

下肢外骨骼机器人临床康复应用进展*

王战斌¹ 陈思婧^{2,3} 杨青¹ 帅梅^{1,4} 张冀聪¹

1 下肢外骨骼康复机器人简介

外骨骼的定义来源于甲壳类动物,其骨骼生长在肌肉、组织外部,用于保护和支撑动物,属于“外骨骼”动物;与之对应,人类的骨骼生长于肌肉、组织之内,属于“内骨骼”生物。外骨骼机器人是一种基于仿生学和人体工程学研究设计的机器人,这种机器人的机械构型与人类的下肢骨骼类似并几乎平行,通过绑带套在患者身体外面,构成一种“穿戴在人体外面”的机器人,成为人类穿戴者除自身之外,由外部动力源驱动的另一副“骨骼”^[1]。

下肢外骨骼康复机器人结合医学理论并融合传感、控制、信息获取、移动计算等机器人技术^[2],实现了类似于人体下肢骨骼的支撑功能、关节可控屈伸运动功能及真实地面类人步态行走控制功能,为不同损伤状态、不同恢复状态、不同年龄和不同身体特征的下肢运动功能障碍患者在康复训练或自由行走时,提供具有准确合理助力、正确步态引导、全方位保护、身体支撑等特性的类人行走驱动控制,使患者在医院或家中均能进行科学而有效的康复训练,运动机能得到更快更好的恢复,异常行走姿态得到纠正,穿戴者的力量、耐力和速度等多项运动功能指标得到大幅改善^[1,3-7]。目前利用下肢外骨骼康复机器人评估、重建和提高下肢运动功能障碍患者肢体运动灵活性、行走控制能力的临床应用已成为国内外的热点康复方向。

众所周知,人与动物的最大区别是人可以直立行走,因此对下肢运动功能障碍的患者来说,良好直立行走能力的恢复,是迫切的康复需求。传统针对下肢运动障碍患者进行康复治疗,如卧踏式训练系统、平衡能力训练系统等,主要进行的是肌力、平衡力、关节活动度等局部或单一功能指标的训练,并不能帮助患者进行直立的下肢多关节协调性训练。而下肢外骨骼康复机器人可帮助患者以高度相似的重复步态直立行走,实现对患者多关节与机体的协调康复训练^[1]。

2 外骨骼机器人康复应用分类

外骨骼机器人最早开始于军事领域,1965年美国国防部提出“外骨骼机器人”概念,并资助研发增强型军用装甲^[3,8],

其后外骨骼机器人开始被医疗康复领域关注,但由于当时技术较为落后,并未能研发出可成功应用的外骨骼机器人。1999年后,随着机器人技术的发展成熟,各种类型的外骨骼机器人不断涌现,并开始应用于康复领域,其类型和特征分别如下所述:

①辅助直立行走型:ReWalk^[9-12]、Indego^[13-14]、Ekso^[15-17]、HAL^[18]、AiLegs^[19]等均为辅助直立行走型下肢外骨骼机器人,如图1(a—d)所示。这些外骨骼机器人髋、膝仅有一个矢状面上的主动旋转自由度,踝关节仅有一个矢状面被动自由度或无自由度,属于欠自由度型外骨骼机器人。该类外骨骼机器人都需要使用肘拐或助行器来维持平衡,主要以全被动训练为主。其中HAL也有患者部分主动的助力模式^[18],但其前期适应性训练难度较大。辅助直立行走型外骨骼机器人的主要功能是帮助穿戴者辅助站立、行走,进而达到康复的目的,且主要适用于双侧上肢功能完好的下肢运动功能障碍患者使用。

②按需助力型:HAL能够通过选择助力模式,实现外骨骼机器人对穿戴者实时的按需助力,减轻穿戴者的出力,增加穿戴者的步行时间与步行距离^[18],如图1(c)所示。HAL先后推出了双下肢和单侧腿的外骨骼康复机器人^[20],主要用于帮助残疾人、老人助行助力以及培训医生和物理治疗师,帮助工人携带更重的负载等;Keeogo也能根据穿戴者的运动情况及穿戴者的需要,实现按需助力。Keeogo是一款仅针对膝关节助力的外骨骼机器人,如图1(h)所示,适用于膝关节有运动障碍的患者,尤其适合单侧膝关节,不用于重症患者或者多关节有运动障碍的患者,且不能起到对穿戴者的支撑作用^[21]。

