

下肢康复用并联式外骨骼膝关节的设计^①

印 松^② 殷跃红

(上海交通大学机器人研究所 上海 200240)

摘 要 提出了下肢瘫痪病人康复用并联式外骨骼膝关节的设计方法。通过分析传统单自由度转动副和多连杆机构的不足,采用平面二自由度并联机构对膝关节外骨骼化,以提高外骨骼膝关节的仿生性和通用性,并提出了该机构辅助人体膝关节进行康复训练的实施方案。在运动学分析的基础上,以满足人体正常行走时膝关节的运动范围要求和提高机构运动学性能为目标进行了结构参数优化设计。初步分析表明,该机构用于下肢瘫痪病人康复训练时具有仿生性高和通用性强的特点。

关键词 外骨骼,平面并联机构,康复设备,膝关节

0 引 言

外骨骼机器人(exoskeleton robot)是一种可穿戴机器人,用以增强人的体能、实现瘫痪病人的康复训练以及辅助人进行各种操作等。近年来,各国科研人员对外骨骼机器人进行了广泛研究,以期能在增强人的体能和耐久力以及瘫痪病人的康复训练等方面得到应用。Pratt 等人开发的 RoboKnee 外骨骼机器人能够辅助人体在负载的情况下攀爬楼梯^[1]。伯克利机器人实验室开发了一种称为 BLEEX 的外骨骼机器人,它能够全面增强人体机能,保障士兵在重负载下的正常行走^[2]。南洋理工大学的罗教授等人开发了一套具有内、外两层结构的下肢外骨骼机器人实验样机,并以此为基础开展了一系列的研究工作^[3-5]。第一款商业化外骨骼机器人是日本筑波大学开发的 HAL 机器人,它能够帮助老年人和伤残人士进行正常行走和攀爬楼梯^[6]。同样投入市场应用的有瑞士 Hocoma 公司研制的 LOKOMAT,它基于踏步机实现,并通过重力匹配系统平衡掉一部分人体重量^[7]。

膝关节是人体下肢重要且结构复杂的关节系统。一方面人体膝关节参考点的位置随着弯曲角度的变化而变化,另一方面,不同的个体,其膝关节的尺寸也不相同,这就要求外骨骼膝关节的转动中心能实时改变位置,并能方便调节以适应不同尺寸个体的需求。已有外骨骼机器人的膝关节大都被简单

地处理成单自由度的转动副结构^[1-3,6,7]。这种结构的膝关节的转动中心固定,仿生性较差,难以提供一个自然的人机交互界面。王斌锐等人提出一种由四连杆机构组成,采用智能 MR 阻尼器控制的多轴仿生膝关节机构^[8]。由于该机构能在运动时改变其瞬时转动中心,与膝关节运动相仿,因此具有较高的仿生性。但该机构结构固定,针对不同个体不能实现方便调节,通用性较差。

从关节运动的原理来看,肌肉群共同作用牵引骨骼产生运动,因此采用并联结构式的外骨骼关节具有一定的仿生意义。目前,针对并联式外骨骼机器人的研究很少。德国 Hommel 教授所在研究小组尝试采用并联机构对髋关节外骨骼化,以期用更加紧凑可行的方式实现髋关节的多自由度运动^[9,10]。但是这种机构结构非常复杂,工程上难以实现。本文通过机构的结构选型及参数优化设计为人体下肢康复训练用外骨骼机器人设计了一套简单的并联式膝关节机构,以提高外骨骼膝关节的仿生性和能用性。

1 机构选型

传统的外骨骼膝关节大多采用图 1 所示的单自由度转动副,这种关节虽然结构简单,但是其仿生性较差,不能充分反映膝关节的运动情况。具有可变瞬心的多连杆机构虽然具有很好的仿生性,但是它不能够实现调节以满足不同尺寸个体的需要,因此

① 863 计划(2006AA04Z240)资助项目。

② 男,1979 年生,博士;研究方向:并联机器人理论;联系人,E-mail: syin@sjtu.edu.cn
(收稿日期:2008-09-09)

