

· 专题:双清论坛“虚拟生理人体与医学应用” ·

## 虚拟康复的新进展:基于力触觉反馈的上肢运动功能评估\*

刘笑宇<sup>1\*\*</sup> 唐敏<sup>1</sup> 董英<sup>1</sup> 朱垣洁<sup>1</sup> 樊瑜波<sup>1,2,3\*\*</sup>

1. 北京航空航天大学生物力学与力生物学教育部重点实验室/北京市生物医学工程高精尖创新中心/生物与医学工程学院,北京 100191
2. 北京航空航天大学医学科学与工程学院,北京 100191
3. 北京航空航天大学虚拟现实国家重点实验室,北京 100191

**[摘要]** 近年来,虚拟现实逐渐被应用于脑卒中等患者的运动功能康复,它通过构建高沉浸感、交互性强的“目标导向性”虚拟康复任务,实现了对上肢运动功能的评估。力触觉反馈技术可为患者提供同虚拟环境交互的力触觉,丰富了虚拟评估任务中的感觉输出;此外,力触觉反馈设备具有高精度的数据采集优势,实现了对上肢运动功能更精准的量化评估。通过梳理相关文献,本文介绍了应用于上肢功能评估的常用力触觉反馈设备及其结构特征,总结了4种典型的基于触力反馈设计的虚拟“导向性”评估任务,归纳了用于上肢运动功能评估的生物力学参数及其对应的上肢运动能力,并对该项技术存在的瓶颈及其进一步发展进行了展望。

**[关键词]** 虚拟现实;力触觉;康复;上肢运动功能;评估

虚拟现实(Virtual Reality, VR)是通过以计算机图形学为核心的人机交互技术,构建具有沉浸感的虚拟世界,其借助于特定的交互设备可实现使用者与虚拟世界在视觉、听觉、触觉等多感觉上的双向交流<sup>[1]</sup>。虚拟现实最突出的三大特征是沉浸性、交互性和构想性,这些特征优势<sup>[2]</sup>使得虚拟现实在医学上得到了广泛的应用,包括虚拟人体解剖教学<sup>[3]</sup>、虚拟牙科手术训练<sup>[4]</sup>、虚拟内窥镜手术导航<sup>[5]</sup>及各类手术规划模拟等。自20世纪90年代来,虚拟现实技术逐渐被应用于康复治疗与评估,即虚拟康复(Virtual Rehabilitation)<sup>[6]</sup>。它通过构建科学性的虚拟交互任务,为患者提供高质量、激励性强的康复方案。相关文献报道证实,虚拟康复针对于神经系统损伤(如脑卒中、脑外伤、帕金森等)造成的肢体运动障碍的功能恢复,具有十分显著的效果<sup>[6,7]</sup>。人体上肢是在复杂的神经支配下完成诸多复杂的协调运动,因此以任务为中心的虚拟康复更常见于上



**樊瑜波** 教授、博士。北京航空航天大学医工交叉创新研究院院长、医学科学与工程学院院长,生物力学与力生物学教育部重点实验室主任、生物医学工程北京高精尖中心主任。国家杰出青年科学基金获得者,国家自然科学基金创新群体带头人,科技部重点领域创新团队带头人。美国医学生物工程院(AIMBE)、国际医学与生物工程科学院(IAMBE)、世界生物材料学会(FBSE)会士。医工整合联盟理事长,国务院学位委生物医学工程学科评议组成员(召集人)。北京航空航天大学生物与医学工程学院创始院长;中国生物医学工程学会前理事长、世界华人生物工程联合会(WACBE)前主席;曾担任民政部国家康复辅具研究中心主任、附属康复医院院长。



**刘笑宇** 北京航空航天大学生物与医学工程学院副教授、博士生导师。研究方向为前沿康复技术,关注于视觉、力触觉等刺激对肢体行为及脑功能的影响机制及其康复应用。作为课题负责人承担国家重点研发计划、国家自然科学基金等科研项目5项、发表SCI论文20余篇、参与编写专著5本,获得包括教育部自然科学奖一等奖、首届中国医学创新大赛铜奖等奖励。目前担任中国生物医学工程学会青年委员、康复分会青年委员、医学人工智能分会康复人机学组委员等。

收稿日期:2021-12-31;修回日期:2022-03-21

\* 本文根据第296期“双清论坛”讨论的内容整理。

\*\* 通信作者,Email:x. y. liu@buaa. edu. cn; yubofan@buaa. edu. cn

本文受到国家重点研发计划项目(2020YFC2007904,2020YFC2005902)和国家自然科学基金项目(U20A20390,11827803)的资助。

肢的训练和治疗中。

近年来,力触觉反馈(Haptic Feedback)技术被引入至虚拟康复系统,它通过机械结构或气动执行单元,将虚拟世界中的交互作用力反馈给使用者,产生对虚拟现实场景中物体物理属性(如重力、接触力等)的感知<sup>[8]</sup>。临床证据表明,与只有视听觉反馈相比,具有力反馈的虚拟康复系统提供了更加丰富的感觉线索,可进一步提升患者的康复效率<sup>[9]</sup>。在康复治疗过程中,康复评估是一项根本的环节,唯有通过客观、准确的康复评定,才能明确患者的功能障碍特征,从而给出针对性的训练方案<sup>[10]</sup>。利用力反馈设计的虚拟交互任务,利用视觉、听觉和力触觉的多信息反馈,使得患者在评估过程中更加聚焦于任务本身,而非抽象化、重复的关节活动<sup>[11]</sup>。同样重要的是,由于配有高精度的编码器、力传感器,力反馈设备能够在任务执行过程中精确的采集患者的运动生物力学参数<sup>[12]</sup>,这些参数可以用于对患者运动控制和肢体活动能力的表征<sup>[13]</sup>。同传统的上肢功能评估量表(Fugl-GMeyerUE、WMFT、ARAT 等)相比,具有力反馈的虚拟康复系统测量的生物力学参数可以提供更加客观、可靠的评估数据,并且较无力反馈的虚拟康复系统(大多利用光学和惯性传感器)相比采集数据更加多样、精度更高<sup>[14]</sup>。

本文综述了用于虚拟康复的力触觉反馈技术及设备类型,介绍了它们在上肢运动功能评估中的应用情况。虚拟康复的优势体现在“目标导向性”任务场景的构建,本文归纳了基于力反馈构建的转移任务、导引任务、定位任务和抓握任务,并总结了通过力反馈设备采集到的用于表征患者运动控制和肢体运动功能的生物力学参数,最后针对该项技术存在

