

DOI: 10.3901/JME.2022.19.034

# 基于肩部协同运动特征的康复外骨骼设计与人机相容性分析<sup>\*</sup>

申慧敏<sup>1</sup> 葛瑞康<sup>1</sup> 葛迪<sup>1</sup> 李炳初<sup>1</sup> 甘屹<sup>1</sup> 秦龙辉<sup>2</sup> 杨赓<sup>3</sup>

(1. 上海理工大学机械工程学院 上海 200093;

2. 东南大学机械工程学院 南京 211189;

3. 浙江大学流体动力与机电系统国家重点实验室 杭州 310027)

**摘要:** 受盂肱关节浮动转动中心的生理运动学属性影响, 在基于外骨骼的肩部康复中, 人体与外骨骼的兼容性将直接影响康复的效果甚至危及患者的安全。通过分析肩部协同运动特征, 提出一种结构紧凑的顺应性肩关节自对准机构, 并能够实现独立的锁骨和肩胛骨协同驱动锻炼。基于建立的人机闭链系统, 提出4种完整的外骨骼构型, 以肩部外骨骼运动空间灵巧性为评价标准, 确定了最佳构型, 设计并开发肩部外骨骼原型样机。穿戴性能测试试验结果表明, 前伸和外摆时人机耦合界面相互作用力从20 N和35 N降低至1 N以下, 人体自主外展轨迹和外骨骼穿戴对应点外展轨迹具有良好的吻合性, 所提出的顺应性肩部康复外骨骼具有良好的人机相容性。

**关键词:** 肩部康复外骨骼; 协同运动; 人机相容性; 自对准机构; 灵巧性

**中图分类号:** TP24

## Exoskeleton Design and Human-Machine Compatibility Analysis for Shoulder Rehabilitation Based on Synergy Characteristic

SHEN Huimin<sup>1</sup> GE Ruikang<sup>1</sup> GE Di<sup>1</sup> LI Bingchu<sup>1</sup> GAN Yi<sup>1</sup> QIN Longhui<sup>2</sup> YANG Geng<sup>3</sup>

(1. School of Mechanical Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093;

2. School of Mechanical Engineering, Southeast University, Nanjing 211189;

3. State Key Laboratory of Fluid Power & Mechatronic Systems, Zhejiang University, Hangzhou 310027)

**Abstract:** Affected by the physiological and kinematic properties of the floating rotation center of the glenohumeral joint, the compatibility between the human body and the exoskeleton will directly affect the rehabilitation effect and even endanger the safety of patients in the shoulder rehabilitation based on the exoskeleton. Based on the analysis of the characteristics of the coordinated movement of the shoulder, a compact and compliant self-aligning mechanism for the shoulder joint is proposed, which can realize independent coordinated exercise of the clavicle and scapula. Then, four complete exoskeleton configurations are proposed based on the established human-machine closed chain system. Taking the dexterity of the shoulder exoskeleton motion space as the evaluation criterion, the optimal configuration is determined, and the shoulder exoskeleton prototype is designed and developed. The wear performance test results show that the interaction force of the human-machine coupling interface is reduced from 20 N and 35 N to less than 1 N during protruding and swinging. The human body's autonomous abduction trajectory coincides the corresponding point abduction trajectory of the exoskeleton well. The proposed compliant shoulder rehabilitation exoskeleton has good human-machine compatibility.

**Key words:** shoulder rehabilitation exoskeleton; synergy characteristic; human-machine compatibility; self-aligning mechanism; dexterity

<sup>\*</sup> 国家自然科学基金(51975513)、国家自然科学基金重大项目(51890884)、浙江省基础青年基金(LR20E050003)和宁波科技创新 2025 重大专项(2020Z022)资助项目。20210905 收到初稿, 20220315 收到修改稿

## 0 前言

随着我国人口老龄化趋势日益严峻,脑卒中患者群体数量日渐庞大。作为人体上肢运动控制的关键部位,卒中主要后遗症——肩部运动功能障碍,将直接导致患者丧失生活自理能力<sup>[1]</sup>。现代医学表明,及时合理的康复锻炼在防止肌肉功能衰退的同时,能够刺激神经系统以促进大脑受损神经的自我修复<sup>[2-4]</sup>,是降低致残率、恢复患者肢体运动功能的有效途径。作为长期高效、定量可控的康复训练途径,肩部康复外骨骼机器人被广泛采用<sup>[5-6]</sup>。作为多轴球窝关节,盂肱关节中心(Center of glenohumeral, CGH)在肩部运动中伴随着显著的浮动位移。在基于外骨骼机器人的肩部康复中,若忽略该因素,将导致外骨骼旋转中心与 CGH 无法对齐,影响康复效果的同时,额外产生的拉扯力将直接对患者造成二次损伤<sup>[7]</sup>。因此,研究并设计出能够满足患者需求并提高患者满意度的肩部康复外骨骼尤为重要<sup>[8]</sup>。

现有研究通过在外骨骼增加自对准机构,保障 CGH 和外骨骼旋转中心对齐,实现外骨骼运动顺应人体肩关节 CGH 浮动位移。美国马里兰大学研发的 MGA<sup>[9]</sup>通过增加一个旋转副,实现了二自由度肩部的上抬/下压动作顺应。美国天主教大学研制的外骨骼 Armin-III<sup>[10]</sup>可以按照近似圆弧的轨迹顺应 CGH 在人体矢状面内的浮动位移。美国德克萨斯大学奥斯汀分校科研人员开发的外骨骼 Harmony<sup>[11-12]</sup>联合利用单个转动副和平行四边形机构,实现了 CGH 在特定圆弧面上的运动顺应。然而,这些研究均局限于 CGH 浮动位移的二维运动顺应,无法实现 CGH 在三维空间的运动顺应。

另一方面,现有关于 CGH 浮动位移三维空间运动顺应的研究包括:利用三个正交移动副实现 CGH 空间位移的自对准机构<sup>[13-15]</sup>,但机构整体体积庞大,不适合便携移动与使用;HSIEH 等<sup>[16]</sup>提出由单个移动副和两个转动副组成的自对准机构,虽然能顺应 CGH 空间位移,但肱骨与外骨骼的旋转轴无法保持一致。

由锁骨和肩胛骨构成的肩带,其运动范围直接影响着上肢的可达空间。独立的肩带主动康复锻炼能够在不需要肱骨抬升的情况下开展,如耸肩等,这对促进卒中康复中协同能力恢复<sup>[17]</sup>具有重要作用。肩部康复锻炼运动形式的多样性能更有效地促进肩部受损肌肉组织的康复以及受损神经的自我修复。然而,现有的肩部康复外骨骼多通过驱动大

臂运动被动锻炼肩带,独立自主的肩带康复锻炼功能缺失导致康复效率低、效果差。

针对上述问题,本文基于肩部协同运动特征,提出了一种结构紧凑的顺应性肩关节自对准机构,并能实现锁骨和肩胛骨协同驱动,具有独立的肩带运动功能。通过建立人机闭链系统,提出了 4 种完整的外骨骼构型,并以肩部外骨骼运动空间灵巧性为评价标准,设计并开发了具有最佳构型的肩部康复外骨骼原型样机。以日常活动为应用场景,通过人体肩部与外骨骼的运动空间一致性和人机耦合界面相互作用力定量分析,进行人机相容性评估,并对外骨骼原型样机开展了穿戴性能测试试验。

