

下肢康复外骨骼人机耦合动力学建模与控制*

张佳俊 张舒[†] 徐鉴

(同济大学 航空航天与力学学院, 上海 200092)

摘要 在行走过程中,患者与外骨骼之间的交互力,决定了患者使用外骨骼的安全性、舒适度以及外骨骼的性能,因而在康复外骨骼的相关研究中受到广泛的关注.本文以可穿戴式的双下肢康复外骨骼为研究对象,考虑了患者和外骨骼的耦合作用,给出了人机交互力模型,同时考虑了足底-地面接触力的影响,从而基于第一类拉格朗日方程建立了人机耦合的动力学模型.进一步,考虑患者在不同康复训练阶段的特点和实际需求,给出了相应的控制策略.特别地,在主动康复阶段,从人机交互力模型的角度,给出了基于人机交互力的外骨骼位置阻抗控制中参考轨迹修正量的实际物理解释,并且设计了阻抗PID控制策略.仿真结果表明,使用人机耦合的动力学模型,能够对人机交互力进行有效的分析;进一步,本文在康复训练的主动阶段所设计的控制策略,能够有效地降低人机交互力的水平.

关键词 康复, 下肢外骨骼, 人机交互, 动力学模型, 控制

DOI: 10.6052/1672-6553-2020-091

引言

脑卒中、脊椎损伤、偏瘫等疾病,会使得患者部分或完全丧失运动能力,造成肢体残疾.而通过一定的康复治疗手段^[1],则有可能逐渐恢复其运动能力,提高患者的生活质量.但是,由于传统康复治疗需消耗大量人力物力,康复治疗师和康复训练设备资源不足,很大一部分肢体残疾患者无法接受传统康复训练的治疗^[2].而康复外骨骼机器人的出现,则为康复领域带来了新的可能^[3].相比传统康复设备,康复外骨骼具有灵活性强、训练效率高、患者情况监测更加全面的等优点^[4],可加速患者的康复过程,减轻治疗师的负担,未来有望部分或完全取代传统康复设备.

当前,国际上已有部分康复外骨骼投入了市场应用.如日本筑波大学开发的HAL系列^[5],是世界上第一款商业化的外骨骼产品;以色列针对脊椎损伤患者开发的ReWalk^[6];美国范德堡大学开发的Indego外骨骼^[7],在其内部集成了摔倒检测和应对机制;新西兰Rex Bionics公司开发的Rex系列^[8],是目前唯一一款无需拐杖或支撑架等外部辅助的外骨骼.而国内的康复外骨骼研究则起步较晚,但

也取得了一定的成果,如中科院先进技术研究院开发的康复下肢外骨骼^[9],电子科技大学开发的下肢助力外骨骼等^[10],此外,浙江大学、哈尔滨工业大学等众多高校和研究机构也在外骨骼领域展开了许多研究^[11].而市场方面,傅立叶智能科技公司开发的ExoMotus系列下肢康复外骨骼,目前已正式投入商业化运营.总体来说,康复外骨骼领域近年来取得了阶段性的进展,但许多制约其发展的关键性问题,如成本、能源、稳定性、人机协同等,仍有待深入研究.其中,设计安全可靠的人机协同控制策略,在康复外骨骼的研究中占据着基础性的地位^[12].

在康复外骨骼的控制中,直接的控制对象是外骨骼本身,但最终目的是服务患者.因此,在设计控制策略时必须考虑患者与外骨骼的交互.患者与外骨骼的交互主要集中在两个层面,物理交互以及认知交互^[13].从不同交互层面中识别患者的运动意图,进而设计相应的控制策略,是实现患者与外骨骼协同控制的基础^[14].根据患者运动意图的获取方式不同,考虑人机交互的患者-外骨骼协同控制策略可分为以下两类:

第一类,基于认知交互的控制策略,即从认知交互层面获取患者主动意图,多数做法为,将行走

2020-07-30 收到第 1 稿,2020-09-04 收到修改稿.

* 国家重点研发计划(2018YFC2001501)和国家自然科学基金资助项目(11872277, 11932015)

[†] 通讯作者 E-mail: zhangshu@tongji.edu.cn

过程中患者的EEG(脑电信号)或EMG(肌电信号)通过一定的处理方式转化为患者的主动意图^[15],进而确定外骨骼的跟踪目标,如HAL系列外骨骼,均采用此类控制策略.由于患者的运动意图产生于实际运动发生之前^[16],因此基于认知交互的控制策略在原理上可有效避免患者于外骨骼之间产生过大的交互力,但难点在于如何从复杂且不确定性很高的EEG或EMG信号中获取患者的主动意图^[17].

第二类,基于物理交互的控制策略,即通过患者与外骨骼之间的交互力来获取患者的运动意图^[18],最常用的有力位混合控制、阻抗控制、导纳控制以及滑模控制等^[19].基于物理交互的患者运动意图获取要滞后于认知交互,但其稳定性要高于基于认知交互的意图识别.

基于物理交互的患者主动意图识别,其核心在于患者于外骨骼之间的人机交互力.准确把握人机交互力的动力学特性,对于患者与外骨骼的协同控制以及外骨骼的性能评价具有重要的意义.但鉴于其在运动过程中表现出的复杂性,这一领域的研究仍处于起步阶段^[20].因此,有必要对其进行动力学建模.然而,单纯的人体或外骨骼动力学模型,无法完整体现人机交互力的“交互行为”.故本文认为,有必要建立人体与外骨骼耦合的动力学模型,将人体和外骨骼的对交互力的影响均考虑在内,对其作相关的分析.

