

理疗师交互下的下肢康复训练机器人个性化步态规划方法

郭冰菁^{1,2}, 韩建海^{1,2,3}, 李向攀^{1,2}, 张彦斌^{1,2,3}, 尤爱民⁴

(1. 河南科技大学机电工程学院, 河南 洛阳 471003; 2. 河南省机器人与智能系统重点实验室, 河南 洛阳 471003;
3. 机械装备先进制造河南省协同创新中心, 河南 洛阳 471003; 4. 河南科技大学第一附属医院康复中心, 河南 洛阳 471003)

摘要: 针对偏瘫患者的个性化及病况差异, 提出了一种理疗师交互下的下肢康复训练机器人步态规划方法, 在理疗师——减重悬吊式康复训练机器人——患者三者共存的复杂环境中, 理疗师穿戴主控外骨骼直接行走实现步态时空参数规划, 并融入理疗师的医学经验及对患者的评估。首先, 基于旋量理论建立运动学模型, 实现理疗师空间与机器人空间的运动映射; 然后, 统一规划机器人关节运动轨迹、减重机构重心调整轨迹及跑步机步速。最后, 通过理疗师步态参数的实时采集、运动映射试验及机器人轨迹跟踪试验, 验证了步态时空规划方法的有效性。结果表明, 髋、膝关节规划角度在人体关节活动范围内, 速度变化平稳, 关节轨迹规划和重心调整规划均符合人体行走生理特性。理疗师的参与实现了渐进康复训练中的个性化步态规划。

关键词: 人机交互; 下肢康复训练机器人; 步态时空规划; 运动映射; 旋量理论

中图分类号: TP242

文献标识码: A

文章编号: 1002-0446(2018)-01-0000-08

Personalized Gait Planning Method for the Lower-limb Rehabilitation Training Robot with the Physiotherapist Interaction

GUO Bingjing^{1,2}, HAN Jianhai^{1,2,3}, LI Xiangpan^{1,2}, ZHANG Yanbin^{1,2,3}, YOU Aimin⁴

(1. School of Mechatronics Engineering, Henan University of Science and Technology, Luoyang 471003, China;

2. Henan Provincial Key Laboratory of robotics and intelligent systems, Luoyang 471003, China;

3. Collaborative Innovation Center of Machinery Equipment Advanced Manufacturing of Henan Province, Luoyang 471003, China;

4. The First Affiliated Hospital, Rehabilitation Center, Henan University of Science and Technology, Luoyang 471003, China)

Abstract: A gait planning method for a lower-limb rehabilitation training robot with the physiotherapist interaction is proposed to solve the problems of individual differences and pathological conditions for stroke patients. In the complex environment where the physiotherapist, the body weight support treadmill training robot and the patient coexist, the physiotherapist wears on and walks with the master exoskeleton mechanism to plan the space-time gait parameters. It integrates rehabilitation experience of the physiotherapist and the assessment of patients. Firstly, the kinematics model is established based on the screw theory, and the motion mapping is realized from the physiotherapist space to the robot space. Then, the joint moving trajectories of the robot, the gravity adjustment trajectory of the weight support mechanism and the walking velocity of the treadmill are unitary planned. Finally, the effectiveness of the space-time gait planning method is verified by real-time acquisition of the physiotherapist gait parameters, motion mapping test and robot trajectory tracking tests. Results show that the planning angles of the hip and knee joint are in the range of human joint motion, and the angular velocities of the joints are smooth. The joint trajectory planning and gravity adjustment planning conform to the physiological characteristics of human walking. The participation of the physiotherapist has achieved personalized gait planning in the progressive of rehabilitation training.

Keywords: human-machine interaction; lower-limb rehabilitation training robot; space-time gait planning; motion mapping; screw theory

1 引言 (Introduction)

偏瘫是脑卒中引起的常见后遗症, 步态异常是卒中患者的主要功能障碍, 根据患者离床后的功能状态, 应制订针对性的、逐步优化的步行康复训

练方案^[1-2]。提供减重和正常生理步态的下肢康复机器人的辅助, 使康复训练科学有效, 因此规划步态作为机器人的期望目标, 其有效性直接影响到康复训练的效果^[3-5]。正常人步行是人体通过和地面的相互作用, 在一定空间里经历一定时间的机械

运动, 是一种复杂的随意运动, 包括中枢命令、身体平衡和协调控制, 涉及足、踝、膝、髌、躯干、颈、肩、臂等众多肌肉和关节的协同运动^[6]。偏瘫患者的步态时空参数不同于正常步态参数, 反映出步态异常^[7], 要恢复步行能力, 需要一个长期渐进的康复训练过程^[8]。因此为体态各异、病况各异的患者, 快速、准确、自然地确定步态运动轨迹, 并根据康复进度能够渐进地调整是当前康复训练机器人的重要研究内容。

目前减重悬吊式下肢康复训练机器人采用的步态规划方法归纳为 2 种: 基于人体标准步态数据的步态规划和基于智能算法的步态轨迹自适应调整规划方法。典型的国外下肢康复训练机器人, 如: 下肢动力外骨骼步态康复机器人 (LOPES), 患肢的参考运动轨迹通过采用健肢运动的瞬时映射来产生, 用于在线运动轨迹生成^[9-10]。Lokomat 减重悬吊下肢康复机器人是带有减重机构的跑步机式外骨骼机器人, 根据病人交互力和阻抗算法调整机器人辅助力量和参考运动轨迹^[11-13], 实现步态时空参数在虚拟墙限制的“管道”范围内的按需协作控制。国内典型的下肢康复训练机器人如哈尔滨工程大学的 4 自由度步态训练机器人是基于正常人步行时的步态和脚踝运动姿态, 利用运动学模型进行步态规划^[14]。文 [15] 中的减重步态康复训练机器人, 以正常人的生理学步态轨迹为基础, 根据人机交互作用力矩的变化并基于阻抗模型不断调整步态轨迹作为期望步态。这些方法从早期结合机器人运动学模型模拟正常人体标准步态进行轨迹规划, 到考虑患者的主动参与程度在线最优调整参考步态轨迹, 体现了个性化步态规划的研究思路。但自适应算法的复杂性与实时性的矛盾, 以及自适应调整方法导致的步态不稳定、与正常生理步态的一致性较差等问题, 是这类步态规划方法的不足之处。目前的步态规划方法存在的另一个问题是没有理疗师医学知识与经验的参与, 虽然康复机器人从工作强度的角度解放了理疗师, 但同时带来了理疗师的医学经验无法实时交互, 以往在理疗师人工手动辅助康复训练中的经验调整都无法实现。

对于患者——康复训练机器人——理疗师三者共存的医疗环境, 患者与机器人之间的人机交互是目前的研究热点, 但康复治疗的疗效更依赖于理疗师的医学知识和经验, 理疗师与康复训练机器人之间的人机交互是目前研究的空白。为使康复训练机器人更好地与治疗环境中的理疗师及患者协作互助, 基于共融机器人 (Tri-Co Robot, the coexisting-

cooperative-cognitive robots)^[16] 的思想, 提出了理疗师交互下的步态规划方法, 即在康复训练系统中, 理疗师参与患者的步态规划, 当理疗师对患者病况作出医学评估后, 依据治疗经验, 通过人体自然行走实现步态规划, 在步态规划阶段与机器人进行交互。规划好后机器人按照此步态完成自动的康复训练控制。当疗程结束后, 理疗师对康复状况进行评估, 如果需要调整步态, 将再次参与新的步态规划, 实现根据患者的病况进展不断调整康复运动轨迹, 映射到机器人空间, 为患者提供个性化的渐进治疗, 提高共享环境下的自然交互能力。

如何运用有效的步态规划方法对理疗师行走的工作空间与康复训练机器人关节空间进行合理映射是本文阐述的主要研究内容。

2 主从式下肢步态康复训练系统 (Master-slave lower-limb gait rehabilitation training system)

所构建的主从式下肢步态康复训练系统^[17]由理疗师、主控外骨骼、下肢康复训练机器人组成, 如图 1 所示。基于仿生原理将刚性支撑动力机构和柔性气动驱动系统结合, 使得步态康复训练安全、患者下肢受力柔顺。理疗师穿戴主控外骨骼机构, 为下肢康复训练机器人提供符合患者个性化特征的目标轨迹。患者上身穿戴减重背心, 下肢由气动外骨骼机器人驱动, 根据病况可选择完成被动训练、主动助力训练及主动抗阻训练。

