

服务于功能性电刺激的双足步态实验***

王 颖, 张定国

Bipedal gait experiment for functional electrical stimulation

Wang Ying, Zhang Ding-guo

Abstract

BACKGROUND: Functional electrical stimulation (FES) uses electrical pulse of low level to stimulate the peripheral nerve of muscles in order to restore the motor functions, and it has already achieved clinical success in area of paraplegic walking. However, the patterns of FES are inflexible, unstable and hard to operate for the end-users at present.

OBJECTIVE: To study the synergistic action of the muscles involved in walking movements for simplifying the design of FES control patterns based on gait analysis and to make the subjects perform expected involuntary walking movements using FES.

METHODS: According to the characteristics of bipedal walking, a method of gait research was proposed based on measurement and analysis of joint angle and electromyography signal. It served for FES system design, which generated the desired stimulation patterns for muscle groups of lower limbs, and realized the corresponding collaborative activation of the muscle groups.

RESULTS AND CONCLUSION: Satisfactory involuntary walking of a healthy subject without self-control was realized using the FES method proposed. The results from the experiment had verified the feasibility of FES in lower limb rehabilitation. It sheds light on more complex FES control methods, and provides experimental support for clinical study on paralyzed patients in future.

Wang Y, Zhang DG. Bipedal gait experiment for functional electrical stimulation. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2012;16(26): 4841-4846. [http://www.crter.cn http://en.zglckf.com]

摘要

背景: 功能性电刺激利用低频弱电脉冲刺激失去神经控制的肌肉已经在截瘫行走的临床应用中取得了小范围成功,但现有的电刺激模式存在不灵活、不易操作、且稳定性不高的缺点。

目的: 基于步态分析方法,研究涉及到步行动作的各肌肉群的协同动作关系,将肌肉电刺激模式简化为无需患者操作的规律性控制策略,并验证该策略在功能性电刺激实验中的有效性。

方法: 针对双足步行的特点,提出一种基于关节角变化趋势及肌电信号强度变化的步态研究方法,旨在服务于功能性电刺激的设计,为下肢肌肉提供理想的电刺激模式,使人体产生相应的肌肉群协同动作,从而使受试者最终实现非自主控制的行走运动。

结果与结论: 实验结果一方面验证了基于步态分析的电刺激模式设计是可行的,对今后加入更复杂的控制方式提供了依据,另一方面也为未来开展的瘫痪患者临床康复实验研究打下了基础。

关键词: 功能性电刺激; 步态; 行走; 双足; 肌电信号

doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2012.26.018

王颖, 张定国. 服务于功能性电刺激的双足步态实验[J]. 中国组织工程研究, 2012, 16(26):4841-4846. [http://www.crter.org http://cn.zglckf.com]

Institute of Robotics,
Shanghai Jiao Tong
University, Shanghai
200240, China

Wang Ying★,
Studying for master's
degree, Institute of
Robotics, Shanghai
Jiao Tong University,
Shanghai 200240,
China
oursimplelove@
gmail.com

Corresponding
author: Zhang
Ding-guo, Associate
professor, Institute of
Robotics, Shanghai
Jiao Tong University,
Shanghai 200240,
China
dgzhang@sjtu.e
du.cn

Supported by: the
National Natural
Science Foundation
of China, No.
51075265*; Key
Basic Research
Project of Shanghai
Science and
Technology, No.
09JC1408400*

Received: 2011-11-18
Accepted: 2011-12-14

上海交通大学机
器人研究所, 上海
市 200240

王颖★, 男, 1987
年生, 江苏省扬州市
市人, 汉族, 上海
交通大学机械与
动力工程学院在
读硕士, 主要从事
机械电子工程研
究。
oursimplelove@
gmail.com

通讯作者: 张定
国, 副教授, 上海
交通大学机器人
研究所, 上海市
200240
dgzhang@
sjtu.edu.cn

中图分类号:R318
文献标识码:B
文章编号:1673-8225
(2012)26-04841-06

收稿日期: 2011-11-18
修回日期: 2011-12-14
(20111022001/GW·G)