本工作以下肢康复外骨骼机器人为研究对象,将患者的对外骨骼的影响考虑在内,并对人机交互力和地面接触力进行建模,建立人体与外骨骼耦合的动力学模型.进一步,在耦合模型的基础上,根据康复训练的不同阶段,设计相应的控制策略:在被动康复阶段,采用传统的PID控制策略,并对交互力作出分析,以期对外骨骼的物理交互设计提供参考;在主动康复阶段,采用阻抗PID控制,将患者的运动意图考虑在内,以降低人机交互力.

1 人机耦合动力学模型

在康复治疗的过程中,患者和外骨骼在物理上存在着复杂的耦合行为,这一行为集中体现在人机交互力上.有效地分析人机交互的动力学特性,对于准确评估患者的恢复情况、舒适度以及外骨骼的性能等,起着重要的作用.而单纯的外骨骼或者人体的动力学模型,无法有效体现患者与外骨骼之间的交互行为.因此,建立考虑人机耦合行为的动力

学模型是必要的.

1.1 运动学模型

首先,为简化问题,做出以下假设:由于正常人行走时的运动主要发生在矢状面内,因此仅保留系统在矢状面内的运动;假设人体的左右腿完全对称;假设人体和外骨骼下肢对应的几何长度相等.基于以上假设,将人体和外骨骼均简化成七根匀质连杆组成的平面系统,其中躯干及以上的上半身部位简化成一根杆,整个系统由这两个子系统构成.

在人体上定义9个广义坐标: $\mathbf{q}_H = \{x_H, y_H, \theta_{Hu,1}, \theta_{Hu,2}, \theta_{Hu,3}, \theta_{Hr,1}, \theta_{Hr,2}, \theta_{Hr,3}\}^T$,分别表示髋关节的位移、上半身的转角、左右髋膝踝六个关节的转角,所有转角的零点均取为人在直立站姿时的位置,且均以逆时针方向为正向,同时,角度下标中的第一个用于区分人体和外骨骼,第二个用于区分上肢以及左右侧,第三个用于标记同侧的不同关节;同时,由于人在行走过程中,踝关节可近似视为被动关节^[21],因此,本文在踝关节上添加了刚度和阻尼均为常数的扭簧.而需要说明的是,目前发展的较为成熟的外骨骼,踝关节也大多为被动关节.综上,以同样的处理方式,定义外骨骼的9个广义坐标: $\mathbf{q}_R = \{x_R, y_R, \theta_{Ru,1}, \theta_{Ru,2}, \theta_{Ru,3}, \theta_{Rr,1}, \theta_{Rr,2}, \theta_{Rr,3}\}^T$,整个人机耦合系统的模型如图1所示.另一方面,本文不考虑人体足底和外骨骼的交互力,假设人体和外骨骼的足底完全重合.为简化运动学分析,通过在系统上添加以下理想约束来实现

$$\begin{aligned} \phi_1 &= x_H + l_{thigh} \sin\theta_{Hu,1} + l_{shank} \sin\theta_{Hu,2} - \\ &\quad (x_R + l_{thigh} \sin\theta_{Ru,1} + l_{shank} \sin\theta_{Ru,2}) = 0 \\ \phi_2 &= x_H + l_{thigh} \sin\theta_{Hr,1} + l_{shank} \sin\theta_{Hr,2} - \\ &\quad (x_R + l_{thigh} \sin\theta_{Rr,1} + l_{shank} \sin\theta_{Rr,2}) = 0 \\ \phi_3 &= y_H - l_{thigh} \cos\theta_{Hu,1} - l_{shank} \cos\theta_{Hu,2} - \\ &\quad (y_R - l_{thigh} \cos\theta_{Ru,1} - l_{shank} \cos\theta_{Ru,2}) = 0 \\ \phi_4 &= y_H - l_{thigh} \cos\theta_{Hr,1} - l_{shank} \cos\theta_{Hr,2} - \\ &\quad (y_R - l_{thigh} \cos\theta_{Rr,1} - l_{shank} \cos\theta_{Rr,2}) = 0 \\ \phi_5 &= \theta_{Hu,3} - \theta_{Ru,3} = 0 \\ \phi_6 &= \theta_{Hr,3} - \theta_{Rr,3} = 0 \end{aligned} \quad (1)$$

其中, ϕ_1 、 ϕ_2 、 ϕ_3 、 ϕ_4 分别约束了人体和外骨骼左右脚上踝关节的 x 和 y 坐标对应相等, ϕ_5 和 ϕ_6 则约束了左右踝关节的转角对应相等. l_{thigh} 和 l_{shank} 分别为大腿和小腿的几何长度.

