

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J1905707

# 面向静态稳定的可变形助行外骨骼机器人运动规划\*

郑天骄, 朱延河, 高靖松, 李莫, 赵杰

(哈尔滨工业大学 机器人技术与系统国家重点实验室 哈尔滨 150001)

**摘要:**助行外骨骼机器人能够辅助下肢运动障碍人群站立行走,但相较于电动轮椅在移动距离与移动速度上存在不足。因此设计了一款可变形助行外骨骼机器人,具有助行外骨骼与电动轮椅两种相互独立可转换的形态。针对可变形助行外骨骼机器人变形与行走两种运动过程,研究面向系统静态稳定的运动规划。描述了可变形助行外骨骼机器人的变形原理;提出了基于系统重心投影点位置的运动规划方法,分析了外骨骼机器人在变形与行走过程的静态稳定性;完成了健康受试者穿戴外骨骼的变形与行走运动实验,实验中系统的稳定裕度分别大于 54 mm 和 20 mm。实验结果表明,利用面向静态稳定的运动规划方法,可变形助行外骨骼机器人能够实现稳定可靠的变形切换与连续行走。

**关键词:** 外骨骼机器人;运动规划;稳定性分析;可变形结构

**中图分类号:** TH789      **文献标识码:** A      **国家标准学科分类代码:** 510.80

## Static stability-oriented motion planning for a deformable walking assistance exoskeleton robot

Zheng Tianjiao, Zhu Yanhe, Gao Jingsong, Li Mo, Zhao Jie

(State Key Laboratory of Robotics and System, Harbin Institute of Technology, Harbin 150001, China)

**Abstract:** Walking assistance exoskeleton robots are able to assist the people with lower limb dyskinesia to stand and walk upright. However, they have shortcomings in locomotion distance and speed compared with the electric wheelchair. A deformable walking assistance exoskeleton robot is designed, which has two independent forms of walking assistance exoskeleton and electric wheelchair that can be converted to each other. Aiming at the two motion processes of deformation and walking, the static stability-oriented motion planning for the system is studied. The deformation principle of the deformable walking assistance exoskeleton robot is introduced. The motion planning method based on the projection point of the center of gravity (CoG) of the system is proposed. Moreover, the static stability of the exoskeleton robot during deformation and walking processes is analyzed. The deformation and walking motion experiments of a healthy subject wearing the exoskeleton were conducted. The stability margins in the deformation and walking experiments are greater than 54 mm and 20 mm, respectively. Experiment results demonstrate that the designed deformable walking assistance exoskeleton robot can achieve stable and reliable deformation switching and continuous walking utilizing the proposed static stability-oriented motion planning method.

**Keywords:** exoskeleton robot; motion planning; stability analysis; deformable structure

## 0 引言

我国有上千万人长期承受着由行走障碍带来的生理与心理上的痛苦。据第6次人口普查数据统计,2010年我国有残疾人总数8502万,其中肢体残疾人数为2472万,

截瘫和偏瘫患者超过800万人<sup>[1]</sup>。人体下肢的运动障碍,不仅会影响正常行走与基本日常生活,还会因长期久坐而引发一系列的并发症<sup>[2-3]</sup>。适时的站立或简单行走,能够促进神经组织功能进行代偿或重组,协调关节肌群,改善运动能力,并且会极大地提高身心健康,有效减少忧郁、悲观等现象。因此辅助患者恢复站立与行走能力成

收稿日期:2019-10-10      Received Date:2019-10-10

\* 基金项目:国家重点研发计划(2017YFB1302301)项目资助

为临床康复治疗中的一项重要内容,受到了广泛关注。

可穿戴助行外骨骼机器人作为一种能够提升人体机能的交互式智能机器人系统,能够为人体提供支撑,辅助肢体运动出力<sup>[4]</sup>,近十年来已经成为了国内外康复辅助领域的研究热点<sup>[5-7]</sup>。代表性成果有以色列的 Rewalk<sup>[8]</sup>,美国的 Ekso<sup>[9]</sup>、Indego<sup>[10]</sup>、Mina v2<sup>[11]</sup>,日本的 HAL<sup>[12]</sup>,韩国的 WalkON Suit<sup>[13]</sup>等。上述外骨骼机器人在技术与应用水平上均比较接近,主要依靠电机驱动髋关节和膝关节在矢状面运动,拥有便携式控制系统,需要利用拐杖辅助外骨骼系统平衡,实现辅助患者站立、行走和上下楼等运动功能。但是,目前的外骨骼机器人功能性有限,同时,相较于更为普遍的电动轮椅,外骨骼机器人在移动距离与移动速度上存在明显不足,因此限制了外骨骼机器人在日常生活中的应用。

哈尔滨工程大学的多功能助行机器人<sup>[14]</sup>与合肥工业大学的多功能下肢康复机器人<sup>[15]</sup>将外骨骼与电动轮椅相结合,既可以为患者提供助力,实现行走功能,也可以在行走劳累时依靠电动轮椅运动,方便出行。但两者均为将轮椅结构与外骨骼机器人结构直接组合,整体构型复杂,系统质量大、体积大,特别是在助行模式下,外骨骼机器人行走时仍需拖动后端的轮椅结构,灵活性和适应性受到影响。