下肢康复训练机器人由双下肢外骨骼、减重悬吊装置、重心支撑机构、髌部调整机构和跑步机组成。基于仿生思想, 考虑人体行走主要是利用矢状面内的下肢运动, 单侧下肢外骨骼设计为 2 自由度机构, 包括髌关节和膝关节矢状面内的转动自由度。双下肢机构对称, 连杆上有调节滑块, 可根据患者下肢尺寸进行调节。由人体下肢生物特征^[18]可知, 步态运动时下肢髌和膝关节是主动关节, 带动大腿和小腿运动, 踝关节跟随小腿运动, 调整足部的姿态; 骨骼肌群收缩实现关节运动, 其功能如同直线驱动器, 可以利用直线式驱动器来模拟肌肉收缩。因此课题组研制的步态康复训练机器人^[17]的髌、膝关节机构结合气缸模拟肌肉收缩的双向直线驱动产生主动力矩, 踝关节佩戴矫形器保持足部姿态无驱动器。在减重悬吊装置的立柱中内置气缸, 通过差动方式驱动钢丝绳, 提升悬吊背心带动人体实现减重。根据康复医疗理论, 在康复训练中, 患者减重的重量不超过其体重的 30%, 可为下肢力量较弱的患者提供辅助与保持身体平衡稳定,

有效地帮助患者尽早开始康复。重心支撑机构通过预压缩的中心弹簧支撑整个机构，起到减震作用，并避免患者承受机械本体的重量，可根据患者身高调节支撑高度。髋部调整机构可在水平方向伸缩调整以适应不同患者的体态。弹性重心支撑机构及差动式气动减重机构在不改变人体原有生物力线的结

构适配下减轻了患者下肢的支撑力量。跑步机提供适用于不同患者的可调步行速度，并在训练过程中保持匀速，规范步态参数，使患者可在原地完成有节律的重复步态康复训练。因此，下肢外骨骼机构通过外力辅助患者恢复肌肉肌腱的形态结构和关节肌力，重塑神经通路，改善患者的运动功能。

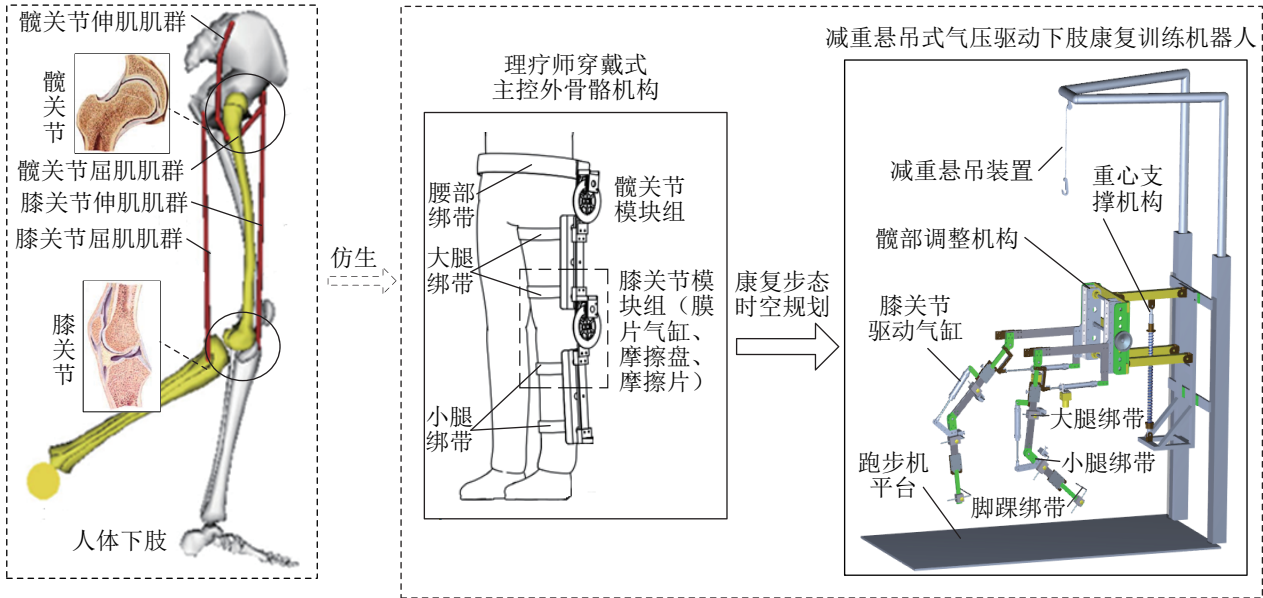


图 1 主从式下肢步态康复训练系统

Fig.1 Master-slave lower-limb gait rehabilitation training system

理疗师穿戴的主控外骨骼机构^[17]同样为髋膝结构，为满足理疗师穿戴行走时操纵力的稳定性、操纵轻便性及力觉感知，每个关节模块由摩擦盘、摩擦片及膜片气缸组成，由气动比例阀控制膜片气缸推动相对安装的一对摩擦片，与摩擦盘接触后，产生可调摩擦力矩，并采用重力补偿算法，实现恒定操纵力矩下的轻便舒适行走。通过关节轴上安装的角度传感器，检测理疗师行走过程中的关节空间变量作为康复步态规划的时空原始数据。

3 基于旋量理论的运动学建模 (Kinematics modeling based on the screw theory)

人的行走步态主要由矢状面内的下肢运动来产生，其他方向的运动基本上是用来保持平衡^[19]，本系统的减重悬吊及辅助支撑机构辅助了患者的平衡，因此下肢外骨骼仅设计了矢状面内的运动自由度，使机构的复杂程度得以简化。下肢关节的解剖学结构为滑膜关节，由关节头、关节窝和关节软骨组成，从关节面形状上看，运动形态为铰关节^[20]。基于以上分析，下肢外骨骼机器人的运动学分析简图如图 2 所示，骨盆与穿戴者连接的位置为固定基

座，髋关节及膝关节在矢状面内的主动自由度由气缸驱动的旋转关节提供，踝关节无驱动器，具有被动自由度。

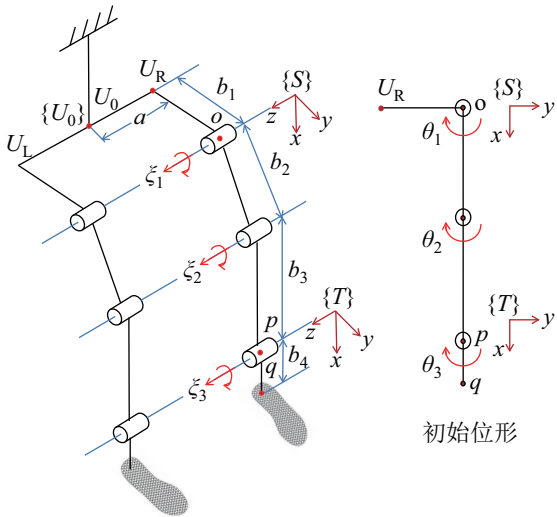


图 2 下肢外骨骼机器人运动学分析简图

Fig.2 The schematic diagram of kinematic analysis of lower-limb exoskeleton robot

运动学模型用于求解外骨骼机构关节空间与足部末端位姿空间的映射关系，基于指数积方法^[21]，

与机器人各关节对应的运动螺旋坐标提供了机器人运动学分析的完整参数, 相比于 DH 参数法的局部参数表示, 刚体运动特性表述清晰, 表达方式简单直观, 运算高效.

由于理疗师穿戴的主控外骨骼与患者穿戴的下肢外骨骼机器人具有相同的机构构型, 因此以下建立的运动学模型和速度模型一致, 具体计算时连杆长度参数不同, 推导过程以下肢外骨骼机器人为例.

3.1 正运动学建模

如图 2 所示的双下肢外骨骼机器人, 定义髋关节为惯性坐标系 $\{S: o-xyz\}$, 踝关节为工具坐标系 $\{T: p-xyz\}$, 并取足跟落地点 q , 在髋、膝、踝关节轴处选取单位运动旋量 ξ_i , 运动旋量的指数变换为刚体由起始形位到终止形位的变换, 刚体变换矩阵 ${}^S_T g(\theta)$ 描述了末端的位姿, 三关节均为旋转关节, 则单侧下肢位姿变换 ${}^S_T g(\theta)$ 计算公式组如下:

$$\begin{aligned} {}^S_T g(\theta) &= e^{\theta_1 \xi_1} e^{\theta_2 \xi_2} e^{\theta_3 \xi_3} {}^S_T g(0) \\ \xi_i &= \begin{pmatrix} \omega_i \\ \mathbf{r}_i \times \omega_i \end{pmatrix} \\ e^{\theta \xi} &= \begin{pmatrix} e^{\theta \hat{\omega}} & (I - e^{\theta \hat{\omega}})(\omega \times \mathbf{v}) + \theta \omega \omega^T \mathbf{v} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} \\ e^{\theta \hat{\omega}} &= I + \hat{\omega} \sin \theta + \hat{\omega}^2 (1 - \cos \theta) \end{aligned} \quad (1)$$

式中: ω 为单位角速度矢量, $\mathbf{v}$ 为单位线速度矢量, $\mathbf{r}$ 为旋转轴上任意一点的位置矢量, θ 为转角; i 为旋转关节轴数.

