



人体行走下肢生物力学研究

韩亚丽^①, 王兴松^{②*}

① 南京工程学院机械学院, 南京 211167;

② 东南大学机械学院, 南京 211189

* E-mail: xswang@seu.edu.cn

收稿日期: 2010-03-22; 接受日期: 2011-01-18

摘要 采用运动图像采集系统、测力系统, 获得人体行走过程中关节标记点坐标值及脚底力的变化信息, 结合人体动力学模型, 研究了不同负重(0, 10, 20, 30 kg)及不同行走速度(0.8, 1.3, 1.7 m/s)对人体下肢运动学及动力学的影响. 在人体行走矢状面内有下述研究结果. 1) 负重对人体行走运动学的影响为: 踝关节在脚尖离地阶段的关节伸展角度随着负重增加而增加; 膝关节的运动范围随着负重增加而减小; 髋关节前屈角度随着负重的增加而增加, 相反的髋关节的伸展角度随着负重的增加而减小. 2) 速度对人体行走运动学的影响为: 踝关节运动范围随着速度增加而增加; 膝关节最大伸展角度随着速度增加而增加; 髋关节弯曲角及伸展角均随速度的增加而增加, 且髋关节运动范围也随速度的增加而增加. 3) 负重及速度对人体行走动力学的的影响为: 踝关节、膝关节、髋关节力矩及功率均随负重、速度的增加而增加. 研究结果可为人体下肢助力行走外骨骼机器人的设计与研究提供参考依据.

关键词

行走步态
动力学模型
运动分析
负重行走

人体的行走运动是由多块肌肉有节律收缩, 驱动骨骼绕关节协同运动的结果, 过程复杂, 但随着现代测量技术的发展, 使得我们有可能对人类行走时下肢的运动学及动力学变化情况进行更为精确的动态数量化分析, 这项工作逐渐发展为生物力学的一个特殊分支, 并被命名为步态分析^[1]. 国外对人体行走研究起步较早, 分析出人体行走运动的特征并用于指导体育训练、人体下肢康复运动评定、行走辅助装置的设计等^[2~6]. 国内研究起步较晚, 且主要针对下肢正常者或病变者在零负重下的行走步态分析, 多用于康复评定^[7~10]. 本文则是对行走正常者进行不同负重及行走速度条件下的下肢行走步态分析, 旨在指导人体下肢助力行走外骨骼机器人设

计: 例如, 助力外骨骼机器人并联与人体下肢外部, 应和人体下肢关节自由度相匹配, 如果对所有关节进行驱动, 不仅会消耗大量的能源, 也必将加大控制系统的复杂性, 而已有研究表明^[11], 人体下肢在行走过程的不同阶段, 关节有做正功、负功之别, 若助力外骨骼机器人采用储能元件实现在负功阶段进行能量储存, 在正功阶段释放, 则达到节能的目的, 所以对人体行走步态进行研究, 可得出关节做功情况; 同时, 对人体行走进行生物力学研究, 可得出行走过程中关节力矩及关节功率, 通过这些数据适当的比例缩放用于行走助力、助残机器人设计, 可为行走助力机器人驱动器的选型及能源的选择提供重要的依据.

1 人体行走运动研究

1.1 研究方法

我们使用江苏省人民医院康复科的 Motion Analysis 公司开发的步态分析系统获取人体行走运动学的原始数据. 此系统由运动图像采集系统和测力系统组成, 运动图像分析子系统由分布在四周的高速摄像机及粘贴在待测部位的发光标记点组成. 通过对标记点的捕捉、识别可获得人体步态的各个运动学参数、时间参数以及步幅等. 测力系统由布置在行走轨道上的两块测力板组成. 实验现场图如图 1 所示.

尽管 Motion Analysis 开发的步态分析系统能输出人体行走过程中的某些运动学及动力学信息, 但是并不能满足我们研究的一些特殊需要, 如输出人体行走过程中零力矩点变化信息、整个系统(实验者+背部负重)的质心轨迹等. 为此, 我们仅使用该系统获得了测试者身体关键部位的标记点坐标及测力系统的原始数据, 自行采用 C#与 MATLAB 混合编程开发人体行走步态分析软件, 结合建立的人体运动模型, 计算出行走过程中下肢行走过程中的一些运动学及动力学信息.

1.2 人体动力学模型

由发光标记点的位置坐标, 可计算出人体行走运动过程中的运动学结果, 如下肢各关节角度的变化 θ 、下肢大腿、小腿及足的加速度 a , 详见文献[12]. 同时根据文献[13]提出的人体测量学方法及人体运动



图 1 实验现场图

分析方法, 可获得用于步态分析的人体下肢大腿、小腿及足部的质量 m 、转动惯量 I 等参数. 结合步态实验时测力板实验结果及人体动力学模型(如图 2 所示), 使用牛顿第二定律可以计算出在各个步态时刻的关节力、力矩及功率.

利用牛顿定理对右足进行分析, 可得

$$F_{\text{Rankle}} + m_{\text{Rfoot}}g + F_{\text{plate1}} = m_{\text{Rfoot}}a_{\text{Rfoot}},$$

$$\dot{L}_{\text{Rankle}} = M_{\text{Rankle}} + T_{\text{Zplate1}} + M_{\text{FRankle}} + M_{\text{Fplate1}}.$$

进而求出右足踝关节力 F_{Rankle} 及关节力矩 M_{Rankle} 如(1)和(2)式所示:

$$F_{\text{Rankle}} = m_{\text{Rfoot}}a_{\text{Rfoot}} - m_{\text{Rfoot}}g - F_{\text{plate1}}, \quad (1)$$

$$M_{\text{Rankle}} = \dot{L}_{\text{Rankle}} - T_{\text{Zplate1}} - M_{\text{FRankle}} - M_{\text{Fplate1}}. \quad (2)$$

(1), (2)式中, m_{Rfoot} 为右足质量, a_{Rfoot} 为右足行走过程中的加速度, g 为重力加速度, F_{plate1} 为力板输出的地面对脚底的支反力, $\dot{L}_{\text{Rankle}}$ 为右脚角动量随时间的变化率, T_{Zplate1} 为力板输出的地面对脚底的支反力矩, $M_{\text{FRankle}}, M_{\text{Fplate1}}$ 分别为由 $F_{\text{Rankle}}, F_{\text{plate1}}$ 引起的力矩值.

