

外骨骼离线参数化上楼梯步态规划

闫泽峰¹, 王志辉¹, 马勋举², 李康¹, 彭安思²

(1. 武汉理工大学 机电工程学院, 武汉 430070;

2. 中国科学院深圳先进技术研究院, 广东 深圳 518055)

摘要: 为扩大脊椎损伤患者在外骨骼机器人辅助下的活动范围而不仅仅只是起坐、站立和行走, 提出一种离线参数化上楼梯步态规划算法, 该算法基于惯性测量单元检测穿戴者运动意图, 基于足底压力传感器计算整个系统的零力矩点(ZMP)以确保上楼梯过程的安全性; 该算法根据人体大腿、小腿长度、楼梯高度和宽度等参数规划出关节的最优空间位置轨迹, 然后通过逆运动学求解关节角度轨迹, 该算法可为不同的穿戴者生成适应于不同楼梯尺寸的步态轨迹, 最后3名实验者穿戴外骨骼在楼梯高度18 cm、宽度26 cm的楼梯上实验, 外骨骼按照规划的步态轨迹帮助穿戴者多次完成上楼梯任务, 规划的楼梯尺寸与实际测量的尺寸误差在2%以内, 通过实验验证了该算法的有效性 with 实用性。

关键词: 下肢外骨骼; 参数化; 上楼梯; 步态规划

Exoskeleton Off-line Parameterization for Stairs—ascending Gait Planning

Yan Zefeng¹, Wan Zihui¹, Ma Xunju², Li Kang¹, Peng Ansi²

(1. College of Mechano—electronic Engineering, Wuhan University, Wuhan 430070, China;

2. Shenzhen Academy of Advanced Technology, CAS, Shenzhen 518055, China)

Abstract: In order to extend the sphere of activities of the spine—injured patients with the assistance of exoskeleton robots, it's more than just getting up, standing and walking. This study proposes an off—gauge parameterization algorithm for stair—ascending gait planning. The algorithm is based on an inertial measurement unit to detect the motion intention of the wearer. To ensure the safety of the stair—climbing process, the zero—moment point (ZMP) of the entire system is calculated based on the plantar pressure sensor. The algorithm designs the optimal trajectory of the joint spatial position based on parameters such as the length of the thigh and the lower leg, the height and the width of the stairs, then solve the trajectory of the joint angle through inverse kinematics. The algorithm can generate different gait trajectories for different wearers to adapt to different stair dimensions. In the end, three experimenters wear the exoskeleton and walk on a stair with a height of 18cm and a width of 26cm. The exoskeleton helps the wearer complete the task of climbing stairs according to the planned gait trajectory. The experiment verifies the effectiveness and practicability of the algorithm.

Keywords: lower limb exoskeleton; parameterization; ascending stair; gait planning

0 引言

下肢外骨骼主要依靠人体下肢结构特点, 综合机械设计、智能控制、检测技术, 多模态融合等多学科技术, 提供动力来帮助下肢截瘫病人站立、行走、坐下、上下楼梯等^[1]。它还可被应用于医疗机构、负重搬运、单兵作战等领域, 也是未来科技的一个重要领域, 由于它的实用性和广泛性引起国内外很多学者的研究热度^[2-3]。国外具有代表性的有美国伯克利公司的下肢康复外骨骼机器人, 日本筑

波大学研制的 HAL^[4]下肢外骨骼机器人, 以色列研制的 ReWalk 下肢康复外骨骼机器人等。

上下楼梯是日常生活中人类的常见行为动作, 随着社会现代化的不断发展, 高楼林立而起, 不管是在高档住宅的个人家装、各类住宅小区还是在商场、宾馆、办公大楼等公共设施中楼梯和我们的生活密切相关, 与此同时不同场合的楼梯高度和楼梯宽度往往不尽相同, 上下楼梯变成人们日常生活中经常需要完场的行为动作, 为了满足外骨骼穿戴者能在不同场合运动, 研究适用于外骨骼机器人上楼梯步态规划有重要意义。与正常步态研究相比, 对外骨骼上楼梯研究相对要少, 主要原因有: 关于上下楼梯研究目的主要是病理成因探究、治疗效果评价和影响楼梯行走步态的外界因素探究、研究对象多为疾病患者。

本研究提出一种可以使外骨骼自主上楼梯的离线参数化步态规划算法, 该步态规划算法可以为不同穿戴者生成个性化步态, 该步态可应用于符合国际标准的不同尺寸的楼梯。该算法基于惯性测量单元检测人体运动意图, 使用足底压力传感器在上楼梯过程中测量 ZMP, 根据楼梯高度、

