

下肢康复机器人及其交互控制方法

胡进¹ 侯增广¹ 陈翼雄¹ 张峰^{1,2} 王卫群¹

摘要 瘫痪病人的数量与日俱增,其康复训练通常是一个长期的过程.相对于传统的理疗,使用机器人辅助康复训练能够提高效率,降低成本,减少理疗师的人员和体力消耗,因此节省了康复医疗资源,并且可以完成更加多样的主被动训练策略,从而提高了康复效果.根据患者进行康复运动时的身体姿态,下肢康复机器人可分以下 4 类:坐卧式机器人、直立式机器人、辅助起立式机器人和多体位式机器人,坐卧式又细分为末端式和外骨骼式,直立式进一步划分为悬吊减重 (Suspending body weight support, sBWS) 步态训练机器人和独立可穿戴式机器人.由于下肢康复机器人是与运动功能受损的患肢相互作用,为了给患者创造一个安全、舒适、自然的训练环境,机器人和患者之间的交互控制不可或缺.根据获取运动意图时所使用的传感器信号,交互控制可以基本分为两类:1) 基于力信号的交互控制;2) 基于生物医学信号的交互控制.在基于力信号的交互控制中,力位混合控制和阻抗控制是最为常用的两种方法;而在基于生物医学信号的交互控制中,表面肌电 (Surface electromyogram, sEMG) 和脑电 (Electroencephalogram, EEG) 最常被用于运动意图的推断.

关键词 下肢康复机器人, 研究现状, 交互控制, 生物医学信号, 发展趋势

引用格式 胡进, 侯增广, 陈翼雄, 张峰, 王卫群. 下肢康复机器人及其交互控制方法. 自动化学报, 2014, 40(11): 2377–2390

DOI 10.3724/SP.J.1004.2014.02377

Lower Limb Rehabilitation Robots and Interactive Control Methods

HU Jin¹ HOU Zeng-Guang¹ CHEN Yi-Xiong¹ ZHANG Feng^{1,2} WANG Wei-Qun¹

Abstract The number of paralytic sufferers is currently growing huge and the rehabilitation for them is usually a long-time process. Compared to the traditional physiotherapy, rehabilitation with the assistance of robots can reduce the cost and time, and less labor intensity is required. Moreover, various training strategies are provided by robots, so that rehabilitation effect can be improved. Lower limb rehabilitation robots are categorized into horizontal exercisers, vertical locomotors, sit-to-stand aids and multi-orientation hybrids, according to the posture of patient during therapy. Horizontal exercisers are subcategorized into end effectors and exoskeletons, and vertical locomotors are further grouped as suspending body weight support (sBWS) based gait trainers and stand-alone wearables. Interactive control between mechanism and patient is required to create a secure, comfortable and natural training environment for paralytic patients. According to the signals employed to deduce the movement intention of patients, interactive control methods are classified into force-based control and biomedical-signal-based control. Two approaches that are in particular worth mentioning for force-based interactive control are hybrid force-position control and impedance control. Surface electromyogram (sEMG) and electroencephalogram (EEG) are two mostly used signals for biomedical-signal-based control.

Key words Lower limb rehabilitation robot, state of the art, interactive control, biomedical signals, future development

Citation Hu Jin, Hou Zeng-Guang, Chen Yi-Xiong, Zhang Feng, Wang Wei-Qun. Lower limb rehabilitation robots and interactive control methods. *Acta Automatica Sinica*, 2014, 40(11): 2377–2390

中风和脊髓损伤是导致下肢运动功能障碍的两大主要原因.中风又称脑卒中,是一种急性的脑血管

疾病,其发病突然并且难以预测.它能够造成永久性的大脑神经损伤,致残率一直居高不下,幸存的患者常常会遭受后遗症的折磨,偏瘫就是其中最为常见一种.根据卫生部的统计数据显示,2011年,在我国40岁以上的人群中,新发缺血性脑卒中的人数约为133.4万,标化发病率约为230/10万人,并且正在以每年将近9%的速率在上升;截至到2012年底,我国脑卒中标化患病率约为1.82%,40岁以上的罹患人群高达1036万人,其中65岁以下人群约占50%,年轻化趋势严重^[1].在幸存的脑卒中患者中,大约有75%的人不同程度地丧失了劳动或生活自理能力,其中40%左右的患者重度致残^[2].目前,脑卒中已经成为我国60岁以上人群残疾的第

收稿日期 2013-07-05 录用日期 2014-07-18
Manuscript received July 5, 2013; accepted July 18, 2014
国家自然科学基金项目 (61225017, 61175076), 国家国际科技合作专项项目 (2011DFG13390) 资助

Supported by National Natural Science Foundation of China (61225017, 61175076) and the International Science & Technology Cooperation Project of China (2011DFG13390)

1. 中国科学院自动化研究所复杂系统管理与控制国家重点实验室 北京 100190 2. 中国科学院自动化研究所精密感知与控制研究中心 北京 100190

1. State Key Laboratory of Management and Control for Complex Systems, Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190 2. Research Center of Precision Sensing and Control, Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190

一位原因^[4]。脊髓损伤则通常是由严重的脊柱外伤造成,各种意外事故都有可能引起脊髓损伤的发生。和中风一样,脊髓损伤有着很高的致残率,可能导致截瘫、四肢瘫等病症,严重妨碍了患者的日常生活活动。根据 2006 年的统计数据显示,全世界脊髓损伤的患病率为 233~755/100 万,每年的发病率为 10.4~83/100 万^[3]。中国康复研究中心和北京卫生信息中心公布的北京市脊髓损伤发病率调查报告显示,20 世纪 80 年代末北京市脊髓损伤发病率仅为 6.8/100 万,而 2002 年则达到了 60/100 万^[4],在 14 年时间里上升了 7.82 倍。

由于脑血管疾病的高发病率和频繁发生的各种意外事故,中国的瘫痪患者数量与日俱增。根据第二次全国残疾人抽样调查^[5]和第六次全国人口普查的数据^[6]推算,2013 年中国的肢体残疾者数量达到了 3700 万,占全国人口的 2.65%,平均年增长率为 6.30%。然而,与庞大的康复医疗需求相矛盾的是,可用的康复医疗资源相对有限。中国现阶段需要康复治疗师约 11.47 万人,人才缺口达 10.09 万人,开设康复医学科的综合医院仅有 3288 家,占全国综合医院总数的 24.6%,其中只有一半开设康复病区^[7]。2002 年的统计数据^[8]显示,只有 1.5% 的脊髓损伤患者能够接受康复治疗^[8]。

针对瘫痪患者,在经过诸如外科手术等急性期的临床处理后,康复成为主要的一种治疗手段,它能够帮助患肢恢复运动功能,重新学习日常生活活动,从而尽最大可能地帮助患者回归正常生活。这通常都是一个相当长期的持续过程,有时甚至可能贯穿患者一生的时间。在传统的康复治疗手段中,患者的运动训练主要依靠理疗师的手动辅助,一般比较耗时,成本也相对较高;并且由于主动训练难以手动实现,所以患肢的运动基本上都是被动的,训练策略比较单一;此外,在训练过程中,患肢的运动轨迹以及施加在患肢上的力度往往难以保持良好的一致性。而使用康复机器人辅助患者运动训练则可以提高效率、降低成本,并能够实现多种不同的主被动训练策略,同时机器人的运动轨迹和施加在患肢上的力度具备良好的一致性。

除了上面提到的不足,传统的训练手段还很消耗患者和理疗师的体力,尤其是下肢的康复运动,因此,患者常常无法获得足够频次和强度的运动训练,每次的训练也都无法持续足够长的时间。康复机器人则可以减轻治疗过程中患者和理疗师体力负担,从而提高了康复训练的频率和持续时间。以常见的减重步行训练为例,在传统的方法中,至少需要三个理疗师才能完成一次步态训练,其中一位负责支撑患者的体重,剩下的两位各负责患者一条下肢的运动。然而,悬吊减重式步态训练机器人能够实现与传

统方法几乎相同的康复效果,但却大大地降低了所需的体力付出,整个步态训练过程只需要一个理疗师进行少量的协助和在旁监护即可。显然,步态机器人可以显著地增加患者的练习次数以及每次持续的时间。因此,相对于传统理疗,使用机器人辅助瘫痪患者进行康复显然是一种更加优越的训练方法。

本文系统地回顾了下肢康复机器人的发展现状以及机器人和患者之间的交互控制方法。文章后面的几个章节安排如下:在第 1 节中将下肢康复机器人分为了 4 类,分别是坐卧式机器人、直立式机器人、辅助起立式机器人和多体位式机器人,文中对每类设备的功能特点和适用范围进行了总结。此外,针对每类下肢康复机器人,选择了目前有代表性的设备,概述了它们的机械结构、训练策略和临床实验,并分析了每款机器人的优缺点。第 2 节综述了机器人与患者之间的交互控制方法,详细介绍了基于力信号的交互控制以及基于生物医学信号的交互控制。最后一节在总结全文的基础上,讨论了下肢康复机器人未来的发展趋势。