右足关节功率如下所示:

$$P_{\text{Rankle}} = M_{\text{Rankle}} \cdot \dot{\theta}_{\text{Rankle}}, \quad (3)$$

其中, $\dot{\theta}_{\text{Rankle}}$ 为踝关节角速度.

同上, 右膝关节力、关节力矩及功率如下所示:

$$F_{\text{Rknee}} = m_{\text{Rcalf}}a_{\text{Rcalf}} - m_{\text{Rcalf}}g - F_{\text{Rankle}}, \quad (4)$$

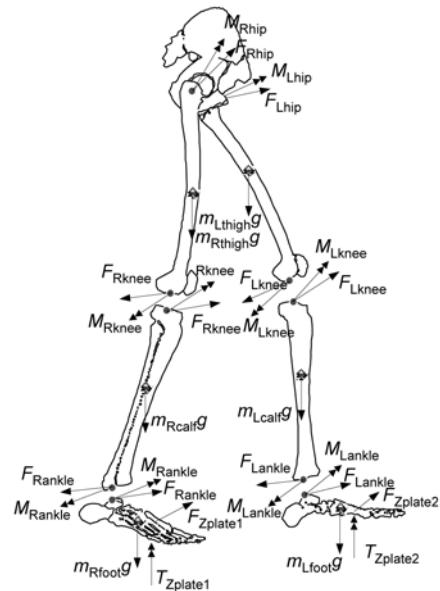


图 2 人体下肢模型

$$M_{Rknee} = M_{FRknee} - M_{FRankle} - \dot{L}_{Rcalf}, \quad (5)$$

$$P_{Rknee} = M_{Rknee} \cdot \dot{\theta}_{Rknee}, \quad (6)$$

右髋关节力、关节力矩及功率如下所示:

$$F_{Rhip} = m_{Rthigh} a_{Rthigh} - m_{Rthigh} g - F_{Rknee}, \quad (7)$$

$$M_{Rhip} = M_{FRhip} - M_{FRknee} - \dot{L}_{Rthigh}, \quad (8)$$

$$P_{Rhip} = M_{Rhip} \cdot \dot{\theta}_{Rhip}. \quad (9)$$

重复上述过程, 可计算出右腿各关节力矩及功率. 实验室自行开发的步态分析系统程序主界面图如图 3 所示, 程序再现行走过程的同时, 能实时输出相应的运动学及动力学变化曲线. 一个完整步态周期内的行走棍棒图序列如图 4 所示.

2 人体行走运动的实验结果与分析

对五名健康的大学生进行行走试验, 测试对象年龄为 $25(\pm 2)$, 平均体重为 (56 ± 6.8) kg, 平均身高为 (1.7 ± 0.03) m. 实验分两种情况进行: 一、对测试者在零负重状态下以不同的行走速度(快速行走 1.7 m/s, 正常行走 1.3 m/s, 慢速行走 0.8 m/s)进行实验. 二、对测试者在同一速度下(约 1.28 m/s, 此速度是通过实验者在行走场地中反复实验, 得出的相对最易保持不变的速度)不同负重状态(0, 10, 20, 30 kg)进行实验. 对同一行走条件下的所有测试对象的实验结果进行平均计算, 并使用开发的步态分析系统软件对不同负重及不同行走速度下的矢状面内的关节角度、关节力矩及

