

DOI:10.3969/j.issn.1001-4551.2018.02.004

# 下肢康复机器人结构设计与仿真分析\*

黄锦婷,苑明海\*,王松,王海东,李旭忠  
(河海大学机电工程学院,江苏常州213002)

**摘要:**针对下肢轻度瘫痪的患者能够自行锻炼肌肉的问题,提出了一种可穿戴式下肢康复机器人设计方案,通过机构辅助运动以实现下肢髋、膝、踝关节的训练。参考了人体下肢的基本尺寸,采用了连杆机构来模拟人体下肢;建立了人机一体化模型,并结合ADAMS仿真分析软件进行运动学仿真,得到该机器人模型下肢各主要关节的运动轨迹,再对其运动轨迹进行了分析。研究结果表明:该下肢康复机器人结构设计具有较高的可行性,能达到锻炼下肢轻度瘫痪患者肌肉的目的。

**关键词:**康复机器人;人机一体化;Adams仿真;运动轨迹

中图分类号:TH781;TP242

文献标志码:A

文章编号:1001-4551(2018)02-0133-05

## Design and simulation analysis of lower limb rehabilitation robot

HUANG Jin-ting, YUAN Ming-hai, WANG Song, WANG Hai-dong, LI Xu-zhong  
(College of Mechanical and Electrical Engineering, Hohai University, Changzhou 213022, China)

**Abstract:** Aiming at the problem of patients with mild paralysis of lower limbs to exercise their own muscles, the lower limb rehabilitation robot which was wearable is designed, assisted by institutional movement to train the lower limb hip, knee and ankle joints. Referring to the basic dimensions of the lower limbs of the human body, a connecting rod mechanism was used to simulate the lower limbs of the human body. The man-machine integration model was established, and ADAMS simulation analysis software for kinematics simulation was combined. So the trajectory of the main joints of the lower limb of the robot model was obtained, and then the trajectory was analyzed. The results indicate that the mechanism design of the lower limb rehabilitation robot has high feasibility and can achieve the purpose of training the muscles of patients with mild paralysis of lower limbs.

**Key words:** rehabilitation robot; man-machine integration; adams simulation; movement trajectory

## 0 引言

目前,由于人口老龄化、各种疾病和意外事故等因素造成肢体运动障碍或残疾的患者日益增多<sup>[1-2]</sup>,单凭人工的照看是远远不够的,因此研制出一种能够代替人工照看残疾人、老年人的机器成为了迫切的需要<sup>[3]</sup>。下肢康复机器人能够把患者和机械运动装置巧妙的结合,通过机械结构的运动带动患肢一起动作,

使得患者肌肉或关节得到锻炼以逐渐恢复正常活动,使人体肌肉组织运动功能在运动下得到锻炼以趋于正常<sup>[4]</sup>。

机器人技术应用在康复医学方面得到迅速的发展,在欧美等西方国家,康复机器人在市场上的占有率逐年增长<sup>[5]</sup>,美国、英国、加拿大等国在康复机器人研究方面处于世界领先地位<sup>[6]</sup>。国内,史小华等<sup>[7]</sup>对早期脑卒中引起的偏瘫患者的下肢进行康复训练,发现下肢康复机器人结合运动疗法能明显提高患者的下肢

收稿日期:2017-05-25

基金项目:国家自然科学基金资助项目(51605138);江苏省研究生科研与实践创新计划项目(KYCX17-0532)

作者简介:黄锦婷(1994-),女,江苏启东人,硕士研究生,主要从事机械制造及其自动化方面的研究。E-mail:1971188304@qq.com

通信联系人:苑明海,男,博士,副教授。E-mail:yhmhai@hhu.edu.cn

运动功能<sup>[8-9]</sup>;TETSUYA MOURI 等<sup>[10]</sup>研究了下肢康复机器人对下肢偏瘫患者痉挛的康复治疗效果,结论说明下肢康复机器人结合运动疗法对患者下肢痉挛有显著的改善作用;此外国家康复辅具研究中心探讨了康复机器人技术发展的作用和意义,根据国内外康复机器人发展现状和研究成果对未来康复机器人发展做出展望<sup>[11-12]</sup>。

本研究主要着力于可穿戴式下肢康复机器人的结构设计及运动学仿真,分析下肢髋、膝、踝 3 个关节的运动轨迹以及大、小腿杆件模型的静应力,从而对康复机器人结构设计的合理性作出判断。

