

防跌倒步态平衡训练机器人发展现状

陈殿生, 申振阳, 尹虎
(北京航空航天大学, 北京 100191)

摘要: **目的** 介绍国内外防跌倒步态平衡训练机器人研究的主要进展, 为防跌倒步态平衡训练机器人等医工结合领域的研究提供可借鉴的思路。**方法** 主要从 4 个方面总结了下肢辅助康复机器人研究的最新进展, 具体包括机器人构型, 机构控制策略和算法, 步态数据采集方法和步态数据分析方法。**结论** 在国内外对步态平衡训练机器人的研究中, 机器人的市场定位细分是当前学界面临的挑战。各主流解决方案侧重点都不相同, 针对用户细分的方法也不一样。由于主要的目标人群老年人群体用户差异性较强, 因此用户的个性化训练需求较高, 未来需要进一步细化步态平衡训练机器人的定位, 满足不同情况下不同用户在不同阶段的个性化训练需求, 有望提升步态平衡训练机器人的整体水平。

关键词: 步态平衡训练; 步态数据; 康复机器人; 平衡能力评估

中图分类号: TB472 **文献标识码:** A **文章编号:** 1001-3563(2022)12-0075-12

DOI: 10.19554/j.cnki.1001-3563.2022.12.008

Development Status of Anti-fall Gait Balance Training Robot

CHEN Dian-sheng, SHEN Zhen-yang, YIN Hu
(Beihang University, Beijing 100191, China)

ABSTRACT: This paper introduces the main progress of research on anti-fall gait balance training robots at home and abroad, and provides reference ideas for the research of anti-fall gait balance training rehabilitation robots and other fields of medical-industrial integration. The latest progress in the research of lower limb assisted rehabilitation robot is mainly summarized from four aspects, including: robot configuration; mechanism control strategy and algorithm; gait data collection method and gait data analysis method. In the current research, the market positioning of robots is a challenge faced by the current academic community. At present, various mainstream solutions have different focuses and different user segments. However, the main target group, the elderly, has strong user differences, so users have high personalized training needs. In the future, it is necessary to further refine the positioning of the gait balance training robot to meet the personalized training needs of different users at different stages in different situations, which is expected to improve the overall level of gait balance training robots.

KEY WORDS: gait balance training; gait data; rehabilitation robot; balance capability assessment

步行作为人体最常见也最为关键的日常活动之一, 与人们的生活息息相关。步行是由神经系统控制, 全身肌肉、骨骼和关节协同作用的一种复杂生理活动。任何一个环节出现问题, 将导致步行能力下降, 其中老年人的步行能力下降最为迅速。

随着时间推移, 中国的社会人口老龄化问题显得

愈发严重。据《中国统计年鉴-2019》^[1]数据显示, 预计到 2050 年, 我国 60 以上老人人口比例将高达 30%~40%。老年人群体因为身体机能的退化, 其肌肉力量、平衡能力和肢体协调能力都会显著下降, 从而发生跌倒等事故。我国 65 岁及以上老年人跌倒死亡率为 58.03/10 万, 跌倒导致的死亡占该年龄段人群全

收稿日期: 2022-01-26

基金项目: 国家重点研发计划项目 (2019YFB1311404)

作者简介: 陈殿生 (1969—), 男, 博士, 教授, 主要研究方向为服务机器人。

通信作者: 尹虎 (1974—), 男, 硕士, 副教授, 主要研究方向为产品设计和交互设计。

部伤害致死原因的 34.83%，已成老年人因伤致死的首位原因^[2]。在我国跌倒的发生率为 14%~34%，每年至少有 2 000 万老人发生 2 500 万次跌倒事故^[3]。老年人发生跌倒，后果非常严重，比如骨折、长期疼痛、颅脑外伤、残疾、失能，甚至死亡。因此，在人口老龄化的背景下，改善老年人的平衡能力，是预防老年人跌倒的有效手段，对减少老年人意外伤害具有重要意义。

平衡能力作为判断老年人步态稳定性最为重要的一个评价指标，受到国内外相关研究者和企业的广泛关注。平衡调节是人类活动的基础，以深感觉为主、前庭觉和视觉等为辅的平衡感知信息传给大脑中枢处理，形成平衡调节策略和运动指令，进而激活相应的人体运动单元执行平衡调节动作。平衡能力的缺失，将导致步行能力的快速下降，严重影响人们的生活。人体平衡能力分为静态平衡和动态平衡两类。静态平衡指人体保持某一特定姿势，如站立和坐的能力。动态平衡是指运动过程中，人体控制身体重心并调节身体姿态的能力。动态平衡又分为 2 个方面：自动态平衡，即主动性平衡，是人体在进行各种自主运动时能重新获得稳定状态的能力；他动态平衡，即反应性平衡，是人体在受到外界干扰后恢复稳定状态的能力^[4-5]。

步态，即人体走路时的姿态动作。步态，除了与平衡能力有关，还与肢体协调、肌力、神经控制等因素相关。老年人随着年龄增长，身体机能下降，特别是脑卒中（又称中风）、帕金森等常见老年疾病，容易引起步态异常。传统的步态训练，通过医生观察指出患者缺陷，并进行相应的指导，容易忽略个体差异，且容易受到医生个人经验的影响。基于机器人的步态训练，从简单的减重式步行跑台，到外骨骼姿态矫正，核心是异常步态分析与步态矫正^[6]。

当前的平衡能力评估与训练和步态训练与矫正仍然面临巨大问题与挑战。其成因复杂，包括感觉输入异常、中枢整合与协调性障碍、运动控制能力下降等多个维度，从而难以建立多因素的、量化的平衡障碍评价标准。以脑卒中患者为例，在步态平衡训练上，目前主要以康复医师“一对一”针对治疗与训练为主。建立完善的平衡能力评估体系，加快建设平衡能力与步态训练机器人的研制，对于应对我国人口老龄化趋势，改善人民生活品质具有重要意义。

1 机器人构型

在老年人防跌倒方面，步态训练和平衡训练作为 2 个重要的组成部分，各有侧重又相互关联。在防跌倒步态平衡康复训练上，针对平衡能力的 3 个关键输入部分（视觉、前庭觉和深感觉）针对性地进行训练，从而恢复患者在感觉输入上的异常^[7]。不同的机器构型的侧重点各有不同。目前，主流的平衡训练机器人有 3 种构型：下肢外骨骼式步行平衡训练机器人、踏板式平衡训练机器人和并联多自由度平台平衡训练

机器人。下肢外骨骼式步态平衡训练机器人基于肢体训练，提前规划好外骨骼的运动路径和控制策略，通过带动下肢不断重复正确的步态动作，实现神经的重塑，从而促使患者恢复步行和平衡能力，其侧重点在于步态训练。踏板式平衡训练机器人大多配合虚拟现实技术，通过踏板的运动带动肢体模拟步行动作，同时将踏板运动与虚拟的运动场景结合，以实现常见的运动场景（如平地、楼梯、山路和沙滩等）的模拟，对步态平衡训练有良好的积极作用。并联多自由度平衡训练机器人由早期的模拟驾驶系统演变而来，结合体感仿真技术，可以给予使用者常见的运动刺激，从而促使患者采取对应的措施，主要针对前庭觉进行平衡训练，如果辅以跑步带，可以实现步态训练。

