

文章编号:1004-7220(2009)01-0107-05

四连杆膝关节运动学性能仿真软件的实现

尚 昆, 沈力行, 赵改平, 喻洪流, 丁 皓, 郭 丹
(上海理工大学 生物力学与康复工程研究所, 上海 200093)

摘要: 目的 实现四连杆膝关节假肢的运动瞬心轨迹的仿真并建立稳定性分析系统。方法 建立四连杆膝关节假肢瞬心轨迹与稳定性模型,通过 Labview 软件仿真假肢运动特性。结果 该软件以动画的形式显示四连杆膝关节瞬心轨迹,计算出脚尖离地和脚跟着地的 x/y 值,即髋关节保持稳定所需力矩,并保存相关数据,与实物实验测得的数据比较,软件准确描述四连杆运动瞬心轨迹和稳定性。结论 测试结果表明:通过设计参数,该系统能够动态仿真四连杆膝关节瞬心轨迹的变化,并结合稳定性参数,为四连杆假肢膝关节设计与评价提供了客观依据。

关键词: 四连杆膝关节;瞬心轨迹;仿真系统

中图分类号: R318.17;TP391.9 文献标志码: A

Realization of kinematics simulation software for four-bar artificial limb knees

SHANG Kun, SHEN Li-xing, ZHAO Gai-ping, YU Hong-liu, DING Hao, GUO Dan.

(Institute of Biomechanics and Rehabilitative Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: Objective To simulate the instantaneous central trajectory of four-bar artificial knee joint and to analyze the stability of the system. **Method** By establishing a model for the instantaneous center trajectory and the stability of four-bar artificial limb knee, a simulation software package was developed based on LabView programming platform. **Result** The dynamic trajectory of the instantaneous center of four-bar artificial knee joint was simulated in the developed software system, showed in animation, and calculated the value of x/y , i.e. the value of the hip torque needed to maintain the body's stability, and saved the relevant data. Compared to actual data, the software could accurately describe the instantaneous center of four-bar artificial knee joint. **Conclusions** Preliminary test results showed that the developed software system was able to provide both visual display and numerical results of the instantaneous central trajectory of four-bar artificial knee joint and its stability. These would help engineers and clinicians in the design and optimization of four-bar artificial knee joint mechanisms.

Key words: Four-bar artificial knee joint; Instantaneous central trajectory; Simulation system

目前我国有下肢残缺者 64 万人左右^[1]。拄拐和轮椅使残疾人丧失了基本的活动能力,也给社会带来了很大的负担。人工腿(假腿)可以帮助残疾人恢复一定的活动能力。关于假腿的研究,国内外都已经有了数百年的历史。过去研制和生产的人工

腿由于受到技术条件的限制,截肢者装上简陋的人工腿后步态极不自然,行走相当吃力。而到了上世纪 70 年代中期,由于世界工业技术水平整体突飞猛进,人工腿的研制才取得了极大进展。

在人工腿中,研究比较广泛的是膝关节。在膝

收稿日期:2007-05-10;修回日期:2007-08-27

基金项目:上海市重点学科建设资助项目(No. T0502)

作者简介:尚昆(1982-),男,研究方向:康复工程及器械。

通信作者:沈力行(1947-),男,研究生导师,E-mail: shenlx0321@yahoo.com.cn。

关节构造上主要经历了单轴、多轴膝关节以及仿生膝关节。现在市场上普遍使用的是四连杆膝关节,因为其可变的瞬时转动中心,使得基于这种假腿运动的步态更接近人体正常步态,而其动力学特性使得这种膝关节在稳定性和灵活性取得了较好的统一,解决了一直以来单轴膝关节灵活性有余而稳定性不足的问题。但是,四连杆膝关节设计参数如何设置才能得到预期的瞬心轨迹和稳定性,目前国内外已经有专家深入研究这个问题,并建立了瞬心轨迹和稳定性模型,为研究人员设计四连杆膝关节提供了理论基础。如 Radcliffe^[2]建立了四连杆膝关节瞬心轨迹与稳定性能的数学模型,研究了瞬心轨迹对稳定性的影响,并对市场上四连杆膝关节的主流产品进行了步态分析;张培玉等^[3]分别推导了单轴与多轴膝关节的稳定性模型,并将两者的稳定性进行比较,也就瞬心轨迹对稳定性的影响进行了简单的描述。但是,这些抽象的数学模型,缺乏直观性,研究人员进行设计时往往采用经典参数来作为设计参数,这样也就造成了个性化差,步态单调的缺点。所以,根据设计参数进行膝关节假肢的步态仿真显得十分迫切,而这项工作在国内外开展的比较少。

