

用于手部运动功能康复的纤维强化型并联腔道式软体驱动器设计^①

邓 豪^{②*} Dannangoda Gamage Kanishka Madusanka* 熊 璟* 夏泽洋^{③*}

(* 中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

(** 中国科学院大学 北京 100049)

摘 要 为解决当前单一的弯曲/伸展辅助运动的软体康复手套不能提供手部完整的运动动作支持,对脑卒中后肌张力异常导致的手部运动障碍康复效果欠佳,设计了一种新的纤维强化并联腔道式软体驱动器(SPA)结构,该结构能够在三路组合压力驱动下实现三维方向致动,实现对手部伸展/弯曲、外展/内收、对掌/复位及其复合动作的支持。通过对手部基本动作元的分析,设计了新的驱动器结构,利用有限元工具对设计参数进行了验证,并建立了运动学描述模型;给出了新驱动器的制备方法,并对制备的新驱动器进行了加载测试和软体康复手套样机操作测试。测试结果表明,所设计的驱动器能够实现复合运动模式下的多指协同动作,支持手部运动多模式的辅助康复,并显著提升患者手部敏捷交互操作能力。

关键词 软体驱动器(SPA); 手部运动功能康复; 纤维强化; 并联腔道; 复合运动

0 引 言

手部运动功能障碍是一种常见的、高发的由脑卒中等疾病引起的侧肢体运动功能障碍。我国现存脑卒中患者 750 余万,大约 30% ~ 66% 的患者留有不同程度的手部功能障碍^[1]。帮助这部分患者实现手部基本运动功能恢复,重拾日常生活能力(activities of daily living, ADL)至关重要^[2]。物理康复训练是实现手部运动功能恢复的主要手段^[3,4],而机器人化的辅助康复,以其高效率、省劳力、精确运动控制和易于量化评估等优势,在康复治疗中正被逐渐采用^[5-6]。

传统手部康复机器人系统的设计方案是刚性外骨骼式。这类系统在设计上存在适应性差,易引起肢体损伤;肢体穿戴结构重量大,患者配合度较低;整机成本较高,临床应用和推广效果欠佳等问题。

近年来,应用软材料设计制作的软体康复设备,以其结构轻便、使用安全等特性,成为手部康复系统研究的一种新的技术实现路线^[7-8]。

软体手部康复系统一般通过粘附佩戴的方式固定于患者手部,其核心部件为气动软体驱动器(soft pneumatic actuators, SPA)^[9-10]。当前经典 SPA 结构设计可分为网格腔道式^[11-12]和纤维强化单腔道式^[13-14]两类。这两类软体康复手套一般可实现手指弯曲/伸展运动,以辅助患者进行抓握等基本的 ADL 类康复训练操作。

然而,脑卒中后患者肌张力异常是一种常见的现象,肌张力太低时,手部将不能提供正常动作所需的力量支持;肌张力太高时,手部会持续紧张并表现为蜷缩状,无法或只能以刻板模式费力地运动^[13]。在手部康复中,部分患者的肌张力异常表现为肌力和肌张力在整个恢复过程中相互较量,单纯弯曲/伸展辅助运动并不能提供手部完整的运动动作支持。

① 国家重点研发计划(2016YFE0128000)和国家自然科学基金(61811540033,61773365)资助项目。

② 男,1989 年生,博士生;研究方向:软体机器人,机器人规划与控制;E-mail: hao.deng@siat.ac.cn

③ 通信作者,E-mail: zy.xia@siat.ac.cn

(收稿日期:2020-05-17)

而不正常的姿势在单一持续辅助康复运动下,会出现张力异常增高而肌力恢复不足的畸形恢复,并形成非正常运动模式固化。

针对上述问题,本文提出了一种用于手部运动功能康复的纤维强化型并联腔道式软体驱动器设计,可提供伸展/弯曲、外展/内收、对掌/复位及其复合动作的支持,并辅助矫正手部运动姿势。在康复治疗中使用具备上述完整的手部运动模式支持的软体康复手套,将能诱发患者手部的自主正常运动,最大程度地提高康复治疗效果。

1 手部运动分析

从手部的生物学结构与手指 ADL 类运动支持的主要动作元来分析,手指的运动主要由 4 根手指和 1 根拇指的关节实现。手指由 4 段相连的指骨组成,即远节指骨、中节指骨、近节指骨和掌骨。拇指没有中节指骨(图 1(a))。每根手指有 4 个关节,即远端指间关节(DIP)、近端指间关节(PIP)、掌指关节(MCP)和腕掌关节(CMC)。拇指有 3 个关节,即指间关节(IP)、MCP 和 CMC。人类手部 DIP、PIP 和 IP 关节只能执行弯曲/伸展一类运动(图 1(b)),而 MCP 可执行弯曲/伸展以及外展/内收两类运动(图 1(c)),CMC 能够配合拇指实现对掌/复位运动(图 1(d))。手部的多类复杂运动需要上述关节的组合以实现多个自由度的配合。

