

基于 Unity3D 与 Kinect 的康复训练机器人 情景交互系统^{*}

秦超龙¹, 宋爱国¹, 吴常铖¹, 刘玉庆², 姜国华²

(1. 东南大学仪器科学与工程学院 南京 210096; 2. 中国航天员科研训练中心人因工程国家重点实验室 北京 100094)

摘要:近年来,康复机器人技术的研究已成为康复医学工程与机器人领域跨学科的研究热点。为提高康复训练机器人的交互能力,将虚拟现实技术、机器人技术相结合,研究基于虚拟场景交互的下肢康复训练机器人系统,使用 Kinect 传感器采集人体的骨骼信息,并运用 Unity3D 游戏引擎和 3D Studio Max 软件开发了用于情景交互的虚拟场景,设计了患者与虚拟人物步态同步控制算法,实现了康复训练过程中的同步交互。实验结果表明,同步步态控制算法有效,人机交互良好,可帮助并激励中风患者实现主动的康复训练。

关键词:情景交互;康复训练机器人;Unity3D;Kinect;同步控制

中图分类号: TP242.3 TH789 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.80 460.55

Scenario interaction system of rehabilitation training robot based on Unity3D and Kinect

Qin Chaolong¹, Song Aiguo¹, Wu Changcheng¹, Liu Yuqing², Jiang Guohua²

(1. School of Instrument Science and Engineering, Southeast University, Nanjing 210096, China; 2. National Key Laboratory of Human Factors Engineering, China Astronaut Research and Training Center, Beijing 100094, China)

Abstract: Recent years the study on rehabilitation robotics has become the interdisciplinary research hot spot in medical rehabilitation engineering and robotics fields. In this paper, to improve the interaction capability of rehabilitation training robot, the virtual reality technology and robotics technology are combined together, and the lower limb rehabilitation training robot system based on virtual scenario interaction is studied. The Kinect sensor was used to acquire the human skeleton information, Unity3D game engine and 3D Studio Max software were used to develop the virtual environment for scenario interaction. The gait synchronization control algorithm for the patient and virtual character was designed, and the synchronous interaction in the rehabilitation training process was realized. The experiment results indicate that the gait synchronization control algorithm is effective, human-computer interaction is friendly. The proposed gait synchronization control algorithm could help and motivate the stroke patients realize active rehabilitation training.

Keywords: scenario interaction; rehabilitation training robot; Unity3D; Kinect; synchronization control

1 引言

随着社会老龄化的加剧,截止 2014 年底我国 60 岁以上老年人口已经达到 2.12 亿,占总人口的 15.5%,人口老龄化形式严峻,全球很多国家也面临着同样的问题。而目前老年人失能数占失能总数的 49%,失能率达到 19.5%。究其原因,脑卒中是成年人中发病率最高的疾

病之一,也是中国成年人残疾的首要原因,在幸存者中约 70%~80% 的病人留有不同程度的残疾。此外,由于车祸、事故等引起的肢体受伤患者的数量也在迅速增加。社会和家庭需要花费极大的代价来治疗和护理这些患者,给家庭和社会带来了沉重的负担^[1-2]。因此,康复医学的发展显得尤为重要^[3-5]。

康复医学的最新研究成果表明大脑具有可塑性和神经网络重构机制^[6-9],这种机制激发的前提:1)充分的运

动与感知刺激;2)积极主动的响应。康复训练机器人的临床应用也表明:患者在康复训练过程中,主动性与积极性越高,康复训练效果越好^[10-12]。然而,患者在利用机器人进行康复训练时,面对冰冷冷的机械设备,容易产生紧张、抵触等消极情绪。其次,肌肉功能的恢复需要多次重复训练,而传统的训练过程枯燥乏味,可能导致患者不再积极主动、甚至放弃使用机器人进行训练。