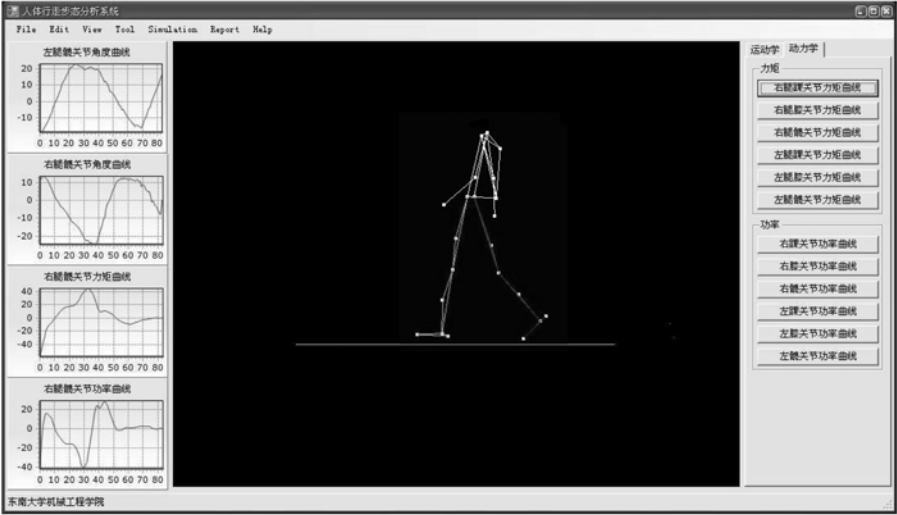


图 3 程序界面图

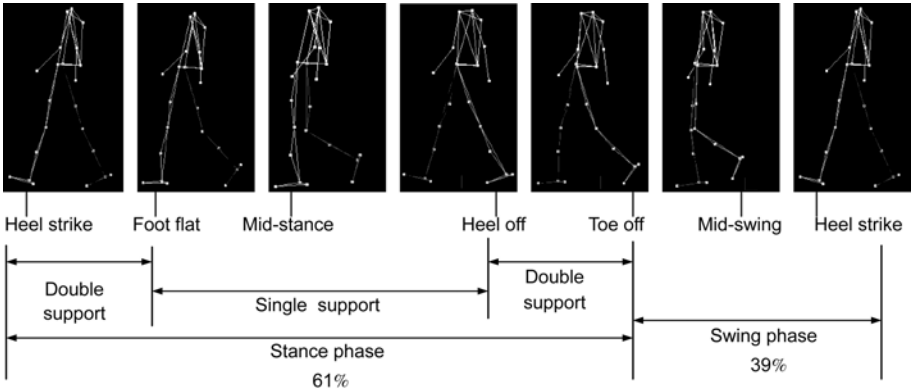


图 4 步态周期内的行序列棍棒图

从图中可看出在一个步态周期内, 支撑期约占 61%(其间经历过程为: 脚跟着地(Heel strike)—脚放平(Foot flat)—支撑中期(Mid-stance)—脚跟离地(Heel-off)—脚尖离地(Toe-off)), 摆动期约占 39%(其间经历过程为: 脚尖离地(Toe-off)—摆动中期(Mid-swing)—再次脚跟着地(Heel strike))

关节功率结果进行计算, 并对输出结果进行比较分析. 实验仅对人体矢状面内的运动进行了研究.

2.1 不同速度下人体下肢关节运动

对实验者进行不同行走速度下的行走实验, 得出下肢各关节角度、力矩及功率变化分别如图 5~7

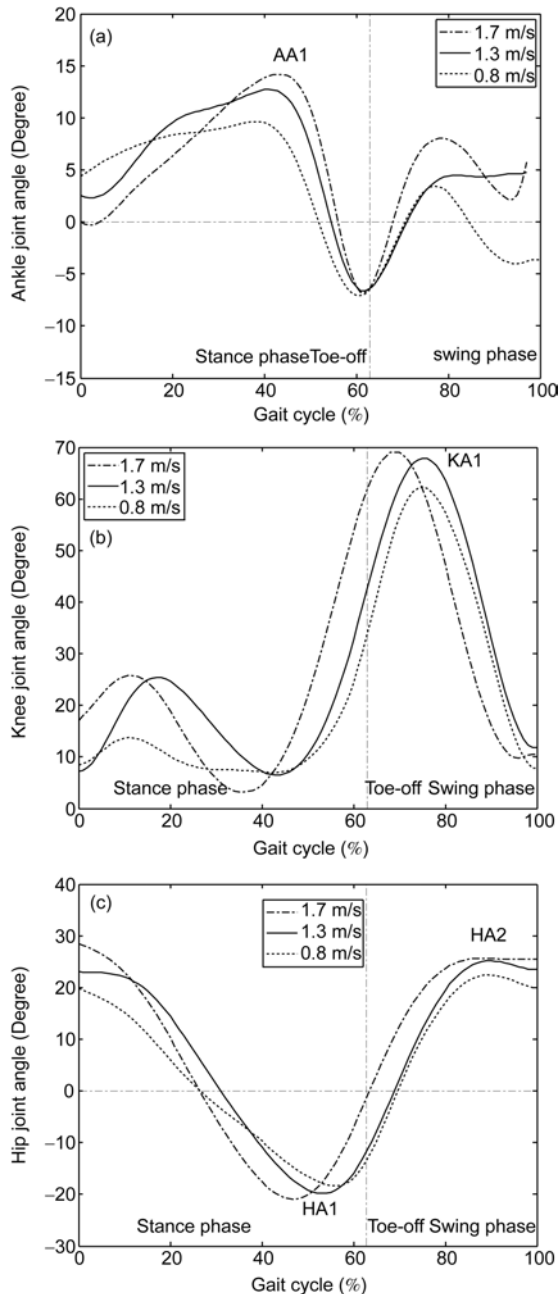


图 5 不同行走速度下的关节角度曲线图

(a) 踝关节角度; (b) 膝关节角度; (c) 髋关节角度

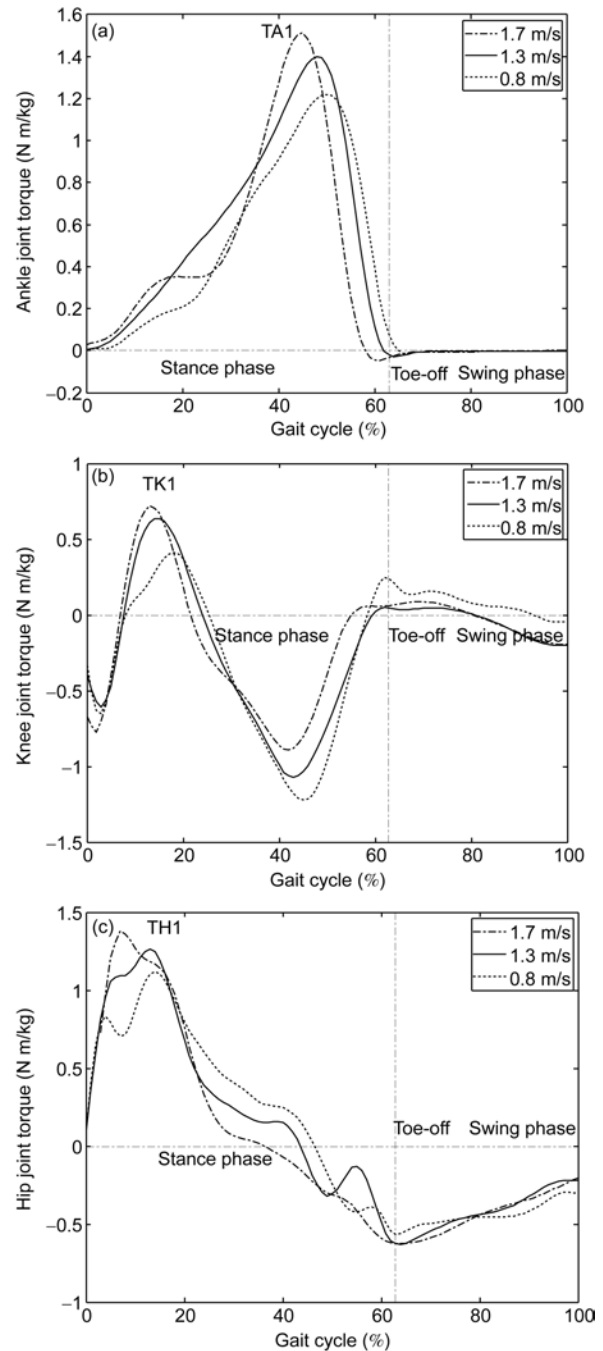


图 6 不同行走速度下的关节力矩图(图中纵轴为关节力矩相对测试者身体质量进行标准化的结果)

