

控制与决策

Control and Decision

基于矢状面质心角动量的人类行走步态周期阶段划分方法

吴晓光, 王挺进, 韦磊, 李艳会, 杨磊, 刘绍维

引用本文:

吴晓光, 王挺进, 韦磊, 等. 基于矢状面质心角动量的人类行走步态周期阶段划分方法[J]. 控制与决策, 2020, 35(1): 91-98.

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2018.0592>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

一种基于Dyna-Q学习的旋翼无人机视觉伺服智能控制方法

A visual servo intelligent control method for rotor UAV based on Dyna-Q learning
控制与决策. 2019, 34(12): 2517-2526 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2018.0342>

UHF-RFID环境下的移动机器人定位方法

Mobile robot localization method in UHF-RFID
控制与决策. 2018, 33(10): 1807-1812 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2017.0741>

基于雅可比预测的机器人无模型视觉伺服定位控制

Jacobian prediction-based for robot model-free visual servoing positioning control
控制与决策. 2018, 33(10): 1813-1819 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2017.0717>

基于虚拟领队的轮式移动机器人自适应编队控制

Adaptive control of wheeled mobile robot formation with uncertainties based on virtual leader
控制与决策. 2017, 32(7): 1203-1209 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2016.0481>

基于力/力矩信息的面向位控机器人的阻抗控制

Impedance control for positional-controlled robotic manipulators based on force/torque information
控制与决策. 2016, 31(5): 957-960 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2016.0346>

轨迹跟踪级联机器人编队控制方法

Trajectory tracking cascade robot formation control
控制与决策. 2016(2): 317-323 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2014.1676>

基于光束平差法的双目视觉里程计研究

Research on binocular vision odometer based on bundle adjustment method
控制与决策. 2016, 31(11): 1936-1944 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2015.0391>

湍流环境中多弱感知机器人气味源搜索算法

Odor source search employing multi-robots with limited perception in turbulence environments
控制与决策. 2015, 30(8): 1429-1433 <https://doi.org/10.13195/j.kzyjc.2014.0701>

基于矢状面质心角动量的人类行走步态周期阶段划分方法

吴晓光, 王挺进[†], 韦 磊, 李艳会, 杨 磊, 刘绍维

(燕山大学 电气工程学院, 河北 秦皇岛 066004)

摘 要: 认知人类的步行机理是双足机器人开发的重要基础. 在人类行走过程中, 外力力矩是影响行走稳定性的决定性因素, 步态与外力力矩的相互作用是人类步行机理研究中的关键问题. 尽管质心角动量可反映人体受到的外力力矩变化, 但会随步态的演化呈现不同的变化规律. 以人类自然行走步态为研究目标, 通过准确获取人体行走过程中实时运动信息与质心角动量的变化, 根据人体行走过程中的外力力矩与质心角动量的角度对人体步态进行力学分析, 并结合人体行走过程中的足地关系与矢状面质心角动量变化规律, 得出角动量特征点与步态特征点在时间上具有高度一致性的结论, 最终实现基于矢状面质心角动量的人类步态周期阶段的精准划分. 研究结果对于认知人类步行机理, 指导行走康复医疗和双足机器人研发具有重要意义.

关键词: 双足机器人; 步态周期; 外力力矩; 角动量; 运动捕获; 步态划分

中图分类号: TP24

文献标志码: A

Division method of human walking gait cycle based on centroid angular momentum

WU Xiao-guang, WANG Ting-jin[†], WEI Lei, LI Yan-hui, YANG Lei, LIU Shao-wei

(Institute of Electrical Engineering, Yanshan University, Qinhuangdao 066004, China)

Abstract: The cognition of human walking mechanism is an important foundation for the development of bipedal robots. During human walking, the external force moment is the decisive factor affecting the stability of walking, the interaction between gait and external force moment is a key issue in the study of human walking mechanism. The centroid angular momentum can reflect the change of external force received by the human body, but it will show different changing rules with the evolution of gait. In this paper, the human walking gait is taken as the research goal to accurately obtain the change of the real-time motion information and the centroid angular momentum during the human walking. Then, the mechanical analysis of the human gait is carried out according to the external force moment and the angle of centroid angular momentum during human walking, and combining with the changing rules between the foot-land relationship and the sagittal-centered centroid momentum during human walking, the conclusion is obtained that the angular momentum feature points and the gait feature points are highly consistent in time. Finally, the precise division of the human gait cycle phase based on the sagittal plane centroid angular momentum is realized. The result is of great significance for understanding the mechanism of human walking and guiding the rehabilitation therapy and the development of bipedal robot.

Keywords: bipedal robot; gait cycle; external moment; angular momentum; motion capture; gait division

0 引 言

长期的进化使得人类形成了柔顺稳定的步态, 为双足机器人的开发提供了有益的借鉴. 双足机器人的研究就是要对人类柔顺、稳定的步行机理进行借鉴, 进而开发出柔顺、稳定的双足机器人. 人类步态中的不同姿态和不同阶段, 受到外力力矩的影响不同, 增加了人体稳定性分析的复杂性. 因此, 人类步行机

理的研究是开展双足机器人研究的理论基础, 基于力学分析的步态周期阶段划分是研究人类步行机理必须解决的关键问题. 目前对于步态周期的研究主要应用于医疗诊断领域, 步态是躯干与肢体共同参与的有节律的活动, 指足部运动的姿态, 走或跑的方式. 对行走时运动机能的系统分析称作步态分析. 二战结束后, 出现大量使用假肢、支具的伤残军人, 于是, 使

收稿日期: 2018-05-06; 修回日期: 2018-07-12.