康复机器人作为一种典型的人机交互系统,国内外众多高校、研究机构已经开展了很多研究。Rutgers 和 Stanford 大学研制了一套利用网络实现远程监护的家用康复医疗机器人系统,利用 WorldToolKit 软件构建了康复训练虚拟场景并进行虚拟康复路径规划,主要用于患者手、肘、膝和踝关节的康复训练^[13];Tang J 等人^[14]利用 Tcl/Tk(tool command language/toolkit)构件了三维用户图形界面,将视觉反馈与触觉反馈相结合,通过网络实现了带有力反馈的协作任务;Wisconsin 医学院和 Marquette 大学研制了家用的计算机辅助康复训练设备 TheraDrive,创建了中风上肢康复治疗虚拟场景界面,通过有趣的计算机游戏激发患者进行运动训练^[15]。Feasel J 等人^[16]将虚拟场景刺激与康复设备结合,针对步速慢和肢体间非对称问题,研制并测试了一个集成虚拟环境康复训练系统,通过前投影投射到虚拟场景中,提供与步速和非对称性相关的直观视觉刺激。但是在他们的研究中,多数只涉及到虚拟物体形状的设计,患者与虚拟环境交互性较差,动力学表现不足,虚拟环境交互系统可移植性不足。

在国内,李会军等人^[17]在视觉基础上使用单自由度上肢康复训练机器人系统利用力触觉反馈搭建了一套人机交互虚拟现实系统;吴常铖等人^[18]搭建了一种姿态可调节的康复机器人,能够规划轨迹并能响应患者突发状态,设计有虚拟现实小游戏,并开发了一套可穿戴生理参数检测系统,可作为脑卒中病人的康复训练人家交互辅助输入设备^[19];尹鹏飞等人^[20]设计了一款下肢康复训练机器人的人机交互方法,使用触摸屏和语音识别作为进行交互;黄健^[21]通过 Kinect 设备采集信息并重建了病患康复训练的动作流,验证了通过 Kinect 进行动作识别的可行性和可靠性。

当前,国内外康复医学研究已经有了长足的发展,现有康复器械繁多,然而其中多数缺乏情景交互能力,不利于患者积极主动地投入康复训练^[22],而有情景交互的康复机械中,多数仅针对自身进行了简单的交互设计,交互系统由于信息捕获等原因非常依赖于自身硬件系统设计,而各个交互系统对于硬件要求并不相同,导致其移植性和拓展性非常差,同时,为了采集人体的运动信息,往往需要让患者佩戴上很多传感器设备,进而造成患者的心理抵触和身体不适。针对这一问题,基于 Unity3D 和 Kinect 开发了基于 Unity3D 和 Kinect 的康复训练机器人情景交互系统,利用

患者的体感信息,控制虚拟场景中的人物同步运动与交互,用于提高康复训练的交互性和趣味性,激励患者主动康复训练。

2 康复训练机器人情景交互系统

为了尽可能减少对现有康复机械的改造,降低使用复杂度及使用成本,并使系统具有渐进性和可扩展性,采用模块化的设计思想,不依赖康复机器人硬件系统设计,使用视觉传感器捕获患者的骨骼信息作为情景交互式人机交互系统的系统输入,无需对原有康复机械的改造,患者不需要佩戴额外的传感器,可以降低心理和生理负担。

图1为系统使用典型案例,即利用情景交互系统和外骨骼康复训练机器人进行的下肢康复训练。



图1 典型案例

Fig. 1 Typical case

作为情景交互式康复训练人机交互系统,需要根据患者的康复情况设计渐进式情景交互虚拟环境和交互方式。因此效果逼真、体验感好、方便设计虚拟环境和完成人机交互的游戏引擎成为首选,使用 Unity3D 游戏引擎并导入由 3D Max(3D Studio Max)制作的模型设计虚拟环境。

考虑到本系统用于康复训练机器人,用户是肢体活动不便的患者,其往往佩戴有姿态固定、保护设备等康复设备,例如下肢偏瘫患者往往处于悬挂或者坐立状态,姿态全同步显示则显得不自然,不利于友好的人机交互的开展。为此,使用 3D Max 软件开发虚拟人物及其行走动画来避免失真动作或错误识别动作的同步显示。

