

# 人机相容型上肢康复外骨骼的构型设计与运动学分析<sup>\*</sup>

张争艳, 申文豹, 蒋飞飞, 王佳鑫

(河北工业大学 机械工程学院, 天津 300401)

**摘要:**为帮助因脑卒中导致的上肢运动障碍患者重新恢复上肢运动功能,提出一种 7 自由度、人机相容型上肢外骨骼机构。针对康复运动中人体上肢关节轴线漂移问题,运用高等机构学理论与人机相容理论对外骨骼机构进行构型设计,构建人-机多闭链恰约束系统实现人-机运动相容。采用 D-H 方法建立人-机肩关节闭链运动学模型,推导出人-机肩部关节之间运动关系。基于可操作性与肩关节屈曲角度对盂肱关节机构关节轴线方位角进行优选,得到上肢工作空间内无奇异点的盂肱关节构型,对比优化前后肩关节机构的工作空间范围。建立优化后整个外骨骼机构的运动学模型,在此基础上,采用蒙特卡洛法求解外骨骼机构的工作空间;同时,采用高次多项式插值法在关节空间对外骨骼机构进行轨迹规划,对规划后的关节运动情况进行分析。结果表明:提出的构型能满足上肢运动需求且工作空间内无奇异位形,规划后轨迹运动平缓,符合康复运动要求。

**关键词:**外骨骼机构;恰约束闭链;人机相容性;工作空间;奇异性;轨迹规划

中图分类号:TP242 文献标识码:A 文章编号:1001-2354(2025)02-0050-11

DOI:10.13841/j.cnki.jxsj.2025.02.027

## Configuration design and kinematic analysis of human-machine compatible exoskeleton mechanism for upper-limb rehabilitation

ZHANG Zhengyan, SHEN Wenbao, JIANG Feifei, WANG Jiaxin

(School of Mechanical Engineering, Hebei University of Technology, Tianjin 300401)

**Abstract:** In this article, in order to help patients with upper-limb disability caused by stroke in the process of upper-limb rehabilitation, a human-machine compatible upper-limb exoskeleton mechanism with seven degrees of freedom is proposed. As for axis drift of the upper-limb joints during rehabilitation, the exoskeleton mechanism is designed and configured with the help of the advanced mechanisms theory and the human-machine compatibility theory. The human-machine suitable constraint system with multi-closed chains is set up for human-machine compatibility. The D-H method is used to construct the closed-chain kinematic model of the human-machine shoulder joints; then, the kinematic relationship between the human-machine shoulder joints is deduced. Based on the operability and the angle of shoulder joint flexion, the glenohumeral joint mechanism's joint axis angle is optimized; the glenohumeral joint's configuration without singularity in the upper-limb workspace is worked out, and the shoulder joint mechanism's range of workspace before and after optimization is compared. The kinematic model of the whole exoskeleton mechanism after optimization is set up, and on this basis its workspace is solved by means of the Monte-Carlo method. Furthermore, the high-order polynomial interpolation method is used to plan the exoskeleton mechanism's trajectory in the joint space, and the analysis is conducted on joint motion after trajectory planning. The results show that this configuration meets the needs of upper-limb motion and there is no singular configuration in the workspace. After trajectory planning, the exoskeleton mechanism moves smoothly, which satisfies the requirements of rehabilitative motion.

**Key words:** exoskeleton mechanism; suitable constraint closed-chain; human-machine compatible; workspace; singularity; trajectory planning

<sup>\*</sup> 收稿日期:2022-07-12;修订日期:2024-08-21

基金项目:国家重点研发计划项目(2019YFB1312500)

脑卒中会造成人体中枢神经损伤,导致肢体运动受阻形成偏瘫,70%~80%脑卒中患者因为功能障碍不能生活自理<sup>[1]</sup>。有效的康复训练能重新建立肢体与中枢神经系统之间的联系,逐步恢复上肢运动功能。传统的康复训练方式为康复医师对患者一对一辅助训练,劳动强度高,训练效率低<sup>[2]</sup>。为了减小医师工作负担,辅助医师更好地完成患者康复训练,上肢康复机器人受到国内外科研人员的关注<sup>[3]</sup>,涌现出丰富成果。

根据康复原理的不同,上肢康复机器人分为末端引导式和外骨骼式<sup>[4]</sup>。外骨骼式上肢康复机器人采用拟人化仿生设计,机构的各关节与上肢关节一一对应,能实现单、多关节康复运动,是上肢康复机器人的研究热点。由于人体上肢生理结构复杂,最初的外骨骼机构结构简单。华盛顿大学研制的 CADEN-7<sup>[5]</sup>外骨骼机构肩关节设置为转心固定的球窝关节,由 3 个轴线正交于一点的转动关节串联组成。随着研究的深入,人们发现忽视了关节轴线浮动属性的简化模型会导致人机结合处产生过大的约束力矩,对患肢造成二次损伤。针对康复运动中人体关节轴线漂移现象,特别是盂肱关节转心随上肢运动而浮动,研究人员在构型方面进行了大量研究。Zimmermann 等<sup>[6]</sup>研制了外骨骼式上肢康复机构 ANYexo,肩部设置 2 个主动自由度模拟盂肱关节转心在肩胛带关节作用下的运动,通过偏置肩关节旋内/旋外轴线角度,将机构的奇异点移动到上肢工作空间边界,一定程度上补偿盂肱关节转心的位移。文献[7-9]研制了人-机肩部相容型上肢康复系统 Co-Exos,设置 3 个被动移动副补偿盂肱关节转心在空间中的位移,与人体肩关节组成恰约束系统实现人机运动相容。Vitiello 等<sup>[10]</sup>研制了 4 自由度被动肘关节机构,消除因人体肘关节轴线运动在人机结合处产生的力。此外, Kim 等<sup>[11]</sup>研制的双臂外骨骼系统 Harmony 及 Just 等<sup>[12]</sup>研制的 ARMin 系列均通过添加主动、被动关节或者偏置关节轴线补偿盂肱关节转心的位移。上述外骨骼机构主要围绕如何减小因人机运动轴线不重合导致人机连接处产生的附加力矩,但主要集中在外骨骼机构肩关节处,考虑到整个上肢关节轴线漂移的外骨骼机构较少。同时,从结构设计方面考虑盂肱关节机构奇异点的相关研究不是很多,且多数构型设计采用迭代设计方法。

综上所述,针对等效盂肱关节机构的奇异点出现在上肢工作空间中的问题及外骨骼-人体康复运动中人机关节轴线存在偏差的问题,文中提出一种人机运动相容且避奇异的 7 自由度外骨骼康复机器人。基于可操作性与肩关节屈伸角度对盂肱关节机构关节轴线方位角进行优选,优化后的盂肱关节机构的奇异点位于机构工作空间边界外。整个外骨骼机构通过绑带分别与患者的上臂、手部连接,添加被动关节与人体组成人机肩关节与人机肘、腕关节两个恰约束闭链,实现人机运动相容。在此基础上,对优化后整个外骨骼机构的工作空间进行分析,同时,采用高次多项式插值法在关节空间进行轨迹规划,验证外骨骼机构设计的合理性及提出的轨迹能否满足康复运动要求。

