & 深度学习的基站网络流量预测方法 .....	陈浩杰,黄 锦,左兴权,韩 静,张百胜( 7 )
改进的协同训练半监督 SVM 在油层识别中的应用 .....	潘用科,贺紫平,夏克文,牛文佳( 14 )
基于特征蒸馏的改进 Ghost-YOLOv5 红外目标检测算法 .....	李北明,金荣璐,徐召飞,刘 晴,王水根( 20 )
改进 PSO-BPNN 算法在管道腐蚀预测中的应用 .....	肖 斌,张恒宾,刘宏伟( 27 )
基于 YOLOv3 和注意力机制的野外蝴蝶种类识别 .....	周文进,李 凡,薛 峰( 34 )
一种基于自适应信息素蒸发系数的 WSN 蚁群路由算法 .....	王 恭,孙铭阳,孙汇阳,滕子铭( 41 )

机械工程

基于立方型转矩分配函数的 SRM 直接转矩控制 .....	白国长,吴贺松,郑 鹏( 48 )
对称 Y 型分岔微通道微滴分裂数值模拟与实验探究 .....	郑艳萍,张瑞根,梁 帅,李 洋,徐 刚,舒海涛( 55 )
弯曲气动肌肉驱动手腕康复装置的设计与研究 .....	韩坤峰,刘艳红,毛晓波,张季冬,王 葳,逯 鹏( 62 )

土木工程

基于熵权法-云模型的石拱桥技术状况评定 .....	张 鹏,钟 山,朱 锐,焦美菊( 69 )
隧道 Park 收敛模式正交下穿既有隧道影响分析 .....	靳军伟,付柏毅,陈允斌,刘钢立,李明宇( 76 )
再生混凝土抗氯离子渗透的五相细观数值模拟 .....	金立兵,余化龙,王振清,薛鹏飞,吴 强( 83 )

网络安全及其他

基于非零和信号博弈的主动防御模型 .....	黄万伟,袁 博,王苏南,张校辉( 90 )
LCL 型并网逆变器电流谐波抑制策略研究 .....	刘海洋,董亮辉,高金峰,王要强,黄文剑( 97 )
基于区块链的车联网安全信息共享机制设计 .....	李永强,刘兆伟( 103 )

文章编号:1671-6833(2022)01-0062-07

# 弯曲气动肌肉驱动手腕康复装置的设计与研究

韩坤峰<sup>1,2</sup>, 刘艳红<sup>1,2</sup>, 毛晓波<sup>1,3</sup>, 张季冬<sup>1,2</sup>, 王 葳<sup>1,2</sup>, 逯 鹏<sup>1,2,3</sup>

(1.郑州大学 电气工程学院,河南 郑州 450001; 2.机器人感知与控制河南省工程实验室,河南 郑州 450001; 3.中医药智能科学与工程技术研究中心,河南 郑州 450001)

**摘 要:**以辅助患者完成腕关节背伸/屈曲以及内收/外展康复训练为核心目的,设计并组装了弯曲气动肌肉驱动手腕康复装置,完成了柔性驱动器设计及建模、外骨骼康复手套设计、控制系统设计以及安全性设计。详细阐述了弯曲收缩气动人工肌肉构造、主要制作流程,测试其运动学特性以及输出力特性,并采用解析法对弯曲收缩气动人工肌肉进行运动学建模,为弯曲收缩气动人工肌肉的精准控制奠定基础。设计并实现手腕康复装置,进行模拟康复训练,结果表明:角度误差在 10% 以内,装置能够有效驱动手腕进行康复训练。

**关键词:**手腕康复; 外骨骼装置; 气动人工肌肉; 建模

**中图分类号:** TP391.7 **文献标志码:** A **doi:**10.13705/j.issn.1671-6833.2022.01.003

## 0 引言

脑卒中患者往往出现偏瘫后遗症,会引起腕部运动功能障碍。智能康复训练系统是一种综合了康复医学、机器人学、电子工程为一体的智能康复方法,能够部分或完全恢复患者丧失的运动能力。国内外设计开发了多种腕关节康复训练系统,包括电机驱动型和气动驱动型。

