

步态分析在假肢设计中的应用

王人成, 金德闻 (清华大学精密仪器系, 北京 100084)

摘要 步态分析是现代假肢仿生设计的重要依据和工具, 文章结合智能多轴膝关节设计实例, 从设计目标、机构设计和控制系统 3 个层次介绍了步态分析在假肢设计中的应用。

关键词 步态分析; 假肢技术; 假肢

中图分类号 R687.5 文献标识码 A 文章编号 1671-5926(2002)20-3000-02

The application of gait analysis on the design of prosthesis WANG Ren-cheng, JIN De-wen. Department of Precisin Instruments, Tsinghua University, Beijing 100084, China

Abstract: Gait analysis is a very important basis and tool to the bio-imitation design of modern prosthesis. A design example, the intelligent multi-shaft knee joint prosthesis, is employed to introduce the application of gait analysis on the design of prosthesis on three respects: from the aim of design, the design of mechanism to control system.

Key words: gait analysis; prosthesis technique; design of knee joint prosthesis

膝关节设计随着科学的进步, 人们生活水平的提高, 不仅要求假肢要具有很好的装饰性, 而且对其运动性能的要求也越来越高, 譬如要求下肢假肢要接近 (模拟) 自然步态, 为截肢者在身心两方面重新返回社会创造条件。尤其是步态分析技术为假肢的仿生设计提供了有效的工具, 下面结合多轴假肢膝关节设计目标函数的获取、机构参数优化、控制系统的设计过程, 介绍步态分析在假肢设计中的应用。

1 设计目标

人体膝关节在屈伸过程中, 两关节面既有滚动又有滑动, 膝关节的瞬心是时变的, 也就是说人在步行过程中, 膝关节“轴心”到踝关节的长度 (小腿长度) 和到髋关节长度 (大腿长度) 是变化的。直接计算步行过程中膝关节的瞬心位置非常困难, 利用基于图像的步态分析系统^[1-2]则很容易, 只要在大腿和小腿上粘贴 3 个不共线的标志点就可以得到膝关节瞬心曲线。在假肢膝关节的实际设计中可以采用身高、体重和年龄相仿的健康人的膝关节瞬心曲线作为参考。除膝关节的瞬心曲线外, 自然步态数据 (如位移/角位移、速度/角速度、加速度/角加速度曲线, 地面反力, 关节力矩等) 对假肢仿生设计也非常重要, 这些参数只有通过步态分析才能得到。可见步态分析是假肢设计目标参数获取的重要途径。

2 机构设计

由于多轴假肢膝关节瞬心是变化的, 可以模仿人体膝关节的瞬心变化规律, 比单轴假肢膝关节更接近正常步态, 因此近年颇受重视。多轴假肢膝关节常见的有 4 杆和 6 杆机构, 下面以图 1 所示的 6 杆机构多轴假肢膝关节设计为例进行说明。

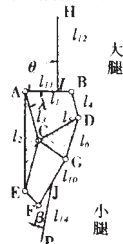


图 1 六杆机构

正常人体踝关节角度在步行过程中是变化的, 增大摆动期脚尖离地间隙, 而假肢踝关节在摆动期是固定的。为此, 在

基金项目: 国家 863 计划资助项目 (2001AA320601) 和高等学校博士学科点专项科研基金 (20010003060)

作者简介: 王人成 (1966—), 男, 黑龙江海伦人, 副教授, 博士, 中国康复医学会康复医学工程专业委员会委员兼秘书, 研究方向为康复工程。

设计中将踝关节的理想值定为调整后的正常步态踝关节轨迹, 以保证摆动时有足够的离地间隙。根据步态要求, 确定优化原则为: (1) 当髋关节按正常步态的规律运动时, 踝关节的轨迹应最接近正常步态。同时, 6 连杆膝关节形心尽可能接近正常步态的膝关节中心运动轨迹。(2) 在摆动期, 大腿和小腿的摆动规律和正常人的一致。即在图 1 中 JP 与 HI 构件间的相对转角符合正常步态的摆动期运动规律。(3) 当大小腿夹角为 180°时, 即支撑中期, 6 杆机构处于自锁位置。此时 EF 和 FG 处于一直线上。通过对 6 杆机构自锁性分析可以知道, 此时 A、B、C、D 铰链均为瞬停节, 即构件 1、2、3、4 之间均不能相对转动, 因此机构自锁, 并有很好的抗干扰能力^[3]。