通用性较差。本文提出采用具有多个自由度的并联机构来实现膝关节的外骨骼化,以提高其仿生性和通用性。

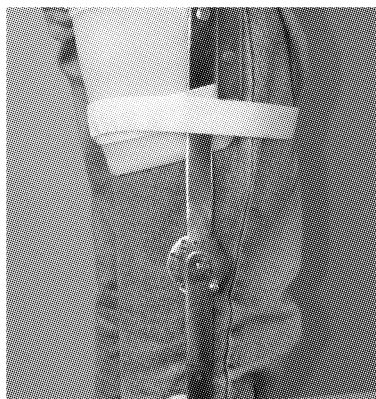


图 1 单自由度转动副式外骨骼膝关节

并联机构种类繁多,既有 2 自由度的平面并联机构,也有 6 自由度的完全并联机构 (fully-parallel mechanisms)。虽然具有空间 6 个自由度的 Stewart 平台型完全并联机构能够满足膝关节对自由度的要求,但是由于受到人体约束的影响,这种机构结构复杂,重量较大,具有过多的冗余自由度,且难以实现。因此应该选取一套简单可行的并联机构来模拟膝关节的运动。

人体膝关节由股骨内外髌、胫骨平台、髌骨、前后交叉的十字韧带等组成。人体行走时,股骨与胫骨做相对滑动和滚动,可将其视为平面上的运动,因此可选用具有平面运动能力的并联机构来实现,包括平面二自由度和平面三自由度并联机构。典型的平面三自由度并联机构如图 2 所示。该机构可以实现平面上三个自由度的运动,即两个移动和一个转动自由度。

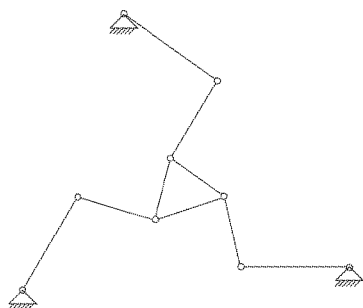


图 2 平面三自由度并联机构

从功能上讲,平面三自由度并联机构能够实现变中心的转动运动,因而能够满足膝关节的运动要求。但是对于外骨骼膝关节来说,其结构仍较为复

杂,驱动件及其它构件较多,因而不利于减小设备的体积和重量,且设计和驱动也有一定难度。

考虑图 3 所示的包括 4 个活动构件和 5 个低副的平面机构。根据平面机构的自由度计算公式

$$f = 3n - 2P_L - P_H = 3 \times 4 - 2 \times 5 - 0 = 2$$

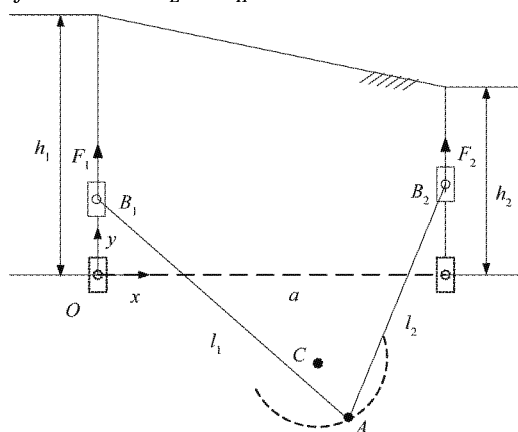


图 3 平面二自由度并联机构

该机构具有平面上的两个平移自由度,在两个主动关节 B_1, B_2 的驱动下,机构位置可完全确定。与具有固定转动中心的转动副不同,该并联机构在其工作空间内可按任意指定路径运动(图 3 中虚线为一条绕 C 点转动的轨迹),因而具有模拟平面复杂运动的能力。同时,其驱动器数仅为 2,活动构件数为 4,因此有利于减轻设备的总重量,是一种较为理想的并联式外骨骼膝关节机构。该机构用以辅助膝关节进行康复训练的实施方案如图 4 所示。

在图 4 中,根据人体步态计算主动件 B_1, B_2 的位置信息,在 B_1, B_2 的驱动下,小腿上的 A 点沿小腿屈伸时的轨迹运动,带动膝关节产生相应动作,因此平面二自由度并联机构代替人体肌肉群,牵引小腿运动从而实现辅助膝关节进行康复训练的目的。