1.2 足底-地面接触力模型

行走过程中,地面对于系统的约束为单边约束,且在足底与地面接触的过程中会发生碰撞行

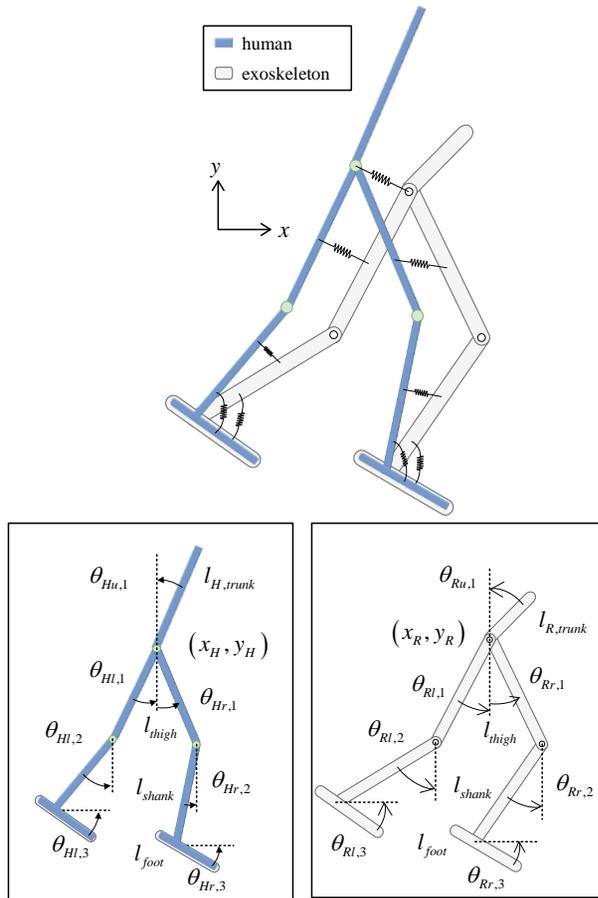


图1 人机耦合模型示意图

Fig.1 Sketch map of human-machine coupling model

为,数学上难以处理.本文将地面近似成弹簧阻尼系统,建立足底与地面交互的接触力模型.系统与地面的交互力主要为足底与地面之间的压力和摩擦力.为简化问题,本文假设仅脚尖和脚跟两点与地面之间存在法向接触力和摩擦力.法向接触力可用 Kelvin-Voigt 模型^[22]给出

$$F_{N,i} = -k_{N,i} \delta_i - c_{N,i} \dot{\delta}_i \quad (2)$$

其中, i 用来标记区分左右脚的脚尖或脚跟, δ_i 为接触深度,可由地面高度 y_{ground} 和脚尖或脚跟的坐标计算得到

$$\delta_i = y_{ground} - y_i \quad (3)$$

$k_{N,i}$ 和 $c_{N,i}$ 为对应的接触刚度和接触阻尼,对二者进行光滑化处理,得到

$$k_{N,i} = \left[\frac{1}{2} + \frac{\arctan(C_N \delta_i)}{\pi} \right] k_{cons} \quad (4)$$

$$c_{N,i} = \left[\frac{1}{2} + \frac{\arctan(C_N \delta_i)}{\pi} \right] c_{cons} \quad (5)$$

其中, k_{cons} 和 c_{cons} 为给定的常数, C_N 用于表征接触刚度和接触阻尼光滑化的程度.基于(2)式给出的法向力,采用库伦干摩擦模型描述接触摩擦力,并用

相同的手段做光滑化处理

$$F_{f,i} = -\frac{2\arctan(C_f v_i)}{\pi} \mu F_{N,i} \quad (6)$$

其中, C_f 用来表征摩擦力光滑化的程度, v_i 为接触点的相对速度, μ 为动摩擦系数.利用足底-地面接触力作用点的位置对广义坐标的 Jacobi 矩阵 J_c , 可得到其作用在广义坐标上的广义力形式

$$F_c = J_c^T F_{contact} \quad (7)$$

其中, $F_{contact}$ 表示所有足底-地面接触力的集合.

1.3 人机交互力模型

一般情况下,下肢康复外骨骼和人体的物理交互位置有以下四处:腰部和盆骨附近、大腿处、小腿处、足底.关于足底的交互,本文做出假设,将人体和外骨骼的足底通过位移约束在一起,不考虑此处的交互力.由于实际行走过程中,人体和外骨骼的角度偏差很小,因此,本文在建模过程中,忽略了交互力的纵向部分,并将大腿和小腿上的交互力均简化为作用在关节上的力矩.以大腿为例,忽略沿大腿方向的纵向分量,保留法向分量,并向髋关节点作力系简化,最终得到等效的交互力矩,过程如图 2 所示.对于大腿和小腿处等效后的交互力矩,采用以下线性的弹簧阻尼模型表达

$$F_{HR,ij} = -k_{HR,ij} (\theta_{Hi,j} - \theta_{Ri,j}) - c_{HR,ij} (\dot{\theta}_{Hi,j} - \dot{\theta}_{Ri,j}) \quad (8)$$

其中, $i = l, r$ 用来标记左右侧, $j = 1, 2$ 用来标记所处肢体段, $\theta_{Hi,j}$ 为患者 i 侧 j 肢体段的转角, $\theta_{Ri,j}$ 为外骨骼对应的肢体转角.对于腰部附近的交互力,仅保留其在患者前进方向上的力分量,交互位置简化到髋关节所在的关节点处,同样用线性的弹簧阻尼模型表达

$$F_{HR,u1} = -k_{HR,u0} (x_H - x_R) - c_{HR,u0} (\dot{x}_H - \dot{x}_R) \quad (9)$$

式(8)和式(9)中的刚度 $k_{HR,ij}$ 和阻尼 $c_{HR,ij}$ 均取为常数.上述交互力,可通过其作用位置对应的 Jacobi 矩阵 J_{int} , 计算得到其作用的广义力形式

$$F_{int} = J_{int}^T F_{HR} \quad (10)$$

其中, F_{HR} 表示所有人机交互力组成的向量.

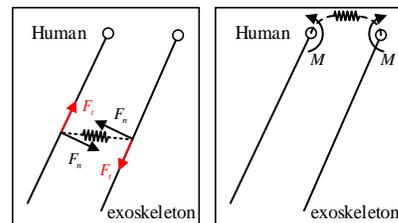


图2 人机交互力简化过程示意图

Fig.2 An illustration of human-machine interaction force and its simplification

1.4 基于第一类拉格朗日方程的动力学建模

结合前文中给出的约束条件、足底地面接触力模型以及人机交互力模型,采用第一类拉格朗日方程^[23]建立系统的动力学方程

$$M\ddot{q} + C\dot{q} + N = Q + A^T\lambda \quad (11)$$

其中, $q = (q_H^T, q_R^T)^T$ 为系统广义坐标; $M(q)$ 、 $C(q, \dot{q})$ 、 $N(q)$ 分别为广义质量阵、科氏阵和重力阵; Q 为广义力向量, 其表达式为

$$Q = F_{con} + F_c + F_{int} + F_{pas} \quad (12)$$

其中, F_{con} 为外骨骼关节控制力和患者主动力对应的广义力向量; F_c 为足底地面接触力对应的广义力向量; F_{int} 为人机交互力对应的广义力向量; F_{pas} 为踝关节上的弹簧阻尼力对应的广义力向量. A 为约束矩阵, λ 为对应的拉格朗日乘子向量. A 可由(1)式中给出的约束条件计算得到

$$A = \frac{\partial \Phi}{\partial q^T} = \frac{\partial (\phi_1, \phi_2, \phi_3, \phi_4, \phi_5, \phi_6)^T}{\partial q^T} \quad (13)$$