## 1 顺应性肩部外骨骼结构设计

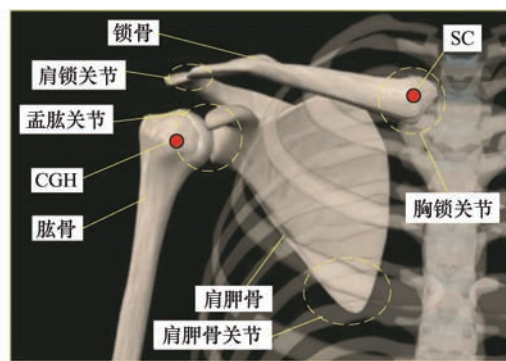
### 1.1 基于生理解剖学的自对准机构

如图 1a 所示,人体肩部骨骼包括锁骨、肩胛骨和肱骨,通过肩胛胸关节、肩锁关节、胸锁关节实现肩部的六种基本运动:大臂的前伸/后摆、外展/内收、内旋/外旋。肩带运动则由锁骨、肩胛骨完成,能够实现上抬/下压、前伸/后退四种基本运动。基于肩部运动学,可抽离出图 1b 虚线所示空间运动链。在手臂运动过程中,肱骨运动时的抬升角度以及肱骨带动肩带绕胸锁关节中心(Sternoclavicular, SC)的运动都将会导致 CGH 出现浮动位移<sup>[18-19]</sup>。进行独立的肩带前伸/后退锻炼时,锁骨和肩胛骨会在人体前后方向上转动更大的角度,从而使 CGH 在前后方向上产生比肱骨正常运动时更大的位移。

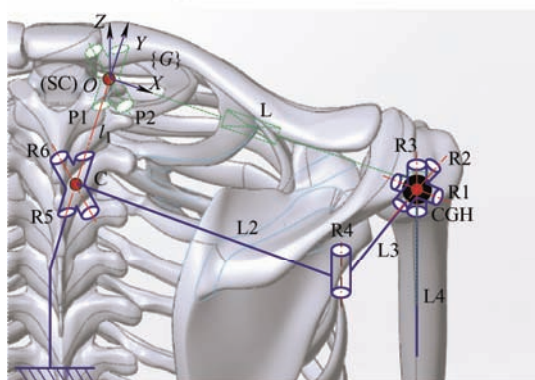
基于图 1b 所示人体肩部运动链,可以将肩锁生理结构看作长度可变的连杆。连杆 L 两端分别通过正交的转动副 P1、P2 和肱骨球副,与胸锁关节 SC 和盂肱关节 CGH 相连。基于此,本文提出了由转动关节组成的结构紧凑型 CGH 空间顺应自对准机构,如图 1b 实线所示。该自对准机构由转动副 R4、R5、R6 和连杆 L2、L3 组成。其中, R1、R2、R3 正交旋转关节等效替代盂肱关节球副,正交旋转关节与 L3 组成的肩部康复机构部分相连。在康复训练时,外骨骼固定在独立的基座上,人体躯干相对于外骨骼基座保持静止,调节人体姿态,使 SC 和外骨骼 R5、R6 转动副的旋转轴交点 C 在人体矢状轴方向对齐,即 SC 到 C 的距离  $l_1$  与连杆 L3 的长度相同。

自对准机构的 CGH 空间位移顺应原理如下:外骨骼通过转动关节 R5 实现锁骨关节 P1 的转动顺应,适应肩部上抬/下压时 CGH 的位移;

外骨骼通过关节 R6 顺应锁骨关节 P2 转动,实现肩部前伸/后退时 CGH 的位移顺应;外骨骼通过转动关节 R4 实现连杆 L 长度变化顺应,适应肩部运动时肩带长度的变化。即通过 R4、R5、R6 三个被动副的配合,实现 CGH 空间运动位移的顺应补偿。



(a) 人体肩部骨骼结构图



(b) 自对准机构运动链

图1 基于人体肩部生理结构的自对准机构示意图

由于偏瘫患者的肩袖失去了对肱骨的抑制功能,过度的抬升和外展可能会引起肩峰撞击或造成肩袖撕裂,从而导致肩峰下疼综合征<sup>[20]</sup>。因此,传统康复外骨骼,在肱骨抬升和外展的安全范围内,对肩带的锻炼往往不够充分。现有的肩部康复外骨骼几乎都没有涉及到对肩带的单独锻炼,即不通过肱骨的抬升和外展直接对锁骨和肩胛骨进行主动牵引和拉伸训练。提出的自对准机构通过将 R5 和 R6 旋转关节设置为被/主动关节,能够实现肩部以及独立的肩带康复:当 R5、R6 为被动关节时,作为被动关节顺应 CGH 的位移,外骨骼机构能够进行六种基本的肩部运动锻炼;当与 R5、R6 传动机构连接为主动关节时,带动自然下垂状态肱骨分别使肩带完成上抬/下压、前伸/后退等运动,进行单独的肩带锻炼。此过程中,由于肱骨无需抬升和外展,从而有效地避免了对肱骨的过度拉扯所造成的危害。

## 1.2 顺应性外骨骼构型设计

基于 Klopčar-Lenarcic 七自由度上肢肩部模型<sup>[21-22]</sup>,肩部康复外骨骼机器人结构主要包括两类(图2),均由三个旋转轴线交于一点的转动关节组成,依靠这三个转动关节可实现大臂的前伸/后摆、外展/内收、内旋/外旋。此外,因各关节排列次序的不同,设计的顺应性肩部外骨骼机构实际的机构末端运动空间灵巧性将存在显著差异。根据提出的自对准机构前两个转动关节放置次序不同,即 R5 为第一转动关节或 R6 为第一转动关节,可将两类顺应性自对准机构分别分为两型,即得到 4 种外骨骼机构构型,其连杆坐标系如图2所示。