为了解决上述问题,面向上肢具有支撑能力的行走障碍人群,本文设计了一款可变形助行外骨骼机器人<sup>[16]</sup>,将传统外骨骼机器人与电动轮椅有机结合,具有外骨骼机器人与电动轮椅两种相互独立的结构形态,并实现双向转换,降低了系统总重量,提升了外骨骼机器人的灵活性。除具有传统助行外骨骼机器人的基本功能之外,在长距离路面上能够变形成电动轮椅辅助行动,节省使用者体力,提高助行外骨骼机器人的实用性。

本文首先描述可变形助行外骨骼机器人的变形原理,然后提出可变形助行外骨骼机器人在变形过程与行走模式面向系统静态稳定的运动规划方法,最后开展相关运动实验,验证所提出方法的合理性和有效性。

## 1 可变形助行外骨骼机器人的变形原理

可变形助行外骨骼机器人具有两种可双向转换的独立结构形态:外骨骼结构形态(行走模式)和电动轮椅结构形态(轮椅模式)<sup>[16]</sup>。行走模式下,外骨骼的髋、膝关节在矢状面内分别有一个主动自由度;轮椅模式下,前轮作为被动轮,利用后轮主动驱动。外骨骼机器人采用四连杆结构实现其变形功能,变形原理如图 1 所示。外骨骼的大腿杆和小腿杆可分解为前大腿杆、后大腿杆、前小腿杆以及后小腿杆,从而构成平面四连杆机构。四连杆

模式作为外骨骼的轮椅模式,当外骨骼由轮椅模式变为行走模式时,前大腿杆相对于前膝关节按逆时针方向运动,此时四连杆机构有唯一运动。当前膝关节和后膝关节共轴线时,前大腿杆和后大腿杆重合为大腿杆,前小腿杆和后小腿杆重合为小腿杆,四连杆机构退化为二连杆机构,即为外骨骼的行走模式。整个变形过程可逆,变形过程依靠髋关节和膝关节处的电机驱动。

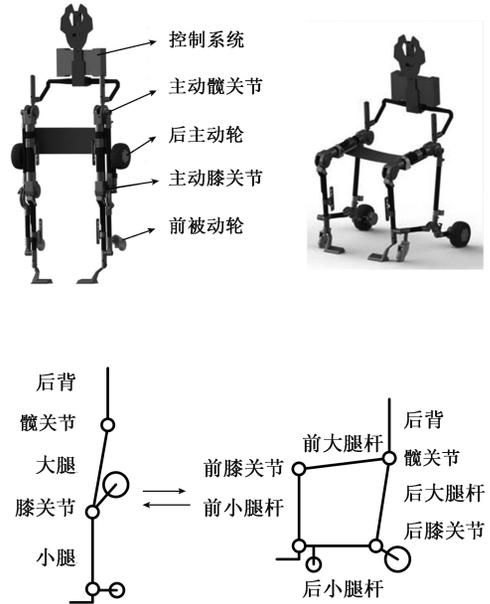


图 1 可变形助行外骨骼机器人变形原理

Fig.1 The deformation principle of the deformable walking assistance exoskeleton robot

## 2 面向静态稳定性的外骨骼运动规划

基于零力矩点方法<sup>[17]</sup>(zero moment point, ZMP),对外骨骼机器人进行含拐杖的四足步态规划<sup>[18]</sup>。考虑到助行外骨骼机器人以低速运动为主,在分析过程中忽略惯性力的影响,只考虑重力作用,即研究外骨骼机器人的静态稳定性。以外骨骼重心(center of gravity, CoG)在地面的投影点作为稳定性依据,CoG 点在地面  $Oxz$  内的坐标由式(1)可得。外骨骼足底与拐杖在地面接触点所构成的平面多边形为支撑多边形,当 CoG 点落在支撑多边形内部时,系统稳定;当 CoG 点落在支撑多边形之外时,则系统不稳定。

$$X_{CoG} = \frac{\sum_i m_i g x_i}{\sum_i m_i g}, Z_{CoG} = \frac{\sum_i m_i g z_i}{\sum_i m_i g} \quad (1)$$

式中:  $m_i$  为第  $i$  个连杆的质量;  $x_i$ 、 $z_i$  分别为第  $i$  个连杆的质心坐标;  $g$  为重力加速度。

可变形助行外骨骼机器人的运动形式主要有3类:轮椅模式、行走模式以及两种模式间的相互转换过程。在轮椅模式下,控制髌、膝关节电机得到力矩保持四连杆结构的稳定性,同时通过控制主动车轮毂电机的速度驱动轮椅运动,系统保持稳定。因此,本文对变形过程和行走模式的外骨骼进行稳定性分析与运动规划。

## 2.1 变形过程的运动规划

变形过程是外骨骼机器人在行走模式的站姿和轮椅模式的坐姿之间相互转化的过程,外骨骼的双腿关节运动轨迹相同,人体需要利用拐杖辅助支撑,完成系统重心的上下移动。系统质量在矢状面内对称分布,因此,仅考虑  $X_{CoG}$  对外骨骼稳定性的影响,变形过程如图2所示。

