DOI: 10.3901/JME.2018.03.046

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*

李剑锋¹ 刘钧辉¹ 张雷雨¹ 陶春静² 季 润² 赵朋波¹

(1. 北京工业大学北京市先进制造技术重点实验室 北京 100124;

2. 国家康复辅具研究中心 北京 100176)

摘要: 针对人体肩关节运动障碍的康复训练需求, 提出一种 3R-PU 型串联肩关节康复外骨骼机构, 可以实现肩关节的内收/外展、前屈/后伸和内旋/外旋运动。通过在人机界面引入被动关节 P 和 U, 使外骨骼机构与上臂形成的人机闭链转化为 3-DOF 运动学约束系统, 实现外骨骼机构与人体上臂的运动学相容。基于人体肩部各关节间的运动耦合分析, 得到盂肱关节转心 (Center of glenohumeral, CGH) 在上臂抬升过程中相对于胸骨的位置变化关系。通过建立人机闭链的运动学模型, 并进行位置逆解析, 得到外骨骼机构各运动副的角位移变化曲线; 同时, 推导了人机闭链的速度雅可比矩阵, 进行了运动灵活性分析。结果表明: 被动关节 P 和 U 的运动幅度均较大, 引入被动关节有益于解除人机界面处的运动约束, 进而降低人机之间的约束强度; 当上臂在 0°、45°、90° 和 135° 抬升面内运动时, 外骨骼机构具有较好的运动灵活性。研究结果为外骨骼机构的运动规划与控制提供了分析依据。

关键词: 肩关节康复; 外骨骼机构; 人机相容性; 运动学分析; 运动灵活性

中图分类号: TP24

Kinematics and Dexterity Analysis of the Human-machine Compatible Exoskeleton Mechanism for Shoulder Joint Rehabilitation

LI Jianfeng¹ LIU Junhui¹ ZHANG Leiyu¹ TAO Chunjing² JI Run² ZHAO Pengbo¹

(1. Beijing Key Laboratory of Advanced Manufacturing Technology, Beijing University of Technology, Beijing 100124;

2. National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176)

Abstract: For the rehabilitation needs of shoulder joint movement disorder, a 3R-PU serial shoulder rehabilitation exoskeleton mechanism is proposed to realize the movements of abduction/adduction, flexion/extension, internal/external. To realize human-machine kinematic compatibility, the human-machine closed chain which consists of the exoskeleton mechanism and the upper limb is translated into an exact kinematic constraints system with three degrees of freedom by introducing a passive sliding pair P and a hooke hinge U in the human-machine interface. Based on the kinematic coupling analysis of related joints in shoulders, the position changes relationship of the center of glenohumeral joint (CGH) relative to the location of the sternum are obtained. The angular displacement curves of kinematic pairs of the exoskeleton mechanism are acquired by establishing the model of the human-machine closed chain and solving the position inverse solution. Furthermore, the velocity Jacobian matrix of the human-machine closed chain is derived and the kinematic dexterity is analyzed. The results show that the motion amplitude of passive joint P and U are larger in the rehabilitation training process, passive joints introduced are beneficial to release motion constraints of human-machine interface, and then the constraint intensity of human-machine is reduced. Meanwhile, this exoskeleton mechanism has better kinematic dexterity when the upper arm is elevated at 0°, 45°, 90° and 135° lifting surface. The above research results will provide analysis basis for the exoskeleton mechanism motion planning and control.

* 国家自然科学基金(51675008, 51705007)、北京市自然科学基金(3171001)、中国博士后科学基金(2016M600021)和北京市科技计划(Z161100001516004)资助项目。20161212 收到初稿, 20170912 收到修改稿

Key words: shoulder joint rehabilitation; exoskeleton mechanism; human-machine compatibility; kinematical analysis; kinematic dexterity

0 前言

肩关节是人体上肢的主要组成关节，对上肢的运动功能有重要影响，肩关节功能障碍会显著降低患者的自理能力和生活质量。相应地，研制和开发面向肩关节运动障碍医疗的康复外骨骼具有现实意义。在康复外骨骼机构设计方面，实现外骨骼与人体上臂的运动学相容是需要考虑的关键性问题。若人机运动学不相容，康复训练过程中在人机界面处会产生与训练任务无关的人机约束力/矩。当这种约束力/矩与训练任务需要的约束力/矩相叠加时，会显著增大人机之间的约束强度，进而导致舒适性变差、康复训练难以进行或出现安全性问题^[1]。已有研究表明，人机运动学不相容主要起因于人机初始穿戴偏差和人机关节运动属性差异等导致的人机关节轴线(或转心)偏离^[2-3]。在机构学意义上，人机运动学不相容的实质则是因人机闭链欠自由度产生的运动学超定或运动学过约束现象^[4]。

