



计及穿戴不确定性与运动响应平稳性的无源膝关节外骨骼多体运动学多目标优化综合

杨玉维^{1,2*}, 李照童^{1,2}, 李硕^{1,2}, 李倩^{1,2}, 尹嘉鹏^{1,2}, 吕兴昌^{1,2}, 王浩宇^{1,2}, 王巨涛^{1,2}, 李彬^{1,2}

1. 天津理工大学天津市先进机电系统设计与智能控制重点实验室, 天津 300384

2. 机电工程国家级实验教学示范中心(天津理工大学), 天津 300384

* E-mail: buddhawei@126.com

收稿日期: 2024-09-12; 接受日期: 2025-01-02; 网络版发表日期: 2025-02-26

国家重点研发计划(编号: 2017YFB1303502)、膝关节外骨骼机器人关键技术研发(编号: 10101/70305901)和基于数字样机技术的混联机器人集成设计与半物理仿真技术研究(编号: 52375026)资助

摘要 鉴于穿戴位置滑移、膝关节多自由度变轴线运动, 以及穿戴者间肢体几何的随机差异等穿戴不确定性因素的存在, 外骨骼与肢体运动将出现不同程度的不匹配, 并在穿戴区域产生非期望的交互力, 从而对外骨骼的人机协作性能造成不利影响. 而外骨骼运动过程中的构件速度突变, 也会恶化人-机协作. 为此, 本文首先提出一种对穿戴不确定性因素具有被动自适应包容功能的新型无源膝关节外骨骼及其穿戴并联研究原型. 其次, 为有效降低不确定因素对人-机协作间的影响, 在系统多体运动学模型的基础上利用切比雪夫区间法构建具有多维不确定参数的系统响应区间模型, 以此将现实世界中的不确定因素融入对人-机并联研究原型的具体数值分析中. 再次, 为有效减小外骨骼因自身构型参数设计不合理而引发其运动传输中所产生较大的速度波动, 基于系统运动学模型的雅可比矩阵, 提出一种新型运动学性能评价指标——运动响应平稳度, 其指标数值不受肢体输入激励影响, 可客观评价外骨骼自身构型参数在人-机协作中的运动平稳性. 最后, 利用上述模型及指标深入开展系统多体运动学多目标优化综合. 结果表明, 相较于单纯以响应区间极差为优化指标, 运动响应平稳度的引入使得优化后的外骨骼运动学性能得到大幅提升, 降低了不确定因素对系统响应的影响; 同时验证了所提出方法的合理有效性. 研究成果为后续系统动力学综合相关研究及实物样机研制提供理论基础与数据支撑, 所提出的研究方法对其他可穿戴设备领域也具有借鉴意义.

关键词 穿戴不确定性, 无源膝关节外骨骼, 响应区间模型, 运动响应平稳度

引用格式: 杨玉维, 李照童, 李硕, 等. 计及穿戴不确定性与运动响应平稳性的无源膝关节外骨骼多体运动学多目标优化综合. 中国科学: 技术科学, 2025, 55: 491–505
Yang Y W, Li Z T, Li S, et al. Synthesis of a passive knee exoskeleton through multibody kinematics optimization considering wearing uncertainties and kinematic response smoothness (in Chinese). Sci Sin Tech, 2025, 55: 491–505, doi: 10.1360/SST-2024-0238

1 引言

随着机器人技术的发展,可穿戴外骨骼机器人逐渐出现在医疗与康复领域。尽管众多学者均提出了用于康复、助行的外骨骼,但多数将其与肢体间视为刚性连接,并将人体关节简化为单自由度关节^[1~3],忽略了穿戴位置滑移、膝关节多自由度变轴线运动与穿戴个体间肢体几何随机差异等穿戴不确定性因素对人-机并联穿戴系统带来的影响,使得外骨骼关节轴线与人体解剖关节轴线间的错位现象不可避免^[4],从而导致人-机间非期望交互力的产生。因此,为提升人-机协作间的有效性,外骨骼的运动空间需包容上述穿戴不确定性因素^[4,5]。否则,人体运动将受到非期望交互力的严重干扰。为解决上述问题,一些学者通过拟合关节瞬时旋转中心的轨迹或逼近肢体运动角度优化外骨骼的结构参数^[6~8],这虽然能增强人-机关节间运动的一致性,但人体解剖关节轴线的精准定位难以实现。在意识到这一困难后,部分学者提出使用自对准机构或被动自适应机构减轻非期望交互力^[4,9~11]。Wang等人^[12]采用多种运动副模拟膝关节外骨骼的自对准机构,并与单关节外骨骼进行对比,证明了自对准机构能最大限度地减少非期望交互力。Schiele和van der Helm^[5]论证了外骨骼中存在被动自适应机构的必要性,给出了穿戴滑移的参考范围和上肢的最适穿戴压强。王森等人^[13]提出一种可自动对准膝关节轴线的局部康复外骨骼构型综合方法,并采用改进的G-K(Grübler-Kutzbach)公式对其中一种构型行了自由度分析。申慧敏等人^[14]针对肩关节康复的运动包容问题,提出一种顺应性自对准机构,通过实验证明了该机构能够有效降低上肢运动时的非期望交互力。以上研究成果均验证了外骨骼中存在自对准机构或被动自适应机构对于肢体运动包容的必要性。

穿戴位置滑移、膝关节多自由度变轴线运动与穿戴个体间肢体几何随机差异将不确定因素引入了人-机并联穿戴系统。这些因素会对系统的运动响应、动态响应和控制精度产生重大影响^[15]。蒙特卡罗法^[16]和混沌理论法^[17]通过概率分布函数计算系统的动态响应特性。然而,在实际工程应用中难以选取合适的概率分布函数^[18]。扫描法能够准确获取不确定性系统的动态响应区间,但计算成本极高。泰勒展开法能够逼近系统的动态响应区间,但低阶展开无法适用于“大”不

确定性系统,同时,其“高估”现象尤为严重。即使高阶泰勒展开可以进一步提高计算精度,但同样加剧了导数计算的复杂性,导致计算速度下降。与泰勒展开法相比,切比雪夫区间法(Chebyshev interval method, CIM)对响应区间的求解精度更高,且能有效地抑制“高估”现象^[18],以上优点使CIM广泛应用于不确定性系统的分析综合中。Peng等人^[19]利用CIM探讨桥式起重机的动态响应区间,并制定了一种优化算法来减少不确定参数对系统响应的影响。Xiang等人^[20]对带有间隙运动副的不确定系统进行了具体分析,并通过应用CIM成功确定了动态响应区间和间隙效应约束区间。

人-机协作中,外骨骼中部分构件速度剧烈变化,引发系统振动,从而导致外骨骼的运动响应平稳性降低,亦是产生非期望交互力的重要原因之一^[21]。目前,运动平稳性的主要评估方法有对数无量纲抖动法(log dimension less jerk, LDLJ)、光谱弧长测量法(spectral arc length, SAL)、速度峰值数量法(number of peaks, NP)和速度度量法(speed metric, SM),上述方法均需将肢体自身激励的速度幅值纳入计算^[21~23],会显著影响研究者对外骨骼运动平稳性的评价。平稳性评价的核心为运动的变化是否会引起作用力的突变。肢体运动的骤变、外骨骼构型及结构参数的不合理设计均会加剧非期望交互力对人-机协作的影响,其中肢体运动的骤变在一些情况下无法避免。因此,在研究人-机协作间外骨骼的运动学性能时,更应考虑其自身的运动平稳性,探讨是否会因不合理的结构参数而导致其在相邻构型变换间的速度发生突变,致使外骨骼产生较大的惯性冲击力作用于肢体。尽管通过动力学分析能更直观地了解外骨骼作用于肢体上的惯性冲击力,但这同时会将外骨骼的质量纳入考虑。这将严重影响设计者对外骨骼结构参数与构型设计是否合理的评判。

综上所述,多数下肢外骨骼穿戴后对人体运动产生不同程度的干涉^[24]。原因可归结为以下两方面:(1)外骨骼无法有效包容自身关节轴线与肢体关节轴线的错位,也无主/被动包容机构降低非期望交互力对人-机协作的负面影响;(2)外骨骼因自身运动平稳性较差,导致其在人-机协作间产生较大的惯性冲击力并作用于肢体上,从而影响人体运动的自然性^[21]。

鉴于此,本文在一种具有仿生变胞工作机理的外骨骼装置^[25~27]的基础上,进一步提出了一种可被动自

适应包容穿戴不确定性与人-机间关节运动轴线错位的无源膝关节外骨骼及其穿戴并联研究原型, 将现实中的不确定因素纳入外骨骼的运动学性能综合, 并有效提升外骨骼的运动平稳性. 首先, 本文借助CIM在系统多体运动学模型的基础上, 计及穿戴位置滑移、膝关节多轴线运动与穿戴个体间肢体几何随机差异等不可避免的不确定参数, 建立了系统响应区间模型, 用于定量分析不确定参数对系统响应造成的影响. 其次, 基于多体运动学模型与雅可比矩阵提出一种新型运动学性能评价指标——运动响应平稳度, 旨在降低外骨骼在人-机协作中因自身构型参数设计不合理而导致其在运动传输中产生较大的速度波动从而对肢体运动自然性产生负面影响的可能性, 同时, 使用该指标可避免肢体运动激励对外骨骼自身运动传输性能评价的影响. 最后, 基于上述模型与指标开展系统运动学多目标优化综合与方法合理有效性的验证.

2 外骨骼及人-机穿戴并联研究原型

膝关节变轴线运动前期以转动为主, 后期以滑动为主, 其运动轴线为转动瞬心, 在运动过程中可近似为类椭圆轨迹^[12], 如图1所示.

