中国科学: 技术科学 2026 年 第 56 卷 第 6 期: 1462 ~ 1478
SCIENTIA SINICA Technologica techcn.scichina.com
《中国科学》杂志社 SCIENCE CHINA PRESS
论 文 人形机器人专题

被动人工肌腱型双足机器人多地形适应性行走控制

慕长禧[1,3], 田保林[1*], 云子韬[1], 尚峰宇[1], 高海波[1], 于海涛[1,2,3*]

1. 哈尔滨工业大学机器人机电工程学院, 哈尔滨 150001
2. 宇航空间机构全国重点实验室, 哈尔滨 150001
3. 哈尔滨工业大学重庆研究院, 重庆 401151
* E-mail: tianbaolin_hit@163.com; yht@hit.edu.cn

收稿日期: 2025-09-15; 接受日期: 2026-01-06; 网络版发表日期: 2026-06-22
国家自然科学基金面上项目(批准号: 52175011)、宇航空间机构全国重点实验室开放基金课题项目(编号: YY-F805202210023)、重庆市自然科学基金面上项目(编号: CSTB2023NSCQ-MSX0716)和重庆市技术创新与应用发展专项项目(编号: CSTB2023TIAD-STX0037, CSTB2025-TIAD-STX0023)资助

摘要 为优化双足机器人结构设计并提高运动控制稳定性, 本研究以人体数据为核心支撑, 提出“被动肌腱-主动控制协同优化”设计策略, 开展机器人结构创成与控制算法优化研究. 在结构设计层面, 采用“定刚度弹簧+跨关节绳系牵拉”的被动肌腱传动方案: 该设计复现人体跟腱的生物力学特性, 在触地阶段通过弹性变形储存冲击能量, 推进阶段释放能量推动身体前移, 显著提升运动能量效率; 其固有弹性特性更赋予足端对非结构化环境的天然被动顺应能力. 在控制算法层面, 将被动肌腱的力学参数融入变刚度SLIP (spring-loaded inverted pendulum)模型与全身动力学运动控制框架, 构建“被动缓冲+主动调节”协同机制: 单支撑相采用人体下肢生物力学数据确定支撑腿刚度参数, 保障参数与人体运动特性适配; 双支撑相依据人体行走特性规划运动轨迹并模拟肌肉肌腱功能, 解决步态切换阶段的足-地冲击问题. 动力学优化阶段将被动肌腱力系约束纳入足-地摩擦锥与关节力矩边界条件, 保障闭环控制稳定性. 实验结果表明, 所设计双足机器人行走时足底力特性与人体运动力学数据吻合, 小腿牵拉肌腱对足端打滑、崎岖地面等非结构化环境具备被动顺应能力, 控制算法可依据环境扰动实时调整步态, 确保机器人稳定行走. 本研究验证了基于人体运动力学数据的机器人结构仿生设计在提升双足运动适应性方面的潜力, 为双足机器人走得更稳、更适应复杂环境奠定理论与技术基础.

关键词 双足机器人, 仿生肌腱, 全身控制, 地形适应

1 引言

双足机器人作为移动机器人领域的重要研究方向, 在非结构环境适应、人机协作、复杂移动作业与操控等方面具备独特的优势. 人类世界诸多的非结构化环境对轮式或履带式机器人构成巨大挑战[1]. 理想

引用格式: 慕长禧, 田保林, 云子韬, 等. 被动人工肌腱型双足机器人多地形适应性行走控制. 中国科学: 技术科学, 2026, 56: 1462–1478
Mu C X, Tian B L, Yun Z T, et al. Multi-terrain adaptive walking control of bipedal robots using passive artificial tendons (in Chinese). Sci Sin Tech, 2026, 56: 1462–1478, doi: 10.1360/SST-2025-0267

© 2026 《中国科学》杂志社 www.scichina.com

的双足机器人目标是成为一个通用平台，承担有效载荷，利用独特的腿式结构穿越复杂非结构化环境，以类人的形态部署于人类工作场景. 然而，现有双足机器人系统普遍采用刚性结构设计，所有自由度均通过旋转或直线电机驱动, 缺乏与人类肌肉-肌腱系统的生物力学特性相符的运动机制[2]. 在足式机器人结构设计中增加仿生肌肉-肌腱的张拉结构有助于优化支腿结构和刚度，改善足-地交互性能，提升机器人的地形适应性[3].

腿足式生物下肢的运动解剖学成果蕴含了丰富的仿生学、机构学、力学要素，可供双足机器人本体结构设计和传动机构设计所借鉴，将刚性结构(骨骼/关节)与柔性驱动(人工肌腱/弹性元件)相结合是赋予双足机器人生物级运动性能、环境适应性和人机安全性的关键途径. Wang等人[4]分析人体行走的运动捕捉数据及生理结构，使用线性驱动完全替代旋转驱动来提高机器人行走时的关节刚度，但足-地碰撞时的冲击仍无法被充分吸收和适时释放. Zhong等人[5]将弹性元件集成至执行器中, 以高效地储存与释放能量. 这种集成方式在简化整体结构的同时，确保了机器人动态稳定性与运动效率的提升. 但弹性元件的非线性力控特性增加了关节扭矩控制的复杂度. BirdBot机器人[6]通过模仿鸵鸟肌腱结构，在腿足间设置张拉结构，采用双弹簧来控制多关节刚度，足-地冲击通过弹性元件进行储存和释放, 提高腿足的快速响应能力. 但关节间相互耦合，增大了动力学建模的难度. Ruppert和Badri-Spröwitz[7]仿人体小腿肌肉肌腱结构设计的双关节弹性腿为弹跳机器人降低了功率及峰值扭矩的需求. 具有张拉结构的主动踝关节[8]以较低的功率实现了足部运动调节, 提升机器人的跳跃高度及前进速度.

考虑到足式机器人刚柔耦合系统动力学具有高度复杂性和时变性，单纯依靠结构仿生难以在非结构地形实现鲁棒的运动控制. 人体数据驱动的机器人控制器设计为控制策略提供新思路. 强化学习可以将动捕人体的运动数据映射到双足机器人系统[9]，随着强化学习算法的发展，甚至不需要高端的动捕设备，机器人可以从海量的人体多媒体资源中进行学习[10]. 地形和速度影响着人类行走的肌肉发力的模式[11,12]，这是关节时序数据无法提供的, 采集人体数据不仅为了“模仿人类动作”, 更为了深度解析人类运动的生物力学本质，从而为机器人赋予更高效、鲁棒、类人的运动能力.

本文构建具备通用任务能力的双足机器人平台，从人体骨骼-肌腱系统启发设计双足机器人刚柔耦合仿生结构; 采集人体数据分析生物力学驱动机制, 设计数据驱动的控制器；构建基于全身控制的运动跟踪框架，实现多任务跟踪；最后在野外非结构化地面行走，验证结构及控制算法的稳定性. 旨在突破传统刚性机器人在非结构化环境中的适应性瓶颈，实现类人化的高效稳定运动与多任务操作.

2　双足机器人仿生跟腱腿足设计

2.1　双足机器人总体结构

本研究设计的双足机器人总体结构如图1所示, 机器人基本结构参数如表1所示. 机器人单腿包括3个主动自由度及1个被动自由度. 主动自由度驱动电机均置于大腿根部，髋关节俯仰驱动电机与膝关节驱动电机共轴布置，髋关节侧摆驱动电机与它们的轴线正交布置；机器人膝关节处采用双四杆串联；在小腿部安装弹簧装置，通过凯夫拉绳经踝关节绕行牵拉足底，使踝关节具备刚柔耦合特性；足底固定减震硅胶，降低运动过程中的足-地冲击影响. 髋关节侧摆驱动使用DaMiao DM8009直流无刷电机(额定转速200 r/min, 额定扭矩20 Nm，减速比9)，髋关节俯仰及膝关节驱动使用DaMiao DM10010直流无刷电机(额定转速200 r/min, 额定扭矩40 Nm, 减速比10). 上部铝合金框架搭载工控电脑(处理器: Intel® Core™ Ultra 7 处理器155H)、惯性测量单元(XSENS, MTi-630)及电源模块. 踝关节处布置编码器, 足底安装接触传感器, 分别对被动踝关节角度及足-地接触状态进行测量.

2.2　人体步行运动力学数据采集

通过采集人体步行过程中的足底力与关节轨迹数据, 从大量实测的人体运动/力觉/肌电数据中揭示人体步行运动的运动规律，阐明肌肉发力机制，为双足机器人步态规划及腿足机械结构设计制定提供科学依据.

2.2.1　采集场景搭建及数据归一化处理

人体数据采集场景搭建如图2所示. 在受试者下肢粘贴反光标记点(图2(b)), 28个标记点分别贴于受试者

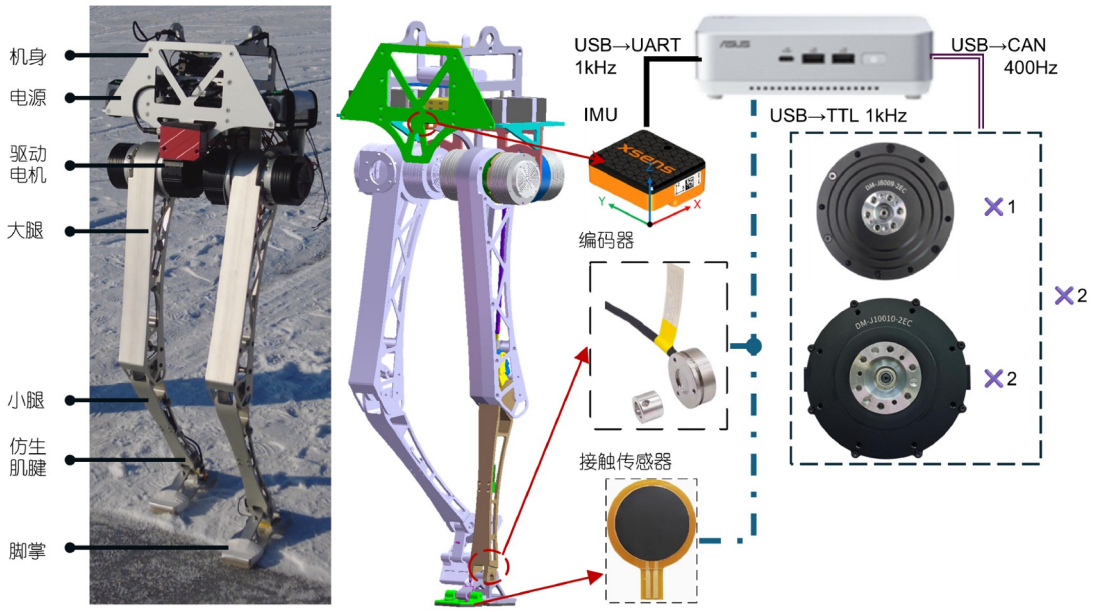


图 1 (网络版彩图)双足机器人总体结构

Figure 1 (Color online) Overall structure of bipedal robot.

双侧髂前上棘(2个)、腰后上棘(2个)、大腿部(6个)、膝外侧(2个)、小腿部(6个)、脚踝外侧(2个)、足跟(2个)及脚趾部(6个), 使用OptiTrack运动捕捉系统(精度 ± 0.1 mm, 测量范围32 m)对标记点实时追踪(图2(a)); 实验者行走过程中的肌肉力及肌肉激活度通过OpenSim软件进行计算(图2(c)); 实验地面嵌入KISTLER高精度六维力测量平台(分辨率250 mN, 测量范围5 kN)对实验者行走过程中的足底力进行采集(图2(d)).