收稿日期: 2018-06-21; 修回日期: 2018-07-16。

基金项目: 国家重点基础研究发展计划(973计划)(2015CB351706); NSFC—深圳机器人研究中心项目(U1613219)资助。

作者简介: 闫泽峰(1991—), 男, 山西临汾人, 硕士研究生, 主要从事数字制造技术与数控装备, 机器人方向的研究。

通讯作者: 王志辉(1960—), 男, 辽宁人, 教授, 硕士生导师, 主要从事复合材料成型技术与装备、建材装备及自动化等方向的研究。

楼梯宽度、人体大腿长度、小腿长度等参数规划出髌关节和踝关节的最优空间位置轨迹，然后根据运动学关系求解膝关节空间位置轨迹，最后在用逆运动学求解髌关节和膝关节的角度轨迹。

1 外骨骼上楼梯步态规划

无论是在户外还是户内，楼梯在生活中随处可见，上下楼梯对于下肢截瘫患者是一个很大的挑战，为帮助他们恢复正常行走能力并扩大活动范围，很有必要研究一种适合外骨骼上楼梯的步态控制策略，本文根据不同的身体尺寸，以及不同的楼梯高度和楼梯宽度提供一个适应于上楼梯的步态规划算法，并应用于下肢外骨骼机器人。外骨骼机器人 Pc 端可在运动过程中通过惯性测量单元实时检测穿戴者的运动意图。

1.1 计算 ZMP

图 1 显示人与外骨骼模型，为确保安全，外骨骼通过安装在双足底部压力传感器计算零力矩点 (ZMP) 来估计使用者和外骨骼机器人在上楼梯过程中是否会摔倒，足底压力传感器作为一维力传感器测量地面反作用力的垂直分量，地面反作用力在 x 方向和 y 方向分量设为 0，每一个脚的 ZMP 可根据以下式子求得。

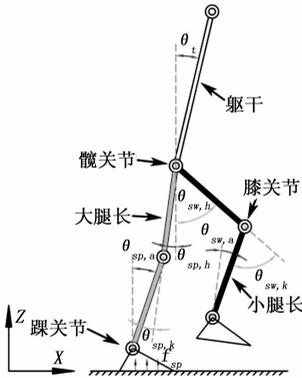


图 1 人一外骨骼模型

$$p_x = \frac{\sum_{i=1}^N p_{ix} f_{iz}}{\sum_{i=1}^N f_{iz}}$$

$$p_y = \frac{\sum_{i=1}^N p_{iy} f_{iz}}{\sum_{i=1}^N f_{iz}} \quad (1)$$

其中 (p_x, p_y) 是位于 (p_{ix}, p_{iy}) 处的第 i 个力在 Z 方向分量 f_{iz} 的 ZMP 坐标。假定坐标原点是支撑脚踝在地面上的垂直投影，在获得每只脚的 ZMP 情况下，整个 ZMP 可以被测量通过以下式子：

$$P_x = \frac{p_{Rx} f_{Rz} + p_{Lx} f_{Lz}}{f_{Rz} + f_{Lz}}$$

$$P_y = \frac{p_{Ry} f_{Rz} + p_{Ly} f_{Lz}}{f_{Rz} + f_{Lz}} \quad (2)$$

其中：

$$f_R = [f_{Rx} \quad f_{Ry} \quad f_{Rz}]^T$$

$$f_L = [f_{Lx} \quad f_{Ly} \quad f_{Lz}]^T$$

$$p_R = [p_{Rx} \quad p_{Ry} \quad p_{Rz}]^T$$

$$p_L = [p_{Lx} \quad p_{Ly} \quad p_{Lz}]^T$$

其中 (P_x, P_y) 是整个 ZMP 位置，由每只脚的 ZMP 位置 p_R, p_L 合成，同时 p_{Rz}, p_{Lz} 为 0。地面的反作用力 f_R, f_L 在 x 方向和 y 方向分量设为 0。

1.2 步态规划

步态生成算法需要对各个关节角度轨迹进行动态规划。同时为满足可变步态路径规划需要，采用基于各关节实时空间位置规划进而通过逆运动学求解关节角度轨迹的策略。该方法相较于角度空间的直接规划策略，所生成步态更自然也更符合正常人上楼梯步态。

