

小腿截肢患者不同路况下膝关节动态载荷研究*

贾晓红¹ 张明² 樊瑜波³ 王人成¹

1(清华大学 摩擦学国家重点实验室 智能与生物机械分室,北京 100084)

2(香港理工大学 复康科技中心,香港)

3(四川大学 建筑与环境学院 生物力学所,成都 610065)

摘要 研究截肢患者行走过程中的膝关节动态载荷是膝关节损伤康复和假肢设计的基础。本研究以小腿截肢患者为研究对象,建立了膝关节动态载荷三维计算模型,通过平地行走、上、下楼梯三种路况下的步态分析,对一个步态周期内的膝关节载荷进行了计算分析。结果表明,各种路况下患者的步态特征和膝关节载荷各不相同,虽然总体变化规律基本一致,但上下楼梯时的小腿运动范围、地面反力和膝关节载荷比平地行走时幅值较大。这些定量分析结果为小腿截肢患者步态分析和假肢设计提供了理论依据。

关键词 动态载荷 膝关节 步态分析 小腿截肢

Dynamic Loads at Knee Joint of Trans-tibial Amputee on Different Terrains

Jia Xiaohong¹ Zhang Ming² Fan Yubo³ Wang Rencheng¹

¹ (Division of Intelligent and Biomechanical System, State Key Laboratory of Tribology, Tsinghua University, Beijing 100084, China)

² (Jockey Club Rehabilitation Engineering Center, The Hong Kong Polytechnic University, Hong Kong, China)

³ (Biomechanical Engineering Institute, Sichuan University, Chengdu 610065, China)

Abstract Dynamic loads at knee joint of amputee are fundamental for rehabilitation of knee injury and prosthesis design. In this paper, a 3-D model for calculation of dynamic load at knee joint of trans-tibial amputee was developed. Gait analysis was done on three terrains including normal level walking, upstairs and downstairs. Dynamic loads at knee joint were calculated during one gait cycle. The results show that gait patterns and dynamic loads at knee joint were different among these three terrains. Although the general waveforms were about the same, the motion range of knee joint, ground reaction forces and loads at knee joint when walking upstairs or downstairs were larger than those in a normal level walking. The quantitative findings provide the theoretical basis of gait analysis and prosthesis design for trans-tibial amputee.

Key words Dynamic load Knee joint Gait analysis Trans-tibial amputation

1 引言

膝关节由股骨、髌骨、胫骨、腓骨及软组织等构成,是人体最复杂最重要的关节。由于膝关节关节面最大,且部位表浅,杠杆作用最强,负重大,不稳定,最容易受伤。研究人体运动过程中作用在膝关节上的动态载荷,对探讨膝关节损伤模式和原因具有重要意义^[1,2]。

对于截肢患者,在假肢设计、性能评价和步态分析等方面,膝关节动态载荷也是必不可少的基础数

据^[3~8]。

目前文献中关于膝关节动态载荷,尤其是截肢患者各种路况下的载荷变化规律的研究尚少。本研究以小腿截肢患者为研究对象,建立了膝关节载荷计算模型,对平地和上下楼梯三种路况下的运动学和动力学特性进行了实验研究,计算了各种路况下膝关节的动态载荷,并对结果进行了讨论分析。

2 膝关节动态载荷计算模型

膝关节的动态载荷,不仅取决于脚底地面反力,还和小腿运动规律及假肢结构参数有关^[9,10]。图1所示为用于计算膝关节载荷的三维模型。计算中采用以下假设:

(1) 忽略假肢和残肢之间的相对运动;

* 国家自然科学基金资助项目(50305013); Research Grants Council of HK (Poly U 5200/02E)