关于患者与虚拟人物步态的同步控制,人体动作拥有很多不确定性,动作同步系统设计容易失真,作为步态分析,尤其如此。为了达到逼真的同步效果,动画控制上需要根据动画中设计的步幅与患者实时步幅做比例控制,然而患者左、右脚每一步的速度、步幅都不一样,某一步完成的速度也有明显的变化,具有非常大的不可预知性,虚拟人物动画控制与患者步态训练动作不可避免会出现不同步现象。因此,所设计的同步步态控制算法是在实时步速更新的前提下,添加了步幅在线更新和关键

帧同步补偿控制。

3 同步交互系统

同步交互系统用于实现患者与虚拟人物步态的同步交互,包括骨骼信息捕获、交互场景设计和同步步态控制方法。

3.1 骨骼信息捕获

使用 Kinect 采集人体骨骼信息^[23-24],获取每个用户的 20 个关节点信息并进行追踪。每个关节点数据有 3 个属性: JointType、Position、JointTrackingState,即节点种类、位置和追踪状态属性。

Kinect 能够追踪的人体所有关节点名称和分布如图 2 所示。

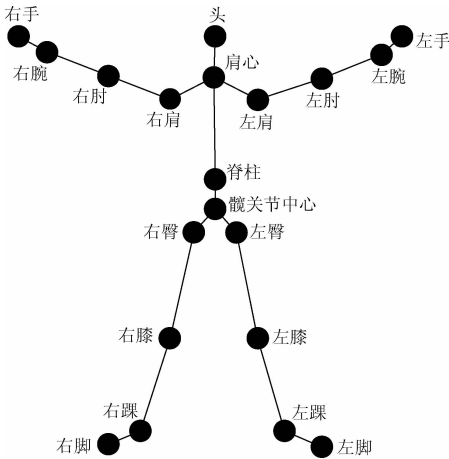


图 2 Kinect 能够追踪的人体关节点名称和分布
Fig.2 The names and distribution of the human joints
Kinect can track

SkeletonPoint 的 Position 属性通过 (x, y, z) 3 个值来描述关节点的空间位置。 (x, y) 是节点位于骨骼平面空间的位置。追踪状态属性描述了关节点的跟踪状态及含义,表 1 为所有的 3 种可能值,为 Kinect 探测和追踪骨骼节点的不同状态和其含义。不同的状态代表数据不同的可靠程度,在系统设计时需要根据节点追踪状态设置不同的应对策略以提高患者动作识别的准确率,防止患者体感信息错误识别导致同步系统对患者动作的响应产生大的偏差。例如,当 Kinect 识别到的患者关节点 10 个以上为未追踪到或者推测所得状态时,系统将停止同步操作,虚拟人物停止同步走动,直至捕获状态处于已追踪到的关节点数大于 10 时,系统再次进行同步更新操作。

Kinect 摄影机的影像更新频率为 30 帧/s,代表动作传递将会有 33 ms (1/30 s) 的延迟,Kinect 的空间判断精度为 4 mm,能够满足康复训练的交互需要。

3.2 交互场景

交互场景使用 Unity3D 引擎构建,其动画系统非常完善,本文使用的是 Unity3D 4.7.0 的 Animation 动画系统,主要应用了其中对动画控制的速度控制、帧事件响应等^[25]。

动画的速度控制可以根据系统输入实时调节,可以做到显示的稳定平滑。动画帧事件是动画剪辑中可以添加的执行动作,属于动画的一部分,可以利用帧事件在时间轴上执行到特定的时间节点调用控制方法。此处动画的帧只是一个概念,如 30 帧/s 只是指曲线关键点的最小间隔,而不是动画系统每次播放的动画的最小间隔,在播放的时候 Unity3D 引擎通过时间来取曲线上对应的插值,因此,利用帧事件可以灵活地处理动画对患者的动作响应。