1.1 外骨骼式

外骨骼式下肢机器人在下肢助力上的应用颇多，由于其能控制下肢的运动形式，因此具有步态矫正功能，也应用于步态平衡训练。针对外骨骼步态平衡训练机器人的研究众多。

瑞士苏黎世联邦理工学院与 Hocoma 公司合作研制了一款下肢外骨骼康复训练机器人 Locomat，见图 1a。该机器人由步态矫正器、减重系统、跑步平台和人机交互软件组成。步态矫正器有髋关节和膝关节等 2 个自由度，由带滚珠丝杠的驱动机构实现独立驱动，从而实现患者矢状面的运动。踝关节的背屈运动由弹性元件被动实现，然后通过平行四杆机构实现了骨盆的横向和旋转运动。此外，每个关节配有位置传感器和力传感器可以测量关节旋转角度和力矩，使外骨骼的运动更好地与人体正常步行运动匹配。Locomat 采用步态自适应控制、生物视觉反馈等控制策略，实现患者在虚拟环境中的康复训练，并通过实验验证了控制策略的有效性^[8-9]。目前，该产品已经商业化，并成功推出了儿童训练款。



图 1 外骨骼式步态康复训练机器人
Fig.1 Exoskeleton gait rehabilitation training robot

瑞士洛桑联邦理工学院联合 Swortec 公司开发了一款下肢外骨骼训练康复机器人 Walk Trainer，见图 1b。该机器人由移动车体、减重系统、骨盆控制系统和下肢运动系统组成。移动车体可以跟随人体运动而运动，不需要使用跑台。减重系统由 2 个电机控制，一个电机控制预紧弹簧；另一个电机以编码器和力传

感器作为反馈信号, 精确控制减重力的恒定。骨盆控制系统为六自由度机构, 可以实现任意位置和角度的运动控制。下肢运动系统则为典型的外骨骼结构, 由 3 个直线驱动器驱动实现下肢运动。

美国 HealthSouth 公司推出了一款名为 Reo Ambulator 的步行训练机器人, 见图 1c。该机器人由两条二自由度机械腿构成, 分别绑在患者脚踝和大腿处。通过独立的控制系统带动大腿和小腿完成一系列的步态训练和矫正动作, 并实现实时监控、在线测评等功能, 主要用于神经和骨科的适应性康复训练。目前该产品已经得到广泛实验和应用。

日本芝浦工业大学研制了助行机器人 Walking Assistance Apparatus, 见图 2a。该机器人主要由移动支架、减重机构和外骨骼 3 个部分组成。移动支架跟随患者运动, 代替跑台的作用。减重机构固定于支架上, 并与外骨骼机械腿连接, 两者协调实现减重步行训练。外骨骼机械腿基于平行连杆机构原理, 驱动髋关节和膝关节在矢状面内转动, 通过柔性连杆实现髋关节和踝关节的自然转动。该机器人还集成了陀螺仪和超声波传感器, 从而帮助患者实现斜坡和台阶的检测和运动^[10]。基于之前的研究, 芝浦工业大学的学者又进一步研发了能更精确地控制外骨骼轨迹的 Air

Gait, 见图 2b。Air Gait 用跑步机替代了移动支架, 利用气动肌肉带动连杆机构驱动下肢髋膝关节实现矢状面的转动, 并提出了基于气动肌肉压力和位置控制的步行训练控制策略, 从而更好地实现步态康复训练^[11-12]。

1.2 踏板式

德国的 Stefan Hesse 是最早研究踏板式步行训练机器人的学者之一, 并成功开发了 Gait Trainer 第一代样机, 见图 3a。该样机通过曲柄连杆机构, 用单自由度模拟人体步行时足的轨迹, 利用踏板带动患者沿着既定轨迹运动, 以模仿人体正常步行, 单自由度的既定轨迹使机构结构简单, 但功能单一^[13], 无法满足人体步行和平衡控制时踝关节的调整策略, 而在人体矢状面上两个方向的平移运动存在耦合现象, 无法实现正常的步态训练。随后, Stefan Hesse 又研制了一款串并联混合驱动的六自由度的踏板步态训练机器人 Haptic Walker, 见图 3b。该机器人每个踏板可以实现人体在矢状面上 2 个方向的移动, 踏板还有一个旋转自由度以实现踝关节的转动。该机器人可以模拟上下楼梯、平地行走和滑雪等多种运动场景, 同时踏板上安装有位置传感器和力传感器, 实时采集运动信息, 既能帮助医师对患者的平衡状况进行评估, 又能更好地规划并控制踏板运动^[14]。之后, 通过与荷兰 Reha Technology 公司合作, 推出了最终产品 G-EO System, 见图 3c^[15]。主体结构和核心功能都与 Haptic Walker 相同, 可以根据患者状况制定运动轨迹, 实现针对式康复训练。

日本筑波大学在踏板式步态平衡训练机器人方面做了很多相关研究。2003 年, 他们研制出了 GaitMaster1 和 GaitMaster 2。GaitMaster1 由 2 个三自由度的踏板组成, 可以实现人体的大部分运动。之后他们又经过改进, 陆续推出了 GaitMaster 3—Gaitmaster 5, 同时加入了虚拟现实等先进的技术, 让患者实现沉浸式康复训练, 能够实现平地、上下楼梯等日常场景的模拟。该系统已经完成实验验证, 见图 4^[16]。



a Walking Assistance Apparatus



b Air Gait

图 2 日本芝浦工业大学研制的外骨骼康复机器人
Fig.2 Exoskeleton rehabilitation robot developed by Shibaura Institute of Technology, Japan



a Gait Trainer



b Haptic Walker



c G-EO System

图 3 德国踏板式步行训练机器人
Fig.3 German pedal walking training robot

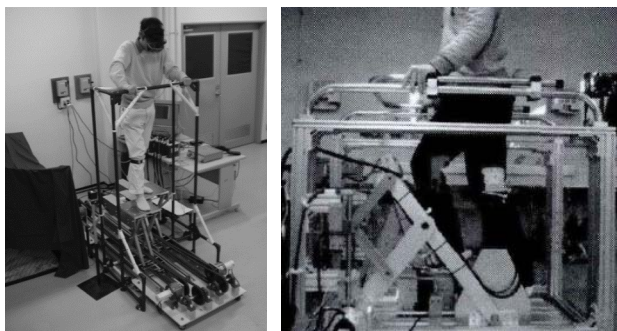


图4 Gaitmaster 训练机器人
Fig.4 Gaitmaster trains robots

1.3 多自由度并联平台系统

以 Stewart 6 自由度并联机构为代表的多自由度并联系统, 由于其刚度大、承载能力强, 而且可以实现运动行程内空间任意位置和姿态的运动, 而受到广泛运用。早期的 Stewart 并联机构主要用于模拟驾驶、体感游戏等设备中, 还用于模拟人体前庭觉的仿真输入, 并得到业界一致认可。由于这种系统契合人体步态和平衡训练的多自由度模拟、多感觉输入的要求, 近年来开始逐渐用于平衡训练机器人的研究中^[17]。