本文正是针对这样的问题,通过对四连杆假腿膝关节瞬心轨迹数学模型的推导、膝关节稳定性的分析,利用 labview 软件,在给定设计参数的情况下,仿真假腿膝关节瞬心轨迹的运动状态以及稳定性分析,实现计算机辅助设计(CAD),为设计、评价四连杆膝关节提供客观的依据。

1 四连杆膝关节机构

人腿膝关节结构如图1所示,由股骨内外侧髁、胫骨平台、髌骨、前后交叉的 ACL 韧带和 PCL 韧带组成^[4]。股骨下端和胫骨上端接触面形状不规则,在屈伸活动中,两表面间既有滚动又有滑动。膝关节水平转动轴曲率中心,即瞬时转动中心(Instantaneous Centre of Rotation, ICR)移动轨迹为J形曲线。

假腿多轴膝关节,大多利用连杆机构,由四根连杆构成的称为四连杆膝关节。四连杆膝关节的 ICR 是前后两连杆的延长线交点,前连杆模拟人腿膝关节的 ACL,后连杆模拟 PCL,上连杆与大腿相连,下连杆与小腿相连^[3]。四连杆膝关节克服了单轴膝关节绕固定轴转动的缺点,转动中心随屈伸角度实

现大范围的上下、前后移动,这就很好的模拟了正常人腿转动的多轴性。在站立相时,膝关节的瞬心升高,稳定性好,在摆动相时,瞬心降低,灵活性好,使得稳定性与灵活性这对矛盾得到缓和。

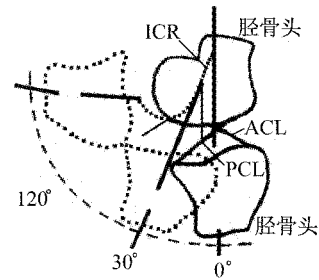


图1 人腿膝关节结构

Fig.1 Structure of human knee joint

2 四连杆膝关节瞬心轨迹

四连杆膝关节的瞬心轨迹是评价该四连杆膝关节好坏的重要标准,越是逼近正常人步态的瞬心轨迹,其性能就越好,机械结构越稳定合理。

下面讨论四连杆机构瞬心轨迹公式,图2所示为四连杆机构 ABCD,其瞬心为 O,以 A 点为参考点建立坐标系,设 O 点坐标为(x, y),根据几何关系有:

$$y = x \tan(\varphi_1 + \theta) \quad (1)$$

$$y = (x - l_4 \cos \theta) \tan(\varphi_3 + \theta) + l_4 \sin \theta \quad (2)$$

联立式(1)、(2)有:

$$x = \frac{l_4 [\sin \theta - \cos \theta \tan(\varphi_3 + \theta)]}{\tan(\varphi_1 + \theta) - \tan(\varphi_3 + \theta)} \quad (3)$$

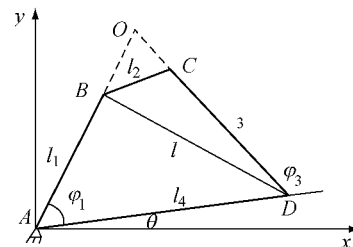


图2 四连杆机构

Fig.2 Four-bar mechanism

式中:

$$\varphi_3 = \pi - \arccos\left(\frac{l^2 + l_3^2 - l_2^2}{2l_3 l}\right) - \arccos\left(\frac{l_1}{l} \sin \varphi_1\right)$$

$$l = \sqrt{l_1^2 + l_4^2 - 2l_1 l_4 \cos \varphi_1}$$

其中: $l_1 \sim l_4$ 分别为连杆长度; φ_1 为后连杆与下连杆的夹角; l 为四连杆机构对角线长度; θ 为下连杆与水平面的夹角; φ_3 为下连杆与前连杆的夹角。

由上面的瞬心轨迹坐标推导可以看出,机构瞬心轨迹是随杆自变量 φ_1 变化的一元函数,这就可以在给定杆的设计参数的前提下,使四连杆机构瞬心轨迹定量的与人体膝关节瞬心轨迹作比较成为可能。

3 四连杆膝关节稳定性

四连杆假腿膝关节的稳定性是影响假腿可用性的重要标准。膝关节的稳定性指的是人体步态站立相(从脚跟着地到脚尖离地)的稳定性,随着膝关节运动角度的不同,稳定性也发生着变化,下面讨论四连杆膝关节的稳定性,并与单轴膝关节进行比较^[4-9]。