1.3 关节空间位置规划

通过研究上楼梯步态得出上楼梯步态模式与身体参数以及楼梯高度、楼梯宽度有关，因此应该以给定的楼梯高度、楼梯宽度、大腿长度、小腿长度规划出相应的关节轨迹序列。

$$P = \Gamma(l_1, l_2, H, W) \quad (3)$$

其中 P 为步态轨迹， l_1 为大腿长度， l_2 为小腿长度， H 为目标楼梯的高度， W 为目标楼梯的宽度，最终目的是建立关系 $\Gamma(\cdot)$ ，即提出的上楼梯步态规划算法。

根据相关研究依旧 OPSEM 软件模拟人体行走数据表明，上楼梯是一个周期性的过程，且在足部和髌关节在其各自最低位置时在水平方向上加速度和速度都是 0；在其最高位置时水平速度最大，依据这些条件可以用一个满足条件的非线性方程来代表髌关节和踝关节的轨迹。定义如下：

$$y = G(l_1, l_2, H, W, T, x) = \sum_{i=0}^n C_i x^i \quad (4)$$

$$x = f(H, W, T, t) = \sum_{i=0}^3 \lambda_i t^i \quad (5)$$

当特征参数在上楼梯的不同时刻髌关节和踝关节轨迹不尽相同，将一个过程分成不同阶段分别规划。先以单侧腿作为规划对象，上楼梯动作具有周期性，研究一个周期内步态轨迹即可，设周期为 $2T$ ，髌关节和踝关节轨迹方程分别如下：

髌关节在 $0-2T$ 内关节约束条件为：

$$\begin{cases} x_h(0) = 0 \\ x'_h(0) = 0 \\ y_h(0) = l_1 + l_2 \\ y'_h(0) = 0 \end{cases} \quad (6)$$

$$\begin{cases} x_h\left(\frac{T}{2}\right) = \frac{W}{6} \\ x'_h\left(\frac{T}{2}\right) = 0 \\ y_h\left(\frac{T}{2}\right) = l_1 + l_2 - \sqrt{(l_1 + l_2)^2} \\ y'_h\left(\frac{T}{2}\right) = 0 \end{cases} \quad (7)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} x_h(T) = \frac{W}{3} \\ x'_h(T) = 0 \\ y_h(T) = \frac{1}{4}(l_1 + l_2) - \sqrt{(l_1 + l_2)^2 - \left(\frac{W}{2}\right)^2} \\ y'_h(T) = 0 \end{array} \right. \quad (8)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} x_h\left(\frac{3T}{2}\right) = \frac{2W}{3} \\ x'_h\left(\frac{3T}{2}\right) = 0 \\ y_h\left(\frac{3T}{2}\right) = l_1 + l_2 - \sqrt{(l_1 + l_2)^2} \\ y'_h\left(\frac{3T}{2}\right) = \frac{H}{T} \end{array} \right. \quad (9)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} x_h(2T) = W \\ x'_h(2T) = 0 \\ y_h(2T) = l_1 + l_2 \\ y'_h(2T) = 0 \end{array} \right. \quad (10)$$

以单侧脚踝为研究对象, 踝关节在 $0-2T$ 周期内只在前半个周期内位置发生变化, 后半周期内位置保持不变, 只研究 $0-T$ 内的约束条件:

$$\left\{ \begin{array}{l} x_c(0) = 0 \\ x'_c(0) = 0 \\ y_c(0) = 0 \\ y'_c(0) = \frac{H}{T} \end{array} \right. \quad (11)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} x_c\left(\frac{T}{2}\right) = \frac{W}{2} \\ x'_c\left(\frac{T}{2}\right) = 0 \\ y_c\left(\frac{T}{2}\right) = l_1 + l_2 + \sqrt{(l_1 + l_2)^2 - \left(\frac{W}{2}\right)^2} \\ y'_c\left(\frac{T}{2}\right) = \frac{H}{T} \end{array} \right. \quad (12)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} x_c(T) = W \\ x'_c(T) = 0 \\ y_c(T) = H \\ y'_c(T) = 0 \end{array} \right. \quad (13)$$

由公式 (6) ~ (13) 可以求得髋关节, 踝关节空间轨迹的最优解。以同一侧关节为例, 根据运动学关系可求得膝关节空间轨迹, 约束条件如公式 (14) 和 (15):

$$\left\{ \begin{array}{l} (y_{kl} - y_{hl})^2 + (x_{kl} - x_{hl})^2 = l_1^2 \\ (y_{kl} - y_{cl})^2 + (x_{kl} - x_{cl})^2 = l_2^2 \end{array} \right. \quad (14)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} (y_{kr} - y_{hr})^2 + (x_{kr} - x_{hr})^2 = l_1^2 \\ (y_{kr} - y_{cr})^2 + (x_{kr} - x_{cr})^2 = l_2^2 \end{array} \right. \quad (15)$$