1 下肢康复机器人

目前,关于下肢康复机器人的概念,还没有一个标准通用的叙述。但是根据普遍公认的理解,下肢康复机器人就是能够辅助下肢运动功能受损的瘫痪患者自动或半自动完成康复训练的机电一体化设备。它主要通过对患肢实施运动训练和功能性电刺激的方法,对患者受损的中枢神经形成反馈,刺激损伤神经的再生或者未损伤神经对损伤功能的代偿,以达到神经康复的目的。在过去十几年的时间里,由于医疗市场的广泛需求,以及机器人技术的快速发展,大量的研究机构和公司开始对下肢康复机器人进行开发研究,其中的一些研究成果已经成功地产品化。根据患者在康复训练中的身体姿态,下肢康复机器人大致分为以下 4 大类:坐卧式机器人、直立式机器人、辅助起立式机器人和多体位式机器人。

1.1 坐卧式机器人

坐卧式下肢康复机器人最大的优势在于,在运动训练过程中,患者处于坐立、斜躺或平躺的姿态,无需下肢为身体提供支撑,因此它适用于运动功能完全丧失的瘫痪患者。但是对于已经能够部分自主控制下肢肌肉收缩的患者而言,坐卧的身体姿势不利于患肢步行功能的恢复。根据机构与患肢之间相互作用方式,坐卧式下肢康复机器人可以进一步细分为末端式和外骨骼式。

1.1.1 末端式机器人

末端式机器人通常采用一对脚踏板与患者的双足相接触,除此之外机构和患者之间再无其他的相

互作用点. 这类机器人成本较低, 易于操作使用, 但只能实现相对简单的训练策略和末端运动轨迹, 属于下肢康复机器人中的低端设备, 多用于缓解瘫痪带来的关节僵硬、肌肉萎缩等并发症, 康复效果非常有限.

电动踏板是目前最常使用的一种末端式下肢康复机器人, 结构简单, 单自由度驱动. 在运动训练过程中, 患者的双足放置于脚踏板上, 进行固定轨迹的圆周运动, 完成循环往复的踏板训练. 目前有很多家公司都生产了相类似的踏板设备, 如北京宝达华的 PT-2-AXG 型自动康复机^[9]、美国 Restorative Therapies 的 RT300 Leg^[10] 和德国 RECK-Technik GmbH & Co. KG 的 MOTomed^[11] 等. 后两种设备不仅可以完成踏板训练, 而且还集成了功能性电刺激 (Functional electrical stimulation, FES), 实现了运动与 FES 相结合的康复策略.

除了常见的踏板之外, 一些研究机构还开发了其他不同形式的多自由度末端式机器人. 哈尔滨工程大学研制了一款平躺式的下肢康复设备, 它采用并联式的机械结构^[12-13], 共包含三个自由度, 一个滑动关节实现两条腿循环往复的协调联动, 两个旋转自由度用于调整运动训练过程中踝关节的角度. 相较于踏板设备, 该机器人在脚踏板处增加了两个独立驱动的旋转关节, 实现了对踝关节角度的控制, 但是下肢末端 (脚踝处) 的运动轨迹依然是固定的, 并且目前只具备被动的康复训练策略.

Lambda 是由瑞士洛桑联邦理工学院 (Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne) 机器人系统实验室开发的末端式下肢康复机器人 (图 1), 它采用形如 λ 的并联机械结构, 左右两侧对称, 每侧均为三自由度, 包括两个平移关节和一个旋转关节^[14]. Lambda 是目前末端式下肢康复机器人中自由度最多的设备, 能够实现下肢髋膝踝关节在矢状面内的运动, 末端轨迹可以在机器人的工作空间内自由规划, 但是目前该设备还只能完成被动的运动训练, 尚不具备主动康复训练的功能.



图 1 Lambda^[14]

Fig.1 Lambda^[14]

1.1.2 外骨骼式机器人

外骨骼式下肢康复机器人的执行机构一般由两条机械腿组成, 其结构类似于人体下肢, 各个关节也与下肢的某些运动自由度一一对应. 在训练过程中, 下肢沿着机械腿并列进行安放固定, 除了脚踏板与双足相接触外, 在腿部也可能存在多处肢体与机构之间的交互点. 外骨骼式下肢康复机器人既可以方便地实现单关节的运动, 也能够完成多关节协调的训练, 运动轨迹在工作空间内自由可编程, 并具备多种主被动康复训练策略.

Physiotherabot 是由土耳其耶尔德兹技术大学 (Yıldız Technical University) 机械电子工程学院开发的外骨骼式下肢康复机器人^[15], 它由一张躺椅和两条三自由度的机械腿组成, 能够完成下肢髋关节的展收和髌膝关节的屈伸. 在进行运动训练时, 下肢有三个部位固定在机械腿上, 分别是足部、踝关节上部以及膝关节上部, 其中后两处安装了力传感器, 用以检测两者之间交互作用. Physiotherabot 可以实现多种主被动训练策略, 还能模拟传统的理疗师手动康复训练, 并以健康人和患者为被试对象进行了实验^[15-17]. 此外, 开发者还提出了结合表面肌电信号的康复训练策略和评价方法^[18], 但尚未给出进一步的仿真、实验和临床研究结果.

MotionMaker 是由瑞士洛桑联邦理工学院 (Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne) 机器人系统实验室开发的坐卧式外骨骼下肢康复机器人 (图 2), 并由瑞士公司 Swortec 产品化后推向市场. 它由一张倾斜度可调的躺椅和两条三自由度的机械腿组成, 可以完成下肢髋膝踝关节的屈伸运动^[19]. 在训练过程中, 患者仅有足部与脚踏板相接触, 以模拟自然情况下地面与双足的相互作用. 该设备最大的特点是集成了闭环控制的 FES 设备, 能够实现运动训练与 FES 相结合的康复策略. MotionMaker 的首次临床实验有 5 名脊髓损伤患者参与^[20], 包括 4 名非完全损伤患者和一名完全损伤患者, 全部顺



图 2 MotionMaker^[21]

Fig.2 MotionMaker^[21]

利完成了压腿运动与 FES 相结合的康复训练。

1.2 直立式机器人

患者在使用直立式下肢康复机器人进行康复运动时采用站立的姿态, 相对于坐卧式训练, 这更加贴近于日常生活中下肢的活动方式, 有利于激发患者自主地为身体提供支撑, 对于恢复患肢的步行功能有很大的帮助。然而, 这种方式只适用于轻度损伤患者, 对于下肢运动功能完全丧失的病人, 直立式训练不仅康复效果甚微, 而且可能会对患肢造成二次损伤。根据体重支撑方式的不同, 直立式机器人进一步划分为悬吊减重式步态训练机器人和独立可穿戴式机器人。

1.2.1 悬吊减重式步态训练机器人

步态训练对于下肢运动功能障碍是非常重要的且有效的康复运动手段, 传统 BWSTT 使用悬吊机构和挽具支撑患者的部分体重, 将其直立于跑步机上, 理疗师手动操控患者的下肢配合跑步机的运动节奏完成步行训练^[22], 该过程费时费力。相较而言, 悬吊减重式步态训练机器人可以大幅降低理疗师的人员需求和体力消耗, 同时确保与传统手段相当的康复效果。所谓悬吊减重, 就是通过穿戴于患者腰胸部的挽具, 以及连接挽具和头顶上方支架的绳索, 以提拉躯干的方式实现体重支撑, 保持患者的直立姿态。至于步态训练, 则主要由特定的介质与患者的双足相互作用, 完成下肢的交替运动, 作用介质主要分为三种, 分别是脚踏板、跑步机和地面。

Gait Trainer GT I 是由德国柏林自由大学 (Freie Universität Berlin) 研制的悬吊减重式步态康复机器人 (图 3), 并由柏林康复设备公司 Reha-Stim 完成了产品化。该设备集成了 FES 系统, 它根据下肢的运动状态循环有序刺激下肢肌肉, 辅助患者完成步态训练^[23]。但由于其采用脚踏板与患者的双足进行交互, 下肢得到的力觉反馈较弱, 与自然行走的感觉相差较大。此外, 该机器人的步态训练策略主要强调重复连续的被动运动, 而忽略了患者主动参与的重要性。Gait Trainer GT I 属于较早期的下肢康复设备, 世界范围内有较多关于它的临床研究实验^[24-28], 其结果显示, 该系统的康复效果至少与传统的 BWSTT 步态训练方式相等同, 但却显著降低了理疗师的体力消耗, 节省了康复医疗资源。

Lokomat 是由瑞士苏黎世大学医学院 (Balgrist University Hospital)、Hocoma 公司、苏黎世联邦理工学院 (Eidgenössische Technische Hochschule Zürich) 以及德国 Woodway 公司联合开发的步态训练机器人 (图 4), 最终由 Hocoma 公司进行商业化。它主要由三个部分组成, 包括一对步态矫形器、跑步机和悬吊减重系统^[29], 其中每条步