③全自由度型:不同于ReWalk等常见外骨骼机器人髋、膝、踝仅有一个矢状面旋转自由度,Rex增加了髋关节的内收外展、踝关节的内翻外翻自由度,在自由度方面接近了人体下肢具有的自由度,属于全自由度下肢外骨骼机器人,能够对穿戴者进行多自由度的康复训练,并且全自由度使REX具备了自平衡能力,无需拐杖即可保持行走平衡,解放了穿戴者双手,使其可以应用于高位截瘫、四肢瘫痪及残余部分

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2021.06.025

*基金项目:北京市科委G20工程医药产业创新研发(Z181100002218008)

1 北京航空航天大学,北京市,100191; 2 南京医科大学康复医学院; 3 南京医科大学第一附属医院康复医学中心; 4 通讯作者
第一作者简介:王战斌,男,博士研究生; 收稿日期:2020-06-12

手功能的运动障碍患者的行走和日常康复训练^[22],如图1(c)所示。但REX机构复杂、笨重,体积较大,步行速度缓慢(2m/min),导致训练强度过小,康复训练效果受到一定程度的影响。

④安全移动台架型:鉴于欠自由度型外骨骼机器人无法保持自平衡,日本HAL为无法使用双拐保持平衡的偏瘫患者,设计了可移动悬吊支架,以辅助偏瘫患者穿戴外骨骼机器人进行较为安全的行走训练,如图1(f)所示。但这种可移动悬吊支架并不与外骨骼机器人一体,训练中不能直接跟随

外骨骼机器人的行走而行走,患者行走稳定性受到一定程度的影响。另外,还需要穿戴外骨骼的患者主动推动支架或由康复师协助推拉支架以跟随移动,因此需要患者上肢运动的配合和主动推动的配合,对患者的基础运动能力和认知能力要求较高。对于病情严重上肢无力的偏瘫患者、长久脑损伤导致身体虚弱的患者以及四肢瘫患者,均无法使用,其仅适用于病情较轻、病程较早的脑损伤患者^[23]。国内大艾的艾康AiWalker,如图1(g)所示,通过将辅助行走型外骨骼机器人AiLegs固定在一套四轮式安全平衡移动台架上,从腰部实现

图1 各种主流的下肢外骨骼机器人



了对患者的稳定固定、平衡控制和移动支撑、早期的悬吊支撑减重,不仅能够保障穿戴者训练时的安全,还可无需上肢配合,为穿戴者提供基于真实地面的行走康复训练,非常适用于偏瘫、四肢瘫等上肢功能缺失的患者以及病程早期主动运动功能减弱的患者进行康复训练,且患者不需要进行适应训练即可使用,学习成本低^[19]。

外骨骼机器人用于康复领域,需获得医疗器械注册证,证明其安全性和有效性之后方可进入医疗机构进行使用。为此一些外骨骼机器人经过多年的电气安全检测、设计改进及临床试验,先后取得了不同国家的医疗器械注册证,其中较著名的品牌如表1所示。

3 下肢外骨骼康复机器人的临床应用

外骨骼机器人已经被广泛地应用于脊髓损伤和脑损伤患者的康复治疗。训练中,外骨骼机器人采用预设或实时设定的仿生步态,控制穿戴者下肢以类人的自然步态在真实地面行走。大量的研究已证明外骨骼机器人应用于临床具有很高的可行性,不仅能够作为助行设备辅助患者行走,也能够用于康复训练,改善患者的神经功能。目前外骨骼机器人不仅在步行能力提升方面展现出积极的康复效果,还在偏瘫步态、肌张力、心肺功能、骨质疏松、压疮等方面观察到积极的作用。而不同品牌的外骨骼机器人由于结构设计和控制策略的差别,其临床应用的效果和优势也不相同。

3.1 辅助行走的有效性和安全性研究

国内外有关外骨骼机器人康复临床研究中,最初都用于截瘫患者,主要的临床试验情况请见表2。

表1 全球主要外骨骼机器人获得医疗器械注册证情况^[24]

