

一种外骨骼式人手康复机器人的设计*

郑若隐¹ 李继婷^{1,2} 王 爽¹ 王 举¹

手是人体最重要的结构之一。手不仅能完成许多粗大工作,而且还能从事与日常生活密切联系的各种精细活动。然而,许多意外事故和疾病,如外伤、脑卒中等可能会导致人手的感觉和运动功能丧失。患者需要进行康复训练来恢复人手的功能^[1]。

随着机器人技术和康复医学的发展,为了改进传统的康复治疗手段和提高康复治疗效果,人手康复机器人应运而生^[2]。它具备一些传统康复手段所不具备的优势,机器人不仅可以对患者的手施加精确的力和运动控制,还可以实时记录详实的患者信息和治疗数据,并将信息可视化,为临床康复医生提供客观、准确、直观的治疗和评价参数^[3]。由机器人代替治疗师的部分体力工作,不仅能减轻治疗师的工作强度,而且训练参数重复性好,保证了训练的效率和强度,实现长期、稳定的康复训练,能够有效加快康复进程^[4]。此外,结合虚拟现实技术,康复训练任务可以在仿真环境中完成,康复训练形式可以更为丰富、有趣,患者在训练过程中可以同时得到触觉、视觉和听觉等多通道的信息反馈,提高康复训练的趣味性,从而激励患者主动、积极地进行康复训练。

尽管进行了比较广泛的研究^[5-13],但手康复机器人设备仍有很多尚未解决的问题:①康复模式单一。②大多数设备自由度的数目少于人手,指节不能单独训练。③对于拇指康复设备的研究还很少。④大部分现有设备集成的都是角度传感器,而没有力传感器的集成,无法进行精确的力觉控制。⑤现有的康复设备无法满足尺寸不同的人手进行康复。

针对以上国内外研究现状,我们提出了一种新型的人手康复设备,它具有以下特点:①可以实现主动、被动、助力和抗阻四种康复运动模式。②可以对手指每个自由度进行单独的康复训练。③可以同时对手指和拇指进行康复训练。④在一定范围内可以适应尺寸大小不同的人手进行康复训练。⑤可以适应不同关节活动度的要求。

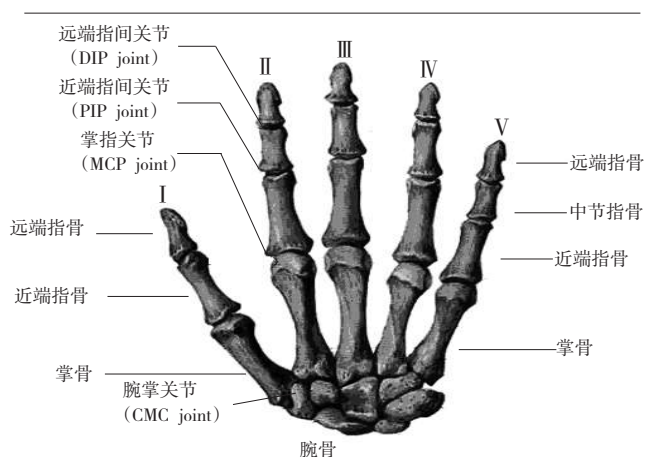
1 人手解剖学分析

人手的生理结构如图1所示:不难看出,除了拇指外的

四根手指,在解剖学结构上是基本相同的(只是每根指骨的长度有所差异)。因此,本文中我们只以拇指和食指为例进行分析。

如图1所示,人手的食指由三根指骨组成:远端指骨、中节指骨和近端指骨。其中,连接远端指骨与中节指骨的关节称为远端指间关节(distal interphalangeal, DIP joint),它可以完成屈曲和伸展运动(一个自由度)。连接中节指骨和近端指骨的关节称为近端指间关节(proximal interphalangeal, PIP joint),可以完成屈曲和伸展运动(一个自由度);而连接近端指骨与掌骨的关节称为掌指关节(metacarpaophalangeal, MCP joint),它不仅可以完成屈曲/伸展运动,还可以完成外展/内收运动(两个自由度)。

图1 人手解剖学结构^[14]



拇指的结构与另外四指相比更加复杂,由远端指骨、近端指骨和掌骨组成。其中,连接远端指骨和近端指骨的关节称为指间关节(interphalangeal, IP joint),它可以完成屈曲与伸展运动(一个自由度);连接近端指骨与掌骨的关节称为掌指关节(metacarpaophalangeal, MP joint),目前关于它有几个自由度的问题还存在不同看法,我们在这里假设它只有一个屈曲和伸展的自由度,在后面设计康复机器人时也是以此为

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2011.08.015

*基金项目:国家自然科学基金(50975009)