基金项目: 国家自然科学基金项目(61503325); 中国博士后科学基金项目(2015M581316).

责任编辑: 方勇纯.

[†]通讯作者. E-mail: leowang587@aliyun.com.

用生物力学、运动力学的方法对步态进行的研究开始增多. 步态分析提供了患者行走的客观资料,如步幅、关节角度、肌肉力量等,根据步态分析结果,医师提出治疗方案,从而有助于患者的快速治疗与康复. 步态分析的基本单元是一个步态周期,一般划分方法为从一侧足跟着地到同侧足跟再次着地.

人类的步态周期可以划分为不同的阶段,研究者们早已依据人体步行姿态特征对步态周期进行了划分^[1],有传统的步态周期划分法和美国加利福尼亚州(RLA)步态分析研究室的步态周期划分法,其中RLA法较为常用. 但至今对于步态周期的研究,还停留在具体的步态特征分析,以及医学临床分析^[2]和步态识别应用^[3-4]上,一些学者会从自己的研究中简单划分步态周期,很少有学者从探究步行机理的角度对步态周期进一步分析.

虽然步行姿态特征可以体现步态变化,但仅通过姿态特征难以对人类步行机理进行量化分析. 为此,本文选择了质心矢状面角动量这一可量化、能够体现步态周期性旋转变化特征的连续物理量作为步态划分的依据. 在人类行走步态研究方面, Lee等^[5-6]认为,人类行走运动中的旋转运动的重要性不可忽视,并将质心角动量视为外力力矩和人体旋转运动的表征. Popovic等^[7]的研究证明,人在稳定行走时质心角动量的变化很小且高度可控;鉴于矢状面内的运动包含了人类前向行走的绝大部分信息, Sheehan等^[8]研究了截肢患者在扰动步行中矢状面质心角动量的变化,证明了质心角动量可以反映步态异常;为了更直观地展现人体的步态规律, Goswami等^[9-10]根据人体质心角动量分析引入了FRI、ZRAM等参考点.

以上研究证明了质心角动量与人类步态之间存在必然联系,但受到传统步态划分方法的限制,目前没能在人类完整步态周期的基础上找到在不同步态阶段上的规律. 为了深入剖析人类步态周期内的转动变化规律,有必要引入一种基于质心角动量的新的步态划分方式,实现对人类及双足机器人步态周期的运动本质的更深层次表达.

本文通过简化人体肢体形状建立人体运动模型,并通过运动捕获实验采集人体运动学数据,从而得到人体质心角动量与地面参考点轨迹等数据. 在此基础上分析实验对象的步态规律和质心角动量变化特征,证明了质心矢状面角动量在人类步态中具有特殊意义,并基于人体质心角动量对人类步态重新划分. 通过本文研究,重新划分人类步态周期,并为双足机器人的开发提供理论支撑.

1 步态划分

准确认知人类的全部步行机理、完全复现人类的步行动作,就当前研究水平而言是一项极其艰巨的任务,而且人类行走步态中绝大部分信息都约束在矢状面内. 因此,本文仅将人类步行前进方向上、矢状面内的步态作为研究对象.

人类步态的划分,根据足地关系可简单划分为摆动相(单支撑相)和双支撑相,根据单足运动分为站立相(支撑相)和迈步相(摆动相). 在此基础上,目前主要使用两种方法对步态进行划分:一种是传统划分法,以足能否着地为基准,将步态周期分为8个时期;另一种是目前通用的、由美国加州 Rancho Los Amigos医学中心提出的RLA法. 此方法认为步行时有3个基本任务:承受体重、单腿站立和迈步向前,3个基本任务中又分为8个独立时期,如表1和表2所示. 然而,这两种方法对于步行稳定性的判别来说,参考意义都非常有限,无法根据这两种方法来判断人体的实际受力情况和周身转动方向.

为了将外力力矩的影响纳入步态划分的考量,本文采用如图1所示的研究方法,通过运动捕获试验获取关节运动轨迹,采集人体数据建立仿人模型,从而得到运动中的足地关系、角动量曲线和地面参考点轨迹. 在此基础上分析外力力矩的变化规律,并对人类步态周期进行划分. 相比于传统步态划分法和RLA法,使用了双重指标进行步态划分:一是旋转指标,根据欧拉第二定理,即质心角动量的时间变化率等于外力力矩,可将质心角动量作为指标进行步态划

表1 步态周期的传统分期

时相	分期	定义
站立相	足跟着地 (heel contact)	足跟接触地面的瞬间 站立相的起始点
	足放平 (foot flat)	足跟着地后脚掌随即着地的瞬间
	站立中期 (mid-stance)	站立中期
	足跟离地 (heel off)	站立中期后,支撑腿足跟离开地面的瞬间
迈步相	足趾离地 (toe off)	支撑腿足跟离地后足趾仍接触地面的瞬间
	加速期 (acceleration)	从足趾离地起到大腿向前摆动至身体的正下方
	摆动中期 (mid-swing)	加速器结束到减速期开始
	减速期 (deceleration)	小腿向前减速摆动准备进入下一个足跟着地