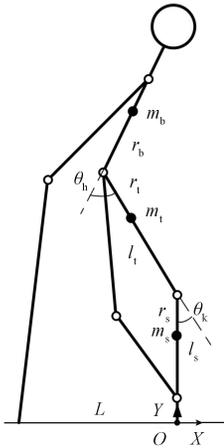


图2 变形过程

Fig.2 The deformation process

变形过程可逆,以由外骨骼变为轮椅的过程为例,在变形初期,前轮尚未与地面接触,支撑多边形为双脚与双拐在地面的接触点围成的四边形。而在变形后期,前轮与地面接触,双脚离地,支撑多边形为前轮与双拐在地面的接触点围成的四边形。忽略变形过程中前支撑点由足底切换为前轮对系统的影响,整个变形过程支撑多边形的位置并未发生改变,小腿与地面垂直。因此,根据拐杖的落点位置,控制膝、髌关节的运动角度,使系统 CoG 点保持在稳定范围。

$$\begin{cases} X_{CoG} = -\frac{m_t(l_t - r_t) + m_b l_t}{m_t + m_s + m_b} \cdot \sin\theta_k - \\ \frac{m_b r_b}{m_t + m_s + m_b} \cdot \sin(\theta_k - \theta_h) \\ 0^\circ \leq \theta_h \leq 100^\circ, 0^\circ \leq \theta_k \leq 100^\circ \end{cases} \quad (2)$$

式中:  $m_t$ 、 $m_s$ 、 $m_b$  分别为系统大腿、小腿、背部的质量;  $\theta_h$ 、 $\theta_k$  分别为髌、膝关节电机转角;  $r_t$  为大腿质心距髌关节的距离;  $r_s$  为小腿质心距膝关节的距离;  $r_b$  为后背质心距髌关节的距离;  $L$  为  $X$  方向拐杖落点到足底的距离。

利用式(2)可求得系统的  $X_{CoG}$ 。理论上,  $-L < X_{CoG} < 0$  即可保证变形过程的系统稳定。但当 CoG 点靠近拐杖支撑点时,需要拐杖提供的支撑力过大;同理,当 CoG 点靠近足支撑点时,系统受扰动后向前倾倒的风险会加大。采用稳定裕度描述外骨骼系统的抗干扰能力。将稳定裕度定义为 CoG 点到支撑多边形边界的最短距离,最短距离越大,系统的稳定裕度越高,抗干扰能力越强。支撑四边形内水平方向的中点是 CoG 点在  $X$  方向上稳定裕度最大的点。因此,为了保证变形过程中足够的稳定裕度,选择支撑区域内水平方向的中点坐标作为变形过程中期望 CoG 点的  $X$  方向坐标  $X_{CoG\_desired}$ 。

变形过程的运动规划采用如下策略:每个规划点的更新方向都分为沿梯度方向和垂直梯度方向两个分量,当  $X_{CoG}$  离期望值  $X_{CoG\_desired}$  较远时,希望  $X_{CoG}$  能够快速移动到目标位置,当  $X_{CoG}$  离  $X_{CoG\_desired}$  较近时,则希望  $X_{CoG}$  能够保持在其附近。

因此,在变形初期  $X_{CoG}$  还未达到  $X_{CoG\_desired}$  时,通过式(3)调整关节角度。而由于关节运动范围的限制,不能保证  $X_{CoG}$  始终保持在  $X_{CoG\_desired}$  处直到变形结束,因此,在变形后期采用式(4)进行规划。

$$\begin{cases} \theta_h = \theta_h + \left( \alpha_t \cdot \frac{\partial X_{CoG}}{\partial \theta_h} + \alpha_r \cdot \frac{\partial X_{CoG}}{\partial \theta_k} \right) \cdot step \\ \theta_k = \theta_k + \left( \alpha_t \cdot \frac{\partial X_{CoG}}{\partial \theta_k} - \alpha_r \cdot \frac{\partial X_{CoG}}{\partial \theta_h} \right) \cdot step \\ \alpha_t = \frac{2}{1 + e^{-0.05(X_{CoG} - X_{CoG\_desired})}} - 1 \\ \alpha_r = \sqrt{1 - \alpha_t^2} \\ X_{CoG} \geq X_{CoG\_desired} \end{cases} \quad (3)$$

式中:  $\alpha_t$  为沿  $X_{CoG}$  梯度方向系数;  $\alpha_r$  为垂直  $X_{CoG}$  梯度方向系数;  $step$  为步长。

$$\begin{cases} \theta_h = \theta_h \\ \theta_k = \theta_k + \frac{\partial X_{CoG}}{\partial \theta_k} \cdot step \\ X_{CoG} < X_{CoG\_desired} \end{cases} \quad (4)$$