其中 (x_{hl}, y_{hl}) 代表左髋关节的空间位置坐标, (x_{hr}, y_{hr}) 代表右髋关节的空间位置坐标, (x_{kl}, y_{kl}) 代表左膝关节空间位置坐标, (x_{kr}, y_{kr}) 代表右膝关节的空间位置坐标, (x_{cl}, y_{cl}) 代表左踝关节的空间位置坐标, (x_{cr}, y_{cr}) 表示右踝关节空间

位置坐标。

1.4 关节角度轨迹规划

根据已经规划出的各关节空间位置轨迹, 通过逆运动学求解可得出对应关节角度轨迹, 左髋关节角度 θ_{hl} 采用公式 (16) 求得, 右髋关节角度 θ_{hr} 采用公式 (17) 求得, 左膝关节角度 θ_{kl} 根据公式 (18) 求得, 右膝关节角度 θ_{kr} 根据 (19) 求得。

$$\theta_{hl} = \tan^{-1}\left(\frac{y_{hl} - y_{kl}}{x_{kl} - x_{hl}}\right) \quad (16)$$

$$\theta_{kl} = \theta_{hl} - \tan^{-1}\left(\frac{y_{kl} - y_{cl}}{x_{cl} - x_{kl}}\right) \quad (17)$$

$$\theta_{hr} = \tan^{-1}\left(\frac{y_{hr} - y_{kr}}{x_{kr} - x_{hr}}\right) \quad (18)$$

$$\theta_{kr} = \theta_{hr} - \tan^{-1}\left(\frac{y_{kr} - y_{cr}}{x_{cr} - x_{kr}}\right) \quad (19)$$

由公式 (1) ~ (13) 可以看到, 通过改变楼梯宽度 W , 楼梯高度 H , 步态周期 T , 以及穿戴者身体参数, 可以为不同穿戴者生成适用于不同楼梯的个性化步态轨迹。这使得外骨骼能够灵活应对实际中复杂的运动环境。

1.5 上楼梯相位划分

更具体的说, 如图 2 所示上楼梯的过程可分为 5 个相位。(a) 表示双腿直立支撑, 随后左腿开始摆动, 相位 (b) 中摆动腿开始继续向前摆动, 逐渐靠近下一楼梯台阶, 右腿支撑身体, 相位 (c) 摆动腿跨上台阶表面, 此时计算整个 ZMP, 如果外骨骼和穿戴者的 COG 已经从支撑腿转移到摆动腿, 然后 2 个腿互换角色, 左腿变为支撑腿, 右腿作为摆动腿, 相位 (d) 中左腿 (支撑腿) 开始有弯曲逐渐伸直, 右腿 (摆动腿) 开始弯曲, 同时人体髋关节被抬高, 穿戴者与外骨骼一起登上台阶如图中 (e), 最后右腿跨上台阶表面, 髋关节和膝关节同时伸直, 2 个腿直立站在台阶上, 回到双腿支撑相如相位 (f)。在第一个爬楼梯动作完成以后, 如果 ZMP 已经转移并处在安全的范围之内, 则可以开始地第二次跨越, 摆动腿和支撑腿开始互换, 爬更多的楼梯只是重复这一过程。