0 引言

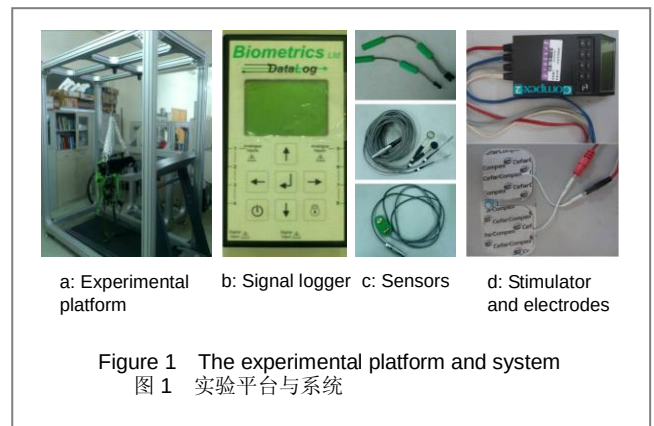
人体的大部分活动都离不开肌肉的参与,它维持着人体的基础生活能力。但许多瘫痪患者因为脊髓损伤、脑卒中、脑损伤等疾病而丧失了肌肉运动功能,并且倘若长时间失用肌肉,会导致软组织特性改变,造成肌肉萎缩、挛缩、僵硬等不可恢复的变化。所以,对于让这些患者能够有效迅速恢复肌肉功能来说,能开发出一套新的技术,就目前而言,是一项迫切且具有挑战性的工作。功能性电刺激(作为一个有发展前景的技术已经被研究了近40年,并且佐以一些成熟的人工控制方法,已经在临床应用(比如治疗足下垂)中取得了小范围成功^[1]。另外,还有很多证据显示功能性电刺激在改善截瘫患者体质和促进健康方面也有良好的效果,这可能包括心肺功能的改善、新陈代谢的健全等诸多方面。美国联邦健康与公共服务署已经确认“在改善残疾人健康前景和功能独立方面,功能性电刺激有很明显的生理促进和疾病预防作用”^[2-3]。

功能性电刺激在截瘫行走方面的应用通常是利用低频弱电流脉冲刺激失去神经控制的肌肉,使其收缩,以替代或矫正器官及肢体已丧失的功能^[4]。目前有一些电刺激模式采用手控技术,或者采集患者身上其他功能性完全的器官信号(例如肩部运动^[5]、头部运动^[6]、呼吸^[7]、语音等^[8]),将该信号作为功能性电刺激的控制信号,不过无论如何,这些都需要患者本人的参与,其复杂性不便于患者掌握与灵活运用,且稳定性也很难保证。基于这种现状,本文旨在通过基于关节角度变化及肌肉电信号强弱变化的步态分析^[9-15],把电刺激模式依据步态的变化规律进行简化,仿照健康人在跑步机上锻炼的方式,将碍于腿部锻炼康复的其他因素逐一排除,半固定住身体,只对腿部肌肉进行一定时序的电刺激,能让下肢产生某特定步速的行走动作,从而使之成为最能够方便患者使用的方案。

1 实验平台和系统简介

实验平台主要包括悬吊系统跟助行系统两大部分:悬吊系统通过卷扬机及一组滑轮将人体的部分质量悬吊于支架上,从而减轻自重对下肢的负荷;助行系统则是一台跑步机,其跑带速度与行走速度保持一致,从而确保实验可以在小范围环境内长时间进行。实验平台如图1a所示。图1b是Biometrics公司生产的一套信号采集

仪,c图则为与之配套的一系列传感器,从上至下分别是角度传感器、足底接触力传感器及表面肌电信号传感器,采集仪与传感器构成最终实验的信号采集系统。图1d上显示的是Compex Motion(瑞士)电刺激仪^[16],下为与之配套的皮肤表面电极片,整体构成功能性电刺激实验系统。