早期肩关节康复外骨骼机构^[5-10]的设计主要基于人体肩部的运动结构仿生，肩关节由三个轴线彼此正交于定转心的转动副复合而成，具有构型简约的优点。不足之处是均假设盂肱关节的转心(Center of glenohumeral, CGH)为不动点，这与盂肱关节具有浮动转心的生物运动学属性相矛盾，导致康复训练过程中外骨骼肩关节的转心与 CGH 发生位置偏离、人机闭链运动学超定，并在人机界面处产生与康复训练任务无关的人机约束力/矩。近年来，研究者针对改善人机运动相容性的上肢外骨骼构型综合问题展开了深入研究，取得了较为丰富的成果。例如，美国西北大学设计的 Intelli-Arm^[11-12]，在机构肩关节的前部增加水平面内互相垂直的两个被动移动副和竖直方向的一个主动移动副，以适应康复训练过程中 CGH 的位置变化。加拿大女王大学设计的 MEDARM^[13]，在胸锁关节的对应位置处增加了两个主动转动副，以实现机构肩关节转心对人体肩关节转心的运动跟踪。苏黎世大学设计的 ARMin-III^[14]，通过将第二转动关节的轴线偏移一定的距离，使机构肩部转心作圆周运动，并与人体肩关节转心的运动轨迹相吻合。韩国忠南国立大学设计的 6-DOF 肩关节康复机器人^[15]，通过增加一个主动转动副、一个被动移动副和一个主动移动副，来模拟人体肩胛带的运动，实现外骨骼与人体上臂运动

学相容。综上所述可以看出，前述康复外骨骼主要是采用引入主动关节或主、被动关节相结合的方法实现人机运动相容性设计。相应地，在康复训练过程中需要控制外骨骼关节的运动以实现对人体肩部 CGH 的运动轨迹跟踪。由于不同体征患者的 CGH 运动轨迹不尽相同，致使外骨骼的适用性受到一定的限制。另外，从现有研究看关于肩关节康复外骨骼的构型综合研究已较为深入，但结合人体肩部运动学属性从人机闭链整体角度开展的闭链运动学建模，以及外骨骼的性能分析与评价研究等还相对有限。

基于前述分析和考虑，本文提出一种实现肩关节内收/外展、前屈/后伸和内旋/外旋运动的 3R-PU 型肩关节康复外骨骼机构，通过在人机界面引入被动关节使外骨骼与人体上臂形成的人机闭链转化为 3-DOF 恰运动约束系统。在此基础上，根据肩部组成关节的耦合运动关系，分析了 CGH 在上臂抬升过程中的位置变化特征。建立了人机闭链的运动学模型，并结合上臂在 0°、45°、90°和 135°抬升面内的抬升运动进行了逆位置解析。推导了人机闭链的速度雅克比矩阵，分析了肩关节康复外骨骼机构的运动灵活性。

1 肩部关节间的运动耦合关系

由人体解剖学知，肩部各关节间存在运动耦合关系，当上臂作抬升运动时，盂肱关节的转心会随肩关节角的变化伴生漂移运动。KLOPCAR 等^[16]采用贴标记点($M_1 \sim M_{11}$)测量方法，分别测得上臂在 0°、45°、90°以及 135°抬升面(图 1)运动时肩部各关节角对应的角位移数据，并通过实测数据的分析与整合，综合出肩部各关节间的运动耦合关系。其中，上臂作抬升运动过程中，胸锁关节上举/下压角 ϕ_{pr} 、前伸/后伸角 ϕ_{ed} 与抬升角 ϕ 的关系可分别表示为

$$\phi_{ed} = \begin{cases} -0.3\phi & \phi < 0^\circ \\ 0 & 0^\circ \leq \phi \leq 30^\circ \\ 0.36\phi - 10.8^\circ & \phi > 30^\circ \end{cases} \quad (1)$$

$$\phi_{pr} = \begin{cases} 0.35\phi & \phi < 0^\circ \\ 0 & 0^\circ \leq \phi \leq 70^\circ \\ -0.22\phi + 15.4^\circ & \phi > 70^\circ \end{cases} \quad (2)$$

上臂作抬升运动时，上肢肩胛带骨的长度，即

胸骨到盂肱关节转心之间的距离 d_{SG} , 可表示为

$$d_{SG} = (-1.6 \times 10^{-5} \phi^2 + 3 \times 10^{-4} \phi + 1) \cdot d_0 \quad (3)$$

式中, d_0 为肩胛带骨的初始长度。

图1 标记点($M_1 \sim M_{11}$)和四个抬升面

由式(1)~(3)以及图2所示CGH相对于胸骨的位置关系, 可得到上臂做抬升运动时的CGH运动表达式为

$$\begin{cases} x = d_{SG} \cdot \cos \phi_{ed} \cdot \cos \phi_{pr} = X(\phi) \\ y = d_{SG} \cdot \cos \phi_{ed} \cdot \sin \phi_{pr} = Y(\phi) \\ z = d_{SG} \cdot \sin \phi_{ed} = Z(\phi) \end{cases} \quad (4)$$

图2 CGH相对于胸骨的坐标位置

2 人机肩关节闭链运动学模型

肩关节作为全身最灵活的球窝关节, 主要由胸锁关节、锁骨、肩锁关节、肩胛骨、盂肱关节、肱骨近端和肩胛胸壁关节等组成, 如图3所示。

图3 肩关节解剖结构

上臂的抬升运动是前述关节和骨骼共同运动的结果, 完全复制其解剖结构建立人体肩部运动学模型较为困难。因此, 分析和确定人体肩部的运动功能是简化肩关节运动模型的关键^[17-18]。考虑到肩关节主要是实现上臂的内收/外展、前屈/后伸和内旋/外旋运动, 并结合转心具有的漂移属性, 可将肩关节运动学等效为图4所示具有浮动转心的3-DOF球副。