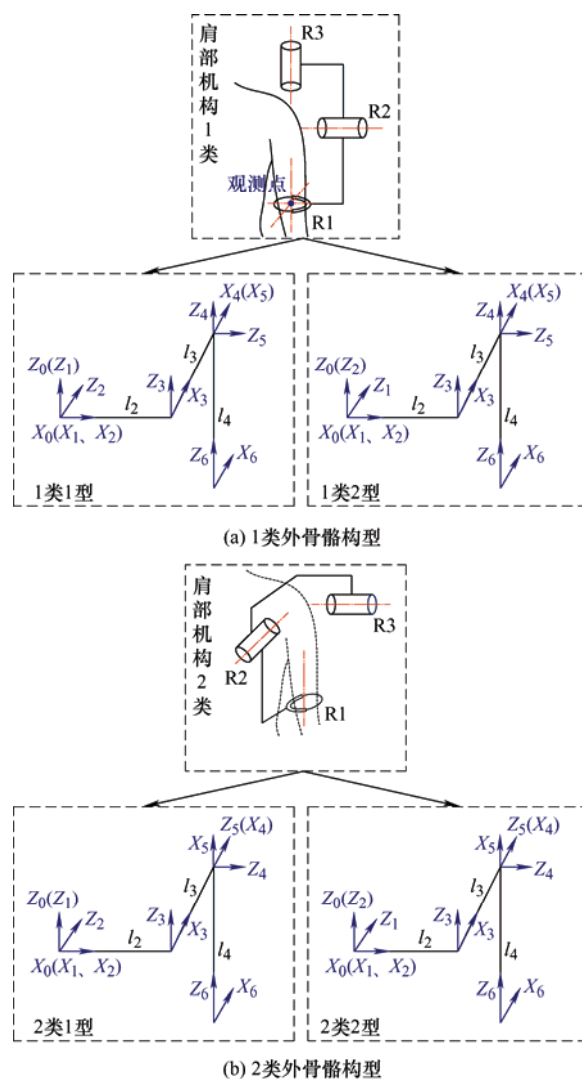


图2 外骨骼连杆坐标系图

基于高等机构学可知,人-机闭链机构需满足 Hunt 公式<sup>[23]</sup>。

$$F = \sum_{i=1}^n f_i - g_j \quad (1)$$

式中,  $F$  为多环人机闭链的自由度数;  $f_i$  为关节  $i$

的自由度数； $j$  为人机闭链的环数； $g$  为环链封闭时必须满足的约束条件数，一般空间机构  $g=6$ ； $n$  为关节总数。

将四种外骨骼构型组成的人机闭链机构对应数值代入 Hunt 公式，可得人机闭链机构自由度  $F$  均为 6，分别与肩带前伸/后退、上抬/下压、长度变化以及大臂前伸/后摆、外展/内收、内旋/外旋的 6 个自由度对应。故提出的四种外骨骼构型设计均能满足肩部的正常运动。根据肩部各类运动的实际范围<sup>[24]</sup>，且考虑康复患者的运动能力明显弱于正常人，取肩部各个关节运动范围如表 1 所示。参考《GB10000-1988 中国成年人人体尺寸》<sup>[25]</sup>，图 2 所示构型，SC 到 CGH 的距离  $l_2=0.18$  m；SC 到 C 的距离  $l_3=0.2$  m；CGH 到大臂人机结合处的距离  $l_4=0.2$  m。

表 1 肩部各个关节运动范围表

关节运动形式	运动范围/(°)
肩带上抬/下压	-10~30
肩带前伸/后退	-50~0
肩部前屈/后伸	0~135
肩部内收/外摆	-45~90
肩部内旋/外旋	-50~50

## 2 外骨骼构型工作空间分析

### 2.1 CGH 旋转中心轨迹对比

为了验证提出的自对准机构在手臂运动过程中随 CGH 空间位移的顺应性，对自对准机构 CGH 运动空间和实际手臂运动时 CGH 空间位移轨迹进行分析比较。利用 MATLAB 机器人工具箱，使用蒙特卡洛法获得图 1b 所示顺应机构 CGH 运动空间(图 3)。而手臂 CGH 在肱骨抬升过程中的位移轨迹

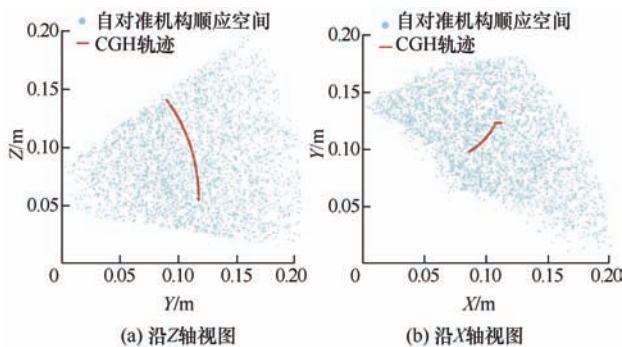


图 3 自对准机构 CGH 运动空间与试验数据对比

采用文献[18]的试验采集数据(图 3 中 CGH 轨迹)。对比图 3 所示结果，可以看出人体 CGH 的位移轨迹完全处于自对准机构的 CGH 运动空间内，提出的自对准机构可以完全顺应肱骨抬升时 CGH 的位移变化。

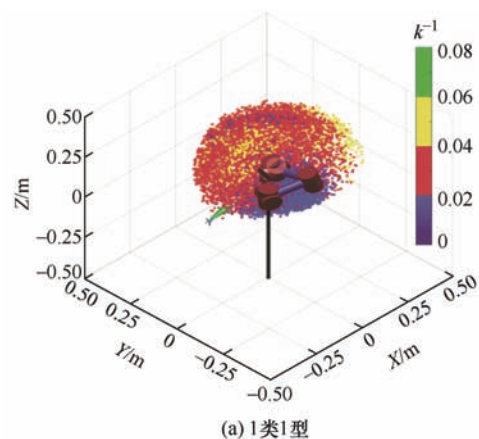
### 2.2 外骨骼构型灵巧性分析

根据 Hunt 公式分析可知，提出的四种构型均能满足肩部运动需求。然而，肩部作为人体上肢运动控制的关键部位，直接决定了大臂末端活动灵巧性<sup>[26]</sup>，即在当前位姿状态下大臂沿指定方向运动的能力。末端灵巧性量化指标  $k^{-1}$  是上肢运动位形的函数，其值为零时机构处于奇异位形，且值越大表明上肢在该位形处改变腕点运动方向的能力越强，即腕点的运动灵活性越好<sup>[27-28]</sup>。因此，针对提出的四种外骨骼构型，开展灵活性分析。

$$k^{-1} = \frac{\sigma_{\min}}{\sigma_{\max}} \quad (2)$$

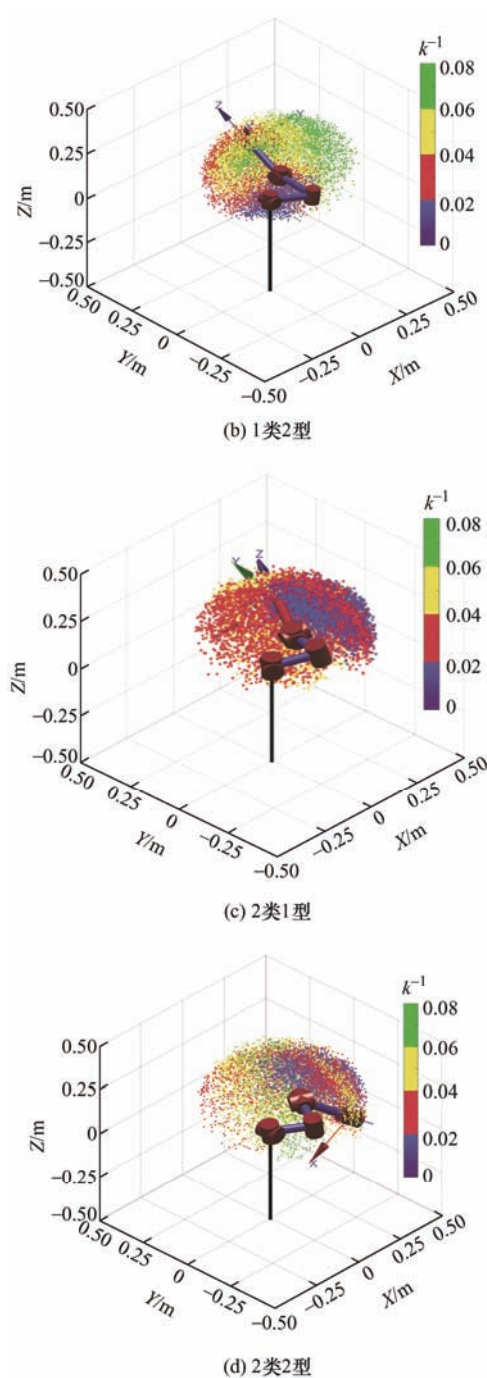
式中， $\sigma_{\max}$  和  $\sigma_{\min}$  为外骨骼机构雅可比矩阵的最大奇异值与最小奇异值。