本实验选取6名健康成年受试者在搭建的实验路面上以不同速度区间行走: 0.5 m/s左右(低速区间)、0.8 m/s左右(中速区间)和1.2 m/s左右(高速区间). 实验前, 所有受试者均已知悉实验内容及数据用途, 并自愿签署书面知情同意书. 受试者详细信息如表2所示.

表 1 机器人基本结构参数

Table 1 Basic structural parameters of robots

名称	数值	单位
机器人总重	20.76	kg
大腿长度	420	mm
小腿长度	350	mm
足掌长度	150	mm
踝关节高度(含缓冲材料)	60	mm
自然站立高度	0.96	m

为消除个体化差异影响, 以得到人体步行运动生物力学普遍规律, 分别对时间、关节力矩、标记点轨迹进行归一化处理.

(1) 时间归一化处理

将一个步态周期定义为从右足初始触地到同侧足下一次触地的一次完整步态周期过程. 在此基础上, 将

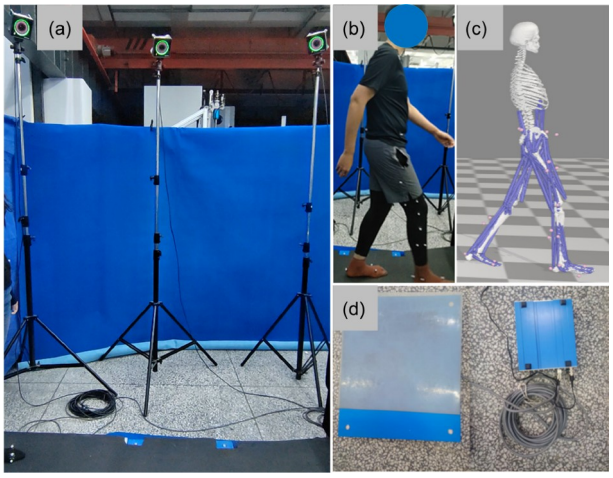


图 2 (网络版彩图)人体数据采集场景. (a) OptiTrack运动捕捉系统; (b) 人体标记点布置; (c) OpenSim软件界面; (d) KISTLER测力台

Figure 2 (Color online): Human body data acquisition scenarios. (a) OptiTrack motion capture system; (b) placement of body markers; (c) OpenSim software interface; (d) KISTLER force plate.

表 2　受试者详细信息

Table 2　Detailed information of participants

编号	性别	年龄 (岁)	身高 (cm)	体重 (kg)	腿长 (cm)	臀宽 (mm)
1	男	27	176	65	105	335
2	男	25	180	80	108	358
3	男	22	182	84	108	363
4	男	24	185	79	110	361
5	女	24	163	48	97	307
6	女	24	172	58	103	320

每个周期的时间归一化至[0,1]区间.

(2) 关节力矩归一化处理

将OpenSim所获得的受试者关节力矩数据除以受试者体重从而完成力矩归一化处理.

(3) 标记点轨迹归一化处理

将所获得的标记点数据X坐标除以受试者腿长、Y坐标除以受试者臀宽、Z坐标除以受试者身高以完成标记点轨迹归一化处理.

(4) 数据质量控制

为确保数据可靠性，每位受试者每个速度区间采集至少10个完整步态周期，剔除时长或轨迹异常的周期后, 保留8~10个有效周期用于分析.

2.2.2　行走过程中肌肉激活度分析

当人体摆动腿着地时，足部的跖屈肌群(如小腿三头肌)在远端固定条件下发生紧张性收缩, 这一机制不仅能够有效缓解下肢各运动环节在屈曲状态下的冲击负荷，还能够显著降低支撑相地面反作用力对下肢关节及软组织的冲击. 此外，腓肠肌在正常步行过程中通过其强大的跖屈功能，为足部蹬地提供了重要的推进力, 从而在步态周期中发挥关键的动力学作用.

本文通过OpenSim仿真定量分析人体步行运动中下肢肌肉激活度，在运动过程中肌肉激活度与肌肉贡献度呈正相关，因此可以通过肌肉激活度来筛选对人体行走运动支撑相阶段贡献度最大的肌肉，从图3可知腓肠肌在步行运动中激活度远高于其他小腿肌肉, 这揭示了腓肠肌在人体步行运动过程中的显著生物力学贡献.

2.2.3　踝关节俯仰等效刚度分析

Hill肌肉模型[13]表示：肌肉纤维与肌腱均表现出一定的弹性特征，肌肉纤维与肌腱串联后的综合刚度可以视为肌肉刚度. 但在人体关节实际运动中，众多肌肉参与关节运动，若仅基于肌肉纤维和肌腱的刚度参数推算关节刚度，关节刚度计算过程会变得极为繁琐且难以实际操作. 因此，本文采用关节等效刚度估算方法，这种方法简化了计算复杂度：将人体关节看作黑箱系统，不深究其内部组成形式与发力原理，从宏观层面出发，根据关节输入量关节驱动力矩与关节输出量转动角度的相对关系求解关节等效刚度，即关节等效刚度可以表示为关节力矩与关节角度的有限差分形式, 从而实现对关节等效刚度的简化估算. 即

$$k_i = \frac{\Delta T_i}{\Delta \theta_i}, \tag{1}$$

式中k_i为第i个关节的等效刚度(Nm/(kg deg)); ΔT_i为第i个关节的归一化力矩(Nm/kg); $\Delta \theta_i$为第i个关节的关节角度(deg).

图4为踝关节在人体步行运动中的等效刚度图. 踝关节俯仰运动的等效刚度图整体呈现为逆时针闭合环形曲线, 该曲线可被具体划分为AB, BC, CD, DA 4个

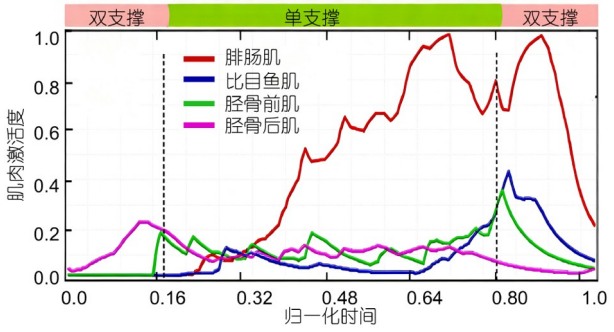


图 3　(网络版彩图)下肢主要肌肉支撑相平均激活度

Figure 3　(Color online) Mean activation level of main lower limb muscles during the stance phase.

特征区段. AB区段对应支撑相足跟滚动初期, 踝关节呈小幅跖屈; BC区段涵盖足跟滚动后期、踝关节滚动期及脚尖滚动初期, 踝关节进行背屈; CD区段位于脚尖滚动后期, 踝关节快速跖屈; DA区段对应摆动相, 踝关节背屈. 在AB和BC区段(约占支撑相时长的75%), 踝关节矢状面力矩与角度呈近似线性关系. 这表明支撑相大部分时段内, 踝关节等效刚度基本恒定, 力矩随角度增大而线性增加.

2.2.4 下肢等效刚度分析

下肢等效刚度求解如图5所示. 通过求解地面反作用力点与人体质心间瞬时位移矢量ΔL及其方向上的投影力分量F_{proj}, 其夹角为θ_{p}. 依据瞬时刚度定义:

$$K_{\text{proj}}=\frac{F_{\text{proj}}}{\Delta L}=\frac{F_{\text{G}}\cos\theta_{\text{p}}}{\Delta L}, \tag{2}$$

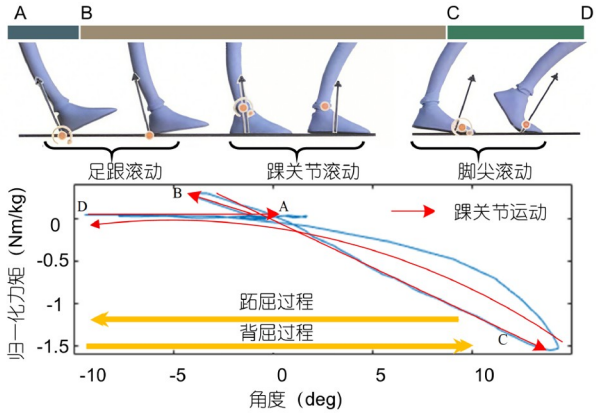


图 4 (网络版彩图)踝关节俯仰运动等效刚度图

Figure 4 (Color online) Equivalent stiffness diagram of ankle joint pitch motion.

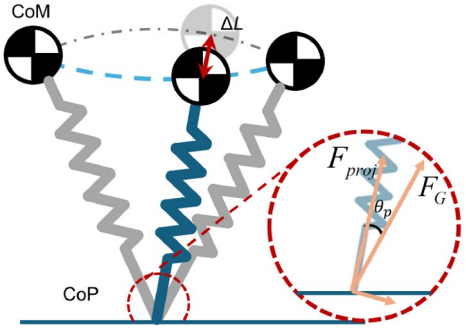


图 5 (网络版彩图)下肢等效刚度求解

Figure 5 (Color Online) Lower limb equivalent stiffness solution.

直接求解下肢瞬时刚度K_{proj}. 该方法能更全面地捕捉人体行走过程中的刚度动态特征.

将采集到的低速、中速、快速运动信息进行处理, 得到3种速度下多个步态的虚拟腿刚度变化, 将步态进程归一化并计算刚度平均值, 得到的虚拟下肢刚度误差区间如图6所示.

随着步行速度的提高, 下肢等效刚度的变化幅度也大幅降低, 当步行速度越来越接近人体步行最优速度范围(1.2~1.4 m/s), 下肢等效刚度降低, 允许更大的关节活动幅度并且更好地利用骨骼肌腱系统的弹性势能达到较高的能量利用效率.

2.3 人体数据启发的腿足结构设计

人体下肢整体构造展现出高度的复杂性与协调性, 这种复杂构造是实现下肢平稳、高效运动的根本保障. 图7展示了人体下肢骨骼系统的构造以及肌肉

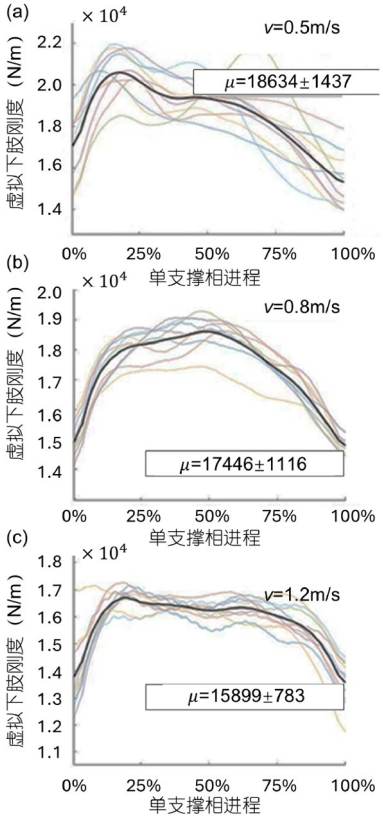


图 6 (网络版彩图)不同速度下单支撑相刚度变化曲线. (a) 行走速度0.5 m/s; (b) 行走速度0.8 m/s; (c) 行走速度1.2 m/s

Figure 6 (Color online) Single support phase stiffness variation curves at different speeds. (a) walking speed 0.5 m/s; (b) walking speed 0.8 m/s; (c) walking speed 1.2 m/s.