## 1 人机相容型外骨骼机构构型设计

### 1.1 上肢解剖结构与等效运动模型

上肢是人体中使用最频繁的一部分,由肩、肘、腕关节及上臂、前臂组成(不考虑手部运动)。肩关节是上肢中灵活性与复杂程度最高的关节,包括胸锁关节、肩锁关节(二者统称为肩胛带关节)和盂肱关节,实现盂肱关节转心抬高/压低、前伸/回缩及肱骨内收/外展、前屈/后伸、内旋/外旋运动。上肢抬升运动中,肱骨抬升伴随着肩胛骨旋转的协调性变化称为肩肱节律,正常的肩肱节律对肩关节功能的恢复有着重要作用。肘关节由肱尺关节、肱桡关节、桡尺近端关节组成,实现肘关节的前屈/后伸和前臂旋内/旋外运动。腕关节是一个椭圆关节,包括桡腕关节和腕中关节,实现腕关节屈曲/伸展、内收/外展。因此,人体上肢共有 9 个自由度,上肢等效运动模型如图 1 所示。

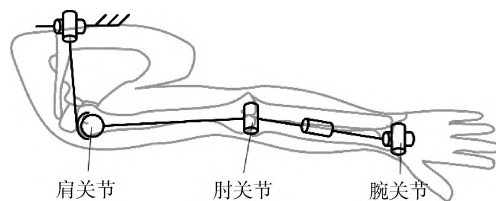


图 1 上肢等效运动模型

考虑到上肢生理结构复杂性,特别是上肢关节轴线浮动属性,在外骨骼机构的设计中,完全复制上肢

运动会提高机构复杂程度,对控制系统的设计有较高要求。综合考量上肢各关节的基本功能、各关节间的运动耦合关系及康复要求,在外骨骼构型设计中,肩关节设置 4 个主动自由度,其中盂肱关节转心的抬高/压低运动设置为被动自由度,随着上臂的抬升而运动。前臂旋内/旋外运动后置到腕关节处,根据腕关节为椭圆关节特性采用两个主动关节实现腕关节与前臂 3 个运动自由度,则肘关节和腕关节主动自由度数分别为 1 和 2,整个上肢外骨骼机构具有 7 个主动自由度。

## 1.2 人机相容型机构的构型设计

外骨骼机构通过绑带带动患肢运动时,上肢各关节转心位置随上肢运动改变,导致外骨骼与上肢对应关节转心存在偏差,人机连接处力矩过大对患肢产生损伤。人关节轴线不重合即人机运动不相容,其实质是人机闭链系统为一个过约束系统,通过添加被动关节,将系统转化为人机恰约束系统,改善人机连接处受力情况。基于 Hunt 公式<sup>[13]</sup>计算空间多闭链机构自由度为:

$$F = \sum_{i=1}^{n_z} f_i - dl \quad (1)$$

式中: $n_z$ ——关节总数;

$f_i$ ——关节  $i$  的自由度数;

$d$ ——约束条件数,空间机构  $d=6$ ,平面机构  $d=3$ ;

$l$ ——独立环数, $l=n_z-p+1$ ;

$p$ ——构件数。

对于外骨骼-上肢组成的空间多闭链,其自由度可由式(1)表示为:

$$F = f_k + f_{uk} - dl \quad (2)$$

式中: $f_k$ ——外骨骼-上肢系统中已知自由度;

$f_{uk}$ ——外骨骼-上肢系统中未知自由度。

由上节分析可知,外骨骼机构肩关节主动自由度数为 4,肘关节自由度数为 1,腕关节自由度数为 2。对于外骨骼-上肢肩关节闭链系统, $F_s=4, f_k=8, l=1, d=6$ ;对于外骨骼-上肢闭链系统, $F_w=7, f_k=15, l=2, d=6$ 。分别代入式(2)求得人-机肩关节闭链需要增加的被动自由度 $f_{uk1}=2$ ,整个外骨骼系统需要增加的被动自由度为 $f_{uk2}=4$ 。

基于上肢运动中肢体各关节轴线运动情况,参考目前主流的上肢外骨骼机构中主、被动关节分布特征,确定被动关节类型与分布。优先选择单自由度运动

副,优先选择移动副,确保每个人机闭链均为恰约束系统。优选运动链构型  $4Ra_2P$  和  $3Ra_2P$  的组合方式构造多闭链恰约束外骨骼构型,如图 2 所示。第 1、第 2 节被动关节  $P_1$  和  $P_2$  分别设置在肩部冠状轴方向与上臂人机连接处,第 3、第 4 节被动关节  $P_3$  和  $P_4$  分别设置在前臂及手部人机连接处。主动关节  $Ra$  沿肩、肘、腕关节分布,共同组成恰约束人机系统。

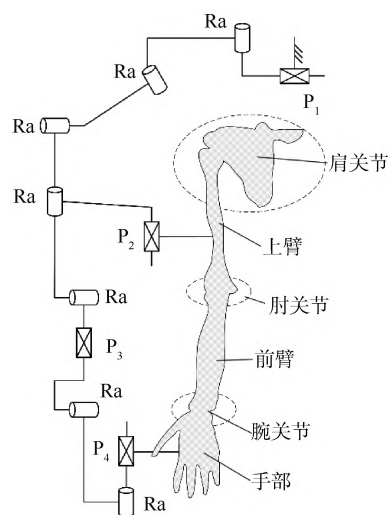


图 2 人机相容型上肢康复外骨骼机构构型

## 2 肩关节支链运动学分析与构型优化

### 2.1 人机肩关节闭链运动学建模

作为人体最灵活的关节之一,肩关节的运动能力对上肢功能有重要的影响。建立人-机肩关节闭链的运动学模型,推导人-机肩部关节间的运动关系。外骨骼构型中,采用平行四边形机构将盂肱关节转心前伸/后缩运动平移到人体背部,便于穿戴同时减小运动学差异性。等效盂肱关节共有 6 种构型,综合考虑肩关节安装空间大小、实现单关节康复训练的目标等因素确定。 $4Ra_2P$  的肩关节外骨骼构型中,被动关节  $P_1$  沿冠状轴轴线布置,补偿上肢运动中盂肱关节转心沿冠状轴方向的位移,被动关节  $P_2$  的沿上臂轴线方向布置,补偿上肢运动中盂肱关节转心沿竖直方向的位移。人体盂肱关节的运动采用国际生物力学学会提出的上肢运动描述方法<sup>[14]</sup>,即盂肱关节作用下肱骨运动过程:绕  $z_g$  轴转动角度  $\alpha$  到达抬升面,绕  $y_g$  轴转动角度  $\varphi$ ,然后绕  $z_g$  轴转动角度  $\gamma$  到达目标位形。上肢的运动主要由盂肱关节实现,

胸锁关节与肩锁关节耦合运动改变上肢运动中盂肱关节的转心位置。因此,可将上肢肩关节运动简化为转心浮动的盂肱关节运动,人-机肩关节闭链的构型如图3所示。

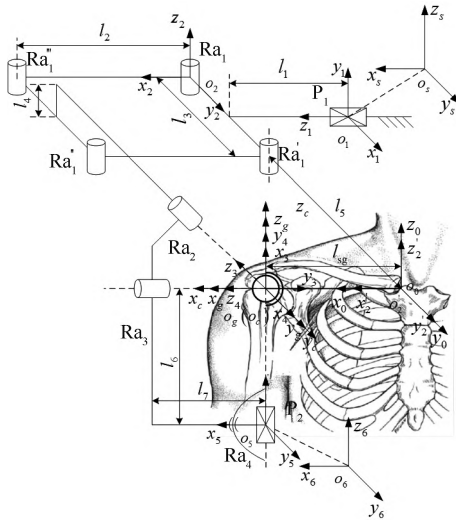


图3 人-机肩关节闭链构型

胸锁关节处建立固定坐标系  $o_0-x_0y_0z_0$ 。人体盂肱关节处建立局部坐标系  $o_c-x_cy_cz_c$  与连体系  $o_g-x_gy_gz_g$ , 初始时两个坐标系位姿相同。在外骨骼机构中建立局部固定坐标系  $o_s-x_sy_s$ , 初始时坐标系位于移动副  $P_1$  中心处, 机构各关节处分别建立连杆系  $o_i-x_iy_iz_i$  ( $i=1,2,\dots,6$ )。为了便于采用 D-H 法对外骨骼机构运动学建模, 建立中间坐标系  $o_{2'}-x_{2'}y_{2'}z_{2'}$ 。图3中,  $l_i$  为各尺寸参数,  $l_{sg}$  为锁骨长度, 其中  $l_5$  为人体上臂长度, 其余均为安装尺寸。