## 1 结构设计

根据患者下肢的康复需求,下肢康复机器人总体结构设计如图 1 所示。

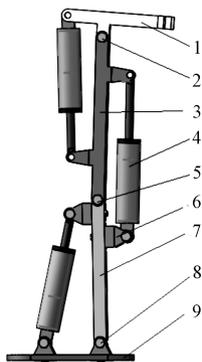


图 1 可穿戴式下肢康复机器人总体结构图

1—腰部结构;2—髋关节;3—大腿杆件;4—气缸;5—膝关节;6—铰链支座;7—小腿杆件;8—踝关节;9—足部支撑板

从空间中由下往上依次是足掌支撑部分,足部踝关节、小腿杆件模型,膝关节,大腿杆件模型,髋关节,腰带部分,顶部减重装置,其中驱动元件设计的气压传动。

该下肢康复机器人在底部步行带上设置压力传感器,可以感知足部对步行带的压力,然后反馈到顶部的减重装置。当足部对步行带压力过大,则使气缸带动的绷带拉紧以减小足部受力;当足部对步行带压力过小,则适当减小减重装置对人体的拉力。笔者利用反馈系统调节顶端减重装置对人体自重的减少量以实现运动障碍患者进行主动康复训练的自动化。

$$L = \sqrt{[L_3 + L_1 \cos \alpha]^2 + [L_2 \sin(90^\circ - \alpha - \beta) + L_1 \cos \theta]^2} \quad (1)$$

气缸在最近端时的两端铰支座最短距离 为:

$$L' = \sqrt{[L_3 - L_1 \cos \alpha - L_2 \sin(\beta - \alpha)]^2 + [L_1 \sin \alpha - L_2 \cos(\beta - \alpha)]^2} \quad (2)$$

由以上两式可以得出踝关节处气缸的行程为:

$$H = L - L' \quad (3)$$

## 2 下肢各关节的运动分析

以正常青年人作为参考,平均体重 60 kg,平均身高 170.89 cm。

该康复机器人主要涉及的人体参数如表 1 所示。

表 1 正常人行走时相关参数

参数	足	小腿	大腿
质量/kg	0.885	2.196	8.497
长度/mm	249	376	502

患者在进行康复训练时,康复机器人的下肢关节与人体下肢固连,带动患者下肢一起实现同步运动,所以机器人各关节转过的角度由正常青年在一个步态周期内关节角度范围而定。

正常人行走时各关节的角度变化如表 2 所示。

表 2 正常人行走时各关节的角度变化/(°)

方向	髋关节	膝关节	踝关节
向前/上	45	0	30
向后/下	30	70	30

为了简化人体关节四杆机构模型<sup>[13]</sup>,本次设计的关节点均采用单个铰链支座代替,其所连接的上下杆件均可绕着关节在同一竖直平面内旋转。

### 2.1 踝关节的运动分析

踝关节模型示意图如图 2 所示。

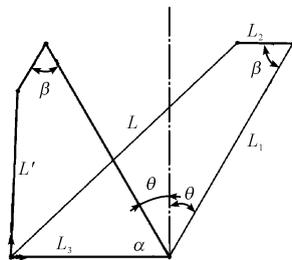


图 2 踝关节模型示意图

$L$ —踝关节气缸所在的杆件位置

经过计算设计出杆件  $L_1$ 、 $L_2$ 、 $L_3$  的长度和杆件间的角度,即: $L_1 = 368$  mm, $L_2 = 82.4$  mm, $L_3 = 236$  mm, $\alpha = 60^\circ$ , $\beta = 60^\circ$ , $\theta = 30^\circ$ 。

根据图 2 中已知的几何关系得出气缸的行程公式。

气缸在踝关节旋转到最上端时,有最长距离:

## 2.2 膝关节的运动分析

膝关节模型示意图如图 3 所示。

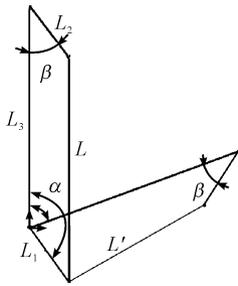


图 3 膝关节模型示意图

根据分析可知,与膝关节相连接的两根杆件相对转过的角度为 $0^\circ \sim 70^\circ$ ,图3中所示即为膝关节所处的两个极限位置,计算得到气缸活塞的行程。