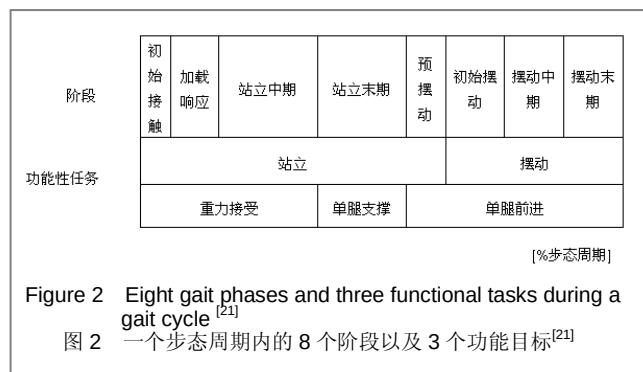


2 双足步态研究

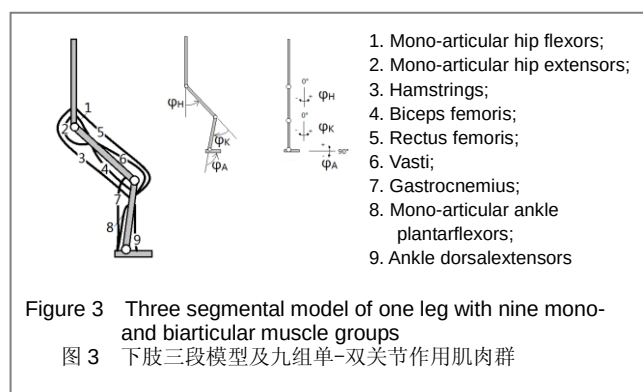
2.1 步态关节角模型及步态循环 步行是人类短距离移动最方便的一种方式,移动过程中,脚底支撑点在双足间交替轮换,上身体态同步左右摇摆来控制重心位置不变,这种通过调整自身的步态和体态的运动方式即为行走。行走过程中,通常是一条腿起到支撑的作用而另一条腿在空中摆动从而为下一个支撑动作做预先准备。一个最简单的步态循环主要包括摆动及站立两个阶段,其中站立阶段又可以细分为3个部分,即初期双脚支撑阶段、单脚支撑阶段和末期双脚支撑阶段。在一般低速行走过程中,每一个双脚支撑阶段大概占整个步态周期的10%,摆动阶段占大概40%,而剩下的40%则是单脚支撑阶段。根据步行速度的不同,站立与摆动阶段在步态周期中所占的比例会有轻微的不同。步行速度越快,站立阶段所占的比例就越小,同时,双脚支撑阶段所占的比例也减小。当速度上升到为跑动的情况下,步态周期里面就不存在双脚支撑阶段了,而多出了双脚均离地的腾空阶段(不在本文考虑范围内)^[9]。

根据Perry^[10]的分析,一个步态循环又可被划分为8个部分,每个部分都有相应的功能目标以及一组确切的用以达成此目标的双腿协同动作。这8个部分连续动作即可完成3个主要任务,分别是重力接受,单腿支撑,和单腿前进。在完成重力接受的过程中,单腿触地瞬间重力即顺势传递到腿上,这时下肢不单要在整个行进势头中保持平稳,还要吸收足底触地带来的震动来达到缓

冲目的。单腿支撑开始于另一条腿的摆动初始点, 结束于另一条腿的触地。而紧接着就是该腿的前进阶段, 最后终止于该腿的触地。两条腿循环往复以上的3个主要任务即形成双腿步行动作, 见图2。