电机驱动腕部康复装置常以腕关节生理结构为基础,设计贴合腕关节的机械结构,带动患侧手腕进行康复运动,具有运动精确度高、输出扭矩大等优点,但同时存在结构较复杂、柔顺性不足<sup>[1]</sup>等缺点。Lambelet 等<sup>[2]</sup>设计了一种腕部外骨骼康复装置,结合表面肌电信号,通过按需辅助的力控制策略实现患者的主动训练。该装置需要将电机佩戴在手臂上,会增加外骨骼装置的重量,降低用户的舒适度,且针对不同用户的适配性较低。Martinez 等<sup>[3]</sup>设计了一种三自由度腕部康复装置,具有 3 个转动关节,分别对应前臂旋转、腕部背伸/屈曲,腕部内收/外展,并设置物理急停按钮以确保训练过程安全。该装置结构较为复杂,相较于气动腕关节康复装置,柔顺性较低。

柔性驱动器因其较好的安全性与柔顺性,在医疗康复领域受到广泛关注<sup>[4]</sup>。其中气动人工肌肉(pneumatic artificial muscle,PAM)具有功率/质量比大、噪声低、重量轻等特点,将其应用于腕关节康复装置,具有动作平滑、柔顺性好等优点。

姚建涛等<sup>[5]</sup>设计了柔性可穿戴腕部动力手套,采用 4 条直线型 PAM 辅助患者完成腕部背伸/屈曲、内收/外展运动。该装置需要结合刚性串联连杆结构,舒适度较低,且其采用电机驱动、齿轮传动结构,增加了装置重量,降低了用户的舒适度。Andrikopoulos 等<sup>[6]</sup>设计了一种 PAM 驱动的腕关节康复机器人,采用非线性 PID 控制算法对腕关节运动训练轨迹进行跟踪控制。该装置采用刚性串联连杆结构,降低了用户的舒适度。Al-Fahaam 等<sup>[7]</sup>开发了一种 PAM 驱动的手腕康复手套,将伸张 PAM 和收缩 PAM 固定于软手套背部,能够实现手腕康复训练。该康复手套需要将 PAM 首尾两端牢牢固定在使用者身上,舒适度较低。

弯曲收缩 PAM 作为腕关节外骨骼康复装置的执行机构,相较于电机驱动方式,柔顺性好,能够避免系统急剧变化的冲击力对腕关节造成的二

收稿日期:2021-03-03;修订日期:2021-07-08

基金项目:国家重点研发计划项目(2020YFC2006100);河南省引智项目(GZS2019008);中央本级重大增减支项目(2060302)

通信作者:逯鹏(1974—),男,河南郑州人,郑州大学教授,博士,主要从事康复机器人、人工智能与大数据分析研究,E-mail: lupeng@zzu.edu.cn。

次损伤;相较于直线型 PAM,能够避免结合刚性串联连杆机构,且无须牢牢地固定在使用者身上,提升了装置的适配性与用户的舒适度。

综上,以辅助患者完成腕关节背伸/屈曲运动和腕关节内收/外展运动康复训练为目的,设计实现弯曲收缩 PAM 驱动的手腕康复装置,阐述了其关键技术路线以及核心实现方式,以期为手腕康复训练系统提供设计思路。

1 弯曲收缩 PAM

弯曲收缩 PAM 基于 PAM 结构改进而来,安全、柔顺且制作成本低,具有广泛的应用前景与价值<sup>[8]</sup>。

1.1 收缩 PAM

收缩 PAM 是由内部橡胶筒套及外部纤维编织网构成<sup>[9]</sup>。PAM 外层为内径 10 mm、长度 200 mm 的尼龙编织网,内层为内径 8 mm、长度 200 mm 的双层乳胶气球,两端密封,其中一端嵌入一个进气软管。PAM 在不同气压下收缩情况如图 1 所示。PAM 在空载情况下内部压强与收缩量如图 2 所示。