膝关节的运动轴线轨迹主要受个体间肢体几何差异影响, 在矢状面上形成轨迹变化空间. 即便在外骨骼穿戴过程中对人-机间运动关节轴线进行校准, 也会因穿戴滑移等不确定性因素的影响, 使外骨骼关节轴线与膝关节轴线在运动过程出现错位, 从而降低人-机协作间的运动自然程度. 为降低这一影响, 计及可穿戴性与膝关节尺寸个体差异^[28], 提出一种可有效包容穿戴不确定性与关节运动轴线偏差的膝关节外骨骼及其人-机穿戴并联研究原型, 其详细设计及具体细节可参见文献[25~27], 继而针对下肢摆动相时穿戴不确定性因素对外骨骼响应的影响以及其响应变化的平稳性深入开展研究.

人-机穿戴并联研究原型如图2所示, 其中膝关节外骨骼主要由8部分组成. 图2(a)为虚拟样机模型, 因本文的重点不在于探讨大腿及以上部分外骨骼的各项性能, 所以将其与膝关节外骨骼上侧等效为整体子系统, 即部件1. 部件1在系统摆动相工作机理分析时将其作为固定机架. 部件2-4可在部件2-3和2-5的竖直导轨内轴向运动, 组成移动副. 部件2-6可等效为自身长

度可变的移动副, 这两个移动副在外骨骼补偿穿戴不确定性与关节轴线错位中发挥着重要作用. 其余部件的连接方式与作用, 具体可参考文献[25~27].

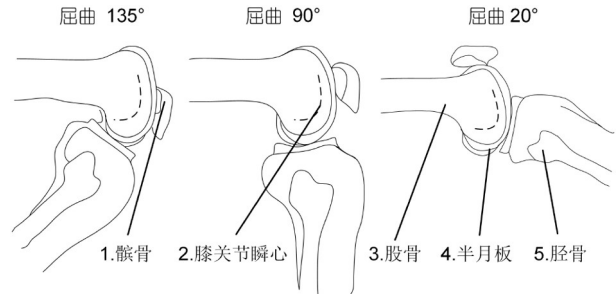


图1 膝关节多轴线运动
Figure 1 Multi axis movement of knee joint.

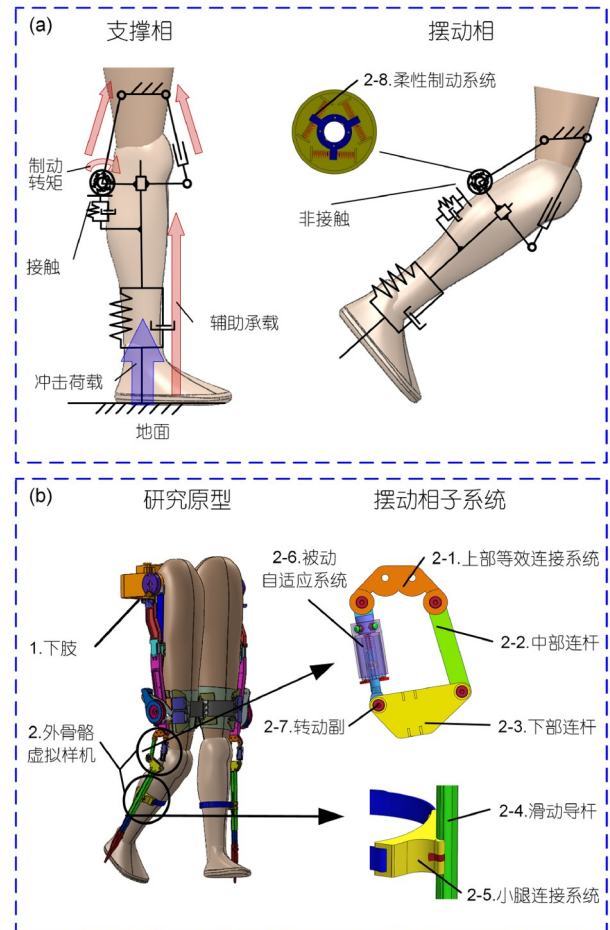


图2 (网络版彩图)人-机穿戴并联系统研究原型. (a) 虚拟样机模型; (b) 工作机理简图

Figure 2 (Color online) Research prototype of a human-machine wearable parallel system. (a) Virtual prototype; (b) schematic diagram of the working mechanism.

从图2(b)中可以看出, 下肢从由摆动相转入支撑相的过程中, 部件2-4末端与地面接触, 并沿导轨向上移动, 其上端与部件2-8接触时, 会产生制动转矩. 随着制动转矩的增加, 外骨骼从具有自由度的机构转为具有承载能力的结构, 实现在下肢承载相的仿生变胞有效支撑. 这一过程模拟了膝关节在步态中的构型变化, 其具体仿生变胞过程与承载机理可参见文献[29]. 本文仅关注外骨骼在摆动相的运动学性能, 因此, 在后续运动学模型部分中将部件2-8省略.

被动自适应包容工作机理如图3所示. 图3(a)中, 当瞬心轨迹在一定范围内, 部件2-6可通过自身长度变化, 满足系统对膝关节运动的有效包容, 有效减轻因个体间肢体几何差异而导致的穿戴适应性问题, 大幅提升外骨骼在多类人群中的穿戴适应性.

图3(b)表示外骨骼实际穿戴位置与理想穿戴位置存在偏差、运动过程中发生滑移或穿戴在不同尺寸的下肢上, 其中 d_x 和 d_y 表示穿戴偏差距离, 外骨骼穿戴位置发生变化. 图2中部件2-6可被动调节自身长度, 配合部件2-3和2-4组成的移动副包容穿戴不确定性.

综上所述, 被动自适应系统的引入, 极大提升了外骨骼的可穿戴性与穿戴适配性.

3 多体运动学模型

基于多体运动学^[33]的膝关节外骨骼简图如图4(a)所示. $o^0x^0y^0$ 为系统的全局坐标系, $o^ix^iy^i$ 为构件 i ($i=1, 2, 3, 4, 51, 52, 6$)的体坐标系, 构件 i 上任意一点在全局坐标系下的度量 $\mathbf{r}^i$ 为

$$\mathbf{r}^i = \mathbf{R}^i + \mathbf{A}^i \mathbf{u}^i, \quad (1)$$

式中, $\mathbf{R}^i$ 为构件 i 体坐标系原点在全身坐标系下的度量; $\mathbf{u}^i$ 为构件 i 上任意一点在体坐标系下的度量; $\mathbf{A}^i$ 为体坐标系相对全局坐标系的变换矩阵:

$$\mathbf{A}^i = \begin{bmatrix} \cos\theta^i & -\sin\theta^i \\ \sin\theta^i & \cos\theta^i \end{bmatrix}, \quad (2)$$

式中, θ^i 为构件 i 体坐标系相对于全局坐标系的转角.

图4(a)中, 构件1为机架, $o^3x^3y^3$, $o^{51}x^{51}y^{51}$ 分别与 $o^4x^4y^4$, $o^{52}x^{52}y^{52}$ 的 x 轴方向共线, 故 $\theta^3 = \theta^4$, $\theta^{51} = \theta^{52}$, 且 $o^6x^6y^6$ 的 x 轴(移动副 c 导路)方向与 $o^3x^3y^3$ 的 y 轴同

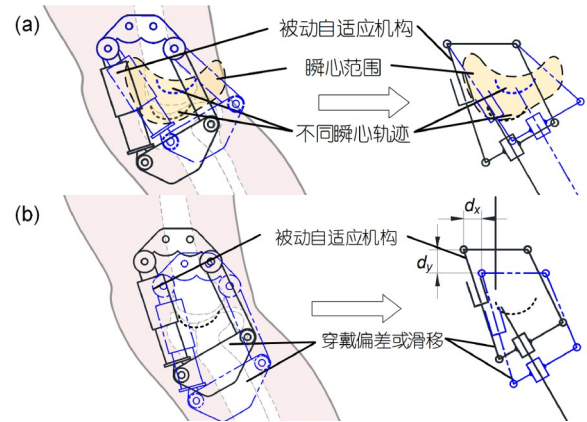


图3 (网络版彩图)外骨骼的被动自适应包容工作机理. (a) 包容膝关节运动; (b) 包容穿戴不确定性

Figure 3 (Color online) Passive adaptive accommodation mechanism of exoskeleton. (a) Accommodation of knee movement; (b) accommodation of uncertain factors.

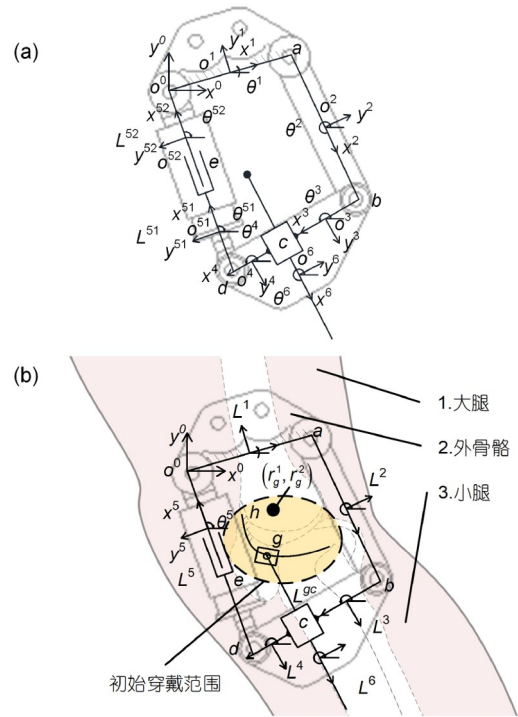


图4 (网络版彩图)外骨骼及人-机穿戴并联系统多体运动学简图. (a) 外骨骼系统; (b) 人-机穿戴并联系统

Figure 4 (Color online) Multi-body kinematic diagram of exoskeleton and human-machine wearable parallel system. (a) Exoskeleton system; (b) human-machine wearable parallel system.

向, 故 $\theta^3 = \theta^6 - \pi/2$.