人-机肩关节闭链分别在转动关节  $Ra_4$  处求解, 对外骨骼支链, 基于 D-H 法, 运动副  $Ra_4$  中心处连杆坐标系  $o_5-x_5y_5z_5$  相对于固定坐标系  $o_0-x_0y_0z_0$  的变换矩阵  ${}^0_5T$  为:

$${}^0_5T = {}^0_1T {}^1_2T {}^2_3T {}^3_4T {}^4_5T = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

式中:  ${}^i_{i+1}T$ ——坐标系  $\{i+1\}$  相对于坐标系  $\{i\}$  的变换矩阵;

$(n, o, a)$ ——连杆坐标系  $o_5-x_5y_5z_5$  相对于固定坐标系  $o_0-x_0y_0z_0$  的姿态矢量,

$$(n, o, a) = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x \\ n_y & o_y & a_y \\ n_z & o_z & a_z \end{bmatrix};$$

$P$ ——位置矢量,  $P = (P_x, P_y, P_z)$ 。

D-H 法参数如表1示, Trans 表示平移算子。

表1 人-机肩关节闭链 D-H 参数表

$i$	$\theta_i/(^\circ)$	$d_i/\text{mm}$	$a_i/\text{mm}$	$\alpha_i/(^\circ)$
1	0	$l_1+d_1$	$0.5l_3+l_4$	-90
2'	$\text{Trans}[-l_{sg}c(g+\theta_2), -l_{sg}s(g+\theta_2), 0]$			
2	-90	0	0	90
3	$\theta_3$	0	0	90
4	$\theta_4$	0	0	-90
5	$\theta_5$	$-l_5$	0	0

注:  $\theta_i$  为各转动关节角度;  $d_i$  为移动关节变量;  $a_i$  为连杆长度;  $\alpha_i$  为连杆绕  $x$  轴转动的扭转角;  $c = \cos, s = \sin$ , 以下式中同。

肩部采用平行四边形机构实现盂肱关节转心在水平面的前伸/后缩运动, 平行四边形机构的运动与转动关节不同, 平行四边形机构的旋转仅改变连杆的位置, 不改变其姿态, 故连杆坐标系  $o_2-x_2y_2z_2$  中任一点相对于坐标系  $o_1-x_1y_1z_1$  的位置可表示为:

$${}^1p = \begin{bmatrix} c \alpha_2 & s \alpha_2 & 0 \\ -s \alpha_2 & c \alpha_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c \alpha_2 & -s \alpha_2 \\ 0 & s \alpha_2 & c \alpha_2 \end{bmatrix} {}^2p + \begin{bmatrix} -l_{sg}c(g+\theta_2) \\ -l_{sg}s(g+\theta_2) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4)$$

式中:  $g$ ——平行四边形机构连架杆与矢状轴之间的夹角(下文同);

${}^1p$ ——点  $p$  在坐标系  $o_i-x_iz_iz_i$  中的位置。

除坐标系  $o_1-x_1y_1z_1$  外, 其余坐标系中点的位置可由连杆变化矩阵求出。

连杆坐标系  $o_5-x_5y_5z_5$  相对于定系  $o_0-x_0y_0z_0$  的旋转矩阵  ${}^0_5R$  与点  $p$  位置矢量可表示为:

$${}^0_5R = {}^0_1R {}^1_2R \cdot \text{Rot}(z, -90) \text{Rot}(x, 90) \cdot {}^2_3R {}^3_4R {}^4_5R$$

$$\begin{bmatrix} {}^2p \\ 1 \end{bmatrix} = {}^2_3T {}^3_4T {}^4_5T \begin{bmatrix} {}^5p \\ 1 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} {}^0p \\ 1 \end{bmatrix} = {}^0_1T \begin{bmatrix} {}^1p \\ 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$\text{式中: } {}^0_5T = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 & -l_1 \\ 1 & 0 & 0 & -0.5l_3-l_4 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix};$$

$${}^2_3T = \begin{bmatrix} c \theta_3 & 0 & s \theta_3 & 0 \\ s \theta_3 & 0 & -c \theta_3 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix};$$



$$\begin{aligned}
{}^1_1T &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.5l_3 + l_4 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & l_1 + d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; \\
{}^3_4T &= \begin{bmatrix} c\theta_4 & 0 & -s\theta_4 & 0 \\ s\theta_4 & 0 & c\theta_4 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; \\
{}^4_5T &= \begin{bmatrix} c\theta_5 & -s\theta_5 & 0 & 0 \\ s\theta_5 & c\theta_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -l_5 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; \\
{}^1_2R &= \begin{bmatrix} 0 & 0 & -1 \\ -1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}.
\end{aligned}$$

对于人体支链,转动副  $Ra_4$  中心处连杆坐标系  $o_6 - x_6y_6z_6$  相对定系  $o_0 - x_0y_0z_0$  的变换矩阵 ${}^0_6T$ 为:

$${}^0_6T = {}^0_cT {}^c_gT {}^g_6T = \begin{bmatrix} n_{6x} & o_{6x} & a_{6x} & p_{6x} \\ n_{6y} & o_{6y} & a_{6y} & p_{6y} \\ n_{6z} & o_{6z} & a_{6z} & p_{6z} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

式中:  $(n_6, o_6, a_6)$ ——连杆坐标系  $o_6 - x_6y_6z_6$  相对定系  $o_0 - x_0y_0z_0$  的姿态;

$p_6$ ——坐标系  $o_6 - x_6y_6z_6$  原点的位置矢量;

${}^0_cT$ ——局部坐标系  $o_c - x_cy_cz_c$  (简称为  $\{o_c\}$ , 下文同) 相对于定系  $\{o_0\}$  的变换矩阵其位置矢量可由 Klop-car<sup>[15]</sup> 求出的肱骨抬升角  $\varphi$  与肩胛带抬升/降低角  $\varphi_{el}$ 、前伸/后缩角  $\varphi_{pr}$  的表达式得到,

$${}^0_cT = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & X(\varphi) \\ 0 & 1 & 0 & Y(\varphi) \\ 0 & 0 & 1 & Z(\varphi) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix};$$

${}^g_6T$ ——坐标系  $\{o_6\}$  相对于连体系  $\{o_g\}$  的变换矩阵,

$${}^g_6T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -l_5 - d_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \text{ 由国际生物力学学}$$

会提出的上肢运动描述方法表示;

${}^c_gT$ ——连体系  $\{o_g\}$  相对于坐标系  $\{o_c\}$  的变换矩阵,

$${}^c_gT = \text{Rot}(z_g, \alpha) \text{Rot}(y_g, -\varphi) \text{Rot}(z_g, \gamma).$$

外骨骼支链与人体支链在转动副  $Ra_4$  中心处位姿

相等,联立式(3)与式(6)可得:

$$\begin{cases} p_x = p_{6x} \\ p_y = p_{6y} \\ p_z = p_{6z} \\ a_x n_{6x} + a_y n_{6y} + a_z n_{6z} = 0 \\ a_x o_{6x} + a_y o_{6y} + a_z o_{6z} = 0 \\ o_x n_{6x} + o_y n_{6y} + o_z n_{6z} = 0 \end{cases} \quad (7)$$