品牌	美国FDA	欧盟CE	日本MHLW	中国CFDA
ReWalk™	获批(P2011、R2014)	获批(2012)		
Ekso™	获批(2016)	获批(2012)		
Indego®	获批(2016)	获批(2015)		
HAL™	获批(2017)	获批(2013)	获批(2015)	
Rex™		获批 (日期不详)		
Keeogo		获批(2019)		
艾动和艾康™				获批(2018)

值得注意的是,外骨骼机器人使用过程中发生的不良事件主要有^[24]:①压疮、皮肤擦伤,最常见的皮肤受压发生红斑的部位为胫骨前、股骨大转子、骶部、腹部和足背,这些主要与绑带固定有关,使用时需注意。②骨折,原因与骨质疏松和不恰当的应用有关,这也是临床应用中需关注的问题。

3.2 促进功能恢复的临床疗效研究

3.2.1 提高步行能力:HAL在其FDA注册的临床试验文件中显示:在一组非对照、非随机、开放的临床试验中,55例AIS C—D级、损伤平面在T1及以下、平均病程6.85年的截瘫患者进行90天(5次/周)的外骨骼机器人康复训练,训练前后受试者在不穿戴外骨骼机器人的情况下,其6min步行试验的平均距离由97.1m提升至146m,10米步行的平均时间由70.34s降低到35.22s,行走运动功能恢复显著,6min步行距离显著提高^[9]。其中不良事件主要为皮肤红肿、压疮等^[18]。

大艾的临床试验中,也有多例截瘫患者经过康复机器人的训练,实现由训练前的无法独立行走,到训练后不穿机器人使用肘拐的长时间、快速行走。

Watanabe H等进行了22例亚急性脑卒中偏瘫患者的随机、对照试验,试验组采用单侧HAL,对照组采用常规训练。通过4周、每周三次、每次20min的康复训练,受试者在不穿戴外骨骼机器人和其他辅助设备情况,其训练后,试验组6min步行距离由97.7m提高到156.7m,对照组6min步行距离由113.3m提高134.5m,试验组相对于对照组有显著改善;试验组最大行走速度由0.61m/s提高到0.85m/s,对照组由0.49m/s提升到0.63m/s,试验组相对于对照组有显著改善,无不良事件发生^[25]。

综上,不完全截瘫患者、偏瘫患者应用外骨骼机器人进行长时间的真实地面行走康复训练,能够促进其自身的步行速度与步行效率提升。

3.2.2 纠正偏瘫步态:通过外骨骼机器人进行大量类人行走训练,能帮助患者恢复或重建正确的行走姿势。Watanabe H等^[25]通过一组22例亚急性脑卒中偏瘫患者的随机、对照试验,证明单侧外骨骼机器人HAL的康复训练相比于对照组的常规训练,患者的下肢运动节律,行走左右腿的对称性、平衡性都有了统计意义上的显著提高。大艾在进行临床试验中,也发现下肢外骨骼机器人AiWalker能促进偏瘫患者下肢运动对称性与平衡性的显著改善。

3.2.3 缓解肌肉痉挛:通过外骨骼机器人康复行走训练,能够帮助患者进行大腿、小腿、髋关节、膝关节、踝关节肌肉群牵拉,缓解肌肉痉挛。在ReWalk一组外骨骼机器人临床试验中,13例患者完成痉挛等级测试,其中1例痉挛等级升高、

表2 典型下肢外骨骼机器人临床试验情况

设备名称	ReWalk ^[9]	Ekso ^[16]	Indego ^[13]	AiWalker& AiLegs
受试者特征	截瘫患者(31例全部为A—B级,C7—C8,T1—T12)	截瘫患者(35例A—B级,21例C—D级;C1—L1)	截瘫患者(45例A—C级,T3—L2)	截瘫患者(40例,AIS A—C级,T6—L2)
试验类型	开放式、非对照、非随机临床试验	开放式、非对照、非随机临床试验	开放式、非对照、非随机、多中心临床试验	多中心、自身对(对照产品:髌膝踝足矫形器HKAFO)
评价指标	6min步行距离、10m步行时间	6min步行距离,10m步行时间、心率与血压	10m步行测试、600m步行测试、timed up-and-go测试,其他等级评分	6min步行距离、平均心率增加率
训练时间次数	训练大约8周,共计24次,每次60—90min	训练12—13周,共计27次的训练	共计27个周期的训练,单次训练时间,依据患者实际情况确定	训练不超过4周,共计40—60次训练每次40min
试验结果	26例受试者完成了6min步行距离测试,步行距离为0—100m;20例受试者完成了10m步行时间测试,步行时间为10—163s。	临床结果显示经过外骨骼康复训练,10m步行时间由初始的66s下降到40s;训练过程,平均心率略有上升但是平均血压保持稳定。	所有患者在经过训练后都能完成TUG试验。 T3—T6的受试者10m平均速度为0.35m/s,全部能完成600m步行试验。	临床结果显示6min步行试验平均距离:134m(AiWalker)、79.30m(AiLegs)、48.74m(HKAFO)、6min步行中平均心率增加率:4.32%(AiWalker)、40.80%(AiLegs)、63%(HKAFO)。穿戴外骨骼步行距离显著远于HKAFO且体能消耗更低