(a) 踝关节力矩; (b) 膝关节力矩; (c) 髋关节力矩

所示. 需要说明的是图中的数据是多次实验数据的平均值. 为了进一步的对实验结果进行比较分析, 我们给出了一些关键点的数值(平均值及偏差), 表 1 给出了这些关键点的注释, 表 2 中给出了不同行走速度

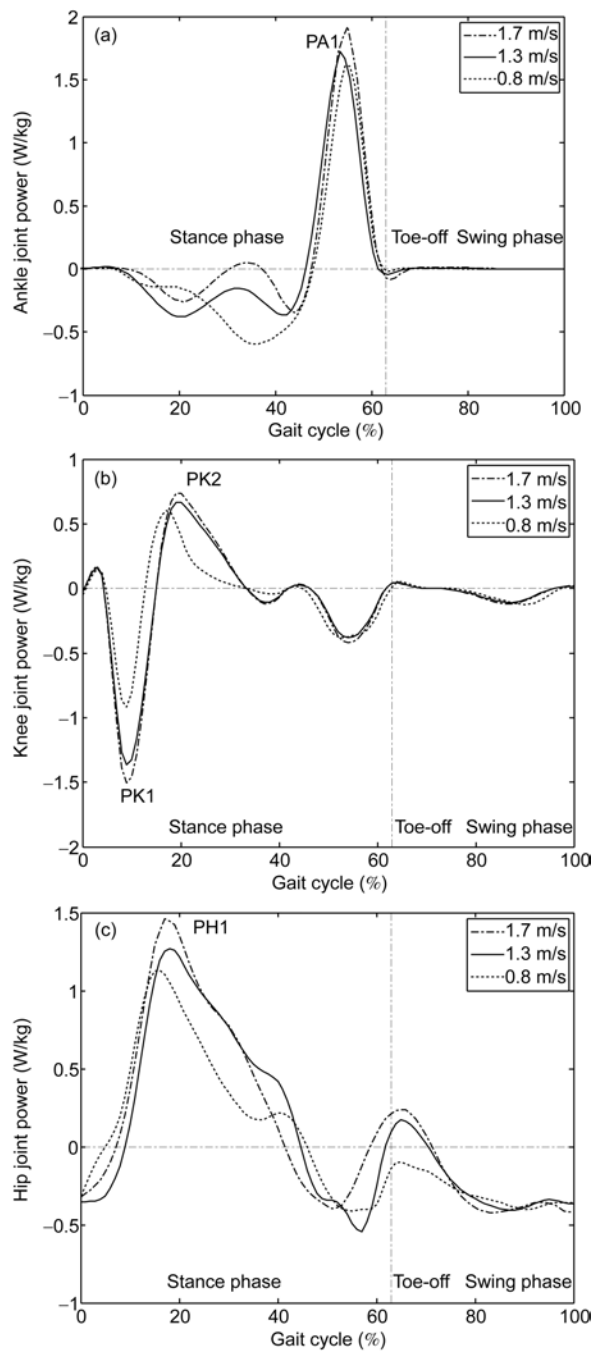


图7 不同行走速度下的关节功率图(图中纵轴为关节功率相对测试者身体质量进行标准化的结果)
(a) 踝关节功率; (b) 膝关节功率; (c) 髋关节功率

下的关键点的关节角度的数值, 表3给出了不同行走速度下的关键点的关节力矩及功率数值。

由图5和表2可以看出:

1) 最大踝关节角度(图5(a))随着速度的增加而

表1 关节运动学及动力学关键点注释

Symbol	Name
AA1	Maximum ankle angle
KA1	Maximum knee angle
HA1	Maximum hip flexion angle
HA2	Maximum hip extension angle
TA1	Maximum ankle torque
TK1	Maximum knee torque
TH1	Maximum hip torque
PA1	Maximum ankle power
PK1	Minimum knee power during the early phase of support
PK2	Maximum knee power during the middle phase of support

表2 不同行走速度条件下关键点的关节角度的数值(平均值及偏差)

Conditions	Walking speeds		
	0.8 m/s	1.3 m/s	1.7 m/s
AA1 (Degree)	9.64(2.08)	12.71(2.11)	14.19(2.14)
KA1 (Degree)	62.27(4.58)	66.53(4.62)	69.05(4.65)
HA1 (Degree)	-17.82(5.08)	-18.71(5.13)	-20.93(5.17)
HA2 (Degree)	22.42(5.24)	25.17(5.26)	25.66(5.26)

表3 不同速度下关键点的关节力矩及功率的数值(平均值及偏差)及以0.8 m/s为基准, 其他两种速度情况下的增加幅度

Conditions	Walking speeds		
	0.8 m/s	1.3 m/s	1.7 m/s
TA1 (N m/kg)	1.22(0.03)	1.44(0.06) 18%	1.51(0.08) 23%
TK1 (N m/kg)	0.41(0.02)	0.63(0.05) 53%	0.69(0.06) 68%
TH1 (N m/kg)	1.12(0.06)	1.26(0.06) 12%	1.38(0.07) 14%
PA1 (W/kg)	1.60(0.11)	1.72(0.12) 7%	1.91(0.15) 19%
PK1 (W/kg)	-0.91(0.09)	-1.36(0.12) 49%	-1.50(0.14) 64%
PK2 (W/kg)	0.59(0.09)	0.67(0.11) 13%	0.73(0.11) 23%
PH1 (W/kg)	1.13(0.14)	1.27(0.16) 12%	1.45(0.20) 28%

