

DOI: 10.3969/j.issn.1006-9771.2013.05.004

·专题·

外骨骼式手功能康复训练器结构设计

李继才, 官龙, 胡鑫, 喻洪流

[摘要] 目的 设计一种用于手功能障碍康复训练的可穿戴外骨骼式机械装置。方法 根据手指关节结构与运动仿生原理, 机械包括穿戴式手指外骨骼机构及微电机驱动机构。在建立该机械装置三维模型的基础上, 利用运动分析软件对所设计的机构进行运动仿真分析。结果和结论 所设计的训练器结构紧凑、轻便, 外骨骼手指机构可以在 0~67°范围正常运动, 运动过程中无干涉现象。仿真实验数据表明, 该机械装置能很好地完成规划的训练动作, 在运动学和力学性能上均满足设计要求。

[关键词] 外骨骼; 手功能; 康复训练; 运动仿真

Structure Design of Exoskeleton Device for Rehabilitation of Hands LI Ji-cai, GUAN Long, HU Xin, et al. Institute of Biomechanics and Rehabilitation Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China

Abstract: Objective To design an exoskeleton mechanical device for hand dysfunction rehabilitation. **Methods** Based on the bionic principles of the motion and the structure of finger joints, a micro exoskeleton mechanical structure with multi-joint fingers and multi-DOF motion was established, which included wearable finger exoskeleton and micro-motor drive mechanism. With the motion analysis software, the motion simulation analysis of the design was carried out on the basis of the three-dimensional model of the mechanical device. **Results and Conclusion** The structure of training device is compact and light, and the exoskeleton finger mechanism can move normally in the range of 0~67° without interference. Simulation data show that the mechanical device can complete planning exercises, and meet the design requirements of kinematics and mechanical properties.

Key words: exoskeleton; hand function; rehabilitation exercise; motion simulation

[中图分类号] R496 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1006-9771(2013)05-0412-04

[本文著录格式] 李继才, 官龙, 胡鑫, 等. 外骨骼式手功能康复训练器结构设计[J]. 中国康复理论与实践, 2013, 19(5): 412-415.

据统计, 我国现有脑卒中患者约 900 万人, 每年新发病在 200 万人以上^[1], 大约 75% 脑卒中患者在发病后会留下不同程度的后遗症。在众多的后遗症中, 以偏瘫发生率最高; 在偏瘫的康复中, 又以手功能的康复最为困难。患者的手在后期往往因肌肉痉挛, 形成一个屈曲的半握拳姿势。手功能康复的主要技巧是掌握好活动的力度: 早期被动运动要求轻柔、缓慢, 以不引起不能耐受的疼痛为宜, 从而达到防止肌腱粘连和关节僵硬, 并可促进血液循环, 增加关节、肌肉的牵伸效果。

医学理论和实践证明, 肢体损伤的患者为了防止肌肉废用性萎缩^[2-3], 必须要进行有效的肢体训练以恢复其功能。由于患者手指本身已存在功能障碍, 不能独立完成训练, 需要由具有一定护理知识和体力的护士、治疗师或者其他人员帮助实施, 增加了康复难度和护理费用。为了让患者自主地进行康复训练, 制作一

种帮助其恢复运动功能的医疗保健器械是必要的。人手康复机器人在改进康复治疗手段和提高康复治疗效果的同时, 还能提供详细的患者信息和治疗数据^[4-5]。本研究根据国内临床康复治疗中还没有特定的、高效的手功能障碍康复训练器械^[6-7]的现状, 设计一种外骨骼式^[8-9]手功能康复训练器。

1 结构设计

1.1 总体设计

本训练器的结构由两个训练模块和一个手背贴合面板构成。两个训练模块即由微型直线电机控制驱动的拇指训练模块和由微型旋转电机控制驱动的四指训练模块; 这两个模块都集成在贴合于被训练患者患侧手背的面板上(图 1)。其中拇指的训练动作由微型直线电机单独控制, 其余四指的训练动作由微型旋转电机联动控制。通过控制两个电机的工作可以实现拇指的单独训练、四指的联动训练和五指的对掌训练。本设

