•机械工程•

DOI:10.15961/j.jsuese.201701101

一种新型自适应康复外骨骼机构及重力平衡优化

李剑锋[1], 赵朋波[1], 张雷雨[1*], 陶春静[2], 季　润[2], 刘钧辉[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:针对上肢运动功能障碍患者, 康复外骨骼机构在肩、肘关节康复训练中的应用越来越多, 由于盂肱关节的浮动属性及难以避免的穿戴误差, 人机对应关节的轴线难以始终保持对齐, 致使人–机连接界面处产生较大的附加力/矩, 严重影响训练效果及穿戴舒适度。为消除产生的附加力/矩, 提出一种4R3P2R型自适应上肢康复外骨骼机构, 并对其进行位置逆解及重力平衡优化。该型上肢康复外骨骼在肩、肘关节处采用PPRRRP和PRRR构型, 支链PPRRRP与肩关节构成3-DOF恰约束人机闭链。同理, 支链PRRR与肘关节构成平面2-DOF的恰约束人机闭链。在该外骨骼构型的基础上, 建立人机闭链运动学模型, 求其位置逆解, 推导出任意位姿下外骨骼重力势能与上肢各关节转角间的函数关系。通过构型分析, 可知外骨骼机构的第二主动关节主要完成肩关节前屈/后伸的康复训练, 该关节受重力矩影响最为显著, 因此, 需对该主动关节进行重力平衡。在给定的上肢运动空间内, 在外骨骼中添加零初长弹簧单元, 以总势能波动最小为目标, 建立重力平衡模型, 对弹簧参数进行优化分析。进一步, 对重力平衡模型进行数值仿真, 结果表明零初长弹簧单元对外骨骼机构具有较好的平衡效果。

关键词:上肢康复; 外骨骼; 构型综合; 人机相容性; 重力平衡

中图分类号:TP24　　**文献标志码**:A　　**文章编号**:2096-3246(2018)05-0263-08

New Type of Self-adapting Rehabilitation Exoskeleton and Gravity Balance Optimization

LI Jianfeng[1], *ZHAO Pengbo*[1], *ZHANG Leiyu*[1*], *TAO Chunjing*[2], *JI Run*[2], *LIU Junhui*[1]

(1.Advanced Manufacturing Technol. Lab., Beijing Univ. of Technol., Beijing 100124, China;
2.National Research Center for Rehabilitation Technical Aids, Beijing 100176, China)

Abstract: For patients with the upper limb dyskinesia,the rehabilitation exoskeletons are applied in the rehabilitation training of shoulder and elbow joint.Because of the floating property of the glenohumeral joint and the inevitable wear error,it is difficult to keep the axes of the exoskeleton aligning with human axes in real time.Besides,the additional forces/moments caused in the connection interface reduce the training effect and the wear comfort.To eliminate the additional forces/moments,an adaptive rehabilitation exoskeleton with the configuration 4R3P2R is proposed,and relevant inverse position analysis and the gravity balance optimization are completed for the exoskeleton.The configurations PPRRRP and PRRR are adopted in the exoskeleton for the glenohumeral joint and the elbow joint,respectively.The sub-chain PPRRRP and the glenohumeral joint form a 3-DOF human-machine chain with proper DOFs.Similarly,the sub-chain PRRR and the elbow joint form a plane 2-DOF human-machine chain.Based on the exoskeleton configuration,the kinematics model of the human-machine chain is established and the results of the inverse position are solved.The function relationship between the gravitational potential energy of the exoskeleton and the rotation angles of the upper extremity is derived at the any posture.The configuration analysis shows that the flexion/extension of the glenohumeral joint is driven by the second active joint.The driven torque of this active joint is dominated by the gravities of the rest joints.Hence,the gravity balance should be applied to the second active joint.In the given work space of the upper limb,a zero-free-length spring is added into the exoskeleton.The gravity balance model of the spring is established and the relevant parameters are optimized on account of the minimum change of the total potential energy in the exoskeleton.Furthermore,a numerical simulation of the gravity balance model is completed and the results show that the exoskeleton possesses better bal-

收稿日期:2017 – 12 – 27

基金项目:国家自然科学基金资助项目(51705007; 51675008); 北京市自然科学基金资助项目(3171001; 17L20019); 中国博士后科学基金资助项目(2016M600021); 北京市博士后基金资助项目(2017-ZZ-038); 北京市科技计划项目资助项目(Z161100001516004; KM201810005015)

作者简介:李剑锋(1964—), 男, 教授, 博士. 研究方向: 机器人机构学与外骨骼穿戴技术. E-mail: lijianfeng@bjut.edu.cn

* 通信联系人 E-mail: zhangleiyu@bjut.edu.cn

网络出版时间:2018 – 08 – 29 23 : 35 : 00　　**网络出版地址**:http://kns.cnki.net/kcms/detail/51.1773.TB.20180829.2334.002.html

ance ability.

Key words: upper limb rehabilitation; exoskeleton; configuration synthesis; human-machine compatibility; gravity balance

因脑卒中导致的偏瘫患者肢体运动能力受损，需尽快进行大量、重复性运动治疗，传统的一对一康复治疗需要大量的康复理疗师，费用高昂，康复效果依赖于医师的经验，同时，缺乏有效的评价机制。为了弥补上述不足，国内外一些院校的实验室和康复医疗机构相继开展了康复外骨骼的相关研究，康复外骨骼在脑卒中患者康复训练方面具有巨大的应用价值。