的瓶颈及其进一步发展进行了展望。

## 1 力触觉反馈及其设备介绍

力反馈技术是通过由计算机控制的机械装置(力反馈设备)模拟出相应的力、力矩、震动或被动运动,并反馈给使用者,实现使用者与虚拟环境具有力触觉感知的交互。力反馈设备是连接使用者和虚拟环境的桥梁,其主要功能一方面是利用内置传感器测量使用者在使用过程中的运动和位置信息,并实时发送给主计算机;另一方面,接收来自主计算机计算的虚拟现实中的各物体之间的作用力,通过执行器件将产生的力感反馈给使用者,让他们通过力触觉感受到虚拟环境中正在交互的物体(图 1)。力反馈设备实现了使用者与虚拟现实环境交互的力触觉再现,极大地增强了虚拟康复的沉浸感、交互性和构想性。

力触觉反馈设备根据反馈所刺激的感受器可分为力反馈设备和触觉反馈设备<sup>[15]</sup>,根据设备的结构和交互方式又可分为桌面式力反馈设备和可穿戴式力反馈设备<sup>[16]</sup>。根据近 20 年的文献报道(来源于 WoS 论文数据库),用于虚拟康复的力触觉反馈设备多为桌面式力触觉反馈设备(包括商业和自开发的设备),占全部文献的 80% 以上。桌面式力触觉反馈设备是固定在桌面或地面上的多关节机器人手臂,其末端执行器是与使用者直接交互的界面。力反馈设备能够记录末端执行器的运动,并通过末端执行器提供力触觉反馈至使用者。末端执行器在虚拟场景中的虚拟化身可以是手(或手指),也可以是工具。根据机械结构,桌面力反馈设备可分为串联(如 Senable 公司的 Phantom 系列等,图 2A)和 并 联

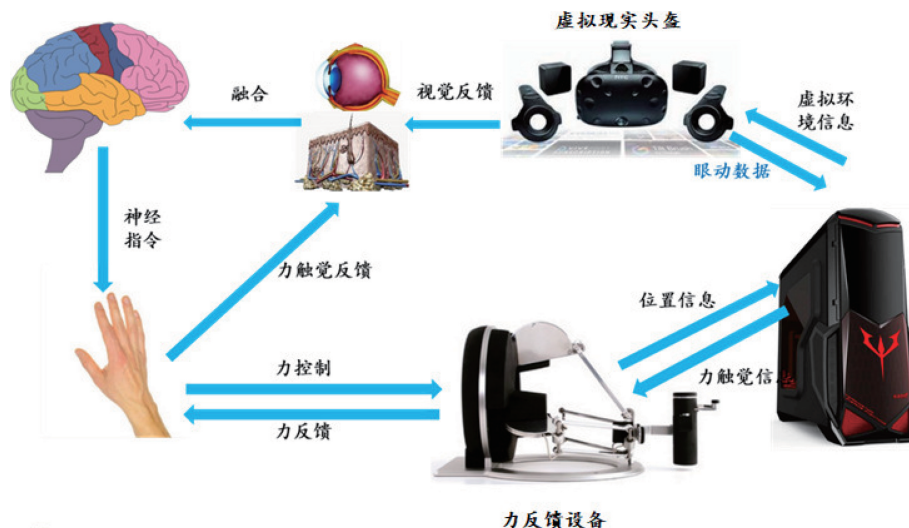


图 1 力反馈融入虚拟康复的构架图

(Force Dimension 公司的 Omega 和 Delta 系列等) 结构两种类型<sup>[16]</sup>(图 2C、2D)。串联结构拓扑结构简单, 可提供较大的工作空间, 末端执行器的转动角度大, 运动学求解和力/力矩求解相对容易。基于上述特征, 串联力反馈设备适合于虚拟康复中涉及上肢大关节运动的转移、到达等任务的交互。不过串联结构也存在诸多缺点, 如: (1) 机械刚度相对较小; (2) 每个关节的累计误差造成末端执行器的运动精度差; (3) 由于驱动电机和传动连杆大多安装在运动臂上, 增加了系统的惯性, 导致动态性能差。相对而言, 并联力反馈设备整体刚度高、力反馈输出稳定; 由于没有关节误差的积累和放大, 末端执行器的精度显著提高。然而, 在相同的结构尺寸下, 并联力反馈设备的可用工作空间较小, 末端执行器的旋转范围有限, 因此更加适合定位、对准等精细运动的康复训练与评估。相较于桌面式结构, 以力反馈手套为典型的可穿戴式设备(如 Immersion 公司的 CyberGrasp 系列等, 图 2E), 可为手指的运动提供分布式的力触觉反馈, 因此特别适用于抓握、对捏等手功能的康复训练与评估。该类力反馈设备的缺点在于穿戴繁琐, 且反馈的力或力矩值偏小, 常使痉挛

状态的手无法完成交互任务。

## 2 基于力触觉反馈设计的上肢运动功能评估任务

“任务导向性”康复(Task-oriented Rehabilitation, TOR)是“以患者为中心”“以任务为中心”的针对中枢神经损伤患者常用的一种康复干预手段。根据日常的上肢活动需求, 一些典型的“任务”如转移任务、导引任务、到达任务、定位任务和抓握任务等已经成为精细功能训练与评估的重要手段。融合力触觉反馈的虚拟康复系统可构建一个虚拟的任务场景, 将视觉、听觉、力触觉和运动感觉等信息融合, 产生一个集多种感官刺激于一体的人机交互环境, 使得受试者在评价过程中更侧重于对任务完成的过程, 而非抽象化、重复的关节活动。因此, “任务导向性”的上肢运动功能评价方式更能体现患者的日常行为能力。本节梳理了国内外的相关文献, 归纳总结了 4 种典型的利用力反馈设备实现的虚拟“导向性”任务, 包括转移任务、导引任务、定位任务和抓握任务, 并阐述了力触觉反馈展现出来的优势。

### 2.1 虚拟转移任务

转移任务要求患者通过对上肢大关节(肩和肘)的运动控制, 将物体(或无物体的肢体)从一个位置转移至另外一个位置。传统康复评估中的 BBT (Box and Blocks Test) 及 ARAT (Action Research Arm Test) 的部分内容均属于转移任务。利用力反馈设计的虚拟转移任务可实现转移物体重量、转移过程阻力等参数的设定与调整, 提高虚拟康复的交互性。譬如: Pruna 等人<sup>[17]</sup>利用 Geomagic Touch 力反馈设备设计了一套虚拟浇花任务的程序(图 3A), 问卷评分表明该程序显著提升了患者的康复兴趣和参与意愿度。Gerber 等人<sup>[18]</sup>利用 Phantom Omni 力反馈设备设计了桌面清理、早餐准备和工具摆放等 3D 任务(图 3B), 通过分析精细运动标准化测试评分之间的相关性, 证实了力反馈设备记录的时间和空间数据, 可以准确地评估脑外伤患者的运动表现。同样利用 Phantom Omni 力反馈设备, Hussain 等人<sup>[19]</sup>开发了一套虚拟目标指向任务(图 3C), 评估脑卒中患者上肢的转移能力。他们的结果表明, 力反馈记录的从一个目标指向另一个目标的转移运动时间、速度和平滑性等运动学参数与患侧上肢的活动能力高度相关。