3.1 单轴膝关节受力分析

图3中, P 、 S 是假腿承重的载荷, M_h 是截肢侧的髌关节的伸力矩, M_k 是膝关节刹车装置提供的阻尼矩, L 为髌关节至脚底的距离, x 为瞬心到髌脚跟载荷线的距离, y 为瞬心到脚跟受力点的距离。

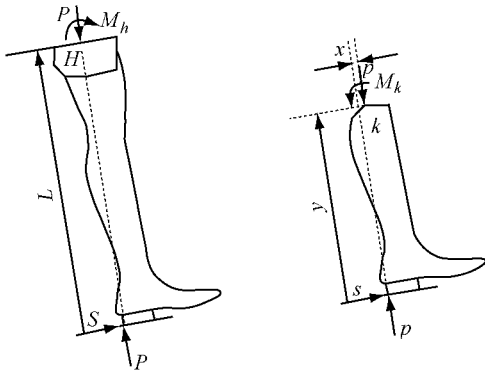


图3 单轴膝关节受力分析图
 Fig.3 Force vector diagram of single-bar artificial limb knee

$$\begin{aligned} &\text{对髌关节取矩} \\ &-M_h + SL = 0 \end{aligned} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} &\text{对膝关节取矩} \\ &Sy - Px + M_k = 0 \end{aligned} \quad (5)$$

联立方程(4)和(5)有

$$M_h = \frac{L}{y}(Px - M_k) \quad (6)$$

如果没有阻尼装置提供膝关节力矩,即 $M_k = 0$ 的情况下,仅由膝关节结构提供稳定性的情况是:

$$M_h = PL \cdot x/y \quad (7)$$

3.2 四连杆膝关节受力分析

图4中, M_h 为髌关节力矩, M_k 是膝关节阻尼矩, P 、 S 是假腿承重的载荷, R_{11} 、 R_{12} 、 R_2 为连杆所受的力, a 为后连杆与小腿铰接点到脚跟在线方向上的距离, x 为瞬心到髌脚跟载荷线的距离, l 为后连杆的长度, α 为后连杆与载荷线的夹角, L 为髌关节至脚底的距离。

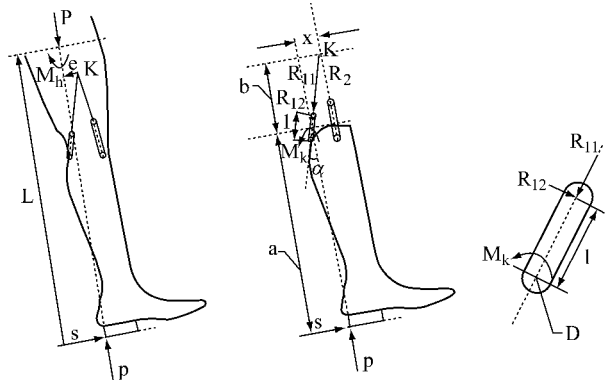


图4 四连杆膝关节受力分析图
 Fig.4 Force vector diagram of four-bar artificial limb knee

$$\begin{aligned} &\text{对髌关节取矩} \\ &SL - M_h = 0 \end{aligned} \quad (8)$$

$$\begin{aligned} &\text{对膝关节 } K \text{ 取矩} \\ &R_{12} \left(\frac{b}{\cos \alpha} - 1 \right) + S(b + a) - Px = 0 \end{aligned} \quad (9)$$

$$\begin{aligned} &\text{对 } D \text{ 点取矩} \\ &M_k - R_{12}l = 0 \end{aligned} \quad (10)$$

联立方程(8)、(9)、(10),得

$$M_h = \left(Px + M_k - M_k b / \frac{l}{\cos \alpha} \right) L(a + b) \quad (11)$$

如果没有阻尼装置提供膝关节力矩, $M_k = 0$ 的情况下,仅仅由关节结构提供稳定性的情况:

$$M_h = PxL / (a + b) \quad (12)$$

令 $y = a + b$,代入上式,得

$$M_h = PL \cdot x/y \quad (13)$$

式(13)与单轴膝关节稳定性方程(7)相比较,可以看出装配假腿,残肢端所需得髌关节力矩都能够用简单方程(13)来估算。

下面来估计单轴关节与多轴关节产品的稳定性(多轴关节产品选择 Hosmer Spectrum 4-bar)。

脚跟触地:

Hosmer Spectrum 4-bar

$$x/y = -4/624 = -0.006$$

典型单轴膝关节

$$x/y = 32/497 = 0.064$$

脚尖刚离地:

Hosmer Spectrum 4-bar

$$x/y = 48/634 = 0.076$$

典型单轴膝关节

$$x/y = 42/504 = 0.095$$

上述计算结果中,负值意味着不需要髌部力矩就可以保持稳定,而正值则需要施加髌部力矩来增加膝关节的稳定性。可以看出,在脚跟触地时,四连杆不需要任何髌部力矩,而且在脚尖离地瞬时,四连杆机构所需髌部力矩较单轴膝关节的优势也很明显。

下面讨论摆动的灵活性,在整个膝关节摆动的过程中,膝下假腿的转动惯量按下式计算:

$$J = J_c + ml^2 \quad (14)$$

式中: J_c 为下肢假腿对其质心的转动惯量, J 为与过质心轴平行的相距为 l 的平行旋转轴的转动惯量。由于 J_c 为常数,而摆动的过程中,随着瞬心的降低, l 不断变小, J_c 也减小,故膝关节更加灵活。

4 四连杆仿生膝关节仿真软件实现

在研发四连杆仿生膝关节的过程中,其瞬心轨迹、稳定性、步态等多项膝关节指标都是研发人员关心的,膝关节仿真软件,若能定性定量的显现这些指标,无疑为研究提供了极大的便利,本文以这样的需求出发,基于 Labview (Laboratory Virtual instrument Engineering) 图形化编程环境,设计四连杆膝关节的仿真软件。Labview 是一种图形化的编程语言,又称为“G”语言。使用该语言编程时,基本上不写程序代码,取而代之的是流程图或框图^[10,11]。

本程序其主要的內容如下:

(1) 准确描绘所给四连杆膝关节参数的瞬心轨迹,并以动画形式与操作者交互;

(2) 提供站立相稳定性的定量分析,基于方程 $M_h = PL \cdot xy$, M_h 为髌关节保持稳定所需提供的力

矩,由于 P 、 L 属于常量,程序提供站立相脚跟着地与脚尖离地的 x/y 比值,就可以分析四连杆机构的稳定性;

(3) 瞬心轨迹数据存储(见图5)

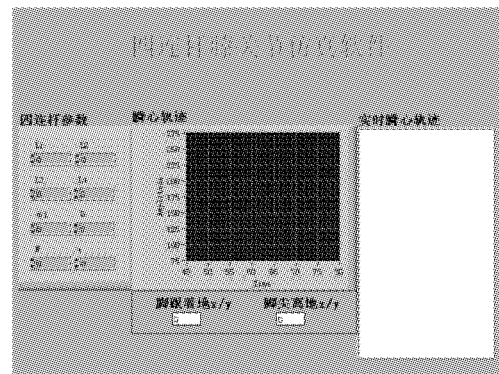


图5 四连杆膝关节仿真软件界面

Fig.5 Interface of simulation program

程序左边为四连杆膝关节参数输入, l_1 、 l_2 、 l_3 、 l_4 为4个连杆的长度, φ_1 为左连杆与下连杆的夹角, θ 为下连杆与水平面的夹角, t 为 φ_1 改变 1° 的时间间隔, N 为单位运动的数量;程序中间绘图窗口,显示瞬心轨迹;右边动画实时描绘瞬心轨迹;而脚跟着地与脚尖离地的 x/y 比值在下方控件中输出。

图6为笔者实验室研制的四连杆假肢膝关节,其设计参数分别为: $A = 54$ mm, $B = 22$ mm, $C = 42$ mm, $D = 21$ mm, $\alpha = 5^\circ$, $\beta = 85^\circ$ 。

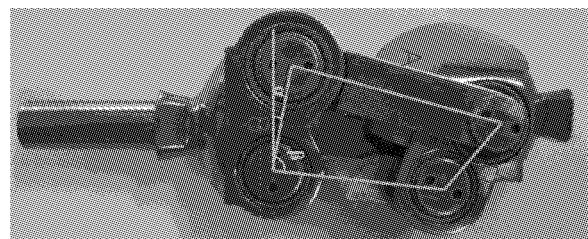


图6 四连杆膝关节

Fig.6 Four-bar artificial limb knee

将各设计参数输入到软件中,得到如图7的仿真结果。

程序结果直观地显示了该假肢膝关节的瞬心轨迹,脚跟着地、脚尖离地的 x/y 数值,如前所述,该比值与常数的乘积即为所需髌部力矩的数值,并且与实际情况相符,为研究人员设计与评价四连杆假腿