表2 步态周期的RLA分期^[11]

时相	分期	定义
站立相	首次着地 (initialcontact)	足跟或足底的其他部位接触地面的瞬间, 站立相的起始点
	承重反应 (loadingresponse)	一侧足跟着地后到对侧下肢离地时
	站立中期 (mid-stance)	由对侧下肢离地到躯干位于该侧(支撑)腿正上方时
	站立末期 (terminalstance)	从站立中期到对侧下肢足跟着地时
	迈步前期 (pre-swing)	从对侧下肢足跟着地到支撑腿离地之前
迈步相	迈步初期 (early swing)	从支撑腿离地到该腿膝关节达到最大屈曲
	迈步中期 (mid-swing)	从膝关节最大屈曲摆动到小腿与地面垂直
	迈步末期 (terminalswing)	从与地面垂直的小腿向前摆动到该侧足跟再次着地之前

分;二是姿态指标,根据动作捕获数据,选择足尖和足跟的垂直位置,结合足跟和足尖的前向速度,确定足地关系,进行步态划分。

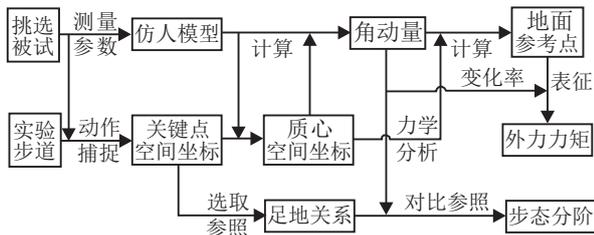


图1 步态分析方法

2 人体仿真模型

本文研究的核心是对于人类步态周期的认知,需要以人类的生理组织结构为对象进行建模. 鉴于人类复杂的生理结构系统(206块骨骼、639块肌肉,其中148块可移动的骨骼由147个关节连接,共计244个运动自由度)^[12]. 如图2所示,通过对人体的生理组织结构关系进行分析,参考人体的骨骼结构、肌肉的屈伸限制、关节的各向伸展度^[13],利用仿生学原理,基于人类步行实现与模型简化的原则,构建双足步行机器人的多自由度仿生结构模型:18个单元由17个关节联结而成,共有40个自由度(34内6外).

根据国家标准GBT 17245-2004^[14]中的表A.3确定每一体段的质量和质心位置,并依照国标GBT 5703-2010^[15]测量受试者的身高、体重、体段长度等尺寸数据. 其中头、颈部分的质量和质心位置采用国标分别计算,足趾部分在计算质量与质心位置时作为足的一部分参与计算.

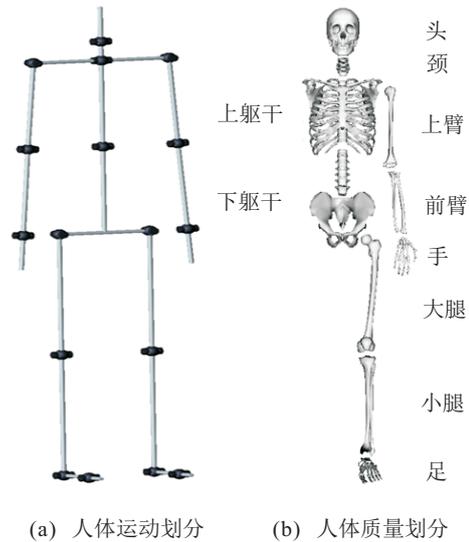


图2 人体模型划分示意图

3 分析研究

3.1 角动量

人体质心角动量 H_G ,是全身各部分相对于身体质心的相对角动量,在人体步行运动中,人体的质心 P_G 是一个动点,且

$$P_G = \sum_{i=1}^n \frac{m_i P_{G_i}}{m_T} \quad (1)$$

其中: P_{G_i} 为质心 G_i 的绝对位置, m_i 为第 i 体段的质量, m_T 为人体总质量, n 为本文划分的人体质量体段数, $n = 16$.

质心角动量的求解公式如下:

$$H_G = \sum_{i=1}^n [(r_{G_i} - r_G) \times m_i (v_{G_i} - v_G) + I_{G_i} \omega_i] \quad (2)$$

其中: r_{G_i} 为第 i 体段质心的绝对位置, r_G 为总质心的绝对位置, m_i 为第 i 体段的质量, v_{G_i} 为第 i 体段质心的绝对速度, v_G 为总质心的绝对速度, I_{G_i} 为第 i 体段的惯性张量, ω_i 为第 i 体段的自身角速度. 方括号中的第1项是因局部质心的运动而产生的角动量,第2项是第 i 部分关于其质心位置的角动量.

对于匀质刚体,质心角动量可通过下式计算:

$$H_G = I_G \omega_G \quad (3)$$

其中: I_G 为惯性张量, ω_G 为刚体围绕质心转动的角速度. 在人类步行过程中, I_G 是时刻变化的,难以准确计算,因此其质心角动量无法通过式(3)得到,但同理可使用质心角动量的方向表征人体整体转动的方向.