关于国内的研究, 南开大学的研究者<sup>[20]</sup>利用 Omega. 7 力反馈设备设计了一种用于上肢功能训

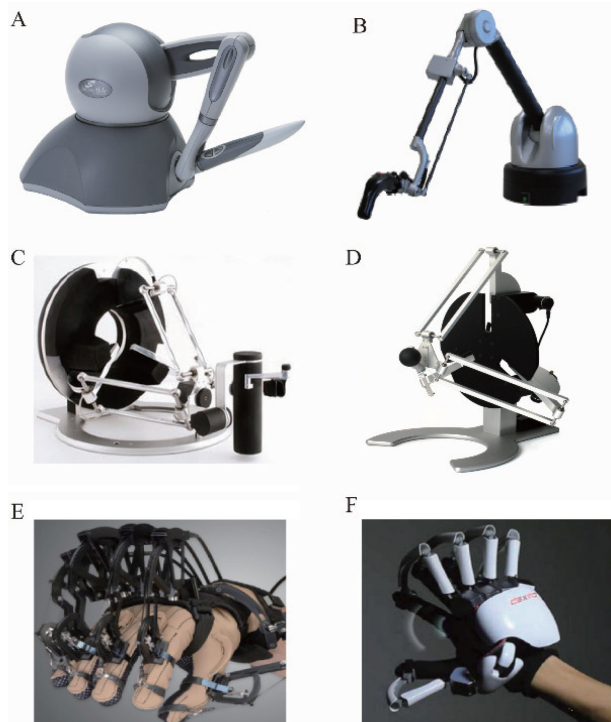


图 2 力触觉反馈设备

(A) 串联力反馈(Sensable 公司 PHANTOM Omni), (B) 串联力反馈(Haption Virtuoso 6D), (C) 并联力反馈(Force Dimension Omega. 7), (D) 并联力反馈(Force Dimension Delta. 3), (E) 可穿戴式力反馈(Immersion CyberGrasp), (F) 穿戴式力反馈(DextaRobotics Dexmo)



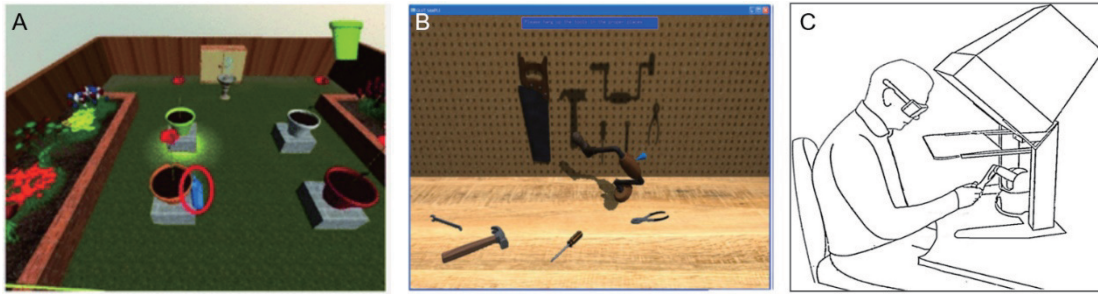


图 3 力反馈设备实现的虚拟转移任务  
(A) 日常浇花任务<sup>[17]</sup>, (B) 工具摆放任务<sup>[18]</sup>, (C) 目标转移任务<sup>[19]</sup>

练的精细运动控制任务,受试者需要通过视觉反馈和力反馈来控制手到达目标位置,同时记录脑电图、运动学和动力学参数。根据测量的脑电活动、运动次数和任务完成时间,对被试对象的认知负荷及功能表现进行评估,结果表明这些测量指标可有效评价该虚拟任务的认知负荷和功能表现。北京航空航天的樊瑜波团队<sup>[20, 21]</sup>基于 Force Dimension 的 Omega. 7 并联力反馈设备,开发了一套虚拟 BBT 的手功能评测系统 (VBBT) (图 4)。该系统通过力渲染算法计算触觉交互作用,实现了对抓握物体的重量和抓握力的记录。研究纳入了 113 名健康受试者和 16 名脑卒中患者的受试者测试,结果表明力反馈采集的参数能够反映运动平滑性的加速度过零率、

反映运动效率的路径—距离比均与传统的评估具有高度的相关;患者的主观评分也表明他们对于 VBBT 的接受程度与参与意愿更高<sup>[21]</sup>。

### 2.2 虚拟导引任务

导引任务要求患者手握工具或徒手的状态下,沿着设计的轨迹或路线完成特定任务,并利用患者的实际轨迹同导引轨迹的偏差和任务完成过程中的碰撞情况,判断运动的平滑性和对力反馈的感知能力。作为交互设备,力反馈可以记录患者的运动轨迹和速度,也可实现碰撞力的输出。譬如: Kim 等<sup>[23]</sup>报道了该课题组开发的基于虚拟 3D 空间曲线的导引任务 (图 5B),通过检查 30 名受试者在任务中记录的完成时间、碰撞次数和轨迹偏差等参数,分