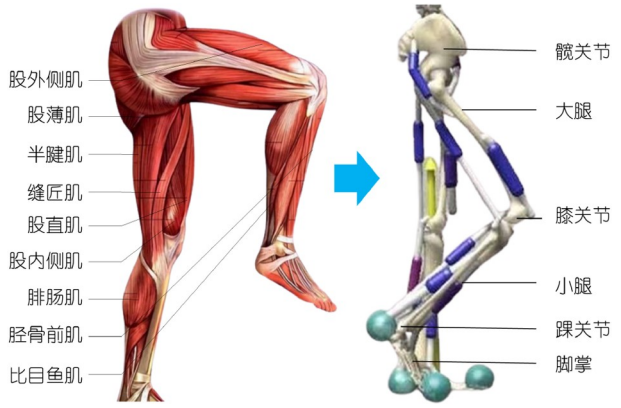


图 7　(网络版彩图)人体下肢构造及简化模型

Figure 7　(Color online) Human lower limb structure and simplified model.

分布情况. 通过简化模型可以看出, 骨骼为下肢刚度主要来源; 肌腱连接肌肉和骨骼提供柔性; 大腿肌肉更发达, 减小腿部惯量, 为快速奔跑提供可能.

2.3.1　膝关节设计

人类膝关节采用滑动-滚动复合运动而非简单的铰链式运动, 是生物力学优化的结果, 这种设计完美平衡了稳定性、活动范围、承重能力和能量效率的需求. 本研究将双足机器人膝关节简化为四连杆, 如图8所示.

通过精准配置膝关节驱动连杆的长度, 可有效避开膝关节驱动过程中的连杆死点位置, 依托四连杆的传动放大特性, 将驱动端的小幅运动转化为小腿端的大幅运动, 最终使小腿相对大腿的运动范围覆盖[−10°,160°]区间(其中−10°对应膝关节超伸状态, 满足直膝行走时的需求; 160°对应最大屈膝状态).

2.3.2　踝关节设计

上一节通过分析人体数据得到踝关节等效刚度在支撑相大部分时间内是趋于恒定的, 故在踝关节的设计上使用定刚度的弹簧, 通过凯夫拉绳跨踝关节牵拉足底, 小腿结构如图9(a)和(b)所示.

进一步通过对该关系进行线性拟合, 最终推导出踝关节力矩/体重与踝关节角度之间的定量数学关系, 其表达式如下:

$$T = -0.10666\theta_a + 0.00996, \tag{3}$$

式中, T为踝关节单位质量扭矩; θ_a为踝关节角度. 足掌

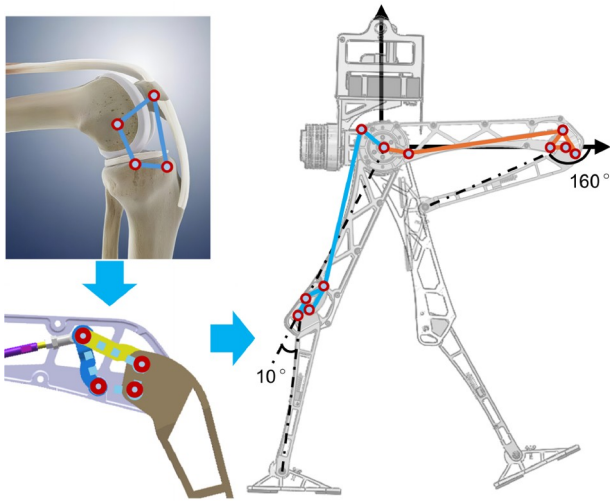


图 8　(网络版彩图)膝关节结构设计

Figure 8　(Color online) Knee joint structural design.

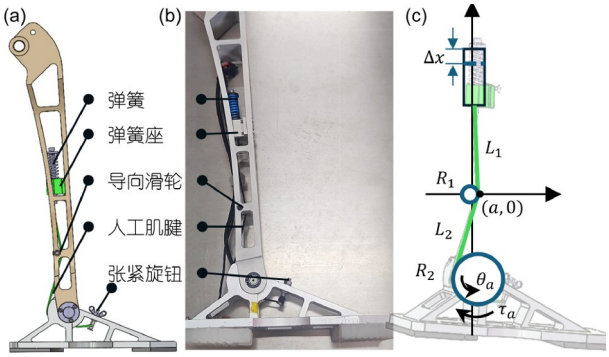


图 9　(网络版彩图)小腿牵拉跟腱设计. (a) 小腿模型; (b) 小腿实物; (c) 牵拉肌腱结构简图

Figure 9　(Color online) Design of the Achilles tendon stretching mechanism. (a) Calf model; (b) physical prototype of the calf; (c) schematic diagram of the stretching tendon structure.

后脚跟处设计为圆弧形, 整个人工牵拉肌腱结构简图如图9(c)所示.

牵拉肌腱在踝关节处产生的力矩可表示为

$$\tau_a = -kR_2\Delta x + \tau_{pre}, \tag{4}$$

$$\Delta x \approx \sqrt{L_1^2 - a^2} - \sqrt{(L_1 - R_2\Delta\theta_a)^2 - a^2}. \tag{5}$$

根据实际结构尺寸, a远小于L_1:

$$\Delta L_1 \approx R_2\Delta\theta_a. \tag{6}$$

式(4)可进一步简化为

$$\tau_a \approx -kR_2^2\Delta\theta_a + \tau_{pre}, \tag{7}$$

式中, τ_a为踝关节力矩; τ_{pre}为踝关节预拉力矩; $\Delta\theta_a$为踝关节角度变化量; k为弹簧劲度系数; ΔL_1为斜边长度变化量; R_2为踝关节弧线半径; x为弹簧压缩长度; a为滑轮最右侧距弹簧滑柱的水平距离.

将踝关节俯仰力矩与踝关节俯仰角度之间的线性关系与人体步行运动中踝关节力矩/体重和踝关节角度的实验数据进行匹配, 并结合双足机器人总重为20.76 kg的参数, 可推导出等效的弹簧劲度系数k为14.3 N/m, 最后选用MISUMI TL系列弹簧, 刚度系数为14 N/m.

3 双足机器人动力学建模及步态生成

3.1 运动学分析

膝关节传动可看作2个四连杆机构串联的传动, 如图10所示. 点A为布置在髋关节处的驱动电机轴心, 点E为小腿绕大腿的回转中心, AFE为大腿轴线, GH为小腿轴线, 其余节点、连杆长度与关键角度均标识在图中.

第一级四杆机构A-B-C-F-A采用交叉式布置, 相比平行四边形布置, 节省空间且使机构均匀分布在轴线AF两侧. 在输入连杆AB驱动下, BC跨越AF驱动输出连杆FC. 运动过程中, 不考虑各杆件的微小形变量, 可以对第一级四杆机构列出如下约束方程:

$$(g-a\cos\alpha-c\cos\beta)^2+(a\sin\alpha+c\sin\beta)^2=b^2, \tag{8}$$

给定杆长和输入角α, 解得两个β值(对应交叉式和平行四边形布置), 需选取恰当值. 故确定杆长时, β是α的函数, 记作$\beta=\text{kine}_1(\alpha)$; 反之, 给定$\beta$也有唯一恰当的$\alpha$与之对应, 记作$\alpha=\text{kine}_1^{-1}(\beta)$.

第二级四杆机构F-C-D-E-F中, ED固连于小腿, ED中点G位于小腿轴线GH上. 定义小腿轴线与大腿轴线夹角为δ, 其约束方程为

$$(f+c\cos\beta-e\cos\gamma)^2+(c\sin\beta-e\sin\gamma)^2=d^2. \tag{9}$$

据此可得β与γ的对应关系, 分别记作$\gamma=\text{kine}_2(\beta)$和$\beta=\text{kine}_2^{-1}(\gamma)$. 通过这些角度关系函数的复合, 可以得到连杆传动的正运动学与逆运动学. 连杆传动的杆长参数见表3. 在[−π/2, 3π/4]范围内对α取值, 间隔为0.001 rad, 并通过数值解法得到对应δ的值, α的有效取值范围为[0.2, 1.75], 对应δ的取值范围为[3.15, 6.29], 超出这个范围会面临连杆死点等问题. 在有效范围内, 对α与δ之间的关系进行五次多项式拟合, 拟合前后的曲线如图11所示, 对应的五次多项式如下:

$$\delta=\sum_{n=0}^{5}A_n\alpha^n,\ \alpha=\sum_{n=0}^{5}B_n\delta^n. \tag{10}$$

求导得到对应的速度变化式:

$$\dot{\delta}=\sum_{n=0}^{4}C_n\alpha^n,\ \dot{\alpha}=\sum_{n=0}^{4}D_n\delta^n. \tag{11}$$

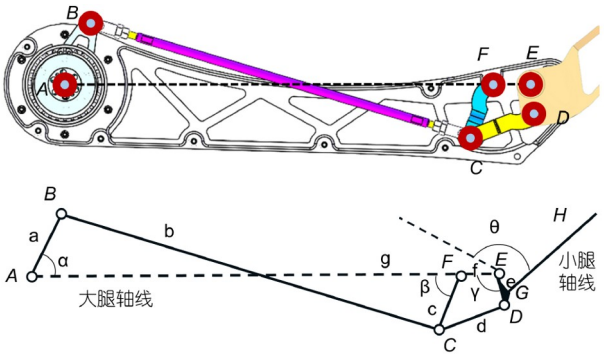


图 10 (网络版彩图)膝关节连杆传动示意图

Figure 10 (Color online) Knee joint linkage transmission schematic diagram.

表 3 连杆传动杆长参数

Table 3 Linkage transmission link length parameters

参数名称	值
a	60 mm
b	360 mm
c	50 mm
d	60 mm
e	25 mm
f	35 mm
g	385 mm
θ	35°

3.2 低维动力学模型分析

为更匹配人体不同速度下行走下肢刚度变化的规律, 本文使用变刚度SLIP模型[14]作为系统简化模型进行分析, 单支撑相变刚度SLIP模型如图12所示. 模型由主动刚度k_v和被动刚度k_1组成. 被动刚度恒定, 其值由上一节的踝关节力-位特性确定, 并作为SLIP模型的约

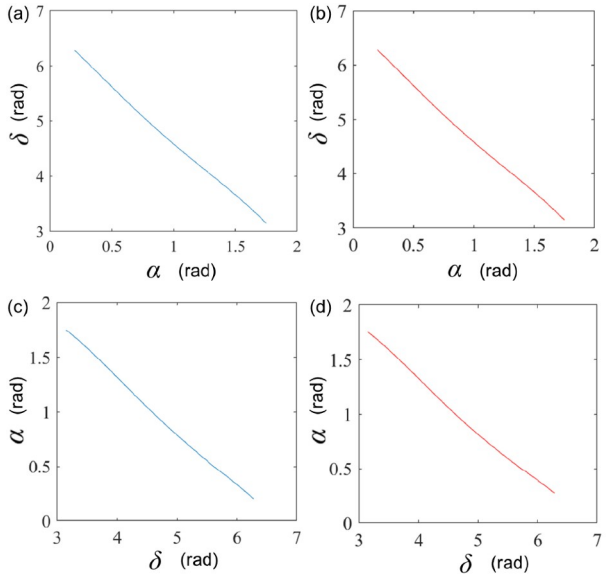


图 11　(网络版彩图)运动学拟合曲线. (a) 正运动学采样曲线; (b) 正运动学拟合曲线; (c) 逆运动学采样曲线; (d) 逆运动学拟合曲线

Figure 11　(Color online) Kinematics fitting curves. (a) Forward kinematics sampling curve; (b) forward kinematics fitting curve; (c) inverse kinematics sampling curve; (d) inverse kinematics fitting curve.