利用 MATLAB 机器人工具箱，使用蒙特卡洛法建立外骨骼构型连杆模型末端的运动空间(共计 10 000 个观测点)，得到四种构型的  $k^{-1}$  运动空间分布情况，如图 4 所示。对于两类构型的 1 型，灵巧性较差的区域占了绝大部分，其灵巧性均要明显低于各自的第 2 型，说明提出的 2 型自对准机构设计方案能显著提升外骨骼末端运动空间的整体灵巧性。对比两类的 2 型可知，1 类 2 型灵巧性较好区域( $k^{-1} \geq 0.04$ )占总运动空间的 60.9%，远高于 2 类 2 型的 38.4%。此外，1 类 2 型灵巧性较好的区域主要分布在身体的前方和外侧，与人体肩部日常工作空间相符，而 2 类 2 型在身体的前方和外侧空间的灵巧性较差。因此，选择运动空间灵巧性最好的 1 类 2 型作为最优构型，并开展仿真和试验验证。



(a) 1类1型



图4 外骨骼灵巧性量化指标  $k^{-1}$  分布图

### 2.3 顺应性外骨骼工作空间分析

为了分析提出的外骨骼构型末端工作空间与人体上肢日常活动需求吻合情况,以肱骨与外骨骼结合的位置所在对应点为观察点,如图2a所示,记录其在完成刷牙、摸后颈、摸对侧肩膀、摸鼻子4种日常生活动作时的空间运动轨迹。试验中,志愿者坐在椅子上,保持躯体静止,初始状态,右侧手臂自然下垂。在其胸前的锁骨关节处放置一个电磁定位传感器,作为图1所示全局坐标系的参考原点SC;在大臂外骨骼人机结合位置处,左右对称放置两个电磁定位传感器,以测得两个坐标点连线的中

点为观测点,如图2所示。试验数据采集自5名身体健康的成年男性,年龄( $24 \pm 3$ )岁,身高( $173 \pm 5$ )cm,体重( $65 \pm 5$ )kg,均为右利手。5名志愿者根据要求完成4种日常生活动作,每组动作重复完成5次。

提出的1类2型外骨骼运动空间灵巧性分布与测量的人体肱骨观测点活动轨迹对比结果,如图5所示。虽然存在个体差异,但是5名志愿者完成4种日常生活动作的运动轨迹大致相似。在动作初始阶段,由于R1和R3转动关节旋转轴共线,如图2a所示,使外骨骼处于奇异形位<sup>[29]</sup>,导致初始位置周围区域外骨骼灵巧性较差,该段区域约占执行动作的10%。试验过程中,5名志愿者完成所做动作的初始阶段均以大臂上抬为主,并不发生绕肱骨轴线

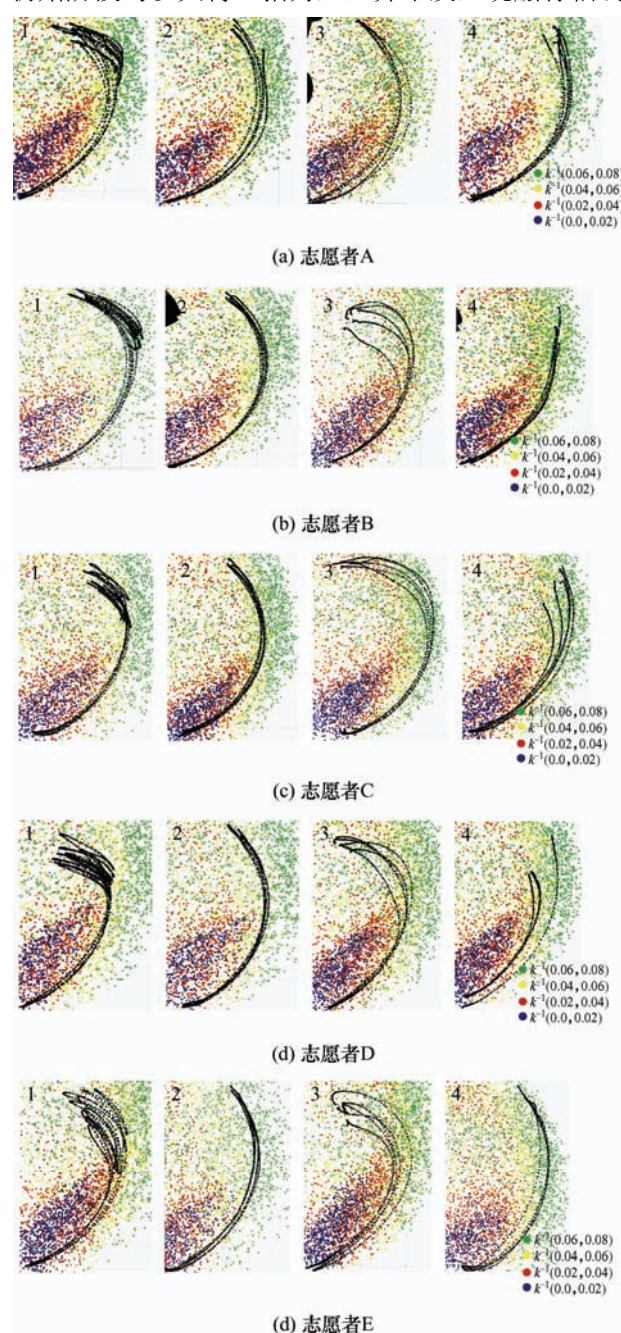


图5 志愿者完成日常动作观测点轨迹图

的转动,即  $R_1$  不发生转动,而是由  $R_2$  和  $R_3$  转动关节带动大臂运动,避免了产生奇异,即外骨骼在该阶段不会产生相抵运动。而随后所有动作的运动轨迹均分布在灵巧性好( $k^{-1} \geq 0.04$ )区域内。因此,在完成这些日常生活所需的动作时,提出的 1 类 2 型外骨骼具有较好的空间灵巧性分布。

#### 2.4 独立肩带康复运动空间分析

为避免引发肩峰下疼综合征,传统肩部康复外骨骼缺乏对肩带的有效锻炼。通过调整提出的自对准机构旋转关节  $R_5$  和  $R_6$  主/被动驱动方式,能够实现独立的肩带运动。主动驱动方式下,外骨骼带动患者肩带实现独立的肩带运动,即  $R_5$  和  $R_6$  的旋转由关节驱动电机控制;被动驱动方式下,旋转关节  $R_5$  和  $R_6$  为自由关节,当其它关节旋转时其配合随动,实现对 CGH 位移的顺应。由于无需肱骨抬升和外展,避免了对肱骨造成过度拉扯。