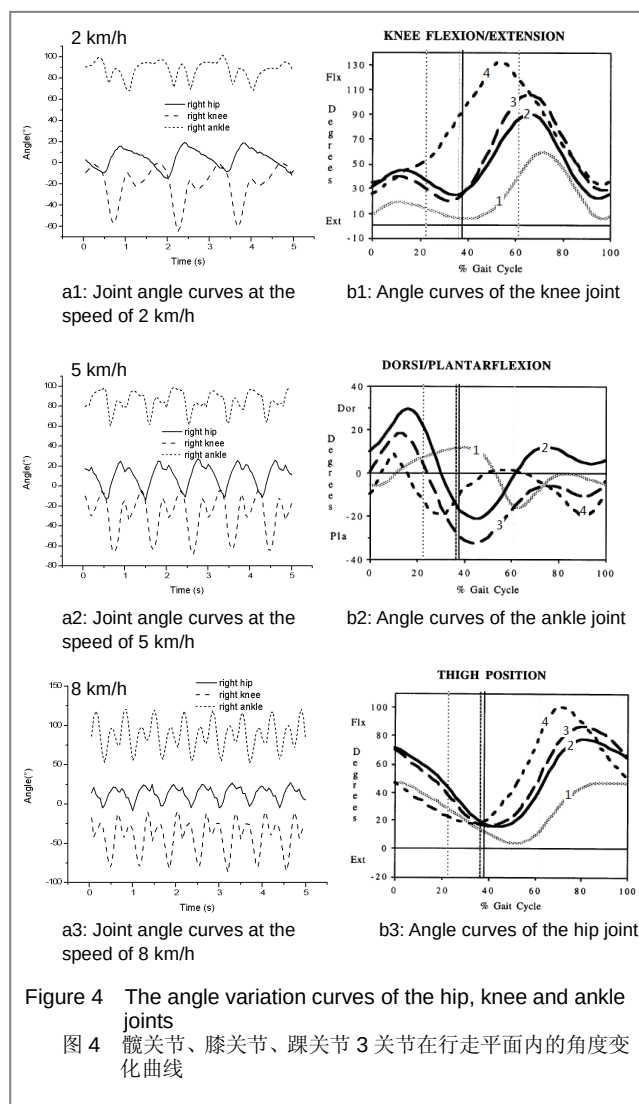


2.2 基于关节角的步态实验与分析 将步态分析简化到髋关节、膝关节以及踝关节3个关节的角度度量是本文采用的方式, 即通过观察3个关节在行走平面内的角度变化规律来衡量步态。图3所示为腿部在运动过程中涉及到的九组单关节、双关节作用肌肉(群), 其中单关节髋部屈肌和单关节髋部伸肌主要用来控制髋关节的运动, 腿筋、股二头肌、股直肌和股骨肌4组肌肉(群)主要用来控制膝关节的运动, 最后单关节踝部跖屈肌群和踝部脚背伸肌群则主要用来控制踝关节的运动 [12]。右上角的图示说明了3个关节角的正负及初始值定义。



基于以上三段模型及关节角的定义, 本文作者在健康人身上采集了一组实验数据, 用以研究步行过程中3个关节角的运动规律。图4 a1, a2, a3所示分别是步行速度为2, 5, 8 km/h 3种情况下髋关节、膝关节及踝关节在5s时间内的变化曲线(均为右腿数据)。同样, Tom等 [13] 也采集了一组实验数据, 他们以慢走、小跑、疾跑、冲刺跑为划分准则来研究不同速度下的步态, 4种速度分别为4.32, 11.52, 14.04, 32.4 km/h, 图4 b1, b2, b3分别为3个关节的角度变化在不同速度下的纵向比照图(1, 2, 3, 4 分别代表上述4种速度下的曲线)。通过

比较发现(特别是速度值最接近的5 km/h和4.32 km/h两组), 3个关节角在一个步态循环中的变化模式是一致的, 由此可初步验证本文所依据实验数据的准确性。