图 1 PAM 在不同气压下收缩情况  
Figure 1 PAM contraction under different air pressures

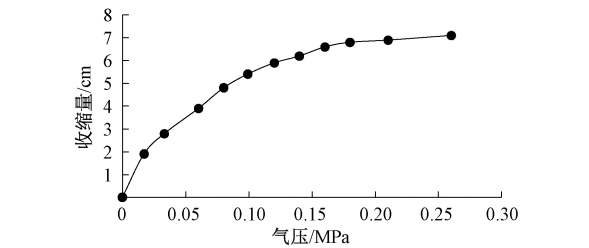


图 2 PAM 空载下收缩量随气压变化曲线  
Figure 2 Change curve of PAM contraction with air pressure under no load

1.2 弯曲收缩 PAM

弯曲收缩 PAM 结构示意如图 3 所示。弯曲收缩 PAM 外层为内径 10 mm、长度 150 mm 的尼龙编织网,内层为内径 8 mm、长度 150 mm 的双层乳胶气球,两端密封,其中一端嵌入一个进气软管。弯曲收缩 PAM 一侧用热熔胶固定其长度,当

弯曲收缩 PAM 内部充入气体时,热熔胶侧长度保持不变,另一侧收缩,产生弯曲收缩力。

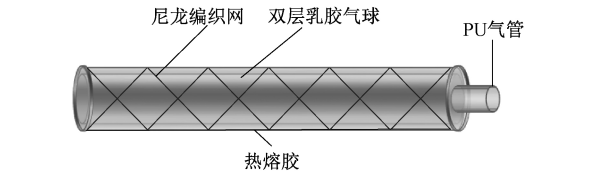


图 3 弯曲收缩 PAM 结构示意图  
Figure 3 Schematic diagram of bending and contracting PAM structure

弯曲收缩 PAM 在不同气压下弯曲情况如图 4 所示。

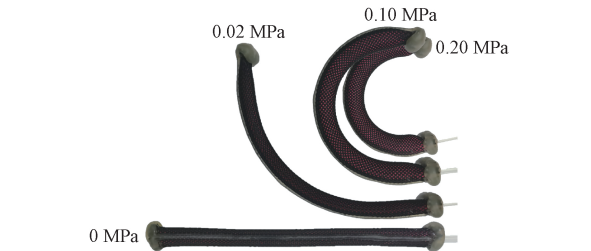


图 4 不同气压下的弯曲收缩 PAM  
Figure 4 Bending and contracting PAM under different air pressures

弯曲收缩 PAM 在空载情况下与 2.94 N 负载情况下气压与弯曲角度(肌肉末端相对于初始位置的角度)关系如图 5 所示。

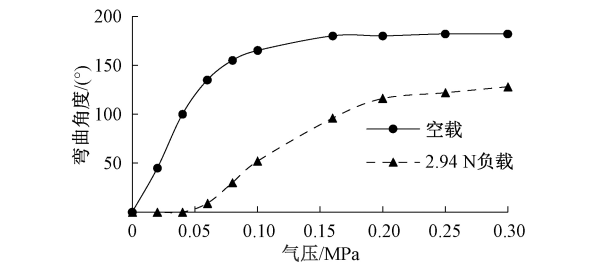


图 5 弯曲收缩 PAM 不同负载下弯曲角度随气压变化曲线  
Figure 5 Curve of bending angle of bending and contracting PAM with air pressure under different loads

弯曲收缩 PAM 末端输出力测量装置原理如图 6 所示,实际测试如图 7 所示。将称重传感器底端固定于实验平台,用尼龙扎带将弯曲收缩 PAM 末端和称重传感器一侧固定,用胶将弯曲收缩 PAM 首端固定于实验平台侧面,使其与弯曲收缩 PAM 末端呈 90°方向。将弯曲收缩 PAM 内部充入气体,逐步增大压强,称重传感器将测得的输出力传给微控制器,经处理后发送给上位机,从而记录弯曲收缩 PAM 的末端输出力变化。