Motek Medical 公司开发的 Computer Assisted

Rehabilitation Environment (CAREN) 平衡康复训练系统, 见图 5a, 集合了六自由度运动平台, 双跑步带自适应跑台, 虚拟现实系统及三维运动捕捉系统于一体, 可以实现运动数据采集与分析、平衡评估、步态训练等康复训练流程, 是当前国际上最先进的系统康复训练设备之一。六自由度并联平台和双带自适应跑台, 可以实现很多需要的运动组合, 见图 5b。结合其强大的视觉运动捕捉系统和信号采集系统, 可以捕捉人体肌电信号, 各关节运动速度和加速度, 步长、步宽、步速和足底压力等常见的平衡和步态评估参数, 实现丰富的评估方案和训练方案。同时, 虚拟现实技术也给评估和训练过程增加了沉浸性和趣味性^[18]。

美国 NeuroCom 公司研发了 EquiTest 平衡训练仪。该设备的站立平台既能固定, 又能实现平移、旋转等多种运动模式, 并且提供视觉虚拟反馈, 帮助患者实现视觉与平衡训练^[19]。

哈尔滨工程大学基于 3-RPS 并联平台研制了一款平衡训练机器人仿真系统, 见图 6。该系统利用并联平台的多自由度特性, 可以实现小范围的移动与倾斜^[20]。配置上位机实时显示姿态曲线。该样机只是小型仿真系统, 并未用于实际平衡训练。



a CAREN 康复系统



b 多自由度平台及跑台

图5 CAREN 康复训练系统
Fig.5 CAREN rehabilitation training system

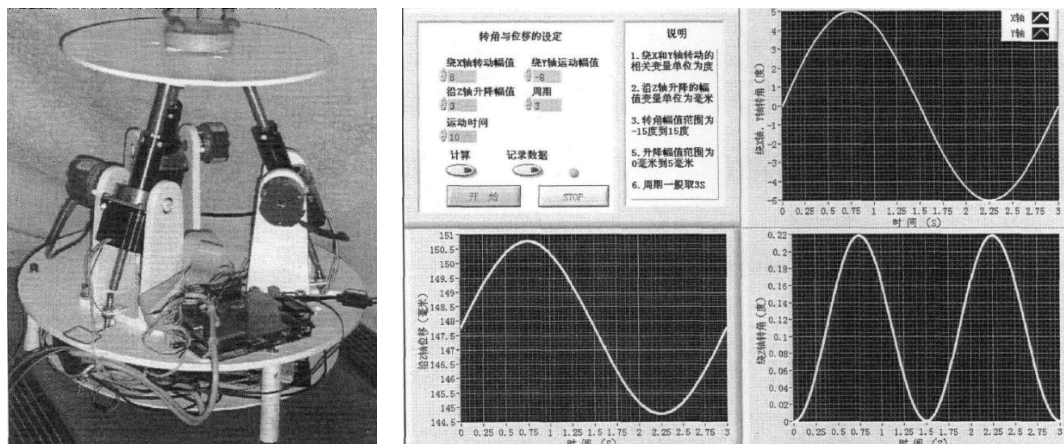


图6 哈尔滨工程大学研制的平衡训练仿真平台系统
Fig.6 Balance training simulation platform developed by Harbin Engineering University

2 机器人控制策略与方法

步态平衡训练机器人作为直接与用户发生接触的部分, 自然、高效、安全的人机交互是非常重要的需求之一。考虑到老年人用户群体的特殊性, 对人机交互和“人-机-环境”要求更高, 这就涉及机器人的控制策略和方法, 而用户是具有自主运动意识和能力的, 因此文中介绍了目前主流的步态平衡训练机器人控制策略与方法。

目前, 专业领域内对机器人控制技术的定义有很多解释, 此前被广泛接受的解释是“机器人控制技术是作用于机器人各关节使机器人运动的技术”, 涉及机器人的机械结构和控制程序 2 个部分。事实上, 如果在更广泛的角度下定义的话, 机器人的控制系统还包括设计、建模、识别、轨迹规划和学习^[21]。通过建模、识别、轨迹规划和基于模型的控制方法, 可以有效地提升机器人的性能, 并且能够降低机器人的成本, 目前工业机器人、服务机器人乃至协作机器人等都广泛采用此方法。

对康复机器人而言, 目前已经有许多研究介绍了下肢康复或下肢增强训练机器人的控制方法。胡进等^[22]按照获取用户主动运动意图时所使用的信号进行分类, 具体包括基于力信号的控制方法和基于生物医学信号的控制方法。许彧青^[23]按照人机交互模式进行分类, 具体包括基于人体测量信号的控制策略、基于交互力测量的控制策略和基于机器人测量信号的控制策略。张晟杰^[21]从控制技术本身出发进行分类, 具体包括预定义轨迹控制、按需辅助控制、虚拟通道控制、基于步态的预定义动作控制、基于模型控制、基于自适应振荡器的控制和模糊控制, 同时总结了几种控制方法适用的用户群体, 见表 1。

表 1 7 种控制方法适用的用户群体^[23]
Tab.1 User groups corresponding to seven control methods

控制方法	适合的用户	对用户的要求
预定义轨迹控制	完全丧失自主运动能力	无
按需辅助控制	部分丧失自主运动能力	可以进行一定的自主运动
虚拟通道控制	部分丧失自主运动能力	可以进行一定的自主运动
基于步态的预定义动作控制	部分丧失自主运动能力	可以触发动作
基于模型控制	部分丧失自主运动能力	可以为传感器提供信号
基于自适应振荡器控制	部分丧失自主运动能力	可以提供周期性运动信号
模糊控制	部分丧失自主运动能力	可以为传感器提供信号

宏观上说, 机器人的控制方法按照任务不同可以分为运动学控制和动力学控制两大类, 再按照机构运动的自由程度划分为定点控制、轨迹控制和力/位混合控制等。传统应用于步态平衡训练机器人的控制方法主要有阻抗控制、力/位混合控制、自适应控制等。目前也有大量的研究^[24-26]证明了其有效性, 这几种方法也是目前主流的方法。

自适应控制方法是当下研究的热点, 近年来的机器学习研究产生了大量的自适应控制算法, 然而大多数的标准机器学习方法不能直接应用于此类机器人。有学者提出了应用神经网络学习的控制方法, 为自适应控制方法找到了新的方向。

对工业机器人而言, 重点目标在于按照规划好的路线完成既定的任务, 要求高稳定性、高精度、高力矩和长时间工作; 对于步态平衡训练之类的服务机器人而言, 重点目标是在开放的非预设环境下完成轻量的、非高精度的工作, 从而满足用户的需求, 要求安全性高、稳定性好、易交互和易维护。两者的侧重点不一样, 适用的控制策略和方法也不尽相同。

从需求角度出发, 康复训练或增强训练机器人都属于服务机器人。此类机器人对交互或者说“人机共融”的需求很高。研究表明, 长时间的重复训练会导致训练枯燥, 用户将无法集中注意力, 从而导致训练的效果降低。在训练的过程中, 用户的积极参与对训练的效果起着重要作用。为了提高用户的主动性, 需要全面提高训练过程中的用户体验, 而构成训练过程中用户体验最核心的部分就是用户与机器人之间的交互, 而在交互设计领域, 大部分学者认为交互的最理想状态就是“零交互”, 也就是要尽量减少用户和机器人之间的交互行为, 以目前的技术还达不到理想的状态。在实际的交互设计中, 学者们致力于寻求最为自然且高效的交互方式, 包括但不限于人的意识、听觉、视觉、语音、嗅觉和触觉等方面。

