

· 康复工程 ·

基于二次映射方法上肢康复训练的虚拟路径研究*

黄松恩¹ 赵翠莲^{1,2} 范志坚¹ 陈华江¹ 王 洪¹

摘要

目的:为了提高前向通道输入数据的应用性,保证上肢康复训练的有效性和可行性,研究基于虚拟运动路径在脑卒中患者上肢康复训练中的应用价值。

方法:通过了解上肢在运动过程中表现出的结构特性,探索控制量的二次映射方法,对康复训练的前向通道的信息进行研究;对虚拟运动路径中特征变化的分析,并结合虚拟运动路径中蕴含着的运动学特性,提出了针对康复训练中虚拟运动路径的跟踪与分析方法。

结果:当发生训练场景较大变化或者目标任务的转换,运动会产生平滑度的变化,伴随着加速度也会产生明显的突跳,其运动的平滑度也会产生变化。

结论:一种可行的二次映射联系进行数据预处理方法的形成,可以协助患者正确地实施并完成康复训练动作,并且基于路径的运动学特征参数的分析方法的形成,对基于虚拟路径评估的康复训练系统具有一定的指导意义。

关键词 康复训练;虚拟路径;运动学;平滑度

中图分类号:R318,R496 文献标识码:A 文章编号:1001-1242(2013)-09-0834-06

A research on secondary mapping method to virtual motion path of rehabilitation of upper limbs/HUANG Songen,ZHAO Cuilian,FAN Zhijian, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2013, 28 (9): 834—839

Abstract

Objective: To research the application value of virtual motion paths in upper limbs rehabilitation of stroke patients, to ensure the effectiveness and feasibility of rehabilitation training.

Method: By understanding the structure characteristics of upper limbs in the course of campaign, the secondary mapping method about virtual control data was explored and the focus was put on the input information of rehabilitation training. By analyzing the changes of virtual motion path characteristics and kinematic attribute of virtual motion paths,the tracking and analysis method in the virtual motion paths rehabilitation were provided.

Result: When there was a training scenario major changes or goal task conversion, the smoothness of motion-would generate changes, along with significant step of acceleration, the smoothness of movement would also change.

Conclusion:The initial formation of a viable secondary mapping data preprocessing method is helpful for patients implementing and completing the rehabilitation action correctly, and the foundation of virtual motion path analysis method and theory based on the kinematic characteristics have a certain significance on the virtual path of the rehabilitation assessment system.

Author's address Shanghai Key Lab of Mechanical Automation and Robotics, School of Mechatronic Engineering and Automation, Shanghai University, Shanghai,200072

Key word rehabilitation training; virtual motion path; kinematics; smoothness

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2013.09.010

*基金项目:上海市重点学科建设项目资助(Y0102);上海市科学技术委员会重点科技攻关项目资助(10441900800)

1 上海大学机电工程与自动化学院上海市机械自动化及机器人重点实验室,上海 200072; 2 通讯作者

作者简介:黄松恩,男,硕士研究生;收稿日期:2012-11-18

脑卒中是危害最为严重的脑血管病之一,因脑卒中导致死亡的人数仅次于癌症。据统计,我国每年新发脑卒中约200万人,近一半死亡,在存活的脑卒中患者中,约有3/4的人不同程度地丧失了劳动能力,其中重度致残者约占40%^[1]。近年来,随着人们对脑损伤后运动再学习、神经可塑性及功能恢复认识的逐步深入,以及虚拟现实技术的发展,虚拟现实技术开始应用于脑卒中患者的康复训练和评估中;运动功能障碍是脑卒中患者常见的问题,其康复通常需要较长周期,由于传统的康复训练方法具有局限性,适宜脑卒中患者训练的交互方式在康复医学研究领域受到广泛的重视,利用多学科技术建立可评估、能分级、易推广的训练康复模式具有重要的科研价值,研究能够延伸到以社区、家庭为单位的康复训练方案具有重要的应用价值^[3-4]。