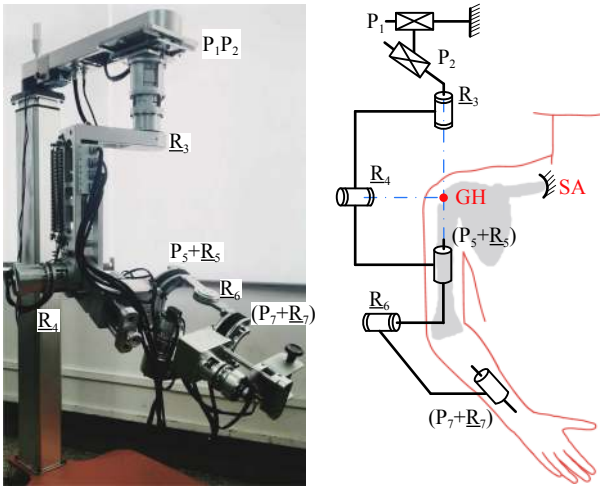
康复外骨骼在康复训练过程中处于一种低速工作状态，由其自身构件重力产生的力矩占主导作用。采用被动重力平衡技术[1–2]，可明显减小关节重力矩，进而减小驱动装置重量及功耗。近年来，国内外越来越多的研究者将重力平衡技术应用在康复装置中[3–6]，含重力平衡的康复装置可分为非外骨骼式[7–10]与外骨骼式。例如，Agrawal等[11]设计的无驱动下肢康复外骨骼，通过辅助连杆机构确定出人–机系统的质心，采用零初长弹簧单元实现对系统的重力平衡。Wu等[12–13]设计的鲍登线驱动上肢康复外骨骼，实现了人–机系统的完全重力平衡。Rahman等[14]研制出无驱动康复外骨骼WREX，提出由末端向基座的逐步平衡法，对人体上肢进行了重力平衡；该平衡法限制了外骨骼的自由度布置：在肩、肘部各分布两个自由度，为实现上臂的内/外旋，使得外骨骼WREX仅与前臂紧致连接。Cheng等[15]开发了两自由度无驱动康复外骨骼，采用辅助连杆机构，解耦前臂与上臂对关节力矩之间的相互影响，通过柔性扭转梁，实现人–机系统重力平衡。Nef等[16]使用零初长弹簧单元对含驱动外骨骼Armin Ⅲ的上臂进行重力平衡，前臂仍采用主动平衡的方法。由于穿戴偏差及盂肱关节的瞬变属性，将肩关节简化为定心转动的三自由度球铰关节，会使人机之间出现附加力/矩[17–18]。上述研究鲜有将人体上肢及外骨骼处理为运动学恰约束系统，Wu等[12–13]考虑了肩关节的人机相容性问题。北工大张雷雨等[19]研制出了一种兼容型上肢康复外骨骼Co-Exos，该外骨骼在肩关节处构成三自由度空间恰约束人机闭链，可以适应盂肱关节的漂移。同时，Co-Exos在肘关节人机连接处添加了一个被动滑动副，一定程度上减小了肘关节处的附加力/矩，但未完全消除此处的附加力/矩。上述文献的平衡方式以完全平衡为主，一般需添加辅助连杆机构，当被平衡外骨骼含多个自由度时易出现干涉。

为使人机构成运动学恰约束系统，作者提出一种4R3P2R型自适应康复外骨骼机构。该型上肢康复外骨骼在肩、肘关节处采用PPRRRP和PRRR构型，支链PPRRRP与肩关节构成3-DOF恰约束人机闭链。同理，支链PRRR与肘关节构成平面2-DOF的恰约束人机闭链。在该外骨骼构型的基础上，建立人机闭链运动学模型，求其位置逆解，推导出任意位姿下外骨骼重力势能与上肢各关节转角间的函数关系。通过构型分析，可知外骨骼机构的第二主动关节主要完成肩关节前屈/后伸的康复，该关节受重力矩影响最为显著，因此，需对该主动关节进行重力平衡。在给定的上肢运动空间内，在外骨骼中添加零初长弹簧单元，以总势能波动最小为目标，建立重力平衡模型，对弹簧参数进行优化分析。进一步，对重力平衡模型进行数值仿真。

1 上肢人机闭链运动学分析

1.1 自适应上肢康复外骨骼构型设计

研究表明肩部各关节间存在运动耦合关系[20]，当上臂作抬升运动时，盂肱关节GH的转心相对胸锁关节SA产生漂移运动。外骨骼Co-Exos通过引入被动副$P_1P_2P_5$、主动关节$R_3R_4R_5$与人体肩关节构成3-DOF空间恰约束人机闭链，见图1，消除了康复训练中人机肩关节处的附加力/矩。同时，除主动关节外，外骨骼Co-Exos在肘关节处仅添加了单个被动滑动副P_7，未构成人机闭链恰约束机构，导致人机肘关节处仍存在一定附加力/矩。



(a) Co-Exos的原理样机　(b) Co-Exos的机构简图

图 1　康复外骨骼Co-Exos的样机

Fig. 1　Prototype of rehabilitation exoskeleton Co-Exos

由于Co-Exos包含P_5R_5，见图2(a)，故R_6与R_4的输出构件存在两种连接方式。图2(a)中R_6通过R_6的输入构件与P_5连接，该方式使R_6输入构件及其以下的

重力作用于人体上臂，给患者造成伤害。图2(b)中R_6通过R_6输入构件与R_5连接，R_6输入构件及其以下的重力通过R_5传递到外骨骼基座上，避免了上述问题。由于选择图2(b)中的连接方式，当前臂与上臂屈曲一定角度时，外骨骼Co-Exos与前臂的紧致连接会影响肩关节人机闭链中P_5的运动。

为消除因穿戴偏差而使肘关节处存在的附加力/矩，同时避免因前臂的紧致连接而限制肩关节人机闭链中P_5的运动，提出一种改进型外骨骼Co-Exos，见图2(c)。保留$P_1P_2R_3R_4R_5P_5$与人体肩部各关节构成三自由度空间恰约束人机闭链。引入关节$R_6R_7R_8$与P_5及人体肘关节组成两自由度平面恰约束人机闭链，R_6为人机闭链中的主动关节。改进型Co-Exos相对Co-Exos减少了前臂内/外旋自由度。