基金项目: 上海市重点科技攻关项目(No.11441900502)。

作者单位: 上海理工大学生物力学与康复工程研究所, 上海市 200093。作者简介: 李继才(1987-), 男, 汉族, 河南商城县人, 硕士研究生, 主要研究方向: 康复工程。通讯作者: 喻洪流, 男, 博士, 教授。

计是穿戴式外骨骼训练器,穿戴结构设计中均舍去各手指的远端指骨的驱动段。在此训练器训练过程中,远端指间关节均由中节指骨带动做少量的被动训练。这种结构既减少了机械结构的复杂性,减少了能量损失,提高了训练器的安全性和稳定性,又可以达到训练的目的和效果。由于其结构紧凑、重量轻,患者可进行基于日常生活辅助的功能训练,提高训练效果。

1.2 手背贴合面板

这是用于佩戴在患者患侧手手背的面板,其作用还包括:①固定连接拇指训练模块的微型直线电机和拇指驱动连杆机构;②固定连接四指训练模块的微型旋转电机及减速箱和四指驱动连杆机构。其中用于安装拇指训练模块的平面与用于安装四指训练模块的平面成一个合适的角度(例如 120°),有助于矫正患侧手到正常姿势。

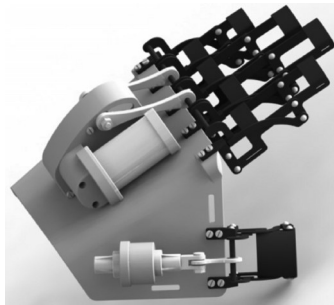


图1 外骨骼式手功能训练器模型

1.3 拇指训练模块

拇指训练模块(图2)是由固定在手背贴合面板上的微型直线电机和拇指近端指骨连杆驱动结构及它们间的拇指驱动推杆构成。拇指近端指骨关节件、拇指近端指骨连接件、拇指近端指骨驱动件、拇指远端关节连接件及它们之间的转动连接铆钉构成四连杆机构,当微型直线电机的推杆作伸缩的往复运动时,拇指驱动推杆使拇指近端指骨连杆驱动结构绕其机架的铰链做出训练动作。

1.4 四指训练模块

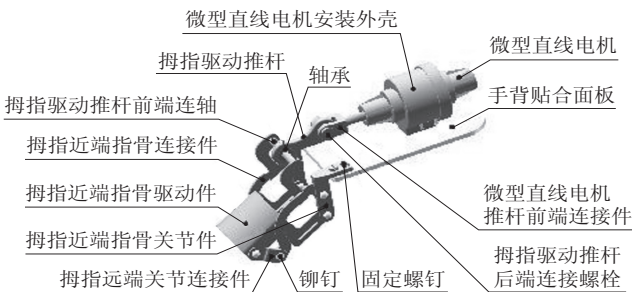


图2 拇指训练模块

四指训练模块由两个子模块组成,即固定在手背贴合面板上的微型旋转电机及其减速机构的传递动力模块,和四指各指近端指骨和中节指骨连杆构成的四指驱动模块。

传递动力模块减速箱原理图见图3,其中1和2为等速传动啮合的两个锥齿轮;2与2'、3与3'、4与4'均同一齿轴的圆柱齿轮对;3与2'啮合传动,4与3'啮合传动;5是减速箱的输出齿轮。

主动锥齿轮1与输出齿轮5间的传动比 i_{15} 可以表示为:

$$i_{15} = Z_2 Z_3 Z_4 Z_5 / Z_1 Z_2' Z_3' Z_4' = 1 \times 4 \times 5 \times 5 = 100 \quad (1)$$

其中 Z_1 、 Z_2 、 Z_2' 、 Z_3 、 Z_3' 、 Z_4 、 Z_4' 、 Z_5 为对应下标齿轮的齿数;