Atif Alamri 等针对空间实际运动跟踪的研究,分析和总结了运动过程中运动参数指标^[5]。林玉池等针对物理空间中的运动对象,利用传感器采集的数据进行实时姿态分析,研究运动者肢体主要躯干在运动过程中连续的运动状态^[6]。本文基于微机电技术的加速度传感器构建脑卒中患者上肢康复训练的实验平台,对上肢单自由度运动测量与虚拟现实下产生的运动轨迹路径进行研究,为进一步应用于脑卒中患者上肢多自由度运动康复训练与评估提供重要的基础。将现代信息技术应用到康复训练中,引领患者进入一种全新的训练环境,更重要的是通过信息技术获取运动康复训练所达到的效果,以便适时了解康复状况、调整训练方案、指导患者进行切实有效的康复训练治疗^[7]。

1 脑卒中患者上肢康复训练实验平台描述

训练过程中运动行为处理的关系图见图1。在训练治疗中,患者获取虚拟训练场景的显示提示进行上肢运动,康复训练系统可通过对患者佩戴在相

图1 训练过程中运动行为处理的关系图

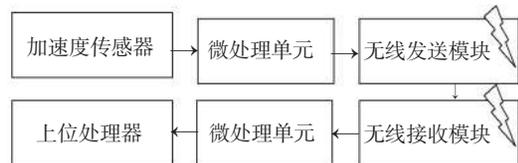


应关节部位的运动感知器实时运动测量、提取与处理上肢发生的运动位置与姿态,将运动跟踪的结果直接反馈并更新虚拟场景,形成虚拟复现。而这两者之间的关系称为一次映射。

通过获取到上肢位姿信息,并考虑在系统中患者的不同病例情况及上肢运动的固有特性,所有运动属性和运动状态及运动过程中产生的路径将记录到档案数据库中。运用软件在线运动分析功能,特别针对运动过程中的轨迹路径中蕴含的潜在特征信息进行研究,系统记录了上肢运动过程中所经历的路径轨迹,并且从中提取出路径特征,以协助治疗师对患者运动过程中存在的行为特征进行分析,达到指导或协助治疗师可以了解与判断目前患者康复训练过程中的运动状态和上肢恢复状况的性能指标^[8]。

为了支持康复训练过程,加速度传感器作为交互的输入设备,以中间微处理单元和无线接收模块构成数据流通环节,上位处理器的漫游场景作为交互输出影像,建立信号输入到物体运动的信息流硬件平台,整套运动感知的硬件工作原理如图2。本文选择了MMA726QT低成本微型电容式三轴加速度传感器,该传感器采用了信号调理,单极低通滤波器和温度补偿技术,并且提供4个量程可选,用户可在4个灵敏度中选择。控制CPU选用了AVR MEGA8单片机,配合无线传输模块NRF24L01,可方便佩戴于人体重要关节部位采集运动数据^[9]。

图2 无线运动感知设备硬件关系图

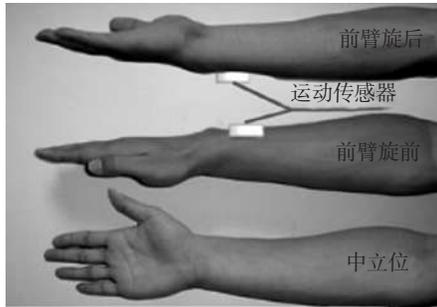


2 脑卒中患者上肢康复训练运动轨迹检测与分析

2.1 康复训练过程中的运动姿态信息检测

在整个系统中,脑卒中患者运动行为的检测方式和检测过程作为使用者与虚拟康复系统之间的桥梁作用在进行前臂运动检测时,将传感器固定于上肢前臂,如图3所示,随着前臂的运动状态改变,传感器输出的变化信号经平滑滤波等处理后可以得到前臂的运动姿态的参数^[10-11]。