为验证上述运动规划策略,以拐杖落点  $L = 400$  mm 为规划示例,如图3所示。图3(a)所示为规划重心轨迹,在变形开始时,外骨骼系统为站立姿态,系统重心在足支撑点,此时  $X_{CoG}$  距离  $X_{CoG\_desired}$  较远,  $X_{CoG}$  快速移动到目标位置,  $X_{CoG}$  接近  $X_{CoG\_desired}$  后,保持位置,在最终变化为坐姿前,由于受机械关节限位的制约,同时后轮落地代替拐杖支撑,重心点偏后转变。在整个变形过程中,  $X_{CoG}$  在  $X$  方向上的最大稳定裕度位置尽可能保持较长时间。规划关节角度曲线如图3(b)所示,到6000规划点时变形结束,轮椅后轮着地提供稳定支撑,为调节舒适坐姿,髌关节调整为  $90^\circ$ 。由图3(a)可得,变形结束时  $X_{CoG}$  为一

355 mm, 稳定裕度为 45 mm, 处于稳定区域内。外骨骼根据拐杖落点位置规划变形轨迹, 在保证稳定的情况下减少人体上肢负担。否则, 外骨骼将不进行变形, 需重新调整拐杖的落点位置。

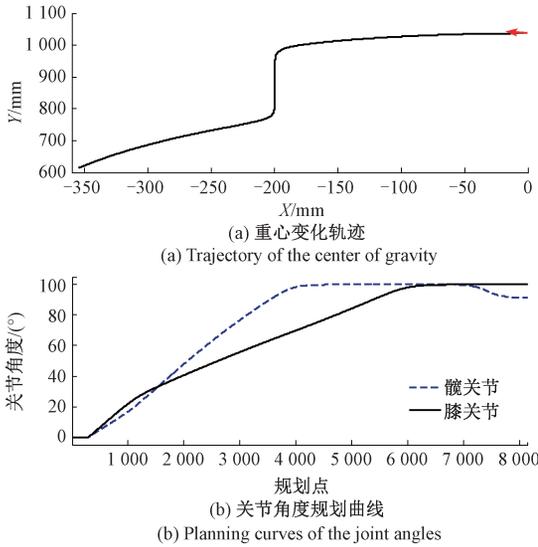


图 3 变形过程运动轨迹规划示例

Fig.3 An example of motion trajectory planning in the deformation process

### 2.2 行走模式的运动规划

在行走模式下, 人穿戴外骨骼结合拐杖行走类似于四足步态。为保证稳定性, 选择四足静稳定步态作为外骨骼的行走步态, 保证外骨骼在任何时刻与地面至少有 3 点接触。如图 4 所示, 其中  $P_1$ 、 $P_2$  为拐杖与地面的接触点,  $P_3$ 、 $P_4$  为外骨骼足底与地面的接触点, 拐杖位置由人体上肢控制, 足底由外骨骼机器人带动, 由于自由度的限制, 只能沿前后方向直线运动。当四点着地时支撑多边形为四边形, 当抬起一只脚向前移动时支撑多边形为三角形。图 4 中  $P_4$  抬起时, 支撑多边形为  $\Delta P_1 P_2 P_3$ , 系统的稳定裕度  $d_m$  如式(5) 所示。

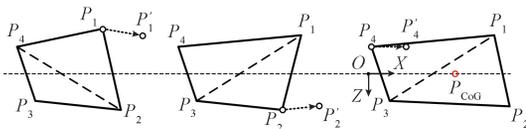


图 4 外骨骼机器人行走稳定步态与稳定裕度

Fig.4 The walking stable gait and stability margin of the exoskeleton robot

$$d_m = \min \left( \frac{a_i X_{CoG} + b_i Z_{CoG} + c_i}{\sqrt{a_i^2 + b_i^2}} \right), \quad i = 1, 2, 3 \quad (5)$$

其中:

$$\begin{cases} a_1 = z_2 - z_1, & b_1 = x_1 - x_2, & c_1 = x_2 z_1 - x_1 z_2 \\ a_2 = z_3 - z_2, & b_2 = x_2 - x_3, & c_2 = x_3 z_2 - x_2 z_3 \\ a_3 = z_3 - z_1, & b_3 = x_1 - x_3, & c_3 = x_3 z_1 - x_1 z_3 \end{cases} \quad (6)$$

行走过程中, 步幅是影响步态的一个重要因素<sup>[19]</sup>。增大步幅加快行走速度, 但会导致重心不易控制, 出现失稳状态, 减小步幅牺牲行走速度但保证稳定性。在运动过程中合理选择步幅, 实现行走中 CoG 点始终保持在支撑多边形内, 同时尽可能提升外骨骼性能。

行走步幅的在线调节方法如下: 基于外骨骼正运动学可由关节参考轨迹得到足末端参考轨迹  $(x_0, y_0)$ , 令  $x = ax_0, y = by_0$ , 通过调节  $a, b$  获得不同形态的步幅, 经逆运动学得到调节后的驱动关节轨迹。

