

DOI:10.3969/j.issn.1003-5060.2023.06.008

基于膝关节角度测量装置的 脑卒中偏瘫患者步态分析

张健¹, 杜明家¹, 穆景颂², 朱宗俊³, 王勇¹

(1. 合肥工业大学机械工程学院, 安徽合肥 230009; 2. 安徽省立医院康复医学科, 安徽合肥 230036; 3. 安徽中医药大学第一附属医院针灸康复科, 安徽合肥 230031)

摘要:为探究脑卒中偏瘫患者异常步态和膝关节角度的关系, 文章对8名患者和6名正常人的步态参数进行研究。利用自行研制的膝关节角度测量装置采集偏瘫患者和正常人步行时下肢膝关节角度, 分析对比2组参数的差异; 在此基础上提出膝关节角度测量装置与低频脉冲电刺激仪相结合的方法改善脑卒中偏瘫患者的异常步态。参数分析结果表明, 患者步态异常的主要原因是患侧肢体进行屈膝动作时膝关节会出现痉挛状态, 表现为患者膝关节角度动态变化曲线不平滑, 膝关节角度活动范围和步速小于正常人, 部分患者具有膝过伸的现象; 患者康复训练结果表明, 膝关节角度测量装置不仅可以用于步态分析, 还可与其他装置结合用于异常步态的康复和痉挛等级评估。

关键词: 关节角度; 脑卒中; 偏瘫; 步态分析; 痉挛状态; 电刺激

中图分类号: TN98; R743.3 **文献标志码:** A **文章编号:** 1003-5060(2023)06-0767-07

Gait analysis of post-stroke hemiplegic patients based on knee angle measurement device

ZHANG Jian¹, DU Mingjia¹, MU Jingsong², ZHU Zongjun³, WANG Yong¹

(1. School of Mechanical Engineering, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China; 2. Department of Rehabilitation Medicine, Anhui Provincial Hospital, Hefei 230036, China; 3. Department of Acupuncture and Rehabilitation, The First Affiliated Hospital of Anhui University of Chinese Medicine, Hefei 230031, China)

Abstract: In order to explore the relationship between abnormal gait and knee angle in post-stroke hemiplegic patients, the gait parameters of eight patients and six healthy people were studied. Firstly, the self-developed knee angle measurement device was used to collect the lower extremity knee angle in hemiplegic patients and healthy people, and the difference in parameters between the two groups was analyzed and compared. The results indicate that the main reason of gait abnormality in patients is that the knee joint spasm appears when the affected limb is flexed, showing the unsmooth dynamic curve of knee angle, and the smaller range of knee angle movement and the slower gait speed compared with those of healthy people. Some patients have knee extension phenomena. A combination of knee angle measurement device and low frequency pulse electrical stimulator was proposed to improve the abnormal gait in post-stroke hemiplegic patients. The rehabilitation training results show that the knee angle measurement device can be used not only for gait analysis, but also for the rehabilitation and spasticity evaluation of abnormal gait.

Key words: joint angle; stroke; hemiplegia; gait analysis; spasticity; electrical stimulation

收稿日期: 2020-08-14; 修回日期: 2020-12-17

基金项目: 科技部中小企业创新基金资助项目(11C26213402042); 合肥工业大学应用培育计划资助项目(JZ2016YYP0066)

作者简介: 张健(1996—), 男, 安徽阜阳人, 合肥工业大学硕士生;

王勇(1969—), 男, 安徽合肥人, 博士, 合肥工业大学教授, 博士生导师, 通信作者, E-mail: simenkouwang@sina.com.

0 引言

脑卒中患者在发病半年后存在不同程度的下肢功能性障碍,主要包括偏瘫和步态异常等^[1-2],会严重影响患者日常生活自理能力。大多数偏瘫患者由于身体平衡能力差、膝关节弯曲角度减小和步态异常,在行走时身体出现左右摇摆的现象,极易跌倒^[3]。因此,脑卒中患者步态的科学分析对患者的康复训练特别是提高患者步行能力至关重要^[4]。临床上,痉挛状态偏瘫患者的步态异常主要原因是偏瘫侧足下垂、内翻以及膝关节过伸,行走时表现为拖曳步态或划圈步态^[5-6]。目前医生主要根据经验及目测分析偏瘫患者的步态,这种方法可靠性低、主观性大,不能精准评估患者步态异常的程度及病因,进而影响患者的康复训练^[7]。因此对偏瘫患者步态数据的定量分析将有助于患者的治疗和康复训练。