图3 前臂运动检测示意图



2.1.1 加速度信号的平滑滤波处理:人体的运动最终以肢体在空间中姿态的变化来体现,人体前臂在运动过程中始终和重力方向成一定的角度关系,故通过固定于前臂上的三轴加速度传感器的各个轴与重力方向之间的夹角可检测出人体局部上肢的运动姿态。然而加速度传感器器件隶属于惯性传感器,实际康复上肢运动的晃动非常大,如果简单地通过加速度来推算角度,与实际情况不符合;采集到的上肢运动信号中,存在某些信号奇异点或高频点,会使得运动提取前后两段信号在连接处产生很大的突变,在虚拟复现中对虚拟目标物运动稳定性产生很大的冲击,同时抖动的动作画面效果影响患者的认知效果。对于这些问题,需要对原始信号数据进行迭代滤波,以适应系统对于输入数据的要求^[12]。

设 $P_{(n)out}$ 为从加速度运动传感器中获取的原始运动惯量的标量值序列, $Q_{(n)out}$ 为经过平滑算法处理后得到运动标量值序列。当系统采样刚开始,由于无法取到足够多的样本点,故实施完全平均算法进行平滑处理。当运动采样点足够时,采用一种非加窗信号平滑连接并逐步迭代加权平均的方法。平滑滤波算法如式1所示^[13]。

$$\begin{cases} Q_{(n)out} = \frac{\sum_{i=1}^m P_{(i)out}}{m}, & 1 \leq n \leq m \\ Q_{(n)out} = h_n \cdot Q_{(n-1)out} + l_n \cdot P_{(n)out}, & n > m \end{cases} \quad (1)$$

其中 $T_{out} = x, y, z, h_n = \frac{m-1}{m}, l_n = \frac{1}{m}, h_n + l_n = 1$

T_{out} 表示不同运动转动轴,分别是 x 轴、 y 轴与 z 轴。参数 h_n 和 l_n 分别代表了加权系数^[14],根据患者的实际康复情况取值,系统中目前采样频率为 200,参数 l_n 的缺省值设置为 $1/200$ 。

2.1.2 加速度信号的平滑滤波处理:由于训练者病情的差异和前臂结构的变化,在虚拟交互中添加交互映射算法的添加,使得同一训练过程能够满足不同患者的情况,能够让患者在训练中获得康复的自信心。前臂旋转过程,前臂向左侧翻转与向右侧翻转表现出来的难度等级,无论对于正常人还是患者都是具有相同的属性^[15]。也就是说对于前臂旋转运动,向内侧翻转的过程难度相比于向外侧翻转的难度较高。

在右手前臂旋转训练运动过程中,向左或向右翻转过程,不论是对于患者还是正常人,在完成过程中发生的难度系数都是不同的;图4中映射曲线表现训练者右前臂开始运动训练,一开始向左或向右旋转时难度系数是基本一样的,到达一定位置后,向左的难度会比向右的难度成二次系数的增加,来补偿这种由于前臂结构引起的运动难度变化。

$$A' = \begin{cases} \alpha \cdot A, & A_1 \leq A \leq A_{max} \\ \frac{\alpha}{A_1} \cdot A^2, & A_2 \leq A < A_1 \\ -\alpha \cdot A_{max}, & -A_{max} \leq A < A_2 \end{cases} \quad (2)$$

图4中反映了左手在佩戴角度传感器后输出角度与虚拟目标物左右方向上运动输入角度之间的映射关系。在角度右半轴上,角度传感器输出的数值与虚拟目标物正方向运动输入角度成线性关系。在角度左半轴上,上肢角度从起始的水平位置到转过角度的中间位置与虚拟目标物反方向运动输入角度仍然成线性关系,但过了中间位置后,上肢向左方旋转,正常人的患者都会感到十分困难,其难度系数成级数增长,会出现图中的曲线段,本文应用的是二次曲线。在这样的映射关系下,本文认为可以更好地表现上肢运动过程中角度传感器输出信息和虚拟目标物运动输入参数之间的映射关系。

研究上肢在完成前臂旋转的运动中表现出来的固有属性,可以针对前臂旋转康复训练中运动参数的二次映射进行了详细讨论,这样的方法有利于改善患者运动难度与虚拟运动参数的匹配关系。