考虑外骨骼应在人-机协同下发挥作用, 建立如图4(b)所示的外骨骼穿戴人-机并联模型. 通过耦合运动

副模拟膝关节瞬心轨迹. 曲线 h 为膝关节瞬心轨迹, g 点为膝关节运动瞬心, L^{gc} 为 g 点与移动副 c 的距离, 可表示为

$$L^{gc} = \|\mathbf{gc}\| = \sqrt{(\mathbf{r}_p + \mathbf{r}_c + \mathbf{r}_{pt})^T (\mathbf{r}_p + \mathbf{r}_c + \mathbf{r}_{pt})}, \quad (3)$$

式中, $\mathbf{r}_{pt} = [r_{pt}^1 \ r_{pt}^2]^T$ 表示膝关节瞬心位置在全局坐标系下的度量; $\mathbf{r}_c = [r_c^1 \ r_c^2]^T$ 表示移动副 c 在全局坐标系下的度量; $\mathbf{r}_p = [r_p^1 \ r_p^2]^T$ 表示初始穿戴位置受穿戴不确定性及肢体几何差异的影响, 可通过一个区间范围描述, 其中 $r_p^1 \in [-r_{pb}^1, r_{pl}^1]$, $r_p^2 \in [-r_{pb}^2, r_{pl}^2]$, r_{pb}^1 , r_{pl}^1 表示计及穿戴不确定性与肢体几何差异的穿戴滑移尺度. 根据文献[30]对穿戴滑移尺度取值, 可得 $r_{pl}^1 = 14.58$ mm, $r_{pl}^2 = 15.36$ mm. 为便于计算, 令 $\theta^5 = \theta^{51} = \theta^{52}$, $L^5 = L^{51} + L^{52}$.

综上所述, 可得系统约束方程组为

$$\mathbf{C} = [\mathbf{C}_1^T \ \mathbf{C}_2^T]^T = \mathbf{0}_{14 \times 1}, \quad (4)$$

式中, $\mathbf{C}_1$ 表示来自系统转动副的约束; $\mathbf{C}_2$ 表示来自系统固连构件及移动副长度的约束, 具体如下:

$$\begin{cases} \mathbf{C}_1 = \begin{bmatrix} \mathbf{R}^j + \mathbf{A}^j \mathbf{u}^j - \mathbf{R}^{j+1} - \mathbf{A}^{j+1} \mathbf{u}^{j+1} \\ \mathbf{R}^5 + \mathbf{A}^5 \mathbf{u}_o^5 \end{bmatrix} = \mathbf{0}_{10 \times 1}, \quad j = 1 \sim 4, \\ \mathbf{C}_2 = \begin{bmatrix} \theta^3 - \theta^6 + \frac{\pi}{2} \\ \theta^3 - \theta^4 \\ L^5 - |\mathbf{od}| \\ L^{gc} - \|\mathbf{gc}\| \end{bmatrix} = \mathbf{0}_{4 \times 1}, \end{cases} \quad (5)$$

式中,

$$|\mathbf{od}| = \sqrt{(\mathbf{R}^4 + \mathbf{A}^4 \mathbf{u}_d^4)^T (\mathbf{R}^4 + \mathbf{A}^4 \mathbf{u}_d^4)}. \quad (6)$$

根据上述系统约束方程进行变量分离^[31], 可得系统独立坐标为

$$\mathbf{q}_i = [\mathbf{R}^g \ \theta^6]^T, \quad (7)$$

式中, $\mathbf{q}_i$ 可视为肢体激励, $\mathbf{R}^g = [r_g^1 \ r_g^2]^T$ 为 g 点的全局坐标. 构件2-1作为机架, 其在约束方程组中的构型变

量 $\mathbf{q}^1 = [\mathbf{R}^{1T} \ \theta^1]^T$ 是已知量, 但后续会对外骨骼设计参数进行优化, 所以将其构型变量写入多体运动学模型中, 以便于后续优化. 此种情况下, 系统非独立坐标为

$$\mathbf{q}_d = [\mathbf{r}^{iT} \ \theta^i \ L^5 \ L^{gc}]^T, \quad i = 2 \sim 5, \quad (8)$$

式中, $\mathbf{q}_d$ 为外骨骼中所有运动构件的响应. 由式(7)可知, 系统具有3个自由度, 分别对应膝关节在其矢状面运动的两个平动自由度及一个转动自由度.

令

$$\mathbf{q}_n = [\mathbf{q}_i^T \ \mathbf{q}_d^T]^T, \quad (9)$$

式中, $\mathbf{q}_n$ 表示系统构型变量. 对式(4)进行全微分^[31], 可得

$$\mathbf{C}_{q_i} \dot{\mathbf{q}}_i + \mathbf{C}_{q_d} \dot{\mathbf{q}}_d = \mathbf{0}_{14 \times 1}, \quad (10)$$

式中, $\mathbf{C}_{q_i}$ 和 $\mathbf{C}_{q_d}$ 分别表示约束方程对 $\mathbf{q}_i$ 和 $\mathbf{q}_d$ 的偏导数, 其中 $\mathbf{C}_{q_d}$ 构成了系统运动传输的雅可比矩阵. 分析可知 $\mathbf{C}_{q_d}$ 行列式为

$$|\mathbf{C}_{q_d}| = -L^2 L^5 \cos(\theta^2 - \theta^6). \quad (11)$$

当 $\theta^2 - \theta^6 = \pi/2$ 时, 式(11)等于0, 即构件2-2和2-3共线时, 系统处于奇异构型, 但相对肢体运动的有效激励空间, 外骨骼系统可有效规避该构型. 由式(10)可得到 $\dot{\mathbf{q}}_i$ 与 $\dot{\mathbf{q}}_d$ 间的映射关系, 如下:

$$\dot{\mathbf{q}}_d = -\mathbf{C}_{q_d}^{-1} \mathbf{C}_{q_i} \dot{\mathbf{q}}_i = \mathbf{C}_{di} \dot{\mathbf{q}}_i \quad (12)$$

式中, $\mathbf{C}_{di}$ 为系统的速度雅可比矩阵. 将 $\dot{\mathbf{q}}_i$ 与 $\dot{\mathbf{q}}_d$ 整合, 进行如下表示:

$$\dot{\mathbf{q}}_n = \frac{d\mathbf{q}_n}{dt} = \mathbf{B}_{di} \dot{\mathbf{q}}_i, \quad (13)$$

式中, $\mathbf{q}_n$ 见式(9), $\mathbf{B}_{di} = [\mathbf{I} \ \mathbf{C}_{di}^T]^T$, $\mathbf{I}$ 表示单位矩阵.

4 系统运动响应区间近似模型

4.1 切比雪夫区间法(CIM)

对于一维问题, 切比雪夫 n 阶多项式^[20]可表示为

$$\begin{cases} C_n(\xi) = \cos(n\theta), \\ \theta = \arccos \left[\frac{2\xi - (\bar{\chi} + \underline{\chi})}{(\bar{\chi} + \underline{\chi})} \right], \end{cases} \quad (14)$$

式中, $\xi \in [\underline{\chi}, \bar{\chi}]$, $\theta \in [0, \pi]$, 则连续函数 $f(\xi)$ 可近似为

$$f(\xi) \approx \frac{1}{2}f_0 + \sum_{i=1}^n f_i C_i(\xi), \quad (15)$$

式中, f_i 表示多项式常系数, 可通过Mehler积分法^[20]得出:

$$f_i = \frac{2}{\pi} \int_0^\pi f(\xi) \cos(i\theta) d\theta \approx \frac{2}{m} \sum_{j=1}^m f(\xi^j) \cos(i\theta^j), \quad (16)$$

其中

$$\begin{cases} \theta^j = \frac{2j-1}{m} \frac{\pi}{2}, \\ \xi^j = \frac{\bar{\chi} + \underline{\chi}}{2} + \frac{\bar{\chi} - \underline{\chi}}{2} \cos \theta^j, \end{cases} \quad j = 1, 2, \dots, m, \quad (17)$$

式中, m 表示插值点数量, 为保证近似精度, 一般令 $m \geq n+1$. 对于多维问题, 切比雪夫多项式可看作式(15)的张量积, 则 k 维切比雪夫多项式为

$$\begin{cases} C(\xi) = C_{i_1, \dots, i_k}(\xi_1, \dots, \xi_k) \\ \quad = \cos(i_1 \theta_1) \dots \cos(i_k \theta_k), \\ i_k = 0, 1, 2, \dots, n, \\ \theta_k = \arccos \left[\frac{2\xi_k - (\bar{\chi}_k + \underline{\chi}_k)}{(\bar{\chi}_k - \underline{\chi}_k)} \right], \end{cases} \quad (18)$$

式中, $\xi_k \in [\underline{\chi}_k, \bar{\chi}_k]$, $\theta_k \in [0, \pi]$, i_k 表示多项式阶数. 同理, 含有 k 维变量的函数 $f(\xi_1, \dots, \xi_k)$ 可近似为

$$f(\xi_1, \dots, \xi_k) \approx \sum_{i_1=0}^n \dots \sum_{i_k=0}^n \left(\frac{1}{2} \right)^s f_{i_1, \dots, i_k} C_{i_1, \dots, i_k}(\xi_1, \dots, \xi_k), \quad (19)$$

式中, s 表示下标 $i_1, i_2, \dots, i_k$ 中“0”的数量. 此时, 多维切比雪夫多项式的常系数为

$$\begin{aligned} f_{i_1, \dots, i_k} &= \left(\frac{2}{\pi} \right)^k \int_0^\pi \dots \int_0^\pi f(\xi_1, \dots, \xi_k) \\ &\quad \cdot \cos(i_1 \theta_1) \dots \cos(i_k \theta_k) d\theta_1 \dots d\theta_k \\ &\approx \left(\frac{2}{m} \right)^k \sum_{j_1=1}^m \dots \sum_{j_k=1}^m f(\xi_1^{j_1}, \dots, \xi_k^{j_k}) \\ &\quad \cdot \cos(i_1 \theta_1^{j_1}) \dots \cos(i_k \theta_k^{j_k}), \end{aligned} \quad (20)$$