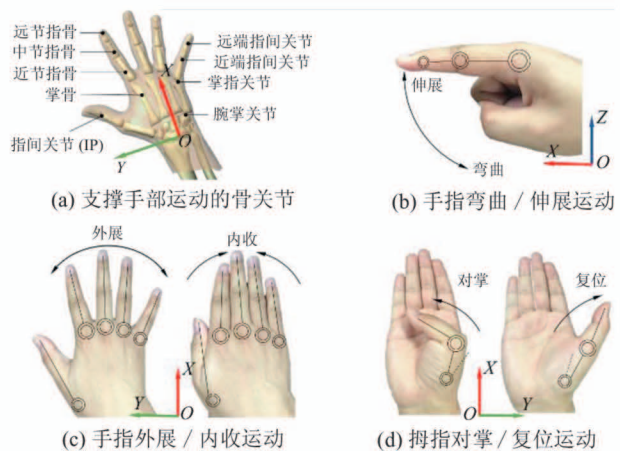


图 1 手部 ADL 动作的主要运动单元

现单一的弯曲/伸展致动,无法支持手部运动所需的外展/内收和对掌/复位运动,重新设计的 SPA 需要实现三维空间内的弯曲/伸展、外展/内收和对掌/复位致动。对于部分患者由于肌张力失衡导致患肢动作畸形,康复运动还需要适应手部实际的形态,重新设计的 SPA 除实现基本的多模式致动外,还需要实现三维空间内上述模式的复合致动。

2 软体驱动器设计

2.1 驱动器结构设计方案

根据对手指运动需求的分析,在 SPA 结构设计方案上,考虑采用类似仿生大象鼻的多气囊式并联结构,通过并联腔的不对称伸缩实现空间内的自由运动。但当前研究中多气囊式并联结构的单个腔体一般需要多路的压力源来实现可控的多段弯曲,且由于软材料基体的物理属性,在满足驱动力要求时,结构尺寸较大,无法直接应用于手指驱动应用场合,而纤维强化型驱动器则能够解决小尺寸下大负载的问题。

因此,结合两类驱动器结构设计的特性,本文提出了一种新的纤维强化并联腔道式 SPA,其结构示意图如图 2 所示。设计的驱动器主要包括 4 个功能部分,即内部基础层、并联空腔、中心延伸限制纤维以及外层纤维强化层。其中,并联空腔为 3 个独立的气室,纤维强化层能够限制各腔室径向膨胀,最终,这些腔室在正压作用下能够产生可控的伸长;中心延展限制纤维能够限制驱动器整体轴线方向的伸长。

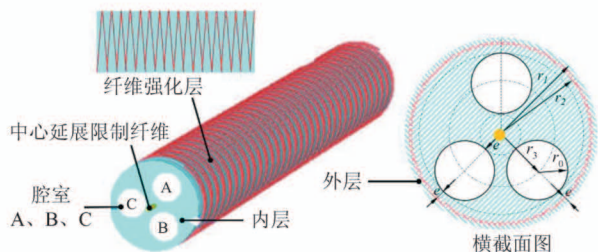


图 2 纤维强化型并联腔道式 SPA 结构示意图

根据已有研究^[15],为适应患者手指的物理尺寸,用于康复手套上驱动器的宽度和高度应不大于

已有的绝大多数康复手套采用的 SPA 仅能实

20 mm。为完成 SPA 关键几何尺寸的设计,根据如图 2 所示的截面尺寸图,设定 SPA 最外层半径为 r_1 ,纤维强化层半径为 r_2 ,均匀分布的腔室圆心所在位置的圆半径为 r_3 ,单个腔室半径为 r_0 ,则有 $r_2 + e \leq r_1, r_3 + r_0 + e \leq r_2, r_0 + e \leq r_3$,其中 e 为腔室壁最小厚度,故当纤维层径向方向的厚度忽略不计,有 $2r_0 + 3e \leq r_1 \leq 10 \text{ mm}$ 。根据研究中 3D 打印模具-硅胶倒模成型工艺所能保证的腔室壁最小厚度的经验值,设定 $e = 2 \text{ mm}$,故单个腔室半径 $r_0 = 2 \text{ mm}$,腔室圆心所在的位置圆半径 $r_1 = 4 \text{ mm}$ 。

2.2 驱动器致动验证

为快速验证上述参数具备设计预期的致动效果,使用 Abaqus 有限元工具进行工程仿真。根据拟采用的材料,有限元工程中的关键参数和设置如下。

(1) SPA 主体材料为硅橡胶,具体型号为 Dragon Skin 10,Smooth-On Inc,属超弹性材料,其应变与应力之间存在高度非线性关系。材料行为设置为超弹性 (mechanical-elasticity-hyperelastic);应变势能选取 Neo Hooke,对应输入源选取系数,并设置 C10 = 0.0425, D1 = 0.0。

(2) Kevlar 纤维,属于标准的弹性材料。工程中,材料行为设置为弹性 (mechanical-elasticity-elastic),对应材料的杨氏模量为 31 067 Pa,泊松比为 0.36。