2.2 康复训练过程中的运动姿态信息检测

本研究中虚拟现实的训练场景为各种从简单到复杂的赛车环境中,上肢运动状态数据体现在虚拟场景中运动小车的行驶过程中的运动参数,两者之

间应用上述二次映射关系进行关联^[16]。

在前臂旋转的虚拟训练中,训练者通过运动感知设备前臂的旋转控制虚拟环境中的运动目标物(赛车)得左右方向上速度的标量,目标物在倾斜角度 θ 达到某个角度时会相应执行改变目标物的运动状态,其中包括运动的速度、位置等^[17-18]。

图5中小方块表示场景中操控的目标物抽象概念,把目标物物化为如图漫游场景中的赛车。其中

图4 运动状态中映射关系

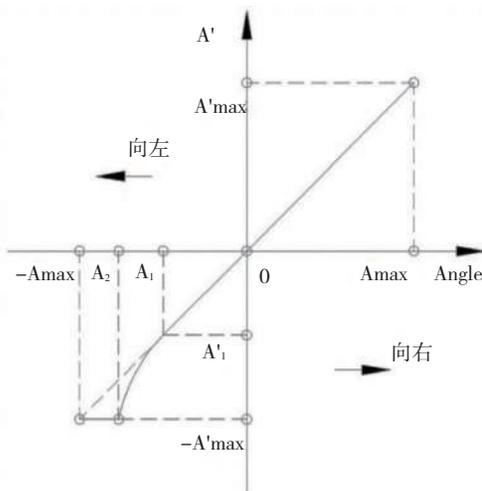
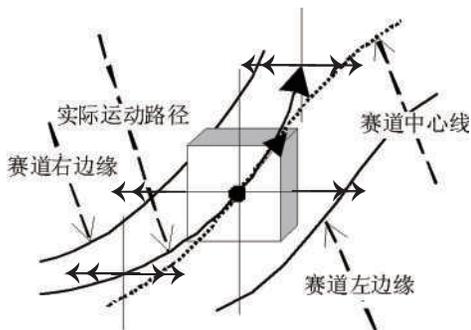
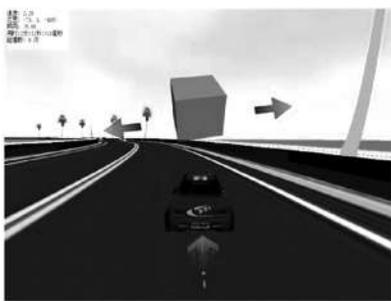


图5 漫游场景和抽象模型



赛道中心线表示设计左右赛道后自动生成的中心曲线,可以作为目标物运动过程中和运动评估过程中的参照物与基准。目标物在运动过程后随即产生了实际运动路线,即运动路径^[19]。通过把虚拟赛道模型的轮廓和患者使用后产生运动轨迹提取出来,并抽象成空间中的线段轨迹。这些具有一定方向性间断线段构成了矢量轨迹集。运动过程中目标物产生运动路径轨迹点,可以得到运动路径下的轨迹点在目标平面上的映射点分别为 $P=\{P1,P2,P3,\dots,P_{m-1},P_m\}$ 。同时运用运动路径下的轨迹点,向在目标平面上最邻近的赛道中心分段作垂直线段,其位移矢量,即运动误差偏移量^[20],可以记作 $D=\{D1,D2,D3,\dots,D_{m-1},D_m\}$ 。

从空间矢量集 D 中,可以获取需要的动力学特性参数。一般说来,一维的离散位移矢量集 D 的一阶微分,能够获取各个对应时间段内 $V=\{V_1,V_2,\dots,V_{n-1}\}$ 速度矢量集参数,其离散速度矢量的集合为

$$v_n = \dot{D}_n = \left(\frac{dD}{dt} \right)_n = \left(\frac{\Delta D}{\Delta t} \right)_n = \left(\frac{D_{n+1} - D_n}{T} \right)_n \quad (3)$$

同样的方法,可以得到离散位移矢量集 D 中蕴含的运动加速度矢量集 $A=\{A_1,A_2,\dots,A_{n-1}\}$,以及速度的平滑度集合 $J=\{J_1,J_2,\dots,J_{n-1}\}$,同时也是衡量加速度的变化率的性能指标。