目前应用的步态分析方法主要有以下 2 种:① 通过在特定的场所利用系统标记的方法,成本较高;② 通过装有传感器的便携式穿戴装置实时采集步态数据。例如:文献^[8-13]利用基于加速度计和陀螺仪的惯性姿态传感器采集被测人员的步态参数;文献^[14-15]利用采集到的被测人员的步态参数,开发了一种用于步态监测的耳戴式传感器;文献^[16]提出一种使用惯性加速度传感器的方法,采集步行时肢体各关节的角度;文献^[17]通过惯性加速度传感器和磁力计传感器进行膝关节运动角度的实时检测。以上 2 种方法的缺点在于需要将传感器固定在肢体准确的位置以减小数据误差。文献^[18]使用运动追踪传感器实时采集人在步行时肢体各关节的角度及步行的过程变化量,该方法不需要将传感器固定在肢体准确的位置,即可对偏瘫患者的步态数据进行实时和定量的分析。

步态参数的准确测量最终是为了帮助患者恢复步态。近几十年利用低频脉冲电刺激仪对偏瘫患者步态恢复的研究取得了很大的进步,电刺激作为一种能使瘫痪肌肉收缩产生运动的方法,能够对功能性运动障碍人群的步态进行矫正,该方法已被广泛应用于恢复神经系统受损人群的异常步态^[19-20],因此可以借助电刺激辅助偏瘫患者实现自主行走。自 20 世纪 60 年代首次报道使用电刺激改善中风患者的步态以来^[21],电刺激已被证明是一种在改善肢体运动功能方面极具前景的技术^[22]。文献^[23]利用传感器采集步态的角速度

数据,在步态周期的摆动期使用电刺激。以上研究虽然分段进行了电刺激,但没有根据患者步态异常的根本原因进行明确的电刺激。

本文利用自行研制的膝关节角度测量装置,对脑卒中偏瘫患者的步态进行定量分析,并与正常人的步态进行对比,量化分析痉挛状态患者在步态周期内的膝关节角度变化;根据分析结果提出基于低频脉冲电刺激仪与膝关节角度测量装置结合的痉挛状态患者步行康复策略,应用于临床患者的康复训练。

1 原理

1.1 装置总体设计

根据实验需求,设计了一款便携式膝关节角度测量装置,该装置包括肢体固定模块、连接模块、数据处理及显示模块。

肢体固定模块有 3 根弹性绑带,用于将装置固定在受试者腿部;连接模块包括 2 个铝合金连杆;数据处理及显示模块由电路板、霍尔角度传感器、电源、蓝牙组成,霍尔角度传感器安装在 2 个连杆的转动连接处。

1.2 装置设计

该膝关节角度测量装置选用 STM32F103 RCT6 微处理器,采用 STM32F103RCT6 的最小系统及其 SWD 下载模式;添加霍尔角度传感器的模拟信号分压电路及模数转换引脚连接,1.3 寸 OLED 显示屏通过 IIC 通讯协议连接,HC-05 蓝牙模块通过串口通讯的方式进行引脚连接;选用 5 V 锂电池进行供电,设计 5.0~3.3 V 的降压电路,5 V 锂电池可进行充放电循环使用。电路中添加了通电指示灯及程序运行指示灯。基于 STM32F103RCT6 微处理器,编写角度的 AD 转换程序、HC-05 的蓝牙转串口程序、IIC 协议的 OLED 屏显示程序等。

膝关节角度测量系统原理如图 1 所示。

本研究选用上海盘卓自动化科技有限公司的 P3022 系列无触点旋转式霍尔角度传感器。其动态噪声小,分辨率高;输入电压为 5 V,顺时针旋转 0°~360°对应输出 0~5 V(DC)。该型非接触式角度传感器使用磁铁感应芯片的原理,将磁铁旋转的角度转化成模拟电压信号,传感器结构微小,测量时基本无摩擦阻力,可在不同的环境下使用。同时选用 STM32 微控制器来实现所需要的信号采集、处理及其传输的嵌入式软硬件系统设计。最后通过 3D 打印的方式完成装置外壳的加工制作。