(3) 纤维层十字交叉角度;设置其截面类型为梁类型,其剖面形状为圆形,半径为 0.125 mm;截面泊松比为 0.36。

(4) 设定边界条件类型为位移/转角,设置其中一个端面固定,坐标系 U1U2U3;并设定各部件相邻表面间为绑定关系。

(5) 设定分析步类型为静力,通用;最大增量补偿为 1000,增量步初始值和最大值为 0.01,最小值为 1E-05;每个独立腔道幅值选取等间距 (equally spaced) 加载,并设定压强载荷类型,其值为 0.4,分别选取单腔道、相邻腔道的不同加载模式。

经过有限元计算得到不同加载模式下 SPA 的形变状态结果。为直观对比加载下的致动效果,将同比例下有限元分析结果的轴测图作叠加处理,最终得到的 SPA 加载形变状态结果如图 3 所示。其

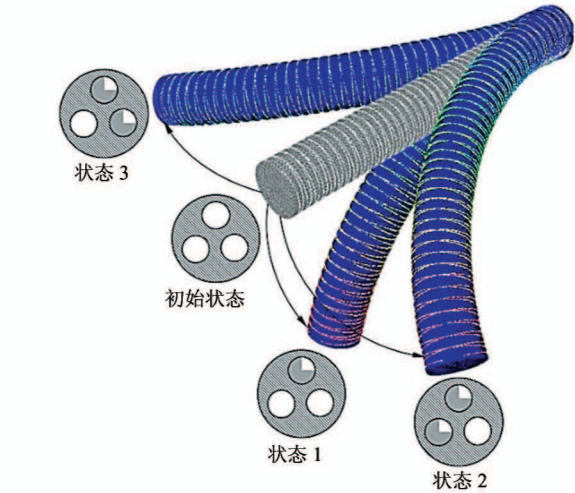


图 3 有限元计算得到的 3 种加载模式下 SPA 形变状态

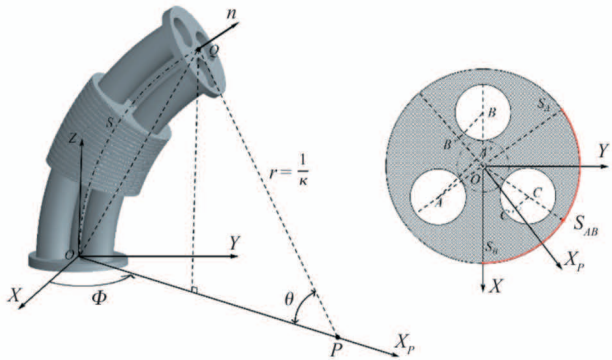
中,状态 1 对应单腔道加载下的弯曲运动;状态 2 和 3 分别对应双腔道加载下弯曲和外展复合运动。

根据初步的有限元分析结果,上述参数满足 SPA 设计预期的致动效果。

2.3 驱动器运动学描述

为实现对 SPA 的运动控制,需建立其运动学描述方法。从运动学构型上,所设计的 SPA 属于三轴并联型连续体机器人^[16],且各段材质均匀。根据连续体机器人常采用的分段常曲率假设,将 SPA 的运动学描述分解为两个映射,一个是从独立驱动器支链空间到描述 SPA 形态的常曲率弧线的状态空间,另一个是从形态状态空间到机器人操作的笛卡尔任务空间。

如图 4(a) 所示,SPA 在某一时刻在三维空间中形态可由其中心延展限制纤维的形态间接描述。固



(a) SPA 某时刻的三维形态参数描述图 (b) XOY 横截面视图

图 4 基于分段常曲率假设的 SPA 运动学分析

定世界坐标系于 SPA 的底座端面, XY 轴方向与 3 个圆周方向均匀分布的 3 个腔体的关系如图 4(b) 所示;记 SPA 自由端面中心点为 Q , 发生弯曲后 SPA 所在的中心对称平面为 POQ , 其中 P 为中心延展限制纤维的弯曲曲率中心;记 3 个腔体在 XOY 平面内的圆心为 A 、 B 和 C , AO 、 BO 、 OC 延长线与外圆周的交点分别为 SA 、 SB 和 SAB , A 、 B 、 C 在 X_p 轴上的投影点分别为 A' 、 B' 和 C' 。

基于上述设定,对 SPA 运动学分析问题的数学表述作如下定义,驱动器空间状态 $\mathbf{q}$ 可由并联腔体和中心延展限制纤维曲线轴的长度 l 表示,故定义驱动器状态向量为 $\mathbf{q} = (l_A, l_B, l_C, l_o)^T$, 其中 l_o 为常数, l_A 、 l_B 、 l_C 为对应的腔体中心轴曲线长度。常曲率弧线在空间中任一时刻的状态 s 可由当前弧线的曲率 κ 、弧线所在的弯曲平面 POQ 的旋转角 Φ 和平面 POQ 内的圆心角 θ 表示,而常曲率弧线的弧长即是并联腔体或中心延展限制纤维曲线轴的长度,故定义常曲率弧线状态向量为 $\mathbf{s} = (\kappa, \Phi, \theta)^T$ 。