减速箱输出齿5的输出转矩 T_5 可以表示为:

$$T_5 = T_M i_{15} \quad (2)$$

其中 T_M 为电机M的输出转矩。

训练器在训练过程中,四指完成一次从伸直状态到屈曲最大角度所用的时间 t_1 (s)可以表示为:

$$t_1 = \frac{\alpha i_{15}}{6n_M} \quad (3)$$

其中 α (°)为四指完成一次从伸直状态到屈曲的最大角度范围, n_M 为电机M的输出转速。

四指驱动模块包括示指、中指、环指和小指的驱动机构。四手指的驱动机构原理相同,以示指的驱动机构(图4)为例解释四指驱动模块的训练原理。

减速箱输出连接件通过其上的两个通孔与齿轮5固定连接,其中下方的大通孔与齿轮5的转轴同轴,即减速箱输出连接件绕其下方的通孔与齿轮5同步转动。示指中节指骨驱动件、示指近端指骨驱动件、示指近端指骨连接件、示指掌骨关节件及它们间的连接铆钉组成四连杆机构,当减速箱输出连接件转动时,通过四指驱动推杆连接螺杆、四指驱动推杆和四指驱动推杆前端连轴的联动使四连杆机构做出训练动作。

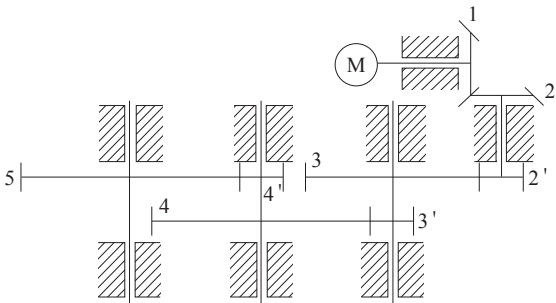


图3 传递动力模块减速箱原理图

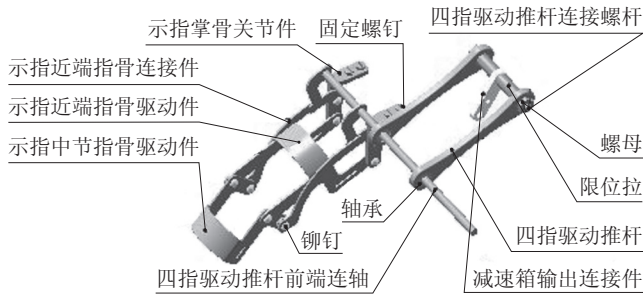


图4 示指驱动机构

2 运动学仿真分析

微型直线电机驱动拇指完成一次从伸直状态到屈曲的最大角度所用的时间 t_2 (s) 可以表示为:

$$t_2 = \frac{s}{v} \quad (4)$$

其中 s (mm) 为微型直线电机完成拇指训练动作的行程, v (mm/s) 是微型直线电机运行的速度。

为使训练器实现对掌训练功能, 在 Solidworks 中建立训练器结构的运动仿真模型^[12]。在 Motion 分析

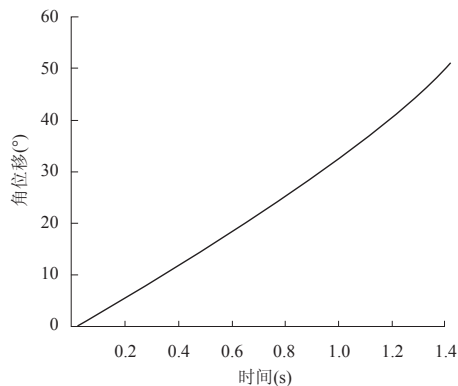


图5 拇指MP角位移曲线

3 力学分析

分析时, 微型直线电机的参数为: $s=12$ mm, $v=8.86$ mm/s, 微型直线电机在设定速度下的推力 $F=22.5$ N。经计算可得训练器在拇指伸直时, 近节指骨驱动件最远端的驱动力约为 12 N, 足够完成拇指单指的训练动作。