整理式(7)可得:

$$\begin{cases} \theta_3 = -\arctan \frac{c\varphi}{c\alpha s\varphi} \\ \theta_4 = -\arccos(s\alpha s\varphi) \\ \theta_5 = -\arctan \frac{c\alpha c\gamma - s\alpha c\varphi s\gamma}{c\alpha s\gamma + s\alpha c\varphi c\gamma} \end{cases} \quad (8)$$

## 2.2 孟肱关节构型优化

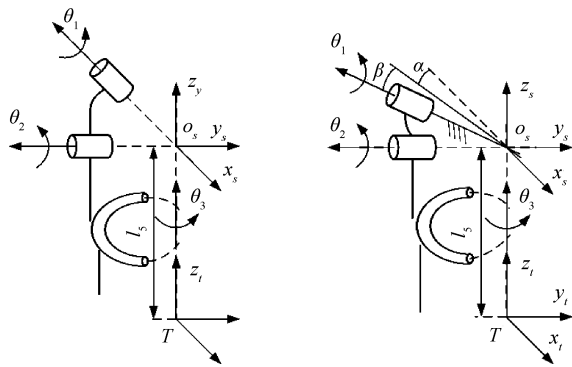
人体肩部的孟肱关节为球窝关节,为了便于加工与穿戴,工程中常采用 3 个轴线正交于一点的转动关节串联进行等效替代。等效机构绕第 2 个关节轴线转动时,总存在角度使得第 1,第 3 关节轴线共线(共面),此时机构位于奇异位形,导致机构自由度丢失、运动不可控或无法实现,增加了控制系统的复杂程度。对于满自由度机器人,机构处于奇异位形时,其雅可比矩阵为奇异矩阵。机构的雅可比矩阵与机构当前位形相关,改变机构物理参数可以改变机构处于奇异点时的位形<sup>[16]</sup>。由线性代数及机器人相关知识可知,当机构的各关节轴线方向矢量线性相关(共面),机构处于奇异位形。以可操作性最大化与肩关节屈伸角度为目标对等效机构轴线间角度进行优选,将机构的奇点配置在上肢工作空间外或工作空间边界,便于外骨骼机构的运动控制,提高康复运动中机构的安全性及舒适性。

等效孟肱关节的构型如图 4 所示,图 4a 为 3 个关节轴线正交于一点的孟肱关节构型,基于旋量理论求解其雅可比矩阵为:

$$J_1 = \begin{bmatrix} -1 & 0 & -\sin\theta_2 \\ 0 & -\cos\theta_1 & \cos\theta_2 \sin\theta_1 \\ 0 & \sin\theta_1 & \cos\theta_1 \cos\theta_2 \end{bmatrix}$$

$$\det(J_1) = \cos\theta_2 \quad (9)$$

当  $\theta_2 = \pm \pi/2$  时,机构处于奇异位形,第 1 与第 3 关节轴线共线,机构减少 1 个自由度。



(a) 三轴线正交于一点的构型 (b) 偏置第1关节轴线的构型

图4 等效盂肱关节构型

图4b为偏置第1关节轴线方位的盂肱关节构型,机构的雅可比矩阵为:

$$J_2 = \begin{bmatrix} -c \alpha c \beta & c \alpha c^2 \beta s & \alpha(c \theta_1 - 1) - s \beta s \theta_1 & A_{13} \\ -c \beta s \alpha & -(c \theta_1 - 1)(c^2 \alpha c^2 \beta + s^2 \beta) - 1 & A_{23} \\ -s \beta & c \alpha c \beta s \theta_1 + c \beta s \alpha s \beta(c \theta_1 - 1) & A_{33} \end{bmatrix} \quad (10)$$

式中: $A_{13}$ ——连体系 $\{o_3\}$ 相对于坐标系 $\{o_1\}$ 的变换矩阵,

$$A_{13} = -c \theta_2 [c \beta s \alpha s \theta_1 + c \alpha c \beta s \beta(c \theta_1 - 1)] - s \theta_2 [c \beta s \alpha s \theta_1 - c \alpha c \beta s \beta(c \theta_1 - 1)];$$

$A_{23}$ ——连体系 $\{o_3\}$ 相对于坐标系 $\{o_2\}$ 的变换矩阵,

$$A_{23} = c \theta_2 [c \alpha c \beta s \theta_1 - c \beta s \alpha s \beta(c \theta_1 - 1)] + s \theta_2 [c \alpha s \alpha(c \theta_1 - 1)c^2 \beta + s \beta s \theta_1];$$

$A_{33}$ ——连体系 $\{o_3\}$ 相对于坐标系 $\{o_3\}$ 的变换矩阵,

$$A_{33} = c \theta_2 [(c \theta_1 - 1)(c^2 \beta + 1)] - s \theta_2 [c \beta s \alpha s \theta_1 - c \alpha c \beta s \beta(c \theta_1 - 1)].$$

雅可比矩阵的行列式为:

$$\det(J_2) = \sin \beta \sin \theta_2 + \cos \alpha \cos \beta \cos \theta_2 \quad (11)$$

进一步说明,机构的奇异位形可以通过改变机构的物理参数进行调整。机构的灵巧性与奇异位形可基于可操作性衡量与判定,可操作性表达式为:

$$\mu = \sqrt{\det(JJ^T)} = |\det(J)| = \sigma_1 \sigma_2 \cdots \sigma_m \quad (12)$$

式中: $\sigma$ ——雅可比矩阵 $J$ 的奇异值;

$m$ ——关节编号。

设定关节角度 $\theta_2$ 最大时,机构处于奇异位形(可操作性 $\mu=0$ ),联立式(11)及式(12),并整理,可得:

$$\begin{cases} \mu_{\max} = \sqrt{\sin^2 \beta^2 + \cos^2 \alpha \cos^2 \beta^2} \\ \mu_{\max} = 0.85 \sim 0.95 \\ \sin \beta \sin \theta_2 + \cos \alpha \cos \beta \cos \theta_2 = 0 \\ \theta_2 = 135^\circ \sim 150^\circ \end{cases} \quad (13)$$

文中以可操作性 $\mu$ 与关节角度 $\theta_2$ 的取值范围为目标选取第1关节轴线方位角 $\alpha, \beta$ 。考虑患者的康复状况,关节角度 $\theta_2$ 运动范围为 $0^\circ \sim 135^\circ$ ,最大可操作性为 $0.85 \sim 0.95$ , $\alpha$ 及 $\beta$ 取值范围均为 $0^\circ \sim 90^\circ$ ,可操作性 $\mu$ 、关节角度 $\theta_2$ 与角度 $\alpha$ 及 $\beta$ 的关系如图5所示。

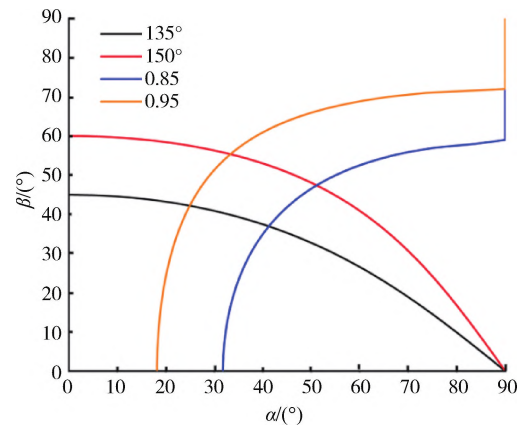
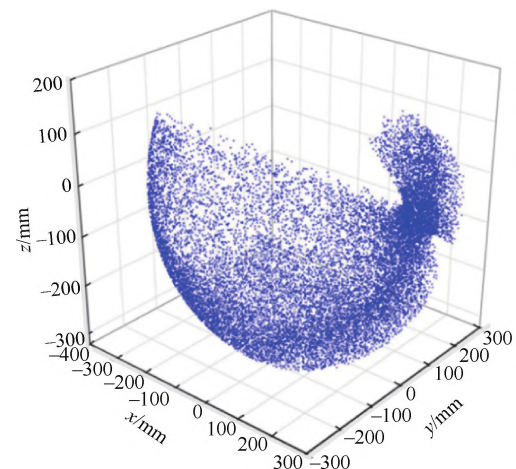