表 1 骨骼节点的不同状态及含义

Table 1 Different states and meanings of bone nodes

节点追踪状态	含义
推测所得	在深度影像数据帧中,Kinect 骨骼追踪引擎看不到对应的关节点像素,需要通过计算才能确定该状态关节点的位置 (该关节点可以由上一帧数据、已经跟踪到的其他点位置和骨架的几何假设计算得到)。
未追踪到	不能确定关节点的位置 (关节点位置没有跟踪到,而且也不能通过一些信息推断出来),关节点位置的值为 0。
已追踪到	Kinect 探测并追踪到该关节点

3.3 同步步态控制方法

图 3 为人体步行示意图,主要包括 I 抬腿→II 抬腿至最大步幅→III 收腿过程。由于患者在进行步态康复运动过程中,患者大腿部分运动符合整个康复运动的周期规律,且运动相对简单。大腿两个关节点相距较远,有利于 Kinect 的正确识别,减少滤波处理工作。因此,选取患

者大腿与竖直方向的夹角进行分析。
同步步态控制算法包括 3 个部分:实时步速更新、步幅在线更新和关键帧同步补偿控制。
3.3.1 实时步速更新
利用 Kinect 传感器实时获取患者骨骼点信息,选用图 2 所示的左臀、左膝、右臀、右膝 4 个骨骼节点做实时步速更新。

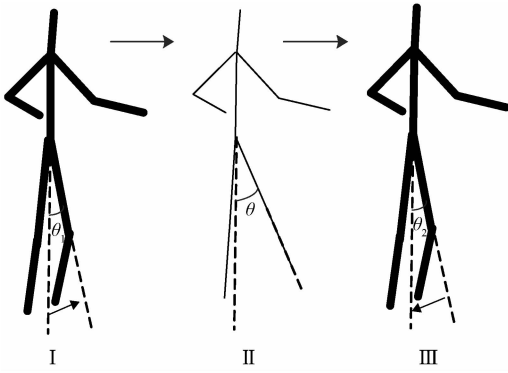


图3 单侧腿步态行走片段示意图

Fig.3 Schematic diagram of unilateral leg gait walking segment

使用大腿方向向量,计算出该侧大腿与竖直方向的夹角,使用其夹角增量,再根据夹角增量在步幅中所占比例以及动画步幅与患者步幅比例、动画帧率,即可计算出动画实时播放速度。

计算过程如下:

$$\omega_a = A_a \cdot 4 / (N / F_a) \quad (1)$$

式中: ω_a 为动画原始播放时虚拟人物的单侧大腿运动角速度,由动画自身决定, A_a 指其步幅, N 为动画帧数, F_a 指动画帧率, ω_a 可由式(1)计算得出,该动画为一个步行周期的完整动画,其行进角度约为 $A_a \cdot 4$,半个步行周期行进角度约为 $A_a \cdot 2$ 。

$$\Delta A = \Delta A_0 + 2 \cdot \Delta A_1 + 3 \cdot \Delta A_2 / 6 \quad (2)$$

式中: ΔA 为患者单侧大腿运动角度增量, ΔA_0 、 ΔA_1 和 ΔA_2 为最近3帧更新时其角度增量。为了使动画播放更平滑,式(2)采用数值平均计算患者单侧大腿运动角度增量。

$$\omega_m = (\Delta A_l + \Delta A_r) / 2 / \Delta t \quad (3)$$

式中: ω_m 指患者大腿运动角速度, ΔA_l 和 ΔA_r 分别是其左侧和右侧运动角度增量, Δt 为采样间隔时间,式(3)取左、右侧平均运动角度增量与时间增量比值计算得出当前更新的大腿运动角速度 ω_m 。

$$\left(\Delta t \cdot \frac{\omega_a}{A_a} \right) / V_a = \left(\Delta t \cdot \frac{\omega_m}{A_m} \right) / V_{anow} \quad (4)$$

式中: V_a 指动画原始播放速度, V_{anow} 指实时更新后的动画播放速度, A_m 为患者步幅并设有初始值,式(4)由比例关系可得。

$$V_{anow} = V_a \cdot \frac{\omega_m}{A_m} \cdot \frac{A_a}{\omega_a} \quad (5)$$