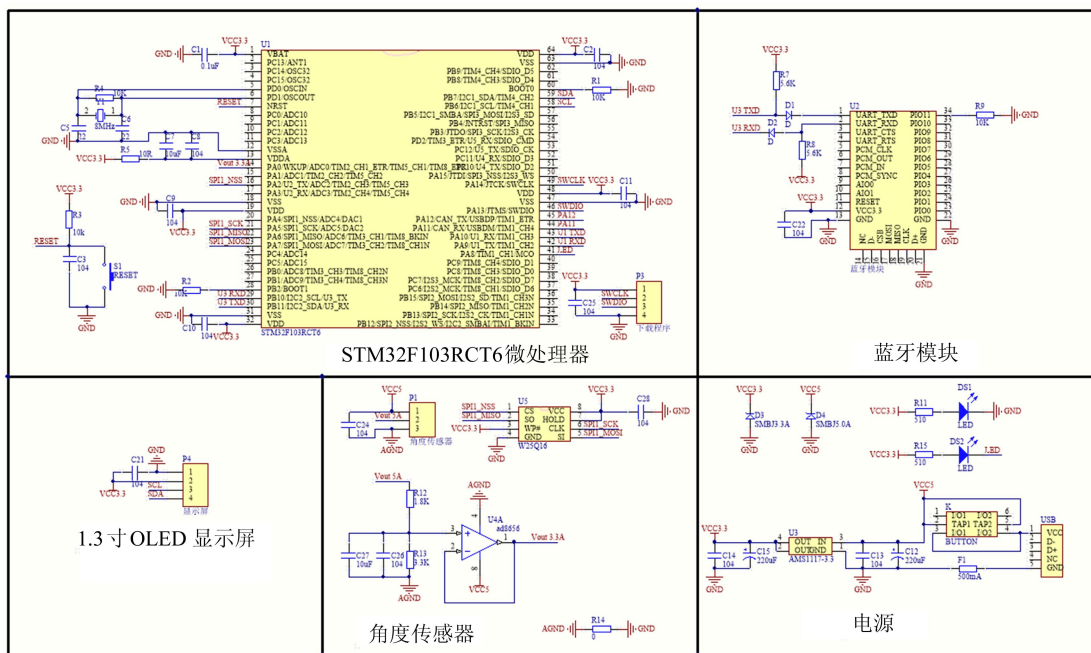


图 1 系统原理图

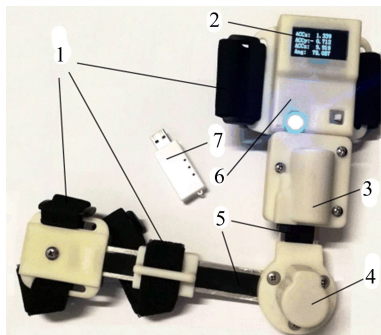
P3022 霍尔角度传感器如图 2 所示。



图 2 P3022 霍尔角度传感器

综上所述,将装置的机械结构和装置的外壳加工完成并组装,安装该装置的电路板及角度传感器,并通过细铜线相互连接。5 V 锂电池安装在电路板的下面并固定。所有与肢体有接触的连杆和外壳均粘贴海绵进行防护。将带有魔术贴的绑带固定在装置外壳,便于安装在受试者的肢体上。

自行研制的膝关节角度测量装置实物图如图 3 所示。



1. 弹性绑带 2. OLED 显示屏 3. 电源 4. 霍尔角度传感器
5. 连杆 6. 电路板 7. 蓝牙

图 3 膝关节角度测量装置

1.3 数据采集

首先将角度传感器输出的 0~5 V(DC)模拟信号,通过电阻分压及稳压电路的方式降到 0~3.3 V(DC);再经过 STM32 微处理器进行 AD 转换,分辨率为 12 位;然后通过 STM32 微处理器将数据以蓝牙无线通信的方式发送到电脑上机系统。

由于肢体在运动过程中的频率较低,本研究设计的采样频率为 100 Hz,满足了数据实时完整采集的需要。试验采集的数据实时显示在 OLED 显示屏上,并实时地通过 HC-05 蓝牙转串口模块发送到电脑的上位机采集系统。上位机接收的实时数据可保存为 txt 文件格式,用于后续数据分析。