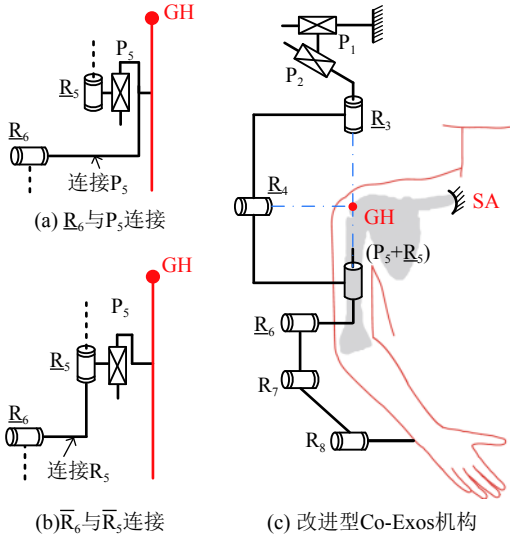


图 2　改进型外骨骼机构Co-Exos

Fig. 2　Improved exoskeleton mechanism Co-Exos

因盂肱关节的瞬变属性，上臂在抬升过程中，会使外骨骼关节R_5相对上臂出现滑动即关节P_5，称P_5为耦合运动关节。因此，上臂在抬升时，肘关节人机闭链中主动关节为R_6，耦合运动关节为P_5；上臂不抬升时，R_5相对人体上臂不出现滑动，肘关节人机闭链实质为四杆机构，R_6为唯一主动关节。

图3为关节R_5和P_5的设计图，包含外环、内环、同步带、同步带轮、直线轴承、导杆、回位弹簧等。外环被同步带轮带动做旋转运动，即所述R_5。外环与导杆固连，内环可沿导杆相对外环滑动，即所述P_5。内环与人体上臂紧致连接，在外环带动人体上臂做内旋/外旋运动的同时，可实现人体上臂相对外环滑动。

改进型Co-Exos相对文献[12-13]中研制外骨骼的区别为：肩关节处的自适应机构布置方式不同，同时在肘关节处增加了自适应机构。外骨骼[12-13]在肩关节之前布置了3个移动副，包括水平面内的2个被动副和竖直面内的1个主动副。改进型外骨骼Co-Exos在肩关节之前布置了水平面内的2个被动副，在外骨骼与人体上臂连接处布置了1个被动副用于适应人体盂肱关节在竖直面内的漂移，如此布置可避免在竖直面内使用主动副。改进型Co-Exos相对Armin Ⅲ[16]的区别在于：对盂肱关节的适应方式不同。改进型Co-Exos通过增加被动副与人体上肢构成人机闭链恰约束机构以适应盂肱关节的漂移，Armin Ⅲ[16]通过对外骨骼肩关节的第2关节进行偏置，进而近似地适应盂肱关节的漂移。Armin Ⅲ[16]未考虑肘关节处的自适应问题。

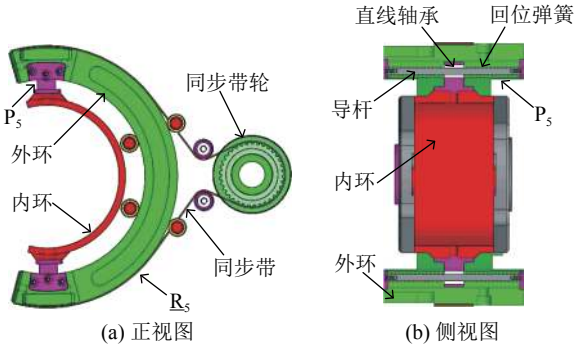


图 3　关节R_5和P_5

Fig. 3　Joint R_5 and P_5

1.2　肩关节人机闭链运动学逆解

为推导外骨骼机构重力势能与上肢各关节转角间的函数关系，建立肩关节人机闭链运动学模型。图4中，{0}、{s}分别为外骨骼、人体上肢的基准坐标系，{i}(i=1,2,⋯,5)为关节$P_1P_2R_3R_4P_5$输出构件的连体坐标系，{g}为盂肱关节的连体坐标系。采用欧拉角zxz描述盂肱关节的任意姿态变换，对应的关节转角

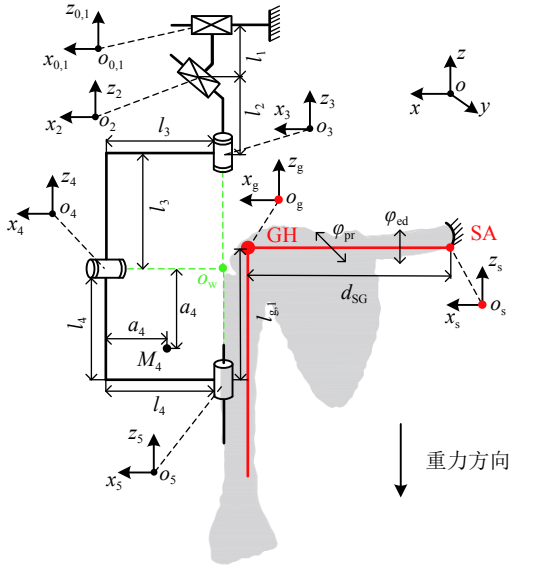


图 4　肩关节人机闭链

Fig. 4　Human-machine chain of the glenohumeral joint

依次命名为$\theta_{g,1}$、$\theta_{g,2}$及$\theta_{g,3}$。l_i为相应构件的杆长，$l_{g,1}$表示上臂竖直向下时，o_5与o_g的间距。M_4为R_4输出构件的质心，a_4为其质心的位置参数。

d_{SG}为盂肱关节中心o_g与胸锁关节中心o_s的间距，φ_{pr}、φ_{ed}分别表示盂肱关节相对胸锁关节在水平面、竖直面内的转角。d_{SG}、φ_{pr}、φ_{ed}确定了盂肱关节相对胸锁关节的漂移。