由式(4)可推导出式(5),将 ω_a 和 ω_m 代入式(5)即可获得当前实时步速更新值 V_{anow} 。

3.3.2 步幅在线更新

步幅在线更新即患者完成图3所示动作II时此侧步

幅 A_m 的更新。更新时间主要由最近更新的单侧抬腿夹角的大小和变化确定,当确认到夹角由增大到减少的改变时,判断其大小是否满足更新阈值条件,该条件是为了防止患者步幅过小导致动画过快播放失真而设立,若满足则将其更新为当前患者步幅 A_m 。步幅在线更新的平均周期约为半个步行周期,即完成一次踢腿动作的时间,通过此项操作可保证该段时间内虚拟人物的步速与患者步速比例的逼近,使同步效果更好,更为逼真。

3.3.3 关键帧同步补偿控制

关键帧同步补偿控制指在虚拟人物的行走动画中插入帧事件,所设置的帧事件位置在虚拟人物左、右脚完成图3中的II状态,此时将触发帧事件,检测当前患者与虚拟人物同侧腿的运动状态,如果此侧腿运动状态处于I→II的踢腿上升状态,则停止播放动画等待患者完成II的动作;如果此侧腿运动状态处于II→III的收腿状态,则根据剩余未播放角度与完整周期角度的比例控制动画加速播放。

关键帧同步补偿控制的周期也是接近半个步行周期,能够在短时间内缩小甚至消除同步误差,使得本系统拥有更好的容错和纠错机制,即使出现由于特殊原因造成误差非常大的情况,该系统也能够1~2个步行周期内达到同步效果。

3.4 同步交互

在完成上述信息捕获、交互场景设计和同步步态控制的基础上,设计并实现了患者与虚拟人物步态的同步交互控制,并进行软硬件联调。

4 实验及结果分析

由于下肢偏瘫患者开始主动康复训练时,先迈左脚还是先迈右脚具有不确定性,且无法提前预知,而动画中的虚拟人物的初始状态如果根据患者迈腿情况设定,则需要等待过长时间并且容易产生误判,进而导致画面出现混乱,因此其初始状态需要提前设定。这样就会出现系统刚开始运行时,虚拟人物与患者动作不同步的现象出现。为了验证算法的有效性和系统工作效果,搭建了如图4中(a)~(c)所示的实验场景,进行了两类实验,包括初始同步交互实验和初始异步交互实验。初始同步交互实验即实验时患者与虚拟人物迈出同侧脚,初始异步交互实验即实验时患者与虚拟人物迈出异侧脚。实验中实时测量了部分关键数据用于制图分析。图4(d)、(e)为本系统在产品化康复训练机器人上联调测试,所用康复训练机器人上海璟和技创机器人有限公司生产的多体位智能康复机器人系统(型号:Flexbot),系统经过短暂调试之后应用成功,同步情景交互效果良好,能够较好地满足交互需要。



(a) 软硬件联调正面
(a) Front scene of the hardware and software combined test

(b) 软硬件联调侧面
(b) Side scene of the hardware and software combined test



(c) 产品化康复训练机器人软硬件联调测试
(c) The hardware and software combined test of the productized rehabilitation training robot



(d) 产品化康复训练机器人软硬件联调测试运行效果
(d) The operation effect of the hardware and software combined test of the productized rehabilitation training robot