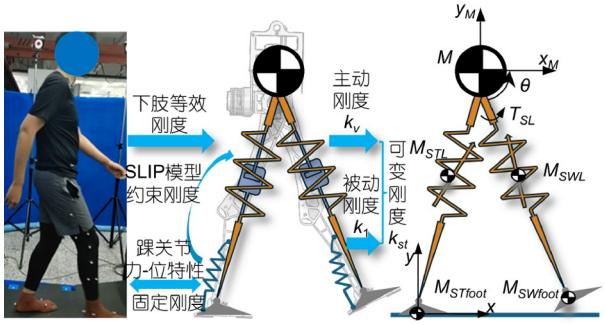


图 12　(网络版彩图)单支撑相变刚度SLIP模型

Figure 12　(Color online) Single support phase variable stiffness SLIP model.

束刚度，结合人体下肢等效刚度数据规划行走时的主动刚度，实现从生物系统到机械模型的映射. 在单支撑相，变刚度SLIP模型由以下质量点构成：机身质量M、支撑腿质量M_{STL}、支撑足质量M_{STfoot}、摆动腿质量M_{SWL}、摆动足质量M_{SWfoot}、摆动腿驱动力矩为T_{SL}、角度为θ.

单支撑相的系统状态可以用四元向量$\mathbf{q}_{\mathrm{ss}}=[x_{\mathrm{M}}, y_{\mathrm{M}}, \theta, r]^{\mathrm{T}}$表示. 并假设支撑相既不发生平动，也不发生转动. 由此，动力学分析可忽略支撑脚相关动力学项，并对支撑腿质量位置$(x_{\mathrm{STL}}, y_{\mathrm{STL}})$简化计算:

$$\begin{cases} x_{\mathrm{STL}} = x_{\mathrm{M}}\left(\dfrac{2L_0 - L_{\mathrm{T}}}{2L_0}\right), \\ y_{\mathrm{STL}} = y_{\mathrm{M}}\left(\dfrac{2L_0 - L_{\mathrm{T}}}{2L_0}\right), \end{cases} \tag{12}$$

式中, x_{M}为机身质心横坐标; y_{M}中心质量纵坐标; L_0支撑弹簧腿原长; L_{T}摆动腿杆长度，腿部质心到髋关节距离的2倍, 这里取0.7288 m.

摆动腿质量点$(x_{\mathrm{SWL}}, y_{\mathrm{SWL}})$与摆动足质量点$(x_{\mathrm{SWF}}, y_{\mathrm{SWF}})$位置计算如下:

$$\begin{cases} (x_{SWL}, y_{SWL}) = \left(x_{\mathrm{M}} + \dfrac{L_{\mathrm{T}}}{2}\cos\theta, y_{\mathrm{M}} + \dfrac{L_{\mathrm{T}}}{2}\sin\theta\right), \\ (x_{SWF}, y_{SWF}) = \left(x_{\mathrm{M}} + (L_{\mathrm{T}} + r)\cos\theta, y_{\mathrm{M}} + (L_{\mathrm{T}} + r)\sin\theta\right). \end{cases} \tag{13}$$

单支撑相的控制量包括可变弹簧力k_{v}、摆腿扭矩T_{SL}以及摆动足的驱动力F_{SL}. 定义系统的控制输入为$\mathbf{u}_{\mathrm{ss}} = [k_{\mathrm{v}}, T_{\mathrm{SL}}, F_{\mathrm{SL}}]^{\mathrm{T}} \in \mathbb{R}^{3\times 1}$, 单支撑相映射矩阵$\mathbf{S} \in \mathbb{R}^{4\times 3}$, 支撑相地面支反力为$F_{\mathrm{SF}}$, 单支撑相系统动力学方程如下:

$$\mathbf{M}(\mathbf{q}_{\mathrm{ss}})\ddot{\mathbf{q}}_{\mathrm{ss}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}_{\mathrm{ss}}, \dot{\mathbf{q}}_{\mathrm{ss}}) + \mathbf{G}(\mathbf{q}_{\mathrm{ss}}) = \mathbf{S}\mathbf{u}_{\mathrm{ss}} + \mathbf{F}_{\mathrm{SF}}, \tag{14}$$

其中$\mathbf{C}(\mathbf{q}_{\mathrm{ss}}, \dot{\mathbf{q}}_{\mathrm{ss}})$包含弹簧腿固定刚度部分力，在单支撑相变为双支撑相时，计算当前单支撑相质心，并将当前的五质量变刚度SLIP模型转化为一个单质量变刚度SLIP模型，只包含一个质心质量，其坐标表示为$(x_{\mathrm{Md}}, y_{\mathrm{Md}})$，两足$x$方向坐标分别为$x_{\mathrm{SF1}}, x_{\mathrm{SF2}}$. 此时系统控制输入定义为$\mathbf{u}_{\mathrm{ds}} = \left[k_{\mathrm{v2}}, k_{\mathrm{v3}}\right]^{\mathrm{T}}$, 双支撑相映射矩阵$\mathbf{B} \in \mathbb{R}^{2\times 2}$. 双支撑相系统动力学方程如下:

$$\mathbf{M}_f\ddot{\mathbf{q}}_{\mathrm{ds}} + \mathbf{G} = \mathbf{B}\mathbf{u}_{\mathrm{ds}} + \mathbf{F}_{\mathrm{SF1}} + \mathbf{F}_{\mathrm{SF2}}. \tag{15}$$

3.3　变刚度SLIP模型的步态规划

在基于变刚度SLIP模型的步态规划中(图13)，单支撑相的规划过程始于运动参数的初始化：依据输入的期望前进速度匹配人体行走数据中下肢等效刚度、步距等生物力学特性，结合输入的抬足高度进行足端轨迹规划. 足端运动轨迹通过参数化函数显式生成，将足端位移r和摆动腿角度θ分别定义为关于质心横坐标x_M的连续函数:

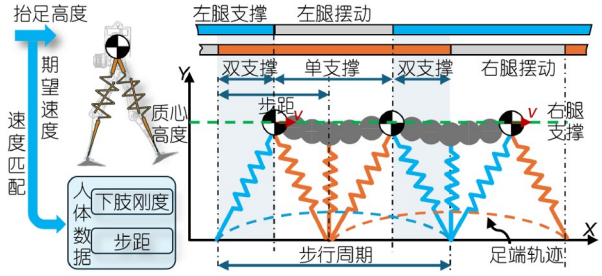


图 13 (网络版彩图)变刚度SLIP模型步态模式

Figure 13 (Color online) Gait patterns of the variable stiffness SLIP model.

$$\begin{aligned} r &= r_0 - h_{\max}\cos\left(\frac{\pi x_{\mathrm{M}}}{2x_{\mathrm{M0}}}\right), \\ \theta &= \theta_0 \sin\left(\frac{\pi x_{\mathrm{M}}}{2x_{\mathrm{M0}}}\right), \end{aligned} \tag{16}$$

式中r_0为初始足端位置; $h_{\max}$为用户输入的最大抬足高度; θ_0为支撑相切换时的角度.

步行周期内, 左腿与右腿交替经历双支撑、单支撑阶段, 在完成单支撑相步态规划后, 需通过动态模型切换实现单双支撑相转换. 当单支撑相末期摆动足触地时, 系统实时计算质心位置与运动状态触发相变. 双支撑相期间, 若质心水平位移达到单支撑起始点或支撑腿长度超过弹簧原长, 则依据足端-质心几何关系重新计算单支撑初始参数.

其中单支撑相到双支撑相的转换通过质心运动学公式直接解算, 而双支撑相到单支撑相的逆变换则需求解强非线性方程组.

在步态切换时将支撑足2坐标x_{ST2}设为0, 摆动腿质心m_{SWL}与支撑腿质心m_{STL}可以表示为机身质心x_{M}和两个支撑足坐标$x_{\mathrm{ST1}}, x_{\mathrm{ST2}}$的函数表达式:

$$\begin{aligned} & m_{\mathrm{SWL}}\left(x_{\mathrm{M}} - \frac{L_{\mathrm{T}}(x_{\mathrm{M}} - x_{\mathrm{ST1}})}{2\sqrt{(x_{\mathrm{M}} - x_{\mathrm{ST1}})^2 + y_{\mathrm{M}}^2}}\right) \\ & + m_{\mathrm{STL}} x_{\mathrm{M}}\left(\frac{2L_0 - L_{\mathrm{T}}}{2L_0}\right) \\ & = M_t x_{\mathrm{M}t} - m_{\mathrm{SWF}} x_{\mathrm{ST1}} - m_{\mathrm{STF}} x_{\mathrm{ST2}} - M x_{\mathrm{M}}, \\ & m_{\mathrm{SWL}}\left(y_{\mathrm{M}} - \frac{L_{\mathrm{T}} y_{\mathrm{M}}}{2\sqrt{(x_{\mathrm{M}} - x_{\mathrm{ST1}})^2 + y_{\mathrm{M}}^2}}\right) \\ & + m_{\mathrm{STL}} y_{\mathrm{M}}\left(\frac{2L_0 - L_{\mathrm{T}}}{2L_0}\right) \\ & = M_t y_{\mathrm{M}t} - M y_{\mathrm{M}}. \end{aligned} \tag{17}$$

将以上约束关系记为

$$\begin{cases} f(x_{\mathrm{M}}, y_{\mathrm{M}}) = 0, \\ g(x_{\mathrm{M}}, y_{\mathrm{M}}) = 0. \end{cases} \tag{18}$$

使用牛顿迭代方法获得其数值解, 以单支撑相初始站姿的关节角作为牛顿迭代的输入初值:

$$\begin{bmatrix} \Delta x_{\mathrm{M}} \\ \Delta y_{\mathrm{M}} \end{bmatrix} = \mathbf{J}^{-1}(x_{\mathrm{M}}, y_{\mathrm{M}}) \cdot \left(-\begin{bmatrix} f(x_{\mathrm{M}}, y_{\mathrm{M}}) \\ g(x_{\mathrm{M}}, y_{\mathrm{M}}) \end{bmatrix}\right). \tag{19}$$

双支撑相步态规划的核心目标是实现单支撑相末态与下一周期初态的无突变衔接. 基于人体行走的生物力学特性, 采用正弦函数规划质心轨迹, 质心轨迹具有连续的二阶导数, 可避免双支撑阶段产生加速度突变, 降低关节冲击力并减少能量损耗, 轨迹表达式如下:

$$y_{\mathrm{M}t} = U_1 \sin(U_2 x_{\mathrm{M}t} + U_3) + U_4, \tag{20}$$

式中$U_{1\sim4}$分别为包含单支撑相初始状态和结束状态位置、速度的函数.