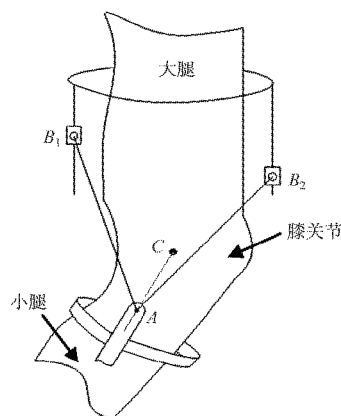


图 4 并联式膝关节实施方案

2 机构运动学分析

对于布局形式如图 3 所示的平面二自由度并联机构,建立参考坐标系 Oxy 。相对该坐标系,点 A, B_1, B_2 分别表示为 $A(x, y), B_1(x_1, y_1), B_2(x_2, y_2)$, 其中, $x_1 = 0, x_2 = a$ 。

根据空间两点的距离公式,机构在工作空间任意点处,满足关系式

$$l_i^2 = (x - x_i)^2 + (y - y_i)^2 \quad (i = 1, 2) \quad (1)$$

由上式,机构位置反解为

$$\begin{cases} y_1 = y \pm \sqrt{l_1^2 - (x - x_1)^2} \\ \quad = y \pm \sqrt{l_1^2 - x^2} \\ y_2 = y \pm \sqrt{l_2^2 - (x - x_2)^2} \\ \quad = y \pm \sqrt{l_2^2 - (a - x)^2} \end{cases} \quad (2)$$

机构反解多解,对于图 3 所示的布局形式,上式取“+”号。

将式(1)所表示的两个运动方程相减得

$$x = py + s + t \quad (3)$$

其中:

$$p = \frac{y_1 - y_2}{a}, s = \frac{l_1^2 - l_2^2 + a^2}{2a}, t = \frac{y_2^2 - y_1^2}{2a}$$

将式(3)代入式(1)求解,可得

$$y = \frac{-(s+t)p - y_1}{(p^2 + 1)} \pm \frac{\sqrt{[(s+t)p - y_1]^2 - (p^2 + 1)[(s+t)^2 + y_1^2 - l_1^2]}}{(p^2 + 1)} \quad (4)$$

式(3), (4)即为机构位置正解。与复杂并联机构不同,由于能得到 A 点坐标的解析解,因此可通过检测主动件的位移值,准确计算出 A 点的当前位姿,从而实现机构的有效控制。

对式(2)两端求导,可得机构输入速度与输出速度的关系为

$$\begin{bmatrix} \sqrt{l_1^2 - u^2} & 0 \\ 0 & \sqrt{l_2^2 - (a - u)^2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{s}_1 \\ \dot{s}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -u & \sqrt{l_1^2 - u^2} \\ a - u & \sqrt{l_2^2 - (a - u)^2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{u} \\ \dot{v} \end{bmatrix} \quad (5)$$

3 结构参数优化设计

在对并联式外骨骼膝关节进行参数优化设计

时,应考虑以下三个方面的内容:

(1) 能满足工作空间的要求,即模拟膝关节运动时,保证小腿上 A 点的运动轨迹在其工作空间范围内。

(2) 能实现一定范围内可调。已有的各种外骨骼机器人或不可调,或需手动进行调节,如果外骨骼膝关节机构可自动调节就能在一定范围内满足不同个体的需要,而不必进行定制。

(3) 机构能具有良好的运动学性能。在奇异或病态位姿点,并联机构不可控或运动不可实现。由于外骨骼机器人直接与人体相连,不合理的结构设计可能会对人体造成损害,因此机构的安全性特别重要,提出所设计的并联式外骨骼膝关节在其工作空间内应具有良好的运动学性能,不会出现奇异位姿点。

