面向康复工程的助行可穿戴外骨骼机器人的人类工效学设计

邱 静 程 洪 过浩星
(电子科技大学 成都 611731)

摘 要 中国社会正在逐渐进入老龄化,肢体残疾人群数也在不断增加,这逐渐加剧了我国康复专业人才的供需矛盾。为了缓解该矛盾,针对下肢运动功能完全或部分丧失的偏瘫及截瘫患者,设计了PRMI助行外骨骼机器人。该外骨骼系统对其穿戴者提供运动补偿以帮助其自然和有效地独立行走。介绍了PRMI助行外骨骼机器人设计目的。通过对外骨骼的人类工效学设计的分析,对PRMI外骨骼的可调范围、关节的运动范围、最大力矩、运动学上的一致性以及人机交互进行了介绍。

关键词 外骨骼,可穿戴,人类工效学
中图法分类号 TP249 **文献标识码** A **DOI** 10.11896/j.issn.1002-137X.2015.10.007

Ergonomic Considerations in Design of Wearable Exoskeleton to Aid Walking

QIU Jing CHENG Hong GUO Hao-xing
(University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu 611731, China)

Abstract Because of the growing population aging and large number of physically disable population in china, the contradiction between supply and demand of rehabilitation professionals in china is gradually growing. In order to resolve this contradiction, the PRMI exoskeleton robot was designed for hemiplegia and paraplegia patients, who lost partially or completely their motor functions of the lower extremity. The exoskeleton system provides motion compensation to its wearer to aid walking. This paper introduced the design of PRMI assist exoskeleton robot objectives. Through analysis of ergonomic consideration in design of the PRMI wearable exoskeleton, several ergonomic aspects were presented in this paper, including the adjustable range, joint range of motion, the maximum torque, the kinematics of consistency and human-computer interaction.

Keywords Exoskeleton, Wearable, Ergonomics

1 绪论

我国第六次人口普查结果表明[1)],我国60岁及以上人口占全部人口的13.26%,并以年均3.32%的速度持续增长,显示我国正逐渐进入老龄化社会。中国残疾人联合会第二次全国残疾人抽样调查结果表明[2)],我国肢体残疾人群达2400万,偏瘫和截瘫总数已超过800万,这些问题每年都给我国社会的发展带来上千亿的经济损失。这些因素将影响相应人群的运动功能系统,会导致下肢关节紊乱并且产生非正常步态模式。

步态是人行走的基本模式。导致非正常的步态可能有多种因素,例如小脑疾病、神经肌肉疾病、中风、脑部或者脊椎损伤等[1,2]。研究表明,截瘫或偏瘫患者可以通过持续的运动以提高其活动性[3-5]。随着人口老龄化日趋严重,以及人民生活水平的提高,我国康复专业人才的供需矛盾日渐凸显出来。传统康复训练中完全依赖康复医师和专业护士一对一进行训练指导,但由于多种因素的影响,例如专业人员数量少、有效工作时间短以及较昂贵的医疗费用,使大多数偏瘫患者长期得不到有效和规范化的康复训练。同时,因患者及家属缺乏正规的专业康复训练知识、训练方法不科学,使得很多患者错过了最佳的康复期,甚至因得不到有效的康复训练而逐渐丧失了肢体活动能力。

康复机器人能够提供持续适应患者需要的大量高密度治疗,且已经被证明比传统康复治疗方法更有效,特别是针对偏瘫和截瘫的运动功能恢复[6]。助行可穿戴外骨骼机器人可以帮助由于年老或者疾病等原因行走能力在一定程度上或者完全受损的人群重建起运动能力,帮助其行走,完成各种日常生活所需的运动。

顺应康复机器人的蓬勃发展趋势,面对我国的人口老龄化以及肢体运动功能损伤的人口数量众多等严峻形势,电子

1) http://www.gov.cn/test/2012-04/20/content_2118413.htm

2) http://www.cdpf.org.cn/sytj/content/2008-04/07/content_30316033.htm

到稿日期:2014-09-19 返修日期:2015-02-11 本文受国家自然基金青年基金(71201017),中央高校基本业务费(ZYGX2012J101)资助。