1.4 正常步态周期介绍

正常人的 1 个步态周期是指一侧足跟由着地到摆动至再次着地,1 个步态周期由一侧足跟着地时的支撑期和足趾离地时的摆动期组成,支撑期占 1 个周期总时间的 60%,摆动期占 1 个周期总时间的 40%^[24],1 个完整的步态周期如图 4 所示。

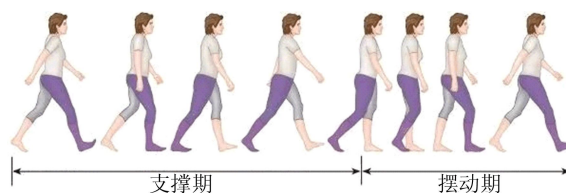


图 4 1 个完整的步态周期

正常步态表现为肢体在支撑期和摆动期互相变换,肢体肌肉群自发的产生屈肌和伸肌的循环亢奋^[25]。1个正常步态周期中,支撑期和摆动期各包含3个阶段。支撑期早期为足跟首次触地至全足着地,足跟触地时肢体的运动速度减小,身体重心慢慢向前转移,主要肌肉包括股四头肌、臀大肌、胫前肌等;支撑期中期一只脚着地,此时单足支撑身体重心,主要肌肉包括比目鱼肌和腓肠肌;支撑期末期为足跟离地至足趾离地,此时肢体加速运动离地,身体重心向对侧肢体转移,主要肌肉包括比目鱼肌、股四头肌等收缩。当肢体由支撑期向摆动期转变时,髋关节先进行弯曲动作。摆动期早期足趾不完全离地,此时髋关节屈动带动膝关节弯曲,主要肌肉为股四头肌;摆动期中期足趾仍未完全离地,与地面有接触摩擦,此时踝关节背屈,主要肌肉为胫前肌;摆动期末期足趾完全离地至足跟着地,此时肢体向前运动减速,主要肌肉包括股四头肌、臀大肌、胫前肌等^[24-26]。

综上所述,1个正常步态周期中,在支撑期膝关节先弯曲后伸展,然后再弯曲;在摆动期膝关节弯曲肢体收缩,摆动中期膝关节弯曲至最大,直至足跟触地前膝关节再伸展。因此,在1个完整步态周期中,人体下肢主要是依靠肱四头肌完成屈膝动作。

2 试 验

本临床试验选择在中国科学技术大学附属第一医院(安徽省立医院)进行。受试者为脑卒中偏瘫患者和正常人。

受试患者的人选标准包括:①脑卒中所致的下肢偏瘫患者;②患者意识清晰,能够理解并配合检查者完成整个试验过程;③患者可以独立行走至少10 m,行走过程无明显的疼痛。受试患者的排除条件包括:①患者行走过程中下肢肢体肌肉出现挛缩现象;②患者患有膝关节疼痛的其他病症,或者膝关节有损伤;③下肢软瘫的患者。

选取中国科学技术大学附属第一医院8名符合标准的痉挛状态偏瘫患者(左侧下肢异常偏瘫5例,右侧下肢异常偏瘫3例)作为试验组,每位患者在试验前均签署了临床试验研究知情同意书。同时选取6名正常人作为对照组。

试验之前,受试患者尽量保持立正姿态,全身肢体放松,检查者将膝关节角度测量装置穿戴在患者患侧的下肢肢体上;然后,受试患者以自己习惯的速度,独立在测试走廊直线行走8 m。所有受试者在同一地点、同一时间段进行试验,试验过