态矫形器包含两个独立驱动的旋转自由度, 对应于髋膝关节的屈伸运动, 通过矫形器和跑步机的同步配合, 实现下肢的步态训练。Lokomat 使用跑步机与患者的双足进行交互, 相比脚踏板的作用方式, 下肢可以得到更接近于自然行走的体验。此外, 步态矫形器的设计考虑到了下肢的个体差异, 可以针对不同的患者进行结构调整, 优化了运动过程中二者之间的配合。作为同类产品中的先驱, Lokomat 实现了多种主被动训练策略, 满足了不同患者的康复需求, 同时它也是在临床实验研究中应用最为广泛的步态训练机器人^[30-35]。



图 3 Gait Trainer GT I^[36]

Fig. 3 Gait Trainer GT I^[36]



图 4 Lokomat^[37]

Fig. 4 Lokomat^[37]

ReoAmbulator 是美国的康复医疗公司 HealthSouth 开发的步态训练机器人, 由 Motorika 公司将其商业化, 其在美国市场上的产品名称是 AutoAmbulator。它的结构与 Lokomat 类似, 由一对下肢矫形器、跑步机和悬吊减重系统三部分组成^[38], 通过下肢矫形器和跑步机的同步运动, 辅助患者完成自然协调的步态康复训练。该设备同样采用跑步机与患者的双足相互作用, 因此下肢在步态训

练中获得的力觉反馈较为真实自然. 针对中风偏瘫患者的临床实验研究结果显示^[39], ReoAmbulator 能够实现省时省力、安全有效的步态康复训练.

LokoHelp 是由德国 Lokohelp 公司进行开发并生产的步态训练机器人^[40], 由腿部矫形器装置、跑步机和悬吊减重系统三部分组成. 它除了能够实现基本的步态康复训练, 还可以协助患者完成上下坡练习. 此外, 该设备采用了高度模块化的设计方法, 易于组装、拆卸和调整, 以实现不同坡度的运动训练. 关于 LokoHelp 的临床实验研究证明^[40-41], 该机器人系统的康复效果与传统的步态训练方法几乎相同, 但却显著降低了所需的人力资源以及参与者的体力消耗.

WalkTrainer 是由瑞士洛桑联邦理工学院 (Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne) 机器人系统实验室研究开发的步态训练机器人 (图 5), 与 MotionMaker 同为一项名为 Cyberthosis 康复工程的一部分, 并同样由瑞士 Swortec 公司进行了商业化. 它主要由 5 个模块组成, 包括可全方位移动的支架平台、盆骨矫形器、悬吊减重系统、腿部矫形器以及可实时控制的 FES 系统^[42-44]. 在使用 WalkTrainer 在进行步态训练时, 患者的足部直接与地面相作用, 相比于脚踏板和跑步机, 这种方式提供给下肢的力觉反馈最接近于真实自然的步行. 此外, 步态训练中还结合了 FES, 刺激下肢肌肉规律有序地收缩, 使其参与康复运动. 该机器人系统的首次临床实验研究已经完成^[43-44], 有 6 名截瘫患者参与了为期三个月的步态训练, 下肢运动功能得到了有效的康复.



图 5 WalkTrainer^[45]
Fig. 5 WalkTrainer^[45]

KineAssist 是由美国埃文斯顿的 Kinea Design 公司生产的步态训练机器人, 它主要包含两个部分, 可全方位移动的基座支架以及为患者提供体重支撑的悬吊减重系统. 与 WalkTrainer 类似, 该设备同样通过地面与下肢足部进行交互^[46-47], 可以提供患者一个自然的行走体验. 此外, KineAssist 具备 7 种工作模式, 每种模式辅助患者完成一项特定的步态或平衡训练. 在文献 [48-49] 中, 若干名健康人和中风患者参与了 KineAssist 的临床实验研究, 分别评价了该系统的运动性能以及它对被试者地面行走速度的影响.

1.2.2 独立可穿戴式机器人

在所有的下肢康复设备中, 独立可穿戴式机器人最为灵活. 它通过帮助患者完成日常生活活动来实现下肢的康复训练, 例如直立行走、上下楼梯和上下坡等, 这样既可以方便患者的日常生活, 又能达到康复训练的目的. 这类机器人具备与人腿结构相类似的机械矫形器, 穿戴于患者下肢, 同时完成体重支撑和康复训练, 有时需要使用手杖来保持活动过程中患者的平衡.

ReWalk 是美国 Argo Medical Technologies 公司开发生产的可穿戴式下肢康复机器人 (图 6), 可以为脊髓损伤患者提供运动训练^[50]. 它由一套轻便的支撑骨架、可充电电池、传感器阵列以及安放在背包中的一套电脑控制系统组成, 所谓支撑骨架是指左右两条对称的二自由度下肢矫形器, 两个旋转关节分别对应髋膝的屈伸运动. 该机器人使用倾角传感器检测患者上身所处的姿态, 以此来推断下肢的运动状态, 从而辅助患者完成步行和上下楼梯等日常生活活动. 临床实验研究证明^[51-52], ReWalk 是一款安全稳定的康复设备, 可以协助瘫痪患者实现



图 6 ReWalk^[53]
Fig. 6 ReWalk^[53]

高效率的步行活动。

Hybrid Assistive Limb (HAL) 是日本筑波大学 (University of Tsukuba) 研制的可穿戴式下肢康复机器人, 并由日本公司 Cyberdyne 生产销售. 该设备最初的设计目的是辅助下肢运动功能障碍患者完成直立行走、起立、坐下以及上下楼梯等日常生活活动^[54]. 目前它已经发展到了第 5 代产品, 一款全身式可穿戴机器人, 可同时辅助上下肢的运动^[55], 其应用范围也从单纯的康复训练延伸到肢体力量及功能的加强拓展^[56]. 此外, 针对偏瘫和儿童患者, HAL 分别有单腿和小尺寸版本的产品. 针对偏瘫患者的临床实验研究结果显示^[57], HAL 能为被试者提供体重支撑, 并能辅助其完成日常的步行运动。

1.3 辅助起立式机器人

如其名称所示, 辅助起立式下肢康复机器人主要是在患者起立或坐下的运动过程中提供支撑并保持平衡, 训练下肢由坐到站或者由站到坐的运动功能. 然而, 单纯的起立训练对于下肢运动功能康复的意义并不大, 因此关于该类设备的开发研究比较少. 比较常见的情况是, 辅助起立式机器人同时具备带驱动的可移动机械平台, 在患者完成起立运动后, 可以实现简单的地面行走训练。

日本高知工科大学 (Kochi University of Technology) 开发了一款单纯的辅助起立式下肢康复设备^[58], 它采用了一种双绳索机构, 通过提拉患者躯干的方式, 帮助其自然地完成坐到站的运动过程. 机构中的前后两根绳索由两个独立的直流伺服电机进行驱动, 分别控制训练过程中患者的位姿以及机构对患者的提拉力度. 该系统能够根据力和运动传感器信号, 识别出患者的主动运动意图, 从而为其提供必要的支撑, 相对集中地训练起立过程中最为薄弱的环节, 以达到更好的康复效果. 为了验证该训练系统的有效性, 选择了 4 名正常的志愿者进行了实验, 对比了有、无设备辅助两种情况下的起立训练, 结果显示该机器人能够帮助被试者以安全、舒适、自然的姿态轻松地完成起立运动, 有效地提高了关节的运动能力。

MONIMAD 是由法国的巴黎第六大学 (Université Pierre et Marie Curie) 研究开发的辅助起立式下肢康复机器人^[59-60], 主要由一对单自由度的机械扶手和可移动的基座平台两部分组成. 它不仅可以帮助下肢运动功能障碍患者完成起立运动, 而且还能够实现缓慢的地面步行训练. 但是该设备仅使用一对扶手作为体重支撑机构, 参加训练的患者必须要有足够的上下肢力量来维持身体的平衡, 因此 MONIMAD 适用范围相当有限. 在文献 [61] 中, 若干名健康人和 10 名多发性硬化症患者使用

MONIMAD 顺利完成了起立运动训练。

1.4 多体位式机器人

多体位式下肢康复机器人可以为患者提供不同体位的运动训练, 典型地, 以融合了坐卧式和直立式特点的机器人设备为例, 在训练过程中, 根据具体的需要, 患者既可以采用坐姿、斜躺或平躺的姿态, 也可以处于站立的状态. 因此, 该类设备的适用范围广泛, 即能为下肢力量薄弱的患者提供训练, 又能辅助轻度损伤的病人完成康复运动, 进而可以针对不同患者制定出全面的渐进式训练策略。

Flexbot 是上海璟和技创机器人有限公司开发生产的一款多体位式下肢康复系统 (图 7), 主要由一张床、一对二自由度的机械下肢以及一套显示系统三部分组成^[62]. 它集合了坐卧式和直立式机器人的功能特点, 可以帮助患者实现从身体姿态平躺到站立的康复运动训练. 因此该设备的适用范围广泛, 不同程度的下肢运动功能障碍患者, 以及处于不同康复阶段的瘫痪病人都可以使用. 开发者据此提出了一个 4 阶段的渐近式康复训练步骤, 不同的患者可以根据自己的情况选择合适的康复阶段进行运动训练. 此外, 该系统还将康复训练与虚拟现实相结合, 为患者提供了更加真实的运动感受, 激发了他们参与训练的积极性。