条款 1, 2 与工作空间有关,要求机构有足够大的工作空间。条款 3 要求机构应具有良好的运动学性能。尽管雅可比矩阵的行列式可用来搜寻工作空间中的奇异点,但它并不能很好地表达机构当前位姿的运动学性能。机构运动学性能通常采用条件指数(conditioning index)来表示^[11,12],其大小可描述机构接近奇异位姿点的程度。条件指数定义为 $\mu = \frac{1}{k}$, $0 \leq \mu \leq 1$, 其中, k 为雅可比矩阵的条件数。

为了考察机构在整个工作空间中的性能,可以采用全局灵活度指标(global dexterity index)^[10]:

$$\epsilon = \frac{\int_V \mu dV}{V}$$

其中, V 为机构工作空间的面积。

据此,建立机构优化设计目标函数为

$$\text{Maximize } f(t) = \min_{i \in V} (w\mu_i + (1 - w)\epsilon), \quad t \in U \quad (6)$$

其中, t 为设计参数, C 为工作空间, U 为参数空间, w 为权值。

为了便于设备的安装,假定两驱动件与大腿平行,则设计参数包括(参见图 2):

跨度: a

主动件行程: h_1, h_2

连杆长度: l_1, l_2

对人体正常行走时膝关节的运动进行检测,并绘制曲线于图 5。图中横坐标为膝关节转动角度,纵坐标为小腿上一点相对膝关节参考点的距离。从图中可以看出,膝关节并非做简单的回转运动。

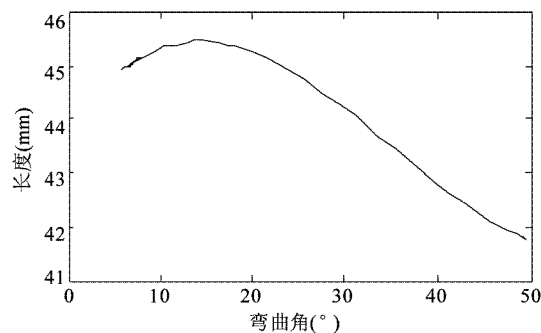


图 5 人体正常行走时膝关节运动曲线

为了得到机构的结构参数以模拟膝关节的运动,现借助于作图法进行求解,其操作方法如图 6 所示。图中曲线 A_1A_1' 即为小腿上某点相对膝关节的轨迹, C_1 为膝关节参考点,且为 B_1B_2 的中点(将膝关节视为前后对称)。为了得到包含曲线 AA' 的工作空间,且避开机构的奇异位姿点,令

$$\begin{cases} l_1 = A_1B_1 = \sqrt{A_1C_1^2 + (a/2)^2} \\ l_2 = A_1'B_2 \\ \quad = \sqrt{(A_1'C_1\cos\alpha + a/2)^2 + (A_1'C_1\sin\alpha)^2} \end{cases} \quad (7)$$

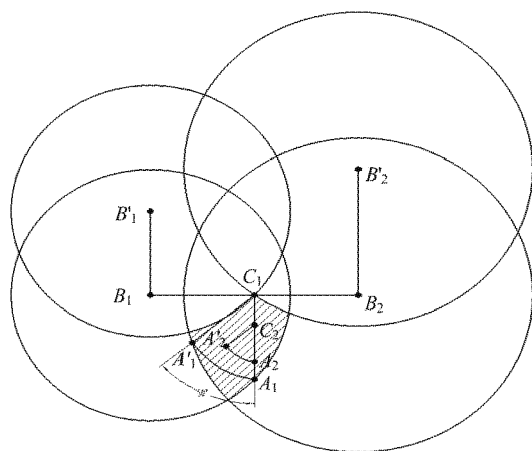


图 6 作图法求解机构结构参数

再以 C_1 为圆心,分别以 l_1, l_2 为半径画圆,交 B_1B_1' 于 B_1' , 交 B_2B_2' 于 B_2' , 因此两主动件的行程分别为

$$\begin{cases} h_1 = B_1B_1' = \sqrt{l_1^2 - (a/2)^2} \\ h_2 = B_2B_2' = \sqrt{l_2^2 - (a/2)^2} \end{cases} \quad (8)$$