程无任何交流。受试患者在行走过程中,数据被实时保存记录下来;对照组6名正常成年人两侧下肢均穿戴此装置,同时检测两侧肢体的步行数据。试验过程如图3所示。



图5 步态检测试验过程

3 试验结果分析

3.1 数据处理

基于8名受试患者(下文用“S”表示)和6名受试正常人(下文用“Y”表示)的下肢步行数据进行分析。受试患者和正常人膝关节角度动态变化曲线如图6、图7所示。

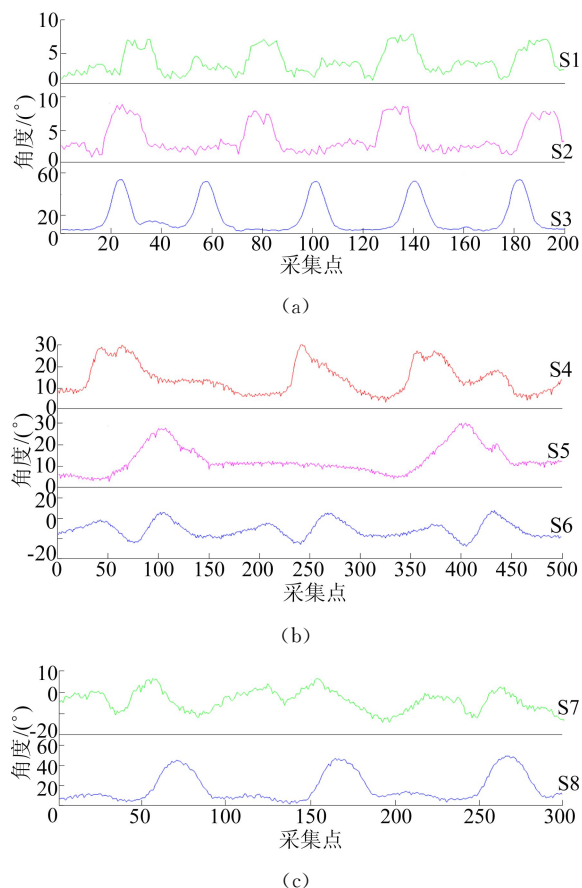


图6 S1~S8患者膝关节角度动态变化曲线

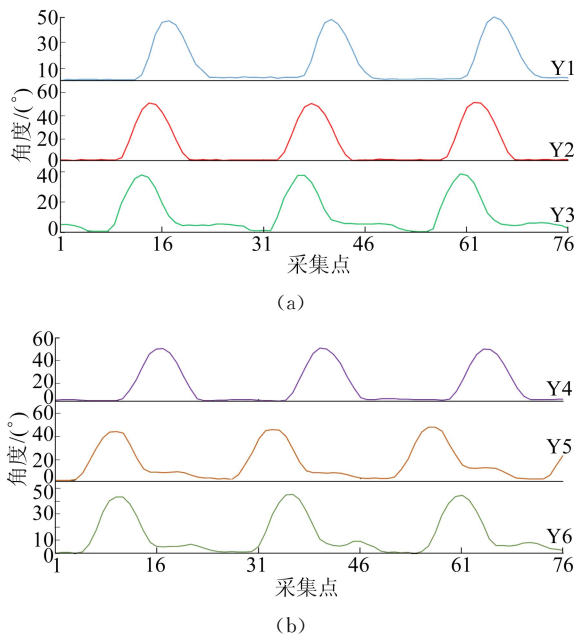


图 7 Y1~Y6 正常人膝关节角度动态变化曲线

受试患者和正常人膝关节角度活动范围 θ 见表 1、表 2 所列。

表 1 受试偏瘫患者膝关节角度活动范围

患者	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8
$\theta/(\text{°})$	7.3	8.5	48.0	25.5	26.1	30.0	16.7	44.0

表 2 受试正常人膝关节角度活动范围

正常人	Y1	Y2	Y3	Y4	Y5	Y6
$\theta/(\text{°})$	47.2	52.3	39.3	48.4	48.3	45.7

6 名正常人步行时膝关节角度活动范围为 $46.85^{\circ} \pm 3.94^{\circ}$, 8 名偏瘫患者步行时膝关节角度活动范围为 $25.76^{\circ} \pm 13.99^{\circ}$, 两组比较差异有统计学意义 ($P < 0.01$)。

3.2 脑卒中偏瘫患者的膝关节角度分析

痉挛状态患者在步行时, 下肢关节角度异常是最明显的特征。

正常人在 1 个完整的步态周期中, 膝关节角度动态变化曲线是平滑的, 膝关节角度活动范围在 46° 左右(见图 7)。偏瘫患者步行时由于下肢肌张力高, 膝关节弯曲时受到阻力, 导致膝关节无法继续弯曲, 膝关节弯曲到最大角度时患者的伸膝肌群产生痉挛状态, 直接表现为患者膝关节角度活动范围远小于正常人, 膝关节角度动态变化曲线不平滑, 步态步幅小, 步速缓慢, 有时也会出现膝关节膝过伸的情况(见图 6)。