图5 关节轴线角度确定

图5中曲线围成的曲边四边形区域为机构最大可操作性为 $0.85 \sim 0.95$ 及当机构处于奇异位形,肩关节屈伸角度 $\theta_2$ 为 $135^\circ \sim 150^\circ$ 时对应的 $\alpha, \beta$ 角度组合。考虑到日常活动需求及机构运动的最大可操性,对 $\alpha$ 及 $\beta$ 进行优选,选取 $\alpha, \beta$ 组合为 $(30^\circ, 45^\circ)$ ,此时机构的可操作性为 $\mu=0.935$ ,机构处于奇异位形时的关节角度 $\theta_2=139^\circ$ 。

蒙特卡洛法是一种借助于随机取样来解决数学问题的数值方法,适用于求解任意形式机构的工作空间。基于蒙特卡洛法<sup>[17]</sup>求解优化前后两种构型的肩部工作空间,样本点数为20 000时仿真求得工作空间如图6所示。



(a) 盂肱关节轴线垂直

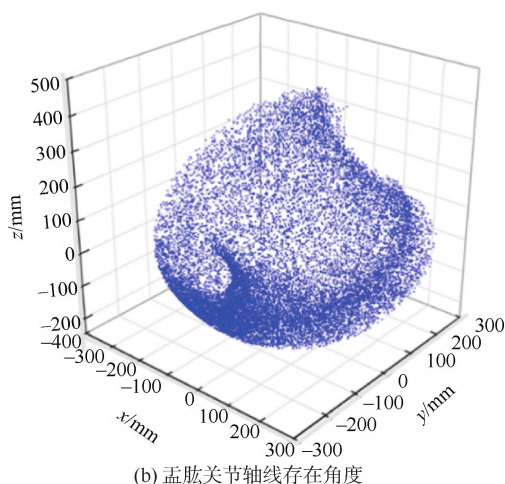


图 6 两种盂肱关节构型工作空间对比

对比图 6a 及图 6b 可知,优化前后两种肩关节构型选定的机构末端一点的运动轨迹主要集中在人体前方球形曲面上,符合日常生活中上肢主要在人体前方运动的情形。优化后的肩关节机构的工作空间相较于优化前更多的点集中在人体的前方球面,到达人体前方空间范围更广,机构的工作空间范围有一定程度的提升,且工作空间内不存在奇异位形。因此,优化后的肩关节机构能够满足上肢运动所需的工作空间,工作空间无奇异位形,能进一步降低控制系统的复杂性。

### 3 外骨骼机构运动学分析与轨迹规划

#### 3.1 上肢康复机构的运动学分析

基于前文提出的人机恰约束系统设计理念与盂肱关节优化模型,在 SolidWorks 中绘制上肢康复外骨骼机器人三维模型,如图 7 所示。

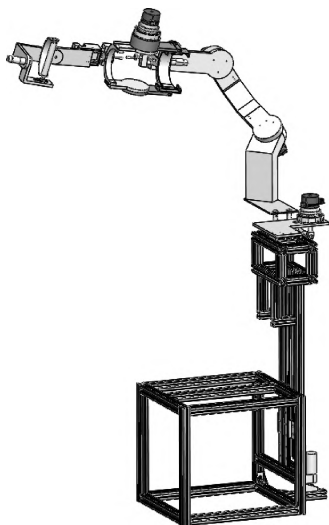


图 7 上肢康复外骨骼整体图

该机构主要由机架及肩部高度调节装置、肩胛带及肩关节装置、肘关节装置、腕关节装置组成,可实现包括肩胛带运动的肩部、肘部、腕部 7 自由度运动。该机构尺寸可调,可以满足不同体态患者使用需求,通过绑带分别与上肢在上臂、手部连接,构成人机肩部恰约束闭链与人机肘-前臂-腕部恰约束闭链,补偿上肢运动中肩、肘、腕关节轴线运动位移,减小人机连接处的力或力矩。同时,该机构可设置多种运动模式,满足不同康复阶段患者的使用需求。

人-机相容型上肢康复外骨骼的整体构型原理如图 8 所示。基坐标系  $o_0 - x_0y_0z_0$  建立在移动关节  $P_1$  处,初始时基坐标系的原点与  $P_1$  中心重合。坐标系  $o_1 - x_1y_1z_1$  建立在图 8 中 A 处,与盂肱关节转心共面。建立中间坐标系  $o'_2 - x'_2y'_2z'_2$  于盂肱关节处,各关节处分别建立连杆坐标系  $o_i - x_iy_iz_i$  ( $i = 2, \dots, 10$ )。其中,  $Ra_i$  ( $i = 1, 2, \dots, 7$ ) 为主动转动关节,  $P_i$  ( $i = 1, 2, 3, 4$ ) 为添加的被动移动关节,  $P_{ai}$  ( $i = 1, 2, 3$ ) 为主动调节关节,调节尺寸长度适用于不同体态患者。 $l_i$  表示尺寸,其中,  $l_6, l_7$  及  $l_8$  分别为上臂长度、前臂长度及腕关节转动中心到末端手柄轴线长度,其余均为安装尺寸。

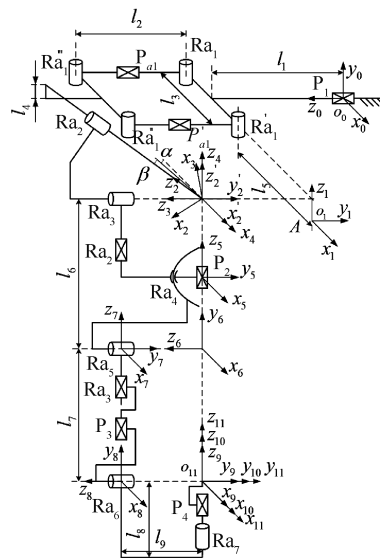


图 8 人-机相容型上肢康复外骨骼构型

在上肢外骨骼机构运动中,主动调节关节  $P_{ai}$  调整尺寸后处于锁定状态,移动副  $P_2$  补偿盂肱关节转心在竖直轴线位移,二者均不影响外骨骼后续机构运动,故进行机构运动学分析时不考虑。基于 D-H 理论建立外骨骼机构运动学方程,D-H 法参数如表 2 所示。

表 2 外骨骼机构 D-H 法参数表

关节 $i$	$\theta_i/(\circ)$	$d_i/\text{mm}$	$a_i/\text{mm}$	$\alpha_i/(\circ)$
1	0	$l_1+d_1$	$0.5l_3+l_5$	-90
2	-60	0	0	135
3	$\theta_3$	0	0	69
4	$\theta_4$	0	0	-90
5	$\theta_5$	$-l_6$	0	90
7	$\theta_7$	$l_9$	0	-90
8	0	$-l_7+d_2$	0	90
9	$\theta_9$	$-l_9$	0	-90
10	$\theta_{10}$	0	0	0
11	0	$d_3$	0	0

外骨骼机构的运动学方程为:

$${}^0_{11}\mathbf{T} = {}^0_1\mathbf{T}_2\mathbf{T}_3\mathbf{T}_4\mathbf{T}_6\mathbf{T}_7\mathbf{T}_8\mathbf{T}_9\mathbf{T}_{10}\mathbf{T}_{11}\mathbf{T} \quad (14)$$