基于方程组 (1) 及图 2 中定义的初始位姿, 进一步选取髋关节支架连线中点为基准坐标系 $\{U_0\}$, 求得双足足跟末端位姿矩阵 ${}^{U_0}_{q_i} g(\theta)$:

$${}^{U_0}_{q_i} g(\theta) = {}^{U_0}_{S_i} g(\theta) {}^S_{T_i} g(\theta) {}^T_{q_i} g(\theta) = \begin{pmatrix} I_{3 \times 3} & \mathbf{P}_{US_i} \\ \mathbf{0} & 1 \end{pmatrix} {}^S_{q_i} g(\theta) \quad (2)$$

式中:

$${}^S_{q_i} g(\theta) = \begin{pmatrix} c\theta_{123} & -s\theta_{123} & 0 & b_2 c\theta_1 + b_3 c\theta_{12} + b_4 c\theta_{123} \\ s\theta_{123} & c\theta_{123} & 0 & b_2 s\theta_1 + b_3 s\theta_{12} + b_4 s\theta_{123} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$\mathbf{P}_{US_1} = [0 \ b_1 \ a]^T; \mathbf{P}_{US_2} = [0 \ b_1 \ -a]^T$$

i 取 1 时表示左腿的参数, i 取 2 时表示右腿的参数, a 为髋关节距离支架连线中点的宽度, b_1 为髋关节距离支架连线中点的长度, b_2 为大腿长, b_3 为小腿长, b_4 为踝高, $c\theta$ 为 $\cos\theta$ 的缩写, $s\theta$ 为 $\sin\theta$ 的缩写, $\theta_{12} = \theta_1 + \theta_2$, $\theta_{123} = \theta_1 + \theta_2 + \theta_3$, $\mathbf{P}_{US_1}$ 为左髋坐标系, $\mathbf{P}_{US_2}$ 为右髋坐标系在惯性坐标系 $\{S\}$ 中的位置矩阵.

因此足跟末端运动方程为

$$\begin{cases} p_x = b_2 c\theta_1 + b_3 c\theta_{12} + b_4 c\theta_{123} \\ p_y = b_2 s\theta_1 + b_3 s\theta_{12} + b_4 s\theta_{123} \\ p_z = 0 \end{cases} \quad (3)$$

式中: p_x 、 p_y 和 p_z 为 x 、 y 和 z 方向的位移.

3.2 基于 Paden-Kahan 子问题求解的逆运动学建模

逆运动学求解分解为 3 个 Paden-Kahan 子问题^[22], 对于外骨骼机器人机构, 分 3 步完成: 1) 利用 Paden-Kahan 子问题 3 求解 θ_2 ; 2) 利用 Paden-Kahan 子问题 1 求解 θ_1 ; 3) 利用旋转矩阵元素求解 θ_3 . 求解过程略, 逆运动学方程组如下:

$$\begin{aligned} \theta_2 &= \pm \arccos \frac{b_2^2 + b_3^2 - (p_x^2 + p_y^2)}{2b_2 b_3} \\ \theta_1 &= \text{atan2} \frac{-p_x b_3 s\theta_2 + p_y (b_3 c\theta_2 + b_2)}{p_x (b_3 c\theta_2 + b_2) + p_y b_3 s\theta_2} \\ \theta_3 &= \arccos n_x - \theta_1 - \theta_2 \end{aligned} \quad (4)$$

式中: n_x 为旋转矩阵第一行第一列元素, θ_1 为髋关节角度, θ_2 为膝关节角度, θ_3 为踝关节角度.

3.3 基于指数积的速度雅可比矩阵及速度旋量模型

速度雅可比矩阵由当前位形的单位运动旋量组成, 用于计算足跟末端的物理速度. 足跟末端的物体速度矢量 $\mathbf{V}_B$ 计算公式如下:

$$\begin{aligned} \mathbf{V}_B &= \mathbf{J}_B(\theta) \dot{\theta} \\ \mathbf{J}_B(\theta) &= \mathbf{A}_g^{-1} \mathbf{J}_S(\theta) \\ \mathbf{J}_S(\theta) &= (\zeta'_1 \ \zeta'_2 \ \cdots \ \zeta'_n) \\ \zeta'_i &= \begin{pmatrix} \omega'_i \\ \mathbf{r}'_i \times \omega'_i \end{pmatrix} \\ \omega'_i &= e^{\theta_1 \hat{\omega}_1} e^{\theta_2 \hat{\omega}_2} \cdots e^{\theta_{i-1} \hat{\omega}_{i-1}} \omega_i \\ \mathbf{r}'_i &= e^{\theta_1 \hat{\xi}_1} e^{\theta_2 \hat{\xi}_2} \cdots e^{\theta_{i-1} \hat{\xi}_{i-1}} \mathbf{r}_i(\theta) \end{aligned} \quad (5)$$

式中: ζ' 为当前位形下的单位运动旋量, ω' 为当前位形下的单位旋转速度矢量, $\mathbf{v}'$ 为当前位形下的

单位平移速度矢量, $\mathbf{r}'$ 为当前位形下的关节轴上一点的位置矢量, $\mathbf{J}_B$ 为物体速度雅可比矩阵, $\mathbf{J}_S$ 为空间速度雅可比矩阵, $\mathbf{A}_g^{-1}$ 为伴随变换矩阵, $\dot{\theta}$ 为关节角速度。

求解足跟末端的物体速度及雅可比矩阵, 如下:

$$\mathbf{V}_B = \begin{pmatrix} \omega_x \\ \omega_y \\ \omega_z \\ v_x \\ v_y \\ v_z \end{pmatrix}_{6 \times 1} = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \\ b_3 s \theta_3 + b_2 s \theta_{23} & b_3 s \theta_3 & 0 \\ b_3 c \theta_3 + b_2 c \theta_{23} & b_3 c \theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}_{6 \times 3} \begin{pmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{pmatrix}_{3 \times 1} \quad (6)$$

由式 (6) 可看出, 基于指数积求解速度雅可比矩阵的物理意义明确, 足跟末端在 z 轴方向有转动速度 ω_z , 在 x 轴和 y 轴方向有线速度 v_x 和 v_y , 则脚踝的旋转、脚下落与向前走 3 个方向上的运动合成为

$$\begin{cases} v_x = (b_3 s \theta_3 + b_2 s \theta_{23}) \dot{\theta}_1 + b_3 s \theta_3 \dot{\theta}_2 \\ v_y = (b_3 c \theta_3 + b_2 c \theta_{23}) \dot{\theta}_1 + b_3 c \theta_3 \dot{\theta}_2 \\ \omega_z = \dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3 \end{cases} \quad (7)$$

利用足跟末端的操作空间速度矢量, 逆运算可解出髋、膝、踝关节角速度矢量为

$$\begin{cases} \dot{\theta}_1 = \frac{b_3 c \theta_3 v_x - b_3 s \theta_3 v_y}{(b_3 s \theta_3 + b_2 s \theta_{23}) b_3 c \theta_3 - (b_3 c \theta_3 + b_2 c \theta_{23}) b_3 s \theta_3} \\ \dot{\theta}_2 = \frac{(b_3 c \theta_3 + b_2 c \theta_{23}) v_x - (b_3 s \theta_3 + b_2 s \theta_{23}) v_y}{(b_3 c \theta_3 + b_2 c \theta_{23}) b_3 s \theta_3 - (b_3 s \theta_3 + b_2 s \theta_{23}) b_3 c \theta_3} \\ \dot{\theta}_3 = \omega_z - \dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2 \end{cases} \quad (8)$$