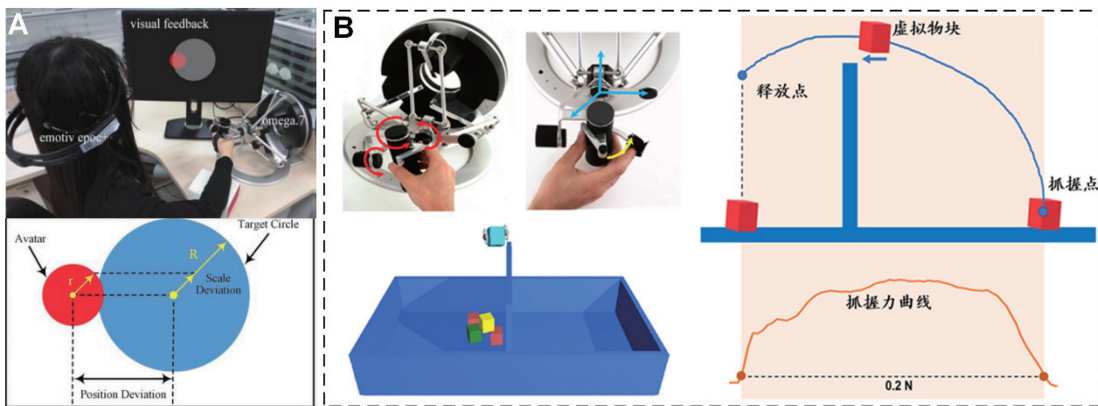


图 4 基于力反馈的目标到达任务<sup>[20]</sup>和虚拟物块—盒子任务 (VBBT)<sup>[21]</sup>

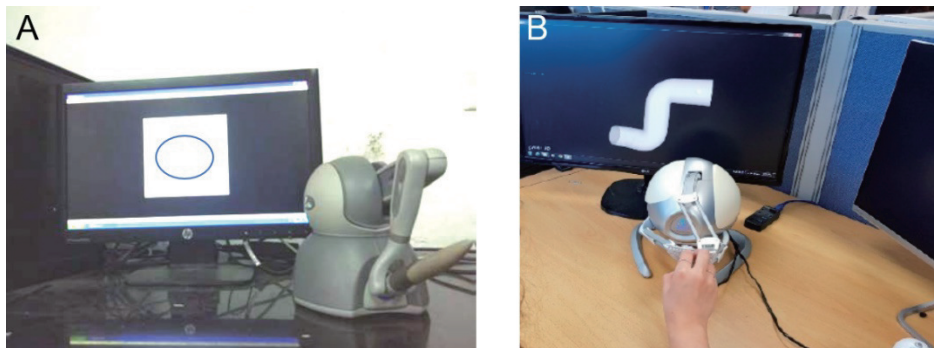


图 5 力反馈设备实现的虚拟导引任务  
(A) “循圆”任务<sup>[22]</sup>, (B) 3D 空间曲线引导任务<sup>[23]</sup>



析了康复模型同任务难度间的关系。Bortone 等人<sup>[24]</sup>针对于神经运动障碍儿童开发了一套可穿戴的沉浸式力反馈康复训练系统,并设计了一个虚拟路径导引任务。研究发现,该系统能够适应不同运动能力的患者完成康复训练,并且通过速度和运动准确性等运动学参数较好地评估患者和正常人的运动能力。

国内的研究学者于宁博等<sup>[25]</sup>使用商业力反馈设备 Omega. 7 设计了基于虚拟导引任务的上肢功能康复训练和评估范式,受试者需要在不同重力场进行“飞越空间路径”任务。结果显示,较高的重力场会导致更大的认知和身体负荷,力反馈可以提高康复训练的质量,并可以使得康复评估根据不同的康复水平自适应调整。华东理工大学的高敏等<sup>[22]</sup>利用力反馈设备,设计了一项名为“循圆”的虚拟任务(图 5A),对处于 BS VI 阶段的患者进行“腕部环绕”的协调功能评估。他们利用 BP 神经网络算法对力反馈记录的健康受试者和患者的运动精度和轨迹误差进行分类,表明该系统在识别的准确率、灵敏度和特异性上均超过了 90%。北京航空航天大学樊瑜波团队<sup>[26]</sup>充分发挥了力反馈和虚拟现实技术的优势,设计了包括迷宫球、直线导引和曲线导引 3 种典型的“轨道导引”任务(图 6),分别用于评

估腕关节运动的灵活性、稳定性和主动活动范围。研究纳入了 46 名健康受试者和 10 名中枢损伤患者,测试设计的任务对改善腕关节运动评估的有效性。并根据健康受试者 95% 的表现质量建立参考范围,识别患者在执行任务中的手腕运动功能缺陷。结果表明,本研究设计的虚拟导向任务对康复后期的患者非常敏感,突破了传统手功能评估的天花板效应。

### 2.3 虚拟定位任务

定位任务要求患者将手中的物体,在手眼协调配合下将其放置(插入)至指定位置。在传统的康复评估中,九孔钉板测试是一个典型的定位任务,它要求被评估者将捏在手中的钉子,一个接一个地插入至目标孔中。力反馈在虚拟定位任务中,可实现定位物体的重量改变及测量物体与目标孔碰撞产生的接触作用力,并记录定位过程中运动学参数。譬如:Fluet 等人<sup>[27]</sup>开发了一个虚拟的钉板测试(VPIT)来评估定位能力(图 7),它们改进了 SensAble Technologies 公司的 PHANTOM Omni 力反馈设备,让其具有抓握功能,并招募了若干名健康受试者和脑卒中患者进行测试。通过力反馈记录的运动学参数(包括完成时间、抓握力、加速度过零点、轨迹误差、钉子掉落的次数、与桌面的平均碰撞力等),分析

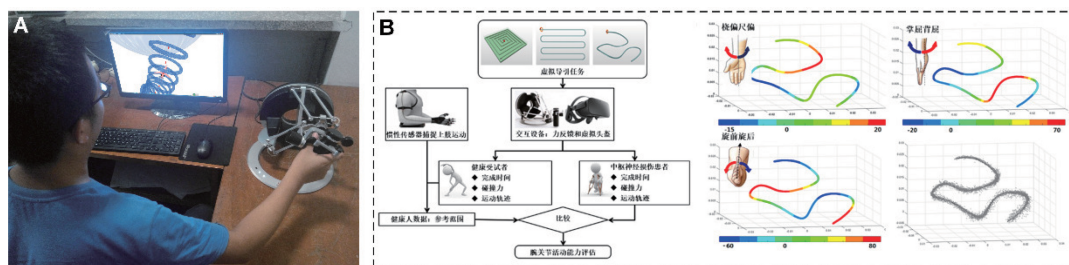


图 6 力反馈实现的“轨道导引”任务

(A) “飞越空间路径”任务评价认知和身体负荷<sup>[25]</sup>, (B) “轨道导引”任务评价腕关节活动能力<sup>[26]</sup>

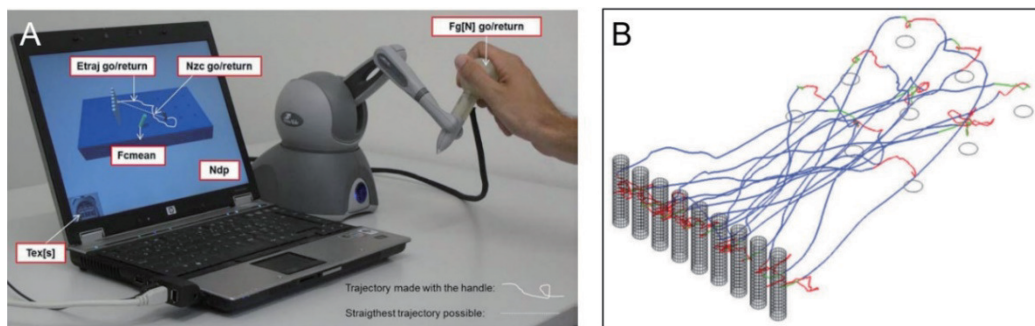


图 7 力反馈实现的虚拟定位任务

(A) 虚拟九孔钉板实验场景<sup>[27]</sup>, (B) 力反馈实时记录的运动轨迹<sup>[28]</sup>

了脑卒中患者手眼配合能力的缺陷。此外, Tobler-Ammann 等人<sup>[28]</sup>评估了虚拟九孔钉板测试(VPIT)和九孔钉板测试(NHPT)、盒块测试(BBT)的关键测量结果的一致有效性、与慢性脑卒中患者 VPIT 的动力学和运动学参数的再测试可靠性。结果表明,一旦使用者对设备的熟悉程度提升,基于力反馈开发的虚拟定位任务能够提供比传统的、非计算机化的手部评估更客观和全面的上肢功能测量。