具体到每位患者, 偏瘫患者 S1、S2、S4 在患

侧肢体处于摆动期步行时, 膝关节弯曲到一定角度不变, 出现一段稳定期, 此时偏瘫患者患侧肢体产生了痉挛状态, 关节阻力矩和肌张力增大, 患者的肢体出现了与痉挛状态抗衡的阶段; 偏瘫患者 S3、S5、S8 在患侧肢体处于摆动期步行时, 膝关节的屈膝和伸膝为连续动作, 此时偏瘫患者的步态已经形成记忆模式, 步行时膝关节角度弯曲一定的度数, 不再进行主动的弯曲; 偏瘫患者 S6、S7 在患侧肢体处于摆动期步行时, 膝关节屈膝弯曲一定度数后, 在伸膝动作时产生了膝过伸的现象, 此时偏瘫患者的步态出现了屈膝和伸膝痉挛状态。

偏瘫患者由于痉挛状态等级不同, 步态异常程度特别是膝关节角度活动范围也会存在差异, 个别患者还会出现膝过伸的现象。而目前临床上对于痉挛等级的评定主要靠医生评定, 缺乏客观性, 因此可以通过对膝关节活动角度的量化来辅助医生评定患者痉挛状态等级, 这对改进痉挛等级评定方法具有重要意义。

另外, 痉挛状态偏瘫患者步态异常是步行时产生的痉挛导致膝关节角度活动范围小于正常人, 因此可以通过提高患者膝关节角度活动范围来改善步态, 这为痉挛状态偏瘫患者的步态恢复提供了思路。

3.3 痉挛状态偏瘫患者的步态康复训练策略

在痉挛状态偏瘫患者的步态康复训练阶段, 通过患者在步行时穿戴膝关节角度测量装置可以得到患者在不同阶段的膝关节角度动态变化曲线以及膝关节角度活动范围, 医生可以通过观测曲线的平滑程度和膝关节角度活动范围的变化情况以及与正常人数值的对比结果, 准确评估患者的康复情况。

该装置还能与电刺激装置结合用于患者异常步态的矫正。针对偏瘫患者步态异常的主要原因, 即膝关节弯曲时出现不同程度的痉挛状态, 提出膝关节角度测量装置和低频脉冲电刺激仪相结合的步行康复策略, 使用低频脉冲电刺激仪刺激患者下肢患侧摆动期的伸膝痉挛肌肉群即肱四头肌实现步态矫正。

本研究涉及的低频脉冲电刺激仪为单通道的独立模块, 该模块与膝关节角度测量装置的控制模块相连, 电刺激的另一端通过导联线将带电极片的一端贴附在患侧肢体的股四头肌肌群上。使用膝关节角度测量装置的控制模块控制电刺激仪的工作与停止。电刺激模块的频率在 50 Hz 以上

才能满足肌肉的完全性收缩,单次刺激时长应小于 1 s,以防止膝关节过度弯曲。电刺激模块刺激痉挛状态肌肉群时,可促使肌肉群肌肉收缩和减小肌张力,使肌肉群的伸屈肌张力平衡。

步态康复训练的具体方法为偏瘫患者在有扶手的安全通道进行步行,通过膝关节角度测量装置的角度传感器计算偏瘫患者行走时的步数。首先在偏瘫患者的患侧肢体穿戴膝关节角度测量装置,并在股四头肌的肌肉群粘贴电刺激模块的电极片;然后膝关节角度测量装置通过传感器检测患者患侧肢体行走的步数及患侧膝关节的活动角度;在本装置检测到患者步行了 5 步并计算出膝关节的活动角度后,在患者的下一步施加电刺激;当患者在下一步行走过程中膝关节弯曲至小于计算出的膝关节活动角度的 5° ,即肢体将要产生痉挛状态时,膝关节角度测量装置的控制模块控制电刺激模块刺激股四头肌肌群 1 次,并在之后每个步态周期的同一时刻进行电刺激,同时记录患者行走的步数;患者患侧肢体被电刺激 10 次之后停止电刺激;当患者再次行走了 5 步后,膝关节角度测量装置重新计算出患者患侧肢体膝关节的活动角度,并依据该值继续在此后的 10 个步态周期中对患者患侧肢体施加电刺激;重复以上 2 个步骤,每 15 步为 1 个周期,直至偏瘫患者停止步行康复训练,并实时输出偏瘫患者患侧肢体行走的步数及膝关节活动角度。通过观测患者步行时膝关节角度活动范围的变化,可以定量分析患者的康复训练效果。