增加, 且踝关节的运动范围随着速度的增加而增加;

2) 最大膝关节角度(图5(b))随着速度的增加而增加, 且膝关节的运动范围也随着速度的增加而增加;

3) 髋关节角度变化轨迹接近正弦波曲线, 髋关节弯曲角及伸展角(图5(c))均随速度的增加而增加, 且髋关节运动范围也随速度的增加而增加。

由图6及表3可以看出: 踝关节、膝关节及髋关节力矩均随速度的增加而增加, 且膝关节增加幅度比踝关节及髋关节增加幅度大。

由图7及表3可以看出:

1) 踝关节、膝关节及髋关节的最大功率值均随

速度的增加而增加;

2) 踝关节功率在慢速行走过程中, 在整个步态周期内平均值几乎为零, 但随着速度增加, 功率平均值为正值;

3) 膝关节功率在整个步态周期内的功率平均值则为负值;

4) 髋关节功率在整个步态周期内的功率平均值则为正值.

2.2 不同负重下人体下肢关节运动

对实验者进行不同负重状态下的行走实验, 得出下肢各关节角度、力矩及功率变化分别如图 8~10 所示. 表 4 中给出了负重条件下的关键点的关节角度的数值, 表 5 给出了负重条件下的关键点的关节力矩及功率数值.

由图 8 及表 4 可得:

1) 最大踝关节角度(图 8(a))随着负重的增加而增加, 相反的, 踝关节在脚尖离地阶段(Toe-off)的关节伸展角度随着负重的增加而减小;

2) 负重对最大膝关节角度影响不大, 从图 8(b)中还可看出, 膝关节的运动范围随着负重的增加而减少;

3) 髋关节轨迹接近正弦波曲线, 且髋关节前屈角度(图 8(c))随着负重的增加而增加, 相反的髋关节的伸展角度随着负重的增加而减小. 下肢关节角度随着负重增加而进行的这些调整, 主要是为了保持人体行走过程的平衡稳定性, 使得整个系统(人体和负载)的重心落在行走稳定区域内.

从图 9 及表 5 中可得出, 踝关节力矩、膝关节力矩及髋关节力矩均随着负重的增加而增加. 这种变化也是必然的, 由于负重的增加, 使得双足支撑力增加, 故关节力矩增加.

从图中 10 及表 5 中可以得出:

1) 踝关节功率、膝关节功率及髋关节功率均随着负重的增加而增加;

2) 踝关节功率在零负重及 10 kg 负重状态下的平均功率值几乎为零, 但随着负重增加, 功率平均值为正值;

3) 膝关节功率在整个步态周期内的功率平均值则为负值;

4) 髋关节功率在整个步态周期内的功率平均值则为正值.