邱 静(1977-),女,博士,副教授,主要研究领域为人因工程、人机交互,E-mail:qiujing@uestc.edu.cn;程 洪(1973-),男,博士,教授,主要研究领域为智能机器人、模式识别,E-mail:hcheng@uestc.edu.cn;过浩星(1990-),男,硕士生,主要研究领域为机械设计,E-mail:guohaoxing@gmail.com。

科技大学模式识别和机器智能实验室开发了一款助行机器人。本文将从人类工效学角度提出助行可穿戴外骨骼机器人开发的关键因素并且展现该系统的初步研究结果。

2 助行外骨骼工效学设计基础

外骨骼机器人被定义为提供保护和支持的一个硬的外置结构。从工程特别机电学角度来说，外骨骼系统是为其穿戴者增强物理能力的一种机电可穿戴设备[7,8]。一般来讲，外骨骼机器人可以分为两类：人体功能增强和康复机器人，前者主要是增强和突破一个正常人的能力限制，后者主要是针对具有运动病变的患者辅助设备，同时也被称作为主动矫形器[9]。尽管这两种外骨骼在所采用的控制方法上有所区别，但是从基本功能上来讲它们具有相似性[10]。

早在1890年，外骨骼系统起源可以追溯到Yagn所提出的外骨骼概念。直到本世纪初，由美国国防部支持研发的BLEEX (Berkeley Lower Extremity Exoskeleton)掀起了外骨骼研究和应用的热潮[11]。同时，美国国防部还资助了Sarcos Research Corporation WEAR[12]和MIT外骨骼[12]。同时，新加坡南洋理工大学也开发近似于BLEEX的NTU-LEE外骨骼机器人[14,15]。

用于康复工程的外骨骼机器人包括基于跑步机和着地康复训练外骨骼机器人以及助行外骨骼机器人。目前基于跑步机的康复训练外骨骼机器人较成熟的产品和研究结果有Lokomat[16]、LOPES[17,18]、ALEX[19]以及ANdROS[20]。较有代表性的着地康复训练外骨骼机器人有WalkTrainer[21]和NaTUre-gaits[22]。助行下肢外骨骼机器人是可穿戴便携式用于帮助步态紊乱或者运动功能丧失的患者站立行走的设备，其需要穿戴者在行走过程中自己平衡。由日本筑波大学的Yoshiyuki Sankai教授所领导的Cybernics Lab开发的HAL(Hybrid Assistive Limb)系列下肢外骨骼用于协助步态紊乱的病人行走[23,24]。该类系统还包括EKSO[1)]、REX[26]和ReWalk[27]。

一个基于工效学设计的系统应该能够保证其使用者的安全性、健康性以及舒适性。因此，外骨骼机器人的开发和设计中必须充分考虑以下4大因素：1)人体下肢生物力学特别是髋关节、膝关节和踝关节的运动特点和功能；2)人机物理交互界面；3)人机交互模式；4)能源、执行器以及执行系统的机制[12]。从一个实际的角度上来讲，就是保证外骨骼系统与人体肢体的正确运动配合度以及机械结构以提供一个舒适且适合的人机交互界面。

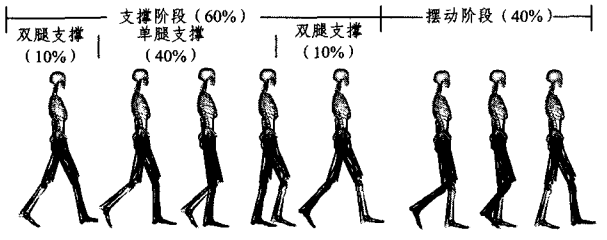

图1 人体下肢行走步态运动阶段的划分

人行走过程所显示出来的步态作为最为常见的周期性运动，是对人体下肢分析研究的一个必要环节。根据脚底与地面的接触状态可以对步态进行阶段划分，如图1所示。对于单条腿来说，整个行走步态周期可以分为站立和摆动两大阶段。根据足底与地面接触面积的大小，可以将整个行走步态周期划分为初始接触、重心转移、站立中期、站立末期、摆动准备、初始摆动、摆动中期和摆动末期。