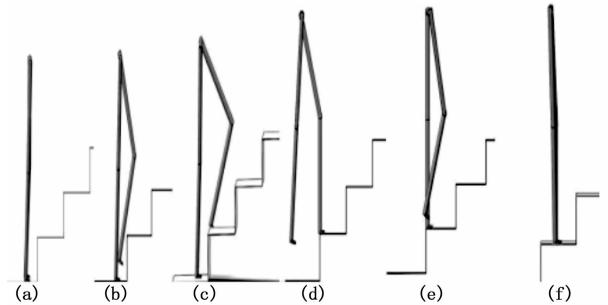


图 2 上楼梯过程

2 仿真与实验

2.1 实验平台

如图 3 所示为可穿戴式下肢轻量外骨骼机器人, 它可以帮助下肢失能患者恢复行走能力。该机器人包括背包、髋

关节、膝关节、脚踝、拐杖、背包中有控制板、驱动器、电池，髋关节有一个主动自由度、有一个角度传感器，反馈电机实际运转角度，膝关节有一个弯曲/伸展自由度，该自由度由电机驱动，有一个用于反馈角度的传感器，脚踝有一个被动自由度，脚底有压力传感器，足底压力传感器检测地面反作用力，该外骨骼机械结构设计为可以调节长度尺寸，该外骨骼适用人群身高为 150~185 cm，根据便携轻便式要求，整体机械机构主要为铝合金材料，根据整体机构的紧凑性，便携式穿戴的特点，确定外骨骼整体结构参数，具体部件的可调范围为：髋部宽可调范围为 (273~374 mm)，大腿长可调范围为 (330~430 mm)，小腿长可调范围为 (330~430 mm)，踝高可调范围为 (60~80 mm)，足长可调范围为 (210~270 mm)，足宽 100 mm，不可调节。为将外骨骼的力矩/力传递为穿戴者，分别在大腿、膝关节、小腿设计了绷带，为保证穿戴者舒适性在外骨骼机器人腰部设计了一体式衬垫。外骨骼角度活动范围设计为：髋关节屈伸角度范围为 (-20°, 125°)，髋关节展收活动范围为 (-30°, 30°) 膝关节屈伸活动范围为 (0°, 120°)。踝关节屈曲/背曲活动范围为 (-20°, 30°)。

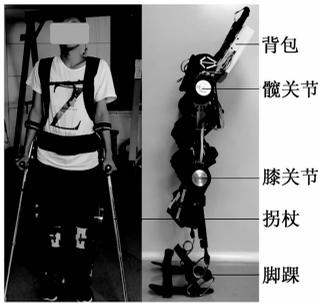


图 3 外骨骼机器人

2.2 仿真

算法在 MATLAB 中实现，依靠其强大计算能力，对关节空间轨迹进行最优化求解以及通过逆运动学求解关节角度轨迹。通过进行不同楼梯高度 ($H=15\text{ cm}$ 、 18 cm) 和不同的楼梯深度 ($W=28\text{ cm}$ 、 26 cm) 的关节角度轨迹规划来验证所提算法的有效性与普适性。设步态周期 $2T$ 为 4 s ，大腿长度 l_1 和小腿长度 l_2 均为 40 cm 。

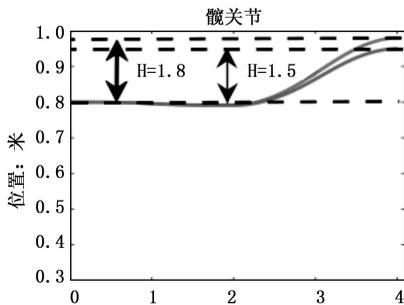


图 4 上楼梯过程中髋关节的空间位置

图 4 为上楼梯过程中髋关节空间位置轨迹仿真结果，蓝色线代表楼梯高度为 18 cm 的髋关节位置轨迹，橘黄色

线代表楼梯高度为 15 cm 的髋关节位置轨迹，图中可看出在前半个周期即 2 s 内，髋关节位置基本不变，后半周期髋关节位置开始上升，楼梯高度不同最后对应的髋关节位置不同，这符合实际爬楼梯过程，图 5 为上楼梯过程中左踝关节的空间位置轨迹，图 6 为右踝关节的空间位置轨迹，图中可看出左踝关节在前 2 s 完成了上台阶，后半周期内位置保持不变，右踝关节在前 2 s 内位置保持不变，后 2 s 内位置不断上升，最终 2 个脚踝落在同一级台阶。踝关节在上升过程中竖直方向有一定速度。图 7 为楼梯高度 15 cm，宽度 28 cm 4 个关节的角度规划值，图 8 为楼梯高度 18 cm，宽度 26 cm，4 个关节的角度规划值，上楼梯过程中先迈左脚，所以左髋和左膝角度值大于右髋和右膝角度值，楼梯高度由 15 cm 增大到 18 cm 后，对应关节角度也变大，这是对实际爬楼梯关节角度变化规律。