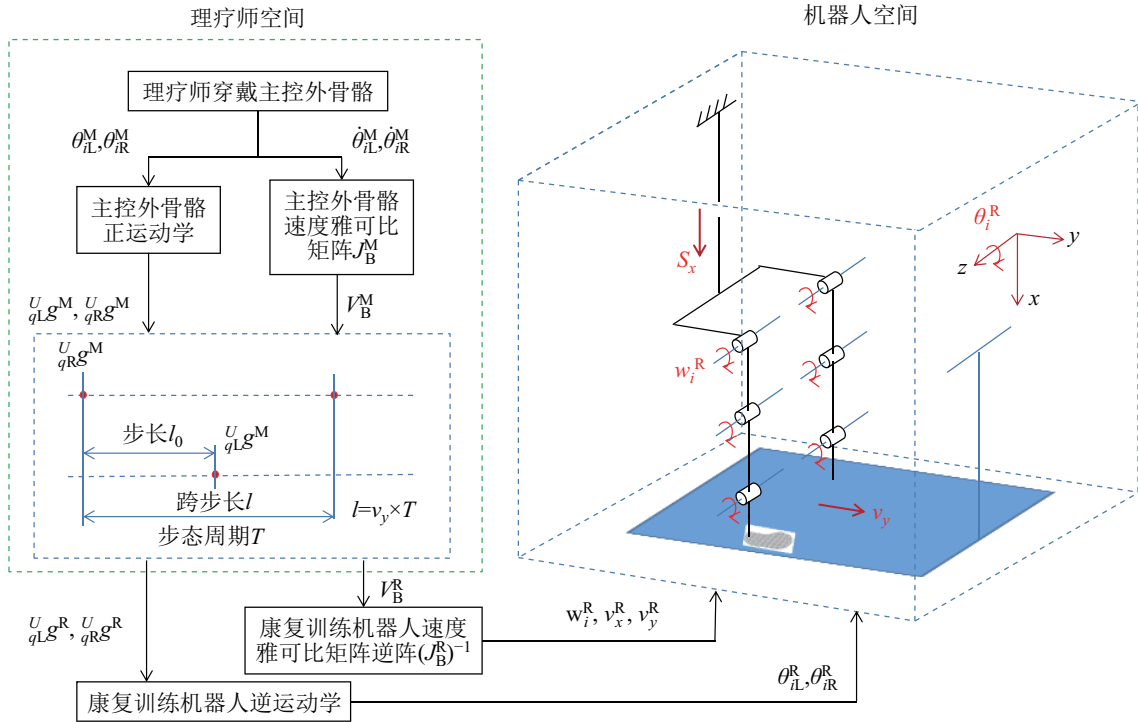


图 3 理疗师交互下的步态时空规划方法

Fig.3 Gait space-time planning method with the physiotherapist interaction

4 理疗师交互下的个性化步态规划方法 (Personalized gait planning method with the interaction of physiotherapist)

步态规划首先要确保外骨骼末端在刚体运动李群空间内满足康复步态的运动规律, 并应用运动学逆解确定外骨骼机器人关节转角的运动规律。步态

规划的个性化特点主要体现在 3 个方面: 理疗师个体差异、患者个体差异和患者病况差异时能够规划不同的步态。理疗师的步速、步长及关节活动度均由其根据患者的病况来确定。如当患者下肢功能障碍严重时, 理疗师以较慢的步速和较小的关节活动度进行步态行走规划, 而患者经过一段时间康复训练后, 理疗师将以较快的步速和较大的关节活动度

进行步态行走规划. 当患者存在膝过伸现象时, 理疗师以正常膝关节活动度为其规划, 当患者存在髋关节屈曲不足导致骨盆的过度倾斜代偿时, 理疗师以逐渐增大的髋关节活动度为其规划. 由以上举例可看出, 理疗师参与康复训练中可能出现的各种繁杂病况, 能够将其经验适用于步态规划中, 会以不同的步速、步长和关节活动度来规划步态参数. 该方法实现过程如图 3 所示, 包括关节角度轨迹和速度规划. 图 3 中的变量统一说明如下: 上标 **M** 为主控外骨骼, 上标 **R** 为机器人, 下标 **L** 为左侧下肢, 下标 **R** 为右侧下肢, θ_i 与 $\dot{\theta}_i$ ($i=1,2,3$) 分别表示髋关节、膝关节、踝关节的相应角度与角速度; 参数定义与运动学模型及速度模型公式中定义一致. 可以看出, 通过运动学模型和速度模型的建立与解算, 将减重系统、跑步机和外骨骼机器人三者所构成的动态非结构空间中的运动统一规划, 从理疗师空间的人体步态时空参数映射得到机器人的步态参数. 下面将具体阐述步态轨迹映射方法、速度映射方法及运动规划三部分.

4.1 理疗师空间与机器人空间的康复步态轨迹映射

理疗师空间与机器人空间的康复步态轨迹映射流程如图 3 所示, 首先采集理疗师髋、膝、踝三关节的角度信息, 利用理疗师正运动学模型求解出理疗师足部末端 (图 2 中定义的 q 点) 的空间位姿及运动轨迹, 随后利用机器人逆运动学模型求解出机器人关节空间的关节变量, 作为机器人轨迹控制的期望康复步态轨迹.

4.1.1 理疗师足跟末端空间位姿求解及仿真

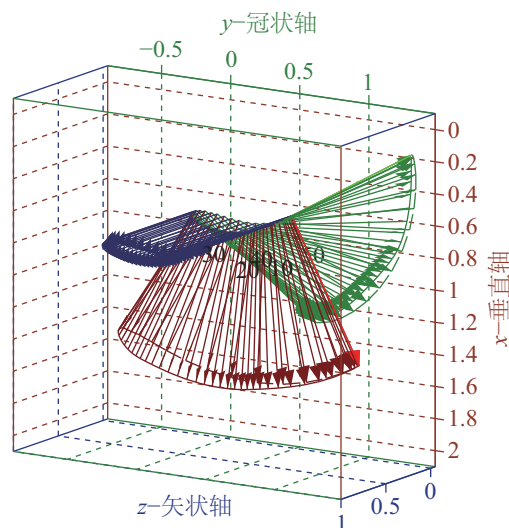
选取身高 1.71 m 的理疗师, 其下肢尺寸为: 大腿长 0.41 m, 小腿长 0.42 m, 踝高 0.07 m, 根据式 (2) 可得理疗师的位姿变换矩阵为

$${}_{q_i}^{S_i} \mathbf{g}^{\mathbf{M}}(\theta) = \begin{pmatrix} c\theta_{123} & -s\theta_{123} & 0 & 0.41c\theta_1 + 0.42c\theta_{12} + 0.07c\theta_{123} \\ s\theta_{123} & c\theta_{123} & 0 & 0.41s\theta_1 + 0.42s\theta_{12} + 0.07s\theta_{123} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

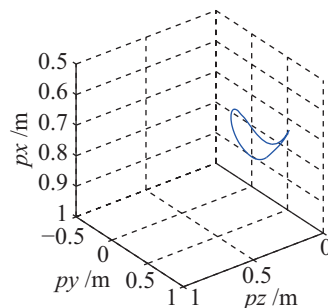
利用临床步态分析标准 (CGA) 数据库^[23] 中髋、膝、踝关节角度值, 以 2 s 为一个步态周期, 在一个步态周期内的 3 维空间足跟末端位姿变换轨迹如图 4(a) 所示, 可以看出理疗师足跟末端围绕矢状轴旋转, 在矢状面内运动. 位姿坐标系原点即足跟末端的运动空间如图 4(b) 所示, z 轴 (矢状

轴) 方向上位置始终为 0, 可见足跟末端仅在矢状面 (x - y 平面) 内形成行走的运动空间.

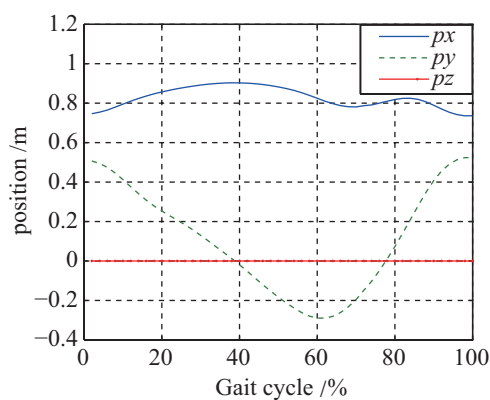
一个步态周期内在 x 、 y 和 z 个方向的运动轨迹曲线如图 4(c) 所示. x 为人体垂直轴方向, 描述重心变化; y 为人体冠状轴方向, 描述足部末端相对于图 2 中定义的髋关节支架连线中点的前行摆动轨迹; z 方向位移始终为 0, 与图 4(a)、4(b) 一致, 仅有绕人体矢状轴的旋转运动.



(a) 足跟末端位姿变换轨迹



(b) 足跟末端运动空间



(c) 足跟末端运动轨迹

图 4 理疗师足跟末端在一个步态周期内的运动轨迹
Fig.4 Motion trajectories of the physiotherapist's heel end point in a gait cycle

4.1.2 机器人关节空间映射及仿真

如果直接从理疗师关节空间按照理疗师与患者的下肢长度进行比例映射, 下肢外骨骼机器人获得的各关节角度与理疗师关节角度成一一对应的比例关系, 这种同构机构常用的映射方法并不适合康复训练. 从式 (3) 可知, 关节角度与足跟末端的位置是非线性关系, 成比例映射的关节角度值通过式 (3) 计算得出的机器人足跟末端步态并不是理疗师规划的步态时空参数. 因此本文中采用的步态规划算法是利用理疗师规划的足跟末端位姿 $S_{q_i}^M(\theta)$, 作为机器人足跟末端位姿 $S_{q_i}^R(\theta)$, 再通过机器人运动学逆解 (式 (4)) 求解机器人关节空间的变量, 即:

$$S_{q_i}^M(\theta) = S_{q_i}^R(\theta)$$

$$\begin{bmatrix} c\theta_{123} & -s\theta_{123} & 0 & 0.41c\theta_1+0.42c\theta_{12}+0.07c\theta_{123} \\ s\theta_{123} & c\theta_{123} & 0 & 0.41s\theta_1+0.42s\theta_{12}+0.07s\theta_{123} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} n_x^R & a_x^R & o_x^R & p_x^R \\ n_y^R & a_y^R & o_y^R & p_y^R \\ n_z^R & a_z^R & o_z^R & p_z^R \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

仿真中步态周期仍为 2 s, 选取患者身高 1.75 m, 其下肢尺寸为: 大腿长 $b_2 = 0.44$ m, 小腿长 $b_3 = 0.43$ m, 可解算出机器人关节角度 (髋关节 $\theta_h^R(t)$, 膝关节 $\theta_k^R(t)$, 踝关节 $\theta_a^R(t)$) 的期望轨迹如图 5 所示.