微型旋转电机的参数为: $n_M=800$ r/min, $T_M=50$ mNm, 训练器在四指伸直时小指驱动机构可以转化为如图7所示的原理图。

其中杆件1为减速箱输出连接件, 杆件2为四指驱动推杆, 杆件3为小指近端指骨连接件, 杆件4为小指近端指骨驱动件, 杆件5为小指中节指骨驱动件; A、B、C、D、E、F、G和H均为各铰链的中心。 l_{AB} 、 l_{CD} 、 l_{DG} 、 l_{DF} 和 l_{FH} 均为对应下标两点的直线距离。 F_1 是杆件2对杆件1的反作用力, F_2 是杆件1的驱

(Motion分析解算器即ADAMS^[13-15]的解算器)中仿真运动条件为: $t_1=t_2$;

由(3)、(4)可得:

$$\frac{\alpha i_{15}}{6n_M} = \frac{s}{v} \quad (5)$$

将 $n_M=800$ r/min, $\alpha=65^\circ$, $s=12$ mm, $v=8.86$ mm/s 代入(5)可得:

$$t_1=t_2=1.35 \text{ s}。$$

通过提取仿真数据, 可获得训练器仿真模型完成一次对掌训练时, 拇指掌指关节(MP)活动角位移数据, 四指各指的MP、近侧指间关节(PIP)的活动角位移数据。拇指是由微型直线电机单独驱动控制的, 其MP角位移曲线如图5。由于四指的机械原理相同, 四指在微型旋转电机驱动同步运动时, 四指的MP和PIP的角位移曲线类似, 故以示指的MP和PIP角位移曲线(图6)为例显示四指的MP和PIP角位移的变化规律。

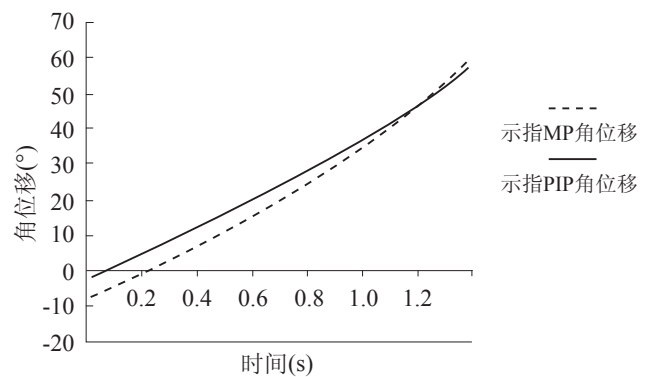


图6 示指MP、PIP角位移曲线

动力, F_3 是杆件3受到杆件2的推力, F_4 是杆件3在G点的驱动力, F_5 是杆件5在H点的驱动力; $F_1 \sim F_5$ 的方向如图7所示。

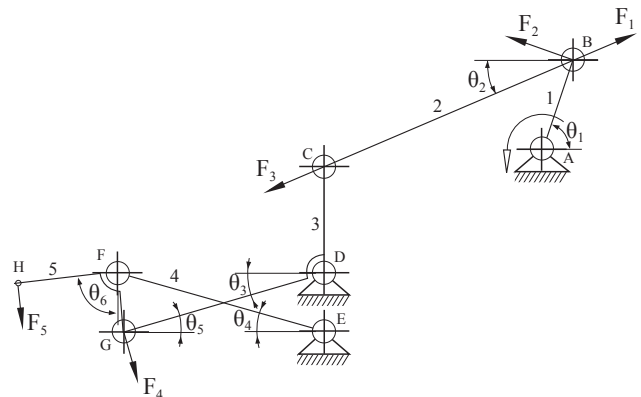


图7 小指结构原理图

对杆件1在B点进行受力分析可得:

$$F_2 = \frac{T_5}{l_{AB}} \tag{6}$$

$$F_1 = \frac{F_2 \cos \theta_1}{\sin \theta_2} \tag{7}$$

其中 θ_1 、 θ_2 是图 7 所示的夹角。

杆件 3 与其余三根手指平分杆件 2 传来的动力，故对杆件 3 进行受力分析可得：

$$F_3 = \frac{F_1}{4} \tag{8}$$

杆件 3 是绕 D 点转动的杠杆，由杠杆原理可得：
$$F_3 \times l_{CD} \times \cos \theta_2 = F_4 \times l_{DG} \tag{9}$$