其中, Φ 为约束条件组成的向量.

2 分阶段康复控制策略

在康复治疗中,患者会因为运动功能受损情况以及恢复水平的不同而呈现不同的状态,在康复训练中体现出不同的运动能力,而患者所能提供的主动力则是评价其运动能力的重要指标.在患者接受康复训练的过程中,需要根据患者自身的运动功能恢复情况,制定对应的康复训练策略,则康复外骨骼的控制策略也应做出相应的调整.因此,本文依据患者在康复训练中是否提供主动力,将康复训练分为被动阶段和主动阶段,并根据不同阶段患者的需求,制定了不同的外骨骼控制策略.

2.1 被动阶段控制策略

在被动康复阶段,患者几乎不提供主动力,由外骨骼带动整个人机系统运动.并且,为了达到既定的康复效果,此阶段一般要求重复训练指定的步态轨迹.因此,设定此阶段的控制目标为在关节空间中,确保外骨骼以一定精度跟踪预设的目标轨迹. PID 控制器由于其原理简单、便于实现且可靠性高的优势,被广泛应用于工业领域的控制中^[24].因此,在康复训练的被动阶段,采用 PID 控制器来实现外骨骼在关节空间中对于目标轨迹的跟踪.本文的动力学模型中,将踝关节设定为被动关节,因此,仅在外骨骼的左右髌、膝四个关节上施加控制力矩,其具体值由 PID 控制器给出

$$F_{con,ij} = K_{P,ij}e_{ij}(t) + K_{I,ij}\int_0^t e_{ij}(t)dt + K_{D,ij}\frac{de_{ij}(t)}{dt} \quad (14)$$

其中, i 和 j 的定义同(8)式, $F_{con,i}$ 表示外骨骼 i 侧主动关节 j 对应广义坐标上的控制力矩, $K_{P,ij}$ 、 $K_{I,ij}$ 、 $K_{D,ij}$ 为对应控制器的比例、积分、微分增益. $e_{ij}(t)$ 为对应关节转角的跟踪误差:

$$e_{ij}(t) = \theta_{Ri,j}^c - \theta_{Ri,j} \quad (15)$$

其中, $\theta_{Ri,j}^c$ 为对应关节上预设的参考轨迹.

2.2 主动阶段控制策略

在主动康复阶段,患者提供一定的主动力,但同时,患者所提供的主动力不足以支撑自身的运动,需要外骨骼提供一定的助力,实现二者的协同运动.在此阶段,外骨骼要保证能够一定程度上跟随患者的运动,以避免因患者自身的运动与外骨骼预设的轨迹产生较大冲突,进而产生过大的人机交互力,对患者造成二次伤害.因此,本文在被动阶段 PID 控制的基础上,引入阻抗控制^[25],在人机交互力模型的基础上,对(15)式进行修正

$$e_{ij}^d(t) = (1 - \beta_{ij})(\theta_{Ri,j}^c - \theta_{Ri,j}) + \beta_{ij}\Delta\theta_{ij} \quad (16)$$

其中, $\Delta\theta_{ij}$ 为阻抗控制器给出的角度修正量,可由人机交互力模型计算得到

$$-F_{HR,ij} = k_{HR,ij}\Delta\theta_{ij} + c_{HR,ij}\dot{\Delta\theta}_{ij} \quad (17)$$

其中

$$\Delta\theta_{ij} = \theta_{Hi,j} - \theta_{Ri,j} \quad (18)$$

$\theta_{Hi,j}$ 为对应人体关节的角度, β_{ij} 为 PID 控制器跟踪预定参考轨迹和患者自身运动轨迹的比例系数.对 β_{ij} 取不同的值,会得到不同的效果,其中 β_{ij} 的值越大,参考信号中人体自身运动意图的比例就越大,则人机交互力的水平就越低,但过大的 β_{ij} 值会导致外骨骼的轨迹与其预设参考轨迹有较大的偏差.

区别于一般外骨骼阻抗控制中对于阻抗参数的调控,本文从人机交互力的角度给出了阻抗参数的实际物理意义,即为人机交互力模型中的参数.并通过引入比例系数 β_{ij} ,来具体调控控制器的跟踪信号.此阶段的控制回路如图3所示.