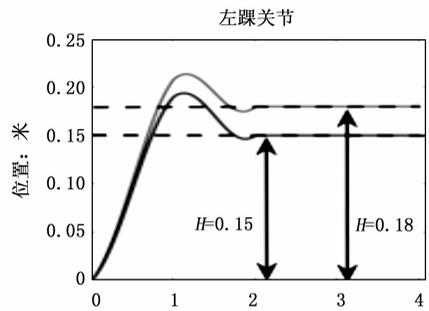


图 5 上楼梯过程中左踝关节的位置轨迹

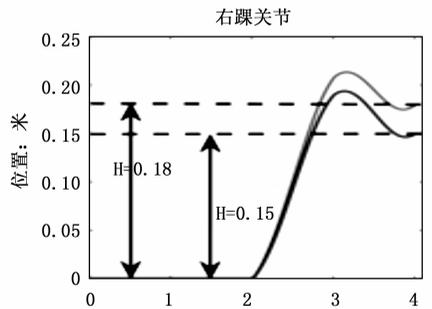


图 6 上楼梯过程中右踝关节的位置轨迹

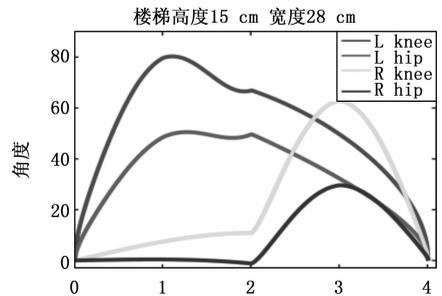


图 7 楼梯高度为 15、宽度为 28 cm 上楼梯中四个关节的规划角度

2.3 实验方法

1) 实验对象为 3 名志愿者，身高分别为 180 cm、172 cm、184 cm，本实验中楼梯高度为 18 cm，楼梯宽度为 26 cm。向实验者说明实验内容，以确保受试者正确理解实验

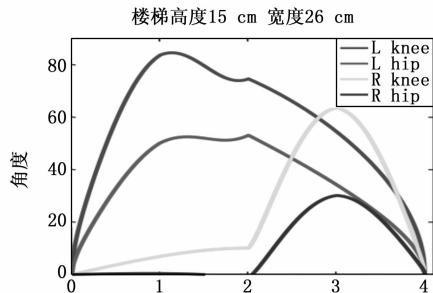


图 8 楼梯高度为 18、宽度为 26 cm 上楼梯中四个关节的规划角度

过程并进行熟悉性练习。调整外骨骼机器人的髋关节宽度, 大腿长度, 小腿长度, 以确保外骨骼机器人尺寸与实验者下肢尺寸相符合, 受试者穿上外骨骼机器人, 随后进行束缚。穿戴机器人后实验者没有报告由于穿戴机器人而对自身造成的压迫与不适感。

2) 受试者首先以舒服的状态直立上身来对惯性测量单元 IMU 进行校零处理, 同时要求受试者采用 2 个拐杖来维持自身平衡。在正式测量前受试者先进行几次上楼梯动作, 以使受试者适应实验条件。楼梯两侧有护栏, 实验室旁边有人跟随, 上楼梯步态规划为两步一梯, 先迈左脚, 左脚踏在下一个台阶上, 开始迈右脚, 两脚最后落在同一个阶梯上。上楼梯实验分别测量 4 次、3 次、3 次, 记录每次实验数据。

3) 上楼梯步态规划算法要求根据楼梯的高度和楼梯的宽度等尺寸离线规划出步态轨迹, 外骨骼按照规划的步态轨迹帮助患者爬楼梯, 楼梯高度和宽度值对步态规划算法有重要影响。本研究对实验中实际测量的楼梯高度和宽度与规划的楼梯高度和宽度进行相应的偏差计算以此来算法精确度与准确性。

2.4 实验结果与分析

图 9 (a) 为外骨骼帮助实验者 1 上楼梯过程中截取的 3 个台阶快照, 图 9 (b) 为外骨骼帮助实验者 2 上楼梯过程, 图 9 (c) 为外骨骼帮助实验者 3 上楼梯过程。外骨骼根据规划的步态轨迹辅助实验者多次完成上楼梯任务, 这说明了外骨骼和步态算法的应用可以帮助截瘫患者完成不同场合上楼梯任务, 可以扩大他们的活动范围。

图 10 (a) 为实验者 1 四次上楼梯实验中中外骨骼实际角度和步态规划角度对比, 图 10 (b) 为实验者 2 三次上楼梯实验中中外骨骼实际角度和步态规划角度对比, 图 10 (c) 为实验者 3 三次上楼梯实验中中外骨骼实际角度和步态规划角度对比, 图中 t1、t2、t3、t4 分别代表第一次、第二次、第三次、第四次实验中电机实际输出角度, Real 代表规划的角度轨迹, 从图中可以看出当穿戴者身体参数和楼梯尺寸改变时, 所规划的步态角度轨迹也各不相同, 外骨骼电机实际输出数据和规划数据基本拟合, 外骨骼机器人能按照规划的步态轨迹行走。