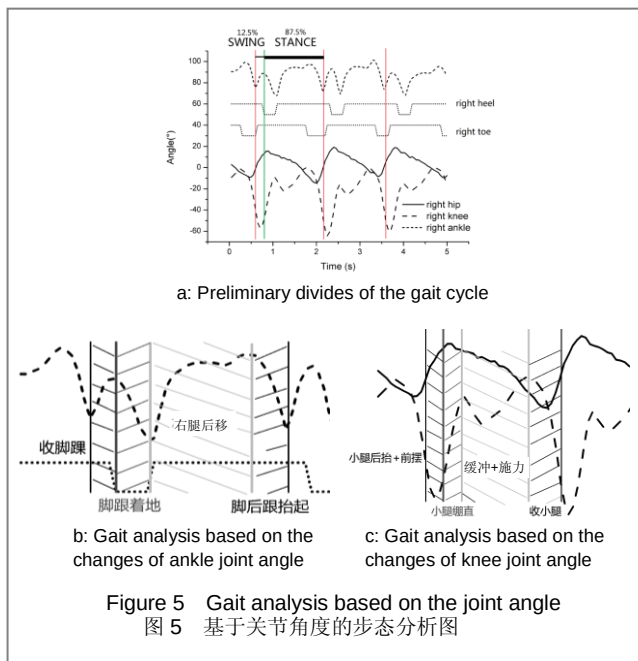


将2 km/h步速下的采集数据单独拿出来分析, 加上足底(足尖+后跟)接触应力的引入, 得到如图5a所示的步态循环初步划分图, 前12.5%为摆动部分, 后87.5%为站立部分。图中足底接触应力以数字信号方式呈现, 高电位指接触力小于一定阈值, 低电位同理指高于这一阈值, 此处用以给足底触地时刻做标记。

图5b将踝关节的角度变化情况细化为4个部分。第1个是位于摆动阶段的空中收脚踝部分, 在此过程中, 足尖离地为始点, 脚背伸肌群的作用使得足尖翘起, 为下阶段的足跟触地作准备。第2个部分则是足跟着地部分, 足跟触地后, 脚背伸肌群放松, 整只脚逐渐贴合地面直至足底平面完全触地。第3部分足底保持与地面的贴合, 整只脚相对身体后移, 重心也从脚后跟往前脚掌移动, 此过程中为保证足底与地面有足够的摩擦力, 跖屈肌群

逐渐处于紧张状态来维持踝部类似拔弩的状态,从而保证足够大的后蹬力。最后一部分则是为右脚离地作准备,跖屈肌群作用越来越强劲,脚后跟抬起直至脚趾与脚背平面之间的角度越来越大,在脚趾脱离地面之前,蓄势作对地面的最后一蹬。

图5c则从膝关节的角度变化情况对步态周期进行分析。同样是位于摆动阶段的第一部分,小腿先是在足尖离地的动作后惯性后抬,到达最高点后改为往前伸来为下阶段的足跟触地作准备。第二部分中,随着足跟触地及整脚缓慢着地,小腿持续绷直。接下来的部分中,全身传递给足部的动能在随着重心下降的过程中转化为腿部的势能,此过程表现为小腿微屈,起到一个缓冲的作用,紧接着小腿反回来继续绷直,将势能又逐渐转化为对地面的后蹬力,结合脚踝的作用力一起将身体继续往前进方向推送。第四部分则是小腿随着脚跟离地一起往上抬,此过程中膝关节与踝关节同时处于施力阶段,共同蓄势做足尖离地前的最后一蹬。