在式(7),(8)中,仅有 a 为未知参数。根据人体物理约束条件,设定跨度 a 的取值区间为 $[50, 100]$, 权 w 取值 0.1, 对式(6)进行求解,得综合指数与跨度 a 的关系,见图 7。从图中可看出,当跨度为 100 时,综合指数取最大值为 0.5321, 此时有 $l_1 =$

67.26mm, $l_2 = 86.03\text{mm}$, $h_1 = 45\text{mm}$, $h_2 = 70\text{mm}$ 。假设人体小腿为一均质的圆柱体,质量为 4.35kg, 长度为 400mm。考察人体静止时,膝关节的弯曲运动。如果外骨骼膝关节采用图 1 所示的单铰链,且在 A 点处受到竖直向上的驱动力,则驱动力大小约为 190N。而采用具有以上结构参数的平面二自由度并联机构时,得驱动力如图 8 所示。由图可见,驱动器的驱动力较单铰链时要小,因此有利于减小系统的总重量。

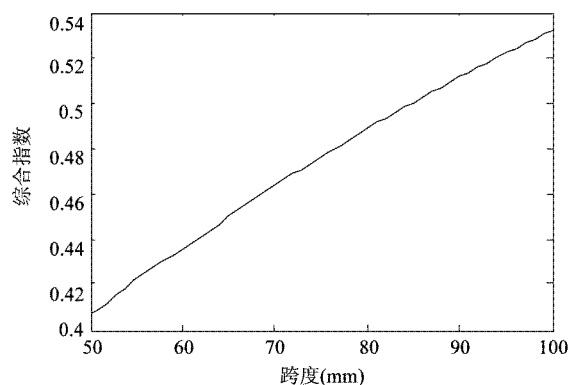


图 7 综合指数随跨度的变化图

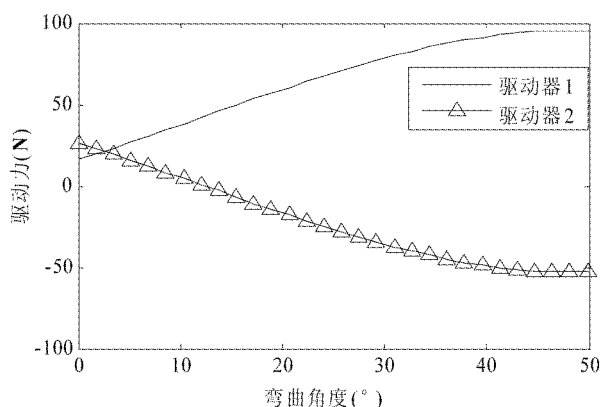


图 8 膝关节弯曲时所需驱动力

4 机构特点及调整方法

由上面的分析可知,小腿做屈伸运动时,参考点 A 的轨迹为平面曲线,而非简单的圆弧曲线,因此单自由度的转动副不能正确反映膝关节的运动情况,其仿生性较差。虽然多连杆机构可实现平面上变瞬心的运动,但是不同尺寸个体的膝关节瞬心并不相同,这就需要针对不同个体进行定制,因此机构的通用性较差。前面介绍的平面并联机构能够很好地平衡仿生性和通用性的问题。

不管参考点 A 的运动轨迹 AA' 如何,只要其始终位于机构工作空间范围以内,如图 6 所示,则该平

面并联机构就能较为真实地反映膝关节的运动情况,因此具有较高的仿生性。在图6中,假设另一考察个体的膝关节参考点为 C_2 , A_2A_2' 为测得小腿上一点相对点 C_2 的运动轨迹。由于该轨迹仍位于机构工作空间以内,只要主动件 B_1 和 B_2 带动小腿上的 A 点沿轨迹 A_2A_2' 运动就能实现对该个体膝关节运动的模拟。理论上讲,该机构的调节范围可达到 C_1A_1 的长度,因此具有一定的通用性。

得到参考点 A 的运动轨迹是平面并联机构对膝关节进行运动模拟的前提,因此需对人体膝关节运动进行准确测量或将该机构安装于膝关节,以膝关节为主动件,记录 B_1 和 B_2 的运动轨迹,并通过再现该运动轨迹来实现机构对膝关节的模拟。