如图 6 所示,利用磁定位系统开展人体肩带前后运动空间分析。试验中,志愿者静坐在椅子上,保持右侧手臂自然下垂,分别完成右侧肩带的前伸和后退动作,每组动作重复 5 次。胸前锁骨关节处放置一个磁定位传感器,作为图 1 中全局坐标系的参考原点 SC;在肩部前后两侧肱骨关节中心对应位置用记号笔标记,并在标记处放置两个磁定位传感器,两个传感器连线中点定为 CGH。



图 6 电磁定位检测装置

图 7 和图 8 给出了志愿者独立肩带运动时 CGH 运动轨迹和自对准机构末端运动空间(点集)分布情况。对比可知:因志愿者个体生理结构差异,独立肩带运动时 CGH 轨迹略有不同;独立肩带前伸/后退时,CGH 位置变化主要是集中在  $X$  和  $Y$  方向, $Z$  方向变化较小(在  $0 \sim 2$  cm 范围内);肩带前伸时,所有志愿者中 CGH 在  $Y$  方向最大偏移量为 6.9 cm,  $X$  方向的偏移量为  $1 \sim 2$  cm;肩带后退时,CGH 在  $Y$  方向最大偏移量为 5.8 cm,  $X$  方向的最大偏移量为 3.9 cm。在肩带前伸/后退时,虽然 CGH 运动轨迹在  $X$  和  $Y$  方向上出现了较大的偏移,但仍处于自对准机构允许的运动空间内,说明自对准机构具备肩带独立锻炼能力,且能在一定内容许个体生理差异。

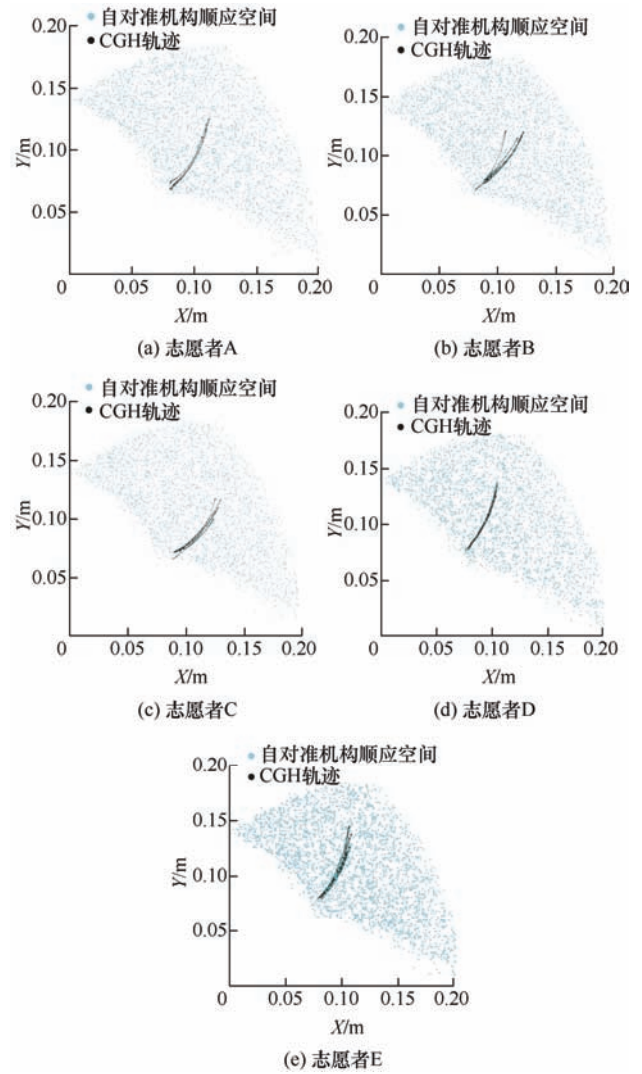
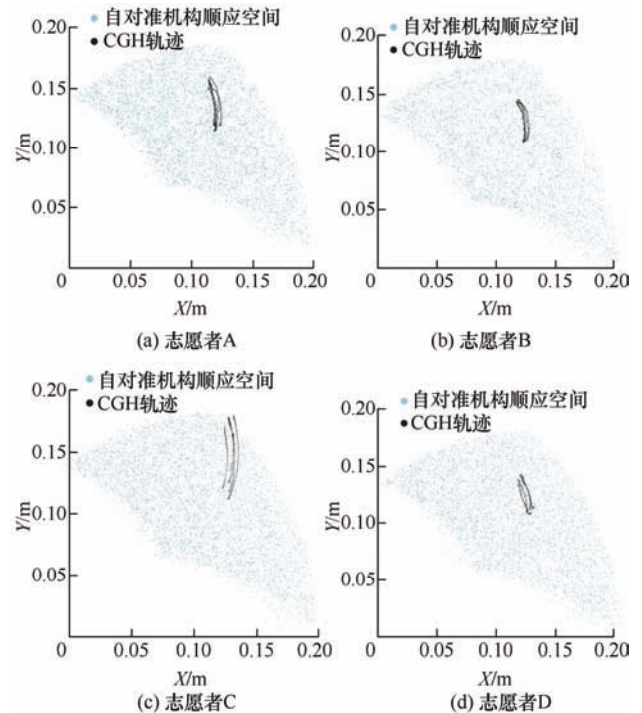


图 7 独立肩带后退时, CGH 轨迹  $XOY$  平面分布





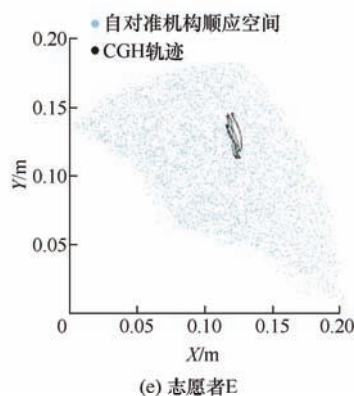


图 8 独立肩带前伸时, CGH 轨迹在 XOY 平面分布

### 3 外骨骼性能测试

#### 3.1 外骨骼本体虚拟样机设计

基于提出的 1 类 2 型顺应性外骨骼最优构型方案, 设计了外骨骼本体虚拟样机, 如图 9 所示。外骨骼置于支撑架上, 通过支撑梁调节安装高度, 以适应不同体型的患者。R5 和 R6 关节处电机通过离合器连接到输出轴, 实现关节主/被动切换。R4 为被动关节, R3、R2 主动关节由电机直接驱动。外骨骼通过环形转动关节 R1 与大臂接触, 转动关节 R1 与上臂连杆相对位置可调, 能适应不同患者的臂长。环形转动关节上下侧滑槽中装有滚轮, 电机通过线轮带动系于环形转动关节的钢丝绳, 可使环形转动关节绕自身轴线转动, 从而实现手臂的内旋/外旋。