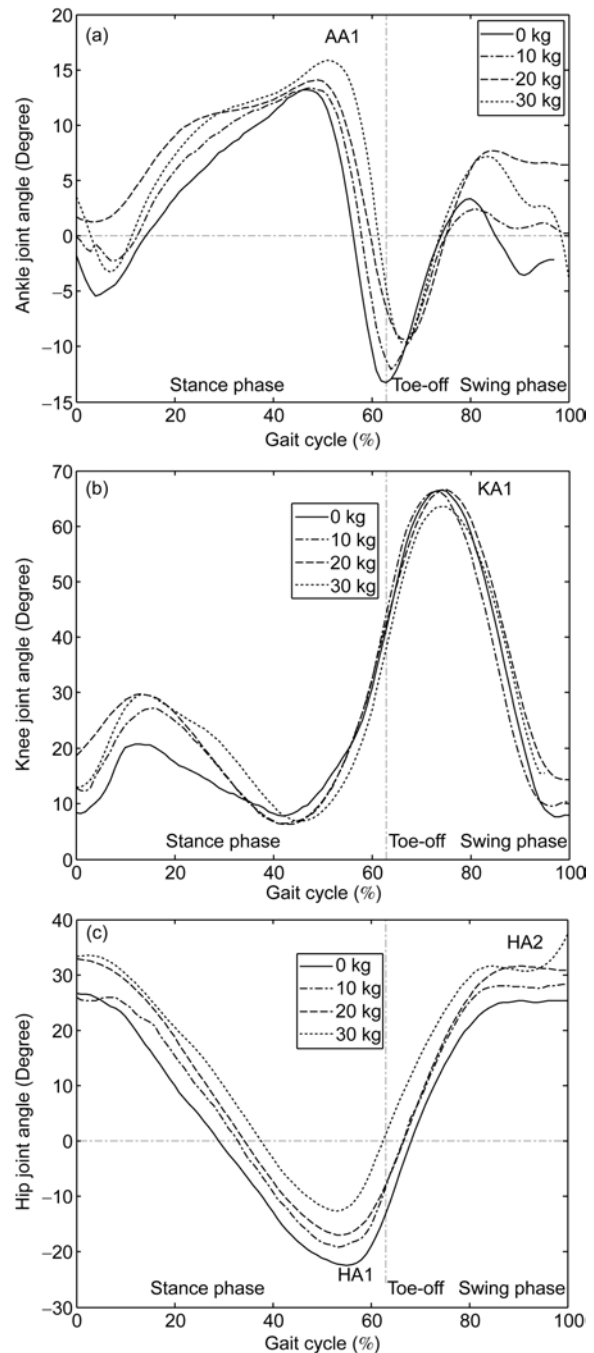


图 8 不同负重下的关节角度曲线

(a) 踝关节角度; (b) 膝关节角度; (c) 髋关节角度

3 人体下肢行走运动分析对助力外骨骼机器人设计的启示

这里我们所指的助力外骨骼机器人是一种具有可穿戴性能的机械装置, 它包含两条和人腿类似的

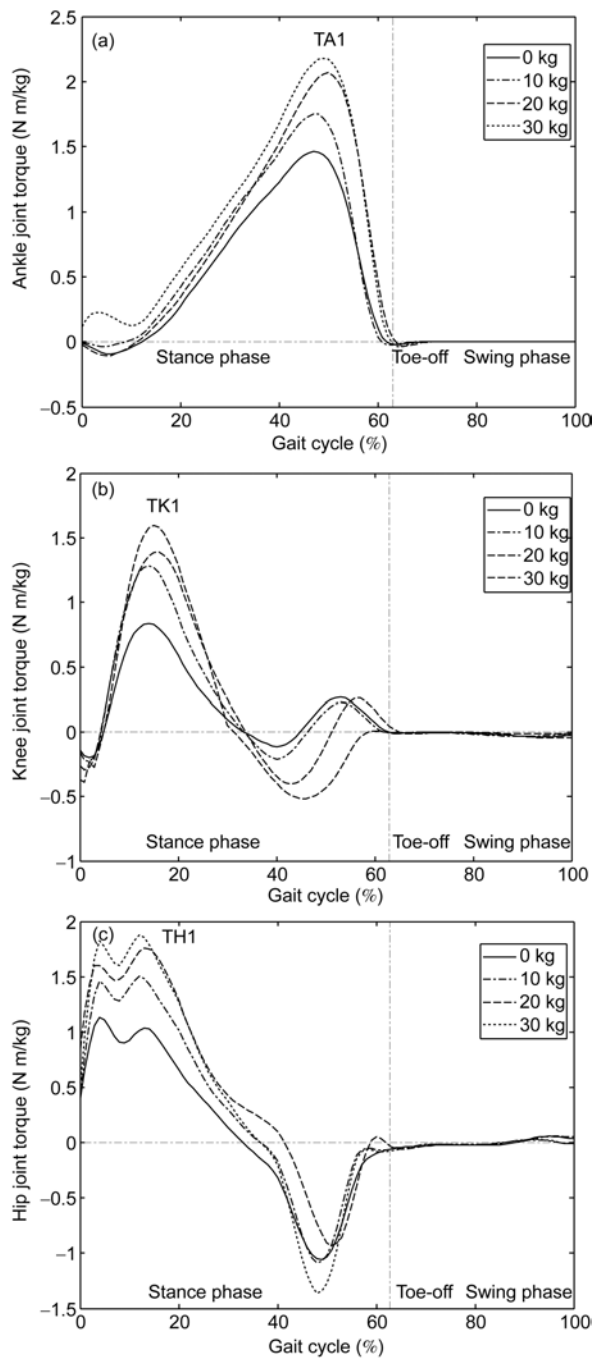


图9 不同负重下的关节力矩图(图中纵轴为关节力矩相对测试者身体质量进行标准化的结果)
(a) 踝关节力矩; (b) 膝关节力矩; (c) 髋关节力矩

机械腿且并联与人体下肢外部, 通过脚部、腿部及腰部的关联装置与人体紧密贴合, 在人体行走的过程中进行助力。

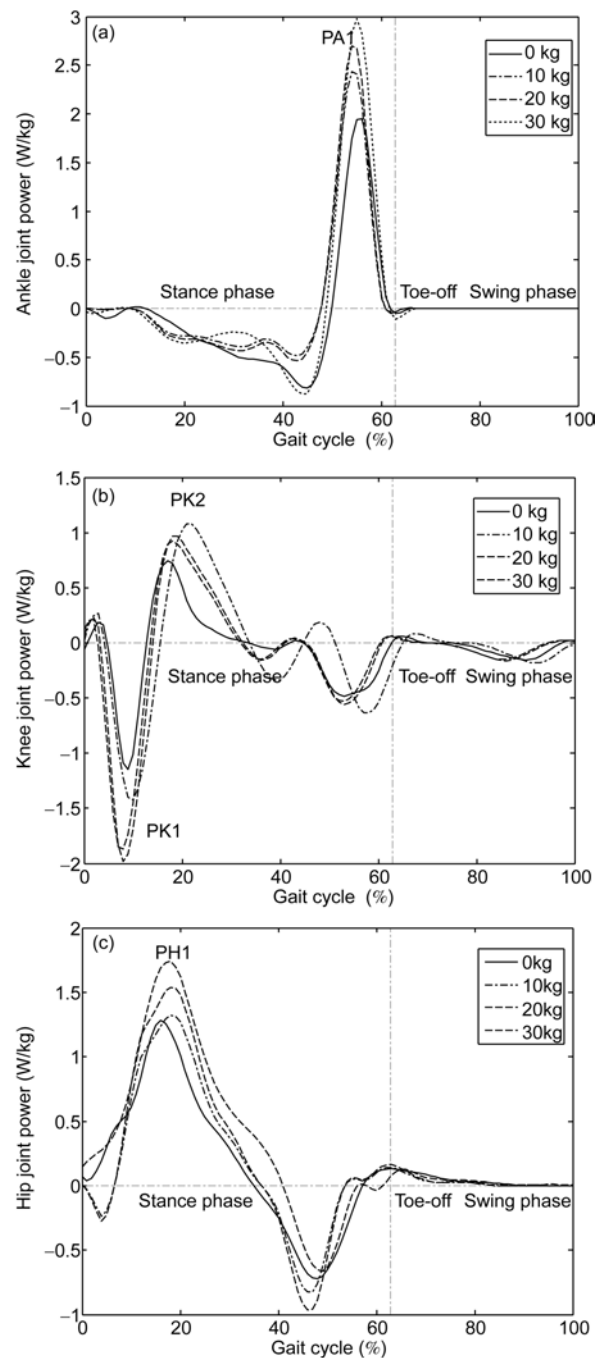


图10 不同负重下的关节功率图(图中纵轴为关节功率相对测试者身体质量进行标准化的结果)
(a) 踝关节功率; (b) 膝关节功率; (c) 髋关节功率

3.1 踝关节

在正常步速行走状态下, 踝关节最大伸展角(图5(a)和图8(a))发生在足尖离地时刻, 最大屈伸角在发

表 4 不同负重条件下关键点的关节角度的数值(平均值及偏差)