3 仿真结果

仅在外骨骼的髌关节和膝关节上添加主动力矩,其预设参考轨迹取自健康人行走时的自然步态数据.而本文中所使用的人体自然步态数据均引自文献^[26]中的实验数据.所有的仿真均在 Matlab 中进行,受试者的几何和惯性参数,如表2所示.外骨骼

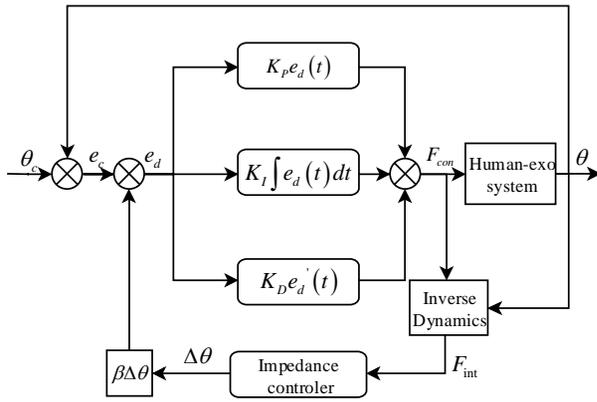


图3 阻抗PID控制器示意图

Fig.3 Sketch map of Impedance PID Controller

的总体质量参考 HAL 下肢外骨骼的参数, 取为 23kg, 其中, 下肢部分的质量分布参考人体的质量分布, 如表 3 所示. 同时, 考虑到康复外骨骼的实际动力来源, 对外骨骼输出的关节力矩设置一个阈值. 对于以下的仿真计算, 此阈值均取为 500Nm.

表 1 人体几何和惯性参数

Table 1 Geometric and inertial parameters of human body

limb	length(m)	mass(kg)	rotational inertia(kg·m ²)
trunk	0.862	58.070	3.596
thigh	0.515	12.898	0.285
shank	0.443	3.386	0.055
foot	0.290	1.361	0.010

表 2 外骨骼几何参数和惯性参数

Table 2 Geometric and inertial parameters of exoskeleton

limb	length(m)	mass(kg)	rotational inertia(kg·m ²)
trunk	0.172	2.904	0.00716
thigh	0.515	7.345	0.162
shank	0.443	1.918	0.0314
foot	0.290	0.775	0.00543

3.1 被动阶段

首先, 在特定的人机交互模型参数下, 外骨骼及人体各关节在一个步态周期内的轨迹跟踪仿真结果如图 4 所示, 图 5 则展示了大腿和小腿处的等效人机交互力矩在一个步态周期内的变化情况. 因左右腿的跟踪信号仅存在半个周期的相位差, 因此, 仅给出一侧的仿真结果, 将髋关节、大腿处以及小腿处的交互力分别记为 $F_{HR,1}$, $F_{HR,2}$ 以及 $F_{HR,3}$.

可以看出, 外骨骼的各关节对于参考轨迹的跟踪情况良好, 而人体关节的轨迹则与参考轨迹存在一定的偏差. 此时, 主要由人机交互力提供人体行走的主动动力, 因此, 探究人机交互力参数对于人体

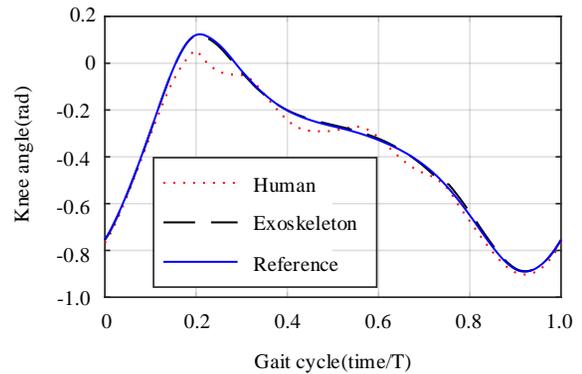
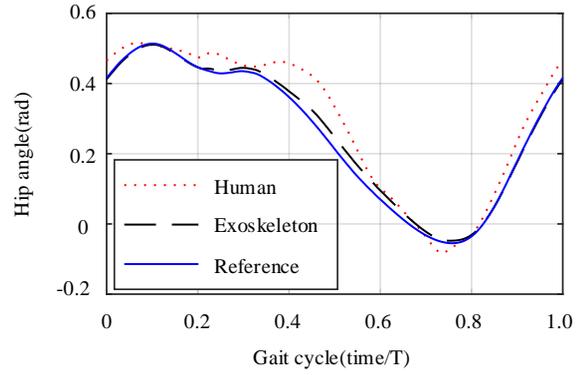


图 4 被动阶段主动关节的轨迹跟踪时程图

Fig.4 Trajectory tracking diagram of the active joint in the passive stage

关节的轨迹跟踪情况及人机交互力的影响. 为简化问题, 在大腿和小腿处取相同的交互力参数, 且固定各处交互力的阻尼参数, 仅探究刚度 k_{HR} 的影响. 取等效交互力矩在一个步态周期内的均方根 F_{HR} , 作为评价交互力水平的指标. 仿真结果如图 6 所示, 其中, $k_{HR,1}$ 代表髋关节处交互力的刚度值, $k_{HR,2}$ 代表大腿和小腿处等效交互力矩的刚度值.

基于图 6 中的仿真结果, 可以看出, 在 $k_{HR,1}$ 不变的情况下, 髋关节处交互力均值随着 $k_{HR,2}$ 增大而降低; 大腿处的等效交互力矩均值先迅速增加而后降低, 最后趋于平稳; 小腿处等效交互力矩的均值则是先将低, 后升高, 最后缓慢降低. 而保持 $k_{HR,2}$ 不变, 对比不同 $k_{HR,1}$ 取值下的结果, 可以看出, 髋关节处交互力均值随着 $k_{HR,1}$ 的增大而增大, 而大腿和小腿处的交互力均值则是随着 $k_{HR,1}$ 的增大而减小, 但这种趋势在大腿处的表现相对于小腿处更为明显.