5 结 论

本文旨在给出一种下肢瘫痪病人康复训练用并联式外骨骼膝关节实现方案。通过两种平面并联机构进行比较发现,平面二自由度并联机构结构更简单和紧凑,是一种较为理想的选择,并对其模拟膝关节的实施方案进行了说明。基于平面二自由度并联机构的外骨骼膝关节除了能代替人体肌肉群对膝关节进行牵引外,还能实现调节以在一定范围内满足具有不同关节尺寸的个体的需要,因而提高了外骨骼膝关节的仿生性和通用性。以工作空间和运动学性能为目标进行的参数优化设计保证了机构使用的有效性和安全性。如果仅考虑人体正常行走,这种机构还可用于实现外骨骼髋关节,模拟人体行走时髋关节的屈伸运动。

参考文献

[1] Pratt J E, Krupp B T, Morse C J, et al. The RoboKnee: an

exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking. In: Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation, New Orleans, LA, USA, 2004. 2430-2435

- [2] Zoss A, Kazerooni H, Chu A. On the mechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). In: Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Edmonton, Canada, 2005. 3132-3139
- [3] Low K H, Liu X P, Yu H Y. Development of NTU wearable system for assistive technologies. In: Proceedings of the IEEE International Conference On Mechatronics and Automation, Niagara Falls, Canada, 2005. 1099-1106
- [4] Liu X P, Low K H. Development and preliminary study of the NTU lower extremity exoskeleton. In: Proceedings of the IEEE Conference on Cybernetics and Intelligent Systems, Singapore, 2004. 1243-1247
- [5] Liu X P, Low K H, Yu H Y. Development of a lower extremity exoskeleton for human performance enhancement. In: Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Sendai, Japan, 2004. 3889-3894
- [6] Kota K, Yoshiyuki S. Predictive control estimating operator's intension for stepping-up motion by exo-skeleton type power assist system HAL. In: Proceedings of the IEEE Conference on Intelligent Robots and Systems, Maui, Hawaii, USA, 2001. 1578-1583
- [7] Riener R, Lunenburg L, Jezernik S, et al. Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2005, 13(3): 380-394
- [8] 王斌锐, 许宏, 金英连等. 双足机器人四连杆仿生膝关节的研究. *机械设计*, 2006, 23(7): 13-15
- [9] Kondak K, Dasgupta B, Hommel G. Design and optimization of the thigh for an exoskeleton based on parallel mechanism. In: Proceedings of the 5th International Conference on Climbing and Walking Robots and their Supporting Technologies, Paris, France, 2002. 571-578
- [10] Singla E, Dasgupta B, Kondak K, et al. Optimal design of an exoskeleton hip using three-degrees-of-freedom spherical mechanism. In: Proceedings of the ISR/ Robotik 2006-Joint Conference on Robotics, Munich, Germany, 2006. 10-19
- [11] Yoshikawa T. Manipulability of robotic mechanisms. *International Journal of Robot Research*, 1985, 4(2): 3-9
- [12] Gosselin C, Angeles J. A global performance index for the kinematic optimization of robotic manipulators. *ASME Journal of Mechanical Design*, 1991, 113(3): 220-226

Design of an exoskeleton knee based on parallel mechanism for lower limb rehabilitation

Yin Song, Yin Yuehong

(Research Institute of Robotics, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240)

Abstract

A kind of parallel mechanism was proposed to design an exoskeleton knee for lower limb rehabilitation. Based on the analysis of the defects of the traditional 1-DOF revolute pair and the multi-linkage mechanism, a kind of planar 2-DOF parallel mechanism was employed to design an exoskeleton knee with the good bionic characteristic and high versatility, and a scheme for simulating the knee using this mechanism for lower limb rehabilitation was also given. On the basis of kinematical analysis, the optimal design of structural parameters was conducted with the aim of satisfying the workspace requirements of the knee during normal walk and improving the kinematical performance. The elementary analysis of this mechanism shows that it owns both good bionic characteristic and high versatility when it is applied to lower limb rehabilitation.

Key words: exoskeleton, planar parallel mechanism, rehabilitation device, knee joint