由盂肱关节与上臂抬升角之间的关系[18]可得关节转角$\theta_{g,2}$与d_{SG}、φ_{pr}、φ_{ed}之间的函数关系为：

$$\begin{cases}\varphi_{ed}=\begin{cases}-0.3\theta_{g,2}, & \theta_{g,2}<0°;\\ 0, & 0°\le\theta_{g,2}\le 30°;\\ 0.36\theta_{g,2}, & \theta_{g,2}>30°\end{cases}\\ \varphi_{ed}=\begin{cases}0.35\theta_{g,2}, & \theta_{g,2}<0°;\\ 0, & 0°\le\theta_{g,2}\le 70°;\\ -0.22\theta_{g,2}+15.4°, & \theta_{g,2}>70°\end{cases}\\ d_{SG}=d_0(-1.6\times10^{-5}\theta_{g,2}^2+3\times10^{-4}\theta_{g,2}+1)\end{cases} \tag{1}$$

式中，d_0表示上臂竖直向下时，o_g与o_s的间距。基于上述函数关系，求得盂肱关节中心o_g在坐标系{s}中的位置表达式：

$$\begin{cases}x=d_{SG}\cos\varphi_{ed}\cos\varphi_{pr},\\ y=d_{SG}\cos\varphi_{ed}\sin\varphi_{pr},\\ z=d_{SG}\sin\varphi_{ed}\end{cases} \tag{2}$$

与外骨骼被动副P_5输出构件固连的坐标系{5}分别在人体上肢基系{s}、外骨骼基系{0}中的位姿为${}^{s}\boldsymbol{T}_5$、${}^{0}\boldsymbol{T}_5$：

$$\begin{cases}{}^{s}\boldsymbol{T}_5={}^{s}\boldsymbol{T}_g{}^{g}\boldsymbol{T}_5,\\ {}^{0}\boldsymbol{T}_5={}^{0}\boldsymbol{T}_3{}^{3}\boldsymbol{T}_5\end{cases} \tag{3}$$

式中，

$$\begin{cases}{}^{0}\boldsymbol{T}_3=T(x_0,s_1)T(z_1,-l_1)T(y_2,s_2)T(z_2,-l_2)R(z_3,\theta_3),\\ {}^{3}\boldsymbol{T}_5=T(x_3,l_3)T(z_3,-l_3)R(x_4,\theta_4)T(z_4,-l_4)\cdot\\ \quad T(x_4,-l_4)R(z_5,\theta_5),\\ {}^{s}\boldsymbol{T}_g=T(z_s,z)T(y_s,y)T(x_s,x),\\ {}^{g}\boldsymbol{T}_5=R(z_g,\theta_{g1})R(x_g,\theta_{g,2})R(z_g,\theta_{g,3})\cdot\\ \quad T(z_g,-l_{g,1}-s_5)T(x_5,X)\end{cases} \tag{4}$$

式中，T表示平移变换，R表示旋转变换，s_1、s_2、θ_3、θ_4、θ_5、s_5为相应外骨骼关节变量。

人体上肢基系{s}在外骨骼基系{0}中的位姿矩阵，可表示为：

$${}^{0}\boldsymbol{T}_s=T(x_0,-d_0-X)T(y_0,Y)T(z_0,-l_1-l_2-l_3-Z) \tag{5}$$

式中，X、Y、Z表示人机穿戴位置偏差，即图4中o_w相对o_g沿x_g、y_g及z_g轴的位置偏差。

由坐标系{5}分别通过外骨骼、人体上臂子链在基系{0}中的位姿表达矩阵相同，可得：

$${}^{0}\boldsymbol{T}_s{}^{s}\boldsymbol{T}_5={}^{0}\boldsymbol{T}_3{}^{3}\boldsymbol{T}_5 \tag{6}$$

令矩阵方程(6)两端的元素(3, 3)对应相等得：

$$\cos\theta_4=\cos\theta_{g,2} \tag{7}$$

即外骨骼转角$\theta_4=\pm\theta_{g,2}$，根据实际情况应取$\theta_4=\theta_{g,2}$。

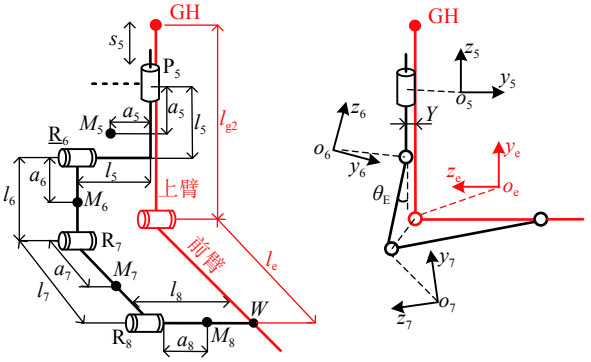
令两端元素(3, 2)对应相等，并将计算出的转角θ_4代入，可得外骨骼转角θ_5为：

$$\theta_5=\operatorname{atan2}(\sin\theta_{g,1}\sin\theta_{g,2}/\sin\theta_4,\cos\theta_{g,1}\sin\theta_{g,2}/\sin\theta_4) \tag{8}$$

用类似方法顺次可求得θ_3、s_5、s_1及s_2。

1.3 肘关节人机闭链运动学逆解

建立肘关节人机闭链运动学模型，如图5所示。



(a) 正视图 (b) 侧视图

图 5 肘关节人机闭链机构

Fig. 5 Human-machine chain of the elbow joint

图5中，R_7R_8为被动关节，当上臂不作抬升运动时，盂肱关节转心GH固定，肘关节人机闭链为四杆机构，R_6为唯一主动关节。当上臂作抬升运动时，盂肱关节转心浮动，此时关节P_5会滑动，$R_6R_7R_8$同人体肘关节及P_5构成平面五杆机构，R_6为主动关节，P_5为耦合运动关节。