综合仿真的结果及以上的分析, 可以得出: 本部分的人体和外骨骼参数及步态数据的情况下, $k_{HR,2}$ 选取在 5000Nm/rad 左右, 会使得大腿和小腿处的交互力矩均处在一个较低的水平. 而对于 $k_{HR,1}$ 的取值, 则需要综合考虑髋关节处的交互力和大腿处

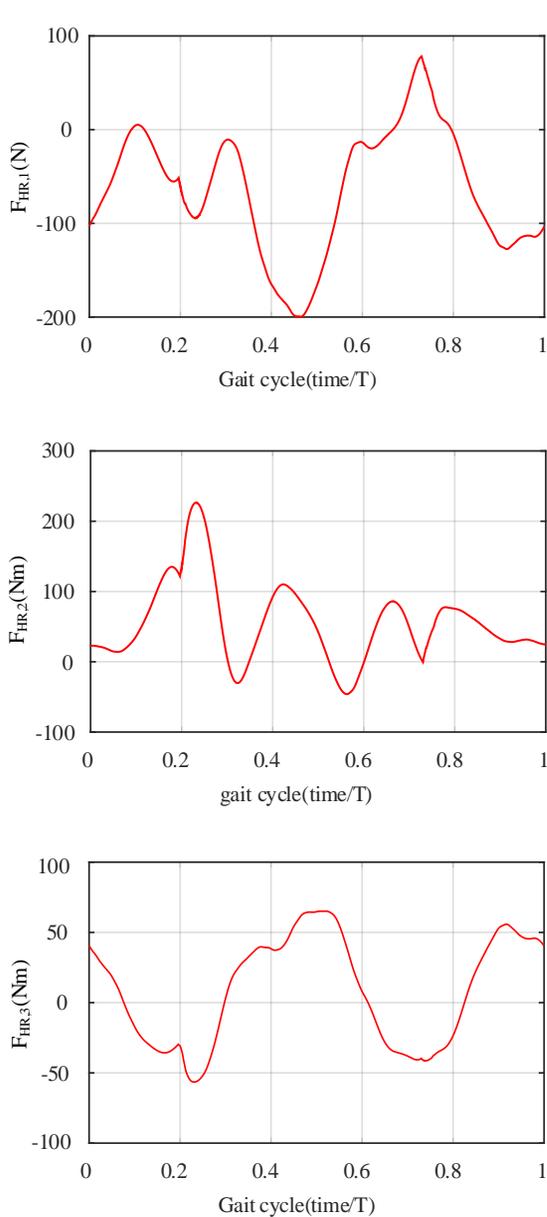


图5 被动阶段系统各处交互力时程图

Fig.5 Time-history diagram of the interaction forces in the passive stage

的等效交互力矩.因此,本文所建的人机耦合模型以及对于人机交互参数的分析,对于外骨骼的参数设计具有一定的参考价值.

3.2 主动阶段

沿用被动阶段关于人机交互力参数的假设,将左右大腿和小腿处的等效人机交互力矩刚度值设为相同,在所给的参考值范围内,取 $k_{HR,1}$ 为 1000N/m , $k_{HR,2}$ 为 5000Nm/rad .为简化问题,人体的主动关节同样取为髋关节和膝关节,且同样通过PID控制的方式给出人体的主动力,但其参考轨迹不同于外骨骼,以此方式在仿真中表现人体不同于

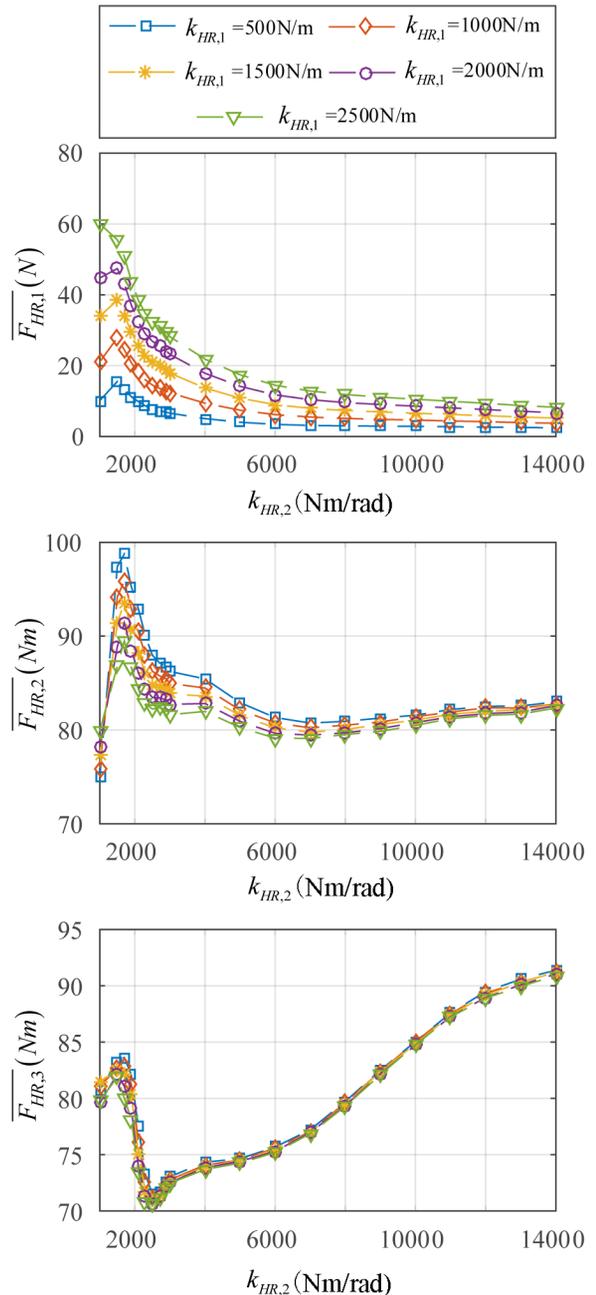


图6 不同交互力刚度取值下的交互力情况

Fig.6 Interaction forces with different stiffness values

外骨骼预设参考轨迹的运动意图.同时,根据前文的控制器设计,仅对大腿和小腿处的等效交互力矩进行调控,并且,为了简化问题,所有的关节上的 β_{ij} 同一时刻均取相同的值 β .在不同的步态周期,取不同的 β 值,对人机交互力进行调控.仿真结果如图7所示.可以看出,在加入了阻抗控制器以后,交互力的整体水平随着步态周期的推进而逐渐降低,实现了预设的效果.且 β 值越大,交互力的水平降的就越低.