如图 4(b) 所示,以研究中常用的 A 、 B 腔体加载为例,分析在不同的加载模式下 POQ 平面在横截面内的投影位置。在 A 或 B 单腔加载模式下, POQ 平面在横截面内的投影与 SPA 外轮廓的交点分别为 SA 和 SB , 对应 $\Phi = 2\pi/3$ 和 0 ;在 A 、 B 双腔对称加载模式下,交点分别为 SAB , 对应 $\Phi = \pi/4$;在 A 、 B 双腔非对称加载模式下,根据非对称的偏置情况,交点分别位于 SB 到 SAB 以及 SAB 到 SA 之间。由几何关系可得:

$$\begin{aligned}\overline{PC'} &= \overline{PO} - \overline{OC}\cos(\pi/4 - \Phi) \\ &= r - r_3\cos(\pi/4 - \Phi) \\ \overline{PB'} &= \overline{PO} - \overline{OB}\cos\Phi = r + r_3\cos\Phi \\ \overline{PA'} &= \overline{PO} - \overline{OA}\sin(\pi/4 - \Phi) \\ &= r + r_3\sin(\pi/4 - \Phi)\end{aligned}\quad (1)$$

对于等曲率段有 $\kappa = 1/r$, $\theta = l/r = \kappa l$ 。根据弯曲轴在同中心截面上的弧线长度相等的几何关系,代入式(1)可进一步得到:

$$\begin{cases} l_C = l - \kappa l r_3 \cos(\pi/4 - \Phi) \\ l_B = l - \kappa l r_3 \cos\Phi \\ l_A = l + \kappa l r_3 \sin(\pi/4 - \Phi) \end{cases}\quad (2)$$

SPA 的姿态是 SPA 在某一时刻形态在笛卡尔

任务空间上的表述,研究中通过端面中心点 Q 的位置和法向量来进行描述。在图 4(a) 中,当 $\Phi = 0$ 时弧线 S 位于 XOZ 平面内时, S 对应的圆心为 $(R, 0, 0)^T$, Q 的位置可表示为 $\mathbf{x} = (r(1 - \cos\theta), 0, r\sin\theta)^T$;此时在 POQ 平面内,SPA 的运动形态可看作为沿着 Y 轴作角度为 θ 的转动;当 $\Phi > 0$ 时弧线 S 沿着 Y 轴作逆时针角度为 Φ 的转动,最终得到曲线基坐标系到末端坐标系的传递矩阵关系为

$$\mathbf{T} = \underbrace{\begin{bmatrix} R_z(\Phi) & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}}_{Z\text{轴旋转}} \underbrace{\begin{bmatrix} R_y(\theta) & x \\ 0 & 1 \end{bmatrix}}_{\text{平面内弯曲}}\quad (3)$$

由式(2)、式(3)得到从独立驱动器空间到末端任务空间的映射关系。

对于本文中设计的 SPA,由于其各段材质均匀且纤维强化层参数一致,在无负载加载过程中整个 SPA 可看作是一个恒曲率段,由式(2)和式(3)可进一步得到 SPA 端面中心点 Q 的位置和法向量表达式:

$$\begin{aligned} {}^0_Q\mathbf{T} &= \begin{bmatrix} \cos\Phi\cos\kappa l & -\sin\Phi & \cos\Phi\sin\kappa l & \cos\Phi(1 - \cos\kappa l)/\kappa l \\ \sin\Phi\sin\kappa l & \cos\Phi & \sin\Phi\sin\kappa l & \sin\Phi(1 - \cos\kappa l)/\kappa l \\ -\sin\kappa l & 0 & \cos\kappa l & \sin\kappa l/\kappa \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & Q_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & Q_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & Q_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}\quad (4)\end{aligned}$$

当所设计的 SPA 用于手部运动功能康复时,对于特定的目标任务,旋转偏移夹角 Φ 以及弧线所对应的圆心角 θ 是已知的目标控制参数,由式(1)可求解各驱动器腔体中心曲线轴的长度。为获取对应加载模式下驱动器腔体中心曲线轴的长度与加载气压之间的关系,研究中将采用离线加载参数标定方法。由 SPA 弯曲角度测试实验得到输入气压与末端弯曲角度间的加载关系曲线,末端弯曲角度即末端法向量 $\mathbf{n}$ 与 Z 轴的夹角,可由式(4)求得,联合式(2)和式(4)进行离线标定,最终得到各腔体加载气压值与 SPA 形态 S 之间的标定结果。

3 软体驱动器制备

制备所设计的 SPA 的整体方法是,用硅胶通过

倒模浇注成型制备驱动器本体,将两股 0.4 mm 的 Kevlar 纤维捻合构成中心延展限制纤维,而将单股 0.25 mm 的 Kevlar 纤维按照图 4 所示的交叉缠绕方式构建纤维强化层,图 5 给出了 SPA 制备过程中的关键步骤。其中图 5(a)为用于创建腔体部分的 3D 打印模具组件,主要包括下半圆底座、上半圆盖、芯棒以及端盖,下半圆底座和端盖中间有一个 1 mm 的小孔以及沿圆周方向均匀分布的 3 个直径 5 mm 的圆孔。组装时,首先将中心延展纤维层从小孔穿过,再将 3 根芯棒经端盖的通孔连接到模具的下半圆底座的盲孔上,即完成组装。为使成型后的硅胶顺利脱模,上述部件在组装前,都均匀涂抹上一层稀薄的凡士林膏。随后将等份 Dragon Skin 10 的 A、B 组分进行充分混合,并在 736 mmHg 的真空下进行脱气