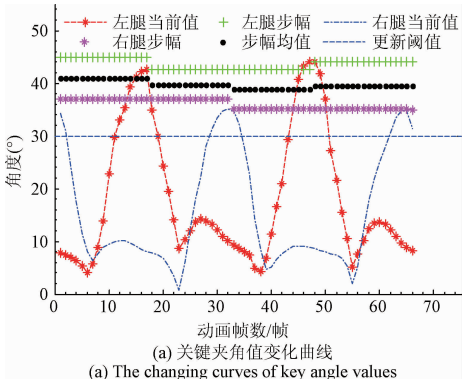
图4 实验场景
Fig.4 Experiment scenes

4.1 初始同步交互实验

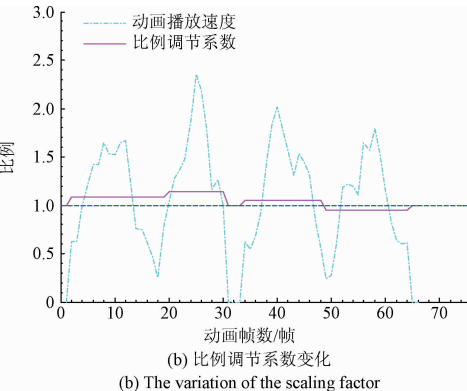
初始同步实验中截取数据的分析如图5所示,测试者开始训练时与虚拟人物迈出同侧脚,此时系统正常运行,立即达到同步运行效果。

4.2 初始异步交互实验

初始异步实验截取数据分析如图6所示,测试者开始训练时与虚拟人物迈出异侧脚,在所截取时间段末尾处系统已达到同步效果。

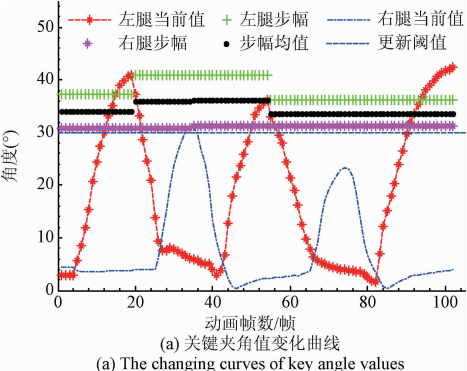


(a) 关键夹角值变化曲线
(a) The changing curves of key angle values

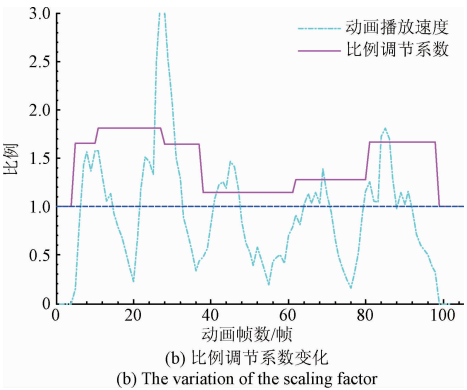


(b) 比例调节系数变化
(b) The variation of the scaling factor

图5 初始同步交互实验结果
Fig.5 Initial synchronous status interaction experiment results



(a) 关键夹角值变化曲线
(a) The changing curves of key angle values



(b) 比例调节系数变化
(b) The variation of the scaling factor

图6 初始异步交互实验结果
Fig.6 Initial asynchronous status interaction experiment results

图5(a)、图6(a)中水平虚线为所设置步幅更新阈值,图5(b)、图6(b)中水平虚线为初始控制比例1以及动画原始播放速度为的倍数1。

由图5(a)和图6(a)及系统运行效果可以看出,在测试者左、右侧大腿与竖直方向实时夹角计算正常的情况下,左、右侧步幅在峰值出现并满足大于所设置更新阈值 30° 时正常更新,小于更新阈值则不更新,证实步幅在线更新运行正常,而根据图5(b)和图6(b)显示动画实时播放速度、比例调节系数正常更新,图5(b)中30帧之后出现动画帧速为0,比例系数回归1的情况,表明此时处于关键帧同步补偿控制中测试者的动作慢于动画中虚拟人物动作情况,虚拟人物动作保持图3中Ⅱ姿态静止并等待测试者完成动作Ⅱ,由图6和系统运行结果可以看出,当虚拟人物动作与测试者动作出现较大的偏差时,动画比例调节系数增大,动画播放速度加快,虚拟人物动作与测试者动作在两个步行周期内完成了同步效果。实验结果及本系统在产品化康复机器人上的测试与应用,证明同步步态控制算法正确有效,系统可移植性较强。