式中:  ${}^0_{11}\mathbf{T}$ ——坐标系 {11} 相对于坐标系 {0} 的平移矩阵;

${}^0_1\mathbf{T}$ ——坐标系 {1} 相对于坐标系 {0} 的平移矩阵;

${}^1_2\mathbf{T}$ ——坐标系 {2} 相对于坐标系 {1} 的平移矩阵;

${}^2_3\mathbf{T}$ ——坐标系 {3} 相对于坐标系 {2} 的平移矩阵;

${}^3_4\mathbf{T}$ ——坐标系 {4} 相对于坐标系 {3} 的平移矩阵;

${}^4_5\mathbf{T}$ ——坐标系 {5} 相对于坐标系 {4} 的平移矩阵;

${}^5_6\mathbf{T}$ ——坐标系 {6} 相对于坐标系 {5} 的平移矩阵;

${}^6_7\mathbf{T}$ ——坐标系 {7} 相对于坐标系 {6} 的平移矩阵;

${}^7_8\mathbf{T}$ ——坐标系 {8} 相对于坐标系 {7} 的平移矩阵;

${}^8_9\mathbf{T}$ ——坐标系 {9} 相对于坐标系 {8} 的平移矩阵;

${}^9_{10}\mathbf{T}$ ——坐标系 {10} 相对于坐标系 {9} 的平移矩阵;

${}^{10}_{11}\mathbf{T}$ ——坐标系 {11} 相对于坐标系 {10} 的平移矩阵。

由平行四边形机构的运动性质,中间坐标系  $o'_2-x'_2y'_2z'_2$  相对于坐标系  $o_1-x_1y_1z_1$  的姿态及其内任一点在坐标系  $o_1-x_1y_1z_1$  内的位置为:

$${}^1\mathbf{p} = {}^2\mathbf{p} + \begin{bmatrix} -l_{sg}c(g+\theta_2) \\ -l_{sg}s(g+\theta_2) \\ l_4 + (0.5l_3+l_5)t \beta/c \alpha \end{bmatrix}, {}^1_2\mathbf{R} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (15)$$

式中:  $t$ —— $\tan$ 。

相邻两个连杆之间的变换矩阵为:

$${}^{i-1}_i\mathbf{T} = \begin{bmatrix} c\theta_i & -c\alpha_i s\theta_i & s\theta_i s\alpha_i & a_i c\theta_i \\ s\theta_i & c\alpha_i s\theta_i & -c\theta_i s\alpha_i & a_i s\theta_i \\ 0 & s\alpha_i & c\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (16)$$

外骨骼机构运动学方程中的旋转矩阵与位置矢量为:

$$\begin{bmatrix} {}^2_1\mathbf{p} \\ 1 \end{bmatrix} = {}^2_3\mathbf{T}_4\mathbf{T}_6\mathbf{T}_7\mathbf{T}_8\mathbf{T}_9\mathbf{T}_{10}\mathbf{T}_{11}\mathbf{T} \begin{bmatrix} {}^{11}_1\mathbf{p} \\ 1 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} {}^0_1\mathbf{p} \\ 1 \end{bmatrix} = {}^0_1\mathbf{T} \begin{bmatrix} {}^{11}_1\mathbf{p} \\ 1 \end{bmatrix} \quad (17)$$

$${}^0_{11}\mathbf{R} = {}^0_1\mathbf{R}_2\mathbf{R}_3\mathbf{R}_4\mathbf{R}_6\mathbf{R}_7\mathbf{R}_8\mathbf{R}_9\mathbf{R}_{10}\mathbf{R}_{11}\mathbf{R} \quad (18)$$

式中:  ${}^0_{11}\mathbf{R}$ ——坐标系 {11} 相对于坐标系 {0} 的旋转矩阵;

${}^0_1\mathbf{R}$ ——坐标系 {1} 相对于坐标系 {0} 的旋转矩阵;

${}^1_2\mathbf{R}$ ——坐标系 {2} 相对于坐标系 {1} 的旋转矩阵;

${}^2_3\mathbf{R}$ ——坐标系 {3} 相对于坐标系 {2} 的旋转矩阵;

${}^3_4\mathbf{R}$ ——坐标系 {4} 相对于坐标系 {3} 的旋转矩阵;

${}^4_5\mathbf{R}$ ——坐标系 {5} 相对于坐标系 {4} 的旋转矩阵;

${}^5_6\mathbf{R}$ ——坐标系 {6} 相对于坐标系 {5} 的旋转矩阵;

${}^6_7\mathbf{R}$ ——坐标系 {7} 相对于坐标系 {6} 的旋转矩阵;

${}^7_8\mathbf{R}$ ——坐标系 {8} 相对于坐标系 {7} 的旋转矩阵;

${}^8_9\mathbf{R}$ ——坐标系 {9} 相对于坐标系 {8} 的旋转矩阵;

${}^9_{10}\mathbf{R}$ ——坐标系 {10} 相对于坐标系 {9} 的旋转矩阵;

${}^{10}_{11}\mathbf{R}$ ——坐标系 {11} 相对于坐标系 {10} 的旋转矩阵。

### 3.2 上肢外骨骼机构的工作空间分析

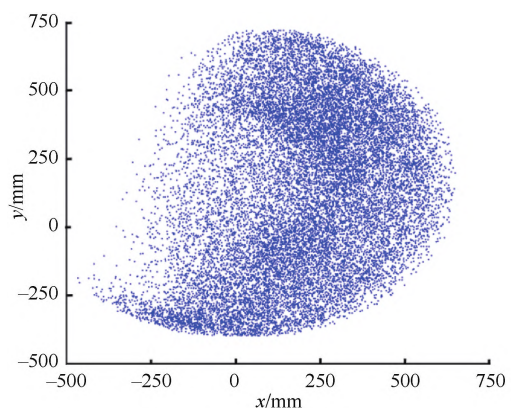
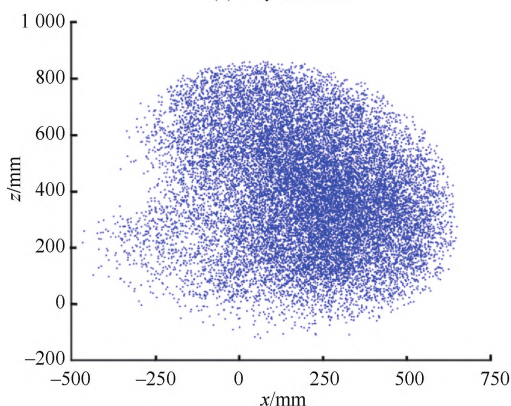
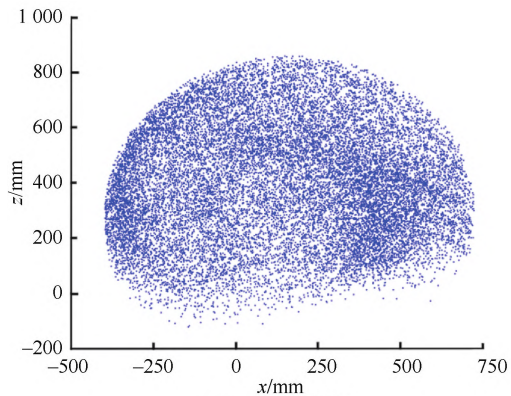
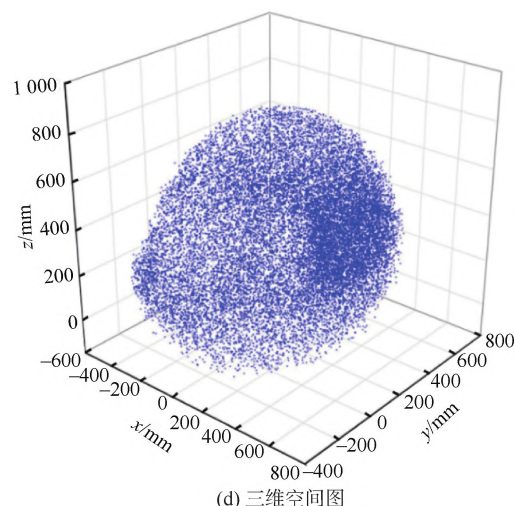
机器人的可达工作空间为不同关节转角下末端执行器达到的所有空间位置点的集合,是衡量机器人运动性能的一项重要指标,为验证结构设计的合理性提供依据。考虑到日常生活活动的需求及偏瘫患者的安全,外骨骼机构各关节转角小于健康人体关节转角极值,人体与机构的关节转动角度范围如表 3 所示(测量体位为上肢在体侧自然下垂,手掌朝身体内侧)。外骨骼机构中的尺寸参数可参考 GB/T 10000—1988《中国成年人人体尺寸》<sup>[18]</sup> 确定。