将弯曲收缩 PAM 首端与末端呈 45°方向固定于实验平台,重复上述步骤,测试并记录其末端

输出力,如图 8 所示。

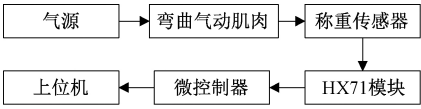


图 6 弯曲收缩 PAM 末端力测试示意图

Figure 6 Schematic diagram of bending and contracting PAM end force test



图 7 弯曲收缩 PAM 测试

Figure 7 Bending and contracting PAM test

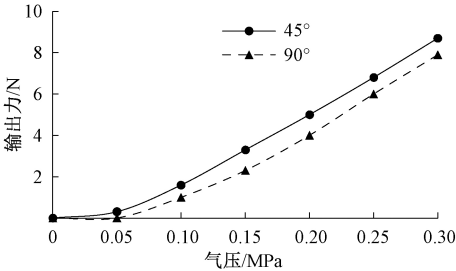


图 8 不同弯曲角度下末端输出力随气压变化曲线图

Figure 8 Curve of output force with air pressure under different bending angles

## 2 弯曲收缩 PAM 运动学建模

参考 Al-Fahaam 等<sup>[10]</sup>建立的弯曲伸长 PAM 运动学模型,对弯曲收缩 PAM 进行运动学建模,以为弯曲收缩 PAM 的精准控制奠定基础。

McKibben PAM 形状如图 9 所示。PAM 的长度为  $L$ ,直径为  $D$ ,单根编织线与 PAM 中心轴之间的角度为  $\theta$ 。多根长度为  $b$  的编织线缠绕 PAM  $n$  次形成编织网。

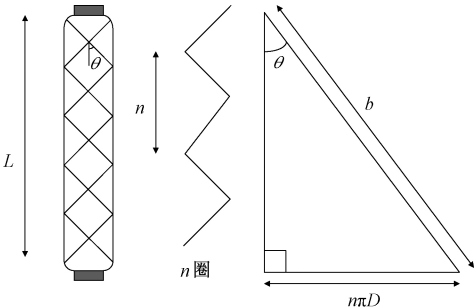


图 9 McKibben PAM 形状

Figure 9 McKibben PAM shape

基于以下假设:

- (1) 弯曲收缩 PAM 在弯曲期间,其横截面保持圆形;
- (2) 弯曲收缩 PAM 在弯曲期间,其固定侧长度保持不变;
- (3) 不考虑尼龙编织网和乳胶气球之间的摩擦力,不考虑编织线之间的摩擦力,不考虑乳胶气球的弹力;
- (4) 弯曲收缩 PAM 内部气体无泄漏。

弯曲收缩 PAM 初始长度为

$$L = b \cos \theta. \quad (1)$$

弯曲收缩 PAM 直径为

$$D = \frac{b \sin \theta}{n \pi}. \quad (2)$$

弯曲收缩 PAM 形状如图 10 所示。弯曲收缩 PAM 固定侧长度为  $L_1$ ,自由侧长度为  $L_n$ ,直径为  $D_c$ ,弯曲角度为  $\alpha$ ,内半径为  $r_n$ ,外半径为  $r_1$ ,弯曲收缩 PAM 的平均长度  $L_c$  为

$$L_c = \frac{L_1 + L_n}{2}. \quad (3)$$

弯曲收缩 PAM 直径  $D_c$  为

$$D_c = r_1 - r_n. \quad (4)$$

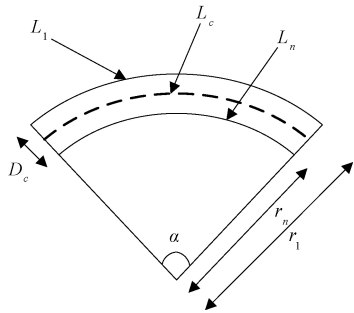


图 10 弯曲收缩 PAM 形状

Figure 10 Bending and contracting PAM shape

当弯曲收缩 PAM 内部充入气体,由于固定侧长度保持不变,这一侧编织角始终为最小值  $\theta_{\min}$ ,而 PAM 另一侧随内部压强增大而收缩,这一侧编织角  $\theta$  也随之增加。

弯曲收缩 PAM 固定侧长度  $L_1$  与自由侧长度  $L_n$  为

$$L_1 = b \cos \theta_{\min} = r_1 \alpha; \quad (5)$$

$$L_n = b \cos \theta = r_n \alpha. \quad (6)$$

弯曲收缩 PAM 在内部压强作用下弯曲时,其横截面形状如图 11 所示,A 点为 PAM 固定侧。假设弯曲收缩 PAM 横截面为圆形,其直径  $D_c$  为弯曲收缩 PAM 固定侧半径  $r_2$  和自由侧半径  $r_3$  之和。