对于现阶段的步态平衡训练机器人研究, 最关键的部分在于判断用户的主动运动意图和获取运动状态等生物信号, 因此基于生物信号的控制方法对此类机器人来说, 具有特别的优势。目前基于生物信号的控制方法主要有以下 2 种: 是基于肌电信号 (sEMG) 的控制; 基于脑电信号 (EEG) 的控制。由于现阶段对脑电信号的采集技术还不成熟, 因此, 还未得到较为广泛的应用, 目前大部分采用生物信号控制的步态平衡训练机器人主要使用肌电信号控制^[27]。未来, 基于生物信号的智能控制方法和多种控制方法的融合是该领域研究的趋势。

3 数据采集方法

对人体平衡评估和平衡训练效果的评价, 都需要对实验对象进行数据采集。随着传感器和微型处理器的发展, 数据采集的方式越来越多。主流的数据采集

方式包括：基于压力传感器的人体重心估计与计算；基于计算机视觉的 mark 点定位与姿态重构；基于惯性传感器的人体骨架重构^[28]。

3.1 压力传感器数据采集

在人体运动学和动力学分析中，重心是衡量人体运动平衡最重要的指标。传统的人体建模方法可以把人视为一个倒立摆模型，见图 7。为了测量重心（Center of Mass, CoM）位置，假定人对平台的压力（Center of Pressure, CoP）和平台对人的反作用力位于同一竖直线上（适用于静态平衡）。因此利用分布式压力传感器平台测出压力中心 CoP 就能得到人体重心在水平面的投影^[29]。

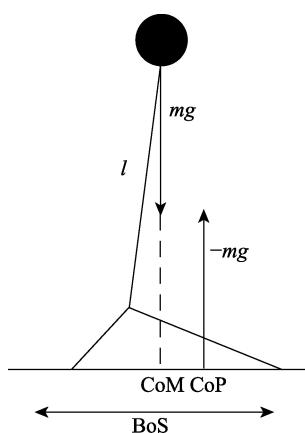


图 7 人体倒立摆模型

Fig.7 Human inverted pendulum model

20 世纪 70 年代，美国的 Nashner 研发出用于测定人体平衡能力的动态姿势图技术（Computerized Dynamic Posturography, CDP）^[30]，成为量化评价人体平衡能力的里程碑，并据此研发出 EquiTest 平衡检测仪，见图 8a。1986 年，EquiTest 获得美国 FDA 批准后，其后续产品（Balance Manager 系列）成为了美国人体平衡功能评定、临床治疗和科研方面的标准化设备。EquiTest 用压力中心 COP 反应人体重心轨迹，并通过计算机和软件记录重心在一段时间内的轨迹，见图 8b。绘制的轨迹包络线越集中，重心波动范围越小，证明实验对象的平衡性越好。类似的平衡

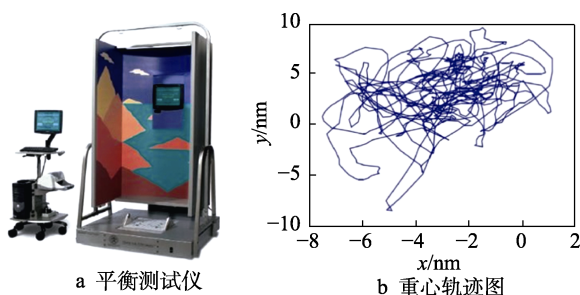


图 8 EquiTest 平衡测试仪与重心轨迹

Fig.8 EquiTest Balance Tester and Center of Gravity Trajectory Chart

测试设备还有英国的 BPM 平衡仪（Balance Performance Monitor）^[31]、以色列 Tetrax 平衡仪^[32]、Balance Master 平衡仪等。通过绘制重心摆动轨迹对平衡能力进行评估已经成为了评价人体平衡能力的重要方法之一。

3.2 惯性传感器数据采集

惯性传感器主要是用陀螺仪和加速度计来捕捉运动。此种传感器可以采集三轴角度、角速度和加速度共 9 个参量。优点是：体积小、携带方便，能很好地采集人体姿态信息。整个测量系统由多个测量点构成，每个测量点用一个惯性传感器测量，对应着人体一个关节自由度。该方法的问题在于陀螺仪芯片存在零误差和积分误差，长时间使用会造成偏差增大，而且信号容易受高频噪声的影响。

基于传感器的人体数据采集与平衡评估和训练实际上是利用惯性传感器对人体姿态进行测量并重建。近年来，随着惯性传感器的人体姿态重建和运动捕捉系统快速发展，出现了许多穿戴式的运动捕捉方案。其中 Xsens MVN 运动捕捉系统最具代表性，见图 9。Xsens MVN 运动捕捉系统采用陀螺仪、加速度计和磁力计来捕捉运动。整个采集系统由微型惯性传感器 MTx 模块、无线 Xbus 传输模块和软件分析模块组成，不受环境光线与空间距离的限制，录制的动作无需后续处理即可使用，解决了双脚同时离地、跳跃等特殊运动模式下的数据漂移问题，可以广泛应用于医疗，表演等场合^[33]。



图 9 Xsens MVN 运动捕捉系统
Fig.9 Xsens MVN motion capture system

国内的诺亦腾科技有限公司开发的 Perception Neuron 运动捕捉系统，见图 10。单个传感器直径比 1 角硬币还小，集成了加速度计、陀螺仪以及磁力计。节点配置可以从 3 个节点到 32 个节点，可以对应捕捉单纯的手臂运动到全身的精细运动。目前已经在电影制作、体育运动、医疗等多个领域得到应用^[34]。

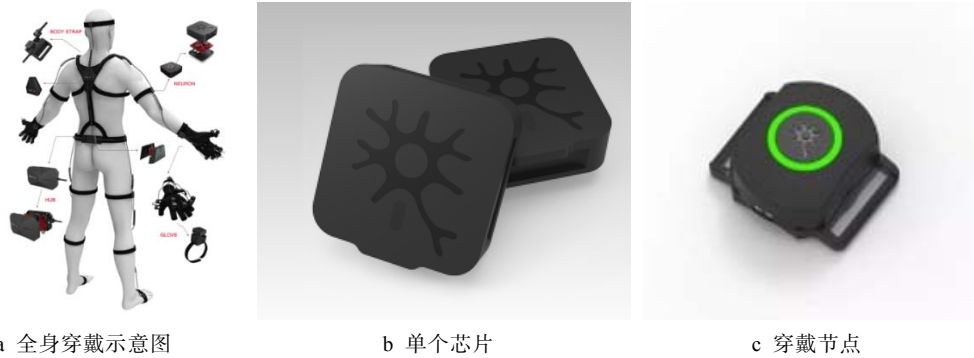


图 10 诺亦腾运动捕捉设备
Fig.10 Noitom motion capture device

孚心科技也研发了用于人体姿态重构的惯性传感器模块, 见图 11。该公司主要有 2 套产品, 核心功能相同: 一套有线设备, 通过随身携带在背部的 Hub 搜集传感器的数据信息, 并导入电脑进行处理; 另一套为无线设备, 通过蓝牙连接到上位机, 实时传输数据到上位机设备。结合其公司开发的配套软件, 可以实现实时人体姿态重构。