图 7 Flexbot^[62]

Fig. 7 Flexbot^[62]

2 交互控制方法

机器人和患者之间的交互控制是下肢康复机器人研究中非常重要的一个方面, 由于下肢康复机器人是与运动功能受损的患肢相互作用, 而病人是具备自主运动意识的对象, 因此机器人和患者之间的交互控制不可或缺. 首先, 交互控制会为患者创造一个安全、舒适、自然并且具备主动柔顺性的训练环境, 避免患肢由于痉挛、颤抖等异常的肌肉活动而与机器人产生对抗, 保护其不会受到二次损伤. 其次, 交互控制会从传感器信号中获取患者的主动运动意图, 鼓励患者积极参与到运动中来, 实现所谓的主动训练, 从而提高康复的效果. 根据获取主动运动意图

时所使用的信号不同, 机器人与患者之间的交互控制策略可以基本分为两类: 1) 基于力信号的控制方法; 2) 基于生物医学信号的控制方法。

2.1 基于力信号的交互控制

在基于力信号的交互控制中, 力信号具体是指由于肢体肌肉收缩而产生的作用于机械结构的力, 即所谓的交互力。它可以通过巧妙地机械结构设计, 由力/力矩传感器直接测量, 也可以通过人机混合系统的动力学模型进行估计。相比于生物医学信号, 力信号有更好的确定性, 同时也是对患者主动运动意图较为直接的反映, 因此基于力信号的交互控制相对可靠稳定。但由于交互力的获取通常需要依托机械结构, 不如生物医学信号的检测来的方便灵活, 所以这种交互控制方式的适用范围有限。康复机器人和患者之间的交互力控制策略中, 有两种方法使用最为广泛, 即力位混合控制和阻抗控制^[63]。

2.1.1 力位混合控制

力位混合控制方法最先由 Raibert 等提出, 用来解决机器人在受限环境中的控制问题^[64], 该问题可以简单地描述为在某些方向上需要对机器人进行位置控制, 而在另外的方向上需要控制机构与外界的相互作用力。因此, 在力位混合控制中, 当机器人和外部环境相接触时, 其任务空间自然地分割为两个子空间, 即位置子空间和力子空间, 并在相应的子空间中完成位置和力的跟踪控制^[65]。而下肢康复机器人的交互控制目标主要是为瘫痪患者创造一个安全、舒适、自然并且具备主动柔顺性的训练环境, 很少情况下需要实现精确的力轨迹跟踪, 因此力位混合控制方法在患者和机器人的交互控制中并不常用。因此下面有关力位混合控制的文献综述也涉及到了下肢康复机器人, 其中的方法对下肢康复机器人的控制也有借鉴作用。

Lokomat 采用力位混合控制方法实现了一种合作式的步态训练策略^[66], 步态矫形器的控制分为两阶段: 在迈步阶段, 基于相应的动力学模型, 对矫形器进行力控制, 为患者提供合理的支撑; 而在站立阶段, 由于难以准确地估计相应的动力学模型, 所以只对矫形器进行位置控制。此外, 在训练中还实时监测了下肢所处的步态阶段, 作为两阶段混合控制的转换信号。这种控制策略能够帮助病人实现自由的步行运动, 同时需要患肢有足够的主动参与度, 因此, 这是一个高度以患者自主意图为导向的主动运动训练, 它可以激发患者主动参与训练的的积极性, 从而加快康复进程。为了验证该合作式步态训练策略的有效性, 研究者进行了实验, 参与者包括若干名健康患者和一名由吉兰-巴雷综合征导致的并且恢复状态良好的瘫痪患者, 结果显示, 参与者能够以适

合自己的步速和步态完成训练, 同时其参与积极性得到了提高, 运动治疗过程中产生了明显的肌肉收缩。

在文献 [67] 中, 针对一个二自由度的上肢康复机器人, 提出了一种结合了模糊逻辑的自适应力位混合控制器, 专门用于神经肌肉障碍患者的肩关节和肘关节运动训练。该机器人采用了五连杆传动机构, 由两个交流电机进行驱动。在训练过程中, 上肢悬吊置于水平位置, 肩关节外展处于 90° 的位置, 手掌朝下, 与机构有两点接触, 手腕通过一个夹具固定后连接到力/力矩传感器, 并在前臂处使用吊带进行支撑。在该机器人的控制中, 根据预定路径将任务空间分为运动切向和运动法向, 在运动切向上, 使用力控制, 为上肢提供适当的助力或者阻力, 在运动法向上, 进行位置控制, 以将手臂限定在预定路径中。由于运动切向上以机构和上肢之间的相互作用力作为控制目标, 所以该方向上的位置不受控制, 患者可以自行调整运动速度。针对该策略, 以健康人和中风患者为对象进行了实验研究, 结果显示, 机器人可以引导上肢沿着指定的直线和圆形路径, 成功地进行运动训练, 并在其过程中, 沿运动切向对上肢施加了固定负载的运动阻力。

在文献 [68] 中, 同样采用融合了模糊逻辑的力位混合控制方法, 实现了对一款可穿戴式上肢康复机器人的控制。该机器人主要用于辅助中风患者进行康复训练, 共包含 9 个自由度, 其中 8 个主动关节, 一个被动关节, 每个主动关节是一个单轴机械臂, 由两条相对的气动肌肉进行驱动, 传动由一对钢丝和一对张紧装置完成, 钢丝的外表面由弹性的套筒包围, 由于复杂的机械结构和气动肌肉特性, 难以对该系统进行动力学建模。主侧的气动肌肉负责机械臂的抬起动作, 对该侧进行位置控制, 实现轨迹跟踪, 副侧肌肉负责机械臂的放下动作, 对该侧使用了力控制, 使机械臂保持一定的刚性。混合控制的目的是将机械臂限制在预先规划的方形轨迹中, 同时, 对运动施加一个不变的阻力, 在这过程中使用了模糊逻辑, 实现了控制器的自适应调整。为了说明控制器的特性, 用实验的方法比较了模糊方法和传统 PI 算法的性能, 结果显示, 在对耦合气动肌肉的控制中, 模糊方法具备更快的响应和较小的超调, 而且振动降低, 鲁棒性能得到了加强。

2.1.2 阻抗控制

不同于力位混合控制, 阻抗控制方法注重实现康复机器人的主动柔顺, 避免机构与肢体之间的过度对抗, 从而为患者创造一个安全、舒适、自然的触觉接口, 避免患肢再次损伤的风险^[63]。除此之外, 阻抗控制还有一个优势: 它的实现不依赖于外界环境

运动约束的先验知识^[69]. 因此, 在机器人与患者之间相互作用力的控制问题上, 阻抗控制有更为广泛的应用.

在机器人控制领域, 阻抗控制的概念最先由 Hogan 提出^[70], 是阻尼控制和刚性控制的推广. 从实现方式上而言, 阻抗控制分为两类, 即基于力矩的阻抗控制方法和基于位置的阻抗控制方法. 第一种方法基于前向的阻抗方程, 但通常在控制结构中并不存在该方程的显式表达, 阻抗方程的实现隐含于控制结构中. 而第二种方法则是基于逆向的阻抗方程, 它也称为导纳控制, 通常采用典型的双闭环控制结构——外环实现力控制, 内环实现位置控制; 其中, 逆向的阻抗方程在力控制外环中得以显式实现. 相对而言, 针对既有的机器人位置伺服系统, 基于位置的阻抗控制方式更加容易实现^[71-72], 而且该算法在使用上更加成熟, 性能也更加稳定.

阻抗控制方法是在机械阻抗方程的基础上建立的, 该方程描述了机器人的运动轨迹偏差和作用力之间的一种理想函数关系, 它由质量-阻尼-弹簧模型进行表示:

$$F_h = M\ddot{X}_e + B\dot{X}_e + KX_e \quad (1)$$

其中, M 、 B 和 K 分别是惯性、阻尼和刚度系数矩阵, M 反映了系统响应的平滑性, B 反映了系统的能量消耗, K 反映了系统的刚性, X_e 、 \dot{X}_e 和 \ddot{X}_e 分别表示机器人的实际轨迹和参考轨迹之间的位置、速度、加速度偏差, F_h 是康复机构和患者之间的相互作用力.