图4 外骨骼机构与人机封闭运动链

本文提出的3R-PU型肩关节康复外骨骼机构如图4所示, 其中 R_1 、 R_2 和 R_3 为主动转动副, P 和 U 为被动移动副和被动虎克副。在人机界面引入 P 和 U 副后, 可以将人机闭链转化为3-DOF运动学约束系统。在康复训练过程中, 不要求人机肩关节转心对齐即可实现人机运动学相容。相应地, 人机闭链的自由度 F 可由 Hunt 公式^[19]确定

$$F = \sum_{i=1}^n f_i - d \cdot l = 9 - 6 = 3 \quad (5)$$

式中, n 为关节数, f_i 为第 i 个关节的自由度, d 为运动空间维度(对于空间闭链 $d=6$), l 为封闭环数。

3 人机闭链的运动学分析

3.1 人机闭链位置解

为便于进行人机闭链运动学分析, 在胸骨中心点建立定坐标系 $O_0x_0y_0z_0$, z_0 轴垂直于水平面向上, x_0 轴垂直 z_0 轴且由胸骨指向盂肱关节, y_0 轴由右手法则确定。在外骨骼机构转动副 R_1 轴线上建立连体坐标系 $O_mx_my_mz_m$, 其原点 O_m 与 R_1 、 R_2 和 R_3 轴线

的交点重合, y_m 轴与转动副 R_1 的轴线重合且指向人体前方, z_m 轴垂直于 y_m 轴且指向转动副 R_2 , x_m 轴由右手法则确定。在盂肱关节转心分别建立局部定系 $O_c x_c y_c z_c$ 和连体系 $O_g x_g y_g z_g$, 系 $O_c x_c y_c z_c$ 的三个坐标轴与定系 $O_0 x_0 y_0 z_0$ 对应平行, 初始位形下系 $O_g x_g y_g z_g$ 与系 $O_c x_c y_c z_c$ 的三个坐标轴分别对应重合; 在外骨骼机构各运动副处分别建立连体坐标系 $O_i x_i y_i z_i (i=1, 2, \dots, 6)$, 坐标原点 O_i 分别与各运动副的中心点重合。系 $O_m x_m y_m z_m$ 相对于定系 $O_0 x_0 y_0 z_0$ 的位姿变换矩阵 ${}^0 T_m$ 可表示为

$$\begin{aligned} {}^0 T_m &= \text{Trans}(z_0, c_0) \text{Trans}(y_0, b_0) \text{Trans}(x_0, d_0 + a_0) \\ &\quad \text{Rot}(z_m, \gamma_0) \text{Rot}(y_m, \beta_0) \text{Rot}(x_m, \alpha_0) = \\ &\quad \begin{pmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{13} & A_{14} \\ A_{21} & A_{22} & A_{23} & A_{24} \\ A_{31} & A_{32} & A_{33} & A_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (6)$$

式中, $(a_0 \ b_0 \ c_0)^T$ 和 $(\alpha_0 \ \beta_0 \ \gamma_0)^T$ 表示人机穿戴偏差的位置和姿态矢量, 对应于系 $O_m x_m y_m z_m$ 与系 $O_0 x_0 y_0 z_0$ 间的位姿偏差。 $A_{ij} (i, j=1, 2, 3, 4)$ 为关于偏差参数 a_0 、 b_0 、 c_0 、 α_0 、 β_0 和 γ_0 的多项式。

将人机闭链在虎克副 U 处分解, 对于外骨骼支链, 有虎克副 U 处坐标系 $O_5 x_5 y_5 z_5$ 相对于定系 $O_0 x_0 y_0 z_0$ 的位姿变换矩阵 ${}^0 T_5$ 为

$${}^0 T_5 = {}^0 T_m {}^m T_1 {}^1 T_2 {}^2 T_3 {}^3 T_4 {}^4 T_5 = \begin{pmatrix} n_{5x} & n_{5y} & n_{5z} & X_5 \\ o_{5x} & o_{5y} & o_{5z} & Y_5 \\ a_{5x} & a_{5y} & a_{5z} & Z_5 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (7)$$

式中, $(n_{5x} \ o_{5x} \ a_{5x})^T$ 、 $(n_{5y} \ o_{5y} \ a_{5y})^T$ 和 $(n_{5z} \ o_{5z} \ a_{5z})^T$ 分别为 x_5 、 y_5 和 z_5 轴的方向矢量, $(X_5 \ Y_5 \ Z_5)^T$ 为虎克副 U 中点的位置矢量, 并有

$$\begin{aligned} {}^m T_1 &= \begin{pmatrix} c\theta_1 & -s\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -l_3 \\ -s\theta_1 & -c\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} {}^3 T_4 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & s_6 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \\ {}^1 T_2 &= \begin{pmatrix} c\theta_2 & -s\theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & -l_4 \\ s\theta_2 & c\theta_2 & 0 & l_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} {}^4 T_5 = \begin{pmatrix} 0 & -1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & -l_7 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \\ {}^2 T_3 &= \begin{pmatrix} 0 & 0 & 1 & l_5 \\ -c\theta_3 & s\theta_3 & 0 & 0 \\ -s\theta_3 & -c\theta_3 & 0 & -l_4 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (8)$$

式中, c 表示 cos, s 表示 sin (下文意义相同)。 θ_1 、

θ_2 和 θ_3 分别为转动副 R_1 、 R_2 和 R_3 的转角, l_3 和 l_4 分别表示点 O_1 、 O_2 在水平和竖直方向的距离, l_5 为点 O_2 与 O_3 在水平方向的距离, s_6 和 l_7 分别表示点 O_3 与 O_4 、点 O_4 与 O_5 的距离。