{6}、{7}为关节R_6R_7输出构件的连体坐标系。图5中M_i、a_i(i=5,⋯,8)为外骨骼关节P_5、R_i(i=6,7,8)输出构件的质心及相对位置参数，θ_E为关节R_6的初始角。图5中W点在坐标系{e}中齐次坐标为$[0\ 0\ -l_e\ 1]^{T}$，在坐标系{7}中的齐次坐标为$[-l_8\ 0\ -l_7\ 1]^{T}$。W点通过人机子链在坐标系{5}中位置相同可得：

$${}^{5}\boldsymbol{T}_6{}^{6}\boldsymbol{T}_7\begin{bmatrix}-l_8\\0\\-l_7\\1\end{bmatrix}={}^{5}\boldsymbol{T}_e\begin{bmatrix}0\\0\\-l_e\\1\end{bmatrix} \tag{9}$$

式中：

$$\begin{cases}{}^{5}\boldsymbol{T}_6=T(z_5,-s_5-l_5)T(x_5,l_5)R(x_6,\theta_E+\theta_6),\\ {}^{6}\boldsymbol{T}_7=T(z_6,-l_6)R(x_7,\theta_7),\\ {}^{5}\boldsymbol{T}_e=T(z_5,-l_e+l_{g,2}+s_5)T(y_5,Y)R(x_e,\theta_e)。\end{cases}$$

由式(9)中的元素对应相等，可得：

$$\begin{cases} F_1(y)x^2+F_2(y)x+F_3(y)=0, \\ F_1(x)y^2+F_2(x)y+F_3(x)=0 \end{cases} \tag{10}$$

式中：

$$F_1(y)=l_e\sin\theta_e(1+y^2)+2l_6y,\quad F_2(y)=4l_6y^2,$$
$$F_3(y)=l_e\sin\theta_e(1+y^2)-2l_6y,\quad F_1(x)=(l_5+s_5+$$
$$l_{g,1}-l_{g,2}-l_e\cos\theta_e-l_6+l_7)x^2+l_5+s_5+l_{g,1}-l_{g,2}-$$
$$l_e\cos\theta_e+l_6-l_7,\quad F_2(x)=-4l_7x,\quad F_3(x)=(l_5+$$
$$s_5+l_e-l_{g,2}-l_e\cos\theta_e-l_6-l_7)x^2+l_5+s_5+l_{g,1}-$$
$$l_{g,2}-l_e\cos\theta_e+l_6+l_7+Y,\quad x=\tan(\theta_6+\theta_E)/2,$$
$$y=\tan\theta_7/2。$$

由式（10）可解出x、y，进而可得θ_6、θ_7：

$$\begin{cases} \theta_6=\operatorname{atan}(2x)-\theta_E, \\ \theta_7=\operatorname{atan}(2y) \end{cases} \tag{11}$$

2　外骨骼重力平衡优化

2.1　外骨骼机构重力势能

运动过程中，外骨骼关节$P_1P_2R_3$的输出构件对系统势能变化无影响。因此，在推导系统重力势能与各关节的函数关系时，不必考虑上述构件的质心分布。以$x_0o_0y_0$平面为零势能参考平面，各构件质心M_i（i=4,⋯,8）在基系{0}中的z_0坐标决定了外骨骼系统的重力势能。

各运动部件的质心M_i（i=4,⋯,8）在基系{0}中的齐次坐标$\boldsymbol{\Phi}_{i,0}$（i=4,⋯,8）可通过下式求出：

$$\boldsymbol{\Phi}_{i,0}={}^0\boldsymbol{T}_i\boldsymbol{\Phi}_i \tag{12}$$

其中：$\boldsymbol{\Phi}_i$（i=4,⋯,8）为质心M_i在局部坐标系中的坐标：

$$\begin{bmatrix} \boldsymbol{\Phi}_4 \\ \boldsymbol{\Phi}_5 \\ \boldsymbol{\Phi}_6 \\ \boldsymbol{\Phi}_7 \\ \boldsymbol{\Phi}_8 \end{bmatrix}^{\mathrm{T}}=\begin{bmatrix} -a_4 & a_5 & 0 & 0 & -a_8 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -a_4 & -a_5 & -a_6 & -a_7 & l_7 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}^{\mathrm{T}}$$

其中，a_i（i=4,⋯,8）为各质心在相应连体坐标系中的位置参数。

由$\boldsymbol{\Phi}_{i,0}$（i=4,⋯,8）中的z坐标可计算M_i（i=4,⋯,8）的重力势能$V_{g,i}$：

$$V_{g,i}=m_ig\boldsymbol{\Phi}_{i,0}^z \tag{13}$$

式中，$\boldsymbol{\Phi}_{i,0}^z$表示$\boldsymbol{\Phi}_{i,0}$中的$z$坐标值，$m_i$为对应质心$M_i$的质量，$g$为重力加速度。

系统的重力势能V_g可表示为：

$$V_g=\sum_{i=4}^{8}V_{g,i} \tag{14}$$

2.2　弹簧参数优化设计

针对竖直面内的肩关节屈/伸运动进行重力平衡，引入单套零初长弹簧单元，以系统总势能波动最小为目标，优化弹簧的劲度系数及安装位置。在R_3输出构件与R_4输出构件之间添加零初长弹簧单元S_1，进行重力平衡有若干待定参数：S_1的安装位置及劲度系数。因而重力平衡的参数设计问题可以描述为：设计弹簧S_1分别在R_3、R_4输出构件上的安装位置及其劲度系数，使外骨骼机构在给定运动范围内势能的波动最小。