从单支撑相过渡到双支撑相时, 肌肉和肌腱的弹性特性会储存能量, 并在后续步态中释放, 从而显著减小步态切换时的冲击影响. 为实现质心轨迹的平滑衔接, 对质心轨迹微分得到加速度约束方程:

$$\begin{aligned} \frac{\mathrm{d}^2 y_{\mathrm{M}t}}{\mathrm{d}t^2} &= U_1 U_2 \cos(U_2 x_{\mathrm{M}t} + U_3)\frac{\mathrm{d}^2 x_{\mathrm{M}t}}{\mathrm{d}t^2} \\ &\quad - U_1 U_2^2 \sin(U_2 x_{\mathrm{M}t} + U_3)\left(\frac{\mathrm{d}x_{\mathrm{M}t}}{\mathrm{d}t}\right)^2. \end{aligned} \tag{21}$$

该式确保轨迹二阶连续, 避免关节冲击. 为生成时间参数化轨迹, 假设水平速度$\frac{\mathrm{d}x_{\mathrm{M}t}}{\mathrm{d}t}$为水平位移$x_{\mathrm{M}t}$的三次多项式:

$$\frac{\mathrm{d}x_{\mathrm{M}t}}{\mathrm{d}t} = V_1 x_{\mathrm{M}t}^3 + V_2 x_{\mathrm{M}t}^2 + V_3 x_{\mathrm{M}t} + V_4. \tag{22}$$

其加速度可通过链式法则导出:

$$\frac{\mathrm{d}^2 x_{\mathrm{M}t}}{\mathrm{d}t^2} = (3V_1 x_{\mathrm{M}t}^2 + 2V_2 x_{\mathrm{M}t} + V_3)\frac{\mathrm{d}x_{\mathrm{M}t}}{\mathrm{d}t}, \tag{23}$$

式中系数$V_{1\sim4}$由单支撑相结束位置和速度作为边界条件确定, 通过分离变量积分实现位移-时间映射:

$$\begin{aligned} t &= \lambda(x_{\mathrm{M}t}) \\ &= \int_{x_{\mathrm{M0}}}^{x_{\mathrm{M}t}} \frac{\mathrm{d}x_{\mathrm{M}t}}{V_1 x_{\mathrm{M}t}^3 + V_2 x_{\mathrm{M}t}^2 + V_3 x_{\mathrm{M}t} + V_4} + t_0. \end{aligned} \tag{24}$$

求解上式获得时间函数, 进而反解$x_{\mathrm{M}t}$, 最终代入式(22)和(23)得到速度与加速度时序, 并耦合正弦函数(21)生成完整质心轨迹. 该方法允许y方向柔性冲击(模拟人体肌腱能量缓冲), 严格保证位置与速度连续性, 实现步态周期闭环衔接.

4 基于全身控制的运动控制框架

4.1 整体运动控制框架

本文采用的运动跟踪框架主要包含三个核心环节: 二次规划问题(quadratic programming, QP)的构造、求解以及关节力矩解算. 该框架以二次规划问题为核心, 基于机器人的完整动力学模型, 通过优化变量表达运动跟踪任务与物理约束.

优化变量选择机器人的广义加速度$\dot{\boldsymbol{v}}$及所有接触力在世界坐标系下的分量

$$\boldsymbol{\lambda}=\left[\lambda_{1,x},\lambda_{1,y},\lambda_{1,z},\cdots,\lambda_{N,x},\lambda_{N,y},\lambda_{N,z}\right],$$

其中N是接触力的数量[15]. 本文所使用的机器人无上肢, 接触力均为足底力, 通过作用在足底四端点的等效力矢量描述, 每足12个分量, 这对完整建模动力学及定义摩擦锥约束至关重要.

目标函数的设计旨在最小化实际运动趋势与期望趋势的差异. 将期望变化趋势与通过$[\dot{\mathbf{v}},\boldsymbol{\lambda}]^{\mathrm{T}}$表达的实际运动趋势做差, 并取加权范数, 将其加入到目标函数当中, 之后结合约束条件进行优化使目标函数取得最小值, 可以得到符合机器人动力学与其他约束的最优解$(\dot{\mathbf{v}}^{\mathrm{op}},\boldsymbol{\lambda}^{\mathrm{op}})$, 该解可以使机器人实际的运动状态变化趋势尽可能接近期望的变化趋势, 从而实现期望的运动跟踪效果. 目标函数表示为

$$\min_{\mathbf{y}}\sum_{i=1}^{N_{\mathrm{task}}}(\mathbf{A}_i\mathbf{y}-\mathbf{b}_i)^{\mathrm{T}}\mathbf{Q}_i(\mathbf{A}_i\mathbf{y}-\mathbf{b}_i),\tag{25}$$

其中$\mathbf{y}=[\dot{\mathbf{v}},\boldsymbol{\lambda}]^{\mathrm{T}}$, $\mathbf{Q}_i$为半正定权重矩阵, 部分等式硬约束$\mathbf{A}\mathbf{y}=\mathbf{b}$可转化为软约束加入目标函数, 而硬约束(如摩擦锥、接触力范围)则保留为线性不等式约束. 通过选取恰当的$\mathbf{A}_i$, $\mathbf{b}_i$和$\mathbf{Q}_i$使上式为凸二次型的集合, 将二次规划问题转换为凸优化问题, 具有唯一最小值. 采用QP求解器求解得最优解$\mathbf{y}$. 通过动力学方程:

$$\mathbf{M}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{v}}+\mathbf{h}(\mathbf{q},\mathbf{v})=\boldsymbol{\tau}+\mathbf{J}^{\mathrm{T}}\boldsymbol{\lambda},\tag{26}$$

反解关节力矩:

$$\boldsymbol{\tau}=\mathbf{M}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{v}}+\mathbf{h}(\mathbf{q},\mathbf{v})-\mathbf{J}^{\mathrm{T}}\boldsymbol{\lambda},\tag{27}$$

其中$\boldsymbol{\tau}$包含驱动关节力矩及被动踝关节约束力矩. 将最优解$(\dot{\mathbf{v}}^{\mathrm{op}},\boldsymbol{\lambda}^{\mathrm{op}})$代入上式求得驱动力矩$\boldsymbol{\tau}_{\mathrm{cmd}}$, 并作为前馈指令输出, 同时积分$\dot{v}$生成期望关节状态, 实现运动闭环控制.

机器人运动后更新状态反馈(基体位姿/速度、关节角度/速度), 用于修正动力学模型、比较期望轨迹并调整优化参数, 形成全局控制闭环.

4.2 物理约束条件

基于机器人运动的物理约束要求, 本文重点阐述两类核心约束条件及其数学表达: 足-地接触力的摩擦锥约束和主动关节的力矩限制.

足底力由法向分量$\lambda_{i,jz}$和切向分量$\lambda_{i,jx},\lambda_{i,jy}$组成. 法向足底力本质上是足底面与地面接触时发生法向挤压而产生的正压力, 需满足单边约束条件:

$$\lambda_{i,jz}\geqslant 0,\quad i=1,\ldots,N,\quad j=1,2,3,4.\tag{28}$$

在法向力作用下, 切向力受库仑摩擦约束:

$$\sqrt{\lambda_{i,jx}^{2}+\lambda_{i,jy}^{2}}\leqslant\mu_{i,j}\lambda_{i,jz},\tag{29}$$

其中$\mu_{i,j}$是该作用点处的等效摩擦系数. 此约束要求足底力矢量位于以接触点为顶点、中心轴与法线夹角为$\theta=\arctan\mu_{i,j}$的圆锥内(图14(a)). 为适配二次规划的线性约束形式, 将非线性摩擦锥约束近似为

$$\left|\lambda_{i,jx}\right|\leqslant\overline{\mu}_{i,j}\lambda_{i,jz},\left|\lambda_{i,jy}\right|\leqslant\overline{\mu}_{i,j}\lambda_{i,jz},\tag{30}$$

其中$\overline{\mu}_{i,j}=\mu_{i,j}/\sqrt{2}$为保守摩擦系数近似值, 形成图14(b)所示的多面锥体. 其矩阵形式为

$$\underbrace{\begin{bmatrix}0&0&-1\\1&0&-\overline{\mu}_{i,j}\\-1&0&-\overline{\mu}_{i,j}\\0&1&-\overline{\mu}_{i,j}\\0&-1&-\overline{\mu}_{i,j}\end{bmatrix}}_{\mathbf{U}_{i,j}}\underbrace{\begin{bmatrix}\lambda_{i,jx}\\\lambda_{i,jy}\\\lambda_{i,jz}\end{bmatrix}}_{\boldsymbol{\lambda}_{i,j}}\leqslant\begin{bmatrix}0\\0\\0\\0\\0\end{bmatrix},\tag{31}$$

记为$\mathbf{U}_{i,j}\boldsymbol{\lambda}_{i,j}\leqslant\mathbf{0}$.

机器人所有足底力需同步满足此约束, 全局表达式为

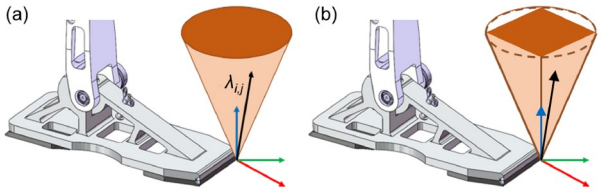


图 14 (网络版彩图)足底摩擦锥及其近似. (a) 足底摩擦锥示意图; (b) 摩擦锥的多边形近似

Figure 14 (Color online) Foot sole friction cone and its approximation. (a) Schematic diagram of the foot sole friction cone; (b) polygonal approximation of the friction cone.

$$\begin{bmatrix} \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{U}_{1,1} & \cdots & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \vdots & \ddots & \vdots \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \cdots & \mathbf{U}_{N,4} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\mathbf{v}} \\ \boldsymbol{\lambda}_{1,1} \\ \vdots \\ \boldsymbol{\lambda}_{N,4} \end{bmatrix} \leqslant \mathbf{0}. \tag{32}$$

对于关节力矩约束, 本文机器人主动自由度为6, 定义选择矩阵$\mathbf{S}_{\mathrm{a}} \in \mathbb{R}^{6\times N_{\mathrm{v}}}$, 主动关节力矩表示为

$$\boldsymbol{\tau}_{\mathrm{a}} = \mathbf{S}_{\mathrm{a}}\boldsymbol{\tau} = \mathbf{S}_{\mathrm{a}}\mathbf{M}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{v}} + \mathbf{S}_{\mathrm{a}}\mathbf{h}(\mathbf{q},\mathbf{v}) - \mathbf{S}_{\mathrm{a}}\mathbf{J}^{\mathrm{T}}\boldsymbol{\lambda}. \tag{33}$$

各关节力矩受硬件能力限制:

$$|\tau_i| \leqslant \tau_{i,\max}, \tag{34}$$

其中$\tau_{i,\max}$为关节i的最大驱动力矩, 合并得到关节力矩约束的矩阵形式:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{S}_{\mathrm{a}}\mathbf{M} & -\mathbf{S}_{\mathrm{a}}\mathbf{J}^{\mathrm{T}} \\ -\mathbf{S}_{\mathrm{a}}\mathbf{M} & \mathbf{S}_{\mathrm{a}}\mathbf{J}^{\mathrm{T}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\mathbf{v}} \\ \boldsymbol{\lambda} \end{bmatrix} \leqslant \begin{bmatrix} \boldsymbol{\tau}_{\max} - \mathbf{S}_{\mathrm{a}}\mathbf{h}(\mathbf{q},\mathbf{v}) \\ \boldsymbol{\tau}_{\max} + \mathbf{S}_{\mathrm{a}}\mathbf{h}(\mathbf{q},\mathbf{v}) \end{bmatrix}. \tag{35}$$

4.3 运动任务跟踪

引入恰当的运动任务对关键节点的运动进行加速度校正, 从而使关键节点的运动趋势朝着期望的运动改变, 最终实现关键节点的期望运动, 包括期望位置、期望速度以及期望加速度. 本文关注的关键节点包括基体质心、摆动腿末端及足底面标志点. 对于基体质心, 需跟踪机器人整体期望轨迹并维持一定高度. 摆动腿末端的期望运动则基于步态参数与实时机器人状态动态生成, 结合期望抬足高度通过轨迹规划(3.3节)确定其位置与速度, 确保摆动相起始与结束时刻速度为零以避免冲击. 足底面标志点的运动控制旨在等效实现支撑腿的足底无滑移约束, 通过强制选定标志点的线速度为零来实现, 标志点选择与足底力等效简化点一致.