Duschau-Wicke 等以阻抗控制方法为基础, 实现了患者主动参与式的机器人步态训练策略^[73]. 在该方案中, 利用阻抗控制方法, 在理想的空間路径周围, 建立了具备主动柔顺特性的虚拟墙, 这样就形成了一条以理想路径为中心的隧道, 以将下肢保持在其内部. 在隧道内部时, 下肢的运动轨迹是自由的, 此时, 在运动方向上会额外提供一个可调节的支撑力矩, 帮助患者更加轻松地沿着预定路径进行运动, 同时降低机器人的运动惯性对训练造成的影响. 一旦下肢处于隧道外部, 虚拟墙壁将对其施加一个柔顺力, 来调整腿部的位置和姿态. 该方案还提供了一个可选的控制模块, 利用一个沿着运动路径移动的柔性窗, 来限制下肢运动的时间自由性. 此外, 在训练过程中, 参考路径和实际运动轨迹将实时地显示在屏幕上, 为患者提供视觉反馈. 用实验对该路径控制策略进行了评价, 有 10 名健康人和 15 名非完全脊髓损伤患者参与, 运动反馈数据的时空特征显示, 参与者可以主动地改变步态训练的轨迹, 但是潜在的运动空间范围由控制参数定义, 而不受主动动力矩的影响; 根据表面肌电信号显示, 相对于被动式步态

训练, 该策略调动了患者的参与积极性, 但是主动的肌肉活动会随着支撑力矩的增加而减少.

Hussein 等针对下肢康复机器人 Gait Trainer GT I 提出了一种自适应阻抗控制方法, 用于实现步态训练^[74]. 该控制方法的特征是, 它根据速度误差, 设置了一个尺寸可调的柔顺偏离窗口, 依据患者足部和设备脚踏板之间相互作用力, 可以在窗口内调整步态训练的速度, 允许实际的速度在一定程度上偏离理疗师设置的参考值. 为验证方法的可行性, 对其进行了仿真研究. Tsoi 等在文献 [69] 中针对一款踝关节康复机器人提出了一种可变式阻抗控制, 在该方法中, 依据不同状态下踝关节的柔顺度, 对控制器的阻抗参数比例地进行调整, 仿真结果显示, 该控制方法实现了被动式运动训练过程中的主动柔顺性. Cao 等在文献 [58] 中对前面介绍的一款辅助起立式下肢康复机器人采用了阻抗控制方法, 其目的是为了帮助患者能够以正常舒适的姿态, 安全有效地完成站立训练, 同时, 确保机器人系统可以根据患者的主动运动意图适时地调整患者的位置.

2.2 基于生物医学信号的交互控制

在下肢康复机器人的交互控制中, 有两种生物医学信号最为常用, 即表面肌电 (Surface electromyogram, sEMG) 和脑电 (Electroencephalogram, EEG). 由于两种信号均通过非侵入性的方式得到, 因此 sEMG 和 EEG 获取方式的可操作性强, 无需专业的医护人员来完成, 同时其安全性也能得到保证.

2.2.1 基于 sEMG 的交互控制

肌电信号是指由骨骼肌产生的电活动^[75-76], 根据不同的测量方式, 它主要分为 sEMG 和 iEMG (Intramuscular EMG). sEMG 是通过贴合在皮肤表面的电极获取的信号, 而 iEMG 是通过针状电极插入皮肤下的肌肉组织获取的信号. 相对主动动力信号, sEMG 有以下优势: 1) sEMG 的获取更为简便, 不需要复杂的机械结构设计; 2) 力信号只是所有肌肉群综合作用的体现, 而 sEMG 能够反映特定肌肉群的活动程度, 可以对肢体的运动进行更加细致的监测和控制; 3) 基于 sEMG 的交互控制有更大的灵活性, 可以根据肢体运动的协调性, 实现健肢对患肢的控制; 4) sEMG 比主动动力信号有更高的灵敏度和分辨率, 对于自主肢体控制较弱的患者, 使用 sEMG 检测主动运动意图更加合适.

基于 sEMG 的交互控制方法面临的挑战主要有以下几个: 首先, 通过人体表皮采集到 sEMG 信号有很大的随机性, 为了能够获得高信噪比并且能够真正反映肌肉活动的信号, 需要找到有效的方法对 sEMG 进行滤波去除干扰; 其次, 单一通道的 sEMG

只反映特定肌肉的活动情况, 为了获取患者主动运动意图, 通常需要综合多块肌肉的活动情况, 相较而言, 力信号对主动运动意图的反应则更加直接。

在文献 [77] 中, Huang 等通过对比实验对仰卧踏步运动过程中上下肢的神经耦合进行了验证和说明, 这为利用上肢神经信号 (sEMG) 控制下肢的康复运动提供了理论基础。此外, 该文章还指出, 上肢的主动参与提高了训练过程中下肢肌肉的活动程度, 有利于下肢运动功能的康复。在文献 [78] 中, Sartori 等提出了一种生物力学模型, 通过检测下肢的 sEMG 信号, 用来预测运动过程中的关节力矩, 进而估计患者主动运动意图, 实现下肢康复机器人的交互控制和主动训练。在文献 [79] 中, Pittaccio 等针对一款踝关节康复机器人提出了一种基于 sEMG 的交互控制方法, 该方法通过检测胫前肌的 sEMG, 采用基于阈值的开关控制, 完成踝关节的背屈运动。虽然该方法有值得借鉴之处, 也实现了简单的单关节主动训练, 但是它并不能对复杂的运动意图进行识别, 因而难以完成多关节的康复运动控制。在文献 [80] 中, Yin 等提出了一种针对偏瘫患者的人机接口, 该接口通过检测步行过程中健侧下肢的 sEMG 信号, 根据肢体运动的协调性, 采用模糊神经网络的方法对患侧下肢的运动意图进行识别, 实现了瘫痪病人和步态康复机器人的交互控制。研究者在两名健康人身上进行了实验, 结果表明该方法能够完成机器人和被试者之间的实时交互控制, 实现机器人辅助下主动步态训练。在文献 [81] 中, 佟丽娜等通过对多路 sEMG 的时序分析进行下肢运动意图的识别, 并在相应的验证实验中得到了较高的识别率, 为基于 sEMG 的任务导向式主动训练策略提供了一种潜在的可行方法。

基于 sEMG 的交互控制策略基本可以分为两类: 1) 利用患肢本身残存的肌电, 这种方法不仅激发了患者在意识上的主动参与, 而且鼓励患者在运动过程中自主地控制患肢的肌肉收缩, 这更有利于患肢运动功能的康复。但是对于重度瘫痪病人, 他们的患肢已基本完全丧失了运动功能, 无法完成自主的肌肉收缩, sEMG 信号非常微弱以致难以检测, 这种情况下第一种方案不适用。2) 利用左右肢体或上下肢体的运动协调性, 利用健康肢体的肌电信号控制瘫痪肢体的运动, 这种方法虽然在患者的主动参与程度上不及第一种策略, 但却为重度瘫痪病人提供了一种主动训练的方案。

2.2.2 基于 EEG 的交互控制

EEG 是通过贴合在头皮上的电极采集到的脑部的电活动^[82], 它表示的是由于大脑内部神经元之间的离子流动造成的电压波动。基于 EEG 的交互控

制的最大优势在于它不受限于肢体残疾的程度, 即便患者已完全丧失下肢的运动功能, 只要大脑能够产生运动控制信号, 该方法也同样适用。该方法尤其适用于完全脊髓损伤患者, 他们的大脑功能正常, 但是控制信号的传递通路被切断, 因而对肢体的肌肉群完全失去了控制能力, 而基于 EEG 的交互控制相当于在身体外部重建了大脑控制信号的传递通路, 使用电机、功能性电刺激设备等作为执行器, 重新恢复患者对肢体运动功能的控制。

该方法局限于大脑运动控制功能正常的瘫痪患者, 不适用于由中风、外伤等原因造成的脑损伤病人, 因为该类患者的大脑运动功能区域已经受到损伤, 因而已不能产生正常的肢体运动控制的 EEG 信号。其次, 与 sEMG 信号相比, EEG 对肢体运动意图的分辨性较低, 有更大的随机性, 表情、情绪、注意力的改变等都会轻易影响到大脑产生的 EEG 信号。

在文献 [83] 中, Wieser 等研究了在有辅助的下肢步行过程中, EEG 信号在时间和空间模式上的特征。通过实验发现, EEG 信号的特征在不同的步态阶段有很大的差异, 可用于步行运动的识别, 进而应用于下肢康复机器人的交互控制。在文献 [84] 中, Wagner 等采用最大熵独立成分分析和聚类的方法, 对机器人辅助步态训练过程中的 EEG 信号进行了分析, 发现了被动和主动步态训练时, 大脑皮层的活动有显著的差异, 实验结果对使用 EEG 进行主动运动意图的特征提取很有借鉴意义。在文献 [85] 中, Artoni 等提出了一种 EEG 信号的处理方法, 用于去除 EEG 中的伪信号, 以使在步态训练过程中, 使用 EEG 信号获取更加准确的主动运动意图, 从而实现步态康复机器人 Lokomat 的交互控制。在文献 [86] 中, Cheron 等介绍了一种混合式的脑机接口, 该系统以 EEG 和上肢肩部肌肉的 sEMG 作为输入信号, 采用动态递归式神经网络识别步态相位, 即患者在步态循环中所处的阶段, 输出结果用作可编程中枢模式发生器的控制信号, 从而产生相应的步频和步幅, 控制外骨骼式下肢康复机器人, 完成瘫痪患者的步态康复训练。该系统模仿了正常人在步行过程中, 大脑皮层、脊髓中枢模式发生器以及下肢肌肉组织的相互作用。在文献 [87] 中, Gwin 等使用高密度的 EEG 信号, 结合自适应混合独立成分分析的方法, 产生下肢运动过程中的功能性神经影像, 以测试在运动任务中, EEG 的动态性能与下肢肌肉活动的联系, 以及通过肌肉动作类型的解码和反复实验, 评估 EEG 动态性能的一致性, 最终利用朴素贝叶斯分类器实现了有效的下肢运动的分类识别, 其结果可用于下肢康复机器人的交互控制和康复评价。在文献 [88] 中, Duvinage 等对一套用于下肢康复的