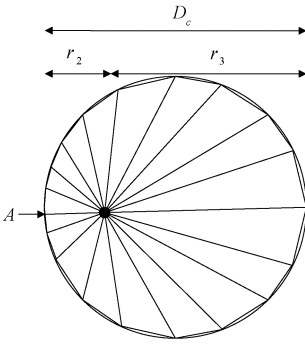


图 11 弯曲收缩 PAM 横截面形状

Figure 11 Cross-sectional shape of the bending and contracting PAM

弯曲收缩 PAM 直径  $D_c$  的计算过程为

$$r_2 = \frac{D_2}{2} = \frac{b \sin \theta_{\min}}{2n\pi}; \quad (7)$$

$$r_3 = \frac{D_3}{2} = \frac{b \sin \theta}{2n\pi}; \quad (8)$$

$$D_c = r_2 + r_3; \quad (9)$$

$$D_c = \frac{b \sin \theta_{\min} + b \sin \theta}{2n\pi}. \quad (10)$$

将式(4)代入式(6),得

$$L_n = (r_1 - D_c) \alpha. \quad (11)$$

将式(5)和式(6)代入式(11),得

$$L_n = \left( \frac{L_1}{\alpha} - D_c \right) \alpha = L_1 - D_c \alpha = b \cos \theta. \quad (12)$$

将式(5)代入式(12),得弯曲收缩 PAM 的弯曲角度  $\alpha$  为

$$\alpha = \frac{b \cos \theta_{\min} - b \cos \theta}{D_c}. \quad (13)$$

将式(5)和式(6)代入式(3)中,得弯曲收缩 PAM 的平均长度  $L_c$  为

$$L_c = \frac{b \cos \theta + b \cos \theta_{\min}}{2}. \quad (14)$$

### 3 手腕康复装置

#### 3.1 需求分析

依据腕关节生理结构和运动特性,在满足系统安全、可靠的前提下,手腕康复训练系统的功能包括:

(1)实时监测手腕运动角度和位置信息,为康复训练和评价提供客观反馈数据;

(2)能够辅助患者完成康复训练运动,即腕关节背伸/屈曲运动和腕关节内收/外展运动;

(3)通过上位机实时显示患者康复训练信息,识别患者语音指令。

以辅助脑卒中腕部运动功能障碍患者完成腕关节康复训练为核心目的,从安全、可靠、交互与舒适方面考虑,手腕康复训练系统的性能需求包括以下 3 点。

(1)安全性。患者在康复训练中有发生肌肉痉挛等突发情况的概率,需要防止突发情况造成腕关节二次损伤。

(2)可靠性。康复训练装置以辅助腕关节运动功能障碍患者完成康复训练为目的,因此系统的可靠性应符合较高要求。

(3)舒适性。外骨骼康复装置是和患侧腕部直接接触<sup>[11]</sup>,在康复训练过程中,需要结合腕关节生理结构和运动特性,对外骨骼康复装置进行设计,以满足舒适性要求。

#### 3.2 系统总体设计与实现

结合上述系统需求分析,设计手腕康复装置,总体设计如图 12 所示,包括外骨骼康复手套、控制系统、感知系统和交互系统。外骨骼康复手套采用 PAM 作为执行机构,柔顺性好,能够避免系统急剧变化的冲击力对腕关节造成二次损伤;控制系统包括嵌入式微控制器和气路控制系统,具有良好的便携性;感知系统通过角度传感器实现对腕关节角度信息的实时采集;完成了人机交互界面设计和语音识别系统开发,实时显示手腕康复训练过程的运动信息并进行康复训练模式的选择,语音交互采用 LD3320 语音芯片,能够实现实时语音控制。