Conditions	Different loads			
	0 kg	10 kg	20 kg	30 kg
AA1	13.21(2.11)	13.33(2.12)	14.05(2.15)	15.83(2.20)
KA1	66.52(4.58)	66.31(4.57)	66.61(4.58)	63.56(4.55)
HA1	-22.46(5.12)	-18.75(5.10)	-16.92(5.10)	-12.61(5.08)
HA2	25.27(5.23)	29.03(5.25)	31.54(5.27)	31.58(5.27)

表 5 不同负重条件下关键点的关节力矩及功率的数值(平均值及偏差)及以 0 kg 为基准, 其他负重情况下的增加幅度

Condi- tions	Different loads			
	0 kg	10 kg	20 kg	30 kg
TA1	1.46(0.06)	1.74(0.08) 19%	2.06(0.11) 41%	2.17(0.11) 48%
TK1	0.83(0.06)	1.28(0.07) 54%	1.39(0.08) 67%	1.59(0.09) 91%
TH1	1.13(0.06)	1.46(0.07) 29%	1.60(0.09) 41%	1.82(0.11) 61%
PA1	1.95(0.14)	2.43(0.17) 24%	2.47(0.17) 28%	2.97(0.19) 52%
PK1	-1.14(0.10)	-1.42(0.11) 24%	-1.87(0.13) 64%	-1.97(0.13) 72%
PK2	0.74(0.11)	1.08(0.14) 45%	0.91(0.13) 22%	0.96(0.13) 29%
PH1	1.28(0.16)	1.32(0.16) 3%	1.54(0.17) 14%	1.74(0.19) 35%

生支撑阶段末期, 且踝关节力矩(图 6(a)和图 9(a))在支撑阶段末期达到最大值. 由图 7(a)和图 10(a)踝关节功率图可知, 踝关节在蹬离地面时有很大的正功率, 此状态为行走提供主要动力, 且踝关节在行走阶段, 有正功及负功, 其行走机理和一些储能装置类似. 若在助力外骨骼踝关节处采用储能装置, 例如弹簧进行驱动, 利用弹簧等储能装置在支撑期压缩弹簧进行储能, 在伸展阶段释放能量对踝关节进行驱动, 则实现节能的目的. 国际上基于人体踝关节在行走步态周期内, 有做正功和负功之别, 且在慢速行走时, 正、负功基本相当的特性, 采用弹簧对假肢踝关节设计及助力外骨骼踝关节设计^[14, 15]. 但我们人体行走步态的研究结果也表明, 踝关节仅在慢速、零负重状态下, 其在步态周期内的正负功大约相等, 而在快速或负重行走状态下, 在步态周期内则总的正功大于负功, 说明踝关节仅依靠储能装置进行驱动可能会对行走产生不适, 故可采用储能装置与主动驱动相结合的方式. 通过行走过程中踝关节力矩与关节角速度间的变化关系, 对弹簧的弹性系数进行设计, 图 11 给出了一体重为 65 kg 的测试者, 分别以三种不同速度(快速行走 1.7 m/s, 正常行走 1.3 m/s, 慢速行走

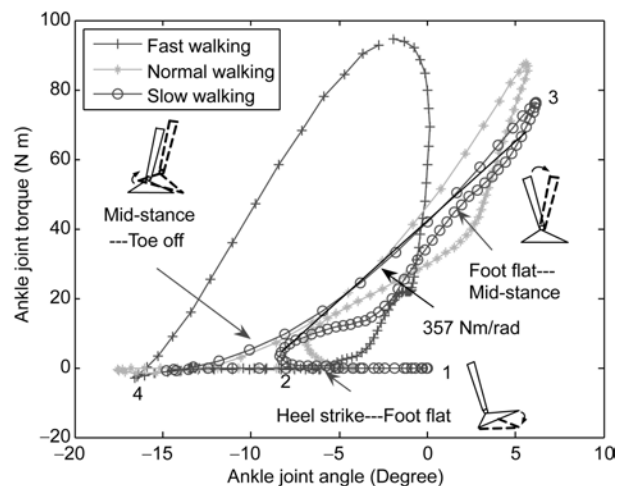


图 11 三种速度下(fast walking 1.7 m/s, normal walking 1.3 m/s, slow walking 0.8 m/s)的踝关节角度-功率曲线图

其中 1-2 段为脚部跖屈阶段, 从脚跟着地(Heel strike)开始到脚部放平(Foot flat)结束; 2-3 段为足踝背屈阶段, 从脚部放平(Foot flat)开始, 到足踝到达最大背屈(Mid-stance)结束; 3-4 段为需要施力的跖屈

0.8 m/s)行走的踝关节力矩-角度曲线图, 由图中可知, 在步态周期内, 角度与功率所围面积随着速度的增加而增加, 在说明在慢速行走时, 在支撑期储存的能量与伸展期释放的能量大约相当, 其行走机理与弹簧功能相似, 通过求慢速行走过程中踝关节力矩-角度所围曲线图中的最大包络线段的斜率, 可求出弹簧的弹性系数约为 357 N m/rad.

3.2 膝关节

由图 5(b)和 8(b)可看出, 膝关节在行走过程中角度变化最大, 运动范围为 $0^{\circ} \sim 70^{\circ}$, 且膝关节最大弯曲角发生在摆动相的早期阶段. 图 6(b)和图 9(b)显示膝关节力矩有正值和负值, 即双向驱动的运动机理. 由图 7(b)和图 10(b)的膝关节功率曲线可知, 膝关节在平地行走过程中功率为负值, 主要起被动作用, 即控制和缓冲作用. 膝关节平地行走主要起控制、缓冲的这种被动行走机理在功能上和阻尼器的功能相似, 基于此类研究, MIT 设计的被动式行走助力外骨骼膝关节采用磁流变阻尼器^[16], 实验表明正常人穿戴可实现平地行走助力效果. 尽管我们没有进行人体爬斜坡、上楼梯的实验研究, 但已有研究表明, 在爬斜坡及上楼梯的过程中, 膝关节功率为正值^[17], 在此行走状况下, 人体膝关节平均功率为正值, 则说明此

种状况下需要动力驱动. 基于此分析, 在进行助残、助力外骨骼设计时, 若要实现爬斜坡等动作, 则外骨骼膝关节仍需采取主动驱动的方式.