对于人体支链, 同理可得虎克副 U 处坐标系 $O_6 x_6 y_6 z_6$ 相对定系 $O_0 x_0 y_0 z_0$ 的位姿变换矩阵 ${}^0 T_6$ 为

$${}^0 T_6 = {}^0 T_c {}^c T_g {}^g T_6 = \begin{pmatrix} n_{6x} & n_{6y} & n_{6z} & X_6 \\ o_{6x} & o_{6y} & o_{6z} & Y_6 \\ a_{6x} & a_{6y} & a_{6z} & Z_6 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (9)$$

式中, $(n_{6x} \ o_{6x} \ a_{6x})^T$ 、 $(n_{6y} \ o_{6y} \ a_{6y})^T$ 和 $(n_{6z} \ o_{6z} \ a_{6z})^T$ 分别为 x_6 、 y_6 和 z_6 轴的方向矢量, $(X_6 \ Y_6 \ Z_6)^T$ 为虎克副 U 中点的位置矢量, ${}^0 T_c$ 表示系 $O_c x_c y_c z_c$ 相对于系 $O_0 x_0 y_0 z_0$ 的位姿变换矩阵, ${}^c T_g$ 为系 $O_6 x_6 y_6 z_6$ 相对于系 $O_g x_g y_g z_g$ 的位姿变换矩阵, ${}^g T_6$ 为系 $O_6 x_6 y_6 z_6$ 相对于系 $O_g x_g y_g z_g$ 的位姿变换矩阵。并有

$${}^0 T_c = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & X(\phi) \\ 0 & 1 & 0 & Y(\phi) \\ 0 & 0 & 1 & Z(\phi) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (10)$$

基于国际生物力学学会(International Society of Biomechanics, ISB)提出的运动描述方法^[20], 上臂实现预期位形的运动过程为: 先绕 z_g 轴转 α 度角达到 α 抬升面位形, 再绕 y_g 轴转 ϕ 度角, 到达 ϕ 抬升角位形, 最后再绕 z_g 轴转 γ 度角, 到达 γ 内旋/外旋角位形, 即目标位形。进而, ${}^c T_g$ 可写为

$$\begin{aligned} {}^c T_g &= \text{Rot}(z_g, \alpha) \text{Rot}(y_g, \phi) \text{Rot}(z_g, \gamma) = \\ &\begin{pmatrix} c\alpha c\phi c\gamma - s\alpha s\gamma & -c\gamma s\alpha - c\alpha c\phi s\gamma & -c\alpha s\phi & 0 \\ c\alpha s\gamma + c\phi c\gamma s\alpha & c\alpha c\gamma - c\phi s\alpha s\gamma & s\alpha s\phi & 0 \\ -c\gamma s\phi & s\phi s\gamma & c\phi & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \end{aligned} \quad (11)$$

式中, α 、 ϕ 和 γ 分别为上臂的抬升面角、抬升角和内旋/外旋角。

$${}^g T_6 = \text{Trans}(z_g, -l_1) \text{Trans}(x_g, l_2) =$$

$$\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & l_2 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -l_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (12)$$

式中, l_1 为上臂的长度, l_2 为人机连接点 E 至虎克副 U 转动中心 O_6 的距离。

由两条支链求得的虎克副 U 转动中心位置坐标相等, 且两条转动轴线矢量始终保持垂直关系可建立人机闭链的运动学约束方程为

$$\begin{cases} X_5 = X_6 \\ Y_5 = Y_6 \\ Z_5 = Z_6 \\ n_{5y} \cdot n_{6z} + o_{5y} \cdot o_{6z} + a_{5y} \cdot a_{6z} = 0 \end{cases} \quad (13)$$