正常人笔直站立时,大腿所在位置的气缸活塞到达最远端;而膝关节弯曲时,气缸活塞到达最近端。经过计算设计出杆件的长度分别为 $L_1 = 128.5 \text{ mm}$ , $L_2 = 120 \text{ mm}$ , $L_3 = 418 \text{ mm}$ ,杆件间的角度为 $\alpha = 70^\circ \sim 144.38^\circ$ , $\beta = 37.38^\circ$ ,则气缸两端铰链支座的最近距离和最远距离分别为: $L = 426.4 \text{ mm}$ , $U = 293.6 \text{ mm}$ 。所以驱动膝关节处连接的杆件旋转的气缸行程为: $H = L - U = 426.4 - 293.6 = 132.8 \text{ mm}$ 。

## 2.3 髌关节的运动分析

髌关节运动模型示意图如图 4 所示。

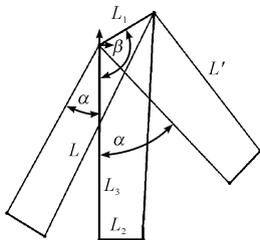


图 4 髌关节模型示意图

$L_1$ —髌关节中心到气缸缸上端活塞缸支座中心的距离; $L_2$ —气缸缸活塞杆所连接的支座高度;  
 $L_3$ —大腿部分的长度

从前面表格中可知:大腿摆动的角度范围为 $-30^\circ \sim 45^\circ$ ,其中, $L$ 和 $L'$ 分别是髌关节旋转到这两个极限位置时,驱动大腿摆动的气缸缸的最长与最短距离。经过计算得出杆件的长度分别为: $L_1 = 106.47 \text{ mm}$ , $L_2 = 73.31 \text{ mm}$ , $L_3 = 310.22 \text{ mm}$ ,杆件间的角度为 $\alpha = -30^\circ \sim 45^\circ$ , $\beta = 119.75^\circ$ 。

通过上述公式计算可得: $L = 402.67 \text{ mm}$ , $L' = 283.74 \text{ mm}$ 。因此,驱动髌关节的气缸缸行程为: $H = L - L' = 402.67 - 283.74 \text{ mm}$ 。

## 3 机构运动仿真

### 3.1 运动学仿真分析

该下肢康复机器人的运动是模拟正常人。正常人在中速情况下行走,一个步态周期所用的平均时间是 $1.16 \text{ s}$ ,分解一个步态周期是把 1 个周期分成 7 个阶段,初始时刻是下肢两侧均处于竖直站立的状态,这个状态将其定义为零时刻,接着分别进入支撑阶段和摆动阶段,支撑阶段的初期、中期、后期分别占据整个步态周期的 10%、25%、10%,摆动阶段的初期、中期、末期所占比例分别为 20%、15%、15%,再加上从初始状态过渡到第一个状态这段时间,定义为 $\Delta 01$ ,这段时间段所占比例为 5%,以此划分整个步态周期。

划分好时间阶段后,测量各个时间状态下支座之间的距离。本次测量主要是 3 个气缸在不同状态下的长度,即气缸缸筒一端的铰支座中心与活塞杆一端的支座中心之间的距离。两个相邻时刻下对应测出的两个位移之间的差值即为这个时间段活塞的位移。

考虑到一个步态周期的时间太短( $1.16 \text{ s}$ ),这对仿真时观察运动带来不便,所以将步态周期延长到 $10 \text{ s}$ 。

将步态周期各个时刻对应测量的距离列表,结果如表 3 所示。

表 3 气缸两端支座中心之间随着各个时刻对应测量的距离/mm

气缸号	时刻 $t$							
	0	1	2	3	4	5	6	7
3	366	360	394	394	317	330	330	366
7	417	416	396	376	350	420	394	394
13	338	314	312	304	320	342	338	310
23	366	335	330	330	380	394	394	332
24	417	395	420	394	412	396	376	346
25	335	342	338	312	312	304	323	338

将时间延长为 $10 \text{ s}$ 后的步态周期内时间段划分,结果如表 4 所示。

表 4 时间段的划分

时间段	百分比/(%)	时间/s	时间始末/s
$\Delta 01$	5	0.5	0 ~ 0.5
$\Delta 12$	10	1.0	0.5 ~ 1.5
$\Delta 23$	25	2.5	1.5 ~ 4.0
$\Delta 34$	10	1.0	4.0 ~ 5.0
$\Delta 45$	20	2.0	5.0 ~ 7.0
$\Delta 56$	15	1.5	7.0 ~ 8.5
$\Delta 67$	15	1.5	8.5 ~ 10.0