EEG 脑机接口系统进行了评价,研究者从被试者的主观使用感受和系统完成训练任务情况的客观指标两个方面进行评估,共有 5 名健康人参与了本次实验,结果表明被测系统能很好地满足康复运动训练的要求,却不适用于假肢的控制。

目前,该方面的研究主要集中于离线的分类识别和回归分析,只是指出了基于 EEG 进行下肢康复机器人交互控制的潜在可能性,但是相应的实际应用和实验结果却几乎没有。相对于离线研究,实时的交互控制面临更大的挑战,首先,实时采集的 EEG 信号不可能具备离线研究用数据的完整性,识别的准确性可能会因此受到影响;其次,需要保证交互控制的实时性,这不仅要求利用 EEG 信号进行运动识别,更重要的是进行预测;最后,在实时的交互控制中,患者不会自主地完成实际的肢体运动,采集的 EEG 信号对应的是大脑想象的运动,这一点在现有的研究中几乎没有被考虑。

3 结论和讨论

世界范围内关于下肢康复机器人的开发研究越来越广泛,通过前文的分析比较,总结和讨论如下:

1) 下肢康复机器人在往专用化和通用化两个方向发展。一方面,坐卧式设备侧重于为下肢力量微弱的患者提供运动训练,直立式设备主要用于步态训练,而辅助起立式机器人专注于由坐到站的运动练习;另一方面,多体位式机器人则为大多数下肢瘫痪的患者提供了康复训练的解决方案。相较而言,专用设备针对性强,为特定的患者群体提供了个性化的训练策略,但是适用范围有限,而通用型机器人则具备相反的功能特性。

2) 下肢康复机器人的主动训练策略愈加受到重视。被动训练强调重复连续地完成周期性运动,这有助于缓解患肢的肌肉萎缩和关节僵硬,但对于肢体运动功能的恢复却效果甚微。而主动训练则注重激发患者在康复运动过程中的自主参与意识,鼓励患者积极地控制患肢的肌肉收缩,有效地提高了运动训练的康复效果。

3) 越来越多的下肢康复机器人将运动训练和 FES 相结合。FES 是帮助瘫痪患者实现康复的有效手段,它可以独立地对患肢的肌肉进行刺激。但在下肢康复机器人系统中,FES 通常与运动训练相结合,根据下肢的运动状态,规律有序地刺激相应的肌肉群,诱发患肢肌肉的被动收缩,以增强运动治疗过程中的肌肉力量,辅助患肢更多地参与到康复训练中来。

4) 生物学信号逐渐应用于机器人和患者的交互控制。与力交互方法相比,基于生物学信号的交互控制具有更大的灵活性。基于 EEG 或上肢

sEMG 推断下肢运动意图的技术,为完全瘫痪患者的主动训练提供了潜在的可能方案。但由于生物学信号的随机性高,从中获取准确的主动运动意图是一项很大的挑战。

5) 虚拟现实技术将在康复机器人的未来发展中扮演越来越重要的角色。虚拟现实主要为机器人的康复训练带来了以下两点优势: 1) 这项技术为患者提供了直接的视觉反馈,使得训练过程更加直观,可以指引患者更加准确地完成运动任务; 2) 利用虚拟现实技术能够实现多种不同的游戏式和任务式训练策略,增加了康复训练的趣味性和针对性,从而提高患者主动参与运动训练的积极性,取得更好的康复效果。

References

- 1 国家卫生和计划生育委员会脑卒中防治工程. 卫生部脑卒中筛查与防治工作介绍 [Online], available: http://www.cnstroke.com/newsinfo/news/NewsDetail.aspx?t_id=684&cCode=00010001, July 24, 2014
- 2 上海市卫生和计划生育委员会, 预防脑卒中从今天开始 [Online], available: <http://www.smhb.gov.cn/wsj/n422/n424/u1ai130971.html>, October 28, 2014
- 3 Shen Hui-Yong, Liu Hu. A survey and prospect of the study on SCI repair. *Chinese Journal of Spine and Spinal Cord*, 2008, **18**(10): 785-788
(沈慧勇, 刘鹤. 脊髓损伤修复研究的现状与展望. 中国脊柱脊髓杂志, 2008, **18**(10): 785-788)
- 4 Liao Li-Min, Wu Juan, Ju Yan-He, Li Jian-Jun, Fu Guang, Xie Ke-Ji, Xu Zhi-Hui, Xu Guang-Xu, Huang Xiao-Ting, Liu Tie-Jun, Cong Hui-Ling, Gao Li-Juan, Qu Chuang-Yu, Song Bo, Shen Hong, Wang Jian-Ye. Management of urinary system and clinical rehabilitation guide for SCI patients. *Chinese Journal of Rehabilitation Theory and Practice*, 2013, **19**(4): 301-317
(廖利民, 吴娟, 鞠彦合, 李建军, 付光, 谢克基, 徐智慧, 许光旭, 黄孝庭, 刘铁军, 丛惠玲, 高丽娟, 瞿创予, 宋波, 沈宏, 王建业. 脊髓损伤患者泌尿系管理与临床康复指南. 中国康复理论与实践, 2013, **19**(4): 301-317)
- 5 第二次全国残疾人抽样调查领导小组, 中华人民共和国国家统计局. 2006 年第二次全国残疾人抽样调查主要数据公报 (第二号) [Online], available: http://www.cdpf.org.cn/sytj/content/2007-11/21/content_30316035.htm, July 24, 2014
- 6 中华人民共和国国家统计局. 2010 年第六次全国人口普查主要数据公报 (第一号) [Online], available: http://www.stats.gov.cn/tjfx/jdfx/t20110428_402722253.htm, July 24, 2014
- 7 浙江省卫生和计划生育委员会, 我国对康复服务需求将出现“井喷” [Online], available: http://www.zjwst.gov.cn/art/2011/4/1/art_2521_99294.html, October 28, 2014
- 8 人民网. 北京: 脊髓损伤发病率过高 [Online], available: <http://people.com.cn/GB/paper503/10808/981785.html>, July 24, 2014