图 11 孚心科技惯性传感系统
Fig.11 Fuxin Technology Inertial Sensing System

基于惯性传感器的运动分析、步态测量、平衡评估实验和研究众多。Hobert 等^[35]利用可穿戴式惯性传感器对帕金森患者的步态进行了分析研究, 证明了惯性传感器对人体数据分析的有效性。Horak 对 19 名无跌倒史的老年人和 16 名近年来超过 1 次跌倒史的老年人通过可穿戴设备对指定动作任务进行监测, 包括转身 90°、180°和行走 3 m, 结果显示, 有跌倒史和无跌倒史的老年人行走 3 m 时间无差异, 但转身的特征存在显著差异^[36]。唐增等^[37]通过测力板和惯性传感器分别采集了青年人和老年人 2 组运动数据, 采用系统聚类方法对数据进行分析, 以研究人体的平衡能力。岳宗晓等^[38]利用惯性传感器, 设计了一系列平衡实验, 通过实验中惯性传感器的数据分析, 来评估并训练人体平衡能力。

虽然基于惯性传感器的步态数据采集具有数据容易漂移和穿戴方式不固定导致数据有噪声的缺点, 但其成本低、部署方便, 且能够满足采集步态信息的有效性和可靠性要求, 因此得到大量应用。

3.3 视觉数据采集系统

视觉运动捕捉作为近年来的研究热点, 受到国内

外学者和公司的广泛关注。

微软公司于 2010 年推出了一款深度相机 Kinect V1, 见图 12a。极大降低了深度相机的入门门槛, 为利用视觉对人体骨架建模、人体运动捕捉和人机交互提供了极大便利。该相机的视觉感知部分由一个 RGB 摄像头, 一个红外发射器, 一个红外接收器组成, 并集成了相关算法, 可以实时输出深度图像。2014 年微软又推出 Kinect V2, 在游戏、医疗、科研等领域广泛应用。

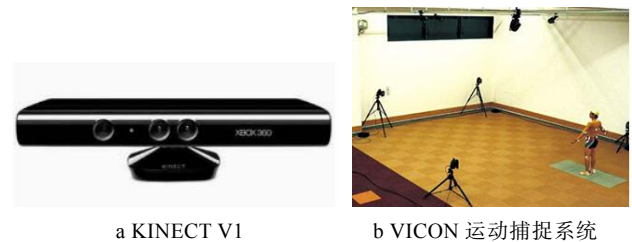


图 12 运动捕捉系统
Fig.12 Motion capture system

Kinect 作为低成本运动捕捉设备, 其精度在很多场景下达不到要求。基于 Marker 点的高精度运动捕捉系统弥补了这部分缺陷。英国 Oxford Metrics Limited 公司推出的 Vicon 光学运动捕捉系统就是其中的代表, 见图 12b。Vicon 系统主要由 bonita 相机、Marker 点和配套处理软件构成。通过光学摄像头发射红外光线, 照射到覆盖有特殊涂层的 Marker 点产生反射, 由高速光学摄像头捕捉图像, 传输给软件处理, 从而得到 marker 点在当前空间环境中的六自由度位置。

基于以上系统, 众多学者和公司进行了大量人体平衡评估和平衡训练的相关研究。Lai 等^[39]利用 kinect 设计了一套虚拟交互系统用于训练中风患者的平衡能力, 见图 13a, 该系统类似于体感游戏, 通过将一些平衡动作转化为游戏中的动作, 并用 Kinect 进行交互, 以实现平衡训练目的。Junata 等^[40]设计了一款结合 Kinect 的平衡训练平台, 见图 13b, 利用最大运动范围和最快反应时间作为平衡指标, 并对 17 名中风患者进行了实验测试, 结果显示有效。



图 13 基于 Kinect 的平衡训练系统
Fig.13 Balance training system based on Kinect

Caren 平衡训练系统搭载了 vicon 的运动捕捉系统,可以精确测量人体的运动情况。众多学者基于此平台进行了平衡评估与训练的相关验证。Roeles 等^[41]在 Caren 平衡训练系统上分别测试了青年和老年 2 组人员在 6 种扰动模式下步态平衡的变化,目的是探究哪些类型的扰动对步态平衡的影响最大。Shani 等^[42]利用 CAREN 的运动捕捉系统分别测试了上坡、下坡和平地的一些常见步态参数,并说明了如何利用这些参数对人体运动能力进行评价。

与其他的数据采集方法相比,视觉数据采集系统的最大优势在于其非接触性,部署也较为便捷,而且随着算法的更新迭代,其精度和可靠性都达到了较高的级别,能够满足采集步态数据的要求。

4 数据分析方法

由于平衡能力集合了神经控制、肌力能力和多感觉感知等一系列复杂的生理过程,对平衡能力的评价与平衡训练数据分析的方法,缺乏统一而完善的理论体系。在此介绍国内外常用的平衡数据分析方法。

4.1 基于最大李雅普诺夫 (Lyapunov) 指数的数据分析

4.1.1 最大李雅普诺夫指数定义

考虑一个系统,其系统函数为 $f(x)$ 。从 2 个很近的初始状态出发(也可以视为原状态 x_0 受到初始扰动到达初始状态 y_0),则经过一次迭代,状态如下:

$$y_1 = f(y_0), x_1 = f(x_0)$$

初始误差:

$$\Delta d_0 = |y_0 - x_0|$$

经过一次迭代之后,误差如下:

$$\Delta d_1 = \frac{|f(y_0) - f(x_0)|}{|y_0 - x_0|} |y_0 - x_0| = f'(x_0) \Delta d_0$$

以此类推,经过 n 次迭代之后,状态偏差:

$$\Delta d_n = \left| \prod_{i=0}^{n-1} f'(x_i) \right| \Delta d_0 \quad (1)$$

由式 (1) 可见,2 个系统对初始扰动的敏感度

由导数 $|df/dx|$ 在 x_0 处的值决定,它与初始值 x_0 有关。映射整体对初值敏感性需对全部初始条件平均,要进行 n 次迭代。

2 个系统如果初始存在微小的差异,随着时间(或迭代次数)逐渐分离,分离程度常用李雅普诺夫指数来度量。令式 (1) 为:

$$\Delta d_n = \left| \prod_{i=0}^{n-1} f'(x_i) \right| \Delta d_0 = e^{\lambda t} \Delta d_0$$

$$\text{则 } \lambda = \lim_{n \rightarrow \infty} \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} \ln(f'(x_i)) \quad (2)$$

在式 (2) 中, λ 为李雅普诺夫指数。 λ 反映了系统经过一段时间之后,偏差与初始偏差的关系。如果 $\lambda < 0$,则系统收敛; $\lambda > 0$,系统发散。

利用李雅普诺夫指数 λ ,相空间内初始时刻的两点距离将随时间(或迭代次数)逐渐指数分离:

$$|y_n - x_n| = |y_0 - x_0| \exp(\lambda n) \quad (3)$$

在一维映射中只有一个 λ 值,而在多位相空间情况下一般就有多个 λ ,而且沿着相空间的不同方向, λ 值一般也不同。设 ε_0 为多维相空间中两点的初始距离,经过 n 次迭代以后两点间的距离为:

$$\varepsilon(t) = \varepsilon_0 e^{\lambda t} \quad (4)$$

式中:指数 λ_i 可正可负,当其为正时表示沿该方向扩展,为负时表示沿该方向收缩。在经过一段时间(数次迭代)以后,2 个不同李雅普诺夫指数将使相空间中原来的圆演变为椭圆,见图 14。