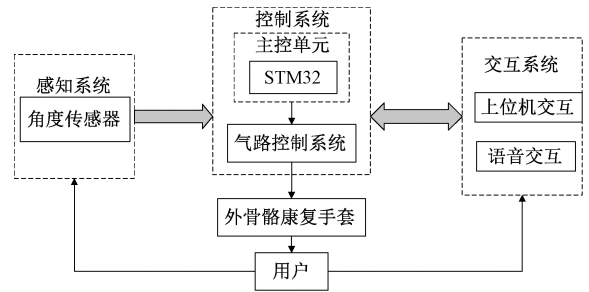


图 12 系统总体设计图

Figure 12 System overall design diagram

系统装置如图 13 所示。包括外骨骼手套、信息采集模块、控制系统与交互系统。信息采集模块为角度传感器 MPU6050;控制系统包括嵌入式微控制器、微型充气泵、气泵驱动、电磁阀、电磁阀驱动、按键开关与电源模块;交互系统包括上位机监控界面和语音模块 LD3320。

嵌入式微控制器实时接收下位机按键指令、上位机控制指令以及语音指令,通过控制微型气泵的启停与电磁阀的通断来控制弯曲收缩

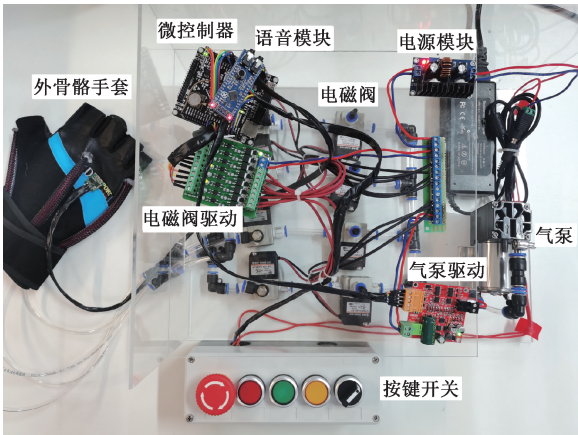


图 13 系统装置图

Figure 13 System device diagram

PAM 内部压强,进而带动患者手腕进行康复运动训练。

3.3 控制系统设计

气路控制系统设计如图 14 所示。嵌入式微控制器通过电机驱动控制微型气泵启停,通过电磁阀驱动控制电磁阀通断。角度传感器采集患者康复训练过程中的角度信息,传送给嵌入式微控制器。嵌入式微控制器根据反馈的角度信息,通过控制微型气泵的启停和电磁阀的通断,来控制弯曲收缩 PAM 内腔的充放气,进而达到给定的弯曲角度。

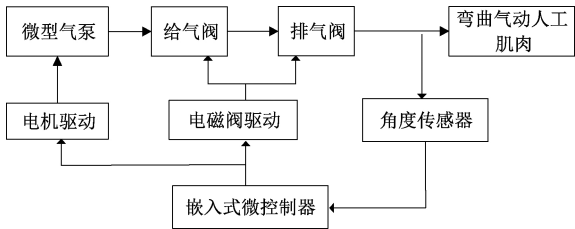


图 14 气路控制系统

Figure 14 Gas circuit control system

3.4 外骨骼康复手套

外骨骼康复手套如图 15 所示。手套本体上下左右各固定一根弯曲收缩 PAM,角度传感器型号为 MPU6050,将其固定于外骨骼康复手套上表面手背处。外骨骼康复手套能够辅助患者完成腕关节背伸/屈曲运动和内收/外展运动。

3.5 安全性设计

手腕康复训练装置以辅助脑卒中患者完成康复训练为核心目的,安全性是第一要素。装置的安全性设计包括以下 3 点:

(1)弯曲收缩 PAM 测试结果表明,其可承受最大气压为 0.4 MPa,装置所采用的微型气泵最大气压为 0.3 MPa,从而保障执行机构运行过程



图 15 外骨骼康复手套

Figure 15 Exoskeleton rehabilitation glove

中的安全性;

(2)随机抽取 3 条弯曲收缩 PAM,分别进行 0~0.3 MPa 反复充放气测试,次数为 1 000 次,未出现损坏情况;