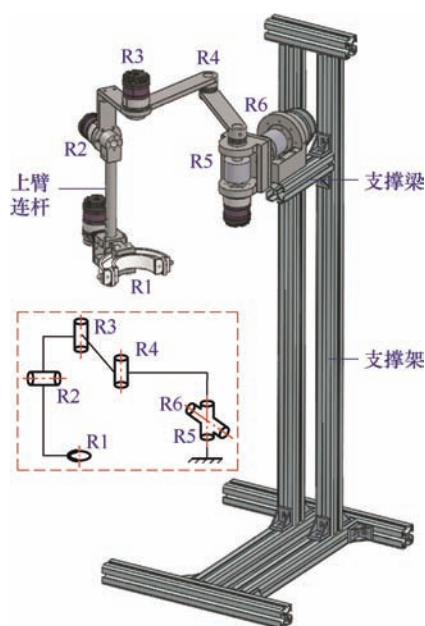
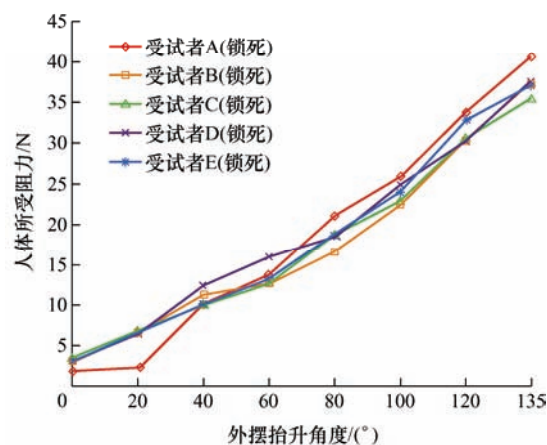
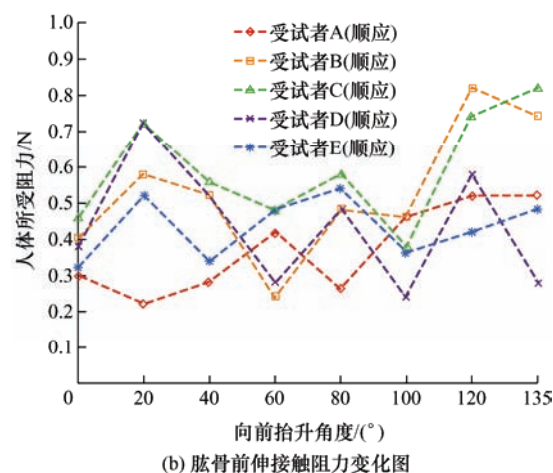
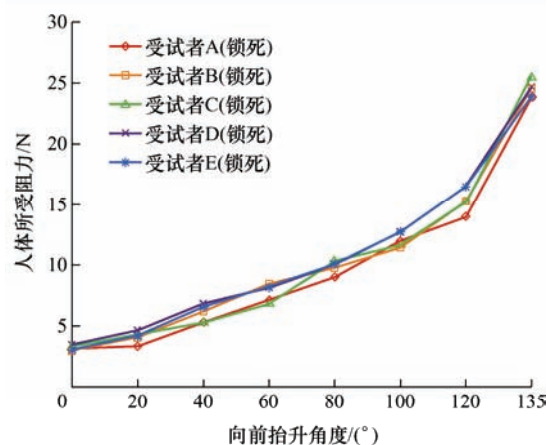


图 9 外骨骼本体机构图

#### 3.2 人机接触力测试

为了验证提出的顺应性肩部康复外骨骼机构在

肩部康复训练时的使用效果, 采用 3D 打印技术搭建了如图 10a 所示外骨骼结构本体, 具体尺寸参照



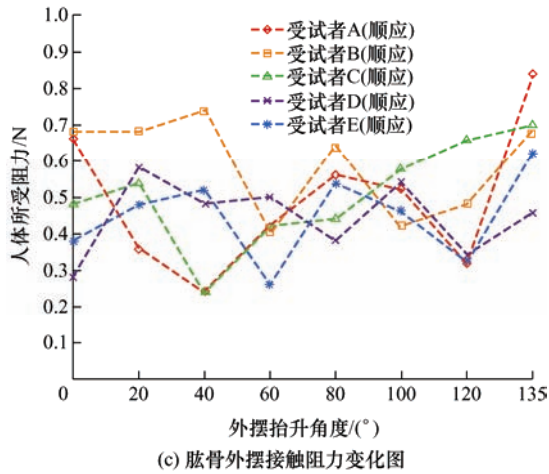


图 10 人机接触力测试试验

表 1。利用拉压传感器检测自对准机构在工作状态和锁死状态下，志愿者穿戴外骨骼时其肱骨所受阻力情况。试验中，五名志愿者穿戴外骨骼并分别在自对准机构工作和锁死状态下，将大臂从自然下垂状态抬升至  $0^\circ$ 、 $20^\circ$ 、 $40^\circ$ 、 $60^\circ$ 、 $80^\circ$ 、 $100^\circ$ 、 $120^\circ$ 、 $135^\circ$  位置，测量人机结合处的接触阻力情况。每位志愿者进行 5 组试验。

图 10b、10c 分别给出了外骨骼顺应机构锁死和顺应两种情况下，大臂前伸和外摆过程中，人机结合处的接触阻力随抬升角度变化的平均值。在自对准机构工作状态下，手臂进行前伸和外摆时外骨骼人机结合处的接触阻力均很小，在  $0 \sim 1$  N 之间波动；当自对准机构锁死后，手臂再进行前伸和外摆时，人机结合处的接触阻力随着抬升角的增大而增大，远大于自对准机构工作时的阻力，前伸时最大阻力均超过了 20 N，外摆时最大阻力均超过了 35 N。通过人机接触阻力对比试验，验证了自对准机构的引入可以显著减少康复训练过程中人机旋转中心浮动产生的接触阻力，具有很好的人机相容性。

### 3.3 外骨骼样机系统穿戴试验分析

基于提出的最优构型和虚拟样机，搭建了如图 11 所示顺应性肩部康复外骨骼实物样机。其中，R6 和 R2 关节由电机驱动，其余关节随动；R5、R3 及 R1 关节处安装关节电机，用于调节外骨骼以适应不同患者之间的体态差异。外骨骼关节电机选用 INNFOSS 公司的 QDD 系列关节电机，集伺服电机、减速器和多圈绝对值编码器于一体。电机通过执行线缆连接到 ECB-HUB 终端控制器，并通过 CAN 总线与上位机相连，通信协议波特率为 1Mbit/s。外骨骼连杆部分总质量约为 2.5kg，固定在支撑架上，其上下位置可以调节。整套系统结构简单，易于拆卸，

适用于有康复需求的家庭、社区医院等公共卫生场所。

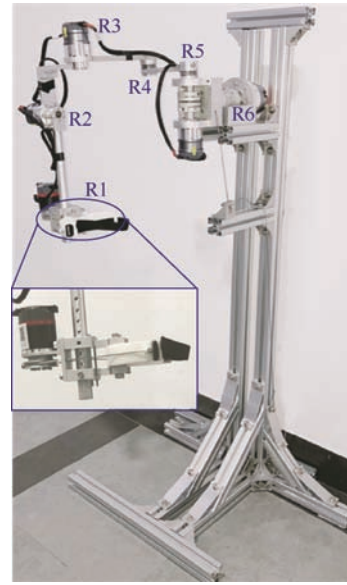


图 11 外骨骼样机实物图

为了验证外骨骼样机在实际康复过程中 CGH 位移的顺应性，进行了外骨骼样机穿戴轨迹跟踪对比试验(如图 12 所示)。将起始状态下传感器放置位置标记为参考坐标原点，随后实时跟踪测量点的相对位置变化。记录了大臂从自然下垂开始外展  $135^\circ$  的运动在冠状面的 3 组轨迹，如图 13 所示。