处理,以抽离混合胶体中的空气,减少浇注后驱动器中的气泡。将处理好的硅胶灌注到注射器中以注入上述组装好的模具中(如图 5(b)),并加压盖好上半端盖,使其在 65 ℃ 恒温箱中固化 30 min(如图 5(c))。再经脱模处理得到如图 5(d)中的 SPA 内层腔体。为限制各腔室径向方向的膨胀,需通过单股 0.25 mm 的 Kevlar 纤维按照图 5 所示的交叉缠绕方式构建纤维强化层(如图 5(e)),随后再使用一套更大内腔尺寸的 3D 打印模具,用一层薄的硅胶包裹住缠绕的纤维强化层,使其完全附着在内层腔体上(图 5(f))。最后,将端面进行封堵并加装 3D 打印的三通道连接器,每个通道配置气动快速接头,最后将连接的 3 根驱动 PU 管集中套装在一根波纹管内,得到制备好的单个 SPA 样机。

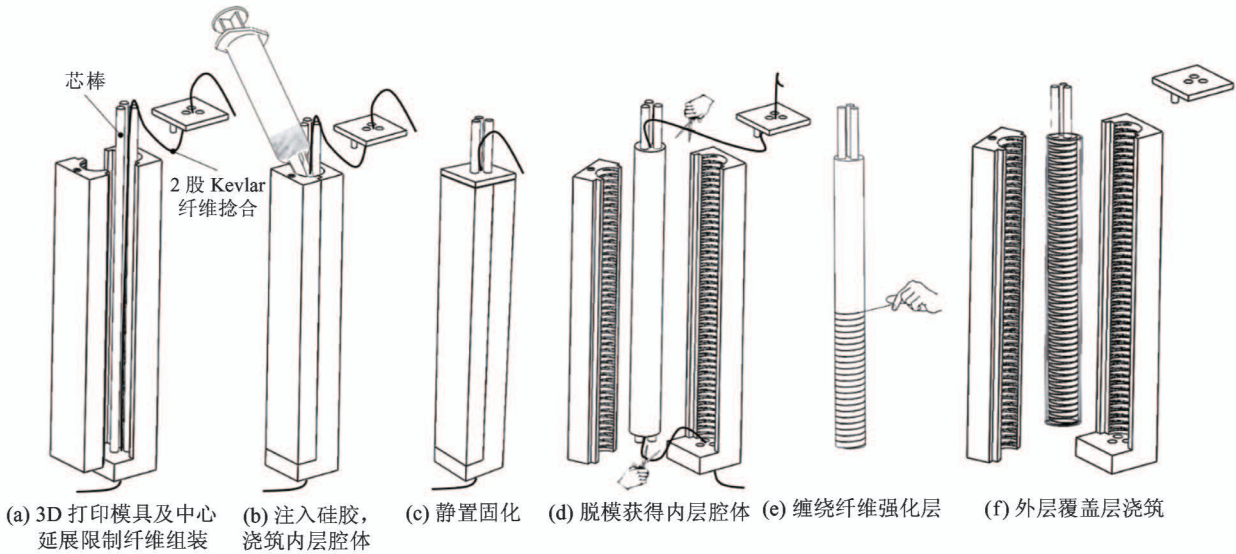


图 5 SPA 制备关键步骤

为测试所设计的驱动器性能及其在手部运动康复训练中的应用,设计并开展了两类实验:(1) SPA 加载性能测定,包括 SPA 弯曲角度和末端力参数;(2) 康复手套应用及操作验证。

3.1 测试实验设定

为实现对单个多自由度 SPA 的控制,设计了由电磁阀岛及其使能继电器、气动控制模组(×3)、微控制器(Arduino)以及上位机(PC)组成多路气体控制器。每组气动控制模包括微型双向气泵及其使能继电器和气体压力传感器(SMC)。微控制器通过串行通信与上位机 PC 连接,接收指令并控制各继

电器动作。

根据并联腔道的特性,加载模式分为单腔道加载、双腔道对称加载和双腔道非对称加载。需要说明的是,轴向延展是不被允许的,因而在中心延展限制纤维的作用下,三腔道同时加载并不能产生有益的致动效应。测试过程中采用的加载模式表述方式如图 6 所示,其中的扇形区域表示当前加载值与最大值的比值,根据 SPA 单个腔道耐压能力,设定最大值为 600 kPa。