关于国内的相关研究,南京信息工程大学的研究团队<sup>[29]</sup>报道了一个力反馈手功能康复训练系统,并基于此系统设计了三个不同难度等级的康复训练项目:固定轨迹、数字排序和拾取训练,可对患者的手部、腕关节、肘关节和肩关节功能进行锻炼,结果表明该系统能够满足脑卒中患者的康复需求。北京航空航天大学的樊瑜波团队<sup>[29]</sup>利用力反馈可以改变定位物体重量的这一功能,构建了虚拟定位任务,并在虚拟现实场景中添加眼动追踪模块(图 8),探究重力感的缺失对手眼协调控制的影响。结果发现,在定位物体重力缺失的条件下,定位区间的运动轨迹和抓握力的调整以及注视点、注视时长都比有重力的条件下显著更多。这说明,重力确实会显著影响到受试者的本体感觉,因此需要更多的视觉反馈以及更多的上肢运动控制调整来完成定位任务。

#### 2.4 虚拟抓握任务

抓握任务要求患者在手眼协调配合下,用手到达碰触并抓握指定的物体。由于在日常生活活动

(ADL)中到达一抓握动作是必不可少的,所以该任务是上肢神经康复的一个标准任务<sup>[30]</sup>。力反馈设备在虚拟抓握任务中可提供物体的物理属性,让受试者更好的进行抓握控制;并且作为交互设备,也可以记录轨迹、速度、抓握孔径以及抓握力信息。譬如:Magdalon 和合作者<sup>[31]</sup>利用 CyberGlove 力反馈手套设计了对三个日常生活常见的物体——罐头、螺丝刀和笔进行到达和抓握的任务(图 9A),比较了健康受试者在虚拟环境中穿戴力反馈设备时和等效的物理环境下完成任务手臂和躯干的时空运动学参数。结果表明在虚拟环境和物理环境中穿戴 CyberGlove 力反馈手套除了使得受试者运动速度降低,对到达轨迹没有显著影响,协调到达和抓握运动,对于不同的物体,抓握孔径都会根据物体大小缩放。在该课题组的后续实验中<sup>[32]</sup>,他们还比较了中风患者在两个环境中完成到达一抓握任务的表现,研究发现患者采用了类似的运动策略,并能够根据物体大小调整抓握孔径,但在峰值运动速度和峰值孔径之间的时间更长。这两个研究表明在提供力反馈的虚拟环境中进行抓握任务的运动表现与真实的物理环境相当,力反馈设备为受试者提供了更真实的体验。Alamri 等<sup>[33]</sup>基于 CyberGrasp 系统,根据已有和常见的康复训练评估任务,包括 Jabsen 手功能测试和盒块测试,开发了五种虚拟任务——移动杯子、移动积木、探索迷宫、抓举哑铃、抓握橡皮球(图 10),这些任务包括精确抓握和力量抓握动作,

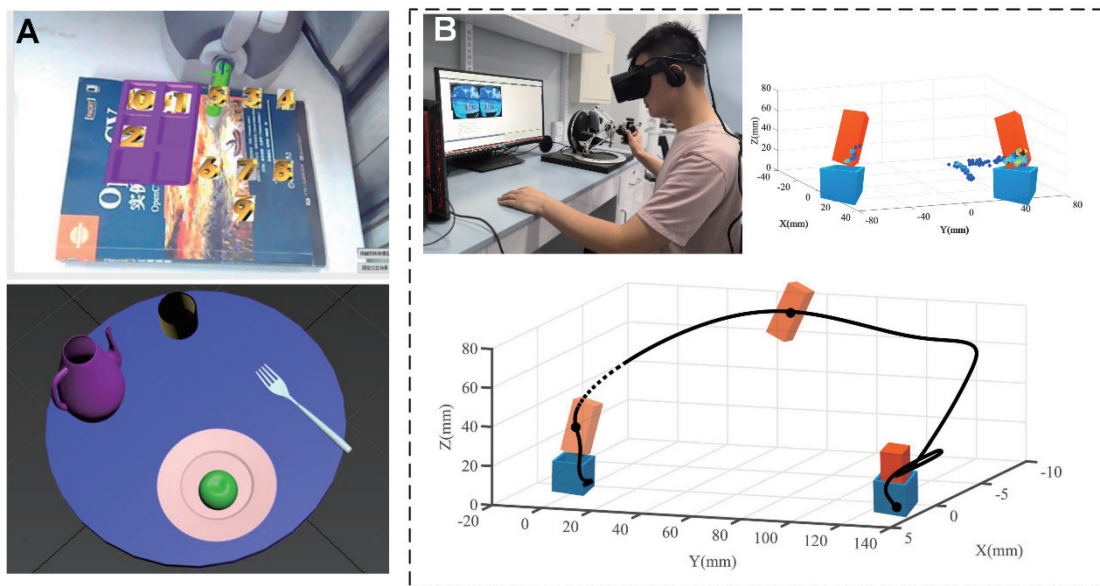


图 8 眼动追踪模块

(A) “数字排序”和“拾取训练”任务<sup>[29]</sup>, (B) 虚拟定位任务的眼动行为和运动轨迹



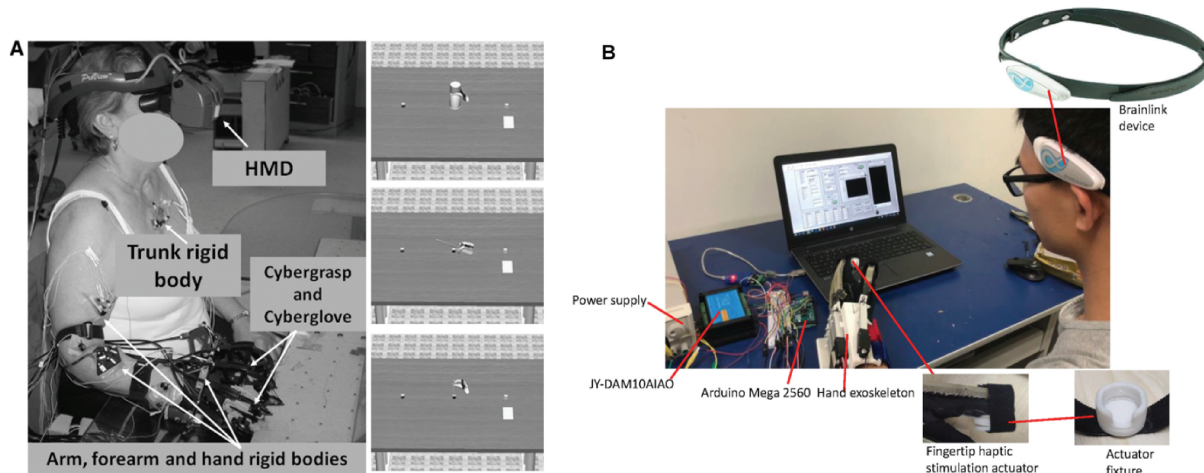


图 9 虚拟抓握任务

(A) 利用 CyberGlove 力反馈手套设计的抓握任务<sup>[31]</sup>, (B) 使用具有指尖触觉刺激的外骨骼辅助手部康复系统进行玻璃杯抓握任务<sup>[34]</sup>