表 3 关节转动角度范围 ( $^\circ$ )

关节运动形式	关节运动极限范围	机构运动范围
肩胛带前伸/后缩	-30~15	-30~15
肩部内收/外展	-50~180	-30~120
肩部前屈/后伸	-65~180	-45~120
肩部旋内/旋外	-90~80	-60~75
肘部屈曲/伸展	-5~145	0~130
腕部内收/外展	-40~20	-40~20
腕部屈曲/伸展	-70~85	-40~40
前臂旋内/旋外	-85~75	-50~50

基于外骨骼机构正运动学公式,利用蒙特卡洛法求解机器人的工作空间,取样本点数为 20 000 时,仿真求出的工作空间如图 9 所示。



(a)  $o$ - $xy$ 平面投影(b)  $o$ - $xz$ 平面投影(c)  $o$ - $yz$ 平面投影

(d) 三维空间图

图 9 外骨骼机构工作空间仿真图

从图 9d 可知,外骨骼机构末端坐标系  $O_{11} - x_{11}y_{11}z_{11}$  原点的运动轨迹位于空间中的球形曲面上,大多数点处于空间中第 I、第 IV 及第 V 象限,符合日常生活中上肢的运动空间处于人体左前方、正前方与右前方的特性。工作空间在  $o$ - $xy$  平面、 $o$ - $yz$  平面及  $o$ - $xz$  平面的投影均为缺失一部分的椭圆区域,且  $o$ - $xz$  平面投影区域  $z$  轴方向位移较小,原因在于上肢与人体躯干的干涉情况及偏置肩关节内收、外展轴线使得整个上肢工作空间前移。结合图 8、图 9 分析可知,外骨骼机构工作空间边界在  $x$  轴正向距离为 648 mm,在  $y$  轴正向距离为 722 mm,在  $z$  轴正向距离为 858 mm,仿真中设定的上臂与前臂的长度之和为 565 mm,将外骨骼机构的基坐标系转换到盂肱关节处,则工作空间边界在  $x, y, z$  轴的正向距离分别为 606, 595 及 570 mm。结果表明:所设计的外骨骼机构的工作空间能够满足上肢运动空间要求,考虑肩胛带运动的外骨骼机构增加了上肢的运动空间,可以更好地适应不同康复阶段患者的康复要求。

### 3.3 上肢外骨骼机构运动轨迹规划

外骨骼机构辅助患者上肢康复训练,关节运动要平缓以保证舒适性与安全性,需要对机构进行轨迹规划限定整个康复过程中关节速度与加速度的大小。直角空间中的轨迹规划直观反映三维空间中机构末端运动轨迹,关节空间中的轨迹规划针对关节运动角度,相较于直角空间,关节空间中的轨迹规划计算量小。考虑到上肢康复运动对末端轨迹没有要求,故采用五次多项式插值法在关节空间进行轨迹规划,确定各关节角变化函数为:

$$\theta(t) = a_0 + a_1t + a_2t^2 + a_3t^3 + a_4t^4 + a_5t^5 \quad (19)$$

式中: $t$ ——关节角变化的时间;

$a_0, a_1, a_2, a_3, a_4, a_5$ ——函数的参数。

以各路径点的起始与终止时间  $t$ 、起始与终止点角度  $\theta$ 、起始与终止点速度、加速度连续为约束条件确定式(20)中的参数,各参数可表示为:

$$\begin{cases} a_0 = \theta_0 \\ a_1 = \dot{\theta}_0 \\ a_2 = \ddot{\theta}_0/2 \\ a_3 = [20\theta_{\text{lim}} - (8\dot{\theta}_f + 12\dot{\theta}_0)t_f - (3\ddot{\theta}_0 - \ddot{\theta}_f)t_f^2]/(2t_f^3) \\ a_4 = [(14\dot{\theta}_f + 16\dot{\theta}_0)t_f - 30\theta_{\text{lim}} + (3\ddot{\theta}_0 - 2\ddot{\theta}_f)t_f^2]/(2t_f^4) \\ a_5 = [12\theta_{\text{lim}} - (6\dot{\theta}_f + 6\dot{\theta}_0)t_f - (\ddot{\theta}_0 - \ddot{\theta}_f)t_f^2]/(2t_f^5) \end{cases} \quad (20)$$

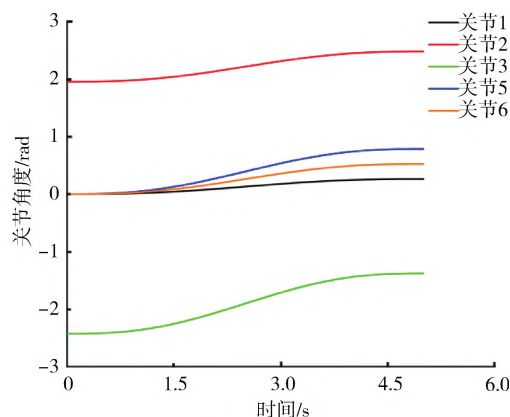
式中:  $\theta_0, \theta_f$ ——起始点与终止点关节角度;

$t_f$ ——到达终止点的时间;

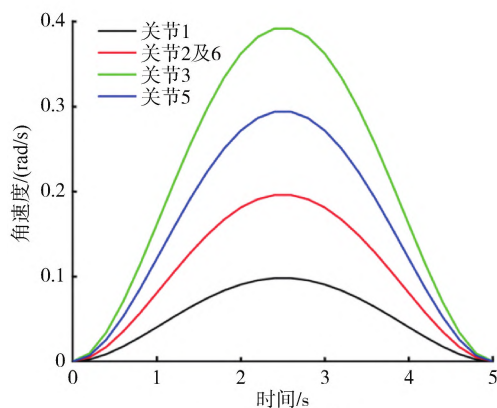
$\dot{\theta}_0, \dot{\theta}_f, \ddot{\theta}_0, \ddot{\theta}_f$ ——起始点与终止点的角速度、角加速度;