膝关节提供了依据,极大的方便了研究工作。

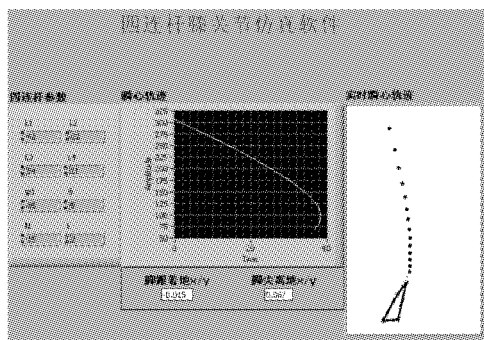


图7 程序仿真膝关节运动

Fig.7 Program simulates locomotion of four-bar artificial limb knee

5 讨论

本文研究讨论的四连杆膝关节机构主要是针对其瞬心轨迹,稳定性两个方面,能够根据设计参数进行仿真,实验证明了仿真结果与实际相符,为假肢膝关节的设计与评价提供了便利,但是软件缺乏根据已知步态数据得到相应设计参数的功能,该功能在实际设计过程中,尤其是截肢者的个性化设计很有意义。在人体运动过程中,有很多因素影响膝关节,从而影响步态的稳定性、灵活性,如国内的何毓珏^[13]等人就研究了膝关节三维模型与髌股动力学特性关系,构造出了有效的膝关节三维模型,为四连杆走向仿生性提供了理论依据;张培玉等^[3]提出了相对稳定性和稳定协调区的概念,并导出了承重稳定裕度角,较好的评价了多轴膝关节的稳定性和相对稳定性;髌关节、踝关节、脚板、假肢接受腔对四连杆假肢膝关节运动步态有着不同程度的影响^[14]。膝关节软件的设计应向多样化发展,膝关节指标还有很多,未来的工作可以在多方面开展,更加全面地反映膝关节性能的好坏,为研究膝关节工作提供更多的便利。

6 结语

膝关节假腿的瞬心轨迹是影响假腿质量的重要参数,研究人员不断追求逼近健康人步态的瞬心轨迹。四连杆膝关节不仅具有人体膝关节的运动特性,而且易于智能驱动装置的应用和机械加工实现,

所以,自上世纪70年代至今假肢膝关节大多为四连杆结构^[12]。为了给研究人员提供直观、方便的工具,基于四连杆膝关节的仿真软件,对四连杆假肢膝关节的分析和设计具有现实意义。本文开发的程序基本完成了对四连杆膝关节瞬心轨迹的准确分析,运动动画显示,数据保存,并得到脚尖离地和脚跟着地的 x/y 值,为描述四连杆机构的稳定性提供依据。

参考文献:

- [1] 乔新生,许晓鸣. 低成本下肢假肢的开发与为残疾人服务的实现[J]. 中国康复理论与实践,2004,10(9):566-567.
- [2] Radcliffe C W, Deg M S, Professor M E. Biomechanics of Knee Stability Control with Four-Bar Prosthetic Knees// [C]. ISPO Australia Annual Meeting Melbourne, Australia, 2003, 11.
- [3] 张培玉,金德闻. 多轴膝关节假肢稳定性的分析[J]. 中国康复医学杂志,1998,13(1):18-20.
- [4] James W, Stuart H. Technical Note: Beyond the four-bar knee [J]. Journal of prosthetics and orthotics, 1998, 10 (3):77-80.
- [5] Radcliffe C W. Four-bar linkage prosthetic knee mechanism. Prosthetics and Orthotics International, 1994.
- [6] 张培玉,金德闻. 膝上假肢稳定性与运动学功能的评价[J]. 清华大学学报(自然科学版), 1998(8):1-4.
- [7] 王斌锐,许宏. 双足机器人四连杆仿生膝关节的研究[J]. 机械设计,2006,23(7):13-15.
- [8] Nakagawa A. Intelligent knee mechanism and the possibility to apply the principle to the other joints// [C]. Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1998,20(5):2282-2287.
- [9] 杨建坤,季林红,王人成,等. 四杆机构膝关节控制力矩分析[J]. 中国康复理论与实践,2004,10(5):264-265.
- [10] 张微,晏康. 基于 Labview 的虚拟仪器技术及其应用[J]. 中国科技信息,2006,8:209-210.
- [11] 杨乐平,李海涛,杨磊. LABVIEW 程序设计与应用[M]. 2版. 北京:电子工业出版社,2005:1-30.
- [12] 谭冠政,吴立明. 国内外人工腿(假肢)研究的进展及发展趋势[J]. 机器人,2001,23:91-96.
- [13] 何毓珏,尚鹏. 基于膝关节三维模型的髌股关节动力学特性研究[J]. 医用生物力学. 2005,20(4):216-221.
- [14] 金磊,刘宇. 短跑运动中下肢环节间相互动力学分析[J]. 医用生物力学. 2008,23(3):193-201.