5 结 论

随着医学技术发展和人口老龄化,有肢体运动功能障碍的患者逐年增加,康复治疗已成为国际关注的重要问题。利用Kinect捕获人体骨骼信息,将康复训练用户的体感信息作为系统输入,使用Unity3D游戏引擎和3D Max软件开发用于情景交互的虚拟场景,设计与虚拟人物同步步态控制算法。实验结果及本系统在产品化康复机器人上的测试与应用表明本系统能够满足康复训练机器人情景交互的需要,实时性好,鲁棒性强,具有容错和纠错功能,能够激励并帮助中风患者等患者实现积极主动的康复训练。长远来看,本系统的人机交互方式有待进一步开发,后续开发需要深入掌握3D动画制作技术,以做出更多的角色动画用于系统的交互和响应,提高情景交互式康复训练机器人带给患者的沉浸感,激励患者主动、积极参与到康复训练中去,改善康复训练效果,而为了进一步增强该系统对不同情境下的康复机器人需求的适应性,系统参数调节等自适应算法也将成为本系统的研究和发展方向。

参考文献

- [1] 李会军,宋爱国. 上肢康复训练机器人的研究进展及前景[J]. 机器人技术与应用,2006(4):32-36.
LI H J, SONG A I G. Research progress and prospects of upper limb rehabilitation robot [J]. Robotics Technology and Application, 2006(4):32-36.
- [2] 代岩. 基于视觉交互的上肢虚拟康复系统[D]. 秦皇岛:燕山大学,2013.
- [3] SIQUEIRA A A G, MICHMIZOS K, KREBS H I. Development of a robotic system for bilateral telerehabilitation [C]. 22nd International Congress of Mechanical Engineering, 2013:8427-8436.
- [4] SIVAN M, O'CONNOR R J, MAKOWER S. Systematic review of outcome measures used in the evaluation of robot-assisted upper limb exercise in stroke[J]. Journal of Rehabilitation Medicine, 2011,43(3):181-189.
- [5] LO A C, GUARINO P D, RICHARDS L G, et al. Robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke[J]. The New England Journal of Medicine, 2010,362(19):1772-1783.
- [6] OVERMAN J J, CARMICHAEL S T. Plasticity in the injured brain: More than molecules matter [J]. Neuroscientist A Review Journal Bringing Neurobiology Neurology & Psychiatry, 2014,20(1):15-28.
- [7] BRECEDA E Y, DROMERICK A W. Motor rehabilitation in stroke and traumatic brain injury: Stimulating and intense [J]. Current Opinion In Neurology, 2013,26(6):595-601.
- [8] ZEILER S R, KRAKAUER J W. The interaction between training and plasticity in the post stroke brain [J]. Current Opinion in Neurology, 2013,26(6):609-616.
- [9] 李峰,吴智政,钱晋武. 下肢康复机器人步态轨迹自适应控制[J]. 仪器仪表学报,2014,35(9):2027-2036.
LI F, WU ZH ZH, QIAN J W. Lower limb rehabilitation robot gait trajectory adaptive control[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2014,35(9):2027-2036.
- [10] POLI P, MORONE G, ROSATI G, et al. Robotic technologies and rehabilitation: New tools for stroke patients' therapy [C]. Biomed Research International, 2013: 153872.
- [11] TAKAHASHI C D, DER-YEGHIAIAN L, LE V, et al. Robot-based hand motor therapy after stroke[J]. Brain A Journal of Neurology, 2008, 13(2):425-437.
- [12] JOHANSSON B B. Current trends in stroke rehabilitation: A review with focus on brain plasticity [J]. Acta Neurologica Scandinavica, 2011, 123(3):147-159.
- [13] BURDEA G, POPESCU V, HENTZ V. Virtual reality-based orthopedic telerehabilitation [J]. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 2000,8(3): 430-432.
- [14] TANG J, CARIGNAN C, GATTEWAR S. Virtual environment for robotic tele-rehabilitation [C]. IEEE