其离散加速度矢量的集合为:

$$A_n = \dot{V}_n = \left(\frac{dV}{dt} \right)_n = \left(\frac{d^2D}{dt^2} \right)_n = \left(\frac{\Delta V}{\Delta t} \right)_n = \left(\frac{V_{n+1} - V_n}{T} \right)_n \quad (4)$$

在此集合中所表现的值越小,则表示该阶段的速度变化量越小,同时使用的力也越小。

其离散加速度的平滑度的集合为:

$$j_n = \dot{A}_n = \left(\frac{d^2V}{dt^2} \right)_n = \left(\frac{dA}{dt} \right)_n = \left(\frac{\Delta A}{\Delta t} \right)_n = \left(\frac{A_{n+1} - A_n}{T} \right)_n \quad (5)$$

在此集合中所表现的值越小,则表示该阶段的运动速度越平滑。

为了更好地表现上肢运动的平滑度(smoothness of hand moving, HMS),特别是考量一段时间内上肢运动平稳的平均水平,速度平滑参数的均方根(root mean square, RMS)被认为与运动的平稳性是密切相关的,考虑到实际运算的有效性和算法的工作效率,对速度的平滑度进行平方,简化算法,同时保持了数值体现的物理含义,然后得到其均方根

值HMS^[21]。即

$$HMS = \frac{1}{2N} \sum_{M=0}^N J_M, \text{ 其中}$$

$$J_M = \int_{t_m}^{t_n} \left[\left(\frac{d^3x}{dt^3} \right)^2 + \left(\frac{d^3y}{dt^3} \right)^2 + \left(\frac{d^3z}{dt^3} \right)^2 \right] dt \quad (6)$$

上肢运动平滑度表现出上肢运动过程中运动速度的突变特性,通常会作为衡量上肢运动中体现出来的平衡性。本文采用变加速度作为平滑度的测量。根据不同维度下运动平滑算子也会随着维度增加而推导出来的^[22]。

那么对于离散的位移矢量可以这样描述平滑度算子,在二维空间中的运动平滑度算子为:

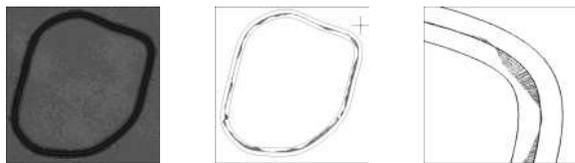
$$HMS = \frac{1}{2N} \sum_{M=0}^N \sum_{m=0}^n \left[\left(\frac{d^3x}{dt^3} \right)^2 + \left(\frac{d^3y}{dt^3} \right)^2 \right] * \Delta t \quad (7)$$

上式中,N表示患者在每个训练过程中,目标训练运动完成所度过时间段的数量。m和n分别代表各个分运动时间段的起始采样时刻和终止采样时刻。x,y则是二维坐标下描述目标物体所在的坐标位置。

3 案例的应用

图6中显示的是本文中运用的默认有限运动轨道,其中主要由直线和<90°的弯道组成,应用主要针对前臂旋转的训练;(a)为运动轨道的模型,包含了左右赛道曲线和通道的中心曲线,以及运动过程中记录下来的运动轨迹点如(b)。运用图中的赛道作为训练虚拟场景,专为脑卒中上肢康复患者设计了虚拟运动环境及场景。

图6 运动轨迹与运动赛道以及局部放大图



(a)虚拟设计轨道图 (b)轨道与轨迹提取图 (c)局部放大图

针对普通正常人进行了相应的试验尝试,其中包括5男2女成年人,20—25岁,并且取得了测试样本。对康复训练后留下的路径轨迹进行了分段数据的处理,如图7—9中为1名成年男性(24岁)进行受

试后记录下的运动曲线,每一组数据图中包含了四副坐标曲线图,描述着在不同时刻四种不同的运动学参数的数值,第一行描述了运动中运动中心路径轨迹和时刻的关系,第二行则是运动中速度和时刻的关系,第三行记录着运动中加速度与时刻的关系,第四行则记录着运动中速度的平滑度与时刻的关系。四组数据图分别代表着路径直线段的运动状态和进行弯道段的运动状态。