本文方法没有对偏瘫患者的患侧肢体进行持续的电刺激,而是在患者行走过程中将要出现痉挛状态时再施加电刺激,这有助于患者行走时步态的矫正。而且患者在步行康复训练时,其膝关节的活动角度是实时变化的,因此不能依据固定的膝关节活动角度值进行电刺激,而应该边检测边刺激。研究表明,在偏瘫患者康复训练的不同阶段,加强偏瘫患者步行时步态的规范训练,有助于患者步频、步长的标准化和提高痉挛状态偏瘫患者的步行速度。

偏瘫患者步态的量化分析是一个非常复杂的问题,本文方法使用的可穿戴传感器装置只分析膝关节的角度和步态周期,操作简单易懂,便于患者日常使用。该方法能为患者在家或医院进行随时康复训练提供有效的帮助,具有一定的临床应用研究价值。

4 结 论

本文基于 8 名受试偏瘫患者和 6 名受试正常人步行数据的分析,得出偏瘫患者步态异常主要表现在膝关节角度活动范围小于正常人,其深层次的原因是患者患侧肢体进行屈膝动作时会产生痉挛状态,肌张力增高,膝关节无法继续弯曲;针对性地提出基于膝关节角度测量装置和低频脉冲电刺激相结合的方法,在偏瘫患者患侧肢体发生痉挛状态之前或之时刺激患侧肢体股四头肌肌群,促使肌肉收缩从而度过痉挛状态起始点,帮助膝关节继续弯曲直至伸膝运动。

该康复策略作为步态康复训练的一种新方法,可在临床上应用推广;同时,膝关节角度测量装置可以对患者的步态参数进行量化分析,定量评估患者的康复训练效果,为康复训练的实时反馈提供有效依据。

[参 考 文 献]

- [1] OSTWALD S K, DAVIS S, HERSCH G, et al. Evidence-based educational guidelines for stroke survivors after discharge home [J]. *Journal of Neuroscience Nursing*, 2008, 40(3): 173-179.
- [2] 吴兆苏, 姚崇华, 赵冬. 我国人群脑卒中发病率、死亡率的流行病学研究[J]. *中华流行病学杂志*, 2003, 24(3): 763-765.
- [3] KWAKKEL G, WAGENAAR R C, KOLLEN B J, et al. Predicting disability in stroke: a critical review of the literature [J]. *Age & Ageing*, 1996, 25: 479-489.
- [4] 杨雅琴, 张通. 正常步态和偏瘫步态的对比[J]. *中国康复理论与实践*, 2004, 10(12): 608-609.
- [5] OLNEY S J, RICHARDS C. Hemiparetic gait following stroke: part I characteristics [J]. *Gait & Posture*, 1996, 18(4): 136-148.
- [6] OLNEY S J, RICHARDS C. Hemiparetic gait following stroke: part II recovery and physical therapy [J]. *Gait & Posture*, 1996, 18(4): 149-160.
- [7] KAWAMURA C M, DE MORAIS FILHO M C, BARRETO M M, et al. Comparison between visual and three-dimensional gait analysis in patients with spastic diplegic cerebral palsy [J]. *Gait & Posture*, 2007, 25(1): 18-24.
- [8] BOUTEN C V C, KOEKKOEK K T M, VERDUIN M, et al. A triaxial acceleromter and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1997, 44(3): 136-147.
- [9] GUBBI J, RAO A S, FANG K, et al. Motor recovery monitoring using acceleration measurements in post acute stroke patients [J]. *BioMedical Engineering OnLine*, 2013, 12(1): 33.
- [10] CABY B, KIEFFER S, HUBERT M D S, et al. Feature extraction and selection for objective gait analysis and fall