比较典型的关节运动包括关节运动学构成、自由度以及运动范围。髋关节是一个典型的球窝关节，具有3个自由度，能在3个旋转轴上做屈/伸、外摆/内收和外旋/内旋等各种动作，是人体位置最深的关节。膝关节是人体最大最为复杂的关节，由股骨、胫骨和髌骨共同组成，人体日常生活中的较大负荷也导致了膝关节是人体下肢运动中的重要关节。值得注意的是，膝关节接触骨面形状不规则，骨面之间既有相对滚动又有相对滑动，膝关节在绕轴转动的同时还伴有关节瞬时转动中心(Instant Centre of Rotation)的滑移运动[12]。踝关节只有一个运动轴，但是由于踝关节的关节面并未填满关节窝，因此踝关节仍可以绕其他两个轴做较小的运动。表1给出典型的人体下肢关节的自由度和运动范围。

表1 人体下肢运动生物力学属性[12]

下肢关节	自由度	运动范围(度)	扭矩(Nm)
髋关节	3	140/15(屈/伸) 40/30-35(收/展) 15-30/60(内旋/外旋)	140/20(屈/伸)(走) 40-80(跑)
膝关节	2	120-140/0-10(屈/伸)	50/140(走) 125-273(跑)
脚踝关节	4	40-50/20(屈/伸) 30-35/15-20(内旋/外旋)	165(伸)(走) 180-240(跑)

Crowell等在为下肢外骨骼机器人设计的指南中指出，任何一款外骨骼机器人应该至少满足的自由度为：1)3个盆骨自由度，即矢状面、额状面和水平面转动；2)3个髋关节自由度，包括屈/伸、收/展、内旋/外旋；3)1个膝关节屈自由度；4)1个踝关节屈/伸自由度；5)1个脚关节的跖趾关节自由度[28]。出于安全因素的考虑，外骨骼机器人的关节活动度应该稍小于人体关节活动度。

由于人体关节复杂的运动特性，例如膝关节瞬时转动中心，外骨骼系统不能完全和人体关节运动一致。过于简单的外骨骼关节设计会引起较低运动一致性，并且导致不必要的人机交互力，然而过于复杂的关节设计将增加设计的费用以及复杂度，甚至降低人机交互过程中整体系统的可靠性。同时，人体下肢是一个极其复杂的运动冗余系统，因此没有可能设计一个完全匹配人体下肢关节的外骨骼系统[12]。

3 PRMI外骨骼机器人的工效学设计

可穿戴助行外骨骼机器人在穿戴者交互的过程中，帮助失去移动能力的穿戴者在各种环境下移动。人体生物力部分或完全丧失将导致病患的关节不稳定以及其身体在站立过程中下滑。因此，外骨骼机器人系统应该提供弥补穿戴者丧失的关节力量的能力，以帮助穿戴者稳定以及行走。外骨骼机器人系统将通过执行系统为穿戴者的关节提供相应的力矩。

鉴于人体下肢运动特点及其复杂性、人机交互以及驱动和执行系统，把临床应用作为关键因素来开发我们的PRMI助行外骨骼机器人系统。

1) http://www.eksobionics.com/ekso

3.1 可调范围

为了适应不同人体尺寸的人群，Crowell 等指出用于非军用的外骨骼系统应该覆盖 5%的女性至 95%的男性。为了适应中国人不同人体尺寸，PRMI 助行外骨骼机器人将适用于 5%中国女性和 95%中国男性，即大腿长度 402mm～505mm 和小腿长度 313mm～403mm。为了设计的方便，我们将大腿长度可调范围设定为 400mm～510mm，小腿长度可调范围设定为 310mm～410mm。

3.2 关节自由度及其活动度

为了提高外骨骼机器人穿戴者的舒适性，外骨骼的设计应该接近正常人体下肢生物力学性能。为此，我们采用临床步态分析数据，该数据来自 Opensim 软件所提供的 Gait2392 人体模型。该模型的原始数据是通过采集人体的 39 个标记点的运动数据，将其标准化到 70kg 人体运动的数据。