1 北京航空航天大学虚拟现实技术与系统国家重点实验室,100191; 2 通讯作者

作者简介:郑若隐,男,硕士; 收稿日期:2010-12-16

准。连接掌骨体与腕骨的关节称为腕掌关节(carpometacarpal, CMC joint),它可以同时完成屈曲/伸展,以及外展/内收两个动作(两个自由度)。此外,当人手呈自然状态伸直五指并拢时,除拇指外的其他四指在手掌平面中,拇指所在平面与掌平面呈一角度。

2 人手运动学结构模型

基于上述人手的解剖学结构,我们建立人手运动学结构模型,为康复机器人的设计提供依据。如图2所示,将食指与拇指简化为两个开链结构,食指的掌指关节具有两个自由度,并且它们的旋转轴是垂直相交的。另外,人手在五指并拢伸直时,拇指平面(粉红色平面)与掌平面(灰色平面)之间存在一个空间角,我们可以简化为 α ;同时,拇指与食指的指骨轴线存在夹角 γ ,通过对5名年龄24—30岁之间的成年人(4男1女)的右手进行测量,取均值 $\alpha=53.4^\circ$, $\gamma=29.4^\circ$,测量数据如表1所示。

图2 人手运动学建模

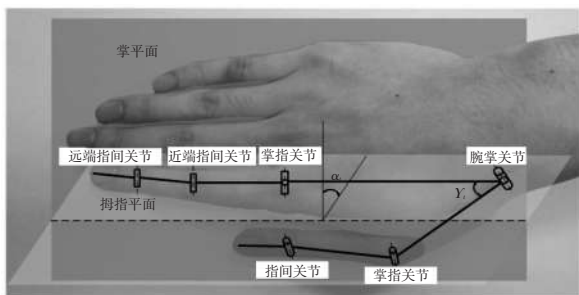


表1 拇指与掌平面夹角数据 (°)

	V1	V2	V3	V4	V5
α_i	54	47	60	53	53
γ_i	30	28	26	29	34

3 外骨骼康复机器人的设计

针对人手具有工作空间小、自由度多、尺寸变化、关节活动范围动态变化等特点,并结合人手指进行康复时,需要对各个关节进行精确的角度控制及力控制,我们设计了一种新型的人手康复机器人(图3)。它由驱动模块、传动模块和执行模块三部分构成,其中,驱动模块置于桌面上,只有执行模块佩戴于手背,这样大大减少了患手的负载。

3.1 驱动与传动模块

驱动模块主要由直流伺服电机与减速导线轮构成,传动模块采用钢丝绳+外套的传动方式,可以保证人手在一定范围内自由运动。每个关节传动各有2根钢丝绳,用来实现各关节的双向运动(屈曲/伸展和外展/内收)。

3.2 执行模块

见图4,执行模块由拇指外骨骼和食指外骨骼两部分构成,它们都安装在手掌佩戴装置上。手掌佩戴装置通过尼龙粘扣固定在手掌上,此外,食指和拇指外骨骼也是通过尼龙粘扣分别固定在食指和拇指的各段指骨上。各个关节模块上均安装有角度传感器,用来测量人手各关节转角;DIP关节模块集成了力传感器,用来测量人手的指尖力。此外,利用力传感器信息可对设备的摩擦力进行补偿,减少人手在主动康复模式下系统的阻力。此外,考虑到佩戴舒适性,在设备与患者手指的接触部分都有海绵垫片。

执行模块是患者人手与设备的直接接触界面,因此,安全性是首要考虑的问题。在安全性方面,我们通过可调的机械限位装置设定设备的最大转角。不同患者的关节活动度(range of motion, ROM)不同,同一患者在不同康复阶段其ROM也不同,通过调整设备的最大转角可保证其不超过患者的ROM,从而确保患手在训练过程中不会受到二次伤害。

图5所示,当改变关节转角设定时,人手食指佩戴设备实际能够达到的转角范围会发生变化,图5(a)中DIP关节: $0^\circ-80^\circ$, PIP关节: $0^\circ-90^\circ$, MCP1关节: $0^\circ-95^\circ$;而图5(b)中通过调整机械限位后的对应的最大转角范围则分别为: $0^\circ-40^\circ$, $0^\circ-40^\circ$, 和 $0^\circ-45^\circ$ 。

其次,对于不同的人手,各个指节的长度是不同的,为了适应不同的人手佩戴,手指外骨骼采用了针对各个关节的模块化设计,如DIP关节模块是针对食指远端端关节进行康复的,而关节模块之间,采用了销槽连接的方式(图6),通过将销固定在滑槽中的不同位置,可以调整各个相邻模块之间的相对距离,从而适应不同的人手指节长度。