2.1 优化目标 各点坐标分别以 x 、 y 及相应下标组成, 如: H 点坐标为 x_H , y_H , 则根据上述要求可建立目标函数 (已知 x_H , y_H): $f = C_1 \sqrt{|\tilde{x}_p - x_p|^2 + |\tilde{y}_p - y_p|^2} + C_2 \sqrt{|\tilde{x}_k - x_k|^2 + |\tilde{y}_k - y_k|^2}$ 其中 x_p , y_p 为由假肢系统求出的踝关节坐标; \tilde{x}_p , \tilde{y}_p 为正常步态踝关节坐标; x_k , y_k 为由假肢系统求出的膝关节坐标; \tilde{x}_k , \tilde{y}_k 为正常步态膝关节坐标; C_1 , C_2 为权重系数, $C_1 + C_2 = 1$, (公式 1)。

2.2 设计变量 如图 1 所示, 6 杆机构杆 $l_1 \sim l_{10}$ 共 10 个杆长设计参数。大腿固结于 AB 杆上的位置是可调整的, 其位置可用固结点 I 距 A 点的位置 l_{11} 、HI 的长度 l_{12} 及 HI 与 AB 的夹角 θ 三者来表示。同样, 小腿上也有 3 个可调整参数。 l_{13} : 固结点 J 距 F 的距离, l_{14} : JP 的长度, 及 β : JP 与 FG 的夹角。因此, 整个假肢系统从 HIAB 到 FGJP 构件, 共有 16 个设计参数。即 $L = [l_1, l_2, \dots, l_{14}, \theta, \beta]^T$ 。于是, A ~ G, J, P 等各点坐标可用杆长、固结角度及髋关节坐标表示。

2.3 约束条件 (1) 自锁条件:

$$\frac{y_E - y_F}{x_E - x_F} = \pm \frac{y_F - y_G}{x_F - x_G} \left| \frac{y_I - y_H}{x_I - x_H} = \frac{y_P - y_J}{x_P - x_J} \right. \quad (\text{公式 2})$$

(2) HI、JP 夹角, 可通过二者斜率相同来表示。即令:

$$\pi - \tan^{-1} \left(\frac{y_I - y_H}{x_I - x_H} \right) + \tan^{-1} \left(\frac{y_P - y_J}{x_P - x_J} \right) = \tilde{\theta}_{knee} \quad (\text{公式 3})$$

其中 $\tilde{\theta}_{knee}$ 为正常人的膝关节角度, 可根据实验数据得出。

(3) 各杆长度的限制: $l_{imin} < l_i \leq l_{imax} (i = 1, 2, \dots, 14)$ (公式 4)

(4) 运动范围的限制: 膝关节运动起来以后, 前后方向也应限制在一定范围之内, 在 x 、 y 方向上可表述为如下不等式约束:

$$(x_A, x_B, x_C, x_D, x_E, x_F, x_G)_{max} - (x_A, x_B, x_C, x_D, x_E, x_F, x_G)_{min} \leq \text{MaxX} \quad (\text{公式 5})$$

(下转第 3019 页)

阳性细胞仍有增加,阳性细胞率明显高于 Bax。在对照组中,Bcl-2 和 Bax 两种阳性细胞均较明显,但在各时期,Bax 阳性细胞明显多于 Bcl-2。

组别	Bcl-2			Bax		
	3	7	14	3	7	14
治疗组	20	60*	85*	15*	30*	50*
对照组	19	23	31	78**	80**	82**