图 2 给出了髋关节在一个步态周期的角度变化趋势。从图中可以看出，在一个步态周期中大腿以近似正旋屈伸运动。结合表 1 所给的人的下肢生物力学特点，同时为了使外骨骼机器人尽量近似人体关节的生物力学特点，PRMI 助行外骨骼机器人的髋关节设计为 3 个自由度，其活动度为 110°屈曲和 10°伸展、10°内收和 30°外展，以及 5°内旋和 10°外旋。

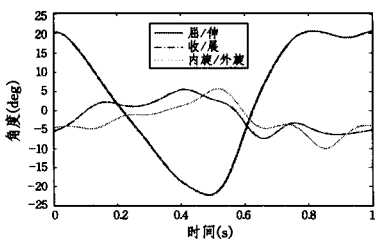

图 2 步态数据髋关节角度

图 3 给出膝关节在人行走过程中一个步态周期矢状面上的角度变化，其在屈曲 8°到 72°变化。由表 1 可以看出，人体膝关的屈曲角度远远大于 72°。同时考虑到助力外骨骼机器人使用场景(例如坐-站等)，PRMI 助行外骨骼机器人膝关节的活动度为屈曲 5°到 120°。

踝关节在人行走过程中一个步态周期的角度变化趋势和大小如图 4 所示，其最小值为伸展近 5°，最大值为屈曲近 15°。同时根据表 1 可知，人的踝关节的变化的平均范围为屈曲 50°～伸展 20°。由于踝关节的复杂度较高，因此 PRMI 助力外骨骼机器人选择屈曲 45°和延伸 20°，以补偿足关节的微小自由度。

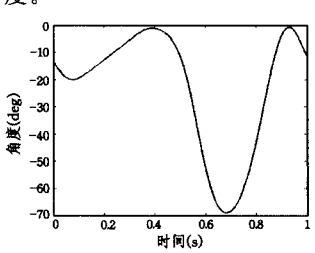

图 3 步态数据膝关节角度

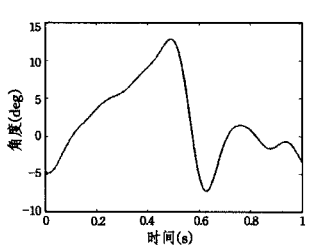

图 4 步态数据踝关节角度

3.3 人机物理交互界面

为了降低人机交互过程中能量传递过程的消耗并提高穿戴者的舒适性，PRMI 将按照穿戴者的下肢体型设计，以提高外骨骼和人体的贴合度，如图 5 所示。

物理人机界面设计在外骨骼设计中非常重要，因为它是将外骨骼产生动力传递给穿戴者，以帮助穿戴者独立地行走。因此它具有两重功能：固定人和外骨骼机器人；为身体重量提供支持[12]。不正确的设计将导致不能给其穿戴者提供足够的支撑甚至会导致严重的损伤。因此，人机界面的绑缚的方法、接触面积以及接触力在设计过程应该加以考虑。为此，绑缚的方法在保证其外骨骼和穿戴者之间对齐的同时，要使其传递的力量最大化，并且应该保证外骨骼穿戴者的舒适性和可用性。针对助行外骨骼，由于外骨骼是通过其与穿戴者的交互界面传递力，因此二者应通过硬质半圆界面(如图 5 中人体腿部的黑色半圈)交互，该半圆界面将利用绷带将人体固定。