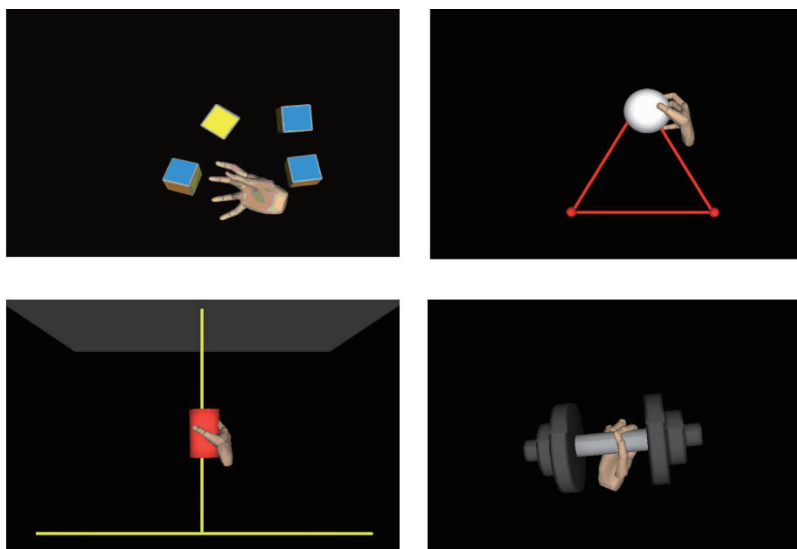


图 10 基于 CyberGrasp 系统设计的虚拟抓握任务<sup>[33]</sup>

通过测量完成任务时的运动学和动力学参数来定量评估患者的进展和康复水平,结果显示这些运动时间、运动轨迹、抓握角度等指标能够很好的作为评估参数来帮助治疗师了解患者的康复进展。在国内,西安交通大学李敏等人<sup>[34]</sup>采用软质材料 3D 打印技术来制作软质气动指尖触觉反馈执行器,并基于此开发了具有指尖皮肤触觉刺激的外骨骼辅助手部康复系统。该课题组设计一个玻璃杯抓握任务,在运动时通过脑电监测受试者的注意力水平。结果发现,在外骨骼辅助的抓握运动中,与仅使用外骨骼相比,额外的触觉刺激显著提高了参与者的注意力水平。

### 3 力触觉反馈设备采集的生物力学参数及其上肢运动功能的评价

由于配有高精度的编码器、力传感器,力反馈设备引入虚拟康复的一个显著的优势在于能够在任务执行过程中精确地采集患者的运动生物力学参数,并利用这些参数对患者进行上肢运动功能的量化评估。本节归纳和总结了基于力反馈设计的虚拟康复任务中采集到的上肢运动学和动力学的参数,并分析了这些参数在上肢运动能力评价中反应的具体功能(表 1)。

表 1 力触觉反馈设备采集的生物力学参数及其上肢运动功能的评价

生物力学参数	采集/计算方式	主要评估任务	对应上肢运动功能
运动速度	设备直接采集	转移任务 <sup>[19]</sup> 引导任务 <sup>[23, 26]</sup>	运动灵活性 <sup>[35]</sup>
路径比	运动轨迹的总长度和起始点—目标点距离的比值	转移任务 <sup>[21]</sup> 定位任务 <sup>[27, 28]</sup>	运动效率 <sup>[37]</sup>
加速度变化率	相对运动时间和运动轨迹长度归一化后的速度二阶导数	转移任务 <sup>[21]</sup> 引导任务 <sup>[26]</sup>	运动平滑性 <sup>[38]</sup>
终点偏差	实际到达终点和设定的目标点之间的距离偏差	定位任务 <sup>[27, 28]</sup>	运动控制失调 <sup>[39]</sup>
触觉/碰撞力	虚拟设备或肢体化身同虚拟物体的相互作用力	引导任务 <sup>[23, 26]</sup> 定位任务 <sup>[27, 28]</sup> 抓握任务 <sup>[34]</sup>	触觉灵敏性 <sup>[26]</sup>
抓握力均值、峰值、速率等	设备直接采集或采集后进行求导等分析	抓握任务 <sup>[34]</sup>	抓握能力 <sup>[40]</sup>

**运动速度:**受试者完成任务的运动速度同准确度之间存在一个权衡关系,为了更方便地进行不同时间进程下的运动比较,一般可以通过运动的平均速度和峰值速度来描述患者上肢的运动灵活性。一方面,过快的运动速度可能是由于不协调的肢体控制导致;另一方面,过低的运动速度也可能源于肌无力(脊髓神经元活跃程度的下降导致肌肉力量的降低)或痉挛(末端神经的紊乱造成肌肉收缩阈值的降低)<sup>[35]</sup>。

**路径比:**路径—距离比,即运动轨迹的总长度和起始点—目标点距离的比值,通常用来评估执行任务的运动效率。感觉运动控制的异常会导致运动效率的降低,例如肌肉协同模式的异常、本体感觉线索的缺失将会造成运动路径距离过大、同最佳轨迹的偏差明显等特征<sup>[35, 36]</sup>。此外,也有文献报道运动效率可以通过信息论的参数——吞吐量(Throughput)(目标距离和目标尺寸除以移动时间的比值)来评估<sup>[37]</sup>。

**加速度变化率:**通常可以用相对运动时间和运动轨迹长度归一化后的加速度变化率、运动速度的峰值个数来表征运动的平滑性,它已被证实同传统的康复评分高度相关<sup>[38]</sup>。力反馈可以实时记录任务过程中的轨迹路线,对其进行二次导数,运动速度的峰值个数就是加速度的过零点的总次数。由于肌肉痉挛、神经调节能力下降,中枢神经损伤患者在执行任务过程中,往往会表现出肢体的震颤或活动笨拙,可能是患者的前馈控制机损伤导致的<sup>[38]</sup>。

**终点偏差:**力反馈记录操作者实际到达的终点和设定的目标点之间的偏差,可以反映患者运动控

制(尤其是手眼配合运动)的失调程度。神经损伤的患者,由于他们认知和本体感觉缺陷,他们的运动前馈控制存在失调<sup>[39]</sup>。这种失调在脑卒中后伴有外侧后丘脑病变的患者中尤为明显,他们在动作行为上的表现为执行定位运动时会出现运动终点同目标位置的偏差<sup>[39]</sup>。