消去式(13)中的中间参数 s_6 、 θ_3 ，整理得

$$\begin{aligned} & I_1(c\theta_2)^2 + I_2(c\theta_1)^2 + I_3(s\theta_1)^2 + I_4c\theta_1(c\theta_2)^3 + I_5(c\theta_1)^3 \times \\ & c\theta_2 + I_6(c\theta_2)^2s\theta_2 + I_7s\theta_1(c\theta_2)^3 + I_8(c\theta_1)^2s\theta_2 + I_9(s\theta_1)^3 \times \\ & c\theta_2 + I_{10}(s\theta_1)^2s\theta_2 + I_{11}(c\theta_1)^2(s\theta_2)^2 + I_{12}(c\theta_1)^2(s\theta_2)^3 + \\ & I_{13}(s\theta_1)^2(s\theta_2)^2 + I_{14}(s\theta_1)^2(s\theta_2)^3 + I_{15}c\theta_1s\theta_1 + I_{16}(s\theta_1)^3 \times \\ & c\theta_2(s\theta_2)^2 + I_{17}(s\theta_1)^2(c\theta_2)^2s\theta_2 + I_{18}c\theta_1c\theta_2s\theta_2 + I_{19}s\theta_1c\theta_2 \times \\ & s\theta_2 + I_{20}c\theta_1s\theta_1s\theta_2 + I_{21}c\theta_1c\theta_2(s\theta_2)^2 + I_{22}c\theta_1(s\theta_1)^2c\theta_2 + \\ & I_{23}(c\theta_1)^2s\theta_1c\theta_2 + I_{24}s\theta_1c\theta_2(s\theta_2)^2 + I_{25}c\theta_1s\theta_1(s\theta_2)^2 + \\ & I_{26}c\theta_1s\theta_1(s\theta_2)^3 + I_{27}(c\theta_1)^2(c\theta_2)^2s\theta_2 + \\ & I_{28}(c\theta_1)^3c\theta_2(s\theta_2)^2 + I_{29}c\theta_1s\theta_1(c\theta_2)^2s\theta_2 + \\ & I_{30}c\theta_1(s\theta_1)^2c\theta_2(s\theta_2)^2 + I_{31}(c\theta_1)^2s\theta_1c\theta_2(s\theta_2)^2 = 0 \quad (14) \\ & P_1(c\theta_2)^2 + P_2(c\theta_1)^2 + P_3(s\theta_1)^2 + P_4c\theta_1(c\theta_2)^3 + P_5(c\theta_1)^3 \times \\ & c\theta_2 + P_6(c\theta_2)^2s\theta_2 + P_7s\theta_1(c\theta_2)^3 + P_8(c\theta_1)^2s\theta_2 + P_9(s\theta_1)^3 \times \\ & c\theta_2 + P_{10}(s\theta_1)^2s\theta_2 + P_{11}(c\theta_1)^2(s\theta_2)^2 + P_{12}(c\theta_1)^2(s\theta_2)^3 + \\ & P_{13}(s\theta_1)^2(s\theta_2)^2 + P_{14}(s\theta_1)^2(s\theta_2)^3 + P_{15}c\theta_1s\theta_1 + P_{16}(s\theta_1)^3 \times \\ & c\theta_2(s\theta_2)^2 + P_{17}(s\theta_1)^2(c\theta_2)^2s\theta_2 + P_{18}c\theta_1c\theta_2s\theta_2 + P_{19}s\theta_1c\theta_2 \times \\ & s\theta_2 + P_{20}c\theta_1s\theta_1s\theta_2 + P_{21}c\theta_1c\theta_2(s\theta_2)^2 + P_{22}c\theta_1(s\theta_1)^2c\theta_2 + \\ & P_{23}(c\theta_1)^2s\theta_1c\theta_2 + P_{24}s\theta_1c\theta_2(s\theta_2)^2 + P_{25}c\theta_1s\theta_1(s\theta_2)^2 + \\ & P_{26}c\theta_1s\theta_1(s\theta_2)^3 + P_{27}(c\theta_1)^2(c\theta_2)^2s\theta_2 + \\ & P_{28}(c\theta_1)^3c\theta_2(s\theta_2)^2 + P_{29}c\theta_1s\theta_1(c\theta_2)^2s\theta_2 + \\ & P_{30}c\theta_1(s\theta_1)^2c\theta_2(s\theta_2)^2 + P_{31}(c\theta_1)^2s\theta_1c\theta_2(s\theta_2)^2 = 0 \quad (15) \end{aligned}$$

式中, I_i 和 P_i ($i=1, 2, \dots, 31$) 为关于 ϕ 、 α 、 γ 和 l_q ($q=1, 2, \dots, 7$) 的多项式。

令 $x = \tan(\theta_1/2)$, $y = \tan(\theta_2/2)$, 则有

$$\begin{cases} s\theta_1 = (2x)/(1+x^2) \\ c\theta_1 = (1-x^2)/(1+x^2) \\ s\theta_2 = (2y)/(1+y^2) \\ c\theta_2 = (1-y^2)/(1+y^2) \end{cases} \quad (16)$$

将式(16)代入式(14)、(15)中, 整理得

$$\begin{aligned} & F_1(y) \cdot x^6 + F_2(y) \cdot x^5 + F_3(y)x^4 + F_4(y)x^3 + \\ & F_5(y)x^2 + F_6(y)x + F_7(y) = 0 \end{aligned} \quad (17)$$

$$\begin{aligned} & G_1(y) \cdot x^6 + G_2(y) \cdot x^5 + G_3(y)x^4 + G_4(y)x^3 + \\ & G_5(y)x^2 + G_6(y)x + G_7(y) = 0 \end{aligned} \quad (18)$$

$$\begin{aligned} F_i(y) &= a_{i1}y^6 + a_{i2}y^5 + a_{i3}y^4 + a_{i4}y^3 + a_{i5}y^2 + \\ & a_{i6}y + a_{i7} \quad (i=1, 2, \dots, 7) \\ G_j(y) &= b_{j1}y^6 + b_{j2}y^5 + b_{j3}y^4 + b_{j4}y^3 + b_{j5}y^2 + \\ & b_{j6}y + b_{j7} \quad (j=1, 2, \dots, 7) \end{aligned}$$

通过式(17)和式(18)联立求解, 可求得变量 x 和 y , 将 x 和 y 代入式(16)可进一步求解变量 θ_1 和 θ_2 , 再将 θ_1 和 θ_2 代入式(13)中, 可最终求得 θ_3 和 s_6 。

设虎克副 U 两转动副的转角分别为 θ_5 和 θ_6 , 则系 $O_6x_6y_6z_6$ 和系 $O_5x_5y_5z_5$ 的位姿变换矩阵 5T_6 为

$${}^5T_6 = ({}^0T_5)^{-1}({}^0T_6) = \begin{pmatrix} h_{11} & h_{12} & h_{13} & h_{14} \\ h_{21} & h_{22} & h_{23} & h_{24} \\ h_{31} & h_{32} & h_{33} & h_{34} \\ h_{41} & h_{42} & h_{43} & h_{44} \end{pmatrix} \quad (19)$$