- 9 Beijing Baodahua Technology Co Ltd. PT-2-AXG smart automatic rehabilitation machine for lower limbs [Online], available: http://www.bdtkf.com/en_cp_xxy.asp?id=23, July 24, 2014
- 10 Restorative Therapies. RT300 Leg [Online], available: <http://www.restorative-therapies.com/rt300leg>, July 24, 2014
- 11 RECK-Technik GmbH & Co KG. MOTOMed [Online], available: <http://www.motomed.com/en/models.html>, July 24, 2014
- 12 Sun H Y, Zhang L X, Li C S. Dynamic analysis of horizontal lower limbs rehabilitative robot. In: Proceedings of the 2009 International Conference on Intelligent Computing and Intelligent Systems. Shanghai, China: IEEE, 2009. 656–660
- 13 Zhang L X, Sun H Y, Li C S. Experiment study of impedance control on horizontal lower limbs rehabilitation robot. In: Proceedings of the 2010 International Conference on Information and Automation. Harbin, China: IEEE, 2010. 1421–1425
- 14 Bouri M, Le Gall B, Clavel R. A new concept of parallel robot for rehabilitation and fitness: the Lambda. In: Proceedings of the 2009 International Conference on Robotics and Biomimetics. Guilin, China: IEEE, 2009. 2503–2508
- 15 Akdoğan E, Adli M A. The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: Physiotherobot. *Mechatronics*, 2011, **21**(3): 509–522
- 16 Akdoğan E, Adli M A, Bennett M N. A human-machine interface design for direct rehabilitation using a rehabilitation robot. In: Proceedings of the 2008 International Conference on Soft Computing as Transdisciplinary Science and Technology. New York, USA: ACM, 2008. 78–83
- 17 Akdoğan E, Tacgin E, Adli M A. Knee rehabilitation using an intelligent robotic system. *Journal of Intelligent Manufacturing*, 2009, **20**(2): 195–202
- 18 Akdoğan E, Şişman Z. A muscular activation controlled rehabilitation robot system. In: Proceedings of the 15th International Conference on Knowledge-Based and Intelligent Information and Engineering Systems Part I. Berlin, Heidelberg: Springer, 2011. 271–279
- 19 Schmitt C, Métrailler P. The Motion MakerTM: a rehabilitation system combining an orthosis with closed-loop electrical muscle stimulation. In: Proceedings of the 8th Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation. Vienna, Austria, 2004. 117–120
- 20 Métrailler P, Blanchard V, Perrin I, Brodard R, Frischknecht R, Schmitt C, Fournier J, Bouri M, Clavel R. Improvement of rehabilitation possibilities with the Motion MakerTM. In: Proceedings of the 1st IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics. Pisa, Italy: IEEE, 2006. 359–364
- 21 Swortec S A. Motion Maker [Online], available: <http://www.swortec.ch/Documents/others/001770-Poster%20SWORTEC.%20EN.2010.print.A0.pdf>, July 24, 2014
- 22 Visintin M, Barbeau H, Korner-Bitensky N, Mayo N E. A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. *Stroke*, 1998, **29**(6): 1122–1128
- 23 Hesse S, Uhlenbrock D. A mechanized gait trainer for restoration of gait. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2000, **37**(6): 701–708
- 24 Werner C, von Frankenberg S, Treig T, Konrad M, Hesse S. Treadmill training with partial body weight support and an electromechanical gait trainer for restoration of gait in subacute stroke patients — a randomized crossover study. *Stroke*, 2002, **33**(12): 2895–2901
- 25 Pohl M, Werner C, Holzgraefe M, Kroczeck G, Mehrholz J, Wingendorf I, Hoelig G, Koch R, Hesse S. Repetitive locomotor training and physiotherapy improve walking and basic activities of daily living after stroke: a single-blind, randomized multicentre trial (DEutsche GANgtrainerStudie, DEGAS). *Clinical Rehabilitation*, 2007, **21**(1): 17–27
- 26 Peurala S H, Airaksinen O, Huuskonen P, Jakala P, Juhakoski M, Sandell K, Tarkka I M, Sivenius J. Effects of intensive therapy using gait trainer or floor walking exercises early after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 2009, **41**(3): 166–173
- 27 Smania N, Bonetti P, Gandolfi M, Cosentino A, Waldner A, Hesse S, Werner C, Bisoffi G, Geroin C, Munari D. Improved gait after repetitive locomotor training in children with cerebral palsy. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 2011, **90**(2): 137–149
- 28 Iosa M, Morone G, Bragoni M, De Angelis D, Venturiero V, Coiro P, Pratesi L, Paolucci S. Driving electromechanically assisted gait trainer for people with stroke. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2011, **48**(2): 135–145
- 29 Colombo G, Joerg M, Schreiber R, Dietz V. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2000, **37**(6): 693–700
- 30 Colombo G, Wirz M, Dietz V. Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients. *Spinal Cord*, 2001, **39**(5): 252–255
- 31 Wirz M, Zemon D, Rupp R, Scheel A, Colombo G, Dietz V, Hornby T. Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: a multicenter trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2005, **86**(4): 672–680
- 32 Hornby T, Zemon D, Campbell D. Robotic-assisted, body-weight supported treadmill training in individuals following motor incomplete spinal cord injury. *Physical Therapy*, 2005, **85**(1): 52–66
- 33 Hidler J, Nichols D, Pelliccio M, Brady K, Campbell D D, Kahn J H, Hornby T G. Multicenter randomized clinical trial evaluating the effectiveness of the lokomat in subacute stroke. *NeuroRehabilitation and Neural Repair*, 2009, **23**(1): 5–13

- 34 Westlake K P, Patten C. Pilot study of lokomat versus manual-assisted treadmill training for locomotor recovery post-stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2009, **6**(1): 18
- 35 Hornby T G, Campbell D D, Zemon D H, Kahn J H. Clinical and quantitative evaluation of robotic-assisted treadmill walking to retrain ambulation after spinal cord injury. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, 2005, **11**(2): 1–17
- 36 Reha-Stim. Gait Trainer GT I [Online], available: <http://www.reha-stim.de/cms/index.php?id=76>, July 24, 2014
- 37 Hocoma. Lokomat [Online], available: http://www.hocoma.com/fileadmin/user/Dokumente/Lokomat/bro_L6_130225_en.A4.pdf, July 24, 2014
- 38 West R G. Powered gait orthosis and method of utilizing same, U. S. Patent 7041069, May 9, 2006
- 39 Fisher S, Lucas L, Thrasher T A. Robot-assisted gait training for patients with hemiparesis due to stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 2011, **18**(3): 269–276
- 40 Freivogel S, Mehrholz J, Husak-Sotomayor T, Schmalohr D. Gait training with the newly developed ‘LokoHelp’-system is feasible for non-ambulatory patients after stroke, spinal cord and brain injury: a feasibility study. *Brain Injury*, 2008, **22**(7–8): 625–632
- 41 Freivogel S, Schmalohr D, Mehrholz J. Improved walking ability and reduced therapeutic stress with an electromechanical gait device. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 2009, **41**(9): 734–739
- 42 Bouri M, Stauffer Y, Schmitt C, Allemand Y, Gnemmi S, Clavel R, Métrailler P, Brodard R. The WalkTrainer: a robotic system for walking rehabilitation. In: Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. Kunming, China: IEEE, 2006. 1616–1621
- 43 Stauffer Y, Allemand Y, Bouri M, Fournier J, Clavel R, Métrailler P, Brodard R, Reynard F. The WalkTrainer — a new generation of walking reeducation device combining orthoses and muscle stimulation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2009, **17**(1): 38–45
- 44 Stauffer Y, Bouri M, Fournier J, Clavel R, Allemand Y, Brodard R. A novel verticalized reeducation device for spinal cord injuries: the WalkTrainer, from design to the clinical trials. In: Robotics 2010 Current and Future Challenges. Croatia: In-tech Publishing, 2010. 193–209
- 45 Swortec S A. WalkTrainer [Online], available: <http://www.swortec.ch/index.php/products/walktrainer>, July 24, 2014
- 46 Peshkin M, Brown D, Santos-Munne J, Makhlin A, Lewis E, Colgate J, Patton J, Schwandt D. KineAssist: a robotic overground gait and balance training device. In: Proceedings of the 9th International Conference on Rehabilitation Robotics. Chicago, USA: IEEE, 2005. 241–246
- 47 Patton J, Brown D A, Peshkin M, Santos-Munne J J, Makhlin A, Lewis E, Colgate J E, Schwandt D. KineAssist: design and development of a robotic overground gait and balance therapy device. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 2008, **15**(2): 131–139
- 48 Patton J L, Brown D, Lewis E, Crombie G, Santos J, Makhlin A, Colgate J E, Peshkin M. Motility evaluation of a novel overground functional mobility tool for post stroke rehabilitation. In: Proceedings of the 10th International Conference on Rehabilitation Robotics. Noordwijk, Netherlands: IEEE, 2007. 1049–1054
- 49 Burgess J K, Weibel G C, Brown D A. Overground walking speed changes when subjected to body weight support conditions for nonimpaired and post stroke individuals. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2010, **7**(1): 6
- 50 Goffer A. Gait-Locomotor Apparatus, E. P. Patent 1260201, December 10, 2008
- 51 Esquenazi A, Talaty M, Packel A, Saulino M. The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2012, **91**(11): 911–921
- 52 Zeilig G, Weingarden H, Zwecker M, Dudkiewicz I, Bloch A, Esquenazi A. Safety and tolerance of the ReWalk™ exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord injury: a pilot study. *Journal of Spinal Cord Medicine*, 2012, **35**(2): 96–101
- 53 Argo Medical Technologies. ReWalk [Online], available: <http://rewalk.com/products/rewalk-personal/>, July 24, 2014
- 54 Kawamoto H, Sankai Y. Power assist system HAL-3 for gait disorder person. In: Proceedings of the 8th International Conference on Computers Helping People with Special Needs. London, UK: Springer-Verlag, 2002. 196–203
- 55 Suzuki K, Mito G, Kawamoto H, Hasegawa Y, Sankai Y. Intention-based walking support for paraplegia patients with Robot Suit HAL. *Advanced Robotics*, 2007, **21**(12): 1441–1469
- 56 Sankai Y. HAL: hybrid assistive limb based on cyber-nics. In: Proceedings of the 13th International Symposium on Robotics Research. Berlin, Heidelberg: Springer, 2010. 25–34
- 57 Kawamoto H, Hayashi T, Sakurai T, Eguchi K, Sankai Y. Development of single leg version of HAL for hemiplegia. In: Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Minneapolis, USA: IEEE, 2009. 5038–5043
- 58 Cao E, Inoue Y, Liu T, Shibata K. A sit-to-stand trainer system in lower limb rehabilitation. In: Proceedings of the 2011 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics. Budapest, Hungary: IEEE, 2011. 116–121