为研究质心角动量变化的一般规律,排除个体差异,对每次实验得到的质心角动量都进行无量纲化,将求得的质心角动量除以 N_j^n .

$$N_j^n = M_j \times V_j^n \times H_j. \quad (4)$$

其中: M 为受试者的体重, V 为该次实验速度, H 为受试者的质心高度, j 为受试者, n 为实验组别.

3.2 地面参考点与力矩分析

为了证明质心角动量与人类步态之间的联系,有必要对行走过程中的人体进行受力分析,根据牛顿第二定律,可将全身受力情况以下式表示:

$$F_{GR} + \sum_{i=1}^n m_i g = \sum_{i=1}^n m_i a_{G_i}. \quad (5)$$

根据达朗贝尔原理,将式(5)重写如下:

$$\begin{cases} F_{GR} + F_F = 0, \\ F_F = \sum_{i=1}^n m_i (g - a_{G_i}). \end{cases} \quad (6)$$

其中: F_{GR} 为地面反力, F_F 为重力与惯性力的合力.

式(6)表明,作用在人体上的一对力 F_{GR} 和 F_F 大小相等方向相反,但作用线可能不相同. F_F 的作用线经过人体的总质心,与地面的交点为中心力矩轴(CMP),CMP坐标如下:

$$\begin{cases} P_{CMP_x} = P_{G_x} - \frac{F_{F_x}}{F_{F_z}} P_{G_z}, \\ P_{CMP_y} = P_{G_y} - \frac{F_{F_y}}{F_{F_z}} P_{G_z}. \end{cases} \quad (7)$$

地面反力 F_{GR} 的作用线与地面的交点为压力中心点(CoP),若 F_F 与 F_{GR} 作用线同轴,则全身旋转平衡,若二力不同轴,则产生一个力矩. CoP 只可测不可求,但 Popovic 和 Herr 通过数学方法证明了地面上的零力矩点(ZMP)与 CoP 等效^[16],在动态平衡的条件下可以认为 ZMP 与 CoP 点一致,因此本文使用 ZMP 等效 CoP 分析人体受力情况. ZMP 是由南斯拉夫学者 Vukobratovic 提出的概念,对于任意双足系统(包括人类和双足机器人),其重力和惯性力关于地面上这一点的力矩的水平分量为零.

改写式(6),令

$$g = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{bmatrix}, \quad a_{G_i} = \begin{bmatrix} \ddot{x}_i \\ \ddot{y}_i \\ \ddot{z}_i \end{bmatrix}, \quad (8)$$

则有

$$F_F = - \sum_{i=1}^n m_i \begin{bmatrix} \ddot{x}_i \\ \ddot{y}_i \\ (\ddot{z}_i - g) \end{bmatrix}. \quad (9)$$

重力和惯性力的合力 F_F 对各个坐标轴的力矩为

$$M = \begin{bmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{bmatrix} = \sum_{i=1}^n m_i \begin{bmatrix} (\ddot{z}_i - g)y_i - \ddot{y}_i z_i \\ \ddot{x}_i z_i - (\ddot{z}_i - g)x_i \\ \ddot{y}_i x_i - \ddot{x}_i y_i \end{bmatrix}. \quad (10)$$

因为重力和惯性力对 ZMP 点的力矩水平分量为零,则有

$$\begin{cases} M_x - F_{F_z} y_{ZMP} = 0, \\ M_y + F_{F_z} x_{ZMP} = 0. \end{cases} \quad (11)$$

由式(9)~(11)可求得

$$\begin{cases} P_{ZMP_x} = \frac{- \sum_{i=1}^n m_i (\ddot{z}_i - g)x_i + \sum_{i=1}^n m_i \ddot{x}_i z_i}{F_{F_z}}, \\ P_{ZMP_y} = \frac{- \sum_{i=1}^n m_i (\ddot{z}_i - g)y_i + \sum_{i=1}^n m_i \ddot{y}_i z_i}{F_{F_z}}. \end{cases} \quad (12)$$

根据以上分析,可以认为人类动态平衡步态中,在矢状面内的受力情况如图3所示.

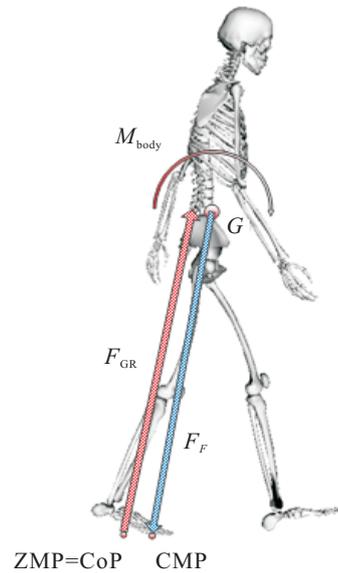


图3 人体力与力矩示意图

图3中,人体总质心 G 的坐标可通过如下公式求出:

$$P_G = \sum_{i=1}^n \frac{m_i P_{G_i}}{m_T}. \quad (13)$$

由式(6)和(12)可知, F_F 和 F_{GR} 的方向及其与地面交点 CMP、ZMP 与人体加速度、角动量相关,而由 F_F 与 F_{GR} 产生的力矩 M_{body} 同样受人体运动学参数影响,随步态变化而变化.