表2是文献^[14]中给出的拇指和食指的指骨长度统计数据。表3为康复设备能够适应的人手指骨的范围。从表2—3显示,通过销槽连接的调整方式,我们的设备能够适应的人手尺寸范围完全可以包含正常人手的尺寸范围。

为实时测量并记录康复运动过程中的人手关节转角,康复机器人的各个关节模块均采用了平行四边形机构(图7)。

以食指DIP关节为例,机构的关节轴D安装有角度传感器,用来测量轴D的转角;杆BC通过粘扣固定在人手远端指节,其关节轴C与人手DIP关节对齐,转角相等。当手指DIP关节转过角度为 $\Delta\gamma$ 时,与角度传感器相连的连杆AD转过了角度 $\Delta\alpha$,由于机构ABCD在运动过程中始终为平行四边形,因此,杆AD和BC转过的角度相等,即 $\Delta\alpha=\Delta\beta$,而又如前所述,有 $\Delta\gamma+\Delta\lambda=\Delta\lambda+\Delta\beta$,因此 $\Delta\gamma=\Delta\alpha$,即角度传感器测得的角度始终与人手关节转角相等 $\Delta\alpha=\Delta\gamma$ 。

4 关节活动度实验

实验对象为10名年龄在20—30岁的成年人(8男2

图3 康复机器人物理样机

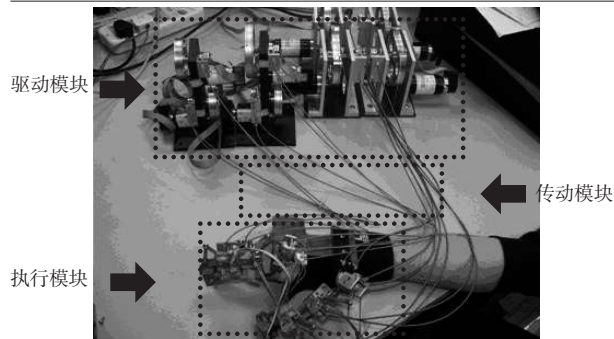


图4 康复机器人虚拟样机执行部分

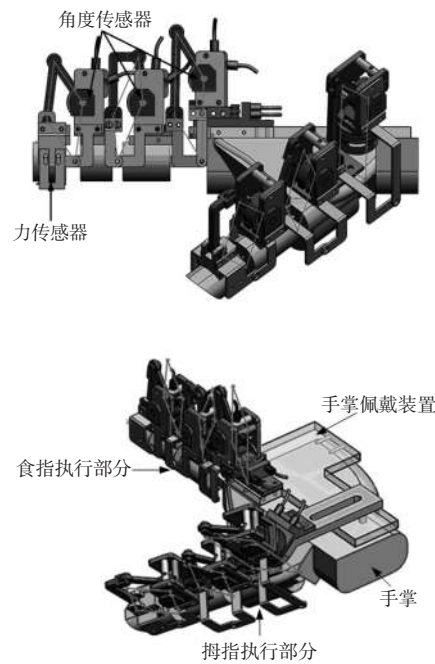


图5 机械限位效果示意图

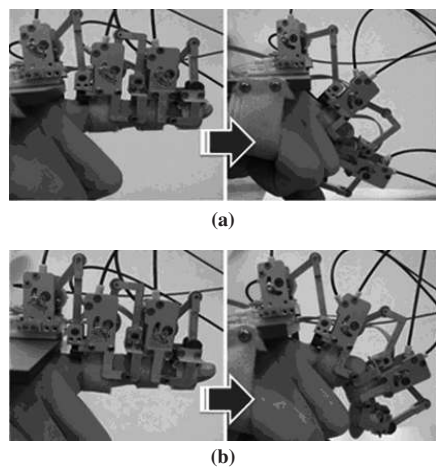


图6 销槽连接调节原理示意图

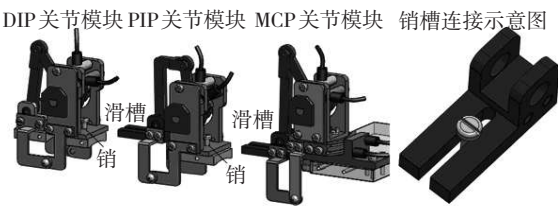


图7 平行四边形工作原理示意图

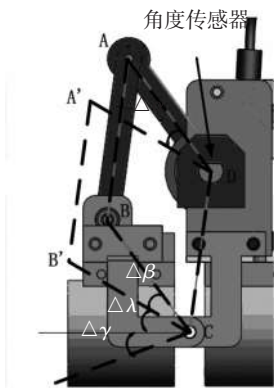


表2 人手拇指与食指指骨长度 (mm)