如图 5(a) 所示, 以拐杖落点为 500 mm 为算例, 实线为外骨骼按参考关节曲线运动时 X 方向的 CoG 点位置。此时, CoG 点会在步态后期超出支撑多边形, 发生失稳。虚线为调整  $a$  的数值后的  $X_{CoG}$ ,  $X_{CoG}$  与  $a$  值的大小成正比。图 5(b) 所示为步态调整后系统的 X 方向上的稳定裕度, 随着  $a$  的减小, 步态结束时系统稳定裕度会逐渐增大。当  $a > 0.9$  时 ( $a$  值按 0.1 幅度变化),  $X_{CoG} > 515$  mm, 步态后期的系统稳定裕度小于 0, 系统失稳; 而当  $a \leq 0.8$  时, 随着  $a$  的减小,  $X_{CoG} < 479$  mm, 且系统的稳定裕度不断增大。因此, 调整  $a$  值可以提高系统行走过程的稳定性。

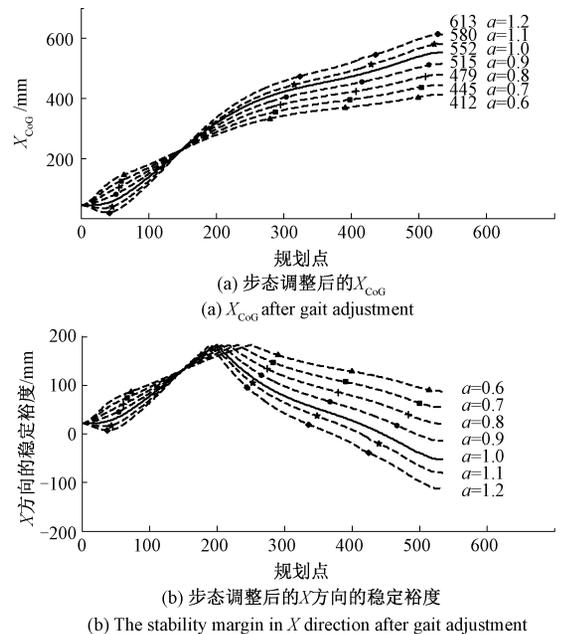


图 5 外骨骼行走步态在线调整

Fig.5 Walking gait online adjustment of the exoskeleton

基于步幅的在线调节, 行走模式下运动规划策略如图 6 所示。根据拐杖的落点位置确定支撑多边形, 进而计算步态完成后的稳定裕度, 若不满足稳定要求, 进行步

态调整,此时逐渐减小 $a$ 值至系统稳定后,下发关节运动角度。其中, $a$ 值的调整为离散化调整,精度为0.1。对于图5算例,当 $a$ 减小到0.8时,系统稳定。此时,若进一步减小 $a$ 值仍能提高系统的稳定裕度,但同时步幅减小,外骨骼行走效率降低。因此,为保证系统的助行效率,本文设计在系统稳定的情况下,取 $a$ 值的最大值。

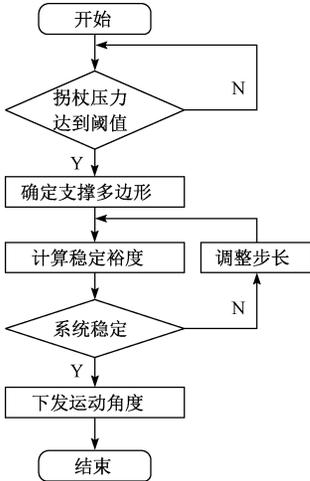


图6 行走模式运动规划流程

Fig.6 Flow chart of the motion planning for the walking pattern

### 3 外骨骼运动实验

针对变形过程和行走模式的运动规划进行穿戴运动实验,验证所提出的基于稳定性运动规划方法的正确性与可行性。在运动实验中穿戴者为健康受试者(男、180 cm、70 kg),实验中受试者使用双拐辅助支撑。

#### 3.1 变形运动实验

外骨骼机器人的变形运动实验如图7所示。在变形运动开始时,人体上肢选择拐杖的支撑位置,根据拐杖位置,计算变形时的支撑多边形,在保证稳定性的前提下开始机构变形。



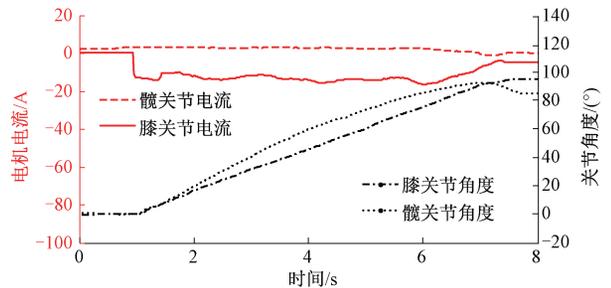
图7 外骨骼机器人变形运动实验

Fig.7 Exoskeleton robot deformation motion experiment

外骨骼在变形过程中髌、膝关节的角度曲线和电机电流曲线如图8(a)所示。变形过程中,膝关节电机电流最大达到16.5 A,髌关节电机最大电流为3.4 A,主要出

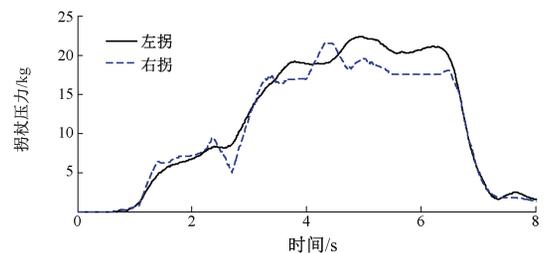
力关节为膝关节,符合人体在坐下时膝关节出力较大的实际情况。在变形过程中关节角度曲线符合人体运动规律,与给定的关节角度轨迹相同。变形结束后,膝关节提供较小力矩即可保证四连杆结构的稳定性,同时由于人体后背保持竖直,所受晃动力较小,髌关节几乎不受力,其电机电流近似为0。因此,在拐杖的辅助支撑下,外骨骼关节电机能够满足变形过程的动力输出要求,为受试者提供有效助力。