- risk assessment by accelerometry [J]. *BioMedical Engineering OnLine*, 2011, 10(1):1.
- [11] FERRARI A, CUTTI A G, GAROFALO P, et al. First in vivo assessment of "Outwalk": a novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors [J]. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 2010, 48(1):1-15.
- [12] AMINIAN K, NAJAFI B. Capturing human motion using body-fixed sensors: outdoor measurement and clinical applications [J]. *Computer Animation and Virtual Worlds*, 2004, 15(2):79-94.
- [13] MORRIS J R W. Accelerometry: a technique for the measurement of human body movements [J]. *Journal of Biomechanics*, 1973, 6(6):729-736.
- [14] ATALLAH L, WIJK A, JONES G G, et al. Validation of an ear-worn sensor for gait monitoring using a force-plate instrumented treadmill [J]. *Gait & Posture*, 2012, 35(4):674-676.
- [15] ATALLAH L, AZIZ O, GRAY E, et al. An ear-worn sensor for the detection of gait impairment after abdominal surgery [J]. *Surgical Innovation*, 2012, 20(1):86-94.
- [16] DEJNABADI H, JOLLES B M, AMINIAN K. A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2005, 52(8):1478-1484.
- [17] KOBASHI S, KAWANO K, TSUMORI Y, et al. Wearable joint kinematic monitoring system using inertial and magnetic sensors [C]//IEEE Workshop on Robotic Intelligence in Informationally Structured Space. [S. l.]: IEEE, 2009:25-29.
- [18] GUO Y W, ZHAO G R, LIU Q Q, et al. Balance and knee extensibility evaluation of hemiplegic gait using an inertial body sensor network [J]. *BioMedical Engineering OnLine*, 2013, 12(1):83.
- [19] 孟琳, BERND P, HENRIK G. 功能性电刺激在步态功能恢复中的技术进展 [J]. *仪器仪表学*, 2017, 38(6):1319-1334.
- [20] BRAZ G P, RUSSOLD M, DAVIS G M. Functional electrical stimulation control of standing and stepping after spinal cord injury: a review of technical characteristics [J]. *Neuromodulation: Journal of the International Neuromodulation Society*, 2009, 12:180-190.
- [21] LIBERSON W T, HOLMQUEST H J, SCOT D, et al. Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients [J]. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1961, 42(8):101-105.
- [22] SHEFFLER L R, TAYLOR P N, GUNZLER D D, et al. Randomized controlled trial of surface peroneal nerve stimulation for motor relearning in lower limb hemiparesis [J]. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2013, 94(6):1007-1014.
- [23] 陈建国, 杨徐, 李玉榕. 角速度信号在功能性电刺激系统步态分段算法中的应用 [J]. *福州大学学报(自然科学版)*, 2018, 46(2):216-222.
- [24] 苏海龙, 张峻霞. 步态周期关键节点描述方法研究 [J]. *信息系统工程*, 2011(9):122-124.
- [25] 杨雅琴, 张通. 正常步态和偏瘫步态的特点及对比 [J]. *中国康复理论与实践*, 2003, 9(10):608-609.
- [26] ANDERSSON O, GRILLNER S. Peripheral control of the cat's step cycle: II entrainment of the central pattern generators for locomotion by sinusoidal hip movements during fictive locomotion. [J]. *Acta Physiologica Scandinavica*, 1983, 118(3):89-101.

(责任编辑 胡亚敏)

(上接第 759 页)

- [14] YAN F, ZHOU M, XU L, et al. An experimental study on the spectral dependence of light extinction in sooting ethylene counterflow diffusion flames [J]. *Experimental Thermal and Fluid Science*, 2019, 100:259-270.
- [15] YAN W, PANAHI A, LEVENDIS Y A. Spectral emissivity and temperature of heated surfaces based on spectrometry and digital thermal imaging-validation with thermocouple temperature measurements [J]. *Experimental Thermal and Fluid Science*, 2019, 112:110017.
- [16] 戴景民, 杨茂华, 褚载祥. 基于波长函数的辐射温度计一点标定法及其精度的理论估计与实验验证 [J]. *计量学报*, 1999, 20(1):3-5.
- [17] KANG K T, HWANG J Y, CHUNG S H, et al. Soot zone structure and sooting limit in diffusion flames; comparison of counterflow and co-flow flames [J]. *Combustion and Flame*, 1997, 109(1):266-281.
- [18] WANG Y, RAJ A, CHUNG S H. A PAH growth mechanism and synergistic effect on PAH formation in counterflow diffusion flames [J]. *Combustion and Flame*, 2013, 160(9):1667-1676.
- [19] MOHAMMAD R K, YASHAR A, ANTON D S, et al. Comparison of multiple diagnostic techniques to study soot formation and morphology in a diffusion flame [J]. *Combustion and Flame*, 2017, 176:567-583.
- [20] EREMIN A, GURENTSOV E, POPOVA E, et al. Size dependence of complex refractive index function of growing nanoparticles [J]. *Applied Physics B*, 2011, 104:285-295.

(责任编辑 胡亚敏)