根据欧拉第二定律,人体关于质心 G 的力矩等于全身质心角动量时间变化率总和,即

$$\sum M_G = M_{GR} + GP \times F_{GR} = \dot{H}_G. \quad (14)$$

其中:点 P 既是 CoP 点,也是 ZMP 点,根据 ZMP 点的性质,地面力矩 M_{GR} 水平分量为零,式(14)可改写为

$$\{P_G \times F_F + M_{\dot{H}_G} = 0\}_{hrz}, \quad (15)$$

其中 $M_{\dot{H}_G} = -\dot{H}_G$. 由式(15)可知,水平方向上质心角动量的时间变化率如下所示:

$$\begin{cases} \dot{H}_{Gx} = (P_{Gy} - P_{ZMPy})F_{Fz} - P_{Gz}F_{Fy}, \\ \dot{H}_{Gy} = (P_{ZMPx} - P_{Gx})F_{Fz} + P_{Gz}F_{Fx}, \end{cases} \quad (16)$$

$$\begin{cases} \dot{H}_{Gx} = \begin{bmatrix} P_{ZMPy} - P_{Gy} \\ -P_{Gz} \end{bmatrix}^T \times \begin{bmatrix} F_{Fy} \\ F_{Fz} \end{bmatrix}, \\ \dot{H}_{Gy} = \begin{bmatrix} -P_{Gz} \\ P_{ZMPx} - P_{Gx} \end{bmatrix}^T \times \begin{bmatrix} F_{Fz} \\ F_{Fx} \end{bmatrix}. \end{cases} \quad (17)$$

x 和 y 分别为人体冠状轴和矢状轴,所以对于任意双足系统,在冠状面和矢状面内,均满足如下结论:

$$M_{\text{body}} = GP_{ZMP} \times F_F = P_{ZMP}G \times F_{GR} = -M_{\dot{H}_G}. \quad (18)$$

由以上分析可知,在动态平衡步态下,人体在矢状面内受到因力 F_F 与力 F_{GR} 产生的力矩的作用,力矩大小为矢状面内质心角动量的时间变化率,方向与 ZMP 和 CMP 点的前后位置关系及矢状面质心角动量时间变化率相关,受人体运动状态影响. 本文将通过实验验证这一关系,并依此对人类步行周期进行划分.

4 运动捕获实验

4.1 实验过程

本文使用人体运动捕获装置获取人类步行中的实时运动信息,并选择10名20至25岁的正常男性中国人作为受试者,从而排除因为身体因素造成的实验结果不准确. 为排除环境因素干扰,在一个平整的室内环境中设置10m长的实验步道. 实验前,每名受试者自然直立于步道前. 实验开始时,受试者先迈右脚,自然行走至步道末端后站立,每名受试者行走五次. 实验过程如图4所示.

4.2 实验过程

由于环境干扰,设备不稳定等因素,通过运动捕获实验直接采集得到的关节实时角度等数据中包含一定杂波,掩盖了运动数据中的有用信息,在使用之前需要滤除. 大部分杂波频率远高于人类行走过程中关节角度变化频率,因此在 Matlab 数据处理程序中使用二阶巴特沃夫滤波器滤除了这些高频杂波. 基于本文第2节建立的人体简化模型,使用基于 DH 法的运动学正解方法,得到了受试者关节运动轨迹和质心运动轨迹,在此基础上,通过第3部分的计算方法得到了人体质心角动量和地面参考点 (ZMP, CMP) 轨迹等数据.



图4 运动捕获实验

5 结果与讨论

5.1 角动量与力矩

将实验所得矢状面质心角动量与计算出的地面参考点 CMP 和 ZMP 前向轨迹进行对比,如图5所示.

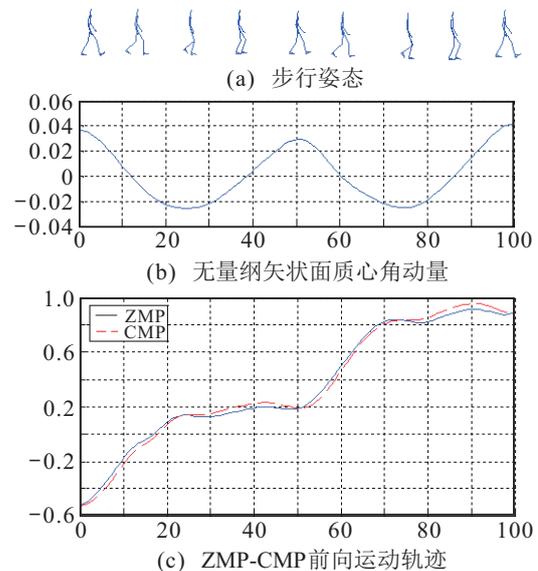


图5 矢状面质心角动量及ZMP与CMP周期

在图5中,每一个矢状面质心角动量极值点处,ZMP点与CMP点前向轨迹相交,此时外力力矩为零.此外,每一个交点前后,ZMP与CMP都会交换前后位置,即外力矩方向改变.由图5(b)可以看出,在整个周期中,除了起始点和终点外,还存在3个极值点,因此外力矩方向变换3次.此外,对比图5(a)和图5(b)与图5(c)可知,在矢状面质心角动量上升沿,ZMP与CMP几乎不移动,在矢状面质心角动量下降沿,两点向前移动,从前一支撑足支撑面向下一支撑足支撑面转移.在前移阶段,ZMP在CMP之前,外力矩方向向后,人体矢状面质心角动量曲线在下降沿阶段;稳定阶段,CMP在ZMP点之前,外力矩方向向前,人体矢状面质心角动量曲线在上升沿阶段.