注:与对照组相比* $P < 0.01$,与同组中 Bcl-2 相比** $P < 0.01$

3 讨论

膝关节退行性变是由于年龄增长、机体衰退、软骨细胞数量减少以及代谢活力下降,不能产生能够维持正常需要的胶原及基质等原因造成的软骨、软骨下骨及滑膜等组织的病理改变^[3-4]。据有关研究显示,膝关节退行性变,可分为软骨破坏型(6%)、滑膜炎型(6%)、游离体型(31%)、半月板型(17%),对较严重病例以往多采用手术清理治疗,但切口长、创伤大、术后疼痛、创伤反应大、易造成感染、粘连等并发症。本实验制作的滑膜炎型膝关节退行性变模型虽不能完全代表该病理改变的全部发生发展过程,但通过盐酸稀释液对软骨的破坏和滑膜的损伤基本能够体现其病理特点。能够为研究骨关节退行性变提供一定的基础。用中药成分制成的康复膏治疗该病的结果证明效果是明显的,制剂中的具有抗感染、收敛、减少组织反应和增强血液循环等功能,加之对关节无任何损伤作用,作用可靠安全,但其作用机制还需进一步深入研究。

骨关节的退行性变的基本特点是包括关节内软骨及滑膜等组织和细胞减少和破坏,以至关节功能的障碍。研究资料显

示,组织细胞的正常形态和功能是在其相对稳定的状态下得以维持的。衰老是一系列基因激活与抑制及其产物的复杂作用的结果。DNA 的损伤与修复功能,氧自由基的损伤等使细胞的增殖与凋亡的平衡被打破,由此引起的细胞凋亡与关节退行性变有着密切的关系^[5]。而细胞凋亡的发生发展是受众多凋亡和抑制凋亡基因的调控下进行的。实验中发现,代表细胞存活和抑制凋亡基因 Bcl-2 的表达在应用康复膏后均呈较高水平,明显高于对照组,代表凋亡的 Bax 基因的表达明显少于对照组,同组中 Bcl-2 的表达与 Bax 相比,前者强于后者。在对照组,Bax 的表达强于 Bcl-2。该结果提示,用康复膏治疗的动物滑膜组织中抑制凋亡的能力增强,可以减少组织细胞的凋亡和破坏,对膝关节退行性变的康复治疗有效。中医中药在许多老年病和康复疾病中的作用是明显的,但其作用机制并不清楚,我们的实验结果表明,中药制剂发挥作用可能与调整相关基因的表达起到康复治疗效果,但详细资料还需进一步的深入研究。

参考文献:

[1] 杨琳. 生物活性因子在周围神经损伤修复中的应用[J]. 现代康复, 2000, 4(10):1458-1459.
[2] BAO WL, LU SD, WANG H, et al. Intraventricular vascular endothelial growth factor antibody increases infarct volume following transient cerebral ischemia[J]. Chung Kuo You Li Hsueh Pao, 1999, 20(4): 313-318.
[3] OGILVIE HARRIS DJ, FITSIALOS DP. Arthroscopic management of the degenerative knee[J]. Arthroscopy, 1991, 7(2): 151-157.
[4] 王梅,于长隆. 老年骨性关节炎[J]. 中国临床康复, 2002, 6(1): 25-27.
[5] 熊长云,张祖传. 细胞凋亡[J]. 生命科学, 1999, 11(增刊): 37-41.
(收稿日期: 2002-05-28) (编辑: 王锡权)

(上接第 3000 页)

$$(x_A, x_B, x_C, x_D, x_E, x_F, x_G) \max - (x_A, x_B, x_C, x_D, x_E, x_F, x_G) \min \leq \text{MaxY} \quad (\text{公式 } 6)$$