在刚体姿态控制方面, 采用基于旋量理论的方法推导期望量. 当刚体实际旋转矩阵${}^{S}\mathbf{R}_{B_i}$与期望旋转矩阵${}^{S}\mathbf{R}^{\mathrm{d}}_{B_i}$存在偏差时, 引入虚拟角速度$\boldsymbol{\omega}^{\mathrm{v}}_{B_i}$进行修正, 该角速度满足

$${}^{S}\mathbf{R}^{\mathrm{d}}_{B_i} = \mathrm{e}^{\left(\boldsymbol{\omega}^{\mathrm{v},S}_{B_i}\right)^{\wedge}\Delta t}\left({}^{S}\mathbf{R}_{B_i}\right). \tag{36}$$

结合矩阵对数概念, 可进一步推导出期望角加速度的表达式:

$$\dot{\boldsymbol{\omega}}^{\mathrm{d},S}_{B_i} = \mathbf{K}_{\mathrm{om}}\left(\log\left({}^{S}\mathbf{R}^{\mathrm{d}S}_{B_i}\mathbf{R}^{-1}_{B_i}\right)\right)^{\vee} + \mathbf{D}_{\mathrm{om}}\left(\boldsymbol{\omega}^{\mathrm{d}}_{B_i} - \boldsymbol{\omega}_{B_i}\right) + \dot{\boldsymbol{\omega}}^{\mathrm{ff},S}_{B_i}, \tag{37}$$

其中$\mathbf{K}_{\mathrm{om}}$和$\mathbf{D}_{\mathrm{om}}$分别为刚度与阻尼系数矩阵, $\dot{\boldsymbol{\omega}}^{\mathrm{ff},S}_{B_i}$为角加速度前馈项. 设刚体角速度的Jacobian矩阵为$\mathbf{J}^{S}_{\mathrm{om}}$, 则姿态控制任务可表述为

$$\left[\mathbf{J}^{S}_{\mathrm{om}} \quad \mathbf{0}\right]\dot{\mathbf{v}} = \left[\dot{\boldsymbol{\omega}}^{\mathrm{d},S}_{B_i} - \dot{\mathbf{J}}^{S}_{\mathrm{om}}\mathbf{v}\right]. \tag{38}$$

4.4 足底力跟踪

足底力跟踪任务聚焦于实现规划的法向足底力λ^{d}_i, 该力代表单足足底力系的法向代数和. 因此, 任务目标是使每个足等效作用力的法向分量之和逼近λ^{d}_i, 构造为

$$\sum_{j=1}^{4}\lambda_{i,jz} \approx \lambda^{\mathrm{d}}_i. \tag{39}$$

动力学一致性条件要求优化得到的广义加速度满足动力学方程(26). 特别地, 由于基体运动自由度与踝关节(欠驱关节)对应的关节力矩τ_{u}无法自由变化, 需将其作为软约束引入目标函数.

定义选择矩阵$\mathbf{S}_{\mathbf{u}} \in \mathbb{R}^{8\times N_{\mathrm{v}}}$以筛选相关分量:

$$\mathbf{S}_{\mathbf{u}} = \begin{bmatrix} \mathbf{I}_6 & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{S}_{\mathrm{ank,l}} \\ \mathbf{0} & \mathbf{S}_{\mathrm{ank,r}} \end{bmatrix}, \tag{40}$$

$$\begin{aligned} \mathbf{S}_{\mathrm{ank,l}} &= [0\ \ 0\ \ 0\ \ 1\ \ 0\ \ 0\ \ 0\ \ 0], \\ \mathbf{S}_{\mathrm{ank,r}} &= [0\ \ 0\ \ 0\ \ 0\ \ 0\ \ 0\ \ 0\ \ 1]. \end{aligned} \tag{41}$$

结合式(27), 可以得到与基体运动和踝关节运动对应的关节力矩为

$$\boldsymbol{\tau}_{\mathrm{u}} = \mathbf{S}_{\mathrm{u}}\tau = \mathbf{S}_{\mathrm{u}}\mathbf{M}(\mathbf{q})\dot{\mathbf{v}} + \mathbf{S}_{\mathrm{u}}\mathbf{h}(\mathbf{q},\mathbf{v}) - \mathbf{S}_{\mathrm{u}}\mathbf{J}^{\mathrm{T}}\boldsymbol{\lambda}. \tag{42}$$

并受限于物理约束:

$$\boldsymbol{\tau}_{\mathrm{u}} = \begin{bmatrix}\mathbf{0} & \tau_{\mathrm{ank,l}} & \tau_{\mathrm{ank,r}}\end{bmatrix}^{\mathrm{T}}. \tag{43}$$

关节弹性力τ_{ank}由模型决定, 与优化变量无关. 由此构造足底力跟踪的动力学一致性任务:

$$\begin{bmatrix}\mathbf{S}_{\mathrm{u}}\mathbf{M} & -\mathbf{S}_{\mathrm{u}}\mathbf{J}^{\mathrm{T}}\end{bmatrix}\mathbf{y} = \boldsymbol{\tau}_{\mathrm{u}} - \mathbf{S}_{\mathrm{u}}\mathbf{h}(\mathbf{q},\mathbf{v}). \tag{44}$$

至此, 本文涉及的所有运动跟踪任务均已阐述并表达为标准矩阵形式. 其他约束(如摩擦锥、关节力矩限制)则按4.2节所述处理为线性不等式约束, 不引入等式硬约束. 由人体数据到双足机器人系统控制的映射如图15所示.

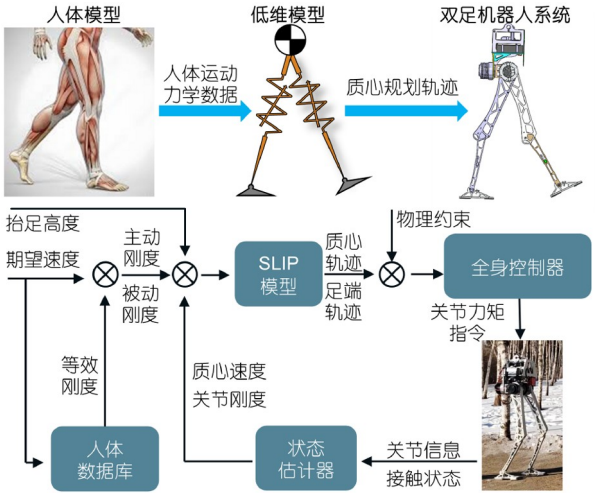


图 15　(网络版彩图)人体数据到机器人系统映射框图

Figure 15　(Color online) Mapping block diagram from human data to robot system.

5　样机实验

5.1　室内试验

室内实验如图16所示. 机器人不同速度行走的步态参数设定如表4所示.

机器人在室内铺设的地面上以不同速度行走, 在距起点3 m的位置预埋六维力传感器, 对机器人行走过程中足底力进行采集, 确保至少有一个周期的支撑相落在采集区域内. 如图16(a)所示, 机器人行走时各关节力矩随时间周期性变化, 左右两侧关节存在相位差, 体现双腿交替支撑和摆动的步态周期特性. 髋关节力矩幅值相对较小, 以平衡控制为主要功能; 膝关节力矩幅值更大且波动更为剧烈, 其在支撑相缓冲推进中承担更大力负荷. 左右两侧关节力矩对称性较好,

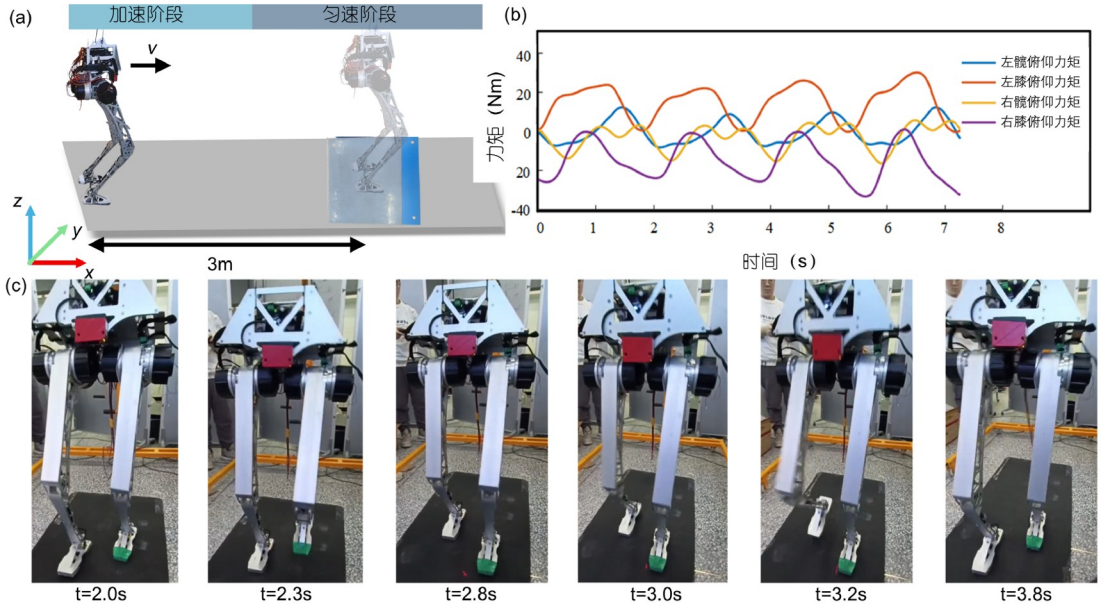


图 16　(网络版彩图)室内实验示意图. (a) 室内试验示意图; (b) 行走过程各关节力矩; (c) 室内试验行走过程图

Figure 16　(Color online) Indoor experiment schematic diagram. (a) Indoor experiment schematic; (b) joint torques during walking; (c) indoor experiment walking process diagram.

表明机器人行走时步态周期与负荷分配较均匀，行走稳定性良好.

机器人不同速度行走足底力采集如图17(a)~(c)所示，图17(d)为体重80 kg的受试者以0.5 m/s速度行走的足底力数据. 从图可以看出，y方向的足底力值相对较小，变化趋势平缓; x方向在摩擦力作用下起始于负值，随后逐渐增大; z方向力值显著较大，呈现典型的双峰曲线特征，两个峰值分别出现在落地缓冲阶段和蹬伸阶段. 随着步行速度的增加，单支撑相内足底垂直方向(z向)力的峰值显著增大，而谷值则相应减小. 这一变化规律与人体步行实验数据及仿真研究结果所揭示的足底力变化趋势一致.

5.2 低摩擦硬实地面行走实验

低摩擦硬实地面选取冰面及雪上行走，摩擦系数低会造成足端打滑，对机器人规划和控制造成挑战.