式中, h_{ij} ($i, j=1, 2, 3, 4$) 为关于参数 ϕ 、 α 、 γ 和 l_q ($q=1, 2, \dots, 7$) 的多项式。

进一步地, 由式(19)可求得 θ_5 和 θ_6

$$\begin{cases} \theta_5 = \arctan(h_{13}/h_{33}) \\ \theta_6 = \arctan(h_{21}/h_{22}) \end{cases} \quad (20)$$

3.2 位置解示例

在进行人体运动特征分析时, 通常在 0° 抬升面(冠状面)、 45° 抬升面(冠状面逆时针 45° 旋转面)、 90° 抬升面(矢状面)和 135° 抬升面(冠状面逆时针 135° 旋转面)内描述肢体的位姿形态特性^[20], 并由获得的结果集合近似表征肢体在全位姿域的运动学性能。因此, 分析上臂在上述抬升面运动所对应的康复外骨骼机构性能具有典型性和参考意义。

参考中国成年人尺寸(GB/T10000-1988)^[21], 可确定闭链中人体肩部、上臂和外骨骼的相关尺寸参数, 并设定初始人机穿戴偏差参数, 如表 1 所示。

表 1 人体、外骨骼尺寸参数和穿戴偏差参数

参数	数值
肩胛带骨初始长度 d_0/mm	200
人体上臂 O_5E 的长度 l_1/mm	200
外骨骼连杆 EO_6 的长度 l_2/mm	81
O_1 与 O_2 在水平方向的长度 l_3/mm	300
O_1 与 O_2 在竖直方向的长度 l_4/mm	400
O_2 与 O_3 在水平方向的长度 l_5/mm	142
O_2 O_3 的初始长度 l_6/mm	300
外骨骼连杆 O_4O_5 的长度 l_7/mm	81
绕 x_m 轴的偏转角 $\alpha_0/^\circ$	5
绕 y_m 轴的偏转角 $\beta_0/^\circ$	5
绕 z_m 轴的偏转角 $\gamma_0/^\circ$	5
沿 x_0 轴的偏移长度 a_0/mm	8
沿 y_0 轴的偏移长度 b_0/mm	8
沿 z_0 轴的偏移长度 c_0/mm	8

另外,考虑到康复初期患肢痉挛程度较为严重,训练过程中不宜做大范围的运动,设上臂抬升角 ϕ 的范围为 $0^\circ \sim 120^\circ$,可满足康复训练的需要。上臂作抬升运动时,内旋/外旋角 γ 不影响其运动位姿^[2]。因此,设 $\gamma=0^\circ$ 。取上臂自然下垂位形为 0° 抬升面的初始运动位形;自然状态的上臂绕 z_g 轴转动 45° 到达 45° 抬升面位形,设此位形为 45° 抬升面的初始运动位形;同理可确定 90° 和 135° 抬升面的初始运动位形。

基于前述给定的参数并根据3.1节给出的位置解析方法,可分别得到上臂在 0° 、 45° 、 90° 和 135° 抬升面运动时,外骨骼机构关节转角 $\theta_i(i=1, 2, 3, 5, 6)$ 和移动副位移 l_p 与抬升角 ϕ 之间的对应关系,如图5~10所示。

图5 0° 、 45° 、 90° 和 135° 抬升面对应的 R_1 转角 θ_1

图6 0° 、 45° 、 90° 和 135° 抬升面对应的 R_2 转角 θ_2

图7 0° 、 45° 、 90° 和 135° 抬升面对应的 R_3 转角 θ_3

图8 0° 、 45° 、 90° 和 135° 抬升面对应的P位移 l_p

图9 0° 、 45° 、 90° 和 135° 抬升面对应的U转角 θ_5

图10 0° 、 45° 、 90° 和 135° 抬升面对应的U转角 θ_6

由图5~7可知,上臂在 0° 、 45° 、 90° 和 135° 抬升面运动时,对应的外骨骼机构转角 θ_1 、 θ_2 和 θ_3 分别具有相似的变化趋势。其中, θ_1 随抬升角 ϕ 的增加而增大, θ_2 和 θ_3 随抬升角 ϕ 的增加作微幅变化。由图8知,上臂在 0° 、 45° 、 90° 和 135° 抬升面运动时,移动副P具有相近的初始位移,且位移随抬升角 ϕ 的变化呈现出相似的变化规律,其最大位移量为48 mm。由图9和图10可以看出,虎克副U两转角 θ_5 和 θ_6 分别具有不同的初始转角,并在均在 $\pm 30^\circ$ 范围内变化,满足工程结构设计的要求。另外,在上臂抬升过程中,P副和U副的运动幅度均较大,表明在人机界面引入被动关节对于解除人机之间的运动约束和降低人机约束强度具有实际意义。

4 外骨骼机构的运动灵活性分析

雅可比矩阵的条件数倒数 K^{-1} 能够表征由机器人关节空间至末端操作空间的传递效益, 以及机器人的操作灵活度^[22-24]。针对本文考虑的肩关节康复外骨骼机构, 可基于外骨骼主动关节空间与人体肩关节空间的速度雅可比矩阵构造相应的灵活度指标并进行外骨骼机构的运动灵活性分析。