从图 5 中可以看出对应的理疗师与机器人关节曲线并非完全平行, 这也说明了关节值按下肢长度比例放大的映射方法是不可行的. 所映射产生的机器人髋关节角度范围为 $(-0.37^\circ, 49.02^\circ)$ 、膝关节角度范围为 $(-61.38^\circ, -24.89^\circ)$ 、踝角度范围为 $(-4.42^\circ, 10.12^\circ)$, 均在正常人行走时三关节矢状面活动角度范围内, 角度轨迹连贯. 本文所采用的足跟末端的映射方法, 将符合人体生理特征的理疗师步态参数映射为机器人的关节参数, 模型中考虑了两者身高不同导致的下肢尺寸不同的问题, 机器人的足跟末端的位置与理疗师保持一致, 保证了步态规划的有效性. 但主从运动映射中, 由于是数值计算过程, 映射后的机器人关节角度会出现大于人体正常关节活动度的问题, 这样提供给下肢康复训练机器人的关节转角是不适配的. 因此, 在运动映射中有约束条件, 即主从运动映射后的角度需要符合正常人体髋、膝关节在矢状面内的关节活动度以及

髋膝关节的协调行走曲线, 如果出现不匹配, 则去除异常点, 将此点数据取前后 2 点之间的 3 次多项式插值计算, 并取代原有的异常点.

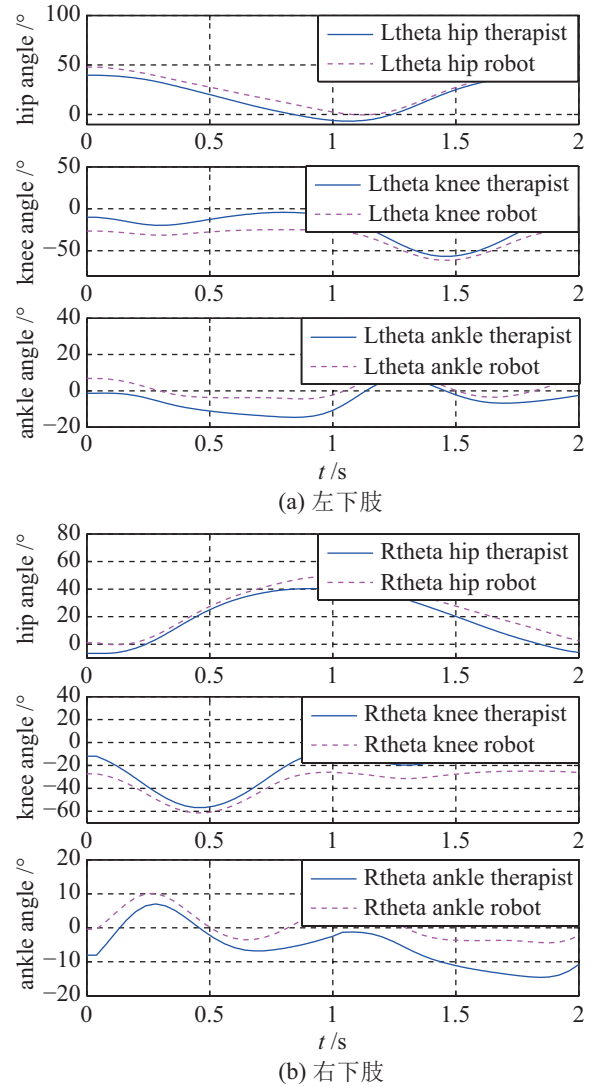


图 5 理疗师与机器人的关节空间映射

Fig.5 The joint mapping from physiotherapist to robot on the space

利用规划好的机器人关节空间的角度轨迹, 通过机器人正运动学, 一个步态周期 (2 s) 内, 机器人双足足跟末端运动轨迹如图 (6) 所示. 图中 (p_{xL}, p_{yL}) 表示左足足跟, (p_{xR}, p_{yR}) 表示右足足跟. 由正运动学模型 (式 (2)) 可知, 当 $p_y = 0$ 时, 为足跟着地状态, 因此从图 6 中标识出的双足足跟着地点可以看出, 从右足足跟抬起到左足足跟着地时间间隔为 0.23 s, 从左足足跟抬起到右足足跟着地时间间隔也为 0.23 s, 此阶段人体重心从足跟前移到足尖, 左腿与右腿的 p_x 值均基本保持不变. 左足从足跟着地到足跟抬起时间间隔为 1.0 s, 右足从足跟着地到抬起时间间隔也为 1.0 s, 双足交替前行时

间相等, 步态周期为 2 s. 因此机器人双足交替运动对称, 重心转移过程符合人体步行生理特征.

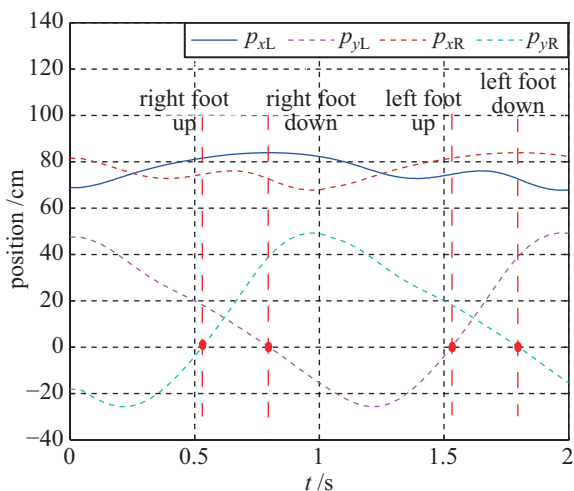


图 6 机器人双足足跟末端运动轨迹

Fig.6 Moving trajectories of two heels end points of the robot

4.2 理疗师空间与机器人空间的速度映射

理疗师空间与机器人空间的速度映射流程为: 利用理疗师髋、膝、踝三关节的关节角速度, 通过式 (6) 的雅可比矩阵转换, 求解出理疗师足跟末端的物体速度矢量, 随后利用式 (8) 求解出机器人关节速度, 作为机器人动力学控制中的期望速度.

仍以身高 1.71 m 的理疗师为例, 在一个步态周期 (2 s) 内行走, 其足跟末端的运动速度矢量包括旋转速度矢量 w_b 和平移速度矢量 v_b . 由图 (7) 可看出, 仿真结果中旋转速度矢量 $w_b = (0 \ 0 \ w_{zb})$, 平移速度矢量 $v_b = (v_{xb} \ v_{yb} \ 0)$, 因此运动由踝关节的矢状面转动 w_{zb} 、向下落足平移 v_{xb} 及向前行走速度 v_{yb} 组成, 与前述理论分析一致. 理疗师可通过足部末端的运动特征对患者的病况进行分析, 如常见的足下垂步态.

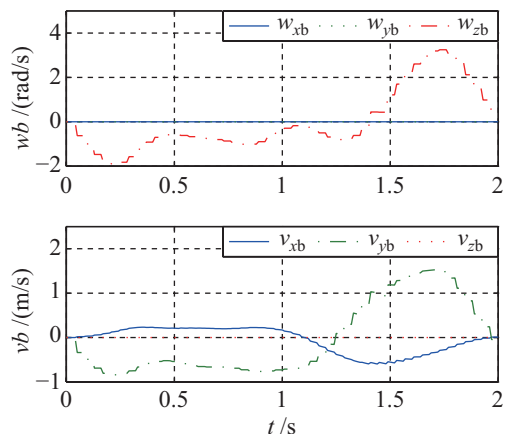


图 7 理疗师足跟末端速度矢量

Fig.7 Velocity vector of the heel end point of the physiotherapist

按照理疗师行走的速度矢量, 由式 (8) 待入机器人连杆长度, 逆解出机器人关节空间的髋关节、膝关节及踝关节角速度曲线, 如图 8 所示. 可看出三关节的速度曲线连续、过渡平滑, 对应与足跟落地时的关节角速度为 0. 左侧下肢在 0.75 ~ 1.55 s 之间处于摆动期, 占整个步态周期的 40%, 其他时间为支撑期, 占步态周期的 60%, 可以看出在支撑期三关节的角速度变化幅度小, 摆动期角速度变化幅度大, 符合人体行走时的速度规律.