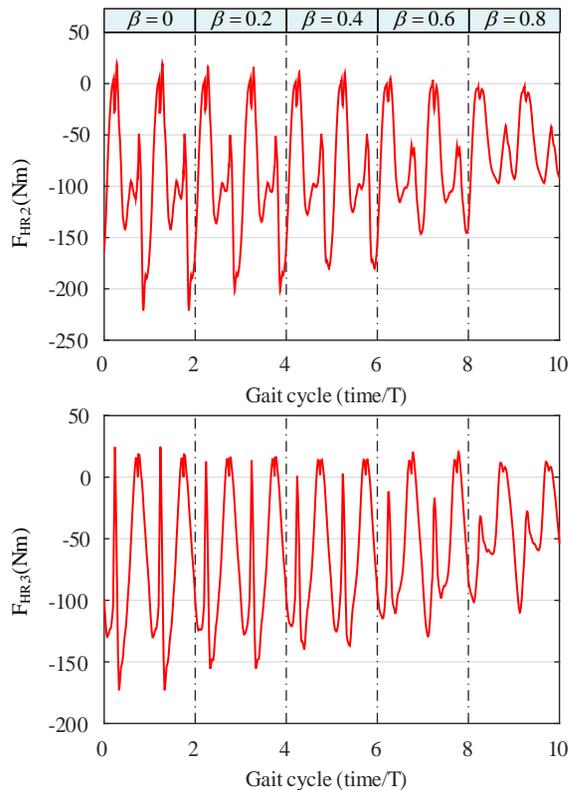


图7 主动阶段人机交互力的调控时程图

Fig.7 Time-history diagram of human-machine interaction forces regulation in the active stage

4 结论

本文以可穿戴式下肢康复外骨骼为研究对象,在合理简化的基础之上,综合考虑了足底-地面接触力和人机交互力的影响,采用第一类拉格朗日方程建立了患者与外骨骼相互作用的人机耦合动力学模型.进一步,根据不同康复阶段患者的特点和需求,设计了不同的外骨骼控制策略.最后,通过数值仿真,分析了人机交互力参数的影响,以及所设计控制策略的有效性.主要结论如下:

(1)本文所建立的人机耦合动力学模型,考虑了患者和外骨骼对于人机交互力的共同影响,以及人机交互力的具体分布和形式,对于患者和外骨骼的协同控制有重要的参考意义.

(2)在被动康复阶段,探讨了人机交互力模型中的刚度参数对于人机交互力的影响,对人机交互力的动力学特性做了相应的分析.对于外骨骼的参数设计具有一定的参考价值.

(3)在主动康复阶段,本文设计了阻抗PID控制器,并通过人机耦合的动力学模型,给出了基于交互力的外骨骼阻抗控制中相关参数的实际物理

意义.经数值仿真的验证,在患者存在主动力的情况下,所设计的控制策略能够有效地降低人机交互力的水平.

本文从人机耦合的动力学模型出发,对人机交互力做了初步的建模、分析和控制,为基于动力学模型的人体外骨骼协同控制提供了参考依据.后续工作中,将结合实验,进一步对人机交互力模型作分析和辨识,深入研究人机交互力的动力学特性.

参 考 文 献

- 1 Andrea L B, Susan J H. Physical rehabilitation as an agent for recovery after spinal cord injury. *Physical Medicine & Rehabilitation Clinics of North America*, 2007, 18 (2): 183~202
- 2 Chen G, Chan C K, Guo Z, et al. A review of lower extremity assistive robotic exoskeletons in rehabilitation therapy. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 2013, 41(4-5):343~363
- 3 Tsai C Y, Delgado A D, Weinrauch W J, et al. Exoskeletal-assisted walking during acute inpatient rehabilitation leads to motor and functional improvement in persons with spinal cord injury: a pilot study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2020, 101(4): 607~612
- 4 Fisahn C, Aach M, Jansen O, et al. The effectiveness and safety of exoskeletons as assistive and rehabilitation devices in the treatment of neurologic gait disorders in patients with spinal cord injury: a systematic review. *Global Spine Journal*, 2016: s-0036-1593805
- 5 Hideki K, Shigeki K, Tetsuya A, et al. Muscular activity modulation during post-operative walking with hybrid assistive limb (HAL) in a patient with thoracic myelopathy due to ossification of posterior longitudinal ligament: a case report. *Frontiers in Neurology*, 2020, 11: 102
- 6 Esquenazi A, Talaty M, Packer A, et al. The eewalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 2012, 91(11): 911~921
- 7 Ryan F, Hugo Q, Clare H. A preliminary assessment of legged mobility provided by a lower limb exoskeleton for persons with paraplegia. *IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering a Publication of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society*, 2014, 22: 482~490
- 8 Lajeunesse V, Vincent C, Routhier F, et al. Exoskeletons' design and usefulness evidence according to a systematic review of lower limb exoskeletons used for func-