3.2 髌关节

由图 5(c)和 8(c)中髌关节角度曲线可知, 在行走过程中髌关节角度呈正弦曲线状变化, 且变化范围为 $-30^{\circ}\sim 40^{\circ}$. 髌关节力矩(图 6(c)和图 9(c))有正值和负值, 即双向驱动的运动机理, 由图 6 和图 9 力矩图还可看出, 在支撑阶段初期, 髌关节力矩为负值. 而在支撑阶段后期及摆动阶段初期为正值, 则是因为髌关节要产生正的力矩用以推动腿部前进进入摆动阶段. 在摆动阶段后期, 髌关节力矩为负值, 则是由于髌关节要实现腿部减速完成脚跟着地动作. 由图 7(c)和图 10(c)的功率图可知, 在行走阶段, 髌关节功率有正功及负功, 在支撑阶段储存能量, 在脚尖离地后释放能量推动身体前行, 其作用的两个功率峰值分别出现在足跟着地前后和脚尖离地前后. 由于平均功率为正值, 这说明人体髌关节在行走中主要起主动作用, 故在进行助力、助残外骨骼设计时, 外骨骼髌关节应采取主动驱动方式.

4 结论

对不同负重、不同行走速度下的人体下肢运动进行分析, 得出下肢各关节的运动学及动力学信息. 人

体行走运动机理的研究为助力机器人设计提供了重要的启示.

1) 踝关节在平地、慢速行走过程中, 平均功率几乎为零. 故助力外骨骼可再用弹簧等储能元件进行驱动, 利用弹簧等储能装置在支撑期压缩弹簧进行储能, 在伸展阶段释放能量对踝关节进行驱动. 而在快速或负重行走状态下, 平均功率为正, 此时可采用储能装置与主动驱动相结合的方式进行驱动.

2) 膝关节在行走过程中角度变化最大; 膝关节在平地行走过程中, 平均功率为负值, 这说明膝关节在平地行走过程中, 主要起被动作用, 即控制和缓冲作用. 故助力外骨骼机器人膝关节可采用磁流变阻尼器进行驱动, 但若要实现爬斜坡、上楼梯等, 则需要主动驱动.

3) 人体行走步态研究结果表明, 在平地行走过程中, 髌关节角度呈正弦曲线状变化; 髌关节力矩有正值和负值; 髌关节功率有正功及负功, 且在行走周期内平均功率为正值, 这说明人体髌关节在行走中主要起主动作用. 故行走助力机器人的髌关节需要进行主动驱动.

4) 目前部分实验结论已应用于实验室正在开发的助力行走外骨骼机器人样机设计中, 随着不同行走实验数据的加载, 人体行走步态分析系统的逐渐完善, 将为行走助力机器人样机的优化设计提供理论指导. 同时实验室开发出的步态系统的实验结果还可运用于人体行走康复评定等.

参考文献

- 1 吴剑, 李建设. 人体行走时步态的生物力学研究进展. 中国运动医学杂志, 2002, 21(3): 305-307
- 2 Kadaba M P, Ramakrishnan H K, Wootten M E, et al. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. J Orthop Res, 1989, 7(6): 849-860
- 3 Cappozzo A, Catani F, Croce U D, et al. Position and orientation in space of bones during movement: Anatomical frame definition and determination. Clin Biomech, 1995, 10(4): 171-178
- 4 Eberhard P, Spägle T, Gollhofer A. Investigations for the dynamical analysis of human motion. Multibody Syst Dyn, 1999, 3: 1-20
- 5 Dingwell J B, Cusumano J P. Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. Chaos, 2000, 10(4): 848-862
- 6 Zielinska T, Chew C M, Kryczka P, et al. Robot gait synthesis using the scheme of human motions skills development. Mech Mach Theory, 2009, 44(3): 541-558
- 7 周天健. 临床实用步态分析学. 北京: 北京出版社, 1993
- 8 杨义勇, 王人成, 郝智秀, 等. 自然步态摆动期动力学协调模式的研究. 生物医学工程学志, 2006, 23(1): 69-73
- 9 石俊, 姜寿山, 张欣, 等. 人体步态研究与仿真的现状和展望. 系统仿真学报, 2006, 18(10): 2703-2708
- 10 励建安, 孟殿怀. 步态分析的临床应用. 中华物理医学与康复杂志, 2006, 28(7): 500-502

- 11 Conor J W, Daniel P, Kenneth P, et al. Development of a light weight, underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation. Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Orlando, Florida, 2006. 3485–3492
- 12 Han Y L, Wang X S, Fu C Q, et al. The study on human walking gait analysis system for the design of walking power-assisted robot. IEEE ICMA 2009. 3607–3612
- 13 Christopher L V, Brian L D, Jeremy C O. Dynamics of Human Gait. 2nd ed. Cape Town, South African, 1999
- 14 Hansen A H, Childress D S, Miff S C, et al. The human ankle during walking: Implications for design of biomimetic ankle prostheses. J Biomech, 2004, 37: 1467–1474
- 15 Aaron M D, Hugh H. Lower extremity exoskeleton and active orthoses: Challenges and state-of-the-art. IEEE T Robot, 2008, 24(1): 144–158
- 16 Conor J W, Kenneth P, Hugh H. An autonomous underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation. Proceedings of the 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robotics and Systems, Beijing, China, 2006. 1410–1415
- 17 Andrew S M, Karen T B, Leanne N D, et al. Gait dynamics on an inclined walkway. J Biomech, 2006, 39: 2491–2502