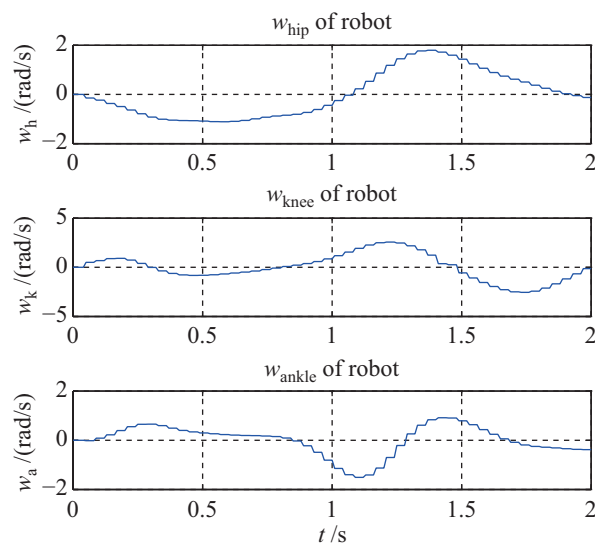


图 8 机器人关节空间关节角速度曲线

Fig.8 Joint angular velocity curves of the robot joint space

4.3 减重机构与跑步机运动规划

在理疗师的步态参数规划了机器人空间的关节角度及角速度后, 对于一体化康复系统中的减重系统与跑步机系统的运动规划应该与机器人相协调, 从而保证患者康复训练过程的有效性与舒适性.

本系统的减重机构是由差动气缸驱动钢丝绳并拉动可穿戴悬吊背心构成, 气缸需要跟随重心在垂直方向上的运动轨迹, 符合行走特征. 正常人重心在垂直方向上的运动类似于正弦轨迹, 在一个完整的行走周期内, 重心上下起伏 2 次, 为步态频率的 2 倍. 在运动学建模中足跟末端前行过程中着地时人体重心最低, 直立时人体重心最高, 因此由足跟末端 x 方向 (人体垂直轴方向) 的位移方程, 取此刻点求解, 可得出该次行走过程中重心的调整范围, 并按一个步态周期内重复 2 次的正弦曲线规划减重系统的运动轨迹 $S_x(t)$:

$$\begin{cases} A = L - p_x(t) \\ p_x(t) = b_2 c \theta_1(t) + b_3 c \theta_{12}(t) + b_4 c \theta_{123}(t) \\ S_x(t) = \frac{A}{2} \sin\left(\frac{4\pi}{T}t + \frac{\pi}{2}\right), t \in (0, \frac{T}{2}) \end{cases} \quad (9)$$

式中: A 为重心移动范围, L 为直立时下肢长度, $p_x(t)$ 为足跟末端垂直方向位移, t 取着地时刻, T 为步态周期.

跑步机使患者可以在原地往复训练, 是匀速运行的机构, 因此其运动规划只在于步速的规划. 跑步机速度应与人体宏观移动速度一致, 患者在跑步机上不会因速度过快摔倒或因速度过慢而拖拉. 人体宏观移动速度为图 3 中的 v_y , 与步长 l 及步态周期 T 相关. 如图 3 所示, 步长 l 为同侧足 2 次落下的距离, 等于跨步长 l_0 的 2 倍, 跨步长 l_0 由双足支撑期间的左足着地点与右足着地点之间的距离计算, 在一个步态周期内左右足分别落下 2 次, 时间差为 $0.5 T$. 由足部末端的位姿矩阵可知, p_y 为前进方向上的位移, i 取 1 表示左足, i 取 2 表示右足, 因此规划的跑步机速度 v_y 为

$$v_y = \frac{l}{T} = \frac{2l_0}{T}$$

$$l_0 = \left| p_y^L(t) - p_y^R\left(t + \frac{T}{2}\right) \right|$$

$$p_y^i = b_2 s \theta_1^i + b_3 s \theta_{12}^i + b_4 s \theta_{123}^i \quad (i = 1, 2) \quad (10)$$

5 理疗师交互下的步态规划试验研究 (Experimental study on gait planning with the physiotherapists interaction)

基于机构构型设计与驱动综合, 研制了主从式步态康复训练系统^[17], 对所提出的理疗师交互下的 3 维空间步态时空规划方法进行了验证. 该主从式步态康复训练样机试验过程如图 9 所示, 由试验者穿戴主控外骨骼进行步态规划, 下肢外骨骼机器人根据规划的关节轨迹及期望速度实现被动训练中的步态跟踪控制.

测控系统由半实物仿真平台 LinksRT (北京灵思创奇公司) 构建, 包括上位机和仿真机. 基于 Matlab 2012b, 根据理疗师及机器人运动学公

式、速度矢量公式及规划方法, 编写 s 函数, 结合 LinksRT 中的硬件驱动模块, 建立了系统的测控程序.

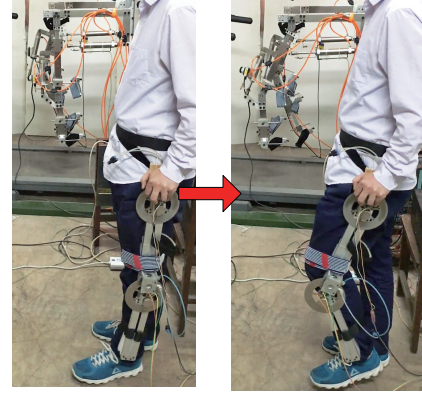


图 9 主从步态规划试验样机系统

Fig.9 Master-slave gait planning test and the prototype system

为了验证步态规划方法, 对机器人的关节角度轨迹进行被动训练中的跟踪控制, 考虑外骨骼机器人动力学特性中重力变化的影响及气动系统的非线性特性, 仅仅采用比例——积分——微分控制 (proportional-Integral-derivative, PID) 会造成较大的系统轨迹误差. 因此增加速度前馈算法, 对气动系统的时滞进行补偿, 采用速度雅可比矩阵将理疗师双足行走速度映射为机器人的关节速度, 获得规划速度. 同时增加重力补偿算法, 对机器人的时变重力进行补偿, 控制系统框图如图 10 所示. 图中 q_{di} 和 $\dot{q}_{di}$ 分别为广义关节位置变量和关节速度变量的期望值, 试验中 q_{di} 和 $\dot{q}_{di}$ 分别为髋、膝关节角度和角速度期望值, K_{vff} 为速度前馈比例系数矩阵, $M_G(q)$ 为时变重力矩阵, K_{GC} 为重力补偿比例系数矩阵, u 为比例阀控制电压, Q 为比例阀输出流量, τ_i 为气缸输出力矩, q_i 为关节实测角度, q 为广义关节位置变量.

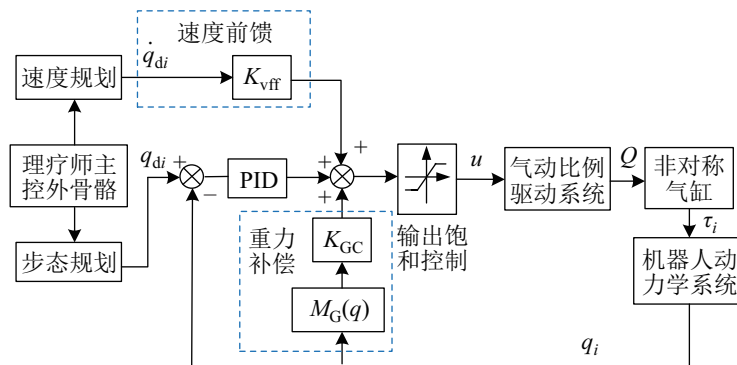


图 10 主从式机器人控制系统框图

Fig.10 Control system block diagram of the master-slave robot

试验中所采用的速度前馈 + 重力补偿 + PID 反馈控制算法为

$$\begin{cases} u(k) = k_P e(k) + k_I \sum_{j=0}^k e(j) + k_D (e(k) - e(k-1)) + \\ \quad k_{vff} \dot{q}_d(k) + k_{GC} M_G(q) \\ e(k) = q_d(k) - q(k) \end{cases} \quad (11)$$

其中, 重力矩随角度变化为

$$M_G(q) = \begin{pmatrix} G_1 x_1 + G_2 L_1 & G_2 x_2 \\ 0 & G_2 x_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \sin \theta_{hip} \\ \sin(\theta_{hip} - \theta_{knee}) \end{pmatrix} \quad (12)$$

式中: x_1, x_2 为大腿、小腿连杆质心位置, L_1 为大腿连杆长度, G_1, G_2 为大腿、小腿机构的重力, θ_{hip} , θ_{knee} 为髋、膝关节转角。