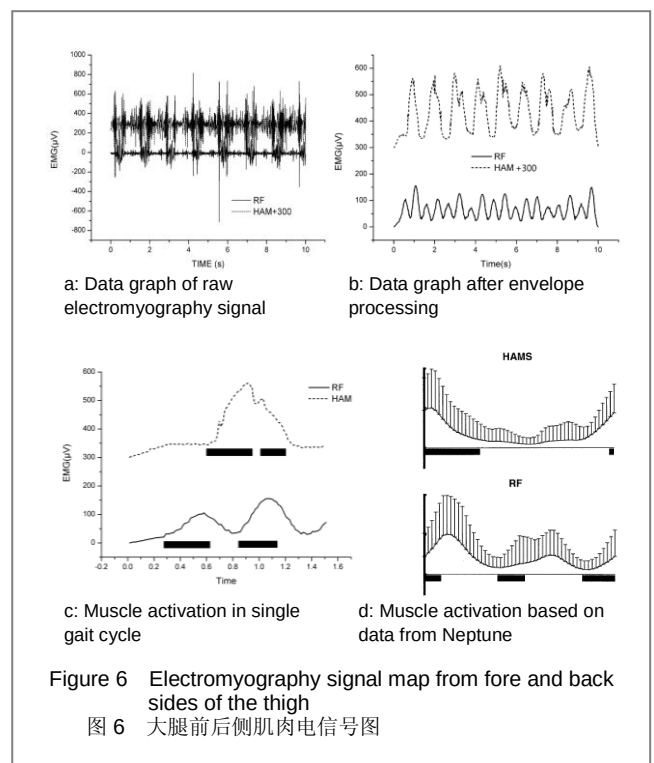


2.3 基于肌电信号的步态实验与分析 上一章节从关节角的变化趋势中分析了步态循环中各个阶段腿部的运动情况,还简单分析了多组肌肉(群)如何协同工作产生相应动作。Neptune等^[14]采集了多块肌肉的表面电信号进行研究,来比照不同肌肉在不同阶段中的工作时序^[15]。拿膝关节运动牵涉到的Rectus Femoris(股直肌)为例分析,其主要起到控制小腿前踢(即伸小腿)的作用。在前面对图5c分析的过程中提过,行走过程中小腿总共前伸两次,一次是在足跟着地后小腿逐渐绷直的过程中,一次则是在整体重心前移整条腿后移的同时不断对

地施力的过程中,这两次动作都需要股直肌参与作用。

对应Neptune的实验数据,本文作者也采了一组于行走过程中大腿前后面表面电极测得的肌肉电信号,步行速度为2 km/h。如图6所示,a图为10 s内采集到的表面肌电信号原始数据,b图为经过包络处理后的数据,为了将大腿前后肌电信号做更好的区分,大腿前侧肌肉由Rectus Femoris(股直肌)作为主要代表,后侧则由Hamstrings(腿筋)作为代表,并且腿筋的信号值给了300 μ V的偏置以更好的与前者信号区分开。

图6a为原始肌电信号数据图,b图为包络处理后的信号数据图,c图为一个步态循环内大腿前后肌肉群作用图,其中的水平深色方块表示仿真环节中对肌肉的外部电刺激作用时间,d图为以Neptune所测的EMG信号分析得出的大腿前后肌肉群作用图。很明显的从图6b中看出,以股直肌为代表的小腿前伸肌肉群在一个步态循环中有两次作用峰值,与Neptune的分析结果一致,这一点也可以从单循环周期角度的分析对照图(c、d两图)中得出。



单独观察控制小腿前伸的大腿上侧肌肉群(以股直肌RF为代表的肌肉群),在一个步态周期内(以脚尖离地为起始点),综合前一章节基于图5c的详细分析,小腿存在“绷直-收回缓冲-再度绷直”这样一个动作过程,与此处从控制小腿绷直的股直肌上采集到的电信号强度是存在很强的相关性的,由此可以确定以肌电信号为基础的步态分析跟以关节角为基础的步态分析是一致的,这也在基于关节角的运动学分析与肌肉的动作强弱

之间建立了相关性, 为电刺激模式建立及更进一步的电刺激仪参数设置提供了依据。

3 功能性电刺激模式参数设计

肌肉在自主动作过程中产生肌肉电信号, 电信号的强弱反应了肌肉动作的强弱, 而如何根据电信号的模式反过来确立电刺激的模式, 则是电刺激实验前的最后一步工作。首先, 考虑到踝关节动作的维度较高, 相应的控制肌肉比较复杂, 并且表面电极很难刺激到皮下较深的肌肉, 所以刺激效果较差, 故在实验范式中简化为只刺激与大腿小腿动作相关的四组肌肉(群), 分别为图2中的1, 2, 3, 5四组肌肉(群)。对于小腿动作及大腿动作所需的电刺激, 本文作者在前期做了数个实验用以确定电刺激仪的各项参数。

电刺激器各项参数:

作用于肌肉	电刺激频率	电刺激脉宽	电刺激最高强度
肌肉1(髂腰肌)	20 Hz	500 μ s	40 mA
肌肉2(臀大肌)			40 mA
肌肉5(股直肌)			50 mA
肌肉3(腿筋)			45 mA

图7是从角度步态分析中得到的大小腿动作情况, a为髋关节角度变化图, b为膝关节角度变化图, 两图均用彩色标出腿部运动的各个阶段。根据角度变化趋势, 在2 km/h的步速下, 周期约为1.6 s, 大腿前摆约占0.6 s, 后摆约占剩下的1 s, 小腿大幅后摆约占0.4 s, 大幅前摆约占0.4 s, 小幅后摆约占0.2 s, 小幅前摆约占0.6 s。