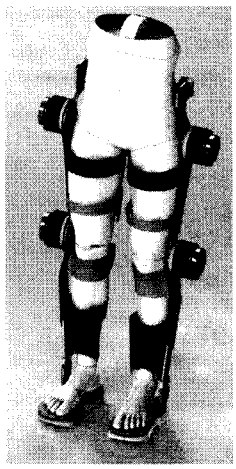

图 5 PRMI 助行外骨骼机器人系统

在后跟着地以后，膝关节的肌无力将对膝关节造成较大影响。在这个阶段，重力和身体步态将引起膝关节屈曲。为了使外骨骼系统提供补偿膝盖屈伸控制能力，特别是弥补导致膝盖在重力作用下塌陷的四头肌的功能，PRMI 将借鉴文献[28]中的 4 点接触系统，如图 6 所示。该接触系统可以减少对膝盖造成的内应力，同时降低矢状面的力矩。其证明如图 6 所示，(d)给出了 3 点接触系统作用于膝盖的剪切力，(c)给出了 4 点接触系统作用于膝盖的剪切力。4 点接触系统作用于膝关节的剪应力会抵消掉，使得接触应力减少。因此 4 点接触系统在补偿膝关节的稳定性上优于 3 点接触系统。

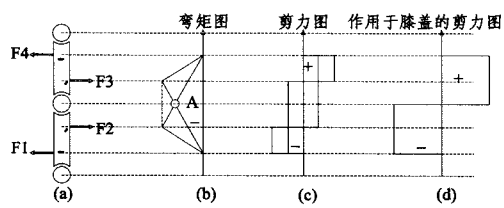

图 6 膝关节 4 点接触系统

结束语 本文给出了 PRMI 机械结构设计过程，基于人因学考虑，保证了穿戴者在使用外骨骼机器人过程中的安全性、健康性和舒适性。基于人体下肢生物力学特点，例如行走阶段的主要关节自由度和活动范围的分析，定义了 PRMI 外骨骼机器人的关节自由度以及活动度。并且针对膝关节生物力学特征，采用了 4 点绑缚系统，以提供站立状态下膝关节的稳定性。同时，该绑缚系统设计以将外骨骼穿戴的最大力作用到人体上为目的，同时达到穿戴者的舒适性。

在未来研究中，有必要对该绑缚系统设计进行一系列实验和测试验证，并且优化外骨骼绑缚系统，这也是成功设计外骨骼系统的精髓所在。

参 考 文 献

[1] Murray S, Goldfarb M. Towards the use of a lower limb exoskeleton for locomotion assistance in individuals with neuromuscular locomotor deficits[C]// Proceeding of IEEE Annual International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society. 2012:1912-1915

[2] Franch O, Calandre L, Álvarez-Linera L, et al. Gait disorders of unknown cause in the elderly: Clinical and MRI findings[J]. Journal of the Neurological Sciences, 2009, 280(1): 84-86

[3] World Health Organization. World Health Statistics 2011 [R]. World Health Organization, 2011

[4] Dietz V, Harkema S J. Locomotor activity in spinal cord-injured persons[J]. Journal of Applied Physiology, 2004, 96(5): 1954-1960

[5] Wernig A, Müller S, Nanassy A, et al. Laufband therapy based on 'rules of spinal locomotion' is effective in spinal cord injured persons[J]. European journal of neurology, 1995, 7(4): 823-829

[6] A Roadmap for U. S. Robotics: from Internet to Robotics[OL]. http://robotics-vo. us/sites/default/files/2013% 20Robotics% 20Roadmap-rs. pdf, 2013

[7] Taha Z, Majeed A P P A, Tze M Y W P. Preliminary Investigation on the Development of a Lower Extremity Exoskeleton for Gait Rehabilitation: A Clinical Consideration [J]. Journal of Medical and Bioengineering, 2015, 4(1): 1-6

[8] Krebs H, Dipietro L, Levy-Tzedek S, et al. A paradigm shift for rehabilitation robotics[J]. Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE, 2008, 27(4): 61-70

[9] Gams A, Petric T, Debevec T, et al. Effects of robotic knee-exoskeleton on human energy expenditure[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2013, 60(6): 1636-1644

[10] Jimenez-Fabian R, Verlinden O. Review of control algorithms for robotic ankle systems in lower-limb orthosis, prostheses, and exoskeletons[J]. Medical Engineering & Physics, 2012, 34(4): 397-408

[11] Zoss A B, Kazerooni H, Chu A. Biomechanical design of the berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX) [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2006, 11(2): 128-138

[12] Low K. Robot-assisted gait rehabilitation: From exoskeletons to gait systems[C]// Proc. Defense Science Research Conference and Expo. 2011: 1-10