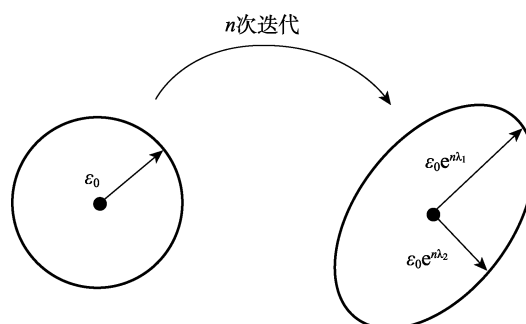


图 14 二维李雅普诺夫指数变化情况
Fig.14 Variation of two-dimensional Lyapunov exponent

稳定体系的相轨线相应于趋向某个平衡点, 如果出现越来越远离平衡点的情况, 则系统是不稳定的。系统只要有一个正值就会出现混沌运动。

4.1.2 最大李雅普诺夫指数计算方法

对于非线性连续系统, 通过微分方程来描述系统状态。离散系统通过重构相空间来计算李雅普诺夫指数。设通过传感器采集到一系列离散时间序列数据 $x(t_1), x(t_2), \dots, x(t_N)$ 。通过离散时间序列重构相空间。首先确定嵌入维数 m , 然后确定延迟时间 τ , 那么重构后一系列相点如下:

$$\begin{aligned} X(t_0) &= [x(t_0), x(t_0 + \tau), \dots, x(t_0 + (m-1)\tau)] \\ X(t_1) &= [x(t_1), x(t_1 + \tau), \dots, x(t_1 + (m-1)\tau)] \\ &\dots\dots \\ X(t_M) &= [x(t_M), x(t_M + \tau), \dots, x(t_M + (m-1)\tau)] \end{aligned} \quad (5)$$

式中: M 为相空间的点数, $M = N - (m-1)\tau$ 。

设初始时刻 t_0 时两相邻点初始距离为 d_0 , 经过时间 t 后, 距离变为 d_t 。因为 $d_t = d_0 e^{\lambda t}$, 两边同时取对数: $\ln(d_t) = \lambda t + \ln(d_0)$, 绘制 $\ln(d_t)$ 关于 t 的曲线, 用最小二乘法求斜率, 得到的斜率即为 λ 。

对多元混沌系统, 不要求出每一个 λ , 系统的收敛和发散程度由最大李雅普诺夫指数决定。求解最大李雅普诺夫指数, 常用的方法有以下几项: 由定义法延伸的 Nicolis 方法, Jacobian 方法、 P -范数法、Wolf 法和 Rosenstein 法。其中, 运用最广泛的是 Wolf 法和基于小批量时间序列的 Rosenstein 法。

4.1.3 基于最大李雅普诺夫指数的平衡能力评估

最大李雅普诺夫指数常与局部动态稳定性 (Local Dynamic Stability, LDS) 联系在一起。作为 LDS 的主要衡量指标, 最大李雅普诺夫指数在人体步态平衡和跌倒风险预测上被广泛运用。Dingwell 等^[43]首次将最大李雅普诺夫指数用于研究人体步态稳定性。Marcel 等^[44]探究了跌倒历史和风险与最大李雅普诺夫指数的关系, 并证实最大李雅普诺夫指数与跌倒风险具有相关性。Brujin^[45-47]等首先探究了最大李雅普诺夫指数与人体平衡能力和步态参数的相关性, 证明了这个方法对平衡分析的有效性。同时深入探究了不同嵌入维度、不同步行速度和不同长度时间序列对最大李雅普诺夫指数的影响。大量研究和实验均证明了该方法的有效性。

4.2 生物力学模型分析

从直观角度而言, 人体平衡能力与重心有很大关系。基于此理论, 计算出重心位置, 并根据动力学方法判断人体平衡能力, 将是一种有效的研究方法。为此, 应先对人体建模。

4.2.1 数学模型

目前, 应用最广泛的人体数学模型为倒立摆模

型。倒立摆模型见图 7。该模型的最重要参数为重心, 重心位置在水平面的投影可以根据压力中心 (Center of Pressure, CoP) 的位置确定。

由于压力中心 CoP 只能反应静态平衡时重心的投影。在动态平衡中, 经常用推测质心代替重心 (Extrapolated Center of Mass, XCoM)。

同时应用于该模型的其他参数还有支撑边界 (Base of Support, BoS)、空间稳定裕度 b (Margin of Stability) 和时间稳定裕度 b_t (Time of Stability)。支撑边界 BoS 定义为两脚之间的距离, 空间稳定裕度为推测质心距支撑边界的距离, 表征了重心离临界稳定点的距离范围。时间稳定裕度则定义为空间稳定裕度除以重心速度, 表征以当前运动速度运动, 到达临界稳定点的时间。上述理论在分析人体冠状面的平衡时很有帮助。然而对于矢状面, 人体是一个运动的过程, BoS 在不断改变, 上述参量的计算难度将增大, 其评价的效果将降低^[48]。

4.2.2 基于生物力学的人体平衡研究

Hof 等^[49-51]研究学者基于 XCoM 将静态平衡的判断方法推广到动态平衡中, 并详细阐述了如何利用 X_{CoM} 、BoS、 b 以及 b_t 来判断人体的动态平衡能力。他们还通过 6 名截肢者和 6 名健康人士进行实验对照, 通过 CoP 和 X_{CoM} 等参数探究人体步态对称性。Mademli 等^[52]利用稳定裕度作为主要判据, 研究年轻人和老年人在经历肌肉疲劳之后受到扰动时恢复平衡的能力, 结果表明在肌肉疲劳的情况下, 年轻人的稳定裕度明显高于老年人。

5 结语

现阶段的防跌倒步态平衡训练机器人, 大多直接基于机器人技术。外骨骼式步态训练机器人重点在于肌力训练与神经控制, 现阶段的踏板式步行训练机器人侧重于步态的运动仿真, 而以 Caren 系统为代表的多自由度并联平台则侧重于平衡评估。平衡能力涉及的因素众多, 是一个复杂的调节过程。由于针对的主要目标用户是老年人, 由此用户的个体差异性很强, 不同病症、不同阶段、不同年龄、不同体质的用户, 他们的需求千差万别, 很难通过单一的步态平衡训练系统满足需求。

需要进一步细分步态平衡训练机器人的定位, 针对不同平衡能力的人群展开调研, 有针对性地为解决某一类人群的需求进行方案设计, 实现更为细分的步态平衡训练机器人。例如将主要目标人群——老年人用户划分为脑卒中患者、肌无力患者、帕金森患者和阿尔茨海默病患者等, 其中, 脑卒中患者是平衡训练机器人最主要的使用者, 以脑卒中患者人群为例, 可以按阶段将其进一步划分为恢复期和后遗症期等。在不同的时期, 其平衡能力差别也较大, 而且对于脑卒

中患者而言,无论是在恢复期还是后遗症期间,绝大多数患者的双腿运动都表现出很高的不对称性和不协调性,在机器人的构型设计上选择能实现单侧腿/脚的康复训练方案能够取得更理想的训练效果。进一步细分机器人的定位,能够更有针对性地帮助不同的老年人群体进行步态平衡训练,有望提升老年人群体的平衡训练效果,同时能够有效地提升用户体验,从而提高防跌倒步态平衡训练机器人领域的研究水平。

参考文献:

- [1] 国家统计局. 中国统计年鉴 2019[EB/OL]. (2019-09-01)[2021-05-23]. <http://www.stats.gov.cn/tjsj/ndsj/2019/indexch.htm>, 2019-09-01.
National Bureau of Statistics. China Statistical Yearbook 2019[EB/OL]. (2019-09-01)[2021-05-23]. <http://www.stats.gov.cn/tjsj/ndsj/2019/indexch.htm>, 2019-09-01.
- [2] 杨艳林, 张红燕, 廖婷, 等. 我国老年人跌倒影响因素研究的可视化分析[J]. 上海护理, 2020, 20(4): 19-24.
YANG Yan-lin, ZHANG Hong-yan, LIAO Ting, et al. Visualization Analysis on Influencing Factors of Falls in Chinese Elderly[J]. Shanghai Nursing, 2020, 20(4): 19-24.
- [3] PARK S H. Tools for Assessing Fall Risk in the Elderly: A Systematic Review and Meta-Analysis[J]. Aging Clinical and Experimental Research, 2018, 30(1): 1-16.
- [4] 燕铁斌, 窦祖林. 实用瘫痪康复[M]. 北京: 人民卫生出版社, 1999: 134-137.
YAN Tie-bin, DOU Zu-lin. Practical Rehabilitation of Paralysis[M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 1999: 134-137.
- [5] POLLOCK A S, DURWARD B R, ROWE P J, et al. What is Balance? [J]. Clinical Rehabilitation, 2000, 14(4): 402-406.
- [6] PENNYCOTT A, WYSS D, VALLERY H, et al. Towards more Effective Robotic Gait Training for Stroke Rehabilitation: A Review[J]. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 2012, 9(1): 65.
- [7] RUNGE M, REHFELD G, RESNICEK E. Balance Training and Exercise in Geriatric Patients[J]. Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions, 2000, 1(1): 61-65.
- [8] RIENER R, LÜNENBURGER L, MAIER I C, et al. Locomotor Training in Subjects with Sensori-Motor Deficits: An Overview of the Robotic Gait Orthosis Lokomat[J]. Journal of Healthcare Engineering, 2010, 1: 517674.
- [9] Hocoma. Locomat[EB/OL]. (2021-11-08)[2021-01-22]. [Http://www.hocoma.com/products/locomat](http://www.hocoma.com/products/locomat).
- [10] YUSA H, TANAKA E, IKEHARA T, et al. Development of a Walking Assistance Apparatus Using a Spatial Parallel Link Mechanism and Evaluation of Muscle Activity[C]// 19th International Symposium in Robot and Human Interactive Communication. Viareggio: IEEE, 2010: 151-158.
- [11] SHIBATA Y, IMAI S, NOBUTOMO T, et al. Development of Body Weight Support Gait Training System Using Antagonistic Bi-articular Muscle Model[C]// 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology. Buenos Aires: IEEE, 2010: 4468-4471.
- [12] DZAHIR M A M, NOBUTOMO T, YAMAMOTO S I. Antagonistic Mono- and Bi-articular Pneumatic Muscle Actuator Control for Gait Training System Using Contraction Model[C]// 2013 ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference: Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC). Rio de Janeiro: IEEE, 2013: 1-6.
- [13] HESSE S, UHLENBROCK D. A Mechanized Gait Trainer for Restoration of Gait[J]. Journal of Rehabilitation Research and Development, 2000, 37(6): 701-708.
- [14] SCHMIDT H, HESSE S, BERNHARDT R, et al. HapticWalker: A Novel Haptic Foot Device[J]. ACM Transactions on Applied Perception, 2005, 2(2): 166-180.
- [15] ANDRENELLI E, CAPECCI M, DI BIAGIO L, et al. Improving Gait Function and Sensorimotor Brain Plasticity Through Robotic Gait Training with G-EO System in Parkinson's Disease[J]. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, 2018, 61(1): 79-80.
- [16] TANAKA N, EBIHARA K, EBATA Y, et al. Effect of Gait Rehabilitation with a Footpad-Type Locomotion Interface on Gait Ability in Subacute Stroke Patients[J]. NeuroRehabilitation, 2022: 1-7.
- [17] BO A P L, CASAS L, CUCHO-PADIN G, et al. Control Strategies for Gait Tele-Rehabilitation System Based on Parallel Robotics[J]. Applied Sciences, 2021, 11(23): 11095.
- [18] KANE A, THOMPSON N R, SULLIVAN A B. Assessment of Computer Assisted Rehabilitation Environment (CAREN) System Use and Mood in Patients with Multiple Sclerosis[J]. International Journal of MS Care, 2022, 24(2): 63-66.
- [19] WITTSTEIN M W, CRIDER A, MASTROCOLA S, et al. Use of Virtual Reality to Assess Dynamic Posturography and Sensory Organization: Instrument Validation Study[J]. JMIR Serious Games, 2020, 8(4): e19580.
- [20] 张楠. 基于并联运动平台的平衡训练系统的控制与仿真[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工程大学, 2009.
ZHANG Nan. Control and Simulation of Balance Training System Based on Parallel Robot[D]. Harbin: Harbin Engineering University, 2009.
- [21] 张晟杰. 康复助行机器人控制算法研究[D]. 上海: 上海大学, 2021.
ZHANG Sheng-jie. Research on Control Algorithm of a Robotic Walker for Gait Rehabilitation[D]. Shanghai: Shanghai University, 2021.
- [22] 胡进, 侯增广, 陈翼雄, 等. 下肢康复机器人及其交互控制方法[J]. 自动化学报, 2014, 40(11): 2377-2390.
HU Jin, HOU Zeng-guang, CHEN Yi-xiong, et al. Lower Limb Rehabilitation Robots and Interactive Control