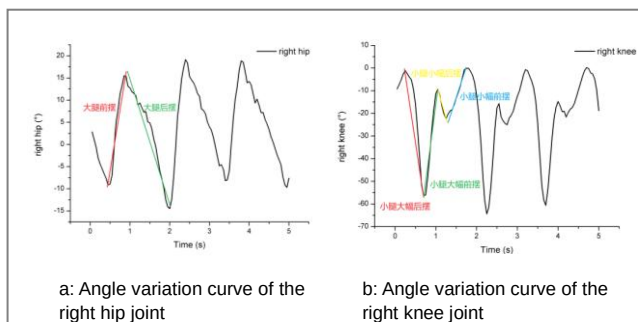


Figure 7 Analysis of lower limb movements based on joint angle variation trends
图7 基于关节角变化趋势的腿部动作分析图

根据以上分析, 综合各组肌肉(群)所需电刺激的各项参数, 再与Compex Motion电刺激仪相配套的配置软件上对电刺激参数进行配置, 得如图8所示电刺激器输出波形图。

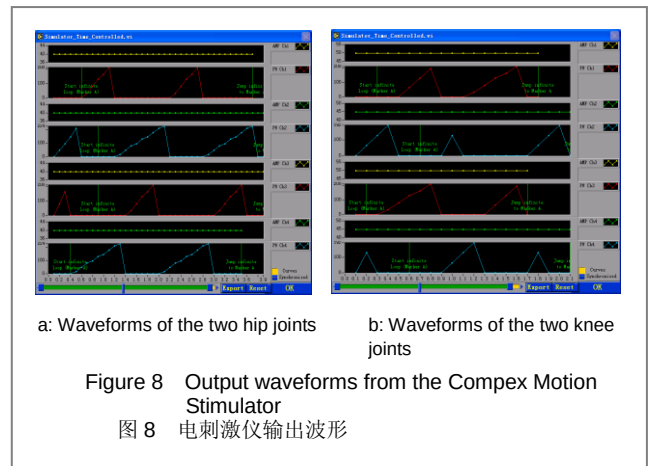


Figure 8 Output waveforms from the Compex Motion Stimulator
图8 电刺激仪输出波形

4 功能性电刺激实验范式及结果

实验平台上将上述电刺激模式作为输入, 在健康人身上做步行实验。采用Compex Motion电刺激仪对髂腰肌、臀大肌、股直肌、腿筋等四组肌肉(群)进行有序电刺激^[16]。图9a为一个步态循环内的实验过程图示, 实验过程中采集髋关节与膝关节的实时角度值, 结果如图9b所示。从图9b与图4a1的比照可以看得出, 电刺激下的步态与正常情况下的步态基本一致, 说明本次实验成功验证了电刺激模式的正确性, 也对基于步态分析的电刺激模式设计方法做了肯定。