△ 通讯作者, E-mail: jiaxh@tsinghua.edu.cn

- (2) 只考虑矢状面内的运动惯性;
- (3) 不计膝关节中心在行走过程中的平动。

计算所需的脚底反力、小腿运动参数可以通过步态分析实验获得,其它参数则根据假肢的结构参数和残肢的解剖特征计算

根据公式(1-6)可以得出患者运动过程中膝关节载荷。

$$M_{oz} - m_1gl_1\sin T - m_2gl_2\sin T - m_3gl_3\sin T + F_{gx}y_g + F_{gy}y_g + F_{gz}x_g = I_0\ddot{\alpha} \quad (1)$$

$$M_{ox} + F_{gy}z_g + F_{gz}y_g = 0 \quad (2)$$

$$M_{oy} + F_{gz}x_g + F_{gx}z_g = 0 \quad (3)$$

$$F_{ox} + f_{gx} = (m_1 + m_2 + m_3)(rX\cos T - rk^2\sin T) \quad (4)$$

$$F_{oy} + F_{gy} - (m_1 + m_2 + m_3)g = (m_1 + m_2 + m_3)(rX\sin T + rk^2\cos\theta) \quad (5)$$

$$F_{\alpha} + F_{gz} = 0 \quad (6)$$

其中: F_{ox} 、 F_{oy} 、 F_{oz} 、 M_{ox} 、 M_{oy} 和 M_{oz} 为膝关节三个方向所受的力和力矩; F_{gx} 、 F_{gy} 和 F_{gz} 为脚底反力; α 为小腿和垂直方向的夹角; ω 和 ϵ 为对应的角速度和角加速度; I_0 为系统对膝关节中心 O 的转动惯量; m_1 、 m_2 和 m_3 为各分段的质量,对应质心 C_1 、 C_2 和 C_3 ; r 为膝关节中心到系统总质心 C 的距离; l 为 O 点到 G 的距离, x_g 、 y_g 和 z_g 为脚底反力作用点 S 和 O 点之间的距离

3 步态实验研究

3.1 实验方法

患者运动过程中的运动学和动力学参数通过步态实验测量获得,主要包括残侧小腿的运动规律、残侧脚底地面反力。

实验测量系统由 Oxford Metrics 公司开发的 Vicon[®]运动分析系统和 ATMI[®]三维力台组成,包括信号采集、处理和输出环节。实验要求患者在不同路况下行走,包括: (1)平地正常步速行走 (Normal level walking): 患者采用正常步速在 12 m 长、2 m 宽水平步道上匀速前进; (2)上、下楼梯 (Upstairs Downstairs): 4级楼梯,高 13 cm,宽 31 cm

患者残侧贴有 5 个标志点,分别位于大转子、膝关节、踝关节、脚后跟和脚尖。前 3 个标志点是为了测量小腿和大腿的运动规律,而后 2 个标志则主要用于步态周期的判断。完整的步态周期可以选择脚跟触地开始到同侧脚跟再次触地为止。

力台数据采集频率为 600 Hz,视频信号采样频率为 60 Hz。当患者进入稳定步态(不包括起步和停止阶段)后开始记录数据。实验中要求患者对同一动作重复 3 次,每次之间休息 2 min。当出现不完整的实验如残侧脚未踏上力台等情况,要求重新进行实验。

实验测量和记录的内容包括:运动过程中 5 个标志点的空间位置和残侧三个方向的地面反力。测量结果数据文件由软件 MATLAB[®]编程处理。

3.2 不同路况下的步态特征

为了便于分析,将各步态参数向一个步态周期 (Gait cycle)做归一化处理,以下图中横坐标采用步态周期的百分比表示。

图 2 是一个步态周期内小腿角位移的变化规律, α 为矢状面内小腿与垂直方向的夹角,小腿摆动到膝关节垂直线之前时, α 为正值,位于其后时, α 为负值(由于患者使用的 SACH 脚,在此不考虑踝关节的自由度)。

图 3 给出了残侧脚底在矢状面内的地面反力, A-P 指矢状面前后方向, Vertical 指垂直地面方向,分别对应图 1 中的 F_{gx} 和 F_{gz} 。一个步态周期 (Gait cycle)分为站立相 (Stance phase)和摆动相 (Swing phase),由于摆动相脚离开地面,所以反力为零,图中所示仅为站立相的结果。横坐标是归一化后的站立相百分比。