4例痉挛等级降低、8例无变化^[9]。Molteni F^[26]在23例使用外骨骼机器人Ekso进行康复训练的临床观察中,发现亚急性期患者痉挛程度有显著改善。在大艾在CFDA临床注册试验中,观察到多例外骨骼机器人AiWalker康复训练对截瘫患者肌肉痉挛有显著改善的案例,无相关不良事件。

3.2.4 改善心肺功能:通过站立行走主动功能训练,可促进血液循环,改善心肺功能。Yun-Chol Jang等^[27]完成了C3/C4级不完全损伤截瘫患者在使用辅助直立行走型外骨骼机器人Angelegs进行康复训练前后的代谢水平和耗氧量临床研究,结果显示,6周的康复训练后患者的耗氧量从1208.1ml下降到901.3ml,患者的心肺功能得到显著增强,无不良事件报告。

3.2.5 减缓骨质疏松与关节肌肉挛缩:通过外骨骼机器人帮助患者经常大运动量站立负重行走训练,能够防止骨质疏松,同时对于长期坐卧患者,适度的站立行走训练能够减少肌肉挛缩。Miller LE等^[28]提到,截瘫患者随着外骨骼机器人HAL、Ekso或Indego间歇性的站立或习惯性的步行运动,通过肌肉负载的作用力,可以有效降低截瘫患者骨密度的降低速率,同时增加血液的循环,促进肌肉增长,减缓肌肉挛缩。截瘫并发症异位骨化可导致关节挛缩,在大艾外骨骼临床应用中,也观察到AiWalker能够改善髋关节的被动活动度。

3.2.6 降低压疮发生率,改善二便功能:Miller LE等^[28]提到外骨骼机器人HAL、Ekso或Indego康复训练,通过站立能够减轻患长期卧床或坐轮椅的压疮,同时改善患者的排便规律。通过站立步行,可有效降低压疮感染,同时促进胃肠蠕动,提升患者消化功能,促进二便功能改善。大艾的临床试验也有同样发现。

3.3 中枢神经功能重塑机制的临床研究

外骨骼康复机器人对下肢功能障碍患者进行康复训练的一些临床研究表明,外骨骼康复也引起了一定程度的中枢神经重塑。

美国杜克大学“再次行走神经康复计划”(walk again neurorehabilitation),基于“外骨骼机器人+脑机接口+上肢震动感知”开展神经康复训练,构建针对脊髓损伤患者的闭环神经反馈调节系统,建立截瘫患者的下肢—机器人神经感知新通路,使截瘫患者大脑相应神经获得步行运动的直接刺激,激发大脑相关神经的重塑^[5,29]。该计划中,8例SCI损伤3—13年患者(其中7例完全损伤和1例不完全损伤),经过12个月的训练后,50%的患者由完全性脊髓损伤改善为不完全性脊髓损伤,多节段的疼痛定位、精细触觉、粗触觉和本体感觉等得到明显改善,某些关键肌肉的自主运动控制能力也得到不同程度加强,下肢痉挛程度都有所下降,其中1例患者实现了使用助行器支架的行走(不穿戴外骨骼)^[30]。该研