S_1在R_3、R_4输出构件上的安装位置可用相应连体坐标系$o_3x_3y_3z_3$、$o_4x_4y_4z_4$中的位置矢量描述，分别记为$\boldsymbol{P}_{S,3}=[l_3\ 0\ z_{S,3}]^{\mathrm{T}}$、$\boldsymbol{P}_{S,4}=[0\ 0\ z_{S,4}]^{\mathrm{T}}$。

零初长弹簧单元S_1的弹性势能$V_{k,1}$可表示为：

$$V_{k,1}=\frac{1}{2}k_1l_{S,1}^2 \tag{15}$$

式中，k_1为零初长弹簧单元S_1的劲度系数，$l_{S,1}$为零初长弹簧S_1的伸长量：

$$l_{S,1}=\left|\boldsymbol{P}_{S,3}-\boldsymbol{P}_{S,4}^3\right| \tag{16}$$

式中，$\boldsymbol{P}_{S,4}^3$可由下式求出：

$$\begin{bmatrix} \boldsymbol{P}_{S,4}^3 \\ 1 \end{bmatrix}={}^3\boldsymbol{T}_4\begin{bmatrix} \boldsymbol{P}_{S,4} \\ 1 \end{bmatrix} \tag{17}$$

引入弹簧S_1后的系统势能可表示为：

$$V=V_{k,1}+V_g \tag{18}$$

用θ表示位形变量，即$\theta_{g,1}$、$\theta_{g,2}$、$\theta_{g,3}$及θ_e；w表示设计变量，即$\boldsymbol{P}_{S,3}$、$\boldsymbol{P}_{S,4}$、k_1。外骨骼机构的重力势能与零初长弹簧单元S_1的弹性势能之和V可表示为：

$$V=f(w,\theta) \tag{19}$$

当设计变量w取某一组值时，系统势能V在给定运动空间内的方差用σ表示：

$$\sigma(w)=\frac{\sum_{p=1}^{n}(V_p-\overline{V})^2}{n-1} \tag{20}$$

式中，$\overline{V}$为系统在各位姿下的平均势能，V_p为第p（p=1,2,⋯,n）位姿下的系统势能，n为系统在给定空间内的位姿总数。

问题归结为设计一组w值使目标函数$\sigma(w)$最小：

$$\begin{cases} \min\ \sigma(w), \\ k_1>0 \end{cases} \tag{21}$$

分析可知，对给定的运动空间划分的越密集，即n值越大$\sigma(w)$计算越精确，优化效果越好，同时计算时间也越长。

2.3　优化算例

人体各关节转角的范围在人体各关节的极限运动范围内选取，见表1，外骨骼机构主要参数选取见表2，外骨骼穿戴偏差X、Y、Z均取5 mm，式（20）中n取值10^4。

表 1 关节转角范围

Tab. 1 Ranges of joint angle

参数	范围/(°)	参数	范围/(°)
$\theta_{g,1}$	(–30，30)	$\theta_{g,2}$	(0，90)
$\theta_{g,3}$	(–45，45)	θ_e	(5，90)

表 2 主要参数

Tab. 2 Main parameters

参数	数值	参数	数值
m_4/kg	4	l_1/mm	50
m_5/kg	4	l_2/mm	50
m_6/kg	1	l_3/mm	100
m_7/kg	1	l_4/mm	100
m_8/kg	1	l_5/mm	100
l_{g1}/mm	95	l_6/mm	120
l_{g2}/mm	300	l_7/mm	295
l_e/mm	300	l_8/mm	100
a_4/mm	50	a_7/mm	147
a_5/mm	50	a_8/mm	50
a_6/mm	60	θ_E/(°)	5

弹簧S_1的两端点分别安装在$\underline{R}_3$、$\underline{R}_4$输出构件上，见图6，设计变量k_1、$z_{S,3}$及$z_{S,4}$的范围选取分别为(0，5 000 N/m)、(–100 mm，0)、(–100 mm，0)。选用MATLAB中GA遗传算法优化工具箱进行优化。迭代次数设置为50次，其余控制参数为默认值。优化前，外骨骼机构的重力势能方差为2.6×10^7，优化后，外骨骼机构的总势能方差减小为1.7×10^5。弹簧参数k_1、$z_{S,3}$、$z_{S,4}$的优化值分别为1 940 N/m、–3 mm、–90 mm。

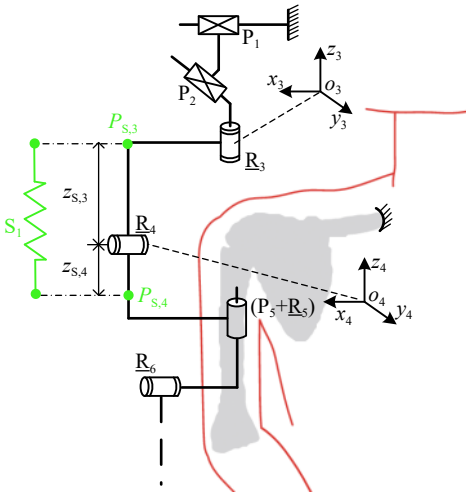


图 6 零初长弹簧安装位置

Fig. 6 Location of the zero-free-length springs

2.4 零初长弹簧单元的设计

实际应用中，零初长弹簧单元的设计是一个问题。零初长弹簧单元的实现需要拉簧、滑轮与钢丝绳。钢丝绳经滑轮导向，两端分别固定在机架的点B和被平衡杆的点D，钢丝绳与滑轮的切点为C，当被平衡杆处于竖直向上状态时，点B和C重合，弹簧的初始状态用虚线表示，如图7所示。被平衡杆顺时针转动时，点B与C间的距离不断增加，且该距离经滑轮导向转换为拉簧S_{zero}的拉伸长度l_{BC}，S_{zero}产生的弹簧恢复力F即为平衡力。由于拉簧的最大拉伸量与其初始长度有关，当需要较大的拉伸长度l_{BC}时，要求弹簧具有较大的初始长度，导致零初长弹簧单元占用空间较大。

