

Application of Computer Assisted Rehabilitation Environment to Abnormal Gait in Stroke Patients

Ming Shao^{1*}, Xia He¹, Bingxue Han², Bei Cong², Xuejing Zheng¹, Jing Liu¹, Yinghan Qin³, Chengpan Wang³, Yingchun Mei³, Zeliang Shan⁴, Dong Liu⁴, Zhi Yan^{1,2,3#}

¹Affiliated Sichuan Provincial Rehabilitation Hospital of Chengdu University of TCM/Sichuan Bayi Rehabilitation Center, Chengdu Sichuan

²Dalian Port Hospital, Dalian Liaoning

³Liaoning Normal University, Dalian Liaoning

⁴Tianfu College of SWUFE, Chengdu Sichuan

Email: 1961523453@qq.com, #yan_family@126.com

Received: Sep. 20th, 2019; accepted: Oct. 15th, 2019; published: Oct. 22nd, 2019

Abstract

Objective: The birth background, working principle and the application of key technologies to improve stroke patients with abnormal gait rehabilitation equipment were reviewed on computer aided rehabilitation environment, and the improvement in stroke patients with abnormal gait rehabilitation of advantage. **Methods:** We searched articles about Virtual Reality Environment, Computer Assisted Rehabilitation Environment, and Dyskinesia Rehabilitation through the PubMed database, China CNKI database, and VIP database with the network retrieval time of the 1999-2016 year, excluding low correlation, repetitive and old literature. 26 articles retained were reviewed. **Results:** The dual task virtual environment of computer assisted rehabilitation environment was helpful to improve the abnormal gait of stroke patients, so that the interactive, interesting and safety of rehabilitation training can be presented. The computer assisted rehabilitation environment has important clinical value and wide application prospect in the field of rehabilitation. It is worthy of further research and application in the field of rehabilitation of limb movement disorders.

Keywords

Computer Assisted Rehabilitation Environment, Stroke, Abnormal Gait, Application Study

*第一作者。

#通讯作者。

计算机辅助康复环境改善脑卒中患者异常步态的应用研究

邵明^{1*}, 何霞¹, 韩冰雪², 丛蓓², 郑学敬¹, 刘静¹, 秦英瀚³, 王成盼³, 梅英春³, 单泽良⁴, 刘冬⁴, 颜智^{1,2,3#}

¹成都中医药大学附属四川省康复医院/四川省八一康复中心, 四川 成都

²大连港医院, 辽宁 大连

³辽宁师范大学, 辽宁 大连

⁴西南财经大学天府学院, 四川 成都

Email: 1961523453@qq.com, #yan_family@126.com

收稿日期: 2019年9月20日; 录用日期: 2019年10月15日; 发布日期: 2019年10月22日

摘要

目的: 对计算机辅助康复环境的诞生背景、工作原理及国内目前脑卒中患者改善异常步态康复设备的关键技术的应用进行综述, 阐明其在改善脑卒中患者异常步态康复中的优势。**方法:** 通过网络检索PubMed数据库、中国知网数据库、维普数据库有关虚拟现实环境(Virtual Reality Environment)、计算机辅助康复环境(Computer Assisted Rehabilitation Environment)、运动障碍康复(Dyskinesia Rehabilitation)的文章, 检索时间为1999年~2016年, 排除相关性低、重复性、陈旧文献, 共保留26篇文章进行综述。**结果:** 计算机辅助康复环境设置的双任务的虚拟环境有助于改善脑卒中患者异常步态使康复训练的互动性、趣味性、安全性得以呈现。计算机辅助康复环境在康复领域具有重要的临床价值和广泛的应用前景, 值得进一步的开发性研究及在肢体运动障碍康复领域进行推广应用。

关键词

计算机辅助康复环境, 脑卒中, 异常步态, 应用研究

Copyright © 2019 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

“脑卒中”(cerebral stroke)又称“脑血管意外”(cerebral vascular accident, CVA) [1]。脑卒中是威胁人类健康的一种主要疾病, 该疾病是指由于急性脑循环异常而引起的全面性或者局限性脑功能缺血综合症 [2]。临床上可分为缺血性卒中及出血性卒中 [3]。随着年龄的增长, 脑卒中发病急剧增加, 且男性脑卒中的发病率高于女性 [4]。随着医学技术水平的不断提高, 脑卒中患者的存活率大大提高, 但大多数存活患者会存在偏瘫等肢体功能障碍 [5]。步态异常是脑卒中患者的主要功能障碍之一, 严重影响患者的自理能力和生活质量, 也是康复治疗的重点 [6]。计算机辅助虚拟康复环境(Computer Assisted Rehabilitation En-

vironment, CAREN)是由运动平台、虚拟环境(投影屏幕)、运动捕捉、中央控制所组成的一个康复系统。CAREN 系统可以对步态进行分析、评估与康复训练,与传统三维步态分析相比,它具有快捷、实时、准确、定量、安全等特点。本文旨在对计算机辅助康复环境的诞生背景、工作原理及国内目前脑卒中患者改善异常步态康复设备的关键技术的应用进行综述,阐明其在改善脑卒中患者异常步态康复中的优势。

2. 临床步态分析简述

通过网络检索 PubMed 数据库、中国知网数据库、维普数据库有关虚拟现实环境(Virtual reality environment)、计算机辅助康复环境(Computer Assisted Rehabilitation Environment)、运动障碍康复(Dyskinesia Rehabilitation)的文章,检索时间为 1999 年~2016 年,排除相关性低、重复性、陈旧文献,共保留 26 篇文章进行综述。正常步态是指当一个健康成人用自我感觉最自然、最舒坦的姿态行进时的步态,它具有如下三个特点:身体平稳、步长适当、耗能最少[7][8][9]。正常步态中的步态分析开始于 20 世纪初期摄影技术兴起与发展,但其真正进入临床研究却仅有十余年的时间[10]。Kerrigan, D.C., Glenn, M.B. [11]认为临床步态分析一般具备以下几个作用:首先对一般步态资料——步长、步频、步速、周期等——进行定量分析,客观就临床治疗目标进行指导,参与科研工作;其次,评定临床治疗后患者步态中存在问题,分析下肢肌张力、肌力级别,帮助已达到治疗目标但尚未达到康复目标的患者制定康复方案、训练计划、运动处方等;最后,评价康复方案、训练计划等的可行性、合理性,评定其对患者步态的改善效果,帮助制定康复辅具,评价康复辅具的适配性及使用价值。

3. 现代改善卒中患者步态设备的关键技术介绍

3.1. 压力感受 - 反馈系统

压力感受 - 反馈系统是对所有具备压力感受传入、通过屏幕或机械装置反馈给患者的训练系统的统称;目前常见的包括各种智能及非智能训练机器人(Lokomat、LokoHELP、MOTOmed、R-T 步态训练系统等)及外骨骼辅助康复系统。此类康复系统对卒中患者的步态训练均具有以下特点:应用目的性较强的运动以及阶梯式强化训练,通过提供压力平台感受使患者得到了相应的反馈,正向的反馈作用于患者,推进其大脑皮层重组并增加皮层电信号活动量,强化了其目的性运动过程,进而促进其大脑皮层活动。

Hegde, N., Fulk, G.D., Sazonov, E.S. [12]等人利用 RT-步态训练对脑卒中患者治疗后期的运动能力改善进行研究。研究表明,RT-步态训练设备能够有效的改善患者的步态参数。案例进行了两次评定,分别为治疗前后,两次测评对比发现,48%的受试者肢体麻痹的情况得到了明显改善,87.5%的患者得到了一定提高。

3.2. 运动跑台

运动跑台为目前最为常见的卒中患者步态康复系统的组成部分。一般不使其单独应用于卒中患者的任何时期步态康复中,但常常作为辅助手段或各种其他康复系统中反馈部分的主要载体。临床多见与减重设备、虚拟现实技术、智能训练技术(Ambulator 智能跑台)、神经肌肉电刺激(FNS)及各种中西医结合疗法相配合。

Chia, N., Ambrosini, E. [13][14][15]等人利用康复跑台结合多通道神经诱导手段进行了中风患者下肢肌肉仿生生活化训练。初步实验方案,涉及 10 名健康志愿者,进行了提取肌肉协同作用,并验证步态检测算法,这是后来的神经假体的开发中使用。本次训练共进行了两次评定,最终评定结果表明,肌肉仿生跑步训练能够明显改善脑卒中患者的下肢肌肉力量(前后肌力评级均具有明显统计学差异, $P < 0.05$),进而影响其步态参数,从而重新获得正常步态。

3.3. 减重步态训练

减重步态训练同为临床中常见的应用于卒中患者步态康复的康复技术，与运动跑台明显区别在于减重步态训练同时见于独立应用和协同辅助两种方式的技术支持中。减重步态训练的达成手段多种多样，常见的包括悬吊、水下训练、外骨骼技术(助力技术)等。

Kim, M.Y., Lee, L.K. [16]等人对 13 名由于脑卒中所致的偏瘫患者进行一次有关水下肌力训练治疗肌肉兴奋性与步态功能相关性的研究，结果表明，训练前后患者肌肉最大随意等长收缩具有明显差异(训练前 51.1 ± 1.8 ; 训练后 56.2 ± 1.9 ; $P = 0.041$)，患者的其他步态指标(pre-walking speeds: 51.4 ± 5.1 、after: 57.9 ± 7.0 , $P = 0.020$); pre-walking cycles (0.45 ± 0.03 、after: 0.41 ± 0.04 ; $P = 0.011$)，也得到了明显改善。这说明在水下训练对治疗躯干运动有助于在肌肉活动和步态参数临床相关的改进。

3.4. 虚拟现实技术的应用

虚拟现实技术相对传统卒中步态康复技术具有起步较晚、发展较快、科研意义强等特点。CNKI 中可查的最早的虚拟现实技术应用于康复中的文献见于 1996 年，应用于卒中步态康复始于 2002 年，但期间一直发展缓慢，最终在 2014 年得到了突破式的发展(表 1)。VR 技术应用于卒中患者的步态训练的主要优势包括：① 它可以带来真实的感觉反馈，利用大脑皮层的可塑性增强动作的协调能力；② 它能够使训练变得有趣，减少患者对枯燥、单一训练的疲惫感，从心理上增强每日训练量；③ 大量即时的环境切换可以令患者适应各种不同的场景带来的未知危险，尽快使患者适应生活、回归社会。

赵一瑾[17]等人采用随机对照实验对 30 例卒中患者进行了 VR 技术治疗效果差异性对比实验，实验结果表明，治疗 2 周后，两组患者的步速明显提高、步宽缩小，患侧支撑相比值、步态不对称性指数、髋关节最大伸展角度、膝关节最大屈曲角度等参数于治疗前后有显著差异($P < 0.05$)；治疗后两组间相比，实验组的治疗效果明显优于对照组($P < 0.05$)。

Table 1. The yearbook of literature from CNKI about gait rehabilitation using virtual reality technology in stroke patients
表 1. 中国知网中虚拟现实技术应用于卒中步态康复文献发布年鉴

| 年份 | 2002~2006 | 2007~2011 | 2012 | 2013 | 2014 | 2015 | 2016 |
|-----|-----------|-----------|------|------|------|------|------|
| 发布数 | 9 | 68 | 40 | 41 | 85 | 49 | 21 |

3.5. 三维步态分析系统

三维步态分析系统主要应用于对卒中患者的步态进行分析，它并不能直接对患者进行训练，但其分析结果却能够指导训练，使患者的线下训练更加具有针对性。因此，三维步态分析系统一般不应用于独立的卒中患者步态康复的设备中，而是作为辅助手段结合其他关键技术同时应用于卒中患者的步态改善。

Sappa, A.D. [18]等人于 2004 年就三维人体模型建立系统在未来的应用中提及了其对步态的改善意义。Sappa, A.D.等人在文中指出，可以通过传感系统根据人体现实活动的轨迹在电脑中模拟出三维人体模型，通过对三维人体模型的定点分析及运动分析能够更加有效的找到人体运动的科学性。原文中虽然没有明确指出其在卒中患者步态改善方面的重要意义，但为之后的三维步态分析系统的创建提供了相对成熟的理论基础。Takeda, R. [19]等人在 2009 年发表的可穿戴式加速度陀螺仪传感器应用于卒中患者中后期步态改善的预实验报告中采用了三维步态分析系统，通过该系统及时调整了设备的各项参数及训练强度，最终使预实验得到了良好的治疗效果。

3.6. 其他步态训练技术的应用

除以上相对主流的关键技术外，还有一些独立应用于某些特种卒中步态训练的技术，这些技术应用

时几乎不与其他技术相叠加,如功能性电刺激、低频脉冲电刺激、各种辅具等。

Daly [20]选取了 32 名一年以上病程的中风患者对其进行 FNS 结合步态训练以期改善他们异常步态。通过其治疗前的步态评定及一般患者资料收集发现两组在中风程度、年龄、性别、病程长短上没有明显统计学差异。在 12 周的训练后, FNS 结合组的步态变化明显优于无 FNS 组($P = 0.003$; 95%CI, 1.2~4.6), 结果表明, FNS 结合步态训练能够明显改善中风患者的异常步态。

4. CAREN 应用于卒中步态康复

4.1. CAREN 系统简述

CAREN 康复系统拥有一个以定量分析为主,结合观察分析的一种步态分析系统,该系统同时还兼顾步态训练、评定等功能的多功能、综合型康复系统。临床工作中,对患有神经系统或骨骼肌肉系统疾病而可能影响行走能力的患者需要进行步态分析,以评估患者是否存在异常步态以及步态异常的性质和程度,为分析异常步态原因、矫正异常步态及制订治疗方案提供必要的依据[21] [22]。CAREN 康复系统包涵上述介绍的现代改善卒中患者步态设备中的多项关键技术,其中包括压力感受平台、可以高度自由的活动运动跑台、可以用于减重的安全绳及配套的安全服、虚拟现实技术。

其中,CAREN 系统的虚拟现实技术区别于时下相对流行的视觉虚拟现实技术(VR)有着更好的人机交互能力,它通过 270°的广角投影将虚拟环境投影在受试者几乎全部的视觉范围内,同时还能够通过 12 个红外线摄像头全程捕捉受试者的动作并做出反应。患者可以通过运动平台测力台、运动捕捉系统(光学、磁感应、惯性分析)、模拟信号设备(肌电图、脑电图等)将自身信息作用给 CAREN 康复系统; CAREN 康复系统可通过运动平台、运动跑台、全景三维环境、声音反馈给受试者。变单一视觉交互为动作、视觉、听觉的全面交互,丰富了人机交流手段,细化了运动产生过程,使指导和分析变得更加精确。

除此之外, CAREN 康复系统还有三项区别于传统康复设备的独创技术及康复环境。即步步态离线分析工具(Gait Off-line Analysis Tool, GOAT); 肌肉力量跟踪可视工具(human body muscle skeletal, HBM); 围卡伦康复系列设备组线下训练指导评估。

4.2. CAREN 系统独创技术分析

4.2.1. HBM 技术的应用

HBM 是一个专业为 CAREN 设计的软件系统,该系统具备 self-threaded 算法和三维空间人体模型架构两个功能。通过 vicon 系统收集标记于患者身上的三维位置数据,将身体标记在 x, y 和 z 轴,实时的创建一个仿真人体模型,采样的频率为 120 赫兹,获取数字化的信息,数据统计可以量化。与传统步态分析相比,卡伦系统提供实时的步态分析、步态脱机分析工具、HBM (Human Body Model)、步态训练程序。肌肉力量的产生和传导是一个神奇的过程,是康复治疗学及人体工程学研究的重点,但该过程是不能够通过肉眼或者其他观测手段进行直观的观察的,而卡伦康复系统中的步态分析工具却能够让肌肉力量变得实时可见(见图 1、图 2)。

通过图 1 可以清楚的看见, CAREN 康复系统通过人体的所有 marker 点在电脑上形成了一个由点线组成的图形,根据该图形,电脑能够从新塑造实时运动的人体模型,动作捕捉、受力分析(测力跑台)、数理统计,同时完成,不仅如此,还能保存和上传视频资料,供采用同样系统的治疗师和临床医师讨论治疗方案。

4.2.2. GOIT 对训练程式设定的指导作用

传统的训练设备往往一旦进入相应的训练模式就几乎没办法调整训练计划, CAREN 康复系统可以通

过其独有的 GOIT 做到对患者每日训练进行即时的步态分析。传统步态分析可以按照其分析过程的应用分为观察分析、定量分析[23]。其中,观察分析即为通过康复师或医师对患者具体情况进行直接观察或间接观察(录像、照片)的方式[13]。定量分析即为通过实验设备,对患者步行中具体的各项步态分析参数进行测量、分析的一种分析方式[24][25]。相对观察分析而言,定量分析实验方式较为复杂,部分定量分析方式还对实验地点有着特殊的要求(比如三维步态分析,只能在实验室中进行),但这种分析方式同时也相对精准、客观,不容易出现误差[26]。

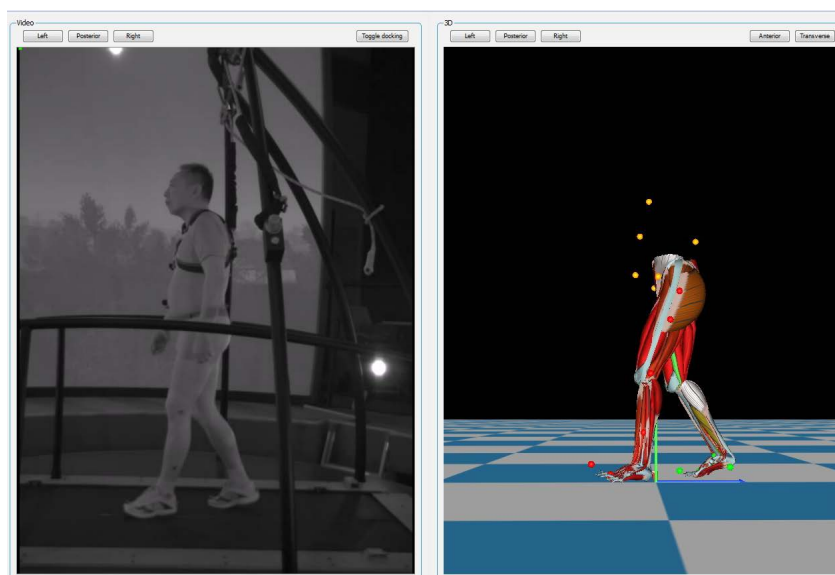


Figure 1. Establishment of simulated human body model

图 1. HBM 仿真人体模型的创建

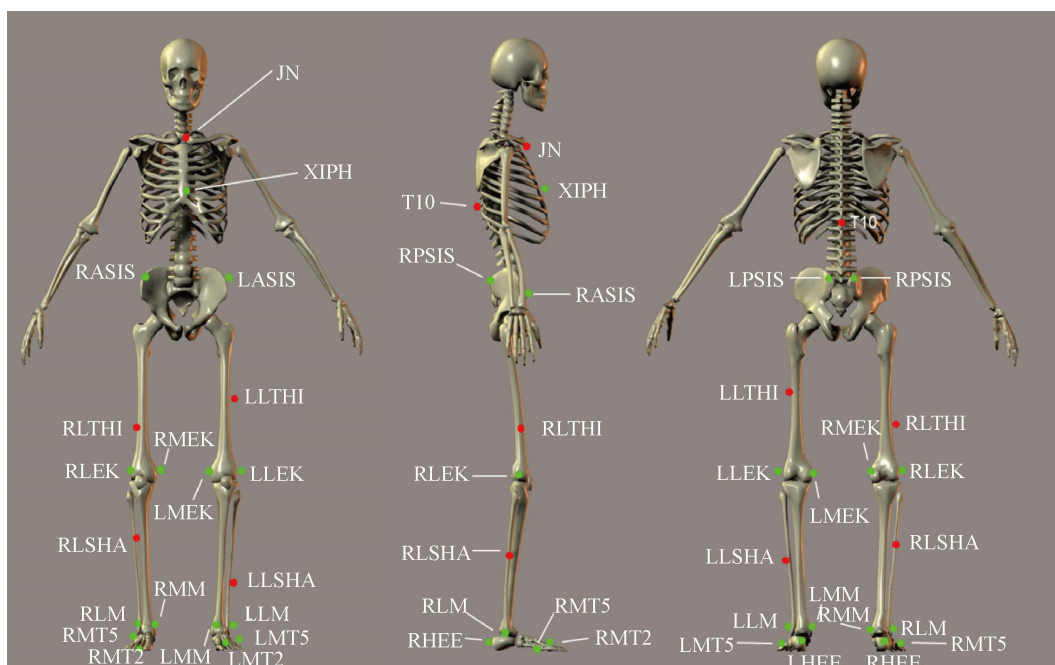


Figure 2. Selection of Mark points

图 2. Mark 点的选取

但传统步态分析方式不管是观察分析还是定量分析大部分都无法直接的、准确的给出分析的结果；部分分析结果看似准确但由于其无法为患者提供相对真实客观环境，导致患者在面对某些特殊室外环境时出现与分析结果相去甚远步态。

GOTA 可以通过对患者步行的视频进行分析进而直接产生步态报告。这是一种能够同时进行数据后处理/过滤选项、广泛的交互式数据分析方式。它可以记录患者的每个步态周期内所做出的动作，并将其加入到系统生成的模拟人中去计算步态参数的平均值、标准差和异常步态参数。GOAT 还可以当作康复师和医师之间的通信工具，通过其模拟出的人体模型可以实现康复师和医师之间针对于患者具体情况的意见交换，有利于从多种角度制定患者的康复计划。它可以同时显示用户的 G-TAIL 视频资料，动作捕捉数据，地面反作用力，并制定一组交互的数据图表，记录的步态数据可以加载离线加工和分析，包含数据时空参数、运动学参数和动力学参数。在 GOAT 生成的个人数据图表中点击某一个步态周期，所有其他数据自动同步到该步态周期，同步后数据该患者导出文本文件、图表信息甚至一个完整步态分析报告(见图 3)。

下图为两个患者的关节角度及关节活动度的报告，左图的患者一个步态周期的各个时相内的关节角度明显十分接近正常值，即灰色部分；而右图的患者在关节活动度上虽然能基本达到正常步态的要求(最大值可以接近灰色的最大值)，但其在一个步态周期内明显关节角度紊乱，每次跨步的角度间差异较大，且与正常值成半周期差，说明该患者不仅步态较差，而且存在较高的跌倒风险。从这一点来看，传统的关节角度改善并不能证明患者的步态改善，这在之前的步态改善设备中是完全无法观察到的。

| PARAMETER | MEAN | SD | UNIT | |
|---------------------------------|--------|------|--------------|--|
| Walking speed | 1.21 | 0.06 | [m/s] | |
| GPS left | 7.83 | 0.22 | [degrees] | |
| GPS right | 10.00 | 0.34 | [degrees] | |
| Step length left | 0.61 | 0.02 | [meters] | |
| Step length right | 0.62 | 0.02 | [meters] | |
| Stride length left | 1.24 | n/a | [meters] | |
| Stride length right | 1.24 | n/a | [meters] | |
| Stance percentage left | 65.76 | 0.78 | [%] | |
| Stance percentage right | 66.34 | 0.68 | [%] | |
| Swing percentage left | 34.24 | 0.78 | [%] | |
| Swing percentage right | 33.66 | 0.68 | [%] | |
| Double support percentage left | 32.10 | 0.74 | [%] | |
| Double support percentage right | 32.11 | 0.77 | [%] | |
| Cadence | 117.17 | - | [per minute] | |

| GVS scores | L | SD(L) | R | SD(R) |
|-------------------|-------|-------|-------|-------|
| Pelvic tilt | 15.04 | 0.52 | 15.07 | 0.47 |
| Pelvic oblq | 3.15 | 0.27 | 3.20 | 0.26 |
| Pelvic rot | 3.57 | 0.36 | 3.51 | 0.47 |
| Hip flex -ex | 10.40 | 0.54 | 17.78 | 0.46 |
| Hip ad -abd | 1.80 | 0.31 | 4.80 | 0.44 |
| Hip int -ex rot | 10.60 | 0.50 | 6.77 | 0.69 |
| Knee flex -ex | 6.19 | 0.66 | 4.65 | 0.67 |
| Ankle dors -plant | 4.70 | 0.55 | 4.65 | 0.34 |
| Foot progress | 4.02 | 0.97 | 14.80 | 1.24 |

的每一个设备都代表 CAREN 的某一项核心技术,更适宜患者的专门训练,可以综合应用到卡伦康复后期,巩固患者已经在 CAREN 得到的治疗效果。目前,我院已配备的围卡伦康复系列设备组包括 Amadeo 康复机器人、Diego 上肢双侧机器人、ReoAmbulator 下肢康复机器人、Doctor Kinetic 动能医生、DynStable 三维虚拟现实姿态控制训练系统。此类围卡伦线下康复设备均为采用了 CAREN 康复系统某一部分功能的设计理念,可以说是 CAREN 系统的线下延伸,经过为期 18 个月的投入使用,得到了良好的治疗评价和实际康复效果。

Sessoms, P.H. [27]观察使用计算机辅助康复环境(Caren)对接受前庭运动疗法的受试者重心转移和步态的改善进度变化。两组患者每天一次训练:一组交替做 Caren 和传统前庭运动疗法每天一次,共 12 次,另一组只做(Caren)每天一次,共 12 次。这两组相互比较并与健康对照组在 Caren 执行相似的任务数据比较结果显示,那些参与 12 (Caren)训练的患者在步态速度已经有大的改善($P = 0.014$)和重心转移($P < 0.001$)的得分表现出了类似的健康对照人群相同数据。

CAREN 系列康复设备组的广泛应用或许能够改变现状,降低患者的康复费用,在未来计算机辅助康复环境经过大量样本的临床实验,康复系统会更加完善,加上计算机辅助康复环境具有实时反馈监控、训练难度可控和完美的评价系统可以实现康复治疗师在对患者进行准确诊断之后将数据输入计算机辅助康复环境,让患者自行在系统中训练,治疗只需要做好监控就可以,由一对一转变为一对多,患者由被动康复转变为主动康复,可提高康复的效果和效率。

5. 小结

CAREN 系统相比传统的步态改善设备方式既有着自身的技术突破,也有集团化康复的康复理念突破,值得作为近年卒中步态康复设备的研究热点应用大量大样本随机双盲实验进行研究,四川省八一康复中心是亚太地区唯一拥有该设备的医院,我们将利用这个平台在步态研究方面寻求更多的突破。

基金项目

中国康复医疗机构联盟特别重大项目: 20160001; 四川省医学会: S16061; 四川省科技计划项目: 2018JY0664; 国家重点研发计划项目: 2016YFC0105900; 国家体育总局健身气功管理中心项目: QG201644; 辽宁省自然科学基金项目: 20180550069; 20180550。

参考文献

- [1] 邹颖. 康复治疗对脑卒中患者的影响及预后分析[J]. 中西医结合心血管病电子杂志, 2018, 6(35): 34.
- [2] 段康丽, 刘仲仲, 藺雪梅, 等. 西安地区急性缺血性脑卒中患者 1 年卒中复发的相关危险因素分析[J]. 山西医科大学学报, 2018, 49(5): 539-543.
- [3] 星野晴彦, 徐万鹏. 脑卒中的分类[J]. 日本医学介绍, 2006(10): 433-435.
- [4] 贾建平, 陈生弟, 崔丽英, 等. 神经病学[M]. 第 7 版. 北京: 人民卫生出版社, 2013: 199-200.
- [5] 刘婷婷, 曲鸿雁. 脑卒中偏瘫患者采用协同护理模式的工作体会[J]. 当代医学, 2017, 23(25): 161-163.
- [6] 陈汉波, 莫昊风, 曾晓林, 等. 留针运动结合 MOTomed 智能运动对脑卒中偏瘫患者步态的影响[J]. 中国康复, 2017, 32(4): 308-310.
- [7] Gelat, T., Pellec, A.L. and Breniere, Y. (2006) Evidence for a Common Process in Gait Initiation and Stepping on to a New Level to Reach Gait Velocity. *Experimental Brain Research*, **170**, 336-344.
<https://doi.org/10.1007/s00221-005-0214-8>
- [8] Lin, C.C., Creath, R.A. and Rogers, M.W. (2016) Variability of Anticipatory Postural Adjustments during Gait Initiation in Individuals with Parkinson Disease. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, **40**, 40-46.
<https://doi.org/10.1097/NPT.0000000000000112>
- [9] Khanmohammadi, R., Talebian, S., Hadian, M.R., Olyaei, G. and Bagheri, H. (2016) Characteristic Muscle Activity

- Patterns during Gait Initiation in the Healthy Younger and Older Adults. *Gait & Posture*, **43**, 148-153. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.09.014>
- [10] Biffi, E., Beretta, E., Diella, E., Panzeri, D., Maghini, C., Turconi, A.C., Strazzer, S. and Reni, G. (2015) Gait Rehabilitation with a High Tech Platform Based on Virtual Reality Conveys Improvements in Walking Ability of Children Suffering from Acquired Brain Injury. *37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Milano, 25-29 August 2015, 7406-7409. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7320103>
- [11] Kerrigan, D.C. and Glenn, M.B. (1994) An Illustration of Clinical Gait Laboratory Use to Improve Rehabilitation Management. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, **73**, 421-427. <https://doi.org/10.1097/00002060-199411000-00007>
- [12] Hegde, N., Fulk, G.D. and Sazonov, E.S. (2015) Development of the RT-GAIT, A Real-Time Feedback Device to Improve Gait of Individuals with Stroke. *37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Milano, 25-29 August 2015, 5724-5727. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7319692>
- [13] Chia, N., Ambrosini, E., Baccinelli, W., Nardone, A., Monticone, M., Ferrigno, G., Pedrocchi, A. and Ferrante, S. (2015) A Multi-Channel Biomimetic Neuroprosthesis to Support Treadmill Gait Training in Stroke Patients. *37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Milano, 25-29 August 2015, 7159-7162. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7320043>
- [14] Baber, S., Michalitsis, J., Fahey, M., Rawicki, B., Haines, T. and Williams, C. (2016) A Comparison of the Birth Characteristics of Idiopathic Toe Walking and Toe Walking Gait Due to Medical Reasons. *The Journal of Pediatrics*, **171**, 290-293.
- [15] Calabrò, R.S., Cacciola, A., Bertè, F., Manuli, A., Leo, A., Bramanti, A., Naro, A., Milardi, D. and Bramanti, P. (2016) Robotic Gait Rehabilitation and Substitution Devices in Neurological Disorders: Where Are We Now? *Neurological Sciences*, **2**, 90-95.
- [16] Park, B.S., Noh, J.W., Kim, M.Y., Lee, L.K., Yang, S.M., Lee, W.D., Shin, Y.S., Kim, J.H., Lee, J.U., Kwak, T.Y., Lee, T.H., Kim, J.Y., Park, J. and Kim, J. (2015) The Effects of Aquatic Trunk Exercise on Gait and Muscle Activity in Stroke Patients: A Randomized Controlled Pilot Study. *The Journal of Physical Therapy Science*, **27**, 3549-3553. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.3549>
- [17] 赵一瑾, 黄国志, 谢笑, 等. 虚拟现实技术对脑卒中患者偏瘫步态训练的临床研究[J]. 中国康复医学杂志, 2014, 29(5): 443-445.
- [18] Sappa, A.D., Aifanti, N., Malassiotis, S., et al. (2004) 3D Human Walking Modeling. *3rd International Workshop on Articulated Motion and Deformable Objects*, Palma de Mallorca, 22-24 September 2004, 111-122. https://doi.org/10.1007/978-3-540-30074-8_12
- [19] Takeda, R., Tadano, S., Natorigawa, A., et al. (2009) Gait & Posture, Estimation Using Wearable Acceleration and Gyro Sensors. *Journal of Biomechanics*, **42**, 2486-2494. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.07.016>
- [20] Daly, J.J., Roenigk, K., Holcomb, J., et al. (2006) A Randomized Controlled Trial of Functional Neuromuscular Stimulation in Chronic Stroke Subjects. *Stroke*, **37**, 172-178. <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000195129.95220.77>
- [21] Bergeron, M., Lortie, C.L. and Guitton, M.J. (2015) Use of Virtual Reality Tools for Vestibular Disorders Rehabilitation: A Comprehensive Analysis. *Advances in Medicine*, **30**, 109-112. <https://doi.org/10.1155/2015/916735>
- [22] Bogataj, U., Gros, N., Kljajic, M., et al. (1995) The Rehabilitation of Gait in Patients with Hemiplegia: A Comparison between Conventional Therapy and Multichannel Functional Electrical Stimulation Therapy. *Physical Therapy*, **75**, 490-502. <https://doi.org/10.1093/ptj/75.6.490>
- [23] Bohlecke, H. (1953) Gait-Training Methods for Leg Amputees in Rehabilitation Centre in Bad Pyrmont. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*, **83**, 628-634.
- [24] Morel, M., Bideau, B., Lardy, J. and Kulpa, R. (2015) Advantages and Limitations of Virtual Reality for Balance Assessment and Rehabilitation. *Neurophysiologie Clinique*, **45**, 315-326. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2015.09.007>
- [25] Fu, M.J., Knutson, J.S. and Chae, J. (2015) Stroke Rehabilitation Using Virtual Environments. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, **26**, 747-757. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.06.001>
- [26] Werner, K.M., Linberg, A. and Wolf, E.J. (2012) Balance Recovery Kinematics after a Lateral Perturbation in Patients with Transfemoral Amputations. *36th Annual American Society of Biomechanics*, Gainesville, 15-18 August 2012, 145-132.
- [27] Sessoms, P.H., Gottshall, K.R., Collins, J.D., et al. (2015) V Improvements in Gait Speed and Weight Shift of Persons with Traumatic Brain Injury and Vestibular Dysfunction Using a Virtual Reality Computer-Assisted Rehabilitation Environment. *Journal of Military Medicine*, **180**, 143-149. <https://doi.org/10.7205/MILMED-D-14-00385>