其中,

$$\begin{cases} \theta_k^{j_k} = \frac{2j_k-1}{m} \frac{\pi}{2}, \\ \xi_k^{j_k} = \frac{\bar{\chi}_k + \underline{\chi}_k}{2} + \frac{\bar{\chi}_k - \underline{\chi}_k}{2} \cos \theta_k^{j_k}, \end{cases} \quad j_k = 1, 2, \dots, m. \quad (21)$$

基于上述方法可构建系统响应函数的近似模型, 假设系统包含 k 个不确定参数, 系统响应可利用式(19)表示为

$$\mathbf{y}(\xi, t) \approx \sum_{i_1=0}^n \dots \sum_{i_k=0}^n \left(\frac{1}{2} \right)^s \mathbf{y}_{i_1, \dots, i_k}(t) C_{i_1, \dots, i_k}(\xi), \quad (22)$$

式中, ξ 表示不确定参数向量, $\mathbf{y}_{i_1, \dots, i_k}(t)$ 表示切比雪夫多项式的常系数向量. 将式(21)代入式(20), $\mathbf{y}_{i_1, \dots, i_k}(t)$ 可近似为

$$\begin{aligned} \mathbf{y}_{i_1, \dots, i_k}(t) &\approx \left(\frac{2}{m} \right)^k \sum_{j_1=1}^m \dots \sum_{j_k=1}^m \mathbf{y} \left[t, \cos(i_1 \theta_1^{j_1}), \dots, \cos(i_k \theta_k^{j_k}) \right] \\ &\quad \cdot \cos(i_1 \theta_1^{j_1}) \dots \cos(i_k \theta_k^{j_k}). \end{aligned} \quad (23)$$

将不确定参数视为已知上、下边界的区间向量, 利用区间运算可以获得系统响应边界, 如下:

$$\begin{cases} \mathbf{y} = \left(\frac{1}{2} \right)^k \mathbf{y}_{0, \dots, 0}(t) - \sum_{i_1=0}^n \dots \sum_{i_k=0}^n \left| \left(\frac{1}{2} \right)^s \mathbf{y}_{i_1, \dots, i_k}(t) \right|, \\ \mathbf{y} = \left(\frac{1}{2} \right)^k \mathbf{y}_{0, \dots, 0}(t) + \sum_{i_1=0}^n \dots \sum_{i_k=0}^n \left| \left(\frac{1}{2} \right)^s \mathbf{y}_{i_1, \dots, i_k}(t) \right|, \end{cases} \quad (24)$$

式中, $\mathbf{y}$ 和 $\mathbf{y}$ 分别表示系统响应的上边界和下边界.

通过引入切比雪夫多项式搭建穿戴不确定性因素与系统响应间的桥梁, 为分析不确定参数对人-机并联穿戴系统的影响提供了一种可行方法.

4.2 运动响应区间模型

为研究穿戴不确定性因素对系统运动响应的影响, 可将其整合为一组不确定参数, 如图5所示.

由图5可看出, 借由研究原型中曲线 h 及耦合运动副 g 的全局坐标 $\mathbf{R}_g$, 可将穿戴位置滑移、膝关节多自由度变轴线运动与穿戴个体间肢体几何随机差异这三大不确定性因素引入系统的约束方程, 继而使得运动学模型中涵盖具有边界的不确定参数, 利用CIM即可分析不确定参数对系统响应的影响.

本文仅研究系统的运动学性能, 因此, 可将膝关节

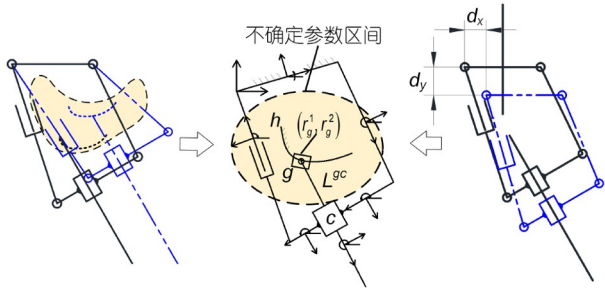


图 5 (网络版彩图)人-机并联穿戴系统不确定参数
Figure 5 (Color online) Uncertain parameters of human-machine parallel wearable system.

屈曲角度 θ^6 作为激励, 外骨骼的非独立坐标 $\mathbf{q}_d$ 作为运动响应. 定义 $\mathbf{R}_g$ 为不确定参数, 此时系统不确定维数为2, 根据式(22), 运动响应可表示为

$$\mathbf{y}(\xi_{ds}, \theta^6) \approx \sum_{i_1=0}^n \sum_{i_2=0}^n \left(\frac{1}{2} \right)^s \mathbf{y}_{i_1, i_2}(\theta^6) C_{i_1, i_2}(\xi_{ds}), \quad (25)$$

式中, $\xi_{ds} = \mathbf{R}_g = \begin{bmatrix} r_g^1 & r_g^2 \end{bmatrix}_{1 \times 2}^T$, $\xi_{ds} \in [\underline{\xi}_{ds}, \bar{\xi}_{ds}]$. 根据式(24), 运动响应区间为

$$\begin{cases} \mathbf{y}_{\xi_{ds}} = \left(\frac{1}{2} \right)^2 \mathbf{y}_{0,0}(\theta^6) - \sum_{i_1=0}^n \sum_{i_2=0}^n \left| \left(\frac{1}{2} \right)^s \mathbf{y}_{i_1, i_2}(\theta^6) \right|, \\ \mathbf{y}_{\xi_{ds}} = \left(\frac{1}{2} \right)^2 \mathbf{y}_{0,0}(\theta^6) + \sum_{i_1=0}^n \sum_{i_2=0}^n \left| \left(\frac{1}{2} \right)^s \mathbf{y}_{i_1, i_2}(\theta^6) \right|, \end{cases} \quad (26)$$

式中, $\mathbf{y}_{(*)}$ 和 $\mathbf{y}_{(*)}$ 分别表示系统对其下标不确定参数的运动响应上边界和下边界.

至此, 包含不确定参数的人-机并联穿戴系统运动响应区间模型构建完毕. 结合式(25)和(26)可知, 在结构参数已知的情况下, 系统的运动响应在受肢体激励影响的同时, 因不确定参数的存在, 原本的响应在区间内变化, 虽无法得到系统的瞬时精确响应, 但通过响应区间宽度亦可判断系统性能的优劣与否, 以及不确定参数对系统响应的影响趋势.

5 运动响应平稳性

如图4所示, 人-机并联穿戴系统的运动由肢体运动作为驱动激励实现, 外骨骼系统的运动响应又将以力的形式作用到人-机穿戴处, 从而直接影响肢体运动

的自然性. 通过计算系统构件在全域运动范围内响应的最大值与最小值之差或平均值也可评估系统的运动响应平稳性, 但响应间的量纲不同, 无法直接进行运算. 同时, 人-机协作间两者运动幅度不匹配, 也会严重阻碍肢体的运动. 鉴于此, 基于人-机穿戴并联系统的多体运动学约束模型, 对系统构型变量进行分离与重组^[30,31], 如式(7)~(9)所示, $\mathbf{q}_i$ 对应肢体的激励, $\mathbf{q}_d$ 对应外骨骼中各构件的运动响应, 其中包含了构件的平动与转动. 通过对系统雅可比矩阵 $\mathbf{C}_{di}$ 求系统构型变量 $\mathbf{q}_n$ 的偏微分可得

$$(\mathbf{C}_{di}^m)_{\mathbf{q}_n} \delta \mathbf{q}_n = \frac{\partial \mathbf{C}_{di}^m}{\partial \mathbf{q}_n} \delta \mathbf{q}_n = \frac{\partial \mathbf{C}_{di}^m}{\partial \mathbf{q}_n} \mathbf{B}_{di} \delta \mathbf{q}_i = \mathbf{C}_{di}^m \delta \mathbf{q}_i, \quad (27)$$

$m = 1 \sim l,$

式中, $\mathbf{C}_{di}^m$ 表示 $\mathbf{C}_{di}$ 的第 m 行元素, l 表示 $\mathbf{q}_d$ 中的元素数量. $\mathbf{C}_{di}^m$ 相对构型变量的敏感度矩阵为 $\mathbf{C}_{di}^m$, 其中的元素绝对值越大, 预示着运动过程中雅可比矩阵内元素对 $\dot{\mathbf{q}}_i$ 中相应速度元素的传输放缩功能越强. 观察上式可知, 当确定系统构型后, $\mathbf{C}_{di}^m$, $\mathbf{B}_{di}$ 元素数值不变, $\mathbf{C}_{di}^m$ 中数值亦不变. 然而, 同一构型下, 系统速度可能不同. 因此, 为剔除肢体激励速度变化自身对外骨骼相邻构型间运动传输关系变化的影响, 可基于敏感度矩阵 $\mathbf{C}_{di}^m$ 判断系统在相邻构型下运动响应变化的平稳性. 不同构型下敏感度矩阵 $\mathbf{C}_{di}^m$ 中的同一元素量纲相同, 可直接进行运算. 其数值越接近0, 表示系统相邻构型间雅可比矩阵内相应元素的变化越小(后续仿真结果给予了佐证). $\mathbf{C}_{di}^m$ 中各元素在不同构型中与0的“平均距离”可计算为

$$C_a^{mj} = \frac{\sum_{k=1}^n |(C_{di}^{mj})_k|}{n}, \quad m = 1 \sim l, j = 1 \sim lp, \quad (28)$$