**触觉/碰撞力:**触觉碰撞描述了力反馈装置在虚拟环境中的设备或肢体化身(Avatar)同虚拟物体的相互作用。如果患者的触觉感知存在障碍,他们将不会觉察出自己的化身同虚拟物体发生异常的碰撞,进而通过运动控制来避免这个碰撞。因此,接触碰撞的次数和力值直接反映了患者触觉的敏感度,这对于精细运动来说至关重要。例如,在虚拟导引任务中,感觉障碍的患者同虚拟导轨碰撞的频率和幅值都明显高于健康人<sup>[26]</sup>。

**抓握力参数:**抓握力大小的精确控制和时空协调性是成功操作物体(抓取、放置等)的关键。神经损伤造成的运动障碍患者,由于他们畸变的前馈控制、异常的躯体感觉反馈以及病理性的屈肌协同,往往会出现握力值异常和协调性下降<sup>[40]</sup>。因此,健康人群抓握物体会产生一个单峰的钟形抓握力曲线,而运动障碍患者则会形成多峰值、不平滑的握力曲线。带有抓取功能的力反馈器可以采集交互过程中的抓握力,通过它的均值、峰值、速率平均值等来描述抓握物体的能力;通过握力速率的峰值个数来表征抓握的协调性。

#### 4 总结与展望

近些年,虚拟康复技术已经逐渐成熟,在专业的



医疗中心、社区甚至是家庭的康复中都有着普遍的应用。力反馈引入虚拟康复,通过融入力触觉和躯体感觉增强了患者身临其境的交互体验;不仅如此,配有高精度传感器的力触觉反馈设备能够在任务执行过程中精确地采集患者的运动生物力学参数,对于上肢运动功能的量化评估是一个显著的提升。通过梳理近20年关于力触觉反馈应用于上肢运动功能评估的研究文献,得到如下结论:

(1) 用于上肢运动功能评估的力触觉反馈设备多为桌面式,包括串联和并联的结构,占到全部文献的80%以上;而可穿戴式力反馈由于穿戴繁琐,且反馈的力或力矩值偏小,常无法满足痉挛状态的手实现交互任务,应用范围十分有限。

(2) 基于力触觉反馈的上肢运动功能评估关键是设计“目标导向性”虚拟康复任务。通过建一个将视觉、听觉、力触觉和运动感觉等信息融合的虚拟环境,使得受试者在评价过程中更侧重于对任务完成的过程,而非抽象化重复的关节活动,让康复评估更能体现患者的日常行为能力。本文归纳总结了4种典型的利用力反馈设备实现的虚拟“导向性”任务,包括转移任务、导引任务、定位任务和抓握任务,并阐述了力触觉反馈展现出来的优势。

(3) 力反馈设备引入虚拟康复的一个显著的优势在于,能够在任务执行过程中精确地采集患者的运动生物力学参数,包括运动速度、路径比、加速度变化率、终点偏差、触觉/碰撞力、抓握力等,并利用这些参数对上肢运动功能的进行精准的量化评估,包括运动灵活性、运动效率、运动平滑性、运动控制失调和抓握能力等。

然而,虚拟现实提供的立体视觉同力反馈提供的力触觉和躯体感觉如何高度融合,仍然是虚拟康复一个瓶颈问题。高沉浸感的视觉输入会抑制使用者对躯体感觉的敏感度。我们近期的研究也发现,如果视觉同本体感觉发生冲突,使用者的运动感和肢体控制能力将会受到显著影响。由于虚拟环境中的肢体运动同真实条件下的肢体运动一直存在着比例缩放,因此上述的多感觉冲突是难以避免的。另外,在虚拟康复中增加力反馈设备,将会造成康复成本的提升,这势必会影响它在社区和居家康复中的普及和推广。总之,力反馈技术的引入是虚拟康复的一个重要进展,如何更科学、更合理地利用它来提升康复效果及大众普及,是值得我們深入思考的

问题。

## 参 考 文 献

- [1] Machover C, Tice SE. Virtual reality. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 1994, 14(1): 15—16.
- [2] 喻晓和. 虚拟现实技术基础教程. 北京: 清华大学出版社, 2015.
- [3] Lopez M, Arriaga JGC, Nigenda Álvarez JP, et al. Virtual reality vs traditional education: is there any advantage in human neuroanatomy teaching? *Computers & Electrical Engineering*, 2021, 93: 107282.
- [4] Li YN, Ye HQ, Ye F, et al. The current situation and future prospects of simulators in dental education. *Journal of Medical Internet Research*, 2021, 23(4): e23635.
- [5] Kawamata T, Iseki H, Shibasaki T, et al. Endoscopic augmented reality navigation system for endonasal transsphenoidal surgery to treat pituitary tumors: technical note. *Neurosurgery*, 2002, 50(6): 1393—1397.
- [6] Langhorne P, Bernhardt J, Kwakkel G. Stroke rehabilitation. *The Lancet*, 2011, 377(9778): 1693—1702.
- [7] Maciejasz P, Eschweiler J, Gerlach-Hahn K, et al. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2014, 11: 3.
- [8] Cameirao MS, Badia SB, Duarte E, et al. The combined impact of virtual reality neurorehabilitation and its interfaces on upper extremity functional recovery in patients with chronic stroke. *Stroke*, 2012, 43(10): 2720—2728.
- [9] Sallnäs EL, Rassmus-Gröhn K, Sjöström C. Supporting presence in collaborative environments by haptic force feedback. *ACM Transactions on Computer-Human Interaction*, 2000, 7(4): 461—476.
- [10] Kanzler CM, Schwarz A, Held JPO, et al. Technology-aided assessment of functionally relevant sensorimotor impairments in arm and hand of post-stroke individuals. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2020, 17(1): 128.
- [11] Fluet GG, Deutsch JE. Virtual reality for sensorimotor rehabilitation post-stroke: the promise and current state of the field. *Current Physical Medicine and Rehabilitation Reports*, 2013, 1(1): 9—20.
- [12] Giggins OM, Persson U, Caulfield B. Biofeedback in rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2013, 10(1): 60.
- [13] Kanzler CM, Rinderknecht MD, Schwarz A, et al. A data-driven framework for selecting and validating digital health metrics: use-case in neurological sensorimotor impairments. *Npj Digital Medicine*, 2020, 3: 80.