	远节指骨	近节指骨	掌骨
拇指	28	35	45
食指	17	25	43

表3 设备适应人手尺寸范围 (mm)

	远节指骨	中节指骨	掌骨
拇指	>15	30—40	40—50
食指	>15	22—30	40—55

女)。10名测试者右手依次佩戴康复设备,并在初始位置(拇指食指伸直,食指与掌平面保持水平,拇指自然伸直)完成各个关节角度传感器的标定。测试者佩戴康复设备依次对各个关节角进行屈曲/伸展运动(内收/外展运动),并达到自己的最大转角限度,反复3次。将10名测试者的各个关节的佩戴设备的30组转角数据求出平均值,并与志愿者不佩戴设备的30组转角数据的平均值进行比较(表4、5)。当人手佩戴设备时,关节的转角范围要比不佩戴设备时小,这是由于佩戴设备后尼龙粘扣在某种程度上限制了人手的运动。然而,从另一方面讲,患者的关节转角范围通常小于其健康时,这种阻碍同时也对患手具有一定的保护作用。

5 小结

本文介绍了一种新型人手康复机器人,它可以佩戴于拇指和食指,可独立控制手指各关节的运动,实现4种模式的

表4 拇指关节活动范围 (°)

关节名称	IP	MP	CMC1	CMC2
佩戴设备	71.0 ± 6.3	78.0 ± 4.23	3.4 ± 5.3	28.4 ± 6.9
不佩戴设备	82.0 ± 6.1	86.0 ± 4.7	35.1 ± 5.3	32.3 ± 5.8

表5 食指关节活动范围 (°)

关节名称	DIP	PIP	MCP1	MCP2
佩戴设备	46.5 ± 9.2	92.2 ± 4.5	84.2 ± 7.1	24.0 ± 6.1
不佩戴设备	65.0 ± 6.7	99.7 ± 4.3	92.0 ± 7.4	24.0 ± 3.6

康复治疗。同时,可适应不同尺寸的人手,并可调节各关节的关节转角范围,适应关节活动度的变化。通过力觉传感器和安装在设备各关节上的角度传感器的集成,设备可以达到对患者拇指和食指各关节转角的精确控制的目的。

参考文献

[1] 陶泉.手部损伤康复[M].上海:上海交通大学出版社,2006.

[2] 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.

[3] 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.

[4] 王人成,郑双喜,蔡付文,等.基于表面肌电信号的手指运动模式识别系统[J].中国康复医学杂志,2008,23(5):410.

[5] Mali U, Munih M. HIFE-Haptic interface for finger exercise [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2006, 11(1): 93—102.

[6] Ludovic Dovat, Olivier Lambercy. A Haptic Knob for Rehabilitation of Hand Function[J].IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2007, 15(3):977—982.

[7] Mark J.Lelieveld, Takashi Maeno, Tetsuo Tomiyama. Design and Development of Two Concepts for a 4 DOF Portable Haptic Interface With Active and Passive Multi-Point Force

Feedback for The Index Finger[C].ASME International Design Engineering Technical Conference & Computers and Information in Engineering Conference, 2006,5(4):282—291.

[8] Andreas Wege, Konstantin Kondak, and Günter Hommel. Mechanical Design and Motion Control of a Hand Exoskeleton for Rehabilitation[C]. IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, 2005(1):155—159.

[9] Yili Fu, Peng Wang, Shuguo Wang. Design and Development of a Portable Exoskeleton Based CPM Machine for Rehabilitation of Hand Injuries[C]. IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, 2007,(12): 1476—1481.

[10] Hasegawa Y, Mikami Y, Watanabe K,et al. Five-Fingered Assistive Hand with Mechanical Compliance of Human Finger [C]. IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2008(5):718—724.

[11] Chiri A,Giovacchini F, Vitiello N.HANDEXOS: Towards an Exoskeleton Device For the Rehabilitation of the Hand. IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2009(10):1106—1111.

[12] Hiroshi Yamaura, K. Matsushita, Ryu Kato, Hiroshi Yokoi. Development of Hand Rehabilitation System for Paralysis Patient: Universal Design Using Wire-Driven Mechanism[C]. 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2009(9):7122—7125.

[13] Worsnopp TT,Peshkin MA,Colgate JE, et al. An Actuated Finger Exoskeleton for Hand Rehabilitation Following Stroke [C]. IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2007(10):896—901.

[14] Huang YY, Low KH, “Initial Analysis and Design of an Assistive Rehabilitation Hand Device”, 2008 IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics(SMC 2008). 2586—2590.