表 1 为规划值与真实测量值之间的误差, 从中可以看出高度平均误差为 0.77%, 宽度平均误差为 0.42%, 高度测量误差略大于宽度测量误差, 楼梯高度和楼梯宽度测量误

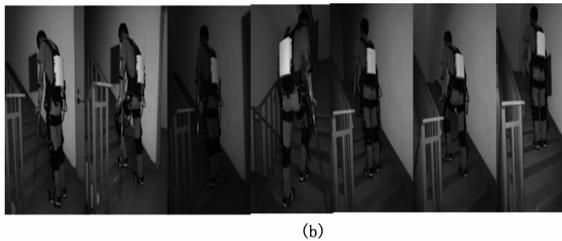
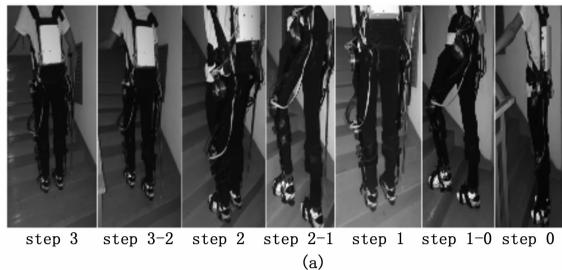


图 9 3 名实验者在外骨骼辅助下完成上楼梯过程

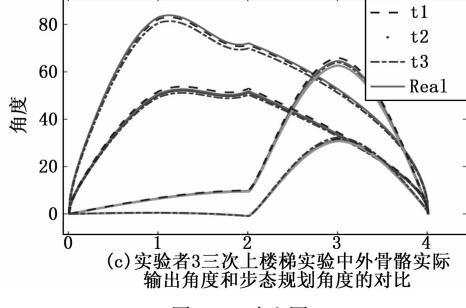
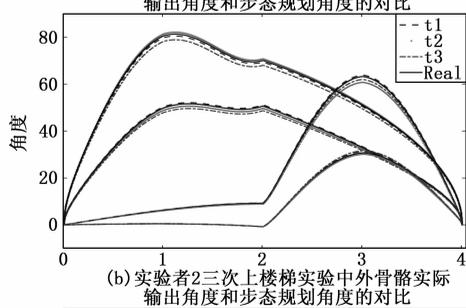
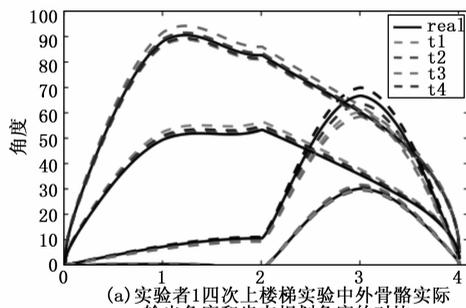


图 10 对比图

表 1 规划值与实际测量值误差

次数	规划值	测量值	误差	规划值	测量值	误差
1	18	18.62	3.44%	26	26.02	0.77%
2	18	18.15	0.83%	26	26.3	1.15%
3	18	18.22	1.22%	26	26.52	2.0%
4	18	17.65	1.94%	26	25.79	0.80%
5	18	18.08	0.4%	26	25.92	0.03%
均值	18	18.46	0.77%	26	26.11	0.42%

差基本都在 2% 以内，整体误差较小，该算法所生成的步态更接近于正常人上楼梯步态。

3 结束语

1) 下肢外骨骼机器人能有效帮助有行走障碍或下肢失能人群重新获得行走能力，目前大多数外骨骼机器人只能实站立、起坐、行走等基本功能，为了能扩大脊椎损伤患者活动，研究一种适用于不同楼梯尺寸的步态轨划算法具有重要意义。

2) 本研究提出一种适用于外骨骼上楼梯的步态规划算法，该算法使用惯性测量单元检测人体运动意图。根据楼梯宽度、楼梯高度、人体下肢长度等参数可以生成个性化的适应不同楼梯尺寸的步态轨迹。

3) 在外骨骼的辅助下实验者多次完成了上楼梯实验，通过实验验证了该算法的有效性，该算法应用于外骨骼有望帮助更多截瘫患者、偏瘫患者以及老人实现上楼梯活动。

4) 在未来的工作中，将研究适用于外骨骼的下楼梯的步态轨迹规，以及可以应用于斜坡，不平整地面等复杂环境的步态轨迹。

参考文献:

[1] 孙科, 陈昊, 苗永浩, 等. 一种新型外骨骼臂架肘部助力系统设计与机构仿真 [J]. 武汉理工大学学报 (交通科学与工程版), 2013, 37 (3): 638 - 642.