(3)设置物理急停按钮,在出现极端情况或者痉挛状况下,能够及时停止训练并使执行机构维持原状。

4 康复训练实验

在康复医师指导下,选 6 名身体健康的正常人作为被试,进行模拟康复训练,以测试手腕康复训练系统是否能够长时间安全稳定工作,以及是否满足系统设计要求。

4.1 实验动作设计

选择腕关节背伸/屈曲运动和腕关节内收/外展运动作为实验动作,如图 16 所示。以腕关节起始位为中立位 0°法纪录,腕关节背伸角度为 0°~70°,屈曲角度为 0°~80°,腕关节内收角度为 0°~30°,外展角度为 0°~15°。

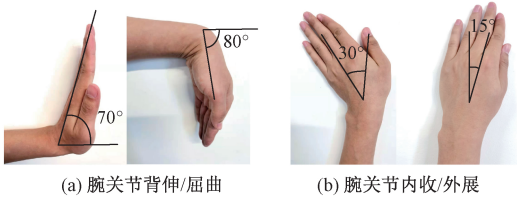


图 16 实验动作设计图

Figure 16 Experimental action design diagram

4.2 康复运动实验

4.2.1 背伸/屈曲训练

进行腕关节背伸/屈曲运动训练,腕关节运动状态为正常-背伸-正常-屈曲-正常-背伸往复运动。腕关节背伸/屈曲训练如图 17 所示。

测试结果表明,手腕康复装置可以完成正常-背伸-正常-屈曲-正常-背伸往复运动且能达到背伸/屈曲角度要求。



图 17 腕关节背伸/屈曲训练

Figure 17 Wrist extension/flexion training

4.2.2 内收/外展训练

进行腕关节内收/外展训练实验,腕关节运动状态为正常-内收-正常-外展-正常-内收往复运动。腕关节内收/外展训练如图 18 所示。



图 18 腕关节内收/外展训练

Figure 18 Wrist adduction/abduction training

测试结果表明,手腕康复装置可以完成正常-内收-正常-外展-正常-内收往复运动且能达到内收/外展角度要求。

4.3 实验结果和分析

腕关节背伸/屈曲训练进行 5 组实验,每组 20 次背伸/屈曲动作。腕关节实际最大背伸/屈曲角度与设定最大背伸/屈曲角度的误差分析如表 1 所示。腕关节背伸/屈曲训练角度随气压变化如图 19 所示。

表 1 腕关节背伸/屈曲训练误差分析

Table 1 Error analysis of wrist extension/flexion training

关节动作	最大误差	最小误差	平均误差
背伸	6.8	3.0	4.9
屈曲	6.6	4.2	5.4

腕关节内收/外展训练进行 5 组实验,每组 20 次内收/外展动作。腕关节实际最大内收/外展角度与设定最大内收/外展角度的误差分析如表 2 所示。

结果表明,测试误差在 10% 内,弯曲 PAM 驱动的手腕康复装置满足系统设计要求。

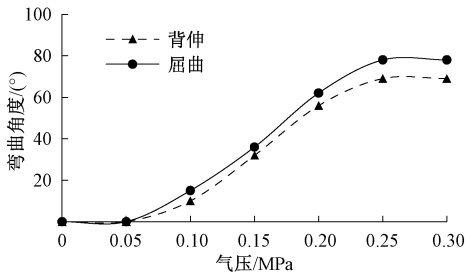


图 19 背伸/屈曲训练角度随气压变化曲线

Figure 19 Curve of extension/flexion training angle with air pressure

表 2 腕关节内收/外展训练误差分析

Table 2 Error analysis of wrist adduction/abduction training

关节动作	最大误差	最小误差	平均误差
内收	7.2	5.0	6.1
外展	6.9	5.1	6.0

5 结论

将弯曲收缩 PAM 应用于腕关节外骨骼康复装置,相较于电机驱动方式,柔顺性好且能够避免系统急剧变化的冲击力对腕关节造成的二次损伤;相较于直线型 PAM,能够避免结合刚性串联连杆机构,且无须牢牢地固定在使用者身上,提升了装置的适配性与用户的舒适度。

以实现患者的柔顺训练为切入点,以辅助患者完成腕关节背伸/屈曲运动和腕关节内收/外展运动康复训练为目的,设计并实现手腕康复装置,重点解决了柔性驱动器设计与建模、外骨骼康复手套设计、控制系统设计和数据传输等一系列工程技术问题。测试结果表明,手腕康复装置能够有效驱动手腕进行康复训练,满足系统设计要求。

参考文献:

[1] 黄磊,孙中圣,刘源峰.基于气动柔性驱动器的手腕运动康复装置[J].机械制造与自动化,2016,45(6):216-219.