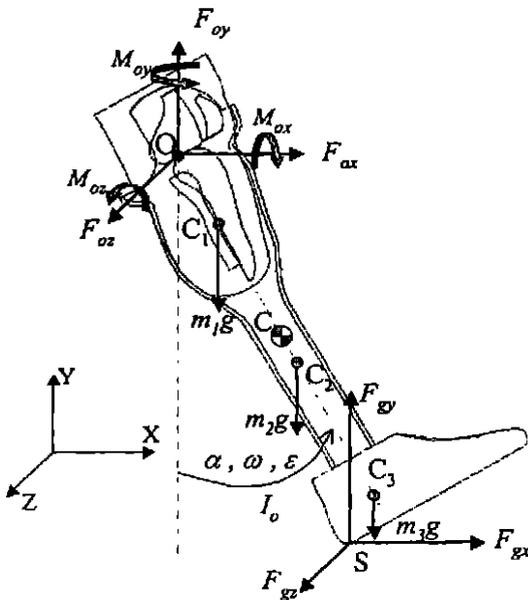


图 1 膝关节动态载荷计算的三维模型

Fig 1 3-D Model for dynamic load calculation at the knee joint

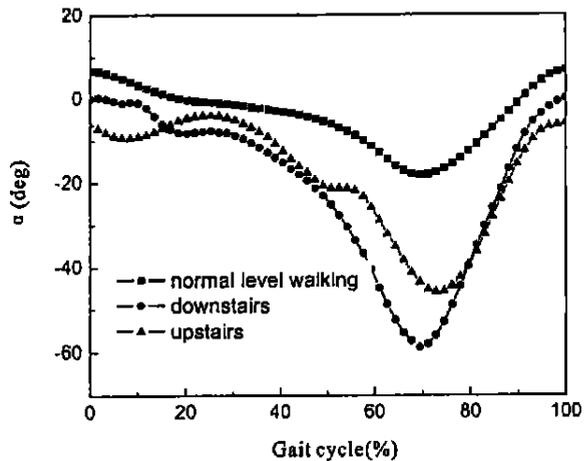


图 2 不同路况下一个步态周期内的小腿角位移

Fig 2 Angular displacement of knee joint during a gait cycle on different terrains

4 膝关节载荷分析

根据步态分析的实验结果和以上的计算方法, 可以得出各种路况下一个步态周期内的膝关节载荷. 由于行走过程中小腿运动主要表现为矢状面内的摆动, 所以图 4(a-c) 只给出了矢状面内的膝关节载荷, 分别对应图 1 中的 F_{0x} , F_{0y} 和 M_{0z} .

各种路况下膝关节动态载荷的变化, 根本原因是由于小腿运动规律和地面反力的不同而造成的. 从步态分析的结果来看:

三种路况下小腿运动规律基本一致, 在站立相初期, 脚跟触地 (平地行走和上楼梯) 或者脚尖触地 (下楼梯) 时, 小腿向前进方向伸展角度最大 (图中上楼梯和平地行走时为正值, 下楼梯时为负值), 之后