[2] Hoover C D, Fulk G D, Fite K B. Stair Ascent With a Powered Transfemoral Prosthesis Under Direct Myoelectric Control [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2013, 18 (3): 1191 - 1200.

[7] Kumar, Vinay, Sudarshan Tiwari. Routing in IPv6 over low power wireless personal area networks (6LoWPAN): a survey [J]. Journal of Computer Networks and Communications, 2012.

[8] Shen, Zhun, et al. Porting LooCI from the Contiki Platform to the Zigduino Platform: An Working Approach [J]. IAENG International Journal of Computer Science, 2013, 40. 2.

[9] Gonizzi, Pietro, Riccardo Monica, Gianluigi Ferrari. Design and evaluation of a delay-efficient RPL routing metric [A]. Wireless Communications and Mobile Computing Conference (IWCMC) 2013 9th International [C]. IEEE, 2013.

[10] Pinto, Pedro, Antonio Pinto, et al. End-to-end delay esti-

[3] 姜礼杰, 陈进, 王良诣, 等. 肢体协调运动康复机器人的机构设计与实验 [J]. 自动化学报, 2016, 42 (12): 1808 - 1818.

[4] Cena G, Scanzio S, et al. A distribute-merge switch for EtherCAT networks [C]. IEEE, 2010. 121 - 130.

[5] 张玉叶, 张小栋. 下肢外骨骼康复机器人的优化控制模型研究 [J]. 控制工程, 2017, 24 (6): 1201 - 1205.

[6] Xu, F, et al. Adaptive stair-ascending and stair-descending strategies for powered lower limb exoskeleton [A]. IEEE International Conference on Mechatronics and Automation [C]. 2017.

[7] 候育军, 孟亮. 分形理论在外骨骼机器人控制系统中的 [J]. 计算机仿真, 2016 07: 314 - 318.

[8] Huang H Y, Chen J S, Huang C E. Toward the Gait Analysis and Control of a Powered Lower Limb Orthosis in Ascending and Descending Stairs [J]. Procedia Engineering, 2014, 79: 417 - 426.

[9] 夏田, 桓茜, 陈宇, 等. 下肢外骨骼康复机器人设计及其运动学分析 [J]. 华侨大学学报 (自然科学版), 2017, 38 (4): 452 - 456.

[10] Hayashi Y, Kiguchi K. Stairs-ascending/descending assist for a lower-limb power-assist robot considering ZMP [A]. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems [C]. IEEE, 2011: 1755 - 1760.

[11] Cao Y Z, Altintas Y. A general method for the modeling of spindle-bearing systems [J]. Journal of Mechanical Design, 2004, 126 (6): 1089 - 1104.

[12] Dolgui A, Ihnatsenka I. Branch and bound algorithm for a transfer line design problem: Stations with sequentially activated multi-spindle heads [J]. European Journal of Operational Research, 2009, 197 (3): 1119 - 1132.

[13] Peng S Q, Dai Y X, Zhang Y B, et al. A Tension Control Approach to the Multi-wire Saw Based on DSP [C]. Changsha, China: 2008

[14] 林海丹, 张韬, 陈青, 等. 康复机器人辅助步行训练对不完全性脊髓损伤患者步行能力的影响 [J]. 自动化学报, 2016, 42 (12): 1832 - 1838.

[15] 张玉叶, 张小栋. 下肢外骨骼康复机器人的优化控制模型研究 [J]. 控制工程, 2017, 24 (6): 1201 - 1205.

ation using RPL metrics in WSN [Z]. Wireless Days (WD), IFIP, IEEE, 2013.

[11] Zhu Y H, Chi K, Tian X, et al. Network Coding Based Reliable IPv6 Packet Delivery over IEEE 802.15.4 Wireless Personal Area Networks [J]. 2015.

[12] Wu T Y, Liu W K, Lee W T. Advanced handover enhancement for 6LoWPAN PMIPv6 by HF-PMIPv6 [A]. Information Science, Electronics and Electrical Engineering (ISEEE), 2014 International Conference on [C]. IEEE, 2014, 3: 1770 - 1774.

[13] Ali H. A Performance Evaluation of RPL in Contiki [D]. M. S. thesis, School of Computing, Blekinge Institute of Technology, Sweden, 2012.

(上接第 198 页)