结果表明,角动量曲线的变化与CMP、ZMP的前后位置变化明确相关,符合3.2节的理论预测.以上实验结果随机选自于一组实验,在所有实验组中均存在相同的规律,表明以角动量为基础对步态周期进行划分具有高度的可行性.

5.2 步态特征分析

为了提高步态周期划分的可靠性,将传统步态分阶中的主要依据足地关系与矢状面质心角动量进行比较.所选受试者某次实验中足地特征与运动简图如图6所示,横轴代表以右足足跟着地为起点,再次着地为终点的一个步态周期,包含人体的步行姿态和矢状面质心角动量,左、右足足跟足尖高度,前向速度等变化曲线图.

矢状面质心角动量曲线的极值点和零点,分别代表了外力力矩方向和人体旋转方向的改变.在图5(a)的一个周期中,有8个特征点.极大值点2个,极小值点2个,上升沿零点2个,下降沿零点2个.

由表1可见,足地关系是支撑相步态分阶最重要的判断依据,以足跟着地判断足地接触,足尖离地判断足地分离.足地关系按时间排列有如下特征点:足跟着地、足部水平(足尖着地)、足跟离地、足尖离地.在摆动相,全足已经离地,可用足跟与足尖的高度考量足地关系,为保证判断准确,同时参考足跟和足尖的前向速度进行判断.

由图6(c)、图6(j)可以看出,足跟离地的时间极为接近矢状面质心角动量的极大值的时间,足尖离地的时间极为接近矢状面质心角动量的下降沿零点的时间,同时也是接近对侧足尖着地的时间.只有足跟着地的时间处于矢状面质心角动量极大值与下降沿零点之间,很难与任何矢状面质心角动量特征点对应,另根据Popovic等^[17-18]的研究,当摆动足足跟着地时,

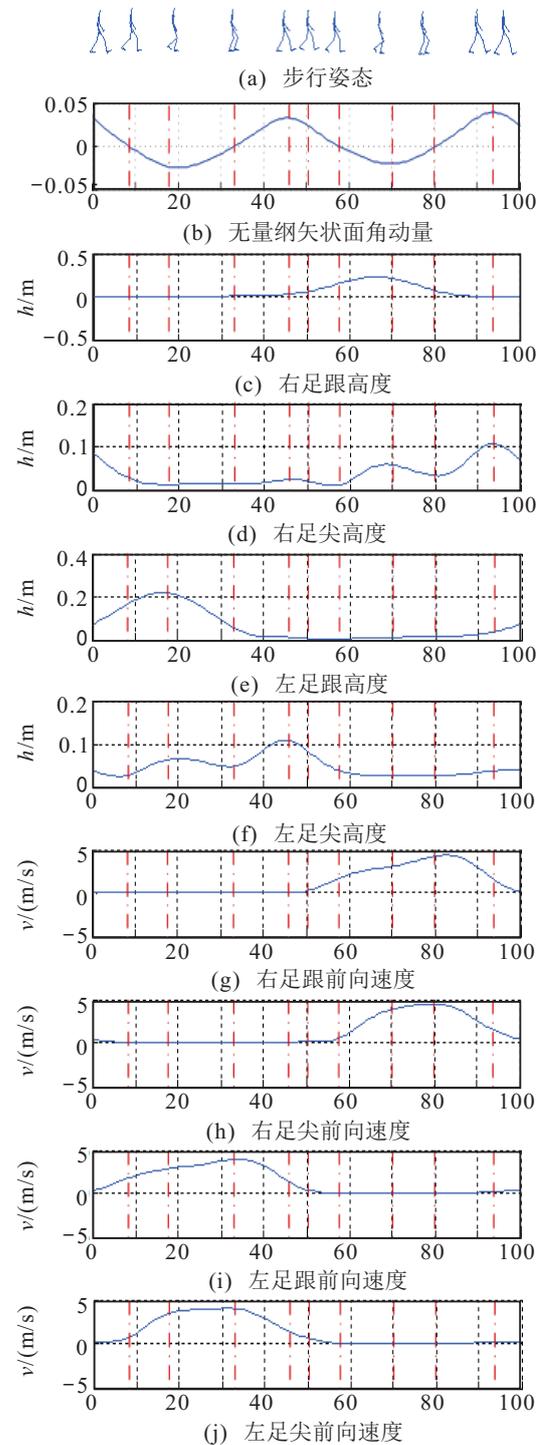


图6 步态分析

支撑足跖屈.