$\theta_{lim}$ ——起始点与终止点的角速度差值,  $\theta_{lim} = \theta_f - \theta_0$ 。

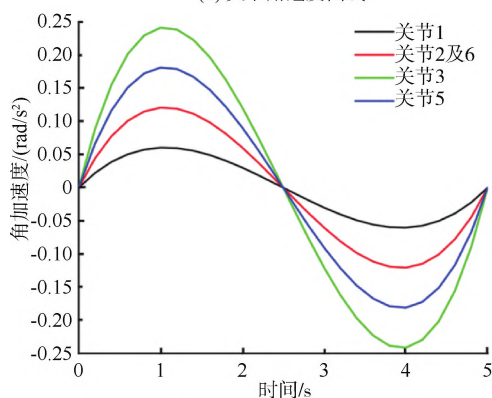
设置各起始点与终止点角速度与角加速度为 0, 各关节角运动时间为 5 s, 初始位置时关节变量  $\theta_0 = [0 \ 28\pi/45 \ -139\pi/180 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0]^T$ , 终点位置时关节变量为  $\theta_1 = \pi/12, \theta_2 = 79\pi/90, \theta_4 = 0, \theta_3 = -83\pi/180, \theta_5 = \pi/4, \theta_6 = \pi/6, \theta_7 = 0$ , 联立式(18)、式(19)及式(20), 基于 MATLAB 编程求解轨迹规划下各关节的角度、角速度、角加速度随时间变化曲线及腕关节处的末端点的空间运动轨迹, 如图 10 所示。



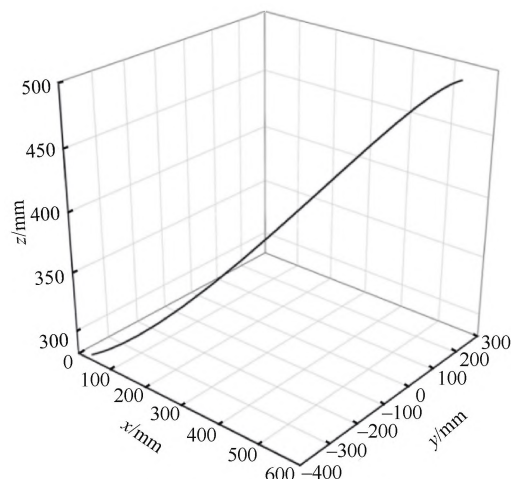
(a) 关节角度曲线



(b) 关节角速度曲线



(c) 关节角加速度曲线



(d) 腕关节处末端点运动轨迹

图 10 关节角度、角速度、角加速度曲线及末端轨迹曲线

对图 10b、图 10c 进行分析可知, 各关节角速度、角加速度曲线均从 0 开始先加速到一个数值后再减速到 0, 且幅值变化范围均在关节运动允许范围内。图 10a 及图 10d 中关节角度轨迹与末端运动轨迹平滑, 无突变。综合分析可知, 基于五次多项式插值法规划的关节运动轨迹能满足康复训练中运动平缓、无突变的要求, 适合患者的康复训练。

## 4 结论

文中提出了一种人机相容型上肢外骨骼构型, 推导了人机肩关节闭链的运动学模型并分析关节间运动关系。对于三轴线正交的盂肱关节机构的奇异位形问题, 以可操作性与肩关节屈曲角度最大化为目标对关节轴线方位角进行优选, 对优化后机构运动性能进行分析。得出的主要结论如下:

1) 针对上肢运动中关节轴线漂移情况, 结合上肢关节运动间的耦合关系, 通过添加被动关节, 构建了 7 自由度人机相容型上肢外骨骼机构。该机构由上肢与外骨骼机构组成的两个恰约束闭链组成, 允许康复运动中人机对应关节轴线存在偏差, 能够改善人机连接处的受力情况, 增大上肢关节的活动范围。

2) 基于可操作性与肩关节屈伸角度对关节轴线方位角进行优选, 得到了工作空间内无奇异位形的盂肱关节构型。优化后的盂肱关节机构的奇异位形出现在上臂从竖直状态屈曲  $139^\circ$  对应位置, 处于肩关节康复屈曲角度 ( $135^\circ$ ) 以外。此外, 优化后的肩关节机构在

人体前方的工作空间有一定程度增大。对优化后的整个外骨骼机构的工作空间进行仿真,同时在关节空间进行轨迹规划,结果表明设计的外骨骼机构工作空间包含上肢运动空间,且外骨骼机构的工作空间范围增大,优化后的关节运动平缓无突变。提出的外骨骼构型能够保证上肢工作空间无奇异位形且满足上肢康复运动要求。

### 参考文献

- [1] 《中国脑卒中防治报告》编写组. 中国脑卒中防治报告 2019 概要[J]. 中国脑血管病杂志, 2020, 17(5): 272-281.
- [2] 李宇淇, 黄国志, 路鹏程, 等. 上肢康复机器人联合上肢康复训练对脑卒中恢复期偏瘫患者的影响[J]. 康复学报, 2022, 32(2): 111-116.
- [3] 杨启志, 宋俊朋, 赵金海, 等. 一种上肢康复机器人重力支撑装置的设计与试验研究[J]. 机械设计, 2016, 33(3): 53-57.
- [4] Qassim H M, Hasan W Z W. A review on upper limb rehabilitation robots [J]. Applied Sciences-Basel, 2020, 10(19): 6976-6993.
- [5] Perry J C, Rosen J, Burns S. Upper-limb powered exoskeleton design[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2007, 12(4): 408-417.
- [6] Zimmermann Y, Forino A, Riener R, et al. ANYexo: A versatile and dynamic upper-Limb rehabilitation robot [J]. IEEE Robotics and Automation Letters, 2019, 4(4): 3649-3656.
- [7] Zhang L, Li J, Ji S, et al. Design and human-machine compatibility analysis of Co-Exos II for upper-limb rehabilitation [J]. Assembly Automation, 2019, 39(4): 715-726.
- [8] 李剑锋, 刘钧辉, 张雷雨, 等. 人机相容型肩关节康复外骨骼机构的运动学与灵活性分析[J]. 机械工程学报, 2018, 54(3): 46-54.
- [9] 张雷雨, 李剑锋, 刘钧辉, 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.
- [10] Vitiello N, Lenzi T, Roccella S, et al. NEUROExos: A powered elbow exoskeleton for physical rehabilitation [J]. IEEE Transactions on Robotics, 2013, 29(1): 220-235.
- [11] Kim B, Deshpande A D. An upper-body rehabilitation exoskeleton Harmony with an anatomical shoulder mechanism: Design, modeling, control, and performance evaluation [J]. The International Journal of Robotics Research, 2017, 36(4): 414-435.
- [12] Just F, Ozen O, Tortora S, et al. Feedforward model based arm weight compensation with the rehabilitation robot ARMin [C]//2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). Piscataway, USA, IEEE, July, 2017: 72-77.
- [13] 韩建友. 高等机构学 [M]. 北京: 机械工业出版社, 2004.
- [14] Wu G, Van der Helm F C T, Veeger H E J, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand [J]. Journal of Biomechanics, 2005, 38(5): 981-992.
- [15] Klopčar N, Lenarčič J. Bilateral and unilateral shoulder girdle kinematics during humeral elevation [J]. Clinical Biomechanics, 2006, 21(1): 20-26.
- [16] 肖永飞, 王学林, 李志海, 等. 一种上肢外骨骼运动学分析与奇异性消除方法 [J]. 机器人, 2016, 38(1): 33-40.
- [17] Pang Z, Wang T, Wang Z, et al. Design and analysis of a wearable upper limb rehabilitation robot with characteristics of tension mechanism [J]. Applied Sciences, 2020, 10(6): 2101-2122.
- [18] 中华人民共和国国家技术监督局. GB/T 10000—1988 中国成年人人体尺寸 [S]. 北京: 中国标准出版社, 1988.

作者简介: 张争艳 (1984—), 男, 教授, 博士, 研究方向: 智能机器人、3D 打印。E-mail: zzy@hebut.edu.cn  
王佳鑫 (通信作者) (1989—), 男, 讲师, 博士, 研究方向: 外骨骼机器人、可穿戴传感器数据融合。  
E-mail: wangjx@hebut.edu.cn