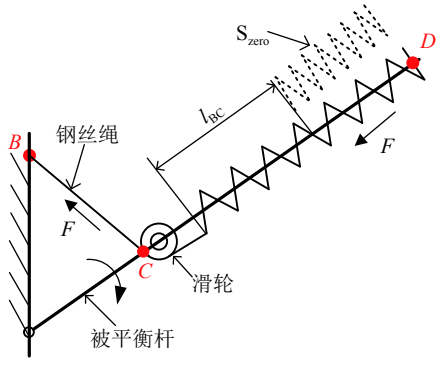
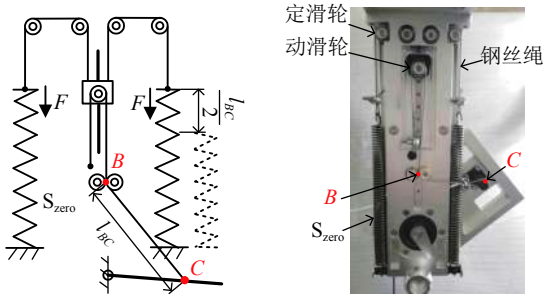


图 7 常规零初长弹簧单元

Fig. 7 Normal zero-free-length springs

紧凑型零初长弹簧单元可采用双拉簧S_{zero}和滑轮组的方法实现，通过使用一组动滑轮组可以使拉簧S_{zero}的拉伸长度降低一半，见图8。该方法可有效降低拉簧的初始长度进而减小弹簧单元的体积。



(a) 弹簧单元原理图 (b) 弹簧单元实物图

图 8 紧凑型零初长弹簧单元

Fig. 8 Compact zero-free-length springs

3 仿真分析

通过求解平衡前和平衡后关节R_4的力矩T_4，使用MATLAB进行数值仿真，得到T_4与上肢各关节转角$\theta_{g,1}$、$\theta_{g,2}$、$\theta_{g,3}$及θ_e间的变化关系。肘关节转角θ_e及肩关节转角$\theta_{g,1}$分别取给定工作空间内的边界值，具体变化关系如图9~12所示。

令θ_e、$\theta_{g,1}$分别取边界值90°、-30°，90°、30°，由图9、10可知人体肩关节转角$\theta_{g,1}$分别取-30°与30°时，对力

矩T_4变化无影响。力矩T_4受关节角$\theta_{g,3}$的影响较小，但受关节转角$\theta_{g,2}$影响较大且随着$\theta_{g,2}$的增大而先增大后减小，平衡前峰值力矩为15 N·m，平衡后峰值力矩降为6 N·m，且在各位姿降幅明显。

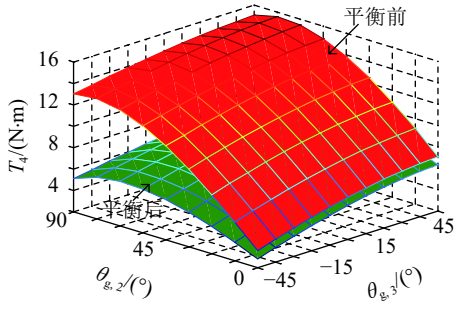


图 9　当θ_e=90°和$\theta_{g,1}$=–30°时的力矩T_4

Fig. 9　Torque T_4 at θ_e=90° and $\theta_{g,1}$=–30°

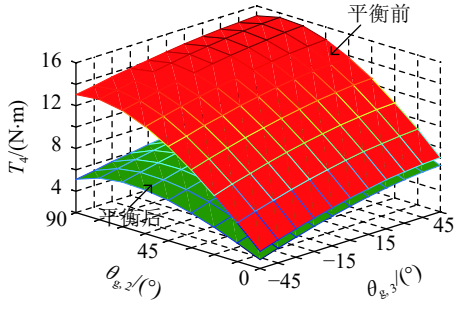


图 10　当θ_e=90°和$\theta_{g,1}$=30°时的力矩T_4

Fig. 10　Torque T_4 at θ_e=90° and $\theta_{g,1}$=30°

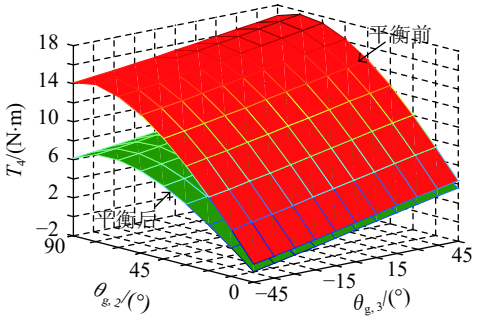


图 11　当θ_e=5°和$\theta_{g,1}$=30°时的力矩T_4

Fig. 11　Torque T_4 at θ_e=5° and $\theta_{g,1}$=30°

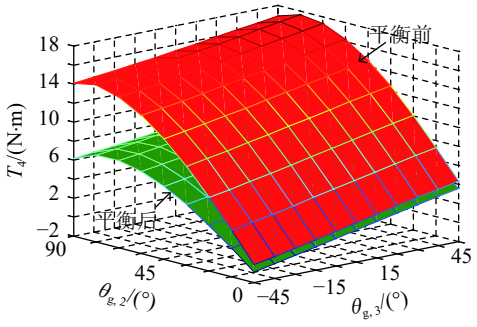


图 12　当θ_e=5°和$\theta_{g,1}$=–30°时的力矩T_4

Fig. 12　Torque T_4 at θ_e=5° and $\theta_{g,1}$=–30°

令θ_e、$\theta_{g,1}$分别取边界值5°、30°，5°、–30°，由图11、12可进一步印证肩关节转角$\theta_{g,1}$对力矩T_4不产生影响。同样，力矩T_4受关节角$\theta_{g,2}$影响较大，平衡前峰值力矩为18 N·m，平衡后峰值力矩降为5.5 N·m。对比图9、12可知，肘关节转角θ_e对力矩T_4具有一定的影响，肘关节转角越小T_4的峰值力矩越大，同时由于实际中肘关节支链质量较小，故θ_e对力矩T_4的影响并不显著。