关于摆动相,摆动足足跟的最高点与矢状面质心角动量极小值点极为接近.此外,如图6(c)和图6(g),图6(e)和图6(i),在矢状面质心角动量上升沿零点的时间附近摆动足足跟高度接近零,但足跟的前向速度值依然很高,说明在摆动阶段后期,摆动脚在接触地面前存在一段时间的贴地滑行阶段.由图6(d)和图6(f)可看出,足跟高度近乎零的同时,足尖高度开始明显提升,在足尖高度达到峰值之后足跟前向速度渐渐降低为零.表明在滑行阶段,踝关节锁死,脚尖先是翘

起,随后落下.而且,足尖达到最高值并开始回落的时间极为接近矢状面质心角动量的极大值的时间点.

综合以上分析,可以总结出足地关系与人体矢状面质心角动量的大致相互关系,如图7所示.

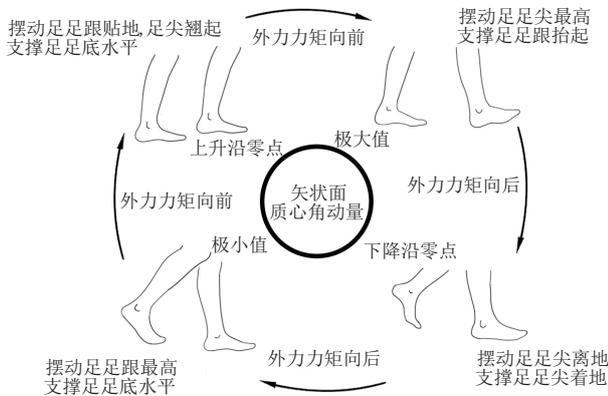


图7 足地关系、矢状面质心角动量与外力力矩周期变化关系

若一个双足机器人受到的合外力为零,则其线性稳定.相应的,如果双足机器人的合外力与力矩相对其质心的和为零,则其转动稳定.人体受到的净外力力矩无法直接测量,但根据欧拉第二定理,类人双足系统净外力力矩等于质心角动量的时间变化率.因此,当设计一个理想的旋转稳定的类人双足系统时,必须假设其不受外力力矩的影响,即质心角动量时间变化率为零,整个系统角动量守恒且恒为零.但实验结果表明,在人类的单个步态周期内,角动量不守恒且在零值左右不对称波动,这说明人在自然步行中并不一直处于旋转稳定的状态,而是一种动态的转动平

衡.在机器人控制中,始终保持旋转稳定的机器人步态柔性极低,模仿人类步态这种在不稳定与重新稳定之间的循环机制,可以提高机器人步态的柔性.

5.3 基于矢状面质心角动量与外力力矩步态划分

对人类步行机理的认知是双足机器人开发的重要基础,人类行走过程中受到的外力力矩是影响其旋转稳定性的决定性因素,步态与外力力矩的互相影响制约着对人类步行机理的认知.尽管机器人质心角动量可反映其外力矩的变化,但其随步态的演化具有不同的变化规律.为准确获取人体质心角动量的实时变化,基于人体步行运动信息的捕获,分析步态特征与质心角动量的变化规律,实现基于外力力矩的步态阶段精准划分.基于以上分析,人类步行过程中矢状面质心角动量与步行过程中受到的外力力矩、足地关系均有密不可分的关系.根据这种联系,本文从人类步行中旋转稳定性的角度对步态周期进行了划分,如表3所示.

从整体上看,整个步态可被划分为支撑相预支持期、支持期、离地期、摆动相摆动期和预着地期5个时期,支持期和摆动期又可再细分为3个时期,离地期细分为两个时期,共10个时期.以从右足跟着地到再次着地的一个步态周期内,矢状面质心角动量的8个特征点和左足跟着地共9个特征点为断点划分.这种划分方法以人体矢状面质心角动量的变化为基准,同时不与传统步态周期划分方法相冲突,既符合对步态周期的一般认识,同时能反映每个阶段的外力力矩作用和周身绕质心转动方向的变化规律.

表3 基于矢状面质心角动量与外力力矩的步态周期表

步态划分		右脚动作		左脚动作		特 征	
时相	分期	起始	终止	起始	终止	质心角动量	外力力矩
支撑相	预支持期	足跟着地	足底水平	跖屈	足尖抬起	下降沿零点前	向后
	支持初期	足底水平	足底水平	足尖抬起	足跟最高点	下降沿零点后	向后
	支持中期	足底水平	足底水平	足跟最高点	足跟贴地	上升沿零点前	向前
	支持后期	足底水平	足跟离地	足跟贴地	足尖最高	上升沿零点后	向前
	离地前期	足跟离地	跖屈	足尖最高	足跟着地	下降沿零点前	向后
	离地后期	跖屈	足尖离地	足跟着地	足底水平	下降沿零点前	向后
摆动相	摆动初期	足尖离地	足跟最高点	足底水平	足底水平	下降沿零点后	向后
	摆动中期	足跟最高点	足跟贴地	足底水平	足底水平	上升沿零点前	向前
	摆动后期	足跟贴地	足尖最高	足底水平	足跟离地	上升沿零点后	向前
	预着地期	足尖最高	足跟着地	足跟离地	跖屈	下降沿零点前	向后

6 结 论

鉴于现在广泛使用的步态划分方法无法深入揭示人类行走过程中受到的外力力矩影响与自身转动变化,难以进行双足系统阶段性旋转稳定性分析,本文以人类自然行走步态为研究目标,结合人类行走过程中的矢状面质心角动量与足地关系,从人体外力

矩作用与旋转运动的角度对人体步态进行进一步划分.分析结果表明,角动量特征点与步态特征点时间上具有高度的一致性,本方法从步态特征上体现了人类步态中的外力力矩变化与转动特性.