- International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005: 365-370.
- [15] JOHNSON M J, TRICKEY M, BRAUER E, et al. A new stroke therapy concept for home-based, computer-assisted motivating rehabilitation [C]. Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2004: 4844-4847.
- [16] FEASEL J, WHITTON M C, KASSLER L. The integrated virtual environment rehabilitation treadmill system[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2011, 19(3): 290-297.
- [17] 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): 8877-8881.
- LI H J, SONG A I G. Virtual environment building for a rehabilitative robot of the upper-limb [J]. Tissue Engineering Research Clinical Rehabilitation China, 2007, 11(44): 8877-8881.
- [18] 吴常铖, 宋爱国, 李会军, 等. 一种上肢康复训练机器人及控制方法[J]. 仪器仪表学报, 2014, 35(5): 999-1004.
- WU CH CH, SONG A I G, LI H J, et al. Upper limb rehabilitation training robot and its control method [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2014, 35(5): 999-1004.
- [19] 吴常铖, 宋爱国, 李晓鹏, 等. 用于脑卒中病人康复训练的穿戴式无线生理参数检测系统设计[J]. 传感技术学报, 2012, 25(4): 432-437.
- WU CH CH, SONG A I G, LI X P, et al. Wearable wireless acquisition system of physiology parameter measurement for post-stroke patient rehabilitation [J]. Sensing Technology, 2012, 25(4): 432-437.
- [20] 尹鹏飞. 下肢康复训练机器人的人机交互系统设计与实现[J]. 机械, 2013, 40(9): 45-48.
- YIN P F. The design and implement of human-computer interaction system of lower extremity rehabilitative robot [J]. Machinery, 2013, 40(9): 45-48.
- [21] 黄健. 基于 Kinect 系统运动采集的康复训练平台的研究与设计[D]. 成都: 电子科技大学, 2013.
- HUANG J. Research and design of the rehabilitation platform based on the Kinect motion of acquisition [D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology, 2013.
- [22] 陈艳丽, 金纪东, 陈国涛, 等. 手部姿势与挥动速度识别的人机交互[J]. 电子测量与仪器学报, 2014, 28(1): 56-61.
- CHEN Y L, JIN J D, CHEN G T, et al. Human-computer interaction of hand posture and waving speed recognition [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2014, 28(1): 56-61.
- [23] 孟明, 杨方波, 余青山, 等. 基于 Kinect 深度图像信息的人体运动检测[J]. 仪器仪表学报, 2015, 36(2): 386-393.
- MENG M, YANG F B, SHE Q SH, et al. Human motion detection based on the depth image of Kinect[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2015, 36(2): 386-393.
- [24] 胡良梅, 杨慧, 张旭东, 等. 融合 RGB 特征和 Depth 特征的 3D 目标识别方法[J]. 电子测量与仪器学报, 2015, 29(10): 1431-1439.
- HU L M, YANG H, ZHANG X D, et al. 3D object recognition method based on the fusion of RGB and depth feature [J]. Electronic Measurement and Instrumentation, 2015, 29(10): 1431-1439.
- [25] 吴亚峰, 于复兴. Unity3D 游戏开发技术详解与典型案例[M]. 北京: 人民邮电出版社, 2012.
- WU Y F, YU F X. Unity3D game development technology and typical case [M]. Beijing: People Post Press, 2012.

作者简介



秦超龙, 2014 年于南京信息工程大学获得学士学位, 现为东南大学在读硕士研究生, 主要研究方向为测控技术与智能系统。
E-mail: qcl20@qq.com

Qin Chaolong received his B. Sc. degree in 2014 from Nanjing University of Information Science and Technology. Now, he is studying for master degree in School of Southeast University. His main research interest include measurement & control technology, and intelligent systems.



宋爱国 (通讯作者), 分别在 1990 年和 1993 年于南京航空航天大学分别获学士学位和硕士学位, 1996 年于东南大学获博士学位, 现为东南大学教授、博士生导师, 主要研究方向为机器人传感与控制技术、信号处理、遥操作技术等。
E-mail: a. g. song@seu. edu. cn

Song Aiguo (Corresponding author) received his B. Sc. and M. Sc. degrees both from Nanjing University of Aeronautics and Astronautics in 1990 and 1993, respectively, received his Ph. D. degree from Southeast University in 1996. Now, he is a professor and supervisor for Ph. D. student in Southeast University. His current research interest includes robotic sensing and control technique, signal processing, tele-operation, and etc.