- Methods[J]. *Acta Automatica Sinica*, 2014, 40(11): 2377-2390.
- [23] 许彧青. 助行康复机器人人机交互设计研究综述[J]. *包装工程*, 2020, 41(8): 1-7.
XU Yu-qing. Human-Robot Interaction Design of Walking Assistance Rehabilitation Robot[J]. *Packaging Engineering*, 2020, 41(8): 1-7.
- [24] AGUIRRE-OLLINGER G, COLGATE J E, PESHKIN M A, et al. Control of a Lower-limb Assistive Exoskeleton[C]// 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics. Noordwijk: IEEE, 2007: 188-195.
- [25] BERNHARDT M, FREY M, COLOMBO G, et al. Hybrid Force-position Control Yields Cooperative Behaviour of the Rehabilitation Robot Lokomat[C]// 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR. Chicago: IEEE, 2005: 536-539.
- [26] TAN Ren-peng, WANG Shuo-yu, JIANG Yin-lai, et al. Adaptive Controller for Motion Control of an Omnidirectional Walker[C]// 2010 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation. Xi'an: IEEE, 2010: 156-161.
- [27] 刘波. 床式下肢康复训练机器人控制方法研究[D]. 苏州: 苏州大学, 2017.
LIU Bo. The Control Method Research of the Bed-Type Lower Limb Rehabilitation Robot[D]. Suzhou: Soochow University, 2017.
- [28] GHISLIERI M, GASTALDI L, PASTORELLI S, et al. Wearable Inertial Sensors to Assess Standing Balance: A Systematic Review[J]. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 2019, 19(19): 4075.
- [29] 睢少坤. 人体重心检测方法研究及系统实现[D]. 保定: 河北大学, 2015.
SUI Shao-kun. Detection Method and Equipment Implementation for Human Body Center of Gravity[D]. Baoding: Hebei University, 2015.
- [30] NASHNER L M, PETERS J F. Dynamic Posturography in the Diagnosis and Management of Dizziness and Balance Disorders[J]. *Neurologic Clinics*, 1990, 8(2): 331-349.
- [31] JUNG M, STEEVES E. Effects of Virtual Reality Based Physical Therapy Interventions on Balance and Gait Performances of Chronic Hemiparetic Stroke Patients - a Literature Review[J]. *International Medicine*, 2019, 1(2): 1.
- [32] BOZBAŞ G T, GÜRER G. Does the Lower Extremity Alignment Affect the Risk of Falling? [J]. *Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2018, 64(2): 140-147.
- [33] SCHEPERS M, GIUBERTI M, BELLUSCI G. Xsens MVN: Consistent Tracking of Human Motion Using Inertial Sensing[J]. *Xsens Technol*: 2018, 7 (25): 1-8.
- [34] LIU Juan, ZHENG Ya-wen, WANG Ke, et al. A Real-Time Interactive Tai Chi Learning System Based on VR and Motion Capture Technology[J]. *Procedia Computer Science*, 2020, 174(1): 712-719.
- [35] HOBERT M A, MAETZLER W, AMINIAN K, et al. Technical and Clinical View on Ambulatory Assessment in Parkinson's Disease[J]. *Acta Neurologica Scandinavica*, 2014, 130(3): 139-147.
- [36] HORAK F, KING L, MANCINI M. Role of Body-Worn Movement Monitor Technology for Balance and Gait Rehabilitation[J]. *Physical Therapy*, 2015, 95(3): 461-470.
- [37] 唐增, 孟明, 孙曜, 等. 基于多模态信息的平衡能力评估方法[J]. *杭州电子科技大学学报*, 2013, 33(6): 111-114.
TANG Zeng, MENG Ming, SUN Yao, et al. Methods of Balance Capacity Assessment Based on Multi-Modal Information[J]. *Journal of Hangzhou Dianzi University*, 2013, 33(6): 111-114.
- [38] 岳宗晓. 基于多传感器信号融合的人体平衡分析研究[D]. 郑州: 郑州大学, 2019.
YUE Zong-xiao. Research on Human Balance Analysis Based on Multi-Sensor Signal Fusion[D]. Zhengzhou: Zhengzhou University, 2019.
- [39] LAI C L, HUANG Ya-ling, LIAO T K, et al. A Microsoft Kinect-based Virtual Rehabilitation System to Train Balance Ability for Stroke Patients[C]// 2015 International Conference on Cyberworlds (CW), Visby: IEEE, 2015: 54-60.
- [40] JUNATA M, CHENG K C C, MAN H S, et al. Development and Evaluation of a Kinect-Based Rapid Movement Therapy Training Platform for Balance Rehabilitation[C]// 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Honolulu: IEEE 2018: 2345-2348.
- [41] ROELES S, ROWE P J, BRUIJN S M, et al. Gait Stability in Response to Platform, Belt, and Sensory Perturbations in Young and Older Adults[J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2018, 56(12): 2325-2335.
- [42] KIMEL-NAOR S, GOTTLIEB A, PLOTNIK M. The Effect of Uphill and Downhill Walking on Gait Parameters: A Self-Paced Treadmill Study[J]. *Journal of Biomechanics*, 2017, 60: 142-149.
- [43] DINGWELL J B, CUSUMANO J P, STERNAD D, et al. Slower Speeds in Patients with Diabetic Neuropathy Lead to Improved Local Dynamic Stability of Continuous Overground Walking[J]. *Journal of Biomechanics*, 2000, 33(10): 1269-1277.
- [44] TOEBES M J P, HOOZEMANS M J M, FURRER R, et al. Local Dynamic Stability and Variability of Gait are Associated with Fall History in Elderly Subjects[J]. *Gait & Posture*, 2012, 36(3): 527-531.
- [45] BRUIJN S M, VAN DIEËN J H, MEIJER O G, et al. Statistical Precision and Sensitivity of Measures of Dynamic Gait Stability[J]. *Journal of Neuroscience Methods*, 2009, 178(2): 327-333.
- [46] BRUIJN S M, TH TEN KATE W R, FABER G S, et al.

- Estimating Dynamic Gait Stability Using Data from Non-Aligned Inertial Sensors[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2010, 38(8): 2588-2593.
- [47] BRUIJN S M, MEIJER O G, BEEK P J, et al. Assessing the Stability of Human Locomotion: A Review of Current Measures[J]. *Journal of the Royal Society, Interface*, 2013, 10(83): 20120999.
- [48] SUGANDHI K, RAJU G. An Efficient Hog-centroid Descriptor for Human Gait Recognition[C]// 2019 Amity International Conference on Artificial Intelligence (AICAI). Dubai: United Arab Emirates. IEEE, 2019: 355-360.
- [49] HAK L, HOUDIJK H, STEENBRINK F, et al. Speeding Up or Slowing Down? Gait Adaptations to Preserve Gait Stability in Response to Balance Perturbations[J]. *Gait & Posture*, 2012, 36(2): 260-264.
- [50] HOF A L, GAZENDAM M G J, SINKE W E. The Condition for Dynamic Stability[J]. *Journal of Biomechanics*, 2005, 38(1): 1-8.
- [51] HOF A L, VAN BOCKEL R M, SCHOPPEN T, et al. Control of Lateral Balance in Walking[J]. *Gait & Posture*, 2007, 25(2): 250-258..
- [52] MADEMLI L, ARAMPATZIS A, KARAMANIDIS K. Dynamic Stability Control in Forward Falls: Postural Corrections after Muscle Fatigue in Young and Older Adults[J]. *European Journal of Applied Physiology*, 2008, 103(3): 295-306.
- [53] 金晟. 基于脑功能网络特征的人体平衡能力评估研究[D]. 杭州: 杭州电子科技大学, 2020.
- JIN Sheng. Research on Evaluation of Human Body Balance Ability Based on the Feature of Brain Function Network[D]. Hangzhou: Hangzhou Dianzi University, 2020.
- 责任编辑: 陈作

(上接第 51 页)

- [9] 许慧琼, 王一梅, 王斌, 等. ATP 生物荧光法检测结果与细菌含量相关性研究[J]. *中国消毒学杂志*, 2017, 34(2): 140-144.
- XU Hui-qiong, WANG Yi-mei, WANG Bin, et al. Study on Correlation of Bacterium Contents and Test Result of ATP Bioluminescence Method[J]. *Chinese Journal of Disinfection*, 2017, 34(2): 140-144.
- [10] 谭明伟, 刘晔照, 万春疆, 等. ATP 生物荧光法检测环境卫生标准值的建立与应用研究[J]. *中国消毒学杂志*, 2017, 34(1): 39-41.
- TAN Ming-wei, LIU Xi-zhao, WAN Chun-jiang, et al. Establishment and Application of ATP Biological Fluorescence Detection Standard for Environmental Sanitation[J]. *Chinese Journal of Disinfection*, 2017, 34(1): 39-41.
- [11] 韩军, 陈德润, 邓承凤. 以问题为导向的老旧小区火灾救援产品设计[J]. *包装工程*, 2022, 43(6): 110-118.
- HAN Jun, CHEN De-run, DENG Cheng-feng. Problem-Oriented Design of Fire Rescue Products in Old Communities[J]. *Packaging Engineering*, 2022, 43(6): 110-118.
- 责任编辑: 陈作