杆件 5 是绕 F 点转动的杠杆，由杠杆原理可得：
$$F_4 \times \sin(\theta_5 + \theta_6 - 90^\circ) \times l_{GF} = F_5 \times l_{FH} \tag{10}$$

将小指结构原理图和对仿真模型的尺寸测量得到的数据代入(6)~(10)式，可以得到如下数据： $F_2=312.5\text{ N}$ ， $F_1=201.32\text{ N}$ ， $F_3=50.33\text{ N}$ ， $F_4=23.42\text{ N}$ ， $F_5=2.56\text{ N}$ 。

4 结论

本文提出一种外骨骼式手功能训练器的结构设计。当患侧手佩戴训练器时，拇指插入拇指近端指骨驱动件，柔性绷带固定，与拇指近端指骨驱动件贴合；四指插入对应的训练结构，柔性绷带固定，贴合在对应的指骨驱动件上。设各手指伸直时为各手指关节角位移的 0 位，当控制微型直线电机和微型旋转电机协调运行，使各手指从 0 位运动到关节最大角位移时，患侧手达到对掌位置。

本训练器训练时，各手指关节的角位移活动范围如表 1 所示，与正常人手指活动范围(表 2)^[10]对比，可见各手指的 MP 和 PIP 角位移最大值约为正常人手指活动范围最大值的一半。结合由示指驱动机构的 MP 和 PIP 角位移变化曲线规律，可判断此机构在运动学上可基本实现对掌训练动作。另外，力学分析的数据可判断该训练器的各个手指驱动件，均有足够的驱动力来驱动患侧手进行康复训练。

表 1 训练器训练关节活动范围(°)

手指	MP	PIP	DIP
拇指	0~46.08	—	—
示指	0~53.43	0~64.33	—
中指	0~52.65	0~63.31	—
环指	0~53.43	0~64.33	—
小指	0~55.95	0~67.73	—

注：DIP：远侧指间关节。

表 2 正常成人手指活动范围(°)

手指关节	运动方式	运动范围
MP	弯曲	0~90
PIP	弯曲	0~110
DIP	弯曲	0~70

注：DIP：远侧指间关节。

[参考文献]

[1] 简卓,易金花,顾余辉,等. 索控式三自由度上肢康复训练机器人[J]. 中国康复理论与实践, 2013, 19(1): 82-85.

[2] 张楠楠,李世昌. 废用性肌萎缩的治疗方法综述[J]. 辽宁体育科技, 2009, 31(2): 46-47.

[3] 黄苑芬,韩颖,张志娟,等. 持续被动运动在预防截瘫患者膝关节僵硬和肌肉萎缩中的作用[J]. 现代临床护理, 2011, 10(12): 31-32.

[4] 杨延砚,周谋望,黄东锋. 最大握力和捏力检测用于脑卒中患者上肢功能评定的研究[J]. 中国康复医学杂志, 2008, 23(5): 395.

[5] 唐强,吴云鹏. 偏瘫的上肢评定方法及应用[J]. 中国康复医学杂志, 2009, 24(6): 576.

[6] Fu YL, Wang P, Wang SG. Design and development of a portable exoskeleton based CPM machine for rehabilitation of hand injuries [C]. Italy: International Conference on Robotics and Biomimetics, 2007: 1476-1481.

[7] Hasegawa Y, Mikami Y, Watanabe K. Five-fingered assistive hand with mechanical compliance of human finger [C]. USA: International Conference on Robotics and Automation, 2008: 718-724.

[8] Chiri A, Giovacchini F, Vitiello N, et al. HANDEXOS: towards an exoskeleton device for the rehabilitation of the hand [C]. USA: the 2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2009: 1106-1111.

[9] Fontana M, Dettori A, Salsedo F, et al. Mechanical design of a novel Hand Exoskeleton for accurate force displaying [C]. Japan: International Conference on Robotics and Automation, 2009: 1704-1709.

[10] 刑科新. 手功能康复机器人系统若干关键技术研究[D]. 武汉:华中科技大学, 2010.

(收稿日期:2013-03-18 修回日期:2013-04-01)