[13] Guizzo E, Goldstein H. The rise of the body bots [J]. Spectrum, IEEE, 2005, 42(10): 50-56

[14] Walsh C J, Pasch K, Herr H. An autonomous, under actuated exoskeleton for load-carrying augmentation[C]// Proceeding of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. 2006: 1410-1415

[15] Liu X, Low K. Development and preliminary study of the NTU lower extremity exoskeleton[C]// Proceeding of IEEE Conference on Cybernetics and Intelligent Systems. 2004: 1243-1247

[16] Jezermik S, Colombo G, Keller T, et al. Robotic orthotics lokomat: a rehabilitation and research tool [J]. Neuromodulation, 2003, 6: 108-115

[17] Veneman J F, Kruidhof R, Hekman E E G, et al. Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2007, 15(3): 379-386

[18] van Asseldonk E H F, van der Kooij H. Robot-Aided Gait Training with LOPES[M]// Neurorehabilitation Technology, 2012: 379-396

[19] Banala S, Agrawal S, Scholz J. Robot Assisted Gait Training with Active Leg Exoskeleton[J]. IEEE Transaction on Neural System Rehabilitation Engineering, 2009, 17(1): 2-8

[20] Unluhisarcikli O, Pietrusinski M, Weinberg B, et al. Design and control of a robotic lower extremity exoskeleton for gait rehabilitation[C]// 2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS). 2011

[21] Bouri M, Stauffer Y, Schmitt C, et al. The WalkTrainer: A robotic system for walking rehabilitation[C]// Proc. IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics(ROBIO'06). 2006: 1616-1621

[22] Wang P, Low K, Tow K, et al. Initial system evaluation of an overground rehabilitation gait training robot (NaTUre-gaits) [J]. Advanced Robotics, 2011, 25(15): 1927-1948

[23] Sankai Y. HAL: Hybrid assistive limb based on cybernics[M]// Robotics Research. Springer, 2011: 25-34

[24] Kawamoto H, Sankai Y. Power assist method based on phase sequence driven by interaction between human and robot suit[C]// Proceeding of IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication. 2004: 491-496

[25] Sanki Y. Leading edge of cybernics: Robot suit HAL[C]// SICE-ICASE International Joint Conference. 2006: 1-2

[26] Swift T, Strausser K, Zoss A, et al. Control and experimental results for post stroke gait rehabilitation with a prototype mobile medical exoskeleton[C]// Proceeding of ASME 2010 Dynamic Systems and Control Conference. 2010

[27] Wirz M, Rupp R. Clinical application of a robotic device for locomotion[M]// Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation. Berlin Heidelberg: Springer, 2013: 973-975

[28] Crowell H P, et al. Human engineering design guidelines for a powered, full body exoskeleton[R]. Aberdeen Proving Ground: U. S. Army Res Lab, ARL-TN-60, 1995

[29] Pons J L. Wearable Robots: Biomechatronic exoskeletons[M]. Wiley & Sons, 2008

(上接第 12 页)

[42] Yang J B, Mao Q, Xiang Q L, et al. Domain adaptation for coreference resolution: An adaptive ensemble approach[C]// Proceedings of the 2012 Joint Conference on Empirical Methods in Natural Language Processing and Computational Natural Language Learning. Association for Computational Linguistics, 2012: 744-753

[43] Duan L, Tsang I W, Xu D, et al. Domain adaptation from multiple sources via auxiliary classifiers[C]// Proceedings of the 26th Annual International Conference on Machine Learning. ACM, 2009: 289-296

[44] Belkin M, Niyogi P, Sindhwani V. Manifold regularization: A geometric framework for learning from labeled and unlabeled examples[J]. Journal of Machine Learning Research, 2006, 7(3): 2399-2434

[45] Evgeniou T, Micchelli C A, Pontil M. Learning multiple tasks with kernel methods[J]. Journal of Machine Learning Research, 2005, 6: 615-637

[46] Eaton E, desJardins M. Set-based boosting for instance-level transfer[C]// IEEE International Conference on Data Mining Workshops, 2009(ICDMW'09). IEEE, 2009: 422-428