图 12 上臂外展轨迹跟踪试验图



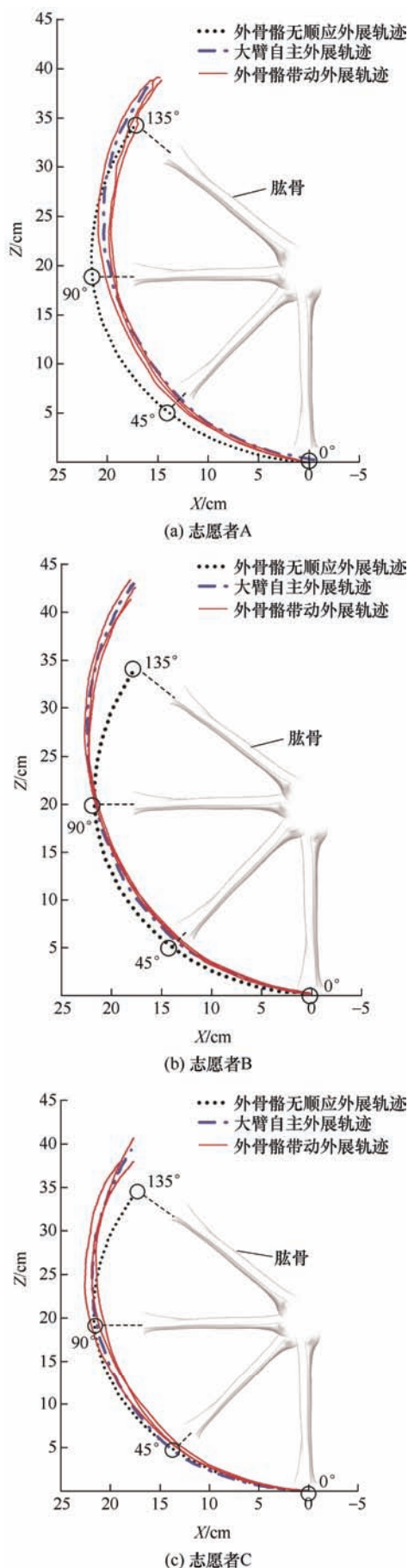


图 13 外展时志愿者上臂测量点与外骨骼对应点轨迹图

(1) 大臂自主外展轨迹: 志愿者自主外展大臂时, 上臂测量点的轨迹。

(2) 外骨骼带动外展轨迹: 志愿者穿戴外骨骼时, 在自对准机构正常工作情况下, 外骨骼带动志愿者外展上臂, 上臂测量点的轨迹。

(3) 外骨骼无顺应外展轨迹: 将外骨骼 R6 关节电机的输出轴锁死, 即外骨骼无顺应状态下, 外骨骼独立模拟带动志愿者外展上臂, 测量点的轨迹。

每名志愿者试验过程中, 均测量 1 次大臂自主外展轨迹和 3 次外骨骼带动下外展轨迹, 并和外骨骼无顺应外展轨迹进行对比, 试验结果如图 13 所示。

(1) 外骨骼无顺应外展轨迹是一段规则的圆弧, 无法和志愿者的大臂自主外展轨迹始终保持一致。

(2) 肱骨外展  $0 \sim 45^\circ$  的过程中, 3 名志愿者的大臂自主外展轨迹和外骨骼无顺应外展轨迹一致性较高, 相同角度对应位置误差不超过 2 cm 最大不超过 3 cm, 人体 CGH 刚发生位移。

(3) 肱骨外展  $45^\circ \sim 135^\circ$  的过程中, 3 名志愿者大臂自主外展轨迹与外骨骼无顺应外展轨迹逐渐偏离。

(4) 在  $135^\circ$  终止位置时, 志愿者大臂自主外展轨迹已经比外骨骼无顺应外展轨迹高出 5 cm 左右, 此时 CGH 已发生明显位移。

(5) 由于志愿者个体的生理差异, 志愿者 A 大臂自主外展轨迹和志愿者 B、志愿者 C 的存在明显差异, 但是他们各自的 3 条外骨骼带动下外展轨迹都与他们大臂自主外展轨迹在相同角度对应位置的误差分布在 1~10 mm, 且轨迹变化都能始终保持一致。

外骨骼样机穿戴轨迹跟踪对比试验验证了外骨骼样机在肩部运动过程中, 能顺应 CGH 位移造成的人体上臂运动轨迹的变化, 能够适应患者个体间的生理差异, 具有良好的人机相容性。

## 4 结论

(1) 提出了一种 CGH 三维浮动位移顺应的自对准机构, 并具有对肩带单独锻炼的功能。在自对准机构的基础上提出了 4 种外骨骼机构构型, 利用蒙特卡洛方法对四种构型的灵巧性进行了分析, 结果显示选取的优化外骨骼构型的高灵巧性区域占比达到 60.9%。通过检测完成日常动作时肱骨上对应点的轨迹, 与最佳外骨骼设计的末端运动空间进行对

比, 验证了该构型在完成日常动作时具有较好的灵巧性。

(2) 通过自对准机构的末端运动空间与肩部进行基本运动时 CGH 的轨迹对比, 验证了自对准机构在进行康复训练时可以顺应肱骨抬升造成的 CGH 的位移; 与肩带前伸/后退时 CGH 的轨迹对比, 验证了自对准机构可以满足肩带进行单独康复锻炼的需要。

(3) 通过人机穿戴阻力试验, 验证了最优构型自对准机构能有效的减少因人机旋转中心无法对齐而产生的阻力。基于最优构型搭建了外骨骼样机系统, 穿戴轨迹跟踪试验结果显示: 志愿者在外骨骼样机带动下的上臂运动的轨迹和上臂自主运动轨迹的变化保持一致, 验证了基于肩部协同运动特征的肩部康复外骨骼样机具有良好的人机相容性。