使用图 7 所示的简易装置对 SPA 弯曲参数进行测量。对于弯曲角度的测量,通过布置在正视位

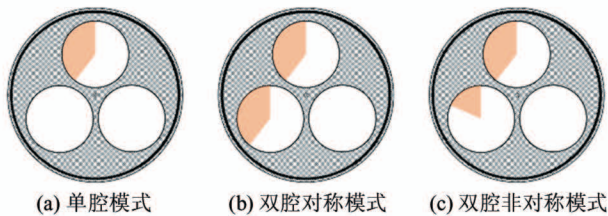


图 6 SPA 加载模式

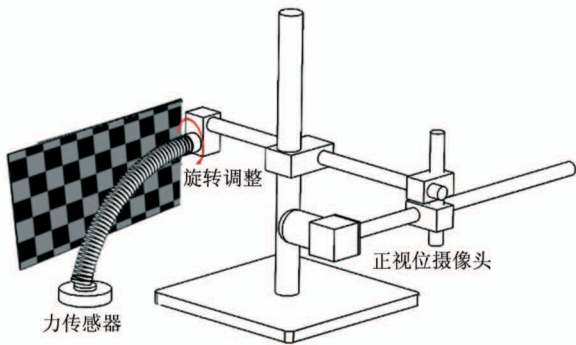


图 7 SPA 加载状态参数简易测量装置

的摄像头捕捉 SPA 的实际弯曲形态,借助 Kinovea 图像^[17]分析得到捕获的 SPA 外形轮廓,并计算末端面法线与初始位置的夹角来间接测量弯曲角度;对于末端力的测量,借助布置在固定平面内的六维力传感器,通过检测 SPA 末端在六维力传感器端面的按压力作为末端等效力;由于 SPA 的弯曲变形并不总是在一个平面内,为方便测量,在其固定端面设置了可旋转机构,确保当前 SPA 的弯曲平面为竖直平面。

3.2 SPA 加载性能测定

SPA 在加载下的弯曲致动性能参数是其用于手部康复的关键技术指标。

测定实验中,根据加载模式的设定,对每组压力值分别进行单腔和双腔加载,最终得到的 $P_{in} - \xi$ 加载结果如图 8 所示。

根据加载曲线可发现,在等压力值下,双腔对称加载比单腔加载产生的弯曲角度略大,最大差值为 25° ,但整体差异趋势并不明显。双腔对称加载模式下,约 600 kPa 的压力产生大约 229° 的弯曲角。

测定所涉及的 SPA 在加载状态下所能提供的末端力性能参数也是其用于手部康复的关键技术参数之一。有研究指出 ADL 操纵物体所需要的抓取力一般不超过 $10 \sim 15 \text{ N}^{[18]}$ 。

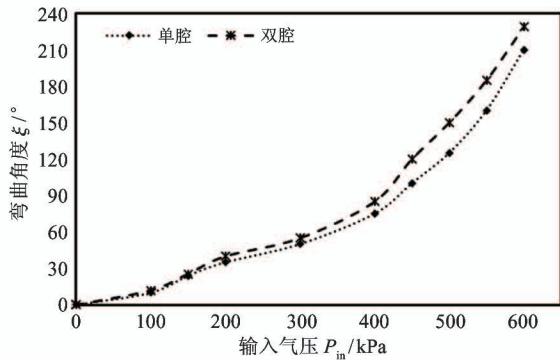


图 8 SPA 加载状态参数简易测量装置

根据加载模式的设定,对每组压力值分别进行单腔和双腔加载,最终得到的 $P_{in} - F_{up}$ 加载结果如图 9 所示。根据加载曲线可发现,在约 600 kPa 的压力下,单腔加载模式产生约 3.5 N 的末端等效力;双腔加载模式下产生约 4.8 N 的末端等效力。

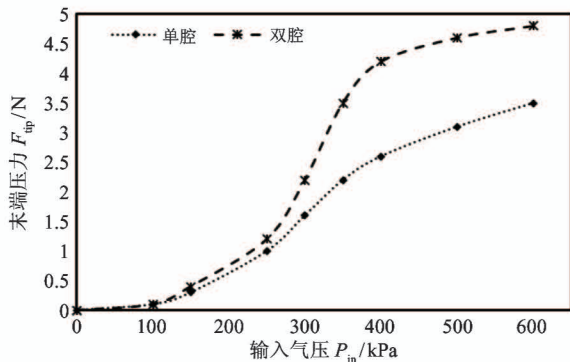


图 9 SPA 加载状态参数简易测量装置

3.3 软体康复手套应用及操作验证

为测试所设计的 SPA 复合运动性能,选择在实际的手部康复运动应用进行验证,制作了如图 10 所示的软体康复手套样机。

该手套佩戴部分基于编织手套改造而成,通过在每个手指末端添加口袋套及魔术扣,可实现 SPA 的便捷安装和快速固定。软体手套共安装了 5 个独立控制的 SPA,每个 SPA 由 3 路气压控制,在每个手指指尖上安装有薄膜式压力传感器 Flexi,以测量手指抓握时的接触力。在 Ubuntu 平台下基于机器人操作系统和 Qt 开发的上位机软件,可集中各 SPA 的协同控制、康复模式选择和手套形态的实时状态显示^[19]等功能。