将式(13)对时间 t 进行微分, 整理得

$$\begin{cases} H_1 \cdot \dot{\phi} + H_2 \cdot \dot{\alpha} + H_3 \cdot \dot{\gamma} + H_4 \cdot \dot{\theta}_1 + H_5 \cdot \dot{\theta}_2 + \\ H_6 \cdot \dot{\theta}_3 + H_7 \cdot \dot{s}_6 = 0 \\ K_1 \cdot \dot{\phi} + K_2 \cdot \dot{\alpha} + K_3 \cdot \dot{\gamma} + K_4 \cdot \dot{\theta}_1 + K_5 \cdot \dot{\theta}_2 + \\ K_6 \cdot \dot{\theta}_3 + K_7 \cdot \dot{s}_6 = 0 \\ L_1 \cdot \dot{\phi} + L_2 \cdot \dot{\alpha} + L_3 \cdot \dot{\gamma} + L_4 \cdot \dot{\theta}_1 + L_5 \cdot \dot{\theta}_2 + \\ L_6 \cdot \dot{\theta}_3 + L_7 \cdot \dot{s}_6 = 0 \\ Q_1 \cdot \dot{\phi} + Q_2 \cdot \dot{\alpha} + Q_3 \cdot \dot{\gamma} + Q_4 \cdot \dot{\theta}_1 + Q_5 \cdot \dot{\theta}_2 + \\ Q_6 \cdot \dot{\theta}_3 + Q_7 \cdot \dot{s}_6 = 0 \end{cases} \quad (21)$$

式中, H_i 、 K_i 和 Q_i ($i=1, 2, \dots, 7$) 为关于参数 ϕ 、 α 、 γ 和 l_q ($q=1, 2, \dots, 7$) 的多项式。

对式(21)进一步化简, 可求得速度雅可比矩阵 J

$$\begin{pmatrix} \dot{\phi} \\ \dot{\alpha} \\ \dot{\gamma} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} N_{11} & N_{12} & N_{13} \\ N_{21} & N_{22} & N_{23} \\ N_{31} & N_{32} & N_{33} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} J_{11} & J_{12} & J_{13} \\ J_{21} & J_{22} & J_{23} \\ J_{31} & J_{32} & J_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{pmatrix} = J \begin{pmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{pmatrix} \quad (22)$$

式中, N_{ij} 、 M_{ij} 和 J_{ij} ($i, j=1, 2, 3$) 为关于参数 ϕ 、 α 、 γ 和 l_q ($q=1, 2, \dots, 7$) 的多项式。

雅可比矩阵的条件数倒数 K^{-1} 的表达式为^[23]

$$K^{-1} = \frac{\sigma_{\min}}{\sigma_{\max}} \quad (23)$$

式中, $\sigma_{\min}$ 和 $\sigma_{\max}$ 分别为雅可比矩阵 J 的最小奇异值和大奇异值。条件数倒数 K^{-1} 的取值范围为 $0 < K^{-1} \leq 1$, 条件数倒数 K^{-1} 越接近于 1 时, 外骨骼机构的灵活度越好。

由式(22)知, 雅可比矩阵 J 为关于变量参数 ϕ 、 α 和 γ 有关的 3×3 矩阵, 基于前述给定的上臂内旋/外旋角 $\gamma=0^\circ$ 以及确定的抬升面角 α (0° 、 45° 、 90° 和 135°)。可知在确定的抬升面内运动时, J 为只与抬升角 ϕ 有关。因此, 由式(22)、(23)可分别得到上臂在 0° 、 45° 、 90° 和 135° 抬升面运动时对应的条件数倒数 K^{-1} 与抬升角 ϕ 的变化曲线, 如图 11~14 所示。

图 11 0° 抬升面条件数倒数曲线

图 12 45° 抬升面条件数倒数曲线

图 13 90° 抬升面条件数倒数曲线

图 14 135° 抬升面条件数倒数曲线

由图 11~14 可知, 在上述四个抬升面内对应的条件数倒数 K^{-1} 具有相似的变化趋势, 并在 $0.52 \sim 0.88$ 范围内变化, 表明外骨骼机构具有良好的运动灵活性。另外, 随着抬升角 ϕ 的增大, 条件数倒数 K^{-1} 先平稳增大再减小, 当抬升角 ϕ 在 $70^\circ \sim 100^\circ$ 的范围内变化时, 条件数倒数 K^{-1} 的量值较大, 康复外骨骼机构具有更好的运动灵活性。

5 结论

(1) 提出一种人机运动相容的 3R-PU 型肩关节康复外骨骼机构, 建立了考虑肩关节转心浮动影响的人机闭链运动学模型, 给出了解析形式的逆位置解和速度雅可比, 降低了闭链运动学分析的复杂性。

(2) 当人体上臂在 0° 、 45° 、 90° 和 135° 抬升面内运动时, 外骨骼机构被动关节 P 和 U 的运动幅度较大, 表明在人机界面增加被动关节对于解除人机运动约束和降低人机约束强度具有实际意义。

(3) 当人体上臂在 0° 、 45° 、 90° 和 135° 抬升面内运动时, 康复外骨骼机构具有较好的运动学灵活性, 灵活度指标在 0.52~0.88 范围内变化, 满足肩关节康复训练运动的需求。