在以后的工作之中,期望对以下问题进一步深化研究:1)通过学习或者训练之后,能否提高角动量特

征点与步态特征点在时间上的一致性;2)在更大数据的驱动下,如何提取出人类步行过程中矢状面质心角动量与步行过程中受到的外力力矩和足地关系之间的定量关系,三者之间的关系值得进行深化研究.

参考文献(References)

- [1] Vaughan C L, Davis B L, O'Connor J C. Dynamics of human gait[M]. 2nd edition. Cape Town: Kiboho Publishers, 1999: 7-14.
- [2] Jordan K, Challis J H, Newell K M. Walking speed influences on gait cycle variability[J]. *Gait & Posture*, 2007, 26(1): 128-134.
- [3] Siasios I D, Spanos S L, Kanellopoulos A K, et al. The role of gait analysis in the evaluation of patients with cervical myelopathy: A literature review study[J]. *World Neurosurgery*, 2017, 101(1): 275-282.
- [4] Semwal V B, Raj M, Nandi G C. Biometric gait identification based on a multilayer perceptron[J]. *Robotics & Autonomous Systems*, 2015, 65(3): 65-75.
- [5] Lee L, Grimson W E L. Gait analysis for recognition and classification[C]. *Proceedings of IEEE International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition*. Washington: DBLP, 2002: 148-155.
- [6] Herr H, Popovic M. Angular momentum in human walking[J]. *Journal of Experimental Biology*, 2008, 211(4): 467-481.
- [7] Popovic M, Englehart A. Angular momentum primitives for human walking: Biomechanics and control[C]. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. Sendai: IEEE, 2004: 1685-1691.
- [8] Popovic M, Hofmann A, Herr H. Angular momentum regulation during human walking: Biomechanics and control[C]. *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation IEEE*. New Orleans: IEEE, 2004: 2405-2411.
- [9] Sheehan R C, Beltran E J, Dingwell J B, et al. Mediolateral angular momentum changes in persons with amputation during perturbed walking[J]. *Gait & Posture*, 2015, 41(3): 795-800.
- [10] Goswami A. Postural stability of biped robots and the foot-rotation indicator (FRI) point[J]. *International Journal of Robotics Research*, 1999, 18(18): 523-533.
- [11] Goswami A, Kallem V. Rate of change of angular momentum and balance maintenance of biped robots[C]. *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation*. New Orleans: IEEE, 2004: 3785-3790.
- [12] 于兑生, 恽晓平. 运动疗法与作业疗法[M]. 北京: 华夏出版社, 2002: 157-158.
(Yu D S, Yun X P. Exercise therapy and operation therapy[M]. Beijing: Huaxia Press, 2002: 157-158.)
- [13] Firmani F, Park E J. Theoretical analysis of the state of balance in bipedal walking[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2013, 135(4): 041003.
- [14] Arnold A S, Thelen D G, Schwartz M H, et al. Muscular Coordination of knee motion during the terminal swing phase of normal gait[J]. *Journal of Biomechanics*, 2007, 40(15): 3314-3324.
- [15] GB/T 17245-2004. 成年人人体惯性参数[S].
(GB/T 17245-2004. Inertial parameters of adult human body[S].)
- [16] GB/T 5703-2010. 用于技术设计的人体测量基础项目[S].
(GB/T 5703-2010. Basic human body measurements for technological design[S].)
- [17] Popovic M B, Herr H. Ground reference points in legged locomotion: Definitions, biological trajectories and control implications[J]. *The International Journal of Robotics Research*, 2005, 24(12): 1013-1032.
- [18] Simon J, Doederlein L, McIntosh A S, et al. The heidelberg foot measurement method: Development, description and assessment[J]. *Gait & Posture*, 2006, 23(4): 401-410.
- [19] Firmani F, Park E J. A framework for the analysis and synthesis of 3D dynamic human gait[J]. *Robotica*, 2012, 30(1): 145-157.

作者简介

吴晓光(1981—), 男, 副教授, 博士, 从事双足步行机器人、穿戴式外骨骼机器人等研究, E-mail: wuxiaoguang@ysu.edu.cn;

王挺进(1991—), 男, 硕士生, 从事双足步行机器人控制的研究, E-mail: leowang587@aliyun.com;

韦磊(1992—), 男, 硕士生, 从事步态进化评价标准的研究, E-mail: 1316004533@qq.com;

李艳会(1992—), 女, 硕士生, 从事类人步态控制的研究, E-mail: 937884914@qq.com;

杨磊(1994—), 男, 硕士生, 从事人体动平衡分析的研究, E-mail: 15733513567@163.com;

刘绍维(1994—), 男, 硕士生, 从事多源数据主成分分析的研究, E-mail: 2356654702@qq.com.

(责任编辑: 孙艺红)