究假设,这种前所未有的神经系统功能修复,是由长期的脑—机接口+外骨骼机器人训练引发的皮质层和脊髓的可塑性代偿引起。

4 下肢外骨骼康复机器人研发的挑战

4.1 电池的续航问题

下肢外骨骼机器人大多数为移动设备,同时有属于动力装置,需要动力电池为其提供续航,但是基于电池技术的发展现状,现有的电池能量密度不足,造成电池选择上的矛盾:体积与能量大小。为了维持续航,电池体积不断做大,但是电池体积增大,又增加了设备的重量。目前已有部分设备采用可更换电池的模式,但是患者本身又不能更换电池。所以增加电池的续航,是许多外骨骼研发者面临的行业现状,也是其需要突破的瓶颈。

4.2 人机实时交互与人体运动意图感知

下肢外骨骼机器人的使用对象为截瘫、偏瘫等下肢功能损伤的患者,其自身的运动与平衡能力欠缺,人机之间的交互就变得尤为重要,同时患者下肢运动功能的确也造成了人体运动意图信息采集难度的增加。现阶段虽然大部分外骨骼机器人都能实现一定的人机交互,但是人机交互的程度还欠缺,还需要对多种人机交互手段进行综合运行,实现更智能、更全面的人机交互,进而完成对人体运动意图真正实时的感知,这是外骨骼机器人面临的最大挑战之一。

4.3 设备轻量化、便携化与可重构化

设备的轻量化、便携化是其广泛应用的基础,现在大多数外骨骼机器人过于沉重,使其携带、放置不方便,患者很难独自带到户外应用。如何实现设备的轻量化、便携化,将是未来一个重要研究方向。同时外骨骼机器人面向的康复对象个体化差异很大,不同的应用对象,需要设备提供的髋、膝、踝关节助力不同,有的患者仅存在1个或2个关节功能障碍,不需要穿戴整套下肢助行机器人。所以根据不同的功能障碍需求,设计单关节及可多关节结构可重构的外骨骼机器人,以个体化的助力策略帮助康复对象,也是未来外骨骼的一个发展趋势。因此实现轻量化、便携化、可重构化的全面突破,将是未来研发中又一个重要挑战。

4.4 智能化及AI化

随着康复的进展,能随着患者运动功能的变化及康复需求的变化进行自适应的智能化外骨骼机器人系统,以及对于不同损伤部位和程度的脊髓损伤和脑损伤患者能够根据患者的功能保留情况而自适应调整助力策略,具有自我学习能力的外骨骼机器人,也是发展的一个趋势,也是其大范围应用前面临的一个重大挑战。