### 参 考 文 献

- [1] 饶明俐. 中国脑血管病防治指南[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2007.  
RAO Mingli. Guidelines for prevention and treatment of cerebrovascular diseases in China[M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2007.
- [2] KOLB B, HAEKER A, GIBB R. Principles of plasticity in the developing brain[J]. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 2017, 59(12): 1218-122.
- [3] 杨启志, 曹电锋, 赵金海. 上肢康复机器人研究现状的分析[J]. *机器人*, 2013, 35(05): 630-640.  
YANG Qizhi, CAO Dianfeng, ZHAO Jinhai. Analysis of the research status of upper limb rehabilitation robots[J]. *Robot*, 2013, 35(05): 630-640.
- [4] SANO K, ISHII S. Plasticity of the central nervous system[M]. New York: Springer Vienna, 1987.
- [5] 李海源, 刘畅, 严鲁涛, 等. 上肢外骨骼机器人的阻抗控制与关节试验研究[J]. *机械工程学报*, 2020, 56(19): 200-209.  
LI Haiyuan, LIU Chang, YAN Lutao, et al. Impedance control and joint test of upper extremity exoskeleton robot[J]. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 2020, 56(19): 200-209.
- [6] 牛传欣, 崔立军, 鲍勇, 等. 上肢康复机器人用于神经康复的研究进展[J]. *中国康复医学杂志*, 2020, 35(8): 916-920.  
NIU Chuanxin, CUI Lijun, BAO Yong, et al. Advance on upper limb rehabilitation robot in neurorehabilitation[J]. *Chinese Journal of Rehabilitation Medicine*, 2020, 35(8): 916-920.
- [7] SCHIELE A, HELM F. Kinematic design to improve ergonomics in human machine interaction[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2006, 14(4): 456-469.
- [8] YANG T, GAO X, DAI F. New hybrid AD methodology for minimizing the total amount of information content: A case study of rehabilitation robot design[J]. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 2020, 33(1).
- [9] CARIGNAN C R, NAYLOR M P, RODERICICK S N, et al. Controlling shoulder impedance in arehabilitation arm exoskeleton[C]//2008 IEEE International Conference on Robotics & Automation, May 19-23, 2008, Pasadena, CA, USA. Piscataway: IEEE, 2008: 2453-2458.
- [10] TOBIAS N, MARCO G, ROBERT R. ARMin III-arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation[J]. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2009, 6(2): 127-142.
- [11] KIM B, DESHPANDE A D. An Upper-body Rehabilitation exoskeleton Harmony with an anatomical shoulder mechanism: Design, modeling, control, and performance evaluation[J]. *International Journal of Robotics Research*, 2017, 36(4): 414-435.
- [12] KIM B, DESHPANDE A D. Controls for the shoulder mechanism of an upper-body exoskeleton for promoting scapulohumeral rhythm[C]//IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, Aug 11-14, 2015, Singapore. Piscataway: IEEE, 2015: 538-542.
- [13] 张雷雨, 李剑峰, 刘均辉, 等. 上肢康复外骨骼的设计与人机相容性分析[J]. *机械工程学报*, 2018, 54(5): 19-28.  
ZHANG Leiyu, LI Jianfeng, LIU Junhui, et al. Design and human-machine compatibility analysis of Co-Exos for upper-limb rehabilitation[J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2018, 54(5): 19-28.
- [14] LEE K S, PARK J H, BEOM J, et al. Design and evaluation of passive shoulder joint tracking module for upper-limb rehabilitation robots[J]. *Frontiers in Neurobotics*, 2018, 12(38): 1-14.
- [15] 吴青聪, 王兴松, 吴洪涛, 等. 上肢康复外骨骼重力平衡特性研究机器人, 2017, 39(1): 81-88.  
WU Qingcong, WANG Xingsong, WU Hongtao, et al. Reserch on the gravity balance characterietics of an upper limb rehabilitation exoskeleton[J]. *Robot*, 2017, 39(1): 81-88.
- [16] HSIEH H C, CHEN D F, CHIEN L, et al. Design of a

- parallel actuated exoskeleton for adaptive and safe Robotic shoulder rehabilitation[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2017, 22(5): 2034 – 2045.
- [17] KOO D, CHANG P H, SOHN M K, et al. Shoulder mechanism design of an exoskeleton robot for stroke patient rehabilitation[C]//2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. June 29 -July 1, 2011, Zurich, Switzerland. Piscataway: IEEE, 2011: 1-6.
- [18] KLOPCAR N, LENARCC J. Bilateral and unilateral shoulder girdle kinematics during humeral elevation[J]. Clinical Biomechanics, 2006, 21: S20-S26.
- [19] ERGIN M A, PATOGLU V. ASSISTONSE: A self-aligning shoulder-elbow exoskeleton[C]//2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation. May 14-18, 2012, Saint Paul, MN, USA. Piscataway: IEEE, 2012: 2479-2485.
- [20] 张芳, 屈辉. 肩部撞击综合征的发生机制和影像学表现[J]. 中国医学影像技术, 2008, 24(6): 823-825.
- ZHANG Fang, QU Hui. Pathogenesis and imaging findings of shoulder impingement syndrome[J]. Medical Imaging Technology in China, 2008, 24(6): 823-825.
- [21] KLOPCAR N, TOMSIC M, LENARCIC J. A kinematic model of the shoulder complex to evaluate the arm-reachable workspace[J]. Journal of Biomechanics, 2007, 40(1): 86-91.
- [22] LENARCIC J, STANISIC M. A humanoid shoulder complex and the humeral pointing kinematics[J]. IEEE Transactions on Robotics and Automation, 2003, 19(3): 499-506.
- [23] 黄真, 赵永生, 赵铁石. 高等空间机构学[M]. 北京: 高等教育出版社, 2006.
- HUANG Zhen, ZHAO Yongsheng, ZHAO Tieshi. Advanced spatial mechanism[M]. Beijing: Higher Education Press, 2006.
- [24] 唐纳德·A·诺依曼. 骨骼肌肉功能解剖学[M]. 北京: 人民军医出版社, 2007.
- MEUMANN D A. Kinesiology of the musculoskeletal system foundations for rehabilitation. Beijing: People's Military Doctor Press, 2014.
- [25] 中华人民共和国国家技术监督局. GB/T10000-1988 中国成年人人体尺寸[S]. 北京: 中国标准出版社, 1989.
- General Administration of Quality Supervision, Inspection and Quarantine of People's Republic of China. GB/T10000-1988 Human dimensions of Chinese adults[S]. Beijing: Standards Press of China, 1989.
- [26] 熊有伦, 李文龙, 陈文斌, 等. 机器人学[M]. 武汉: 华中科技大学出版社, 2018.
- XIONG Youlun, LI Wenlong, CHEN Wenbin, et al. Robotics[M]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology Press, 2018.
- [27] 赵智远, 徐振邦, 何俊培, 等. 基于工作空间分析的 9 自由度超冗余串联机械臂构型优化[J]. 机械工程学报, 2019(21): 51-63.
- ZHAO Zhiyuan, XU Zhenbang, HE Junpei, et al. Configuration optimization of 9-DOF hyper-redundant tandem manipulator based on workspace analysis[J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2019(21): 51-63.
- [28] YOSHIKAWA T. Manipulability of robotic mechanisms[J]. The international journal of Robotics Research, 1985, 4(2): 3-9.
- [29] 肖永飞, 王学林, 李志海, 等. 一种上肢外骨骼运动分析与奇异性消除方法[J]. 机器人, 2016, 38(1): 33-40.
- XIAO Yongfei, WANG Xuelin, LI Zhihai, et al. A method of kinematic analysis and singularity elimination for upper-limb exoskeleton[J]. Robot, 2016, 38(1): 33-40.

作者简介: 申慧敏, 女, 1987 年出生, 博士, 副教授。主要研究方向为机电一体化技术。

E-mail: hmshe@usst.edu.cn

杨赓(通信作者), 男, 1980 年出生, 博士, 研究员, 博士研究生导师。主要研究方向为智能机器人及人-机交互技术。

E-mail: yanggeng@zju.edu.cn