结合直道中和弯道过程中不同的运动状态比较,也就是目前的加速度和平滑度参数数据的对比,不难发现,直道的运动过程中,患者的加速度的变化比较小,幅值在-0.25—0.25;而在弯道过程中加速度表现比较活跃,尤其是进入弯道的过程中变化比较激烈,幅值在-0.5—0.5,甚至达到幅值正负1。同

图7 进入弯道前直道段运动状态

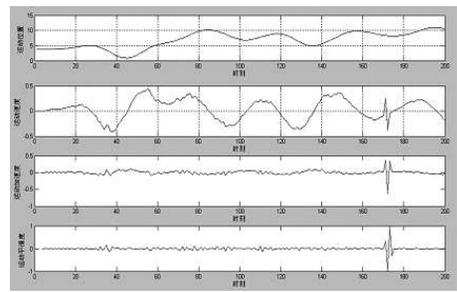


图8 出弯道后直道段运动状态

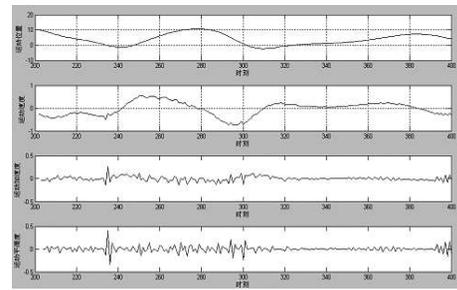
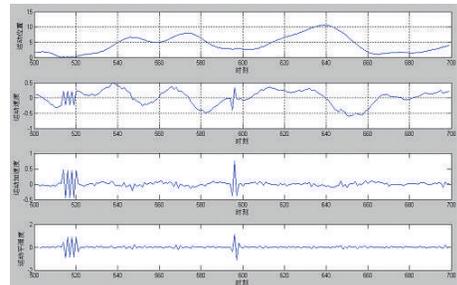


图9 弯道段后进入直道段运动状态



样在平滑度算子中,这种较大的反差表现更加明显,直道的运动过程中,患者的平滑度变化比较小,幅值在-0.2—0.2;而在弯道过程中加速度表现比较活跃,尤其是进入弯道的过程中变化比较激烈,幅值在-0.7—0.7,甚至达到幅值正负1.8。

本研究显示,在170、235、520、1110时刻,对应的主运动方向上的平滑度和加速度都有明显的突变,随后的路径标量也发生了较为突出的V形路径,通过对照170时刻发生的场景,即可看到不远处有向左的转弯,当发生场景较大变化或者目标任务的转换,运动会产生平滑度的变化,伴随着加速度也会产生明显的突跳^[23]。

从图10中可以看出,直线段的运动和转弯段的运动,对于被训练者来说其难度是有所增加的。同时,直线段的运动同样存在着运动状态控制难度,即存在着各种运动障碍需要克服。训练中,不断变化直道和弯道的结构,被训练者的运动状态也在不断变化,使训练中充满了悬念和期待,增强了患者的主动性,这个场景变化可以提高训练参加者的积极性与注意力的集中。

4 结论

本文对脑卒中患者上肢康复训练产生的运动路径的提取与特性进行了研究,形成了基于上肢运动平滑度的脑卒中患者康复训练运动路径分析方法。初步形成了一种数据获取和二次映射方式进行数据预处理方法,可以协助患者来实施并完成康复训练。形成了基于路径的运动学特征参数的分析方法和理论,针对脑卒中患者的不同等级设计训练赛道,给予设计人员以参考,并对虚拟康复训练设计人员以启发,同时基于康复训练系统评价也有一定的指导意义。

本文提及的路径提取与分析的研究方法只是提出针对训练产生的路径曲线的一种泛化的分析方法,针对患者的实际病情和不同训练部位的具体要求,特别是一级、二级肌力患者的康复情况还需要对上述训练过程分析方法进行更加深入的研究。

参考文献

[1] 上海市疾病预防控制中心.关注脑卒中,立即行动[J/OL]. <http://wsj.sh.gov.cn/website/b/77500.Shtml>,2012,10.
[2] Lalit Kalra ,Ratan R. Recent advances in stroke rehabilitation [J]. Stroke, 2007, 38:235—237.