式中, $C_a^{mj} \geq 0$ 表示 $\mathbf{C}_{di}^m$ 中第 j 个元素在构型范围内距0的“平均距离”, $(C_{di}^{mj})_k$ 表示第 k 个构型下敏感度矩阵 $\mathbf{C}_{di}^m$ 中的第 j 个元素, n 表示离散后的构型数量, p 表示 $\mathbf{q}_i$ 中的元素数量. 根据上述分析及式(28)可知, C_a^{mj} 间虽量纲不相同, 但其评价标准一致, 则可利用atan函数将其放缩到同一区间范围内进行运算. atan函数放缩公式为

$$y = \frac{2\arctan(x)}{\pi}, \quad (29)$$

式中, x 表示原始数据, $y \in [-1, 1]$ 表示缩放后的数据。

将式(28)代入式(29), 外骨骼的运动响应平稳度指标可建立为

$$K = \frac{\sum_{m=1}^l \sum_{j=1}^{lp} 2\arctan(C_a^{mj})}{\pi p l^2}, \quad (30)$$

式中 $K \in [0, 1]$, 其值越小, 表示系统运动响应平稳性越好。

综上所述, 运动响应平稳度 K 剔除了肢体激励速度变化自身对外骨骼相邻构型间运动传输关系变化的影响, 即无论肢体运动快慢, 运动响应平稳度 K 的值均只与系统结构参数有关。因此, 在系统运动尺度综合中, 其对外骨骼样机构型参数设计具有重要指导意义。

6 优化仿真

6.1 运动学性能优化综合

运动过程中系统的响应区间极差越小, 表明系统受不确定因素的影响越小, 可定义其指标参数为

$$R = \frac{\sum_{i=1}^l R^i}{l}, \quad (31)$$

其中, R^i 表示归一化后的第 i 个响应区间极差。

考虑实物样机的详细设计要求及实际应用需求, 为提升外骨骼的运动学性能, 可对部分响应作如下约束:

$$\begin{cases} \theta^i \in [\theta_{lb}^i, \theta_{ub}^i], & i = 2, 5, \\ L^5 \in [L_{lb}^5, L_{ub}^5], & L^{gc} \in [L_{lb}^{gc}, L_{ub}^{gc}], \end{cases} \quad (32)$$

式中, 对应元素下标“ub”, “lb”表示该元素的上、下限, 则对上述响应区间的极差约束为

$$\begin{cases} R^{\theta^i} \leq \theta_{ub}^i - \theta_{lb}^i, & i = 2, 5, \\ R^{L^5} \leq L_{ub}^5 - L_{lb}^5, & R^{L^{gc}} \leq L_{ub}^{gc} - L_{lb}^{gc}, \end{cases} \quad (33)$$

式中, $R^{(*)}$ 表示其上标元素的响应区间极差。

同时, 样机制造中系统各构件长度之和越小, 越有利于节约成本与降低能耗。则有系统结构参数的指标参数为

$$L = \frac{\sum_{i=1}^4 L_n^i}{4}, \quad (34)$$

式中, L_n^i 表示其上标构件归一化后的结构参数。

综上, 为对系统进行多目标全域优化, 基于上述优化目标与运动响应平稳度, 构建以下外骨骼运动学性能优化目标函数:

$$f(\mathbf{q}_n) = \min(\mu_L L + \mu_K K + \mu_R R), \quad (35)$$

式中, μ_L , μ_K 和 μ_R 表示优化权数。

6.2 优化流程

本文利用压缩粒子群算法^[32]进行系统结构参数寻优。选取外骨骼各杆件长度、初始穿戴位置(r_p^1, r_p^2)及机架倾斜角度 θ^1 作为待优化设计参数。经过文献调研、多次优化仿真验证, 最终设置待优化粒子数量 $N=20$, 粒子维数 $D=20$, 学习因子 $c_1=c_2=2.2$ 。利用MATLAB2018b编写程序并进行优化仿真。在SolidWorks中建立无源外骨骼的虚拟样机模型, 并大致提取系统中构件的尺度约束参数。具体优化权数及尺度约束设置如表1~3所示。优化流程如图6所示。

6.3 优化结果对比

表4为优化结果, 初始系统表示优化前的外骨骼,

表1 优化参数取值

Table 1 Optimize parameter values

优化权数	取值
μ_L	0.2
μ_K	0.4
μ_R	0.4

表2 优化参数范围

Table 2 The range of optimize parameters

优化粒子	上限	下限	优化粒子	上限	下限
L^1 (mm)	70	40	r_p^1 (mm)	30	0
L^2 (mm)	70	30	r_p^2 (mm)	-10	-80
L^3 (mm)	50	20	θ^1 (°)	30	-30
L^4 (mm)	50	20			

表 3 尺度约束

Table 3 Dimensional constraint

优化参/权数	取值	优化参/权数	取值
θ_{ub}^2 (°)	75	θ_{lb}^2 (°)	-60
θ_{ub}^5 (°)	200	θ_{lb}^2 (°)	60
L_{ub}^5 (mm)	130	L_{lb}^5 (mm)	40
L_{ub}^{gc} (mm)	60	L_{lb}^{gc} (mm)	0

表 4 不同指标权数下的优化结果

Table 4 Optimization results under different indicator weights

参数	初始系统	系统1	系统2
θ^1 (°)	0	-17.84	4.36
r_p^1 (mm)	25.00	39.81	39.54
r_p^2 (mm)	-36.00	-56.50	-28.95
L^1 (mm)	60.00	45.03	41.89
L^2 (mm)	65.00	52.16	53.29
L^3 (mm)	25.00	28.38	32.72
L^4 (mm)	30.00	27.58	31.98
L (mm)	180.00	150.15	159.90
θ^2 区间极差 (°)	172.00	115.99	123.28
θ^5 区间极差 (°)	104.42	71.55	81.15
L^5 区间极差 (mm)	64.85	51.06	61.99
L^{gc} 区间极差 (mm)	33.80	27.21	11.32
K	0.1593	0.1450	0.1571

利用运动响应平稳度指标进行尺度综合的外骨骼为系统1。为验证运动响应平稳度指标提出的合理有效性,在确保其余优化参数与系统1相同的前提下,仅以结构参数与响应区间极差为优化目标对外骨骼进行尺度综合得到系统2,两者的优化结果将在后文进行对比分析。系统2的优化目标函数为

$$f(\mathbf{q}_n) = \min[\mu_L L + (\mu_K + \mu_R)R]. \quad (36)$$

将式(8)中非独立变量 $\mathbf{q}_d$ 作为响应代入式(36),优化后可得到系统2的结构参数。

由表4可知,系统1和2较初始系统的各项参数均有所降低,其中杆长总和 L 及 $\theta^2, \theta^5, L^5, L^{gc}$ 区间极差,相较

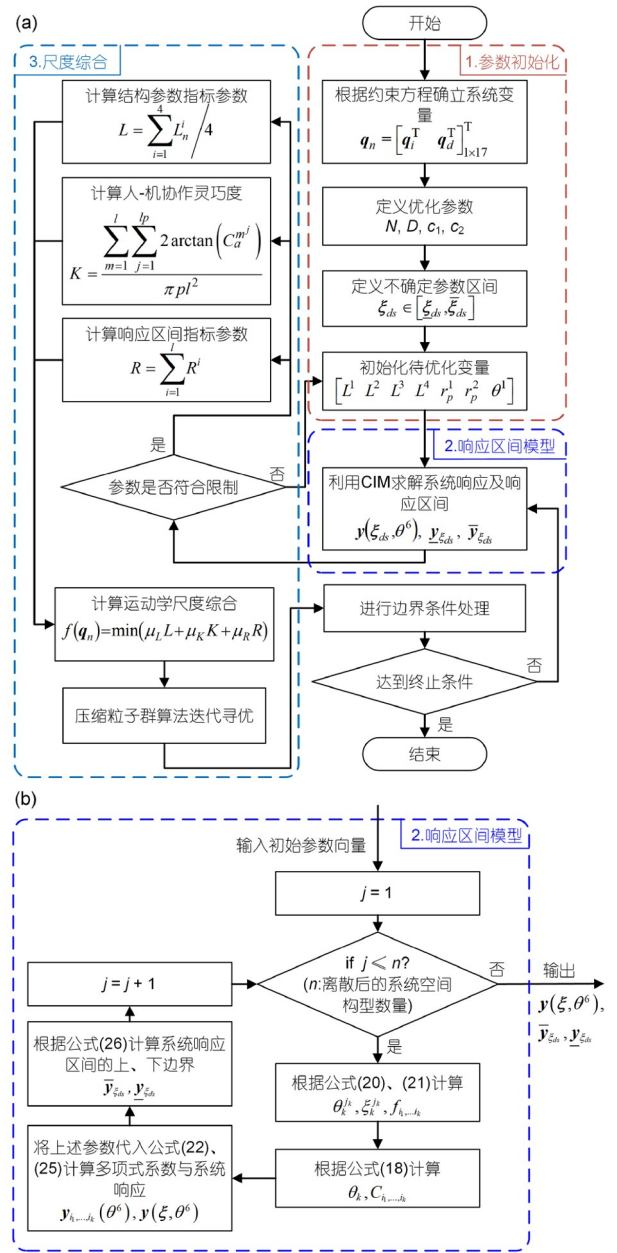


图 6 (网络版彩图)优化算法流程。(a) 总体工作流程; (b) 响应区间模型子流程

Figure 6 (Color online) Optimize algorithm flow. (a) Overall workflow; (b) response interval model subprocess.