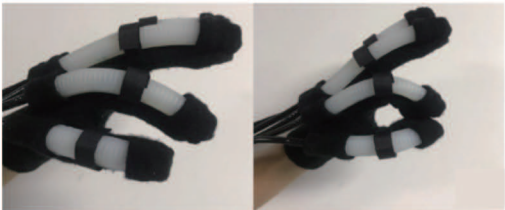


图 10 软体康复手套样机系统

由 SPA 加载性能测定结果可知,与传统的软体康复手套相比,在双腔非对称加载模式下,SPA 会产生两个正交单腔弯曲平面的复合弯曲,根据输入气压值的组合,即非对称程度的不同,可生成手指的弯曲/伸展、外展/内收以及对掌/复位 3 种复合运动。图 11(a)给出了五指外展动作;图 11(b)给出了食指和拇指在弯曲和外展复合运动模式下实现的捏合动作;图 11(c)给出了对掌、弯曲和外展复合运动模式下实现的多指协同抓握动作。



(a) 外展动作



(b) 弯曲和外展复合运动实现的捏合动作



(c) 对掌、弯曲和外展复合运动实现的多指协同抓握动作

图 11 本文所能实现的手部动作演示

图 12 给出了软体康复手套所支持的完整手部 ADL 依赖的基本动作元^[20-21],通过协同控制多指的复合运动,该手套能够呈现出更为接近正常人体手部操作时的抓握姿态,尤其是对异形物体,抓握姿态能够完成更稳定的抓取交互。

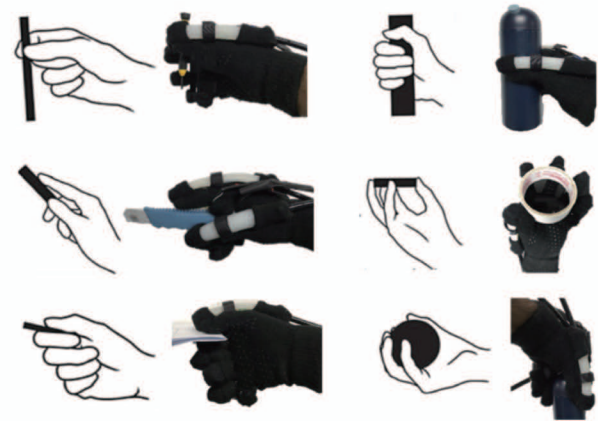


图 12 软体康复手套实现的对完整手部运动模式的支持

3.4 结果分析与讨论

通过对 SPA 的加载性能测定可知,所设计的纤维强化型并联式腔体结构在外形尺寸限制条件下,能够实现最大 229° 的弯曲角以支持手指获取所需的各类运动。横向对比图 8 和图 9 还发现,在等压力值下,虽然双腔加载相比单腔加载产生的弯曲角度差异趋势不明显,但末端等效力差异较大,双腔加载能够提供更大的末端等效力,故用于手部康复操作时一般采用双腔加载模式。根据改良的 Ashworth 分级标准,对于肌张力 2 级的患者,其手部肌张力明显增加,但受累部分仍能较容易地被移动。从软体康复手套的操作结果可看出,其与现有软体手套显著的区别在于,所设计的软体手套支持的复合运动能够被动地矫正患者手部的形态,并提供多模式的康复运动形态。

本文的主要贡献如下:(1)提出了一种纤维强化型并联腔道式软体驱动器设计,兼具纤维强化型驱动器体积小巧、驱动能力大的结构特性和并联多腔体式驱动器灵活运动的控制特性。(2)利用复合加载模式和并联等曲率模型进行快速驱动器的运动控制,能够实现完整的手部运动模式支持。(3)将上述设计和方法应用于手部运动功能康复,矫正肌张力异常患者不正常的手部运动姿势,避免不正常

的姿势下单一持续辅助康复运动产生的非正常运动模式固化,并尽可能诱发自主正常运动。

下一步的研究拟在以下两个方面展开:(1)当前设计的驱动器的纤维强化层提供的是均匀约束驱动器的弯曲和伸展运动,虽然穿戴部分采取魔术扣的非全约束固定方式,保证 SPA 弯曲形变时能与手指发生滑动,但其运动形态仍与手指的实际运动存在一定的差异。针对此问题,下一步将对纤维强化层和腔体形态参数进行个性化设计。(2)开展系统的临床测试实验,对肌张力平衡恢复程度进行评定,并探索优化的复合运动模式。

4 结 论

针对当前软体康复手套多为单一的弯曲/伸展辅助运动,无法提供手部完整运动动作支持,对脑卒中后肌张力异常导致的手部运动障碍康复效果欠佳的问题,结合多气囊式并联结构和纤维强化型软体驱动器的结构特性,提出了一种纤维强化型并联腔道式的 SPA 结构设计。在加载实验测定中,所试制的 SPA 样机可在 600 kPa 双腔对称加载模式下产生最大 229° 的弯曲角度,对应 4.8 N 的最大末端力;基于该 SPA,试制了一副具备 5 指独立运动功能的软体康复手套系统,在多路可控气压的驱动下,所试制的康复手套可生成对患者手部伸展/弯曲、外展/内收、对掌/复位及其复合动作,验证了该软体康复手套系统能够支持人手部的完整运动模式辅助,并能够显著提升患者手部敏捷的操作交互能力。