表 4 机器人室内实验步态参数表

Table 4 Gait parameters of the robot in indoor experiments

编号	前进速度	步距	抬足高度	刚度
#1	0.36 m/s	0.18 m	0.15 m	6354 N/m
#2	0.58 m/s	0.25 m	0.15 m	5950 N/m
#3	0.88 m/s	0.29 m	0.15 m	5421 N/m

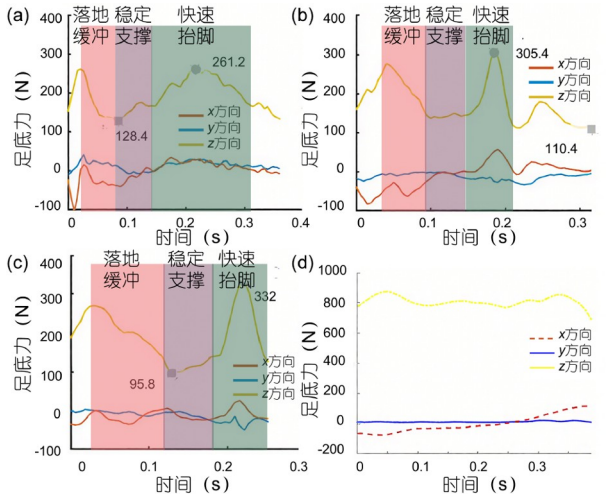


图 17 (网络版彩图)室内行走实验足底力数据图. (a) 行走速度0.36 m/s; (b) 行走速度0.58 m/s; (c) 行走速度0.88 m/s; (d) 80 kg受试者0.5 m/s行走足底力

Figure 17 (Color online) Foot sole force data from the indoor walking experiment. (a) Walking speed 0.36 m/s; (b) walking speed 0.58 m/s; (c) walking speed 0.88 m/s; (d) foot sole force for 80 kg subject walking at 0.5 m/s.

本文使用的机器人室外行走实验通过本体搭载的编码器及惯性测量单元IMU (inertial measurement unit)对踝关节角度和机器人俯仰方向的角度及角速度进行采集，踝关节角度根据踝关节模型转换成力矩，基于采集到的俯仰角及其角速度数据，绘制机器人行走在俯仰方向上的相图. 冰面行走实验如图18所示.

变刚度SLIP模型的刚度调节机制为步态稳定提供核心支撑. 被动肌腱系统通过弹性形变缓冲触地冲击，降低足端打滑引起的力矩突变影响. 左右脚踝关节力矩呈现周期性波动，波峰出现在双支撑阶段向当前腿单支撑过度时，过渡期间踝关节力矩平稳无突变; 根据行走情况动态调整双支撑相在整个步态周期中的占比，冰面低摩擦环境对机器人步态稳定性提出持续性挑战，当足端出现打滑时，踝关节所受力矩持续偏高. 主动刚度层面，基于IMU实时反馈的俯仰角、角速度及编码器采集的踝关节角度数据动态修正，低摩擦地面行走情况下对期望速度进行比例缩放，降低支撑腿主动刚度，双支撑相时维持小幅刚性以保证支撑稳定性，避免因刚度骤降导致重心失稳.

采集关节电机反馈的角度和速度绘制左腿髋关节俯仰角度-角速度极限环(图18(c))及左腿膝关节俯仰角度-角速度极限环(图18(d)). 极限环是判断系统动态稳定性的重要依据，若极限环为封闭且稳定的形状，说明系统在该关节的运动具有自稳定特性. 膝关节极限环呈现出较为复杂但相对封闭的形态，表明左腿髋关节在冰面行走过程中，角度与角速度的动态变化存在周期性和内在稳定性规律. 在冰面低摩擦的干扰下，极限环仍能保持大致的封闭性，反映出机器人髋关节控制策略对冰面环境的适应性，通过关节角度与角速度的协同调节，维持步态的动态平衡，即使支撑腿出现打滑等干扰，也能通过关节运动的自组织特性恢复稳定运动.

对比髋关节极限环，膝关节极限环的形状和分布范围有所不同，这与机器人初始姿态和关节空间有关，通过角度与角速度的动态调节，配合髋关节共同应对低摩擦带来的打滑风险，极限环表明膝关节控制策略在冰面步态中的有效性，确保腿部屈伸运动的节奏和力度能适应冰面的力学特性，维持整体行走的稳定性. 值得注意的是，髋关节角度为0.6 rad、膝关节角度为−0.4 rad时，两处极限环均出现扰动，此状态对应机器人站立最高点，此时机器人重心较高，冰面低摩擦干扰

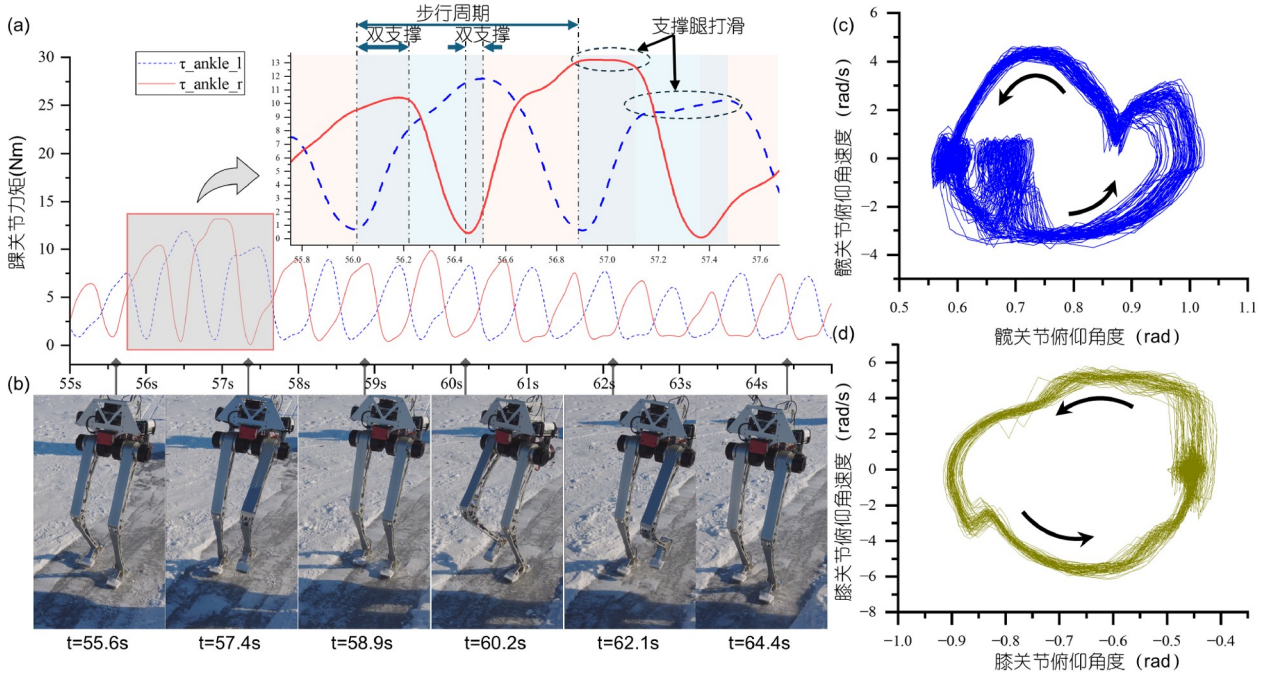


图 18　(网络版彩图)冰面行走实验. (a) 左踝关节力矩曲线; (b) 冰上行走过程图; (c) 髋关节俯仰极限环; (d) 膝关节极限环

Figure 18　(Color online) Walking experiment on ice. (a) Left ankle joint torque curve; (b) walking process diagram on ice; (c) hip joint pitch limit cycle; (d) knee joint limit cycle.

对状态影响最为明显，机器人根据策略快速调整髋关节角度来维持运动稳定, 降低运动失稳的风险.

雪上行走实验如图19所示. 与冰上行走类似, 踝关节力矩也呈现周期性波动，反映了双足机器人的步行周期，存在双支撑相和单支撑相的交替. 采集左脚踝角度并做差分求得脚踝角速度绘制左脚踝角度-角速度极限环(图19(c))及机身俯仰角度-角速度极限环(图19(d)). 脚踝极限环呈现出封闭的曲线, 相对更加规则，曲线交织的情况没有冰上行走时髋关节极限环那么明显，在行走过程中，左脚踝的角度与角速度变化具有一定的周期性和稳定性，跟腱结构对非结构地形有被动顺应能力. 相较而言，机身俯仰极限环呈现出较为复杂的形状，表明在雪上行走时，机身的俯仰角度和角速度处于动态变化且相互关联的状态. 机器人在雪上行走时，需要不断调整机身姿态来适应雪面的不平整(如小的凸起、凹陷等)以及打滑现象，同时保持整体的平衡. 当雪面不平整或足端打滑时，机器人的支撑腿受力不均，会通过调整机身俯仰角度来重新分配载荷和维持平衡，这就导致了机身俯仰角度和角速度的复杂变化，反映在极限环上就是复杂的曲线形态. 尽管如此, 极限环形态复杂却相对封闭, 说明结构对雪面复杂地形有良好适应性，控制策略在应对地形扰动时具备精准且及时的调节能力.

5.3　林地坡面行走实验

林地坡面行走实验如图20所示. 在双足机器人树林上坡行走过程中，踝关节力矩存在明显波动. 从时间维度看, 波动主要集中在步态周期的双支撑相阶段. 双足机器人上坡时，为克服重力沿坡面的分力、维持身体在坡面的平衡与推进，双支撑相期间，两只脚同时与坡面接触，上坡地形使得机器人足端提前接触地面，但机身仍需向前移动，动态变化直接作用于踝关节, 使得踝关节需要持续调整力矩以应对: 一方面, 要保证支撑脚与坡面的稳定接触，提供足够的支撑力矩; 另一方面, 在双支撑相向单支撑相转换的过程中, 力矩需快速过渡, 以配合摆动腿的动作. 此外, 坡面地形的微小起伏(树林环境下，地面可能存在不平整性)也会对踝关节与地面的相互作用产生扰动，进一步加剧了力矩的波动. 从极限环上也能看出，膝关节和脚踝极限环均存在一部分交叠缠绕的曲线，坡面行走需要腿

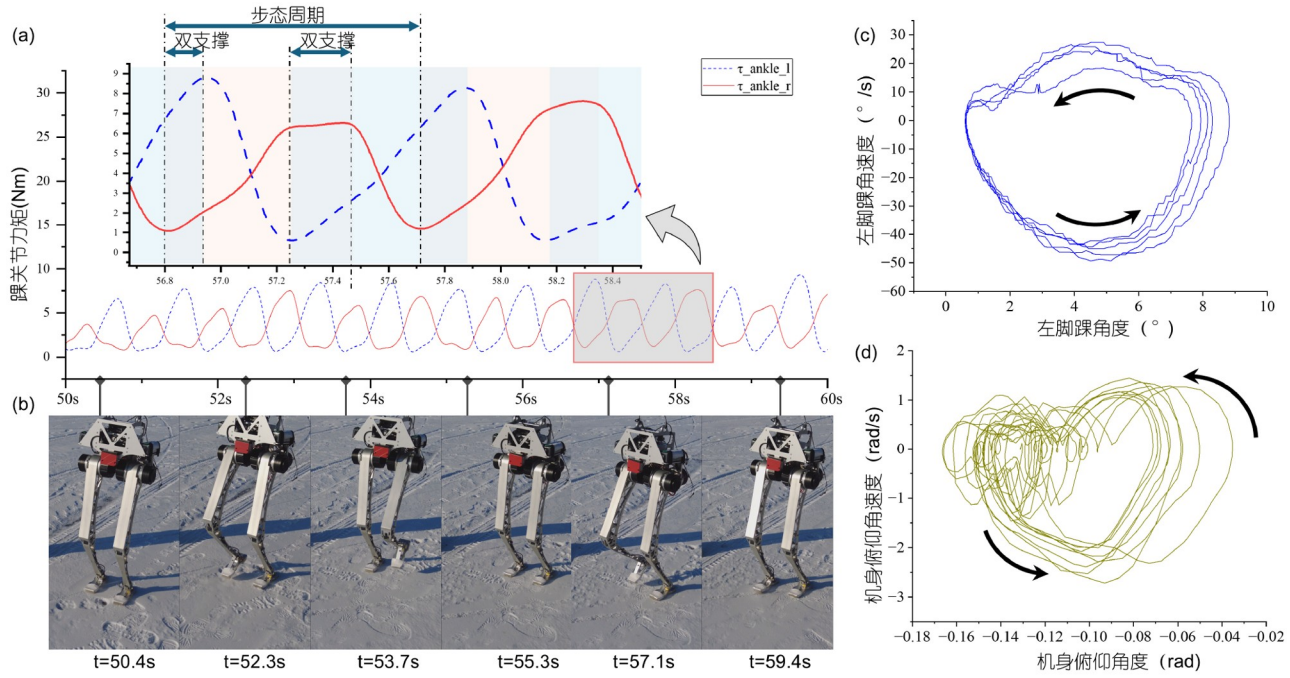


图 19 (网络版彩图)雪面行走实验. (a) 左踝关节力矩曲线; (b) 雪上行走过程图; (c) 左脚踝极限环; (d) 机身俯仰角度极限环

Figure 19 (Color online) Walking experiment on snow. (a) Left ankle joint torque curve; (b) walking process diagram on snow; (c) left ankle limit cycle; (d) fuselage pitch angle limit cycle.