- tional mobility by people with spinal cord injury. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 2015, 4(7): 1~13
- 9 Chen C J, Zheng D, Peng A S, et al. Flexible design of a wearable lower limb exoskeleton robot. In: *Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, 2013 IEEE International Conference on IEEE, Shenzhen, 2013: 12~14
- 10 邱静, 程洪, 过浩星. 面向康复工程的助行可穿戴外骨骼机器人的人类工效学设计. *计算机科学*, 2015, 42(10): 31~34(Qiu J, Cheng H, Guo H X. Ergonomics design of a walking wearable exoskeleton robot for rehabilitation engineering. *Computer Science*, 2015, 42(10): 31~34(in Chinese))
- 11 Zhang C, Liu G F, Li G, et al. Development of a lower limb rehabilitation exoskeleton based on real-time gait detection and gait tracking. *Advances in Mechanical Engineering*, 2016, 8(1): 541~558
- 12 Yan T F, Cempini M, Oddo C M, et al. Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons. *Robotics and Autonomous Systems*, 2015, 64: 120~136
- 13 Rupal B S, Rafique S, Singla A, et al. Lower-limb exoskeletons: research trends and regulatory guidelines in medical and non-medical applications. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 2017, 14(6): 1~27
- 14 Tucker M R, Olivier J, Pagel A, et al. Control strategies for active lower extremity prosthetics and orthotics: a review. *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, 2015, 12(1):1~30
- 15 Caliandro P, Molteni F, Simbolotti C, et al. Exoskeleton-assisted gait in chronic stroke: an EMG and functional near-infrared spectroscopy study of muscle activation patterns and prefrontal cortex activity. *Clinical Neurophysiology*, 2020, 131(8): 1775~1781
- 16 Donati A R C, Shokur S, Morya E, et al. Long-term training with a brain-machine interface-based gait protocol induces partial neurological recovery in paraplegic patients. *Scientific Reports*, 2016, 6:30383
- 17 Gordleeva S Y, Lukoyanov M V, Mineev S A, et al. Exoskeleton control system based on motor-imaginary brain-computer interface. *Advanced Researches*, 2017, 9(3): 31~36
- 18 Akiyama Y, Yamada Y, Okamoto S. Interaction forces beneath cuffs of physical assistant robots and their motion-based estimation. *Advanced Robotics*, 2015, 29(20): 1315~1329
- 19 Deng M D, Li Z J, Kang Y, et al. A learning-based hierarchical control scheme for an exoskeleton robot in human-robot cooperative manipulation. *IEEE Transactions on Cybernetics*, 2020, 50(1): 112~125
- 20 Chen B, Ma H, Qin L Y, et al. Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons. *Journal of Orthopaedic Translation*, 2016, 5: 26~37
- 21 Lee H, Rouse E J, Krebs H L. Summary of human ankle mechanical impedance during walking. *Rehabilitation Devices and System*, 2016, 4:2601613
- 22 Shourijeh M S, Mcphee J. Foot-ground contact modeling within human gait simulations: from Kelvin-Voigt to hyper-volumetric models. *Multibody System Dynamics*, 2015, 35(4): 393~407
- 23 郭永新, 刘世兴. 关于分析力学的基础与展望. *动力学与控制学报*, 2019, 17(5): 391~407(Guo Y H, Liu S X. The foundation and prospect of analytical mechanics. *Journal of Dynamics and Control*, 2019, 17(5): 391~407 (in Chinese))
- 24 郭丁旭, 姜乃晶, 张舒, 等. 含有 LuGre 摩擦并联机械臂的自适应控制. *动力学与控制学报*, 2019, 17(4): 362~368(Guo D X, Jiang N J, Zhang S, et al. Adaptive control of parallel manipulator with LuGre friction. *Journal of Dynamics and Control*, 2019, 17(4): 362~368 (in Chinese))
- 25 Hogan N. Impedance control—an approach to manipulation. 1. Theory. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 1985, 107: 1~24
- 26 吕阳, 方虹斌, 徐鉴, 等. 四连杆膝关节假肢的动力学建模与分析. *力学学报*, 2020, 52(4): 1157~1173(Lv Y, Fang H B, Xu J, et al. Dynamic modeling and analysis of the lower limb prosthesis with four-bar linkage prosthetic knee. *Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, 2020, 52(4): 1157~1173 (in Chinese))

HUMAN-MACHINE COUPLED DYNAMIC MODELLING AND CONTROL OF LOWER LIMB EXOSKELETON FOR REHABILITATION *

Zhang Jiajun Zhang Shu[†] Xu Jian

(School of Aerospace Engineering and Applied Mechanics, Tongji University, Shanghai 200092, China)

Abstract During walking, interaction between patient and exoskeleton determines safety, comfort and performance of patients using the exoskeleton, which thus has attracted extensive attentions in related research of rehabilitation exoskeleton. In this paper, the wearable lower limb rehabilitation exoskeleton is investigated with the coupling effect between patient and exoskeleton being considered. The human-machine interaction force model is given with influences of foot-ground contact force being taken into account and thus the human-machine coupled dynamic model is established based on Lagrange equation of the first kind. Furthermore, considering the characteristics and actual needs of patients in different stages of rehabilitation training, corresponding control strategies are given. In particular, in active stage of rehabilitation, the actual physical interpretation of the reference trajectory correction in the exoskeleton position impedance control based on human-machine interaction force is given from the perspective of human-machine interaction dynamic model, and the impedance control PID controller is designed. The simulation results show that the human-machine interaction forces can be analyzed effectively by using the human-machine coupled dynamic model. Furthermore, the control strategy designed in active stage of rehabilitation training can effectively reduce the level of human-machine interaction force on the basis of ensuring a certain trajectory tracking accuracy.

Key words rehabilitation, lower limb exoskeleton, human-machine interaction, dynamic model, control

Received 30 July 2020, Revised 4 September 2020.

* The project supported by the National Key Research and Development Project, China (No.2018YFC2001501) and the National Natural Science Foundation of China (11872277, 11932015).

[†] Corresponding author E-mail: zhangshu@tongji.edu.cn