参考文献

- [1] Wu S, Wu B, Liu M, et al. Stroke in China: advances and challenges in epidemiology, prevention, and management[J]. *The Lancet Neurology*, 2019, 18(4): 394-405
- [2] Ranner M, Guidetti S, Koch V L, et al. Experiences of participating in a client-centered ADL intervention after stroke[J]. *Disability and Rehabilitation*, 2019, 41(25): 3025-3033
- [3] Takata S C, Wade E T, Roll S C. Hand therapy interventions, outcomes, and diagnoses evaluated over the last 10 years: a mapping review linking research to practice[J]. *Journal of Hand Therapy*, 2019, 32(1): 1-9
- [4] 乐趣, 屈云. 脑卒中后偏瘫侧手部运动功能康复技术进展[J]. *中国康复医学杂志*, 2012, 27(11): 1084-1086
- [5] 郭晓辉, 王晶, 徐光华. 手部功能康复机器人研究最新进展[J]. *中国康复医学杂志*, 2017, 32(2): 235-240
- [6] 李光林, 郑悦, 吴新宇等. 医疗康复机器人研究进展及趋势[J]. *中国科学院院刊*, 2015, 30(6): 793-802
- [7] Chu C Y, Patterson R M. Soft robotic devices for hand rehabilitation and assistance: a narrative review[J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2018, 15(1): 9
- [8] 陶永, 王田苗, 刘辉等. 智能机器人研究现状及发展趋势的思考与建议[J]. *高技术通讯*, 2019, 29(2): 149-163
- [9] Chen Y Y, Xia Z Y, Zhao Q F. Optimal design of soft pneumatic bending actuators subjected to design-dependent pressure loads[J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2019, 24(6): 2873-2884
- [10] 鲍官军, 张亚琪, 许宗贵等. 软体机器人气压驱动结构研究综述[J]. *高技术通讯*, 2019, 29(5): 467-479
- [11] 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
- [12] Yap H K, Ng H Y, Yeow C H. High-force soft printable pneumatics for soft robotic applications[J]. *Soft Robotics*, 2016, 3(3): 144-158
- [13] Polygerinos P, Wang Z, Galloway K, et al. Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation[J]. *Robotics and Autonomous Systems*, 2015, 73(C): 135-143
- [14] Jiang Y K, Chen D S, Liu P Y, et al. Fishbone-inspired soft robotic glove for hand rehabilitation with multi-degrees-of-freedom[C]//Proceedings of the 2018 IEEE International Conference on Soft Robotics, Livorno, Italy, 2018: 394-399
- [15] Simone L K, Kamper D G. Design considerations for a wearable monitor to measure finger posture[J]. *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, 2005, 2(1): 5
- [16] Webster III J W, Jones B A. Design and kinematic modeling of constant curvature continuum robots: a review

[J]. *International Journal of Robotics Research*, 2010, 29(13): 1661-1683

[17] Klug F, Hessinger M, Koka T, et al. An anthropomorphic soft exosuit for hand rehabilitation[C]//Proceedings of the 2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics, Toronto, Canada, 2019: 1121-1126

[18] Matheus K, Dollar A M. Benchmarking grasping and manipulation: properties of the objects of daily living[C]//Proceedings of the 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Taipei, China, 2010: 5020-5027

[19] 夏泽洋, 陈君, 甘阳洲, 等. 一种用于刚软混杂机器人仿真的耦合模型[J]. 机器人, 2021, 43(1): 29-35

[20] Zheng J Z, Rosa S De La, Dollar A M. An investigation of grasp type and frequency in daily household and machine shop tasks[C]//Proceedings of the 2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Shanghai, China, 2011: 4169-4175

[21] Flint Rehab. 39 hand therapy exercises to improve strength and dexterity [EB/OL]. <https://www.flintrehab.com/2018/hand-therapy-exercises>; Flint Rehab, 2020

Design of a fiber-reinforced parallel cavity-type soft actuator for hand movement function rehabilitation

Deng Hao^{***}, Dannangoda Gamage Kanishka Madusanka^{*}, Xiong Jing^{*}, Xia Zeyang^{*}

(^{*} Shenzhen Institute of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055)

(^{**} University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049)

Abstract

To solve the issue that the existing soft rehabilitation gloves only with flexion/extension function cannot provide full range motion support, which is not good for the rehabilitation of hand movement disorders caused by abnormal muscle tone after stroke. A new fiber-reinforced parallel cavity-type soft pneumatic actuator (SPA) is designed. The new SPA can realize three-dimensional actuation under 3-channel pressures, supporting complex motion of extension/flexion, abduction/adduction and adduction/abduction. In this research, first, based on the analysis of action elements of human hand, a SPA structure is designed, then design parameters are verified using a finite element analysis tool and kinematic modeling is also established. Then, the preparation method of SPA is given. Load tests of SPA and manipulation tasks of a fabricated soft glove are conducted. The results show that a glove with the designed SPAs can realize cooperative finger motions under complex actuation mode, and supports full range of finger motion assistance, which significantly improves patients' manipulation dexterity.

Key words: soft pneumatic actuator (SPA), hand movement function rehabilitation, fiber-reinforced, parallel cavity, complex movement