综上,外骨骼康复机器人对于失去站立或行走功能的患者,提供了直立行走康复训练新方式,可以帮助患者高频率

长时间进行仿人行走运动训练,这在过去是没有办法实现的,给康复领域带来了新的治疗方式和思维。外骨骼康复机器人的推出,已成为现代康复技术中非常重大的一个进程。

参考文献

- [1] 王予彬, 王惠芳. 运动损伤康复治疗学[M]. 第2版. 北京: 科学出版社, 2019:39—48.
- [2] 李龙飞, 朱凌云, 苟向锋. 可穿戴下肢外骨骼康复机器人研究现状与发展趋势[J]. 医疗卫生装备, 2019, 40(12): 89—97.
- [3] Bogue R. Exoskeletons and robotic prosthetics: a review of recent developments[J]. Industrial Robot, 2009, 36(5):421—427.
- [4] Hartigan C, Kandilakis C, Dalley, et al. Mobility outcomes following five training sessions with a powered exoskeleton[J]. Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation, 2015, 21(2):93—99.
- [5] Calabrò, RS, Naro A, Russo M, et al. Shaping neuroplasticity by using powered exoskeletons in patients with stroke: a randomized clinical trial[J]. Journal of Neuroengineering Rehabilitation, 2018, 15(1):35—50.
- [6] 魏小东, 孟青云, 喻洪流, 等. 下肢外骨骼机器人研究进展[J]. 中国康复医学杂志, 2019, 34(4):127—131.
- [7] Lerner ZF, Damiano DL, Bulea TC. A lower-extremity exoskeleton improves knee extension in children with crouch gait from cerebral palsy[J]. Science Translational Medicine, 2017, 9(404):9145—9154.
- [8] Vukobratovic M, Hristic D, Stojiljkovic Z. Development of active anthropomorphic exoskeletons[J]. Medical & Biological Engineering, 1974, 12(1):66—80.
- [9] John Hamilton of Argo Medical Technologies, Inc. 510(k) Summary ARGON ReWalk™ K131798 [EB/OL]. U.S. Food and Drug Administration, 2013.
- [10] Fineberg D, Asselin P, Harel N, et al. Vertical ground reaction force-based analysis of powered exoskeleton-assisted walking in persons with motor-complete paraplegia[J]. The Journal of Spinal Cord Medicine, 2013, 36(4):313—321.
- [11] James M, BBA, MHA, et al. Rewalk: robotic exoskeletons for spinal cord injury [EB/OL]. CADTH issues in emerging health technologies, 2015.09. ISSN: 1488—6324.
- [12] ReWalk Robotics Ltd. Introduction of the ReWalk™ Personal 6.0 [EB/OL]. <https://www.rewalk.com/rewalk-personal-3/>, 2020—06.
- [13] Audrey Swearingen of Parker Hannifin Corporation. 510(k) Summary Indego™ K171334 [EB/OL]. U.S. Food and Drug Administration, 2017.
- [14] Parker Hannifin Corporation. Introduction of the Indego exoskeleton [EB/OL]. <http://www.indego.com/>, 2020—06.
- [15] Kazerooni H, Steger R. The Berkeley lower extremity exoskeletons[J]. ASME Journal of Dynamics Systems, Measurements and Control, 2006 128(1):14—25.
- [16] Thomas Looby of Ekso Bionics, Inc. 510(k) Summary Ekso™ and Ekso GT™ K143690 [EB/OL]. U.S. Food and Drug Administration, 2016.
- [17] Kazerooni H. Human augmentation and exoskeleton systems in Berkeley[J]. International Journal of Humanoid Robotics, 2007, 4(3):575—605.
- [18] Yohei Suzuki of CYBERDYNE Inc. 510(k) summary HAL for medical use (lower limb type) K171909 [EB/OL]. Food and Drug Administration, 2017.
- [19] 北京大艾外骨骼机器人. AiLegs 产品介绍 [EB/OL]. <https://www.ai-robotics.cn/products/>, 2020—06.
- [20] Kawamoto H, Hayashi T, Sakurai T, et al. Development of single leg version of HAL for hemiplegia[J]. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2009, 2009:5038—5043.
- [21] B-Temia. Introduction of the Keeogo [EB/OL]. <https://www.keego.com/>, 2020—06.
- [22] Rex Bionics Plc. REX product information [EB/OL]. <http://www.rexbionicsuk.com/>, 2020—06.
- [23] Mizukami M, Yoshikawa K, Kawamoto H, et al. Gait training of subacute stroke patients using a hybrid assistive limb: a pilot study[J]. Disability and Rehabilitation Assistive Technology, 2017, 12(2):197—204.
- [24] He Y, Eguren D, Luu TP, et al. Risk management and regulations for lower limb medical exoskeletons: a review [J]. Medical Devices: Evidence and Research, 2017, 10(1):89—107.
- [25] Watanabe H, Tanaka N, Inuta T, et al. Locomotion improvement using a hybrid assistive limb in recovery phase stroke patients: a randomized controlled pilot study[J]. Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, 2014, 95(11):2006—2012.
- [26] Molteni F, Gasperini G, Gaffuri M, et al. Wearable robotic exoskeleton for over-ground gait training in sub-acute and chronic hemiparetic stroke patients: preliminary results [J]. European Journal of Physical Rehabilitation Medicine, 2017, 53(5):676—684.
- [27] Jang YC, Park HK, Han JY, et al. Cardiopulmonary function after robotic exoskeleton-assisted over-ground walking training of a patient with an incomplete spinal cord injury: case report[J]. Medicine, 2019, 98(50): e18286.
- [28] Miller LE, Zimmermann AK, Herbert WG. Clinical effectiveness and safety of powered exoskeleton-assisted walking in patients with spinal cord injury: systematic review with meta-analysis[J]. Medical Devices: Evidence and Research, 2016, 9(1):455—466.
- [29] Alarm M, Rodrigues W, Pham BN, et al. Brain-machine interface facilitated neurorehabilitation via spinal stimulation after spinal cord injury: recent progress and future perspectives[J]. Brain Research, 2016, 1646(1):35—33.
- [30] Donati AR, Shokur S, Morya E, et al. Long-term training with a brain-machine interface-based gait protocol induces partial neurological recovery in paraplegic patients[J]. Scientific Reports, 2016, 6(1):30383—30383.