拐杖在变形过程中的压力值如图8(b)所示。在变形开始后拐杖压力值逐渐增加,人体重心逐渐向后移动,此时系统平衡主要靠拐杖支撑,当压力值达到最大时系统重心下移,拐杖承担较大作用力,单根拐杖压力约为22 kg,当后主动轮着地后,外骨骼由行走模式变形为轮椅模式,轮椅的4个轮子实现4点稳定支撑,拐杖压力快速减小并不再受力,此时外骨骼变形结束。



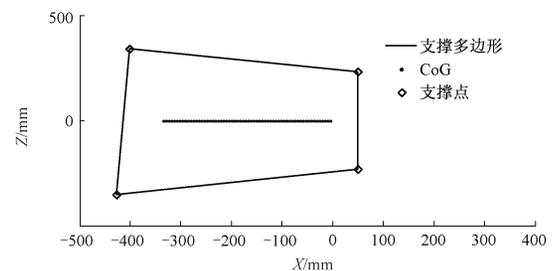
(a) 变形过程关节角度和电机电流

(a) The joint angles and motor currents during the deformation process



(b) 变形过程拐杖压力值

(b) The crutch pressures during the deformation process



(c) 变形过程支撑多边形与重心

(c) The support polygon and center of gravity during the deformation process

图8 外骨骼机器人变形运动实验结果

Fig.8 Exoskeleton robot deformation motion experiment result

变形过程中系统重心变换如图 8(c) 所示。变形前人体上肢处于伸直状态,与拐杖近似共线,变形过程中手臂逐渐弯曲,伴随人体的重心下移,但拐杖的落点不发生改变,因此根据变形初期拐杖的姿态计算拐杖落点。通过检测的拐杖压力判断拐杖是否着地,达到 5 kg 时认为拐杖已稳定落地。通过拐杖姿态值计算出拐杖落点位置及支撑多边形,支撑多边形完全覆盖 CoG 点,最小稳定裕度为 54 mm,外骨骼机器人系统保持静态稳定并具有一定的抗干扰能力。

实验验证了可变形助行外骨骼机器人的变形功能,受试者穿着外骨骼并配合拐杖辅助,能够稳定地完成行走模式到轮椅模式的切换,变形过程中外骨骼能够提供有效助力并保证过程中的稳定性。

### 3.2 行走运动实验

外骨骼机器人的行走运动实验如图 9 所示,行走模式下由外骨骼带动人体迈步,人体上肢控制拐杖辅助支撑。实验中测量拐杖落点位置,计算当前与迈步后的支撑多边形、行走过程中 CoG 点位置以及稳定裕度,若不满足稳定性,则进行步态调整。



图 9 外骨骼机器人行走模式实验

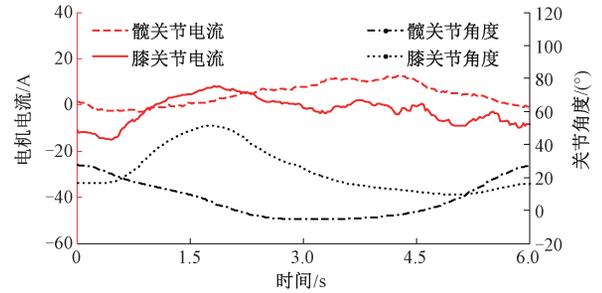
Fig.9 Exoskeleton robot walking pattern experiment

外骨骼在行走过程中的一个运动周期(两步)中髌、膝关节的角度曲线和电机电流曲线如图 10(a) 所示。行走过程中髌关节电机电流峰值为 12.6 A,膝关节电机电流峰值为 15.1 A,髌关节力矩略小于膝关节力矩,符合人体重心向前移动时依靠支撑相膝关节出力使足部向后蹬地的实际情况。在行走过程中关节角度曲线符合人体运动规律,与给定的关节角度轨迹相同。在拐杖的辅助支撑下,外骨骼关节电机能够满足行走过程的动力输出要求,为受试者提供有效助力。

拐杖在一个运动周期中的压力值如图 10(b) 所示。同一时间至少有一根拐杖参与支撑,满足静稳定步态规则。行走过程中随着人体重心前移,拐杖压力逐渐增加,最大压力值为 16 kg,符合人体运动规律。右拐杖在离地后压力不为 0 的原因是拐杖触地端的橡胶头受压后由于摩擦无法及时恢复原位,依然对压力传感器有一定压力。