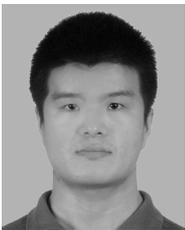
- 59 Mederic P, Pasqui V, Plumet F, Bidaud P. Sit to stand transfer assisting by an intelligent walking-aid. In: Proceedings of the 7th International Conference on Climbing and Walking Robots. Berlin, Heidelberg: Springer, 2005. 1127–1135
- 60 Pasqui V, Saint-Bauzel L, Sigaud O. Characterization of a least effort user-centered trajectory for sit-to-stand assistance. In: IUTAM Symposium on Dynamics Modeling and Interaction Control in Virtual and Real Environments. Netherlands: Springer, 2011. 197–204
- 61 Saint-Bauzel L, Pasqui V, Monteil I. A reactive robotized interface for lower limb rehabilitation: clinical results. *IEEE Transactions on Robotics*, 2009, **25**(3): 583–592
- 62 Jinho Robot (Shanghai) Co Ltd. Flexbot [Online], available: <http://www.jhrobot.com/flexbot.html>, July 24, 2014
- 63 Pons J L. *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. Hoboken, USA: John Wiley and Sons, 2008. 127–149
- 64 Raibert M H, Craig J J. Hybrid position/force control of manipulators. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 1981, **103**(2): 126–133
- 65 Kumar N, Panwar V, Sukavanam N, Sharma P, Borm J H. Neural network based hybrid force/position control for robot manipulators. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 2011, **12**(3): 419–426
- 66 Bernhardt M, Frey M, Colombo G, Riener R. Hybrid force-position control yields cooperative behaviour of the rehabilitation robot lokomat. In: Proceedings of the 9th International Conference on Rehabilitation Robotics. Chicago, USA: IEEE, 2005. 536–539
- 67 Ju M S, Lin C C, Lin D H, Hwang I S, Chen S M. A rehabilitation robot with force-position hybrid fuzzy controller: hybrid fuzzy control of rehabilitation robot. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2005, **13**(3): 349–358
- 68 Jiang X, Xiong C, Sun R, Xiong Y. Fuzzy hybrid force-position control for the robotic arm of an upper limb rehabilitation robot powered by pneumatic muscles. In: Proceedings of the 2010 International Conference on E-Product E-Service and E-Entertainment. He'nan, China: IEEE, 2010. 1–4
- 69 Tsoi Y H, Xie S Q. Impedance control of ankle rehabilitation robot. In: Proceedings of the 2008 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. Bangkok: IEEE, 2009. 840–845
- 70 Hogan N. Impedance control — an approach to manipulation, Part I-Theory, Part II-Implementation, Part III-Applications. *Journal of Dynamic Systems Measurement and Control-Transactions of the ASME*, 1985, **107**(1): 1–24
- 71 Yang Y, Wang L, Tong J, Zhang L. Arm rehabilitation robot impedance control and experimentation. In: Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. Kunming, China: IEEE, 2006. 914–918
- 72 Jung S, Hsia T. Neural network impedance force control of robot manipulator. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 1998, **45**(3): 451–461
- 73 Duschau-Wicke A, von Zitzewitz J, Caprez A, Luenenburger L, Riener R. Path control: a method for patient-cooperative robot-aided gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2010, **18**(1): 38–48
- 74 Hussein S, Schmidt H, Krueger J. Adaptive control of an end-effector based electromechanical gait rehabilitation device. In: Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Kyoto, Japan: IEEE, 2009. 425–430
- 75 Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. *Research Methods in Biomechanics*. Champaign, USA: Human Kinetics, 2013. 179–182
- 76 De Luca C. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 1997, **13**(2): 135–163
- 77 Huang H J, Ferris D P. Neural coupling between upper and lower limbs during recumbent stepping. *Journal of Applied Physiology*, 2004, **97**(4): 1299–1308
- 78 Sartori M, Reggiani M, Mezzato C, Pagello E. A lower limb EMG-driven biomechanical model for applications in rehabilitation robotics. In: Proceedings of the 2009 International Conference on Advanced Robotics. Munich, Germany: IEEE, 2009. 905–911
- 79 Pittaccio S, Viscuso S. An EMG-controlled SMA device for the rehabilitation of the ankle joint in post-acute stroke. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 2011, **20**(4–5): 666–670
- 80 Yin Y H, Fan Y J, Xu L D. EMG and EPP-integrated human-machine interface between the paralyzed and rehabilitation exoskeleton. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2012, **16**(4): 542–549
- 81 Tong Li-Na, Hou Zeng-Guang, Peng Liang, Wang Wei-Qun, Chen Yi-Xiong, Tan Min. Multi-channel sEMG time series analysis based human motion recognition method. *Acta Automatica Sinica*, 2014, **40**(5): 810–821
(佟丽娜, 侯增广, 彭亮, 王卫群, 陈翼雄, 谭民. 基于多路 sEMG 时序分析的人体运动模式识别方法. *自动化学报*, 2014, **40**(5): 810–821)
- 82 Niedermeyer E, da Silva F L. *Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. Philadelphia, USA: Lippincott Williams and Wilkins, 2005. 18–28
- 83 Wieser M, Haefeli J, Buetler L, Jaencke L, Riener R, Koeneke S. Temporal and spatial patterns of cortical activation during assisted lower limb movement. *Experimental Brain Research*, 2010, **203**(1): 181–191
- 84 Wagner J, Solis-Escalante T, Grieshofer P, Neuper C, Mueller-Putz G, Scherer R. Level of participation in robotic-assisted treadmill walking modulates midline sensorimotor EEG rhythms in able-bodied subjects. *Neuroimage*, 2012, **63**(3): 1203–1211

85 Artoni F, Chisari C, Menicucci D, Fanciullacci C, Micera S. REMOV: EEG artifacts removal methods during lokomat lower-limb rehabilitation. In: Proceedings of the 4th RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics. Rome, Italy: IEEE, 2012. 992–997

86 Cheron G, Duvinage M, De Saedeleer C, Castermans T, Bengoetxea A, Petieau M, Seetharaman K, Hoellinger T, Dan B, Dutoit T, Labini F S, Lacquaniti F, Ivanenko Y. From spinal central pattern generators to cortical network: integrated BCI for walking rehabilitation. *Neural Plasticity*, 2012, **2012**: Article ID 375148

87 Gwin J T, Ferris D P. An EEG-based study of discrete isometric and isotonic human lower limb muscle contractions. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2012, **9**(1): 35–45

88 Duvinage M, Castermans T, Petieau M, Seetharaman K, Hoellinger T, Cheron G, Dutoit T. A subjective assessment of a P300 BCI system for lower-limb rehabilitation purposes. In: Proceedings of the 32th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. San Diego, USA: IEEE, 2012. 3845–3849



胡 进 中国科学院自动化研究所博士研究生. 2005 年北京科技大学获学士学位. 主要研究方向为下肢康复机器人的训练策略和交互控制方法.

E-mail: hujin8659@gmail.com

(**HU Jin** Ph.D. candidate at the Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences. He received his

bachelor degree from University of Science and Technology Beijing in 2009. His research interest covers training strategies and interactive control methods for lower-limb rehabilitation robots.)



侯增广 中国科学院自动化研究所研究员. 主要研究方向为机器人控制, 智能控制理论与方法, 嵌入式系统软硬件开发, 医学和健康自动化领域的康复与手术机器人. 本文通信作者.

E-mail: zengguang.hou@ia.ac.cn

(**HOU Zeng-Guang** Professor at the State Key Laboratory of Management and Control for Complex Systems, Institute of Au-

tomation, Chinese Academy of Sciences. His research interest covers robotics and intelligent control with applications to rehabilitation and surgical robots for medical and health automation. Corresponding author of this paper.)



陈翼雄 3M 中国有限公司资深产品工程师. 2008 年于四川大学电气信息学院自动化专业获学士学位, 2014 年于中国科学院自动化研究所获博士学位. 主要研究方向为康复机器人控制系统的研制及控制方法的研究.

E-mail: yixiong.chen@ia.ac.cn

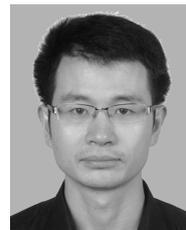
(**CHEN Yi-Xiong** 3M China senior product engineer. He received his bachelor degree from Sichuan University in 2008 and Ph. D. degree from Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences in 2014. His research interest covers neurorehabilitation robotic systems.)



张 峰 中国科学院自动化研究所助理研究员. 2012 年于中国科学院自动化研究所获得博士学位. 主要研究方向为机器人控制, 机器视觉与生物医学信号处理. E-mail: feng.zhang@ia.ac.cn

(**ZHANG Feng** Assistant professor at the Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences. He received

his Ph. D. degree in control theory and control engineering from Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences in 2012. His research interest covers robot control, biomedical signal processing and machine vision.)



王卫群 中国科学院自动化研究所复杂系统管理与控制国家重点实验室助理研究员. 主要研究方向为康复机器人, 人机动力学, 人-机交互控制, 生物电信号处理. E-mail: weiqun.wang@ia.ac.cn

(**WANG Wei-Qun** Assistant professor at the State Key Laboratory of Management and Control for Complex

Systems, Institute of Automation, Chinese Academy of Sciences. His research interest covers rehabilitation robot, dynamics of human-robot system, human-robot interaction control, and biomedical signal processing.)