5.1 步态规划试验与结果分析

步态规划试验采用了多组不同身高的理疗师与患者, 以及多种步速和不同的关节活动度, 以验证个性化步态规划方法的有效性。文中以其中一组为试验, 对试验过程及数据进行分析: 理疗师身高为 1.70 m, 机器人连杆按照 1.75 m 身高的患者进行调整, 由于目前为样机阶段, 为保证安全性, 机器人上无患者, 但在外骨骼的大腿和小腿上分别加载质量为 2 kg 的砝码盘, 模拟患者。理疗师行走时, 实测髋、膝关节活动角度如图 11 所示。

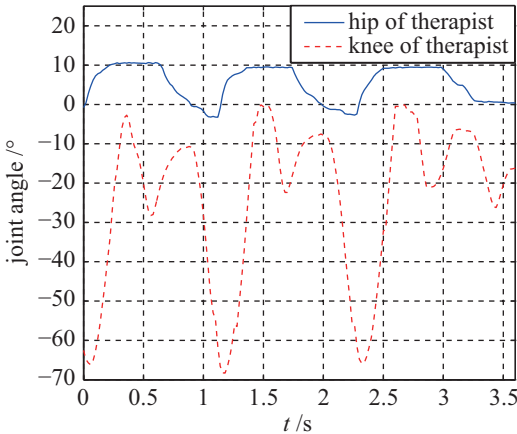


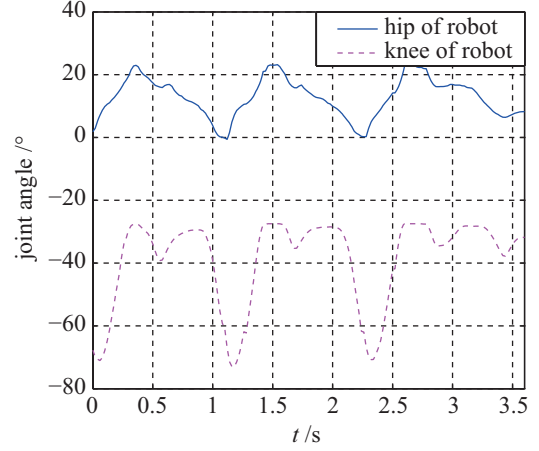
图 11 实测理疗师髋、膝关节曲线

Fig.11 Measured curves of the hip and knee joints of physiotherapist

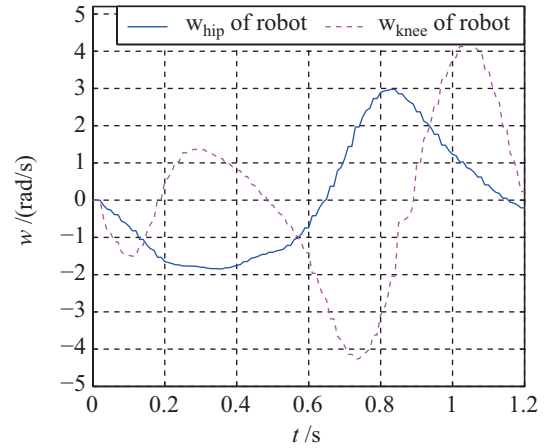
采用步态时空规划方法映射得到的机器人髋、膝关节曲线如图 12 所示。

由图 12 可知, 规划所得的机器人髋关节活动范围为 $(-1.1^\circ, 21.74^\circ)$, 膝关节活动范围为 $(-70.1^\circ,$

$-24.55^\circ)$ 。关节角度规划曲线连续, 角度范围在人体正常范围内, 速度规划曲线平滑。



(a) 关节轨迹规划曲线



(b) 关节角速度规划曲线

图 12 机器人髋、膝关节步态规划期望曲线

Fig.12 Gait planning expectation curves of the hip and knee joints of robot

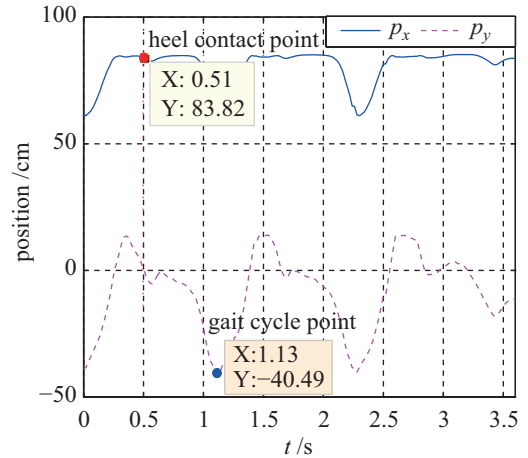


图 13 步态规划后的机器人足跟末端位移轨迹

Fig.13 Trajectory of the robot heel end point by gait planning

规划后的机器人足部末端轨迹如图 13 所示, 通过对足跟着地点 $(0.51, 83.82)$ 的提取, 依据重心

位移规划式 (9) 计算可得，幅值 A 为 6.9 mm ，从步行运动的生物力学分析中，人体正常行走过程中重心变化范围应在 10 mm 之内，可见通过理疗师步态映射后的机器人步行过程中重心规划在此范围内，验证了减重系统规划的合理性。以正弦曲线进行重心运动规划，步态周期为 1.13 s ，其规划公式为

$$S_x(t) = \frac{6.9}{2} \sin(\frac{4\pi}{1.13}t + \frac{\pi}{2}), t \in (0, 0.565\text{s})$$

因此减重系统驱动悬吊绳伸缩气缸的位移规划如图 14 所示。

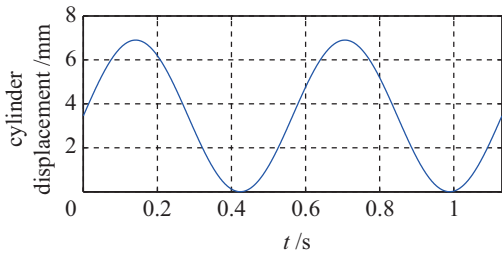


图 14 减重系统气缸行程规划

Fig.14 Cylinder stroke planning of the body weight support system

同时由图 13 可知机器人的步态周期为 1.13 s ，足部前行位移范围为 $(-40.49\text{ cm}, 13.77\text{ cm})$ ，跨步长 54.26 cm ，跑步机的运行速度与人体宏观移动速度应保持一致，由规划式 (10) 可得 $v_y = 0.96\text{ m/s}$ 。

5.2 机器人步态控制试验与结果分析

上述实测理疗师步态按照 3 维空间中的步态时空规划方法完成了机器人髋/膝关节期望步态轨迹和期望速度轨迹的获取，并以此为控制目标，采用 PID+ 前馈 + 重力补偿算法，对机器人的步态轨迹进行了跟踪控制试验。

机器人关节由气缸驱动，髋关节气缸行程范围为 $0 \sim 125\text{ mm}$ (SMC 公司 CM2C32-125Z)，膝关节气缸行程范围为 $0 \sim 80\text{ mm}$ (SMC 公司 CM2B32-80)。因此需要将髋/膝关节角度规划轨迹转换为髋/膝气缸行程，如图 15 中 hip_pos0 和 knee_pos0 曲线。实验中的控制参数包括：PID 控制策略中的 3 个参数 (k_p 、 k_i 、 k_d)、速度前馈系数 k_{vff} 、重力补偿系数 k_{GC} ，取值如表 1 所示。

表 1 控制参数

Tab.1 Control parameters

关节	k_p	k_i	k_d	k_{vff}	k_{GC}
髋关节	0.04	0.015	0.002	0.013	0.025
膝关节	0.035	0.01	0.002	0.018	0.05

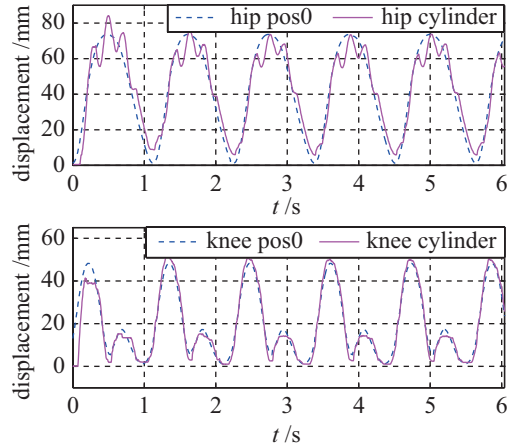


图 15 机器人髋/膝关节气缸运动轨迹跟踪实时曲线

Fig.15 Real-time trajectory tracking curves of the cylinders motion of the robot hip and knee joints

试验结果分析如下：

1) 在第 1 个步态周期的起始段，髋/膝关节气缸均存在误差与时滞，第 2 个步态周期内，气动系统的时滞由于采用速度前馈，已经逐步被有效地抑制。

2) 髋关节在上峰值时始终存在一定的误差与振荡，这是由于髋关节加载砝码盘质量总计达 4 kg ，并随髋关节、膝关节角度的变化而时变，而目前所采用的重力补偿系数为定值；其次，峰值处为关节伸/屈阶段的过渡，气缸需要换向，因此换向中的摩擦、冲击等不确定因素较多，目前控制策略仅为 PID 控制，综合以上因素导致了上、下峰值处的误差。