于初始系统,均有所下降。对比运动响应平稳度指标 K 的值可知,系统1的运动响应平稳性最好,较初始系统提升8.98%;其次为系统2,较初始系统提升1.38%。各系统在构型变化中的参数响应区间对比结果如图7所示,以表3中受尺度约束的参数为例,CIM计算响应区

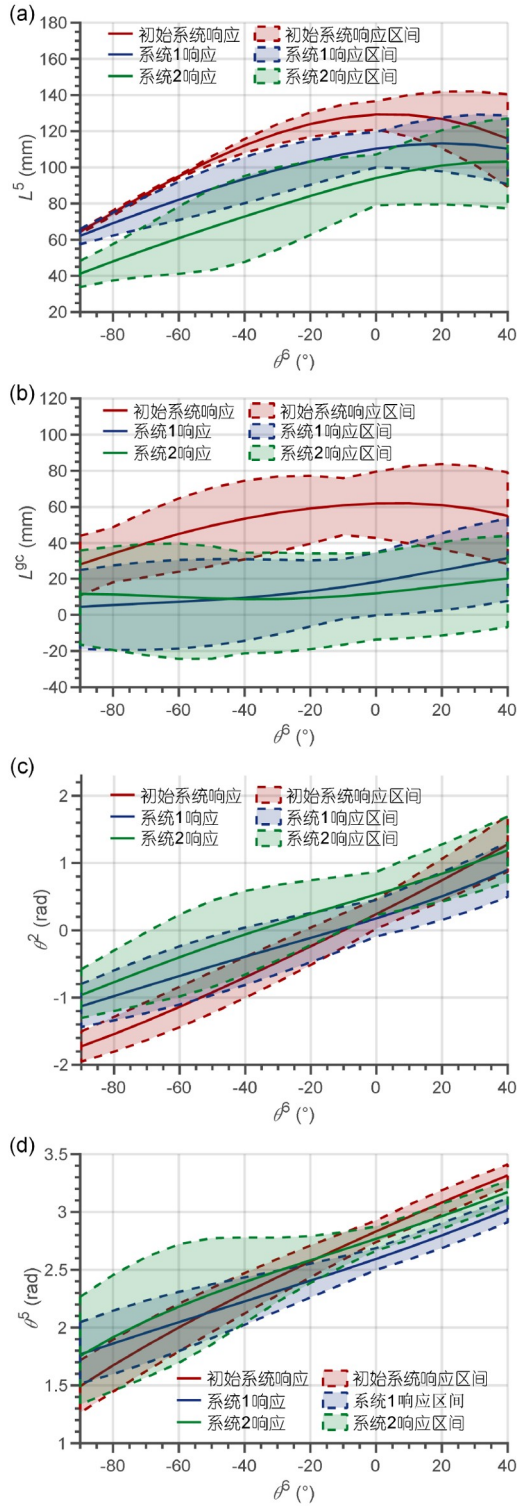


图7 (网络版彩图)系统运动响应及其区间。(a) L^5 ; (b) L^{gc} ; (c) θ^2 ; (d) θ^5

Figure 7 (Color online) System kinematic response and its interval. (a) L^5 ; (b) L^{gc} ; (c) θ^2 ; (d) θ^5 .

间的精确程度在文献[20,22,23]中得到了有效验证, 因篇幅原因, 本文不再将其与扫描法得到的响应区间进行对比。

考虑 L^5 的长度变化在后续样机中通过弹性构件实现, 过大的极限长度比值将增大实物样机的搭建难度。 L^{gc} 在实物样机中表示滑动导杆在小腿滑槽内移动的距离, 两者的相对运动必然会出现因摩擦力导致的构件磨损与能量损耗。所以 L^5 的极限长度比值与 L^{gc} 的长度变化在尺度约束范围内应越小越好。图7为尺度包容范围内($r_p^1 \in [-r_{p1}^1, r_{p1}^1]$, $r_p^2 \in [-r_{p2}^2, r_{p2}^2]$)参数的响应区间, 观察图7(a)可知, 系统1和2的 L^5 在运动过程中的响应平均值均小于初始系统。经计算, 系统1的 L^5 响应区间极值之比最小, 仅为1.94, 初始系统与系统2分别为2.24和3.75。从图7(b)中可看出, 系统1和2的 L^{gc} 响应及响应变化均小于初始系统。结合图7(c)和(d)中系统的响应区间可知, 系统1和2中 θ^2 与 θ^5 两者的响应区间及宽度虽大于初始系统, 但在膝关节屈曲过程中响应变化较小。以上结果说明了优化后的外骨骼在实际制造及使用中更具优势。参数的响应区间对应着系统的运动空间, 通过数值仿真可得到系统关于膝关节的运动包容空间, 如图8所示。

膝关节运动在其矢状面可表示为3自由度平面运动, 图8中x和y轴表示该运动的两个平动, 即股骨、胫骨间的滑动; z轴表示转动, 即膝关节屈曲角度。通过图8(a)~(c)可知, 所有系统均可有效包容膝关节的变轴线运动。图8(d)将各系统的运动包容空间外包络面在xoz面上展开, 对比三者的外包络面可知, 系统1对膝关节的运动包容空间最大, 其次为初始系统; 系统2的运动包容空间最小。这是因为系统2在以响应区间最小为目标进行尺度综合时, 大幅压缩了构件的运动范围, 导致其运动包容空间较小。对膝关节运动的包容程度只能间接评价外骨骼的运动学性能, 而外骨骼在人-机协作间的运动平稳性决定着其运动学性能的优劣。各系统的运动响应平稳度如图9所示。

从图9可看出, 尺度包容范围内, 系统1的K值最小, 表示其运动响应平稳性最好。初始系统的K值稍大于系统1。系统2虽在一定范围内优于初始系统, 但当 $r_p^1 \rightarrow r_{p1}^1$, $r_p^2 \rightarrow r_{p2}^2$ 时, 其运动响应平稳度会骤然增大。这表明系统2滑移到此位置后, 其自身运动学性能

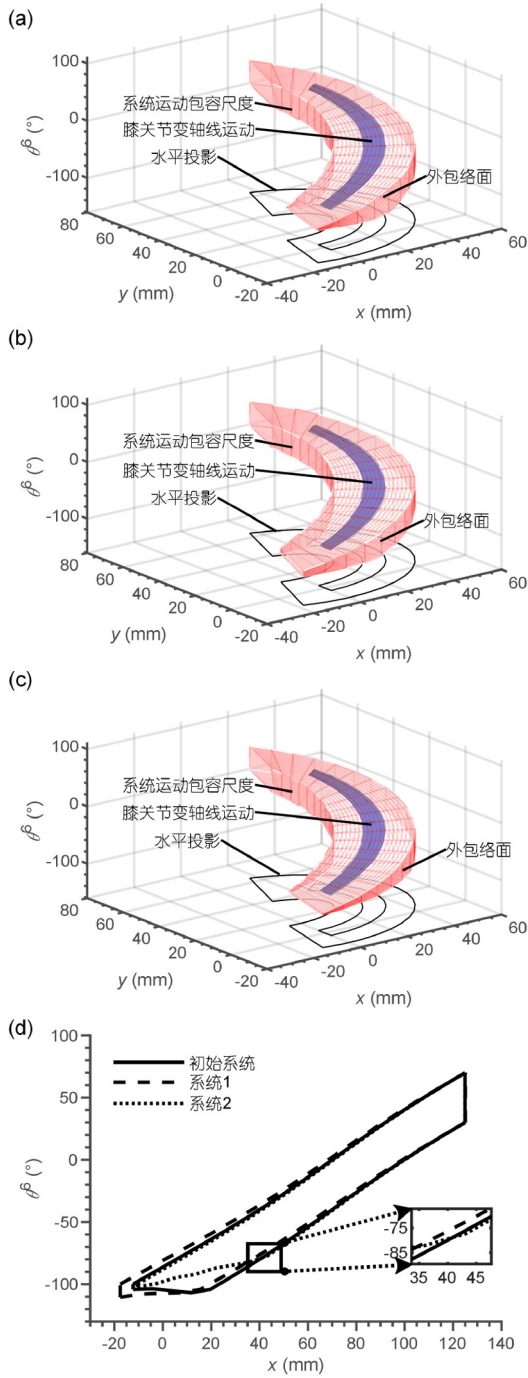


图 8 (网络版彩图)系统运动包容空间. (a) 初始系统; (b) 系统1; (c) 系统2; (d) 外包络面对比

Figure 8 (Color online) System accommodative space. (a) Initial system; (b) system 1; (c) system 2; (d) comparison of the external envelope surfaces.

将受到较大的负面影响. 此图虽能证明在运动响应平稳度指标评价体系下, 系统1的运动学性能最好, 但无

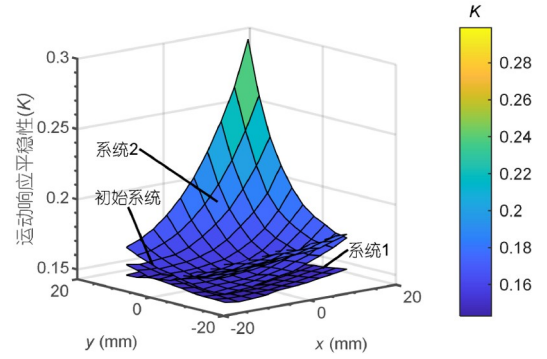


图 9 (网络版彩图)尺度包容范围内外骨骼运动响应平稳性
Figure 9 (Color online) Kinematic response smoothness of the exoskeleton within the accommodative range of the dimensions.

法直观体现运动响应平稳度指标提出的合理有效性. 为验证经运动响应平稳度指标进行尺度综合后的外骨骼在运动过程中具有更好的性能, 利用文献[33]中步态数据进行数值仿真. 因外骨骼中参数的响应较多, 仅以部分参数的速度响应为例, 仿真结果如图10所示.

为进一步验证运动响应平稳度指标提出的合理有效性, 采用文献[26]中主流运动平稳度评价指标LDLJ对各系统进行评估, 其公式为^[26]

$$LDLJ = -\ln \left(\frac{(t_2 - t_1)^3}{v_{peak}^2} \int_{t_1}^{t_2} \left| \frac{d^2 v}{dt^2} \right|^2 dt \right), \quad (37)$$

式中, $LDLJ < 0$, t_1 和 t_2 分别表示运动的起始时间和停止时间, v 表示速度, v_{peak} 表示速度峰值. 该指标结果越趋近于0, 表示系统的运动平稳性越好. 将步态周期中的 $\dot{q}_d$ 代入式(37), 各系统响应的运动平稳性对比如图11所示.