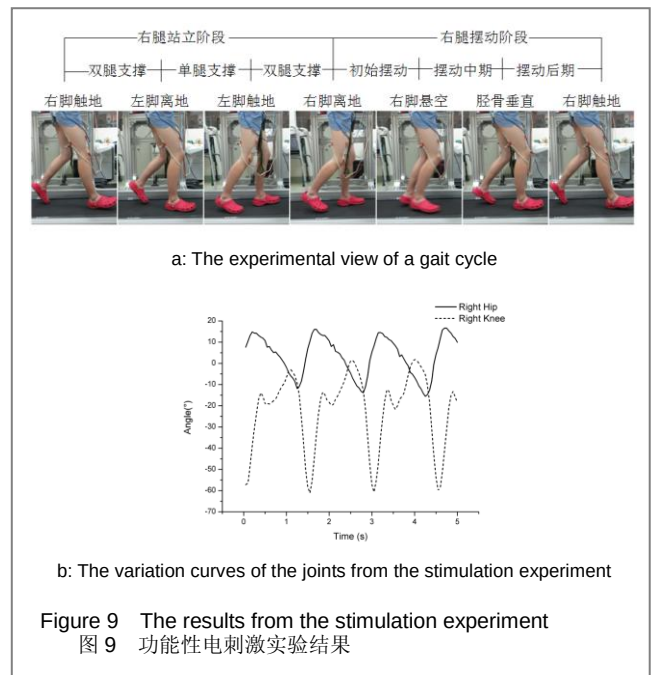


Figure 9 The results from the stimulation experiment
图9 功能性电刺激实验结果

5 结论及展望

本文首先研究了双腿各关节(髋关节、膝关节、踝关

节)在行走平面内的角度变化情况,通过变化趋势的走向分析人在行走过程中的位姿,包括身体各个部位的运动情况以及每块肌肉的工作情况。之后,借助肌肉电信号的分析,进一步确定各相关肌肉(群)在步态循环中的作用时序,从而引入功能性电刺激的方法,以相同时序反过来刺激肌肉,最终产生非自主的行走动作。最后的实验结果充分说明了以上方法的可行性,这对今后加入更复杂的控制方式提供了依据,也为功能性电刺激在下肢恢复性锻炼中的作用取得了进一步的实验支持。在未来工作中,将研究存在外部干扰情况下的电刺激步行实验,引入反馈控制环节以提高步态控制的准确度,并开展相关的瘫痪患者的临床康复实验研究。

6 参考文献

- [1] Zhang DG. Central pattern generator based control for human lower limb movements with functional electrical stimulation. Nanyang Technological University. Singapore, 2007.
- [2] Freund P, Weiskopf N, Ward NS, et al. Disability, Atrophy and cortical reorganization following spinal cord injury. Brain. 2011; 134(Pt 6):1610-1622.
- [3] Perret C, Berry H, Hunt KJ, et al. Feasibility of functional electrical stimulated cycling in subjects with spinal cord injury: An energetics assessment. J Rehabil Med. 2010; 42(9): 873-875.
- [4] Brose SW, Weber DJ, Salatin BA, et al. The role of assistive robotics in the lives of persons with disability. Am J Phys Med Rehabil. 2010; 89(6): 509-521.
- [5] Mirjana B. Control of arm movement. Reaching synergies for neoroprosthesis with life-like control. J Auti Cont. 2002; 12(1): 9.
- [6] Peckham PH. Controlled prehension and release in the C5 quadriplegic elicited by functional electrical stimulation of the paralyzed forearm musculature. Ann Biomed Eng. 1980; 8(2):369.
- [7] Hoshimiya N. A multi-channel FES system for the restoration of motor functions in high spinal cord injury patients: a respiration-controlled system for multi-joint upper extremity. IEEE Trans Biomed Eng. 1989; 36(7):754.
- [8] Bohs L., McElhaney J, Cooper E, et al. A voice controlled FES system for restoring hand functions in quadriplegics. Proc Ann Int Conf IEEE. 1988; 4(12):1566.
- [9] Von der Fakultät IV. Controlled FES-assisted gait training for hemiplegic stroke patients based on inertial sensors. Technical University of Berlin, Berlin. 2009.
- [10] Perry J. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. SLACK Incorporated. 1992.
- [11] Dugan SA, Bhat KP. Biomechanics and analysis of running gait. Phys Med Rehabil Clin N Am. 2005; 16:603-21.
- [12] Riener R, Fuhr T. Patient-driven control of FES-supported standing up: a simulation study. IEEE Trans Rehabil Eng. 1998; 6(2): 113-124.
- [13] Novacheck TF. The biomechanics of running. Gait Posture. 1997; 7 (1):77-95.
- [14] Neptune RR, Kautz SA, Zajac FE. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. J Biomech. 2001; 34(11):1387-1398.
- [15] Michelon Baldisserotto S, Caldas Cosme da Trindade D, Fagundes Loss J, et al. Reliability of EMG activity in complete denture users during simulation of activities of daily living. J Dental Sci. 2010; 25(1):42-47.
- [16] Keller T, Popovic MR, Pappas IP, et al. Transcutaneous functional electrical stimulator "Compex Motion". Artif Organs. 2002; 37:219-223.

来自本文课题的更多信息——

基金声明: 国家自然科学基金(51075265); 上海市科委基础研究重点项目(09JC1408400)。

作者贡献: 王颖与张定国共同完成系统设计及实验实施, 王颖成文, 张定国审校。

利益冲突: 课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。