2.4 优化结果 将通过步态分析得到的正常步态 1 个周期内髌、膝、踝关节运动的位移曲线作为膝关节机构设计的模拟对象,优化出的机构所产生的踝关节运动轨迹和理想踝关节运动轨迹如图 2a 所示,膝关节运动中心轨迹和理想膝关节运动轨迹对比如图 2b 所示。后者误差较大是因为目标函数式(1)中权重系数 C_2 取值较小的缘故。从图 2b 可以看到,较大误差发生在支撑期,这和假肢膝关节不能很好模拟正常人下肢的弯曲承重性能有很大关系。正常人下肢在支撑期一般可以在 $165^{\circ} \sim 180^{\circ}$ 弯曲承重,而很多假肢不可弯曲承重,文内所设计假肢可在 $174.45^{\circ} \sim 180^{\circ}$ 弯曲承重。

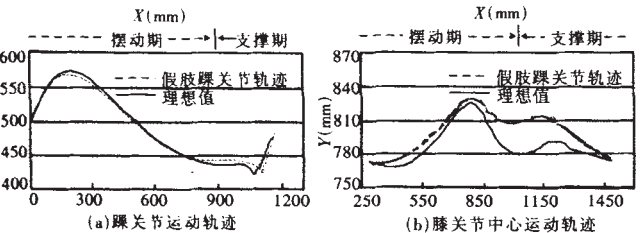


图 2 膝关节机构产生的运动轨迹与理想值的比较

3 控制系统

在 1 个步态周期内,膝关节力矩是变化的,它是时间或膝屈角的函数,而且这种函数关系随步速、路况以及患者的生理参数而变化。因此对关节力矩的控制是提高假肢性能,改善步态的关键。通过对各种路况下 A、B、C、D、E 和 F 轴控制力矩的分析计算,得知 F 轴在整个步态周期中施加力矩绝对值最小,因此在 F 轴上设计了一个力矩控制装置。膝关节控制力矩由助

伸弹簧和变力矩摩擦离合器实现,弹簧两端分别固定在所选控制轴 F 的两构件 9 和 10 上。膝关节的力矩曲线可以通过将步态分析得到的各关节运动轨迹代入人体生物力学模型计算得到,在不同路况下膝关节摆动期的力矩曲线见图 3。

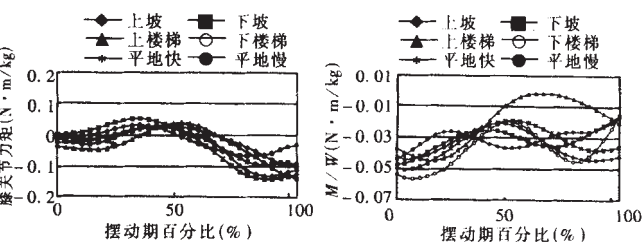


图 3 摩擦离合器应提供的力矩

结合图 1 可以计算出 F 轴摩擦离合器应提供的力矩。只要将不同路况下摩擦离合器对应的力矩映射成控制系统的驱动函数,将这些固定力矩模式存储于控制器中,由路况的变化触发相应模式,控制系统释放相应的阻尼力矩,假肢就可以模仿健康人的步态,适应环境的变化。

实际上由于建立很难建立准确的阻尼器模型,在实现时,主要还是先设定一个大致的初始值,然后通过步态分析试验,逐步修正控制系统的驱动矩阵,使输出的步态接近于正常步态。

参考文献:

[1] 王人成,黄昌华,金德闻,等. 低成本实现人体运动图像实时检测[J]. 现代康复, 2000, 4(5): 662-663.
[2] 金德闻,张济川. 康复工程学的研究与发展[J]. 现代康复, 2000, 4(5): 643-645.
[3] 张瑞红,金德闻,张济川. 多杆机构瞬停节分析及应用[J]. 清华大学学报(自然科学版), 2000, 40(4): 39-42.

(收稿日期: 2002-08-30) (编辑: 申卫平 刘 颖)