- [14] Adamovich SV, Merians AS, Boian R, et al. A virtual reality based exercise system for hand rehabilitation post-stroke: transfer to function// The 26th annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society. San Francisco, USA: IEEE, 2004, 2: 4936—4939.
- [15] Demain S, Metcalf CD, Merrett GV, et al. A narrative review on haptic devices: relating the physiology and psychophysical properties of the hand to devices for rehabilitation in central nervous system disorders. *Disability and Rehabilitation Assistive Technology*, 2013, 8(3): 181—189.
- [16] Wang DX, Guo Y, Liu SY, et al. Haptic display for virtual reality: progress and challenges. *Virtual Reality & Intelligent Hardware*, 2019, 1(2): 136—162.
- [17] Pruna E, Acurio SA, Escobar I, et al. 3D virtual system using a haptic device for fine motor rehabilitation. *Recent Advances in Information Systems and Technologies*, 2017: 648—656.
- [18] Gerber LH, Narber CG, Vishnoi N, et al. The feasibility of using haptic devices to engage people with chronic traumatic brain injury in virtual 3D functional tasks. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2014, 11: 117.
- [19] Hussain N, Sunnerhagen KS, Alt Murphy M. End-point kinematics using virtual reality explaining upper limb impairment and activity capacity in stroke. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2019, 16(1): 82.
- [20] Li SY, Shu ZL, Sun N, et al. Online assessment of neural engagement and functional performance for A fine motor control task// 2018 3rd International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics (ICARM). Singapore: IEEE, 2018: 392—396.
- [21] Dong Y, Liu XY, Tang M, et al. Design a haptic-combined virtual reality system to improve box and block test (BBT) for upper extremity function assessment. 2020, doi: org/10.21203/rs.3.rs-32776/v1.
- [22] Gao M, Zhang WJ, Qian ZQ, et al. Automatic assessment of the wrist movement function in a haptic virtual environment for home-based stroke rehabilitation// 2018 IEEE Canadian Conference on Electrical & Computer Engineering. Quebec, QC, Canada: IEEE, 2018: 1—4.
- [23] Kim EB, Kim S, Lee O. Upper limb rehabilitation tools in virtual reality based on haptic and 3D spatial recognition analysis: a pilot study. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 2021, 21(8): 2790.
- [24] Bortone I, Leonardis D, Mastronicola N, et al. Wearable haptics and immersive virtual reality rehabilitation training in children with neuromotor impairments. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: a Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2018, 26(7): 1469—1478.
- [25] Yu NB, Wang K, Liu JT. Dexterous haptic interaction for functional rehabilitation and assessment of the upper limb. 2014 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. Bali, Indonesia: IEEE, 2014: 1351—1355.
- [26] Liu XY, Zhu YJ, Huo HQ, et al. Design of virtual guiding tasks with haptic feedback for assessing the wrist motor function of patients with upper motor neuron lesions. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: a Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2019, 27(5): 984—994.
- [27] Fluet MC, Lambercy O, Gassert R. Upper limb assessment using a Virtual Peg Insertion Test. 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, 2011: 1—6.
- [28] Tobler-Ammann BC, de Bruin ED, Fluet MC, et al. Concurrent validity and test-retest reliability of the Virtual Peg Insertion Test to quantify upper limb function in patients with chronic stroke. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 2016, 13: 8.
- [29] 谢余磊. 面向手功能康复的视触觉增强现实系统研究. 南京: 南京信息工程大学, 2020.
- [30] Merians AS, Tunik E, Adamovich SV. Virtual reality to maximize function for hand and arm rehabilitation: exploration of neural mechanisms. *Studies in Health Technology and Informatics*, 2009, 145: 109—125.
- [31] Magdalon EC, Michaelsen SM, Quevedo AA, et al. Comparison of grasping movements made by healthy subjects in a 3-dimensional immersive virtual versus physical environment. *Acta Psychologica*, 2011, 138(1): 126—134.
- [32] Levin MF, Magdalon EC, Michaelsen SM, et al. Quality of grasping and the role of haptics in a 3-D immersive virtual reality environment in individuals with stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: a Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2015, 23(6): 1047—1055.
- [33] Alamri A, Eid M, Iglesias R, et al. Haptic virtual rehabilitation exercises for poststroke diagnosis. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2008, 57(9): 1876—1884.



- [34] Li M, Chen JZ, He GY, et al. Attention enhancement for exoskeleton-assisted hand rehabilitation using fingertip haptic stimulation. *Frontiers in Robotics and AI*, 2021, 8: 602091.
- [35] Sathian K, Buxbaum LJ, Cohen LG, et al. Neurological principles and rehabilitation of action disorders: common clinical deficits. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 2011, 25(suppl\_5): 21S—32S.
- [36] Cirstea MC, Levin MF. Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain*, 2000, 123(5): 940—953.
- [37] Mottet D, van Dokkum LEH, Froger J, et al. Trajectory formation principles are the same after mild or moderate stroke. *PLoS One*, 2017, 12(3): e0173674.
- [38] Rohrer B, Fasoli S, Krebs HI, et al. Movement smoothness changes during stroke recovery. *The Journal of Neuroscience*, 2002, 22(18): 8297—8304.
- [39] Kim JS. Delayed onset mixed involuntary movements after thalamic stroke: clinical, radiological and pathophysiological findings. *Brain*, 2001, 124(2): 299—309.
- [40] Lindberg PG, Roche N, Robertson J, et al. Affected and unaffected quantitative aspects of grip force control in hemiparetic patients after stroke. *Brain Research*, 2012, 1452: 96—107.

## A New Progress in Virtual Rehabilitation: Assessment of Upper Limb Motor Functions Based on Haptic Feedback Technology

Liu Xiaoyu<sup>1\*</sup>    Tang Min<sup>1</sup>    Dong Ying<sup>1</sup>    Zhu Yuanjie<sup>1</sup>    Fan Yubo<sup>1, 2, 3\*</sup>

1. Key Laboratory of Biomechanics and Mechanobiology (Beihang University)/ Ministry of Education; Beijing Advanced Innovation Center for Biomedical Engineering/ School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing, 100191
2. School of Medical Science and Engineering Medicine, Beihang University, Beijing 100191
3. State Key Laboratory of Virtual Reality Technology and Systems, Beihang University, Beijing 100191

**Abstract** In recent years, virtual reality has been gradually applied to the motor rehabilitation for stroke patients. The virtual rehabilitation allows the assessment of upper limb motor function by constructing “task-oriented” virtual rehabilitation tasks with high immersion and strong interaction. The haptic feedback technology provides patients with force and tactile interaction with the virtual environment, enabling the multisensory output in the virtual evaluation task. In addition, haptic devices allow the high-precision data acquisition for accurate assessments of upper limb motor function. By reviewing relevant literatures, we introduce the common-used haptic devices and their structural characteristics in this paper. We summarize typical virtual “Task-oriented” assessment tasks based on haptic devices and the biomechanical parameters used for the assessment of upper limb motor function. At the end of this paper, we propose the bottleneck of haptic-based virtual rehabilitation and prospected its further development.

**Keywords** virtual reality; haptic feedback; rehabilitation; upper limb motor function; assessment

(责任编辑 吴征天)

\* Corresponding Author, Email: x. y. liu@buaa. edu. cn, yubofan@buaa. edu. cn