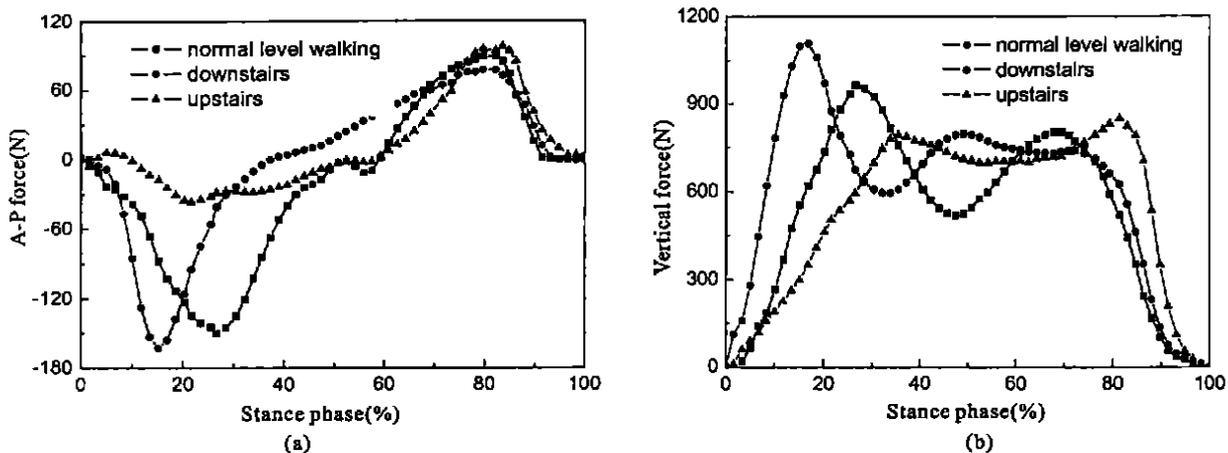


图 3 不同路况下残侧矢状面内脚底地面反力

(a) 矢状面内前后方向的地面反力 F_{gx} (向前为正); (b) 垂直方向的地面反力 F_{gy} (向上为正)

Fig 3 Ground reaction force of amputated side in sagittal plane on different terrains

(a) Anterior-posterior reaction force F_{gx} in sagittal plane; (b) Vertical reaction force F_{gy}

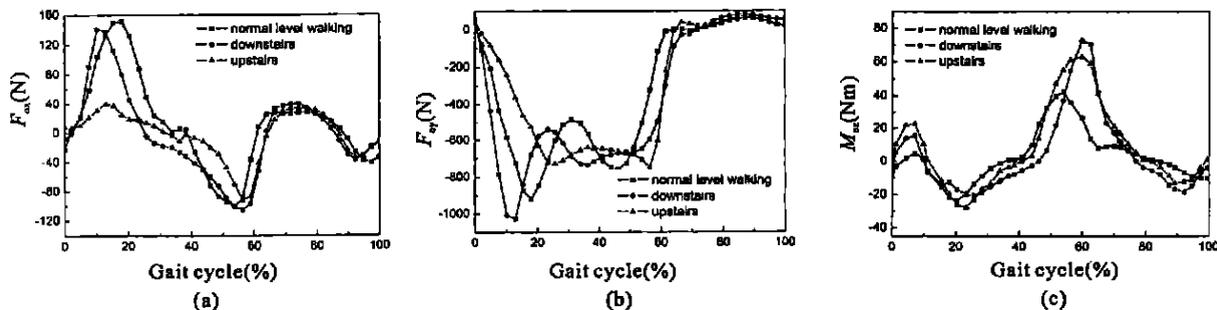


图 4 不同路况下一个步态周期内膝关节动态载荷

(a) 前后方向的膝关节载荷 F_{0x} ; (b) 垂直方向的膝关节载荷 F_{0y} ; (c) 矢状面内膝关节力矩 (M_{0z})

Fig 4 Dynamic loads at knee joint during one gait cycle on different terrains

(a) Anterior-posterior force at knee joint (F_{0x}); (b) Vertical force at knee joint (F_{0y}); (c) Moment about knee joint in sagittal plane (M_{0z})

开始屈膝,在摆动期初期向后摆动到最大(图中为负值),随后小腿前摆,直至摆动相结束。行走路面的高度差会引起膝关节运动范围的变化,上下楼梯时的楼梯高度差,使小腿向后摆动的角度增大,下楼梯时小腿运动范围最大,上楼梯次之,平地行走最小。

不同路况下垂直方向的地面反力,基本都成双峰蝶形。但是由于人体重心位置的变化,下楼梯时第一个峰值明显高于其它两种路况,而上楼梯时第二个峰值则较高。分析前后方向的地面反力 F_{gx} 可以发现,在站立相初期 F_{gx} 为负值,即与前进方向相反,下楼梯时该力幅值最大。在站立相后期, F_{gx} 为正值,与前进方向相同,上楼梯时峰值最大。 F_{gx} 的峰值大小和发生时间与垂直方向的地面反力 F_{gz} 具有对应的关系。