注:表中 $\Delta t_i, \Delta t_{i+1} (i=0, 1, \dots, 6)$ 表示相邻两时刻之间这一段时间

气缸活塞杆在每个时间段内的位移变化量  $\Delta h$  是指一个时间段内活塞杆向外伸长或向内缩短的位移量,活塞杆向外伸长定义为负值,向内缩短定义为正。

具体的位移随时间变化值如表 5 所示。

表 5 气缸活塞在各个时间段的行程/mm

时间段 $\Delta h$	气缸号					
	3	7	13	23	24	25
$\Delta 01$	-6	0	24	30	22	4
$\Delta 12$	-34	20	0	0	-25	-7
$\Delta 23$	0	20	10	0	24	4
$\Delta 34$	77	26	-16	-45	-20	26
$\Delta 45$	-13	-70	-22	-14	16	0
$\Delta 56$	0	26	0	0	20	8
$\Delta 67$	-36	0	32	62	30	-20

### 3.2 运动学仿真分析

本次运动学仿真分析是将腰部结构视作固定机架,因此髋关节运动轨迹随时间变化为一条水平直线,笔者主要研究膝关节和踝关节的运动情况。

踝关节运动轨迹随时间变化曲线图如图 5 所示。

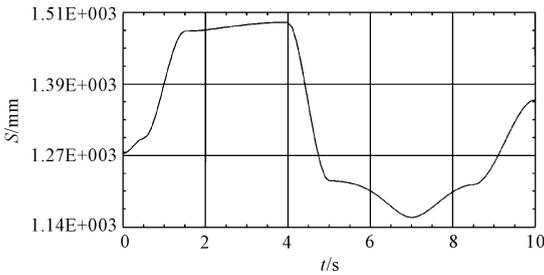


图 5 踝关节运动轨迹随时间变化曲线

观察曲线走势,与正常人行走轨迹大致接近,可实现恢复患者运动机能的目的。

膝关节运动轨迹随时间变化曲线图如图 6 所示。

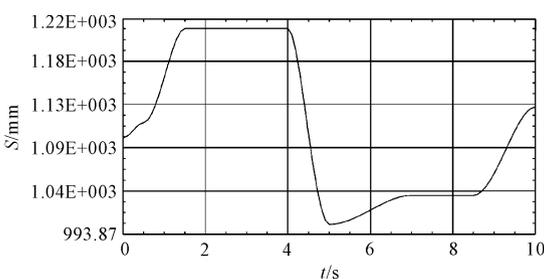


图 6 膝关节运动轨迹随时间变化曲线

### 3.3 静力学仿真分析

该康复机器人机构设计中下肢零部件大腿和小腿这两个零件模型在整个机构中起着关键作用,它们既是承载构件又是传动构件,尤其是杆件上的支座在承受静应力时候最容易发生失效,所以需要两个腿部杆件进行静应力分析。

#### 3.3.1 大腿杆件模型静力学分析

大腿杆件模型所受应力的情况如图 7 所示。

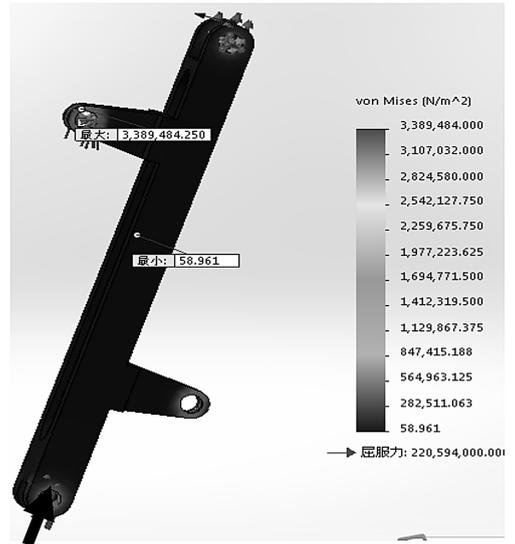


图 7 大腿杆件模型所受应力分布图

图 7 中,箭头表示大腿杆件所受集中力的方向,经过有限元仿真后,从等效应力云图中可知是最大应力产生位置在铰链支座内圆表面上,其应力值大小为 3.39 MPa,因大腿杆件选择材料为 1060H12 型铝合金,其许用应力大小为  $[\sigma] = 87$  MPa,而实际应力的最大值远小于材料的许用应力值。因此,大腿杆件模型强度符合要求。