4　结　论

1）提出一种机构较为新颖的自适应上肢康复外骨骼。外骨骼肩关节包含3个主动关节及3个被动关节，3个被动关节用于适应运动过程中人体盂肱关节相对肩锁关节的3维移动。外骨骼肘关节含1个主动关节、1个耦合运动关节和2个被动关节，2个被动关节用以消除人机肘关节不对齐以及盂肱关节浮动造成的附加力/矩。

2）对该外骨骼机构进行了运动学逆解，得出了外骨骼主被动关节与人体上肢各关节间的函数关系。基于运动学逆解，推导了外骨骼机构重力势能与人体上肢各关节转角间的关系。在给定的工作空间内，以总势能波动最小为目标，针对受重力矩影响较大的竖直面内的肩关节屈伸运动进行了重力平衡。

3）对优化后的重力平衡模型进行了仿真分析，分析结果表明：通过优化零初长弹簧单元的安装位置与劲度系数，明显减小了关节驱动力矩，验证了重力平衡的合理性。

参考文献：

[1] Luo Yungyu,Li Jinquan,Wang Jianmei,et al.Gravity balance design for cobot[J].Robot,2006,28(5):540–543.[罗杨宇,李金泉,王健美,等.人机合作机器人重力平衡设计[J].机器人,2006,28(5):540–543.]

[2] Song Yimin,Wang Xiaoli,Lian Binbin,et al.Gravity compensation strategy of a 1T2R parallel manipulator[J].Journal of Tianjin University(Science and Technology),2015,48(7):596–604.[宋轶民,王晓莉,连宾宾,等.一种1T2R卧式布局并联机构的重力补偿策略[J].天津大学学报(自然科学与工程技术版),2015,48(7):596–604.]

[3] Lin P Y,Shieh W B,Chen D Z.A stiffenss matrix approach for the design of statically balanced planar articulated manipulators[J].Mechanism and Machine Theory,2010,45(12):1877–1891.

[4] Dunning A G,Herder J L.A close-to-body 3-spring configuration for gravity balancing of the arm[C]//IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics,Piscataway:IEEE,2015:464–469.

[5] Arakelian V.Gravity compensation in robotics[J].Advanced Robotics,2016,30(2):79–96.

[6] Lin P Y,Shieh W B,Chen D Z.A theoretical study of weight-balanced mechanisms for design of spring assistive mobile arm support (MAS)[J].Mechanism and Machine Theory,2013,61(1):156–167.

[7] Dubey V N,Agrawal S K.Study of an upper arm exoskeleton for gravity balancing and minimization of transmitted forces[J].Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H Journal of Engineering in Medicine,2011,225(11):1025–1035.

[8] Fattah A,Agrawal S K.Gravity balancing of a human leg using an external orthosis[C]//International Conference on Robotics and Automation,Piscataway:IEEE,2007:3755–3760.

[9] Herder J L.Development of a statically balanced arm support:ARMON[C]//International Conference on Rehabilitation Robotics,Piscataway:IEEE,2005:281–286.

[10] Lenzo B,Fontana M,Marcheschi S,et al.Trackhold:a novel passive arm-support device[J].Journal of Mechanisms and Robotics,2016,8(2):1–8.

[11] Agrawal S K,Fattah A.Theory and design of an orthotic device for full or partial gravity–balancing of a human leg during motion[J].IEEE Trans Neural System Rehabilitation Engineering,2004,12(2):157–165.

[12] Wu Q,Wang X.Design of a gravity balanced upper limb exoskeleton with bowden cable actuators[J].IFAC Proceedings Volumes,2013,46(5):678–683.

[13] Wu Qingcong,Wang Xingsong,Wu Hongtao,et al.Reserch on the gravity balance characteristics of an upper limb rehabilitation exoskeleton[J].Robot,2017,39(1):81–88.[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[J].机器人,2017,39(1):81–88.]

[14] Rahman T,Sample W,Jayakumar S,et al.Passive exoskeletons for assisting limb movement[J].Journal of Rehabilitation Research&Development,2006,43(5):583–590.

[15] Cheng Z,Foong S.Towards a multi-DOF passive balancing mechanism for upper limbs [C]//International Conference on Rehabilitation Robotics,Piscataway:IEEE,2015:508–513.

[16] 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.

[17] LI Jianfeng,Yuan Shuzheng.Jacobian matrix and kinematic dexterity analysis of human upper limb motion[J].Journal of Shanghai Jiaotong University,2014,48(2):173–180.[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,2014,48(2):173–180.]

[18] Li J F,Zhang Z Q,Tao C J,et al.A number synthesis method of the self-adapting upper-limb rehabilitation exoskeletons[J].International Journal of Advanced Robotic Systems,2017,14(3):1–14.

[19] 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.[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.]

[20] Klopcar N,Lenarcic J.Bilateral and unilateral shoulder girdle kinematics during humeral elevation[J].Clinical Biomechanics,2006,21(1):20–26.

（编辑　黄小川）

引用格式: Li Jianfeng,Zhao Pengbo,Zhang Leiyu,et al.New type of self-adapting rehabilitation exoskeleton and gravity balance optimization[J].Advanced Engineering Sciences,2018,50(5):263–270.[李剑锋,赵朋波,张雷雨,等.一种新型自适应康复外骨骼机构及重力平衡优化[J].工程科学与技术,2018,50(5):263–270.]