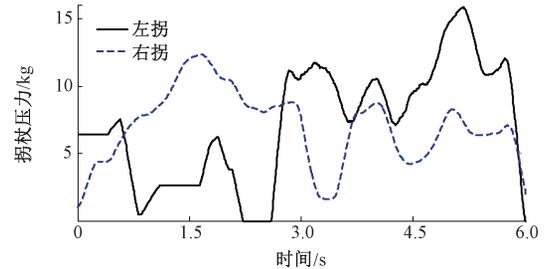
一个行走运动周期中系统重心变换如图 10(c) 所示。两步迈步前均根据拐杖落点计算 CoG 点是否在支撑三角形内,满足稳定情况时迈步,整个迈步过程重心随

动前移,支撑三角形完全覆盖 CoG 点,两步的最小稳定裕度分别为 23 mm 和 20 mm,外骨骼机器人在运动过程中系统保持静态稳定并具有一定的抗干扰能力。在两步之间,拐杖分别前移,CoG 点全程保持在支撑多边形内,同时,在第 2 步迈步之前,控制腰部与上肢前倾,向前移动 CoG 点,保证迈步时符合稳定性要求。



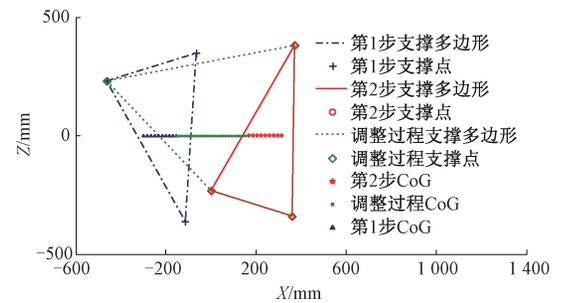
(a) 行走过程关节角度和电机电流

(a) The joint angles and motor currents during the walking process



(b) 行走过程拐杖压力值

(b) The crutch pressures during the walking process



(c) 行走过程支撑多边形与重心

(c) The support polygon and center of gravity during the walking process

图 10 外骨骼机器人行走运动实验结果

Fig.10 Exoskeleton robot walking motion experiment result

实验验证了可变形助行外骨骼机器人的助行功能,受试者穿着外骨骼配合拐杖辅助,能够实现稳定连续行走,外骨骼能够提供有效的行走助力并保证运动过程中的稳定性。

## 4 结 论

本文介绍了一款具有助行外骨骼与电动轮椅两种形

态的可变形助行外骨骼机器人。分别针对可变形助行外骨骼机器人的变形和行走过程,分析了系统运动的静态稳定性,提出了基于静态稳定裕度的运动规划方法,并完成了相应的实验验证。实验结果表明了系统在变形与助行过程的稳定裕度分别大于 54 mm 与 20 mm,利用基于静态稳定的运动规划方法,外骨骼机器人配合拐杖可以实现稳定的变形切换与连续行走。