#### 3.3.2 小腿杆件模型静力学分析

小腿杆件模型所受应力的情况如图 8 所示。



图 8 小腿杆件模型所受应力分布图

两端铰链支座构成的旋转副内圆表面上出现最大的应力值,最大应力为 0.74 MPa,同样,小腿杆件制造时也采用型号为 1060H12 的铝合金材料,此次静力学

分析所得的实际最大应力远小于该材料的许用应力值,故该模型的设计强度合格。

## 4 结束语

根据下肢轻度瘫痪患者锻炼肌肉的要求,本研究提出了一种结构简单的可穿戴式下肢康复机器人,将该机器人的运动与患者下肢的康复运动结合起来,建立了人机一体化模型,并对该机器人模型进行了仿真分析,得到了髌、膝、踝3个关节的运动轨迹以及大、小腿杆件的静应力分布。

仿真结果证明:该下肢康复机器人结构设计有可行性,能够对患者的髌、膝、踝关节进行有效的康复训练,达到锻炼肌肉的目的。

### 参考文献 (References):

- [1] 胡进,侯增广,陈翼雄,等. 下肢康复机器人及其交互控制方法[J]. 自动化学报,2014,40(11):2377-2390.
- [2] 李纬华,孙洪颖. 下肢康复机器人人机运动分析及仿真研究[J]. 机电工程技术,2016,45(8):24-27.
- [3] TAISUKE S, NOBUHIRO U, KANTA A, et al. Rehabilitation robots assisting in walking training for SCI patient[J]. **IFAC Proceedings Volumes**,2012,45(18):178-183.
- [4] HADI K, SAHAR M, ALIREZA A. Towards an seng-based tele-operated robot for masticatory rehabilitation[J]. **Computers in Biology and Medicine**,2016(75):243-256.
- [5] MUSTAFA S A, ISMAIL H A. Fuzzy logic based adaptive admittance control of a redundantly actuated ankle rehabilitation robot[J]. **Control Engineering Practice**,2017(59):

44-54.

- [6] MARCEL M, ONDREJ L. Design of active feedback for rehabilitation robot[J]. **Applied Mechanics and Materials**,2014,3354(611):529-535.
- [7] 史小华,王洪波,孙利,等. 外骨骼型下肢康复机器人结构设计与动力学分析[J]. 机械工程学报,2014,50(3):41-48.
- [8] 陈勇,朱雪萍,李荣华,等. 老年人外骨髓机器人斜坡行走的运动学分析[J]. 机械,2016(1):36-39,48.
- [9] 韩进虎,俞经虎. 食品检测咀嚼机器人灵活性分析与运动仿真[J]. 轻工机械,2016,34(2):20-24.
- [10] TETSUYA M, HARUHISA K, TAKAAKI A, et al. Telerehabilitation for fingers and wrist using a hand rehabilitation support system and robot hand[J]. **IFAC Proceedings Volumes**,2009,42(16):603-608.
- [11] SHENG Bo, ZHANG Yan-xin, MENG Wei, et al. Bilateral robots for upper-limb stroke rehabilitation: state of the art and future prospects[J]. **Medical Engineering and Physics**,2016,38(7):587-606.
- [12] ZHU Ai-bin, HE Sheng-li, HE Da-yong, et al. Conceptual design of customized lower limb exoskeleton rehabilitation robot based on axiomatic design[J]. **Procedia CIRP**,2016(53):219-224.
- [13] CHU Yan, SHAO Yan, CHEN Liang. Analysis and design of a wearable robot for lower-limb rehabilitation training[J]. **Applied Mechanics and Materials**,2012,1511(135):256-260.

[编辑:李辉]

### 本文引用格式:

黄锦婷,苑明海,王松,等. 下肢康复机器人结构设计与仿真分析[J]. 机电工程,2017,35(2):133-137.

HUANG Jin-ting, YUAN Ming-hai, WANG Song, et al. Design and simulation analysis of lower limb rehabilitation robot[J]. *Journal of Mechanical & Electrical Engineering*, 2017,35(2):133-137.

《机电工程》杂志: <http://www.meem.com.cn>