通过图11可看出, 较于其他系统, 系统1中多数响应的LDLJ指标结果更趋近于0, 运动平稳性较好. 根据图4及式(5)可知, 因 θ^3 和 θ^4 在系统运动过程中与膝关节运动幅度一致, 膝关节的旋转速度等同于两者的角速度, 所以 θ^3 和 θ^4 的指标结果在各系统中均相同.

图11(a)中, 系统1除 α_2^2 响应的LDLJ指标结果稍劣于初始系统外, 其余响应的LDLJ指标结果均优于初始系统, 可说明系统1的运动响应平稳性明显优于初始系统. 结合图11(b)可知, 系统1大部分响应的平稳性均优于系统2. 通过计算各系统的平均值可知, 系统1较初始系统和系统2的LDLJ指标结果分别下降5.27%和

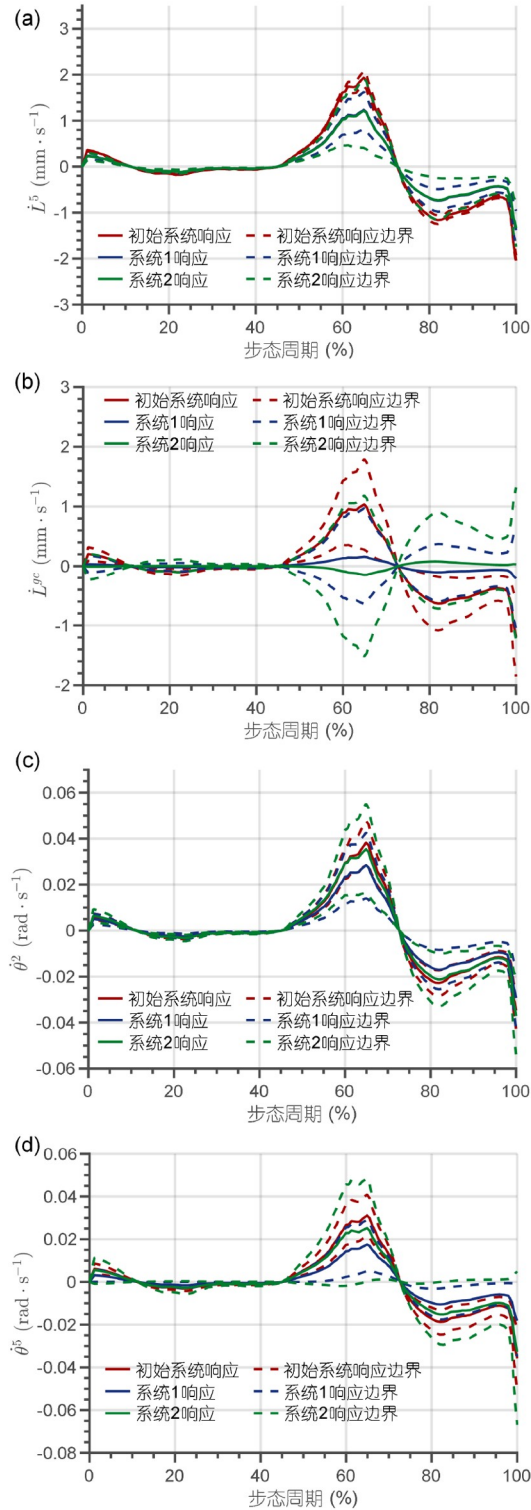


图 10 (网络版彩图)系统速度响应及其区间。(a) $\dot{L}^5$; (b) $\dot{L}^{gc}$; (c) $\dot{\theta}^2$; (d) $\dot{\theta}^5$ 。
Figure 10 (Color online) System velocity response and its interval. (a) $\dot{L}^5$; (b) $\dot{L}^{gc}$; (c) $\dot{\theta}^2$; (d) $\dot{\theta}^5$.

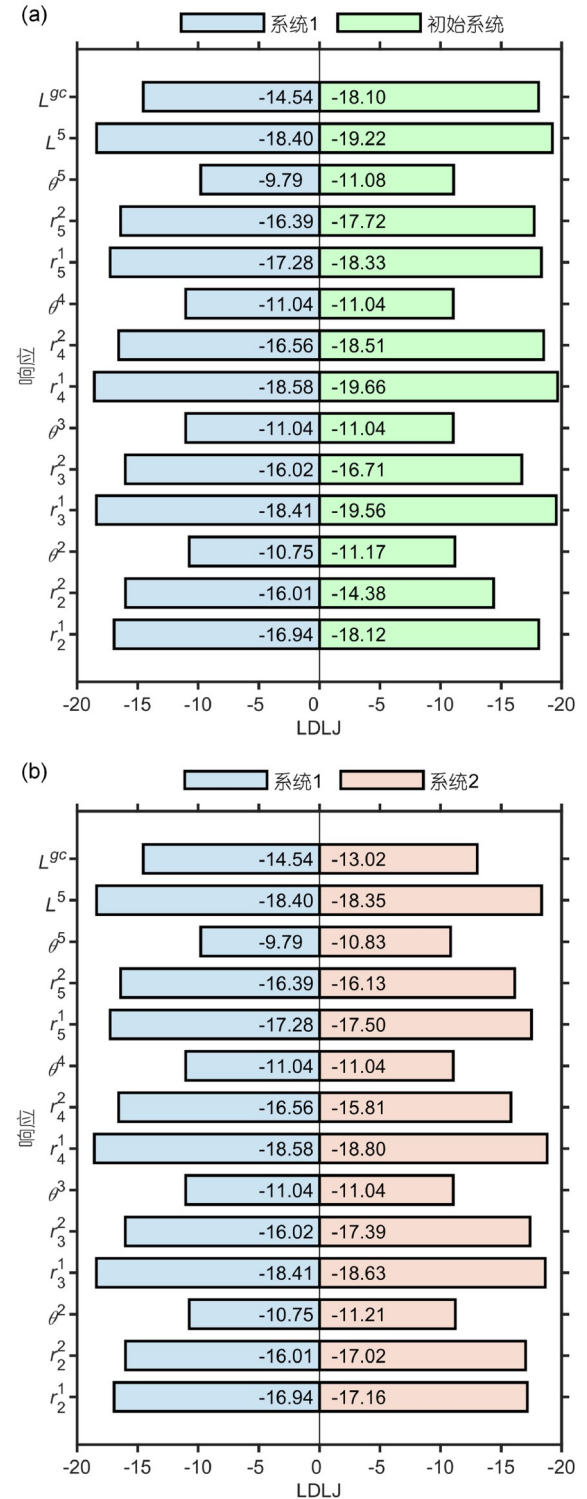


图 11 (网络版彩图) LDLJ评估结果对比。(a) 系统1和初始系统; (b) 系统1和系统2。
Figure 11 (Color online) Comparison of LDLJ evaluation results. (a) System 1 and the initial system; (b) systems 1 and 2.

3.90%。以上结果进一步佐证了在运动学性能优化中, 运动平稳度指标的使用相较于直接以响应区间极差最小为目标进行尺度综合的优越性。

综合表4及图7~11的结果, 我们验证了本文提出的响应区间模型与运动响应平稳度指标的合理有效性。将运动响应平稳度融入尺度综合后, 外骨骼的运动学性能得到了显著提升。同时, 也足以证明压缩粒子群算法对系统运动学性能优化的适用性。

7 结论

(1) 为了分析穿戴不确定因素对外骨骼人-机协作的影响与其运动灵巧的被动顺应包容机制, 在无源膝关节外骨骼研究原型提出的基础上, 基于切比雪夫多项式描述不确定参数与系统响应间的关系, 建立了涵盖多维不确定因素的系统响应区间模型。该模型的建立使得关于人-机并联系统的理论数值仿真研究更具客观性。

(2) 为避免肢体激励等主观因素对外骨骼自身运动传输性能评价的影响, 基于多体运动学雅可比矩阵, 提出一种新型运动学性能指标——运动响应平稳度,

该指标的提出与应用旨在降低因外骨骼在人-机协作中自身速度产生较大波动而导致肢体运动自然性的恶化的可能性, 从而提升外骨骼的运动学性能。

(3) 通过对系统运动学性能多目标优化结果分析, 响应区间模型的准确性得到了有效证明。同时, 横向对比结果及LDLJ指标评价结果均验证了运动响应平稳度指标提出的合理有效性。经该指标开展运动学尺度综合后, 外骨骼的运动学性能有较大提升, 运动响应平稳度较优化前提升8.98%, LDLJ指标结果平均减少5.27%。在相同肢体激励下, 系统中构件速度响应峰值平均降低29.22%, 这一结果同样说明了优化后的系统降低了不确定参数对其运动学响应的影响。研究方法对其他可穿戴设备运动学性能研究具有借鉴意义。

(4) 本文的研究成果主要基于仿真开展, 仿真优化结果验证了本文提出方法的合理有效性并表明外骨骼性能显著提升, 但仿真研究中对复杂不确定因素的假设可能导致其结果与真实实验之间存在差异。后续将结合真实实验进一步验证其在动态环境下的适用性和鲁棒性, 重点优化仿真模型, 增加复杂因素的建模, 以进一步完善方法的实用性并推动其在实际场景中的应用。