参 考 文 献

- [1] SCHIELE A, VANDERHELM F C T. Kinematic design to improve ergonomics in human machine interaction[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2006, 14(4): 456-469.
- [2] NEF T, RIENER R. Shoulder actuation mechanisms for arm rehabilitation exoskeletons[C]// 2nd IEEE/ RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, October 19-22, 2008, Scottsdale, AZ, USA. Piscataway, USA: IEEE, 2008: 862-868.
- [3] LI Jiangfeng, ZHANG Ziqiang, TAO Chunjing, et al. Structure design of lower limb exoskeletons for gait training[J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2015, 28(5): 878-887.
- [4] JARRASSÉ N, MOREL G. Connecting a human limb to an exoskeleton[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2012, 28(3): 697-709.
- [5] LI Zhiqiang, XIE Hanxing, LI Weilin, et al. Proceeding of human exoskeleton technology and discussions on future research[J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2014, 27(3): 437-447.
- [6] NEF T, MIHELJ M, COLOMBO G. ARMin-robot for rehabilitation of the upper extremities[C]//Proceedings 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation(ICRA 2006), May 2006, Orlando, Florida. Piscataway, USA: IEEE, 2006: 3152-3157.
- [7] RAHMAN M H, RAHMAN M J, et al. Development of whole arm wearable robotic exoskeleton for rehabilitation and to assist upper limb movements[J]. Robotica, 2015, 33(1): 19-39.
- [8] PERRY J C, ROSEN J, BURNS S. Upper-limb powered exoskeleton design[J]. IEEE/ASME transactions on mechatronics, 2007, 12(4): 408-417.
- [9] VERTECHY R, FRISOLI A, DETTORI A, et al. Development of a new exoskeleton for upper limb rehabilitation[C]// 2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics, June 23-26, 2009, Kyoto International Conference Center, Japan. Piscataway, USA: IEEE, 2009: 188-193.
- [10] OTTEN A, VOORT C. LIMPACT: a hydraulically powered self-aligning upper limb exoskeleton [J]. IEEE/ASME transactions on mechatronics, 2015, 20(5): 2285-2298.
- [11] PARK H S, REN Y, ZHANG L Q, et al. IntelliArm: An exoskeleton for diagnosis and treatment of patients with neurological impairments[C]// 2nd IEEE/ RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics. October 19-22, 2008, Scottsdale, AZ, USA. Piscataway, USA: IEEE, 2008: 109-114.
- [12] REN Y, PARK H S, ZHANG L Q. Developing a whole-arm exoskeleton robot with hand opening and closing mechanism for upper limb stroke rehabilitation [C]// 2009 IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics, June 23-26, 2009, Kyoto International Conference Center, Japan. Piscataway, USA: IEEE, 2009: 761-765.
- [13] BALL S J, BROWN I E. MEDARM: A rehabilitation robot with 5DOF at the shoulder complex[C]//2007 IEEE/ASME international conference on Advanced intelligent mechatronics, January 2007, Kingston, Canada. Piscataway, USA: IEEE, 2007: 1-6.
- [14] NEF T, GUIDALI M, RIENER R. ARMinIII-arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation[J]. Applied Bionics and Biomechanics, 2009, 6(2): 127-142.
- [15] KOO D, CHANG P H, SOHN M K. Shoulder mechanism design of an exoskeleton robot for stroke patient rehabilitation[C]//2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, June 29-July 1, 2011, Rehab Week Zurich, ETH Zurich Science City, Switzerland. Piscataway, USA: IEEE, 2011: 1-6.
- [16] KLOPCAR N, LENARCC J. Bilateral and unilateral shoulder girdle kinematics during humeral elevation[J]. Clinical Biomechanics, 2006, 21: S20-S26.
- [17] 陈文斌. 人体上肢运动学分析与类人肢体设计及运动规划[D]. 武汉: 华中科技大学, 2012.
CHEN Wenbin. Human upper limb kinematics and anthropomorphic robot kinematic design and motion planning[D]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology, 2012
- [18] CHEN W, XIONG C, HUNANG X, et al. Kinematic analysis and dexterity evaluation of upper extremity in

- activities of daily living[J]. *Gait & Posture*, 2010, 32(4): 475-481.
- [19] 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.
- [20] 李剑锋, 袁树峥. 人体上肢运动的雅克比矩阵与灵活性分析[J]. 上海交通大学学报, 2014, 2(48): 173-180.
- LI Jianfeng, YUAN Shuzheng. Jacobian matrix and kinematic dexterity analysis of human upper limb motion[J]. *Journal of Shanghai Jiaotong University*, 2014, 2(48): 173-180.
- [21] 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.
- [22] SALISBURY J K, CRAIG J J. Articulated hands: Force control and kinematic issues[J]. *The International journal of Robotics research*, 1982, 1(1): 4-17.
- [23] MERLET J P. Jacobian, manipulability, condition number, and accuracy of parallel robots[J]. *Journal of Mechanical Design*, 2006, 128(1): 199-206.
- [24] 谢碧云, 赵京. 基于条件数约束的方向可操作度[J]. 机械工程学报, 2010, 46(23): 8-15.
- XIE Biyun, ZHAO Jing. Directional manipulability constrained by the condition number[J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2010, 46(23): 8-15.

作者简介: 李剑锋, 男, 1964 年出生, 教授, 博士研究生导师。主要研究方向为机器人机构学和穿戴外骨骼技术。

E-mail: lijianfeng@bjut.edu.cn

刘钧辉, 男, 1990 年出生, 硕士研究生。主要研究方向为康复机器人机构学。

E-mail: 2277105276@qq.com

张雷雨(通信作者), 男, 1988 年出生, 博士, 讲师。主要研究方向为机器人机构学和穿戴外骨骼技术。

E-mail: zhangleiyu1988@126.com