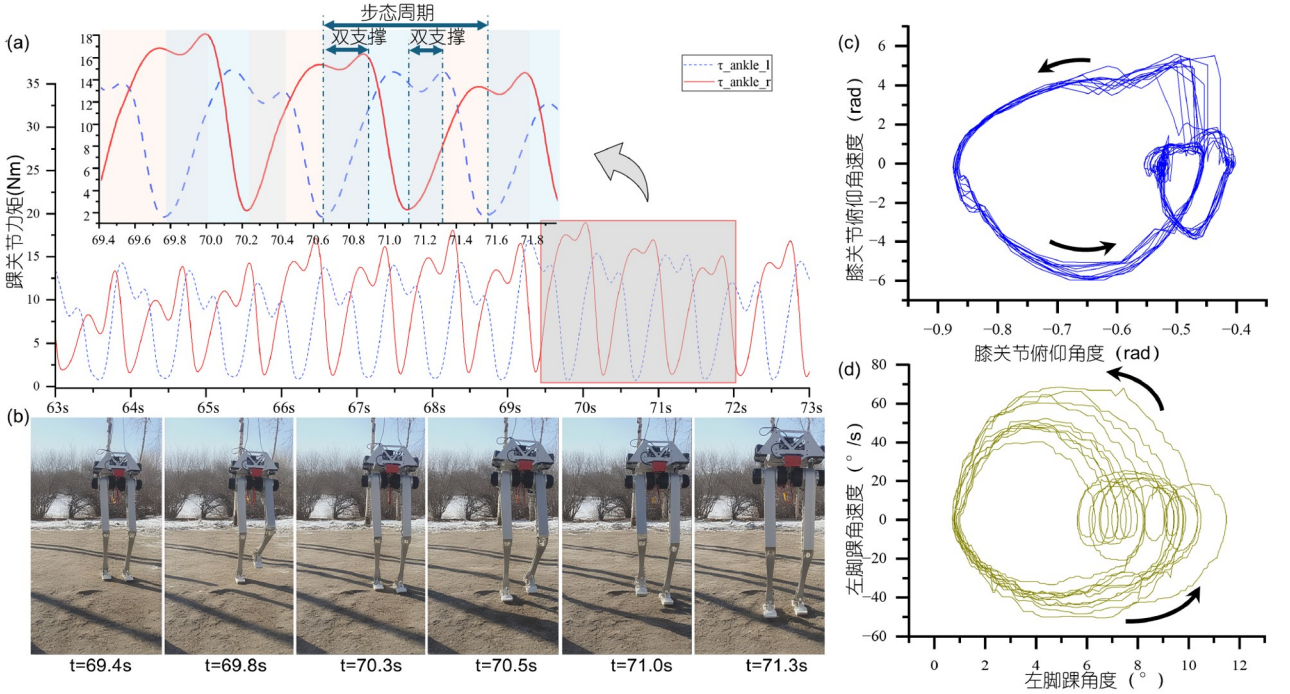


图 20 (网络版彩图)林地坡面行走实验. (a) 左踝关节力矩曲线; (b) 林地行走过程图; (c) 膝关节俯仰极限环; (d) 左脚踝极限环

Figure 20 (Color online) Walking experiment on a sloped woodland surface. (a) Left ankle joint torque curve; (b) walking process diagram in woodland; (c) knee joint pitch limit cycle; (d) left ankle limit cycle.

部关节在运动学和动力学上紧密耦合，改变脚踝与地面的接触位置、角度以及所受的地面反作用力来适应坡面.

6 结论与讨论

本文面向多地形环境下双足机器人稳定行走控制问题, 以被动人工肌腱为研究视角, 提出了融合绳系牵拉与串联弹簧的机器人脚踝跨关节传动方案，通过被动肌腱结构改善行走过程频繁的足-地力学交互性能; 在人体运动力学测试和数据融合的基础上，借鉴下肢等效刚度随步态演化规律，建立了机器人质心低维空间的变刚度SLIP模型以表征人体足-地良性交互的力学特性; 构建了双足机器人全身动力学运动控制框架, 在充分考虑足-地摩擦锥及关节驱动力矩约束的条件下, 对周期性人体稳态行走数据进行跟踪复现. 实验结果表明, 双足机器人行走过程中的足-地交互力与人体运动力学数据相吻合; 在机器人小腿结构引入牵拉肌腱对崎岖易滑地面具有被动顺应性，且所建立的双足机器人运动控制策略可确保系统在非结构环境呈现稳定行走效果.

未来工作将深入研究肌肉-肌腱复合体结构与双足机器人下肢驱动、传动部组件进行融合设计，扩大样本量以提高设计参数的普适性，结合模仿学习技术在机器人实体复现人体自然行走模式及受外力干扰下的平衡自恢复效果.

参考文献

1 Zhang J, Liu J, Zong H, et al. Bridging the gap to bionic motion: Challenges in legged robot limb unit design, modeling, and control. Cyborg Bionic Syst, 2025, 6: 0365

2 Blazevich A J, Fletcher J R. More than energy cost: Multiple benefits of the long Achilles tendon in human walking and running. Biol Rev, 2023, 98: 2210–2225

3 Hiasa S, Sato R, Kurokawa K, et al. A legged robot with thigh bi-articular muscle-tendon complex. IEEE Access, 2021, 9: 62285–62297

4 Wang J, Li X A, Ni F, et al. A biomimetic and energy-efficient leg design for a humanoid robot: An exclusively linear-actuated implementation. IEEE Robot Automat Mag, 2025, 2–16

5 Zhong H, Li X, Gao L, et al. Toward safe human-robot interaction: A fast- response admittance control method for series elastic actuator. IEEE Trans Automat Sci Eng, 2022, 19: 919–932

6 Badri-Spröwitz A, Aghamaleki Sarvestani A, Sitti M, et al. BirdBot achieves energy-efficient gait with minimal control using avian-inspired leg clutching. Sci Robot, 2022, 7: eabg4055

7 Ruppert F, Badri-Spröwitz A. Series elastic behavior of biarticular muscle-tendon structure in a robotic leg. Front Neurorobot, 2019, 13: 64

8 Bolignari M, Mo A, Fontana M, et al. Diaphragm ankle actuation for efficient series elastic legged robot hopping. In: Proceedings of 2022 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS). Piscataway: IEEE, 2022. 4279–4286

9 Taylor M, Bashkirov S, Rico J F, et al. Learning bipedal robot locomotion from human movement. In: Proceedings of 2021 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). Piscataway: IEEE, 2021. 2797–2803

10 Mao J, Zhao S, Song S, et al. Learning from massive human videos for universal humanoid pose control. arXiv: 2412.14172, 2024

11 Grant B F, Charles J P, D'Août K, et al. Human walking biomechanics on sand substrates of varying foot sinking depth. J Exp Biol, 2024, 227: jeb246787

12 Fiori L, Castiglia S F, Chini G, et al. The lower limb muscle co-activation map during human locomotion: From slow walking to running. Bioengineering, 2024, 11: 288

13 Xiong B, Zeng N, Li Y, et al. Determining the online measurable input variables in human joint moment intelligent prediction based on the hill muscle model. Sensors, 2020, 20: 1185

14 Han B, Luo X, Liu Q, et al. Hybrid control for SLIP-based robots running on unknown rough terrain. Robotica, 2014, 32: 1065–1080

15 Li J, Gao H, Wan Y, et al. A real-time planning and control framework for robust and dynamic quadrupedal locomotion. J Bionic Eng, 2023, 20: 1449–1466

Multi-terrain adaptive walking control of bipedal robots using passive artificial tendons

MU ChangXi[1,3], TIAN BaoLin[1], YUN ZiTao[1], SHANG FengYu[1], GAO HaiBo[1] & YU HaiTao[1,2,3]

[1] *School of Mechatronics Engineering, Harbin Institute of Technology, Harbin 150001, China*
[2] *National Key Laboratory of Aerospace Mechanism, Harbin 150001, China*
[3] *Chongqing Research Institute of Harbin Institute of Technology, Chongqing 401151, China*

To optimize bipedal robot structural design and enhance motion control stability, this study proposes a "passive tendon-active control" synergistic design strategy. Centered on human biomechanical data, the research integrates structural generation with control algorithm optimization to bridge the gap between biological efficiency and robotic robustness. On the structural design level, a passive tendon transmission scheme featuring constant-stiffness springs and cross-joint cable-driven mechanisms is implemented. This design replicates the essential biomechanical characteristics of the human Achilles tendon: it stores impact energy through elastic deformation during the touchdown phase and releases it to facilitate forward propulsion. This mechanism not only significantly improves energy efficiency but also endows the foot with an inherent passive compliance capability, allowing for natural adaptation to unstructured environments without complex sensory feedback. On the control algorithm level, the mechanical parameters of the passive tendons are integrated into a variable-stiffness spring-loaded inverted pendulum model and a whole-body dynamics framework. A "passive buffering + active regulation" synergistic mechanism is thus constructed. Specifically, during the single-support phase, human lower-limb biomechanical data are utilized to calibrate support-leg stiffness, ensuring the robot's motion aligns with human-like characteristics. During the double-support phase, motion trajectories are planned to simulate muscle-tendon functions, effectively mitigating foot-ground impacts during gait transitions. Furthermore, tendon force constraints are incorporated into the foot-ground friction cone and joint torque boundary conditions to guarantee closed-loop stability. Experimental results demonstrate that the robot's plantar force characteristics closely match human kinetic data. The calf stretching tendons provide effective passive compliance on rugged terrain and slippery surfaces, while the control algorithm performs real-time gait adjustments to maintain balance. This study validates the potential of bio-inspired structural design in enhancing bipedal adaptability, providing a theoretical and technical foundation for stable locomotion in complex, real-world environments.

bipedal robot, biomimetic tendon, whole-body control, terrain adaptation

doi: 10.1360/SST-2025-0267