参考文献

- 1 Ostrach B, Riemer R. Simulation of a passive knee exoskeleton for vertical jump using optimal control. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2020, 99: 1–11
- 2 Kim H J, Noh J, Yang W. Knee-assistive robotic exoskeleton (Kare-1) using a conditionally singular mechanism for industrial field applications. *Appl Sci*, 2020, 10: 5141
- 3 Hu S, Chen W, Xiong X, et al. Design and analysis of a passive exoskeleton with its hip joint energy-storage. *Proc Inst Mech Eng H*, 2023, 137: 1–13
- 4 Sarkisian S V, Ishmael M K, Lenzi T. Self-aligning mechanism improves comfort and performance with a powered knee exoskeleton. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2021, 29: 629–640
- 5 Schiele A, van der Helm F C T. Influence of attachment pressure and kinematic configuration on pHRI with wearable robots. *Appl Biol BioMech*, 2009, 6: 157–173
- 6 Jiang J, Chen P, Peng J, et al. Design and optimization of lower limb rehabilitation exoskeleton with a multiaxial knee joint. *Biomimetics*, 2023, 8: 1
- 7 Cao J, Wang C, Zhang J, et al. A novel design method for the knee joint of the exoskeleton based on the modular wearable sensor. *J Med Devices*, 2023, 17: 1
- 8 de Andrade R M, Fabriz Ulhoa P H, Fragoso Dias E A, et al. Design and testing a highly backdrivable and kinematic compatible magneto-rheological knee exoskeleton. *J Intelligent Material Syst Struct*, 2023, 34: 653–663
- 9 Wang X, Guo S, Bai S. A cable-driven parallel hip exoskeleton for high-performance walking assistance. *IEEE Trans Ind Electron*, 2024, 71: 2705–2715
- 10 Zimmermann Y, Song J, Deguelle C, et al. Human-robot attachment system for exoskeletons: Design and performance analysis. *IEEE Trans*

- [Robot](#), 2023, 39: 3087–3105
- 11 Wang J, Li X, Huang T H, et al. Comfort-centered design of a lightweight and backdrivable knee exoskeleton. [IEEE Robot Autom Lett](#), 2018, 3: 4265–4272
- 12 Wang D, Lee K M, Guo J, et al. Adaptive knee joint exoskeleton based on biological geometries. [IEEE ASME Trans Mechatron](#), 2014, 19: 1268–1278
- 13 Wang S, Li Y W, Chen Z W, et al. Type synthesis of rehabilitation mechanism of variable axis bio-fusion knee joint (in Chinese). *J Mech Eng*, 2020, 56: 72–79 [王森, 李艳文, 陈子明, 等. 变轴线生物融合式膝关节康复机构型综合. *机械工程学报*, 2020, 56: 72–79]
- 14 Shen H M, Ge R K, Ge D, et al. Exoskeleton design and human-machine compatibility analysis for shoulder rehabilitation based on synergy characteristic (in Chinese). *J Mech Eng*, 2022, 58: 34–44 [申慧敏, 葛瑞康, 葛迪, 等. 基于肩部协同运动特征的康复外骨骼设计与人机相容性分析. *机械工程学报*, 2022, 58: 34–44]
- 15 Jiang X, Bai Z F, Ning Z Y, et al. Interval uncertainty analysis methods for multibody systems based on signal decomposition and Chebyshev polynomials (in Chinese). *Chin J Theor Appl Mech*, 2022, 54: 1694–1705 [蒋鑫, 白争锋, 宁志远, 等. 基于信号分解和切比雪夫多项式的多体系统区间不确定性分析方法. *力学学报*, 2022, 54: 1694–1705]
- 16 Astill C J, Imosseir S B, Shinozuka M. Impact loading on structures with random properties. [J Struct Mech](#), 1972, 1: 63–77
- 17 Sandu A, Sandu C, Ahmadian M. Modeling multibody systems with uncertainties. Part I: Theoretical and computational aspects. [Multibody Syst Dyn](#), 2006, 15: 369–391
- 18 Wu J, Zhang Y, Chen L, et al. A Chebyshev interval method for nonlinear dynamic systems under uncertainty. [Appl Math Model](#), 2013, 37: 4578–4591
- 19 Peng H, Shi B, Wang X, et al. Interval estimation and optimization for motion trajectory of overhead crane under uncertainty. [Nonlinear Dyn](#), 2019, 96: 1693–1715
- 20 Xiang W, Yan S, Wu J, et al. Dynamic response and sensitivity analysis for mechanical systems with clearance joints and parameter uncertainties using Chebyshev polynomials method. [Mech Syst Signal Process](#), 2020, 138: 106596
- 21 Balasubramanian S, Melendez-Calderon A, Roby-Brami A, et al. On the analysis of movement smoothness. [J Neuroeng Rehabil](#), 2015, 12: 112
- 22 Meirovitch Y, Bennequin D, Flash T. Geometrical invariance and smoothness maximization for task-space movement generation. [IEEE Trans Robot](#), 2016, 32: 837–853
- 23 Gulde P, Hermsdörfer J. Smoothness metrics in complex movement tasks. [Front Neurol](#), 2018, 9: 615
- 24 Ringhof S, Patzer I, Beil J, et al. Does a passive unilateral lower limb exoskeleton affect human static and dynamic balance control? [Front Sports Act Living](#), 2019, 1: 22
- 25 Yang Y W, Ge W M, Liu Z C, et al. External flexible knee joint. Chinese Patent, 201510929833.0, 2017-11-10 [杨玉维, 葛为民, 刘增昌, 等. 体外柔性膝关节. 中国专利, 201510929833.0, 2017-11-10]
- 26 Yang Y W, Zhao H, Li B, et al. An adaptive variable stiffness external knee joint device with intelligent tension function. Chinese Patent, 202010026090.7, 2021-08-31 [杨玉维, 赵瀚, 李彬, 等. 一种带有智能张紧功能的自适应变刚度体外膝关节装置. 中国专利, 202010026090.7, 2021-08-31]
- 27 Yang Y W, Li Z T, Li B. A metamorphic bionic knee exoskeleton device with dexterous motion carrying inclusion and its experimental platform system. Chinese Patent, 202211135481.8, 2024-08-21 [杨玉维, 李照童, 李彬. 一种具有灵巧运动承载包容的变胞仿生膝关节外骨骼装置及其实验平台系统. 中国专利, 202211135481.8, 2024-08-21]
- 28 Wang Y, Zhou F H, Zhou Y G, et al. The measurement of the three-dimension morphology of the healthy Chinese knee and related research (in Chinese). *Orthop J Chin*, 2004, 12: 59–61 [王岩, 周飞虎, 周勇刚, 等. 国人正常膝关节三维几何形态测量及相关研究. *中国矫形外科杂志*, 2004, 12: 59–61]
- 29 Li Z T, Yang Y W, Li B, et al. A new type of knee exoskeleton bionic metamorphic robot and its optimal dimensional synthesis based on multibody kinematics (in Chinese). *J Mech Eng*, 2023, 59: 142–155 [李照童, 杨玉维, 李彬, 等. 一种新型仿生变胞膝关节外骨骼机器人及其多体运动尺度综合方法研究. *机械工程学报*, 2023, 59: 142–155]
- 30 Shabana A A. Dynamics of Multibody Systems. 4th ed. Cambridge: Cambridge University Press, 2013
- 31 Yang Y W, Li B, Zhou H B, et al. Dynamic analysis of a mobile parallel manipulator with imperfect kinematic joints (in Chinese). *J Mech Eng*, 2019, 55: 208–216 [杨玉维, 李彬, 周海波, 等. 计及非完美运动副的移动并联机械手动力学分析. *机械工程学报*, 2019, 55: 208–216]
- 32 Clerc M, Kennedy J. The particle swarm-explosion, stability, and convergence in a multidimensional complex space. [IEEE Trans Evol Computat](#),

2002, 6: 58–73

- 33 Zhao H, Xu F, Shou Z Y, et al. The changes of gait and kinematics analysis of major lower limb joints about the knee osteoarthritis patients (in Chinese). *J Beijing Sport Univ*, 2011, 34: 71–74 [赵恒, 徐飞, 寿在勇, 等. 膝关节骨性关节炎患者步态和下肢主要关节的运动学分析. 北京体育大学学报, 2011, 34: 71–74]

Synthesis of a passive knee exoskeleton through multibody kinematics optimization considering wearing uncertainties and kinematic response smoothness

YANG YuWei^{1,2}, LI ZhaoTong^{1,2}, LI Shuo^{1,2}, LI Qian^{1,2}, YIN JiaPeng^{1,2}, LYU XingChang^{1,2}, WANG HaoYu^{1,2}, WANG JuTao^{1,2} & LI Bin^{1,2}

¹ Tianjin Key Laboratory for Advanced Mechatronic System Design and Intelligent Control, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384, China

² National Demonstration Center for Experimental Mechanical and Electrical Engineering Education (Tianjin University of Technology), Tianjin 300384, China

Wearing uncertainties, such as exoskeleton slippage, multidegree-of-freedom knee joint motion, and variations in body geometry, can cause mismatches between the exoskeleton and limb movements. These mismatches may result in unexpected interaction forces in the wearing area, negatively affecting human-machine collaboration. Rapid changes in the velocity of exoskeleton components can complicate interactions further. To address these issues, a passive knee exoskeleton with adaptive compensation for uncertainties has been proposed. Additionally, a response interval model with multidimensional uncertain parameters was developed using the Chebyshev interval method to enhance human-machine collaboration. This model incorporates real-world uncertainties in the analysis of a human-machine research prototype. Furthermore, a new kinematic performance metric called “kinematic response smoothness” was introduced to evaluate the smoothness of exoskeleton configuration parameters objectively. Based on the system’s velocity Jacobian matrix, this metric improves human-machine collaboration by assessing the smoothness of exoskeleton movements. Using this metric and the response interval model, a multiobjective optimization of the system’s kinematics was performed. The results demonstrated that integrating kinematic response smoothness as an optimization metric, alongside response interval range, significantly enhanced the exoskeleton’s kinematic performance after optimization. This reduced the impact of uncertainties on system response. Notably, optimizing motion smoothness, rather than solely focusing on response interval range, significantly enhanced performance. These findings validate the rationality and effectiveness of the proposed method. The study establishes a theoretical framework and provides empirical evidence to support further research on system dynamics and the development of advanced physical prototypes, with broader implications for wearable devices in diverse fields.

wearing uncertainties, passive knee exoskeleton, response interval model, kinematic response smoothness

doi: [10.1360/SST-2024-0238](https://doi.org/10.1360/SST-2024-0238)