在站立相,膝关节载荷 F_{ox} 和 F_{oy} 主要取决于脚底地面反力,所以不同路况下的变化规律与地面反力 F_{gx} 和 F_{gy} 一致。而上下楼梯时,矢状面膝关节力矩 M_{oz} 较大,不仅因为人体重心变化,要克服重力做功,还和膝关节弯曲程度有关。站立相初期,上楼梯时膝关节角度 α 小于其它两种路况,为了使身体向上移动,膝关节需要一个较大的伸膝力矩,所以此时上楼梯路况下 M_{oz} 最大。在站立相末期,膝关节处于屈膝状态,以便使在摆动相走下另一个台阶,为了在屈膝状态保持平衡,需要较大的力矩,所以此时下楼梯路况最大。由于平地正常行走时人体重心位置变化比较小,所以该路况下膝关节力矩最小。

在摆动相, F_{ox} 、 F_{oy} 和 M_{oz} 主要取决于惯性载荷和重力,幅值比站立相大大减小,同样由于上下楼梯时需要克服或利用重力做功,所以这两种路况下膝关节载荷幅值稍大于平地行走;另外由于三种路况下膝关节运动规律基本相同,所以可以看出膝关节载荷的变化规律并不受路况因素的影响。

5 结 论

本文以小腿截肢患者为研究对象,建立了膝关节动态载荷计算模型,通过步态实验,对平地行走、上下楼梯三种路况下的膝关节载荷进行了比较研究,总结如下:

(1)人体运动过程中的膝关节动态载荷,不仅和小腿运动规律有关,还取决于地面反力、惯性载荷、

结构重力等。

(2)不同路况下,步态特征和关节载荷各不相同。下楼梯时小腿运动范围最大,垂直反力第一个峰值最大,站立相末期膝关节力矩最大;上楼梯时地面垂直反力第二个峰值最大,站立相初期膝关节力矩最大;平地行走时小腿运动范围最小,地面反力和膝关节力居中,力矩最小。

参 考 文 献

- 1 Li Guoan, Suggs Jeremy. The effect of anterior cruciate ligament injury on knee joint function under a simulated muscle load: A three-dimensional computational simulation. *Annals of Biomedical Engineering*, 2002; 30(5): 713
- 2 Hirokawa, Shunji. Biomechanics of the knee joint: A critical review. *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 1993; 21(2): 79
- 3 Sanders JE, Daly CH. Normal and shear stresses on a residual limb in a prosthetic socket during ambulation: comparison of finite element results with experimental measurements. *J Rehab Res Dev*, 1993; 30: 191
- 4 Zhang M, Mak AFT, Roberts VC. Finite element modeling of a residual lower-limb in a prosthetic socket: a survey of the development in the first decade. *Med Eng Phys*, 1998; 20: 360
- 5 Silver-Thorn MB, Childress DS. Generic, geometric finite element analysis of the transtibial residual limb and prosthetic socket. *J Rehab Res Dev*, 1997; 34: 171
- 6 Goertzen DJ, Budney DR, Ginats JG. Methodology and apparatus to determine material properties of the knee joint meniscus. *Med Eng Phys*, 1997; 19: 412
- 7 Li GA, Makoto S, Edmund YS. A comparison of different methods in predicting static pressure distribution in articulating joint. *J Biomech*, 1997; 30: 635
- 8 Farahmand F, Tahmasbi MN, Amis AA. Lateral force-displacement behaviour of the human patella and its variation with knee flexion—a biomechanical study in vitro. *J Biomech*, 1998; 31: 1147
- 9 Glitsch U, Baumann W. The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *J Biomech*, 1997; 30: 1123
- 10 Jia, XH, Zhang M, *et al.* Load transfer mechanics between trans-tibial prosthetic socket and residual limb—dynamic effects. *J Biomech*, 2004; 37: 1371

(收稿: 2003-04-14 修回: 2003-07-04)