[2] LAMBELET C, LYU M X, WOOLLEY D, et al. The eWrist: a wearable wrist exoskeleton with sEMG-based force control for stroke rehabilitation[C]//2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). Piscataway: IEEE, 2017: 726-733.

[3] MARTINEZ J A, NG P, LU S, et al. Design of Wrist Gimbal: a forearm and wrist exoskeleton for stroke rehabilitation[C]//2013 IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). Piscataway: IEEE, 2013: 1-6.

[4] BIGGAR S, YAO W. Design and evaluation of a soft and wearable robotic glove for hand rehabilitation[J]. IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering, 2016, 24(10): 1071-1080.

[5] 姚建涛, 李海利, 曹开彬, 等. 柔性可穿戴腕部动力手套的设计与分析[J]. 机械工程学报, 2018, 54(19): 1-9.

[6] ANDRIKOPOULOS G, NIKOLAKOPOULOS G, MANESIS S. Motion control of a novel robotic wrist exoskeleton via pneumatic muscle actuators[C]//2015 IEEE 20th Conference on Emerging Technologies & Factory Automation (ETFA). Piscataway: IEEE, 2015: 1-8.

[7] AL-FAHAAM H, DAVIS S, NEFTI-MEZIANI S. Wrist rehabilitation exoskeleton robot based on pneumatic soft actuators[C]//2016 International Conference for Students on Applied Engineering (ICSAE). Piscataway: IEEE, 2016: 491-496.

[8] 管清华, 孙健, 刘彦菊, 等. 气动软体机器人发展现状与趋势[J]. 中国科学: 技术科学, 2020, 50(7): 897-934.

[9] 杨钢, 李宝仁, 刘军. 一种新型气动执行元件: 气动人工肌肉[J]. 中国机械工程, 2003, 14(15): 1347-1349.

[10] AL-FAHAAM H, DAVIS S, NEFTI-MEZIANI S. The design and mathematical modelling of novel extensor bending pneumatic artificial muscles (EBPAMs) for soft exoskeletons [J]. Robotics and autonomous systems, 2018, 99: 63-74.

[11] 封凯迪, 杨岩. 基于 SMA 的手部康复训练装置的设计[J]. 机械传动, 2020, 44(2): 144-149.

Design and Research of Wrist Rehabilitation Device Driven by Bending Pneumatic Muscle

HAN Kunfeng<sup>1,2</sup>, LIU Yanhong<sup>1,2</sup>, MAO Xiaobo<sup>1,3</sup>, ZHANG Jidong<sup>1,2</sup>, WANG Wei<sup>1,2</sup>, LU Peng<sup>1,2,3</sup>

(1.School of Electrical Engineering, Zhengzhou University, Zhengzhou 450001, China; 2.Robot Perception and Control Henan Engineering Laboratory, Zhengzhou 450001, China; 3. Chinese Medicine Intelligent Science and Engineering Technology Research Center, Zhengzhou 450001, China)

**Abstract:** A wrist rehabilitation device driven by bending pneumatic muscles was designed and implemented to assist patients in completing wrist extension/flexion and adduction/abduction rehabilitation training. The design and modeling of the flexible drive, the design of the exoskeleton rehabilitation glove, the design of the control system and the safety design have been completed. The structure and main production process of the bending and contracting pneumatic artificial muscle were elaborated, and its kinematics characteristics and output force characteristics were tested. The kinematics model of the bending and contracting pneumatic artificial muscle was established by analytical methods, laying the foundation for the precise control of the bending and contracting pneumatic artificial muscle. The wrist rehabilitation device was designed and implemented, and simulated rehabilitation training was carried out. The results showed that the angle error was within 10%, and the wrist could be effectively driven by the device for rehabilitation training.

**Keywords:** wrist rehabilitation; exoskeleton device; pneumatic artificial muscle; modeling