本文中的步幅调整为离散变化,将在未来研究中关注面向稳定行走的步态调整最优化问题,研究兼顾外骨骼机器人助行效率与稳定性的步幅最优值。

## 参考文献

- [ 1 ] 中国残疾人联合会.2010 年末全国残疾人总数以及各类不同残疾人等级人数 [ EB/OL ]. [ 2012-06- 26 ]. [http://www.cdpf.org.cn/sjzx/cjrgk/201206/t20120626\\_387581.shtml](http://www.cdpf.org.cn/sjzx/cjrgk/201206/t20120626_387581.shtml).  
China disabled persons' federation. National disability review at the end of 2010 and the number of different types of disabled people [ EB/OL ]. [ 2012-06- 26 ]. [http://www.cdpf.org.cn/sjzx/cjrgk/201206/t20120626\\_387581.shtml](http://www.cdpf.org.cn/sjzx/cjrgk/201206/t20120626_387581.shtml).
- [ 2 ] SIMPSON L A, ENG J J, HSIEH J T C, et al. The health and life priorities of individuals with spinal cord injury: a systematic review[J]. *Journal of Neurotrauma*, 2012, 29(8): 1548-1555.
- [ 3 ] 黄高, 张伟民, MARCO C, 等. 一种新的康复与代步外骨骼机器人研究[J]. *自动化学报*, 2016, 42(12): 330-336.  
HUANG G, ZHANG W M, MARCO C, et al. Research of a new rehabilitation and assisting robot [ J ]. *Acta Automatica Sinica*, 2016, 42(12): 330-336.
- [ 4 ] 彭亮, 侯增广, 王晨, 等. 康复辅助机器人及其物理人机交互方法 [ J ]. *自动化学报*, 2018, 44(11): 2000-2010.  
PENG L, HOU Z G, WANG CH, et al. Physical interaction methods for rehabilitation and assistive robots[J]. *Acta Automatica Sinica*, 2018, 44(11): 2000-2010.
- [ 5 ] 王亚宾, 张小栋, 穆小奇, 等. 用于助老伴行机器人的老年人摔倒预测方法研究 [ J ]. *电子测量与仪器学报*, 2018, 32(7): 1-7.  
WANG Y B, ZHANG X D, MU X Q, et al. Research of the prediction method of elderly fall-down for elderly-assistant and walking-assistant robot [ J ]. *Journal of Electronic Measurement and Instrumentation*, 2018, 32(7): 1-7.
- [ 6 ] YOUNG A J, FERRIS D P. State of the art and future directions for lower limb robotic exoskeletons [ J ]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2016, 25(2): 171-182.
- [ 7 ] 郑悦, 景晓蓓, 李光林. 人机智能协同在医疗康复机器人领域的应用 [ J ]. *仪器仪表学报*, 2017, 38(10): 2373-2380.  
ZHENG Y, JING X B, LI G L. Application of human-machine intelligence synergy in the field of medical and rehabilitation robot [ J ]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2017, 38(10): 2373-2380.
- [ 8 ] PRASSLER E, BARONCELLI A. Team ReWalk ranked first in the Cybathlon 2016 exoskeleton final [ J ]. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 2017, 24(4): 8-10.
- [ 9 ] STRAUSSER K A, SWIFT T A, ZOISS A B, et al. Mobile exoskeleton for spinal cord injury: Development and testing [ C ]. *Proceedings of the ASME 2011 Dynamic Systems and Control Conference and Bath/ASME Symposium on Fluid Power and Motion Control*, 2011: 419-425.
- [ 10 ] FARRIS R J, QUINTERO H A, MURRAY S A, et al. A preliminary assessment of legged mobility provided by a lower limb exoskeleton for persons with paraplegia [ J ]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2014, 22(3): 482-490.
- [ 11 ] GRIFFIN R, COBB T, CRAIG T, et al. Stepping forward with exoskeletons; Team ihmc's design and approach in the 2016 cybathlon [ J ]. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 2017, 24: 66-74.
- [ 12 ] HASSAN M, KADONE H, UENO T, et al. Feasibility of synergy-based exoskeleton robot control in hemiplegia [ J ]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2018, 26: 1233-1242.
- [ 13 ] CHOI J, NA B, JUNG P G, et al. Walkon suit: A medalist in the powered exoskeleton race of cybathlon 2016 [ J ]. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 2017, 24(4): 75-86.
- [ 14 ] 白大鹏, 张立勋, 于彦春. 一种轮椅式下肢助行机器人的设计及运动学仿真分析 [ J ]. *中国康复医学杂志*, 2010, 25(12): 1176-1178.  
BAI D P, ZHANG L X, YU Y CH. A design of lower limb walking aid robot with wheelchair style and its MATLAB simulation [ J ]. *China Journal of Rehabilitation Medicine*, 2010, 25(12): 1176-1178.
- [ 15 ] 江世红. 一种多功能下肢康复机器人的设计与研

究[D]. 合肥:合肥工业大学,2016.

JIANG SH H. The research and design of a multi-functional lower limb rehabilitation robot [D]. Hefei: Hefei University of Technology, 2016.

- [16] LI M, HUA Y X, ZHANG G A, et al. Mechanical design of a paraplegic-oriented assistive exoskeleton combined with wheelchair [C]. IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), 2019: 1485-1490.
- [17] VUKOBRATOVIC M, BOROVAC B. Zero-moment point—thirty five years of its life [J]. International Journal of Humanoid Robotics, 2004, 1(1): 157-173.
- [18] 陈春杰, 张邵敏, 王灿, 等. 基于稳定阈值分析的外骨骼动态步长规划方法[J]. 仪器仪表学报, 2017, 38(3): 523-529.
- CHEN CH J, ZHANG SH M, WANG C, et al. Dynamic step length planning method based on stable threshold analysis for exoskeleton[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2017, 38(3): 523-529.
- [19] ZHENG T J, ZHU Y H, ZHANG Z W, et al. Parametric gait online generation of a lower-limb exoskeleton for individuals with paraplegia [J]. Journal of Bionic Engineering, 2018, 15(6): 941-949.

## 作者简介



**Zheng Tianjiao** received his B. Sc. and M. Sc. degrees both from Harbin Institute of Technology in 2012 and 2014, respectively. Now, he is a Ph. D student in Harbin Institute of Technology. His main research interests include wearable exoskeleton robot.

郑天骄, 分别在 2012 年和 2014 年于哈尔滨工业大学获得学士和硕士学位, 现为哈尔滨工业大学博士研究生, 主要研究方向为可穿戴外骨骼机器人。

E-mail: hitzhengtianjiao@163.com



E-mail: yhzhu@hit.edu.cn

**Zhu Yanhe** (Corresponding author) received his B. Sc., M. Sc. and Ph. D. degrees all from Harbin Institute of Technology in 1998, 2000 and 2004, respectively. Now, he is a professor in Harbin Institute of Technology. His main research interests include wearable exoskeleton robot and modular reconfiguration robot.

朱延河(通信作者), 分别在 1998 年、2000 年和 2004 年于哈尔滨工业大学获得学士、硕士和博士学位, 现为哈尔滨工业大学教授, 主要研究方向为可穿戴外骨骼机器人、模块化可重构机器人。