3) 膝关节负载较小，加载砝码盘质量为 2 kg ，所受重力仅与膝关节自身角度的变化相关，因此其误差相比髋关节较小，目前膝关节所采取的重力补偿措施是适用的。

4) 除去以上控制中的问题，仅从步态规划的角度可以看出气缸在步行过程中轨迹连续，各关节角度的变化在正常的行走空间内，因此所提出的步态规划方法为机器人的实时控制提供了有效合理的角度规划和角速度规划期望曲线。

5) 对于康复训练中可能出现的各种繁杂病况与患者差异，理疗师的参与能够将其经验适用于步态规划中，以不同的步速、步长和关节活动度来规划步态参数。

6 结论 (Conclusion)

基于在康复训练过程中为患者提供个性化步态轨迹的思想，并将理疗师的经验融入康复训练中，

提出了理疗师交互下的步态时空规划, 详细阐述了步态规划的具体方法, 包括: 主从机器人的运动学模型的建立、理疗师空间与机器人空间的映射方法、行走过程中的速度模型与速度映射方法. 利用标准 CGA 数据库中的髋、膝、踝关节参数, 国标《GB10000-1988 中国成年人人体尺寸表》中标准人体尺寸, 对步态规划方法进行了仿真. 最后在所构建的主控外骨骼与减重悬吊机器人试验样机平台上, 开展步态规划试验与轨迹跟踪控制试验, 初步验证了步态规划方法的正确性, 并实现了机器人、减重机构、跑步机三者的运动协调统一. 规划的步态轨迹、重心调整轨迹均符合人体生理特征和步行运动的生物力学特征, 实现了连续稳定的行走. 解决了针对不同患者的个性化规划问题, 能够快速、自然地确定步态运动轨迹, 为机器人运动的有效控制和下一步临床康复训练试验奠定了良好的理论基础.

参考文献 (References)

- [1] 中华医学会神经病学分会, 中华医学会神经病学分会神经康复学组, 中华医学会神经病学分会脑血管病学组. 中国脑卒中早期康复治疗指南 [J]. 中华神经科杂志, 2017, 50(6): 405-412.
Chinese Medical Association Neurology branch Association, Neurorehabilitation group, Cerebrovascular disease group. A guide to early rehabilitation therapy for stroke in China[J]. Chinese Journal of Neurology, 2017, 50(6):405-412.
- [2] Kawamoto H, Kamibayashi K, Nakata Y, et al. Pilot study of locomotion improvement using hybrid assistive limb in chronic stroke patients[J]. BMC Neurology, 2013, 13(1): 141-148.
- [3] Murray S A, Ha K H, Hartigan C, et al. An assistive control approach for a lower-limb exoskeleton to facilitate recovery of walking following stroke[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2014, 23(3): 441-449.
- [4] 王俊, 杨振辉, 刘海兵, 等. 下肢康复机器人在脑卒中患者步行障碍中的应用和研究进展 [J]. 中国康复医学杂志, 2014, 29(8): 784-788.
Wang J, Yang Z H, Liu H B, et al. Application and research progress of lower limb rehabilitation robot in stroke patients' walking disorder[J]. Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2014, 29(8): 784-788.
- [5] 卢建亮, 陈卓铭, 吴浩, 等. 下肢康复机器人训练对脑卒中偏瘫患者下肢运动功能的康复作用 [J]. 中国现代神经疾病杂志, 2017, 17(5): 334-339.
Lu J L, Chen Z M, Wu H, et al. Effect of lower limb rehabilitation robot on lower limb motor function of hemiplegic patients after stroke[J]. Chinese Journal of Contemporary Neurology and Neurosurgery, 2017, 17(5): 334-339.
- [6] 钱竞光, 宋雅伟, 叶强, 等. 步行动作的生物力学原理及其步态分析 [J]. 南京体育学院学报: 自然科学版, 2006, (4): 1-7, 39.
- Qian J G, Song Y W, Ye Q, et al. The biomechanics principle of walking and analysis on gaits[J]. Journal of Nanjing Institute of Physical Education: Nature Science, 2006, (4):1-7, 39.
- [7] Boudarham J, Roche N, Pradon D, et al. Variations in kinematics during clinical gait analysis in stroke patients[J]. PLOS One, 2013, 8(6): 1-9.
- [8] 李敏, 徐光华, 谢俊, 等. 脑卒中意念控制的主被动运动康复技术 [J]. 机器人, 2017, 39(5): 759-768.
Li M, Xu G H, Xie J, et al. Motor rehabilitation with control based on human intent for stroke survivors[J]. Robot, 2017, 39(5): 759-768.
- [9] Meuleman J, van Asseldonk E, van Oort G, et al. LOPES II: design and evaluation of an admittance controlled gait training robot with shadow-leg approach[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2016, 24(3): 352-363.
- [10] Veneman J F, Kruidhof R, Hekman E E G, et al. Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2007, 15(3): 379-386.
- [11] van Kammen K, Boonstra A M, van der Woude L H V, et al. The combined effects of guidance force, bodyweight support and gait speed on muscle activity during able-bodied walking in the Lokomat[J]. Clinical Biomechanics, 2016, 36: 65-73.
- [12] Duschau-Wicke A, Caprez A, Riener R. Patient-cooperative control increases active participation of individuals with SCI during robot-aided gait training[J]. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2010, 7(1): 43-55.
- [13] Duschau-Wicke A, von Zitzewitz J, Caprez A, et al. Path control: A method for patient-cooperative robot-aided gait rehabilitation[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2010, 18(1): 38-48.
- [14] 张立勋, 张晓超. 下肢康复训练机器人步态规划及运动学仿真 [J]. 哈尔滨工程大学学报, 2009, 30(2): 187-191.
Zhang L X, Zhang X C. Gait planning and kinematic simulation for a lower limb gait rehabilitation robot[J]. Journal of Harbin Engineering University, 2009, 30(2): 187-191.
- [15] 文忠, 钱晋武, 沈林勇, 等. 基于阻抗控制的步行康复训练机器人的轨迹自适应 [J]. 机器人, 2011, 33(2): 142-149.
Wen Z, Qian J W, Shen L Y, et al. Trajectory adaptation for impedance control based walking rehabilitation training robot [J]. Robot, 2011, 33(2): 142-149.
- [16] Ding H, Yang X J, Zheng N N, et al. Tri-Co Robot: A Chinese robotic research initiative for enhanced robot interaction capabilities[J/OL]. National Science Review, 2017, [2018.2.12]. <https://doi.org/10.1093/nsr/nwx148>.
- [17] Guo B J, Han J H, Li X P, et al. A wearable somatosensory teaching device with adjustable operating force for gait rehabilitation training robot[J]. Advances in Mechanical Engineering, 2017, 9(10): 1-14.
- [18] Xie S, Meng W. Biomechatronics in medical rehabilitation-biomodelling, interface, and control[M]. First Edition. Springer International Publishing, 2017: 144-145.
- [19] 季文婷. 下肢骨骼肌系统生物力学建模和典型运动中若干力学问题研究 [D]. 上海: 上海交通大学, 2011.

- Ji W T. Research on biomechanical modeling of lower extremity musculoskeletal system and some mechanical problems during typical motions[D]. Shanghai: Shanghai Jiaotong University, 2011.
- [20] 姜海波. 人体下肢关节系统的生物力学行为研究 [D]. 北京: 中国矿业大学, 2008.
- Jiang H B. Biomechanics characteristic research of human lower limb joint system[D]. Beijing: China University of Mining and Technology, 2008.
- [21] 戴建生. 机构学与机器人学的几何基础与旋量代数 [M]. 1 版. 北京: 高等教育出版社, 2014: 91-94.
- Dai J S. Geometrical foundations and screw algebra for mechanisms and robotics[M]. 1st ed. Beijing: Higher Education Press, 2014: 91-94.
- [22] 于靖军, 刘辛军, 丁希伦. 机器人机构学的数学基础 [M]. 2 版. 北京: 机械工业出版社, 2016: 111-117.
- Yu J J, Liu X J, Ding X L. Mathematic foundation of mechanisms and robotics[M]. 2nd ed. Beijing: China Machine Press, 2016: 111-117.
- [23] Winter D A. Biomechanics and motor control of human movement[M]. 4th ed New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.. 2009: 75-77.

作者简介:

郭冰菁 (1973—), 女, 博士生, 副教授. 研究领域: 康复机器人, 机器人控制.

韩建海 (1961—), 男, 博士, 教授. 研究领域: 机器人控制, 机电一体化技术.

李向攀 (1977—), 男, 博士, 讲师. 研究领域: 机器人控制.