[3] 刘军,徐存理.早期康复治疗对急性脑梗死患者神经功能恢复的影响[J].中国实用神经疾病杂志,2008,11(10):62—63.
[4] Grigore Burdea, Viorel Popescu, Vincent Hentz, et al.Virtual Reality-Based Orthopedic Telerehabilitation[J]. IEEE Transaction Rehabilitation Engineering, 2000, 8(3):430—432.
[5] Atif Alamri, Heung-Nam Kim, Abdulmotaleb El Saddik.A decision model of stroke patients rehabilitation with augmented reality-based games [C].Autonomous and Intelligent System,2010 International Conference,2010:1—6.
[6] 郝立果,林玉池.基于 ARM7 的動作測量系統設計[J]. 医疗卫生装备,2009,(6):23—25
[7] Podobnik J, Mihelj M, Munih M.Upper Limb and grasp rehabilitation and evaluation of stroke patients using Henrie device[C].Virtual Rehabilitation International Conference,2009:173—178.
[8] 张竹青,孙启良,白伟,等.脑卒中偏瘫上肢的作业治疗[J].现代康复,2000,4(4):495—497.
[9] Jack D, Boian K, Merians AS, et al.Virtual reality-enhanced stroke rehabilitation[J]. Transaction Rehabilitation Engineering, 2001, 9:3.
[10] Ari Yosef Benbasat.An inertial measurement unit for user interfaces[D]. PHD thesis of Massachusetts Institute of Technology,2000.
[11] 侯生文,戴加满.基于加速度传感器的前臂运动姿态检测[J].传感器与微系统,2009,28(1):106—108.
[12] 刘春波.人体生理解剖学[M].北京:人民卫生出版社,2010.
[13] 王礼根.应用于上肢康复机器人的虚拟环境系统开发[D].武汉:华中科技大学,2009.
[14] Tang Jonathan, Carignan Craig, Gattewar Shailesh.Virtual environment for robotic tele-rehabilitation[C]. Proceedings of the IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics,2005:365—370.
[15] Loureiro,R.C.V , Harwin, William S.Reach & grasp therapy: design and control of a 9-dof robotic neuro-rehabilitation system[C].Proceedings of the IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics,2007:757—763.
[16] Subramanian Sandeep,Knaut Luiz A,Beaudoin, Christian,et al.Virtual reality environments for rehabilitation of the upper limb after stroke[C].Fifth International Workshop on Virtual Rehabilitation,IWVR,2006:18—23.
[17] 贺少华,吴新跃.基于 VC++和 OpenGL 的大型机械装置虚拟教学训练系统的开发[J].系统仿真学报,2009,21(4):1059—1062.
[18] 李会军,宋爱国.上肢康复训练机器人虚拟环境建模技术[J].中国组织工程研究与临床康复,2007,11 (44):8877—8880.
[19] 杨延斌,周谋望,黄东锋.最大握力和握力检测用于脑卒中患者上肢功能评定的研究[J].中国康复医学杂志,2008,23(5):395—397.
[20] Johnson MJ, Trickey M, Brauer E, et al. A New Stroke Therapy Concept for Home-based, Computer-assisted motivating rehabilitation[C].Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE,2004:4844—4847.
[21] 任宇鹏.辅助上肢运动功能康复机器人的控制和评价系统研究[D].清华大学,2004.
[22] Chen Yinpeng, Xu Weiwei, Sundaram Hari, et al. A dynamic decision network framework for online media adaptation in stroke rehabilitation[J]. ACM Transactions on Multimedia Computing, Communications and Applications, 2008, 5 (1):1—38.
[23] 侯文生,许蓉,郑小林,等.握力大小与前臂肌肉表面肌电活动模式的相